

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-528804

(P2019-528804A)

(43) 公表日 令和1年10月17日(2019.10.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 N 7/00 (2006.01)	A 6 1 N 7/00	4 C 1 6 0
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 81 頁)

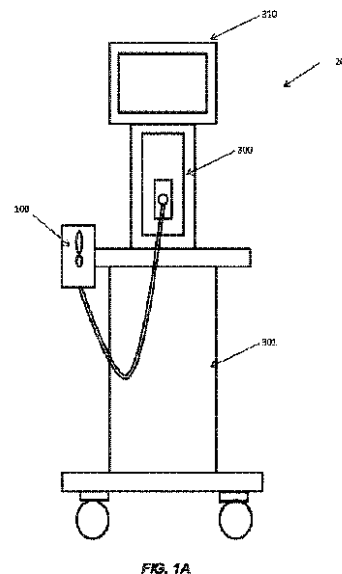
(21) 出願番号	特願2018-560039 (P2018-560039)	(71) 出願人	510320564 ウルセラ インコーポレイテッド アメリカ合衆国 85204 アリゾナ メーサ サウス スタッブリー ドライブ 1840 スイート 200
(86) (22) 出願日	平成29年8月14日 (2017.8.14)	(74) 代理人	110001656 特許業務法人谷川国際特許事務所
(85) 翻訳文提出日	平成31年1月9日 (2019.1.9)	(72) 発明者	エメリー, チャールズ, ディー. アメリカ合衆国 85204 アリゾナ メーサ サウス スタッブリー ドライブ 1840 スイート 200
(86) 国際出願番号	PCT/US2017/046703	(72) 発明者	シュー, ステフエン, ジェイ. アメリカ合衆国 85204 アリゾナ メーサ サウス スタッブリー ドライブ 1840 スイート 200
(87) 国際公開番号	W02018/035012		最終頁に続く
(87) 国際公開日	平成30年2月22日 (2018.2.22)		
(31) 優先権主張番号	62/482, 440		
(32) 優先日	平成29年4月6日 (2017.4.6)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	62/482, 476		
(32) 優先日	平成29年4月6日 (2017.4.6)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 皮膚の超音波美容治療のためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

組織内の1つまたは複数の美容治療ゾーンの配置および位置を変更するためのトランスデューサからの超音波ビームをディザリングするように、マルチチャンネル信号混合を使用する同時マルチ焦点治療、および/または組織内の1つまたは複数の美容治療ゾーンの配置および位置を変更するためのトランスデューサからの超音波ビームをディザリングするように構成され、改善された超音波治療の有効性のために画像処理を使用するように構成され、および/または機械的に並進されおよび/またはステアリングされた超音波トランスデューサのための複数の焦点ゾーンシーケンシングおよびトリガーを用いて画像処理するように構成された、皮膚科学的美容治療および/または画像処理システムならびに方法の実施形態が本明細書に提供される。システムは、ハンドワンド、取り外し可能なトランスデューサモジュール、および制御モジュールを備えることができる。いくつかの実施形態では、美容治療システムは、様々な美容処置で使用され得る。

【選択図】 図1A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像処理ミスアライメントを低減するように構成された超音波治療および画像処理システムであって、

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、前記組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、第 1 の方向および第 2 の方向に前記超音波画像処理トランスデューサを動かすための動作機構とを備える、超音波プローブであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記動作機構に機械的に取り付けられ、

前記第 1 の方向は前記第 2 の方向と反対であり、

前記超音波画像処理トランスデューサが、前記第 1 の方向に移動するとき $N > 1$ である焦点ゾーンシーケンス順序 ($f_1, \dots, f_N$) で画像処理し、

前記超音波画像処理トランスデューサが、前記第 2 の方向に移動するとき第 2 の焦点ゾーンシーケンス順序 ($f_N, \dots, f_1$) で画像処理し、

前記第 1 の方向の画像処理と前記第 2 の方向の画像処理との間の空間的位置合わせは、トリガー部位をずらすことによって改善され、

前記超音波治療および画像処理システムは、連続する A ライン上で ($f_1 \sim f_N$) と ($f_N \sim f_1$) との間で交互になる方向依存性焦点ゾーンシーケンシングを使用する、超音波プローブと、

前記超音波画像処理トランスデューサを制御するための前記超音波プローブに結合された制御モジュールと、を備える、超音波治療および画像処理システム。

【請求項 2】

前記トランスデューサの前記第 1 の移動方向は、線状、回転、および湾曲からなる群のうちの任意の 1 つ以上であり、前記第 2 の方向は前記第 1 の方向の逆の経路である、請求項 1 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 3】

前記第 1 の移動方向は、複数の次元で発生し、前記第 2 の方向は前記第 1 の方向の逆の経路である、請求項 1 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 4】

前記超音波画像処理トランスデューサが、 $N > 2$ である ($F_1 \sim F_N$) として指定される前記第 1 の焦点ゾーンシーケンス順序で画像処理する、請求項 1 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 5】

前記超音波治療トランスデューサが、第 1 の美容治療ゾーン内に配置された第 1 のセットの部位と、第 2 の美容治療ゾーン内に配置された第 2 のセットの部位での組織の治療のために構成され、前記第 1 のゾーンは前記第 2 のゾーンとは異なる、請求項 1 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 6】

前記超音波治療トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成され、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なる、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 7】

前記超音波トランスデューサの少なくとも 1 つの部分は、音波強度の 2 つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記圧電性材料の前記少なくとも 1 つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間と共に変化する、請求項 6 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 8】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧

10

20

30

40

50

電材料の変化を生成するように構成される、請求項 6 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 9】

前記複数の圧電材料変化は、前記圧電材料の膨張と前記圧電材料の収縮のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 8 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 10】

前記超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

10

【請求項 11】

前記複数の位相は離散位相値を含む、請求項 10 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 12】

前記超音波トランスデューサが、
振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なり、

超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

20

【請求項 13】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療、セルライト治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 14】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

30

【請求項 15】

前記超音波画像処理トランスデューサが、 $N > 3$ である ($f_1 \sim f_N$) として指定される前記第 1 の焦点ゾーンシーケンス順序で画像処理する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 16】

前記超音波画像処理トランスデューサが、 $N = 4$ である ($f_1 \sim f_N$) として指定される前記第 1 の焦点ゾーンシーケンス順序で画像処理する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 17】

前記超音波画像処理トランスデューサが、 $N = 10$ である ($f_1 \sim f_N$) として指定される前記第 1 の焦点ゾーンシーケンス順序で画像処理する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

40

【請求項 18】

前記第 1 の方向の画像処理と前記超音波プローブを伴う前記第 2 の方向の画像処理との間の前記空間的な位置合わせの前記トリガー部位をずらすことを含む、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 19】

$N = 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9$ 、および 10 からなる群のいずれか 1 つである、請求項 18 に記載の方法。

50

【請求項 20】

N = 2 である、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 21】

N = 4 である、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 22】

N = 6 である、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 23】

N = 8 である、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 24】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 18 ~ 23 のいずれか一項に記載の方法。

10

【請求項 25】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 18 ~ 23 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 26】

皮膚を引き締めるための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

【請求項 27】

眉をリフトするための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

20

【請求項 28】

弛緩組織をリフトするための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

【請求項 29】

顎下弛緩および顎部組織をリフトするための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

【請求項 30】

デコルテの線およびシワを改善するための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

【請求項 31】

脂肪を減少させるための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

30

【請求項 32】

セルライトの出現を減少させるための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

【請求項 33】

組織凝固のための局所加熱または非侵襲的審美的使用を意図した機械的細胞膜破壊のいずれかを生成する目的で、超音波を集束して組織および細胞内の局所的、機械的運動を生成するための、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載のシステムの使用。

【請求項 34】

移動する超音波プローブにおける画像処理ミスアライメントを低減する方法であって、超音波プローブによる第 1 の方向の画像処理と第 2 の方向の画像処理との間の空間的位置合わせのトリガー部位をずらすことと、

40

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、前記組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、前記第 1 の方向および前記第 2 の方向に前記超音波画像処理トランスデューサを動かすための動作機構とを備える、前記超音波プローブであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記動作機構に機械的に取り付けられ、

前記第 1 の方向は前記第 2 の方向と反対であり、

前記超音波画像処理トランスデューサが、前記第 1 の方向に移動するとき $N > 2$ である焦点ゾーンシーケンス順序 (f_1 、 $\dots$ 、 f_N) で画像処理し、

50

前記超音波画像処理トランスデューサが、前記第2の方向に移動するとき第2の焦点ゾーンシーケンス順序(f_N 、...、 f_1)で画像処理する、前記超音波プローブと、を含む、方法。

【請求項35】

N = 3、4、5、6、7、8、9、および10からなる群のいずれか1つである、請求項34に記載の方法。

【請求項36】

N = 4である、請求項18に記載の方法。

【請求項37】

N = 5である、請求項18に記載の方法。

10

【請求項38】

N = 7である、請求項18に記載の方法。

【請求項39】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである、請求項18～38のいずれか一項に記載の方法。

【請求項40】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項18～38のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項41】

超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ポイントをディザリングするための超音波治療システムであって、

焦点深度では複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された単一の変換素子を有する超音波トランスデューサを含む超音波プローブであって、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも第1のポーリング構成と第2のポーリング構成でポーリングされる、超音波プローブと、

前記超音波トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールであって、

30

前記制御モジュールは、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンのディザリングを介して前記離間した部位の間の前記間隔を変更し、周波数の変調によるディザリングが前記離間した部位でビーム焦点ポイントの位置を正確に移動するようにする、制御モジュールと、を備える、超音波治療システム。

【請求項42】

前記複数の部位が、美容治療ゾーン内に線状シーケンスで配置され、前記離間した部位が周波数スイングを介してディザリングされた間隔を置いて分離される、請求項41に記載の治療システム。

【請求項43】

第1のセットの部位が第1の美容治療ゾーン内に配置され、第2のセットの部位が第2の美容治療ゾーン内に配置され、前記第1のゾーンは前記第2のゾーンとは異なる、請求項41に記載の治療システム。

40

【請求項44】

前記超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる、請求項41に記載の治療システム。

【請求項45】

前記超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記圧電性の前記少なくとも1つの部分によって

50

放出される超音波治療の前記振幅は時間と共に変化する、請求項 4 4 に記載の治療システム。

【請求項 4 6】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される、請求項 4 4 に記載の治療システム。

【請求項 4 7】

前記複数の圧電材料変化は、前記圧電材料の膨張と前記圧電材料の収縮のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 4 6 に記載の治療システム。

【請求項 4 8】

前記超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 4 9】

前記複数の位相は離散位相値を含む、請求項 4 8 に記載の治療システム。

【請求項 5 0】

前記超音波トランスデューサが、

振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なり、

超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 5 1】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療、およびセルライト治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 5 2】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 5 3】

前記超音波プローブは、個々の熱的美容治療ゾーンの少なくとも 1 対の同時シーケンスでの超音波治療を向けるように構成された動作機構を含む、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 5 4】

前記超音波プローブは、超音波画像処理と超音波治療の両方のために構成される、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 5 5】

前記超音波プローブは、超音波治療を適用するように構成されたトランスデューサモジュールを含む、請求項 4 1 ~ 4 4 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 5 6】

超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ポイントをディザリングするための美容治療に使用するための超音波治療システムであって、

超音波プローブであって、

ディザリングを介して第 1 焦点ゾーンと第 2 焦点ゾーンとの間の間隔を変更するように構成された制御モジュール、超音波治療を提供するための超音波治療機能を動作可能に制御するスイッチと、

10

20

30

40

50

個々の熱的美容治療ゾーンの少なくとも１対の同時シーケンスでの超音波治療を向け
るように構成された動作機構と、

超音波治療を適用するように構成されたトランスデューサモジュールと、を備える超
音波プローブと、を備え、

前記トランスデューサモジュールが超音波画像処理と超音波治療の両方のために構成
され、

前記トランスデューサモジュールは前記超音波プローブに結合するように構成され、

前記トランスデューサモジュールは、焦点深度の複数の部位で組織に超音波治療を適
用するように構成された超音波トランスデューサを備え、

前記トランスデューサモジュールは、前記スイッチおよび前記動作機構のうちの少な
くとも１つに動作可能に結合されるように構成されており、

前記制御モジュールは、プロセッサと、前記トランスデューサモジュールを制御する
ためのディスプレイとを含む、システム。

10

【請求項５７】

前記トランスデューサモジュールは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するよう
に構成され、それによって前記トランスデューサモジュールの複数の部分が、音波強度の複
数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第１の振幅は第２の振幅とは異
なる、請求項５６に記載の治療システム。

【請求項５８】

前記トランスデューサモジュールは、超音波治療を適用するように構成されており、そ
れによって前記トランスデューサモジュールの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超
音波治療を放出するように構成されており、第１の位相は第２の位相とは異なる、請求項
５６～５７に記載の治療システム。

20

【請求項５９】

マルチ焦点治療をディザリングするための超音波治療システムであって、

超音波トランスデューサを含むモジュールを備え、

前記超音波トランスデューサは、組織内の複数の離間した部位で組織に超音波治療を
同時に適用するように構成され、

前記モジュールは、第１の焦点ゾーンと第２の焦点ゾーンのディザリングを介して前
記複数の離間した部位の間の間隔を変更し、周波数の変調によるディザリングが前記複数
の離間した部位でビーム焦点ポイントの位置を正確に移動するようにし、

30

前記モジュールは、ハンドワンドへの取り外し可能な結合のために、前記モジュール
と前記ハンドワンドとの間の電子通信および電力を提供するように設計されたインターフ
ェースガイドをさらに備える、超音波治療システム。

【請求項６０】

前記超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するよう
に構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅
で超音波治療を放出するように構成されており、第１の振幅は第２の振幅とは異なる、請
求項５９に記載の治療システム。

【請求項６１】

40

前記超音波トランスデューサは、超音波治療を適用するように構成されており、それによ
って前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を
放出するように構成されており、第１の位相は第２の位相とは異なる、請求項５９に記載
の治療システム。

【請求項６２】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数
の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電
材料の変化を生成するように構成される、請求項５９に記載の治療システム

【請求項６３】

前記超音波トランスデューサの少なくとも１つの部分は、音波強度の２つ以上の振幅で

50

超音波治療を放出するように構成され、前記超音波トランスデューサの前記少なくとも 1 つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間が経っても一定である、請求項 59 に記載の治療システム。

【請求項 64】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 59 ~ 63 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 65】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 59 ~ 63 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 66】

同時集束超音波治療ビームをディザリングする方法であって、

焦点深度では複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された単一の変換素子を含む超音波トランスデューサと、前記超音波トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールとを備える超音波プローブを提供することと、

第 1 の焦点ゾーンと第 2 の焦点ゾーンの前記離間した部位の間の前記間隔を周波数の変調によってディザリングして、前記離間した部位で超音波集束点の位置を移動させることとを含む、方法。

【請求項 67】

超音波画像処理要素で前記第 1 の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項 66 に記載の方法。

【請求項 68】

超音波画像処理要素で前記第 2 の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項 66 に記載の方法。

【請求項 69】

前記第 1 の焦点ゾーンと前記第 2 の焦点ゾーンとの間の前記間隔は、1 ~ 50 % の範囲内でディザリングされる、請求項 66 に記載の方法。

【請求項 70】

前記第 1 の焦点ゾーンと前記第 2 の焦点ゾーンとの間の前記間隔は 1 . 5 mm であり、0 . 1 mm ずつである、請求項 66 に記載の方法。

【請求項 71】

周波数の前記変調は、1 ~ 50 % の範囲内である、請求項 66 に記載の方法。

【請求項 72】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 66 ~ 71 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 73】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 66 ~ 71 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 74】

集束超音波ビームをディザリングする方法であって、

単一の変換素子と制御モジュールとを含む超音波プローブを提供することであって、

前記単一の変換素子は、焦点深度の焦点ゾーンで組織に超音波治療を適用するように構成され、

前記制御モジュールは、前記単一の変換素子を制御するために前記超音波プローブに

10

20

30

40

50

結合され、提供することと、

周波数の変調を介して前記焦点ゾーンをディザリングし、前記組織で前記焦点ゾーンのサイズを変更することと、を含む、方法。

【請求項 7 5】

50 % 前記焦点ゾーンの前記相対位置は 1 ~ 50 % の範囲内でディザリングされる、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 6】

第 2 の焦点ゾーンが、前記単一の変換素子から同時に放出される、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 7】

超音波画像処理要素で前記焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 8】

前記周波数の前記変調は、1 ~ 50 % の範囲内である、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 9】

前記システムは、非侵襲的に組織を治療するように設計される、請求項 7 4 に記載の治療システム。

【請求項 8 0】

前記方法は、組織を治療するために非侵襲的に機能する、請求項 7 4 ~ 7 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 8 1】

超音波トランスデューサから複数の同時焦点ポイントを生成するように構成された超音波治療システムであって、

複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された複数の変換素子を備えた超音波トランスデューサを含む超音波プローブであって、

各変換素子は、前記超音波プローブが幾何学的な焦点を有するチャンネルを含み、

前記超音波プローブは第 1 の電子焦点を有し、

前記超音波プローブは第 2 の電子焦点を有する、超音波プローブと、

前記超音波トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールであって、

前記制御モジュールは、第 1 の焦点ゾーンと第 2 の焦点ゾーンのディザリングを介して前記離間した部位の間の前記間隔を変更し、励起機能によるディザリングが前記離間した部位でビーム焦点ポイントの位置を移動するようにする、制御モジュールと、を備える、超音波治療システム。

【請求項 8 2】

前記複数の部位が、美容治療ゾーン内に線状シーケンスで配置され、前記離間した部位が分離される、請求項 8 1 に記載の治療システム。

【請求項 8 3】

第 1 のセットの部位が第 1 の美容治療ゾーン内に配置され、第 2 のセットの部位が第 2 の美容治療ゾーン内に配置され、前記第 1 のゾーンは前記第 2 のゾーンとは異なる、請求項 8 1 に記載の治療システム。

【請求項 8 4】

前記超音波トランスデューサは、超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なる、請求項 8 1 に記載の治療システム。

【請求項 8 5】

前記超音波トランスデューサの少なくとも 1 つの部分は、音波強度の 2 つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記圧電性前記少なくとも 1 つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間と共に変化する、請求項 8 4 に記載の治療システ

10

20

30

40

50

ム。

【請求項 8 6】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される、請求項 8 4 に記載の治療システム。

【請求項 8 7】

圧電材料の変形複数の圧電材料の圧電材料と収縮の膨張の少なくとも 1 つを含む、請求項 8 6 の処理システム。

【請求項 8 8】

前記超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 8 1 ~ 8 7 のいずれか一項に記載の治療システム。

10

【請求項 8 9】

前記複数の位相は離散位相値を含む、請求項 8 8 に記載の治療システム。

【請求項 9 0】

前記超音波トランスデューサが、

振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なり、

20

超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 8 1 ~ 8 7 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 9 1】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療、およびセルライト治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 8 1 ~ 8 7 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 9 2】

30

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 8 1 ~ 8 7 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 9 3】

超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ゾーンを形成するための美容治療に使用するための超音波治療システムであって、

超音波プローブであって、

第 1 の焦点ゾーンと第 2 の焦点ゾーンとの間の間隔を変更するように構成された制御モジュールと、

超音波処置を施すための超音波治療機能进行操作可能に制御するスイッチと、

個々の熱的美容治療ゾーンの少なくとも 1 対の同時シーケンスでの超音波治療を向けるように構成された動作機構と、

40

超音波治療を適用するように構成されたトランスデューサモジュールと、を備える超音波プローブと、を備え、

前記トランスデューサモジュールは、超音波画像処理および / または超音波治療のために構成され、

前記トランスデューサモジュールは前記超音波プローブに結合するように構成され、

前記トランスデューサモジュールは、複数の部位の組織に超音波治療を同時に適用するように構成された超音波トランスデューサを備え、

前記トランスデューサモジュールは、前記スイッチおよび前記動作機構のうちの少

50

なくとも１つに動作可能に結合されるように構成されており、

前記制御モジュールは、プロセッサと、前記トランスデューサモジュールを制御するためのディスプレイを含む、システム。

【請求項 9 4】

前記トランスデューサモジュールは、超音波治療を適用するように構成され、それによって前記トランスデューサモジュールの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第１の振幅は第２の振幅とは異なる、請求項 9 3 に記載の治療システム。

【請求項 9 5】

前記トランスデューサモジュールは、超音波治療を適用するように構成され、それによって前記トランスデューサモジュールの複数の部分が、複数の音波強度で超音波治療を放出するように構成されている、請求項 9 3 に記載の治療システム。

【請求項 9 6】

マルチチャネル信号混合を用いてマルチ焦点治療を生成する超音波治療システムであって、

超音波トランスデューサを含むモジュールを備え、

前記超音波トランスデューサは、組織内の複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成され、前記モジュールは、第１の焦点ゾーンと第２の焦点ゾーンとの間の前記複数の離間した部位の間の間隔を変更し、マルチチャネル信号混合は、前記複数の離間した部位でビーム焦点ポイントの位置を正確に移動し、

前記モジュールは、ハンドワンドへの取り外し可能な結合のために、前記モジュールと前記ハンドワンドとの間の電子通信および電力を提供するように設計されたインターフェースガイドをさらに備える、超音波治療システム。

【請求項 9 7】

前記超音波トランスデューサは、超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第１の振幅は第２の振幅とは異なる、請求項 9 6 に記載の治療システム。

【請求項 9 8】

前記超音波トランスデューサは、超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第１の位相は第２の位相とは異なる、請求項 9 6 に記載の治療システム。

【請求項 9 9】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される、請求項に記載の治療システム。

【請求項 1 0 0】

前記超音波トランスデューサの少なくとも１つの部分は、音波強度の２つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記超音波トランスデューサの前記少なくとも１つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間が経っても一定である、請求項 9 6 に記載の治療システム。

【請求項 1 0 1】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも１つである、請求項 9 6 ~ 1 0 0 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 1 0 2】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 9 6 ~ 1 0 0 のいずれか一項に記載の

10

20

30

40

50

治療システム。

【請求項 1 0 3】

マルチチャネル信号混合を使用して同時集束超音波治療ビームを生成する方法であって、

複数の焦点深度では複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された複数の変換素子を含む超音波トランスデューサと、前記超音波トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールとを備える超音波プローブを提供することと、

第 1 の焦点ゾーンと第 2 の焦点ゾーンの前記離間した部位の間の前記間隔を、マルチチャネル信号混合を介して変更して、前記離間した部位で超音波集束点の位置を移動させることとを含む、方法。

10

【請求項 1 0 4】

超音波画像処理要素で前記第 1 の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項 1 0 3 に記載の方法。

【請求項 1 0 5】

超音波画像処理要素で前記第 2 の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項 1 0 3 に記載の方法。

【請求項 1 0 6】

前記第 1 の焦点ゾーンと前記第 2 の焦点ゾーンとの間の前記間隔は、1 ~ 5 0 % の範囲内で変化する、請求項 1 0 3 に記載の方法。

20

【請求項 1 0 7】

前記第 1 の焦点ゾーンと前記第 2 の焦点ゾーンとの間の前記間隔は 1 . 5 mm であり、0 . 1 mm ずつである、請求項 1 0 3 に記載の方法。

【請求項 1 0 8】

電気焦点間の前記間隔は、前記電気焦点間の前記公称距離の 1 0 ~ 5 0 % の範囲である、請求項 1 0 3 に記載の方法。

【請求項 1 0 9】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 1 0 3 ~ 1 0 8 のいずれか一項に記載の方法。

30

【請求項 1 1 0】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 1 0 3 ~ 1 0 8 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 1 1】

同時集束超音波ビームを生成する方法であって、

変換素子のアレイと制御モジュールとを含む超音波プローブを提供することであって、

変換素子のアレイは、複数の焦点では焦点ゾーンで組織に超音波治療を適用するように構成されており、

40

前記制御モジュールは、変換素子の前記アレイを制御するために前記超音波プローブに結合され、提供することと、

前記焦点ゾーンを移動させることと、を含む方法。

【請求項 1 1 2】

前記焦点ゾーンの前記相対位置は、1 0 ~ 5 0 % の範囲内で移動する、請求項 1 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 1 3】

第 2 の焦点ゾーンが、前記単一の変換素子から同時に放出される、請求項 1 1 1 に記載の方法。

50

【請求項 1 1 4】

超音波画像処理要素で前記焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項 1 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 1 5】

前記システムは、非侵襲的に組織を治療するように設計される、請求項 8 1 ~ 1 0 2 のいずれか一項に記載の治療システム。

【請求項 1 1 6】

前記方法は、組織を治療するために非侵襲的に機能する、請求項 1 0 3 ~ 1 1 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 1 7】

超音波治療および画像処理システムであって、

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、前記組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、音響窓とを備える、超音波プローブであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは環状画像処理アレイを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の送信チャネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の受信チャネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記超音波画像処理トランスデューサと前記音響窓との間の距離に関して前記超音波画像処理トランスデューサに近接する部位で集束するように構成される、超音波プローブと、

前記超音波画像処理トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の 4 0 % 超を調べるように構成される、制御モジュールと、を備える、超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 1 8】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも 2 0 % の断面サイズである、請求項 1 1 7 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 1 9】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも 3 0 % の断面サイズである、請求項 1 1 7 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 0】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも 4 0 % の断面サイズである、請求項 1 1 7 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 1】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも 5 0 % の断面サイズである、請求項 1 1 7 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 2】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも 8 0 % の断面サイズである、請求項 1 1 7 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 3】

前記超音波画像処理トランスデューサの前記画像処理の結合は、前記超音波治療トランスデューサによる前記治療のための前記結合の指標を提供する、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 4】

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の 8 0 % 超を調べるように構成さ

10

20

30

40

50

れる、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 5】

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の 9 0 % 超を調べるように構成される、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 6】

前記環状画像処理アレイは、前記超音波治療トランスデューサ内に配置される、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 7】

前記制御モジュールは、ベクトル画像処理のための前記超音波画像処理トランスデューサを制御する、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 8】

前記制御モジュールは、焦点外しベクトル画像処理のための前記超音波画像処理トランスデューサを制御する、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 2 9】

前記超音波治療トランスデューサが、第 1 の美容治療ゾーン内に配置された第 1 のセットの部位と、第 2 の美容治療ゾーン内に配置された第 2 のセットの部位での組織の治療のために構成され、前記第 1 のゾーンは前記第 2 のゾーンとは異なる、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 0】

前記超音波治療トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成され、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なる、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 1】

前記超音波トランスデューサの少なくとも 1 つの部分は、音波強度の 2 つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記圧電性の前記少なくとも 1 つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間と共に変化する、請求項 1 3 0 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 2】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される、請求項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 3】

前記複数の圧電材料変化は、前記圧電材料の膨張と前記圧電材料の収縮のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 1 3 2 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 4】

前記超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 1 1 7 ~ 1 2 2 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 5】

前記複数の位相は離散位相値を含む、請求項 1 3 4 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 1 3 6】

前記超音波トランスデューサが、

10

20

30

40

50

振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なり、

超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる、請求項117～122のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項137】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療、およびセルライト治療のうちの少なくとも1つである、請求項117～122のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項138】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項117～122のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項139】

超音波治療および画像処理システムであって、

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、前記組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、音響窓とを備える、超音波プローブであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは環状画像処理アレイを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の送信チャネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の受信チャネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、8MHz～50MHzの画像処理周波数で動作し、

前記超音波画像処理トランスデューサは、皮膚表面の下25mmまでの深度での組織を画像処理するように構成され、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記超音波画像処理トランスデューサの後ろの部位で前記音響窓に関して集束するように構成される、超音波プローブと、

前記超音波画像処理トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の10%超を調べるように構成される、制御モジュールと、を備える、超音波治療および画像処理システム。

【請求項140】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも20%の断面サイズである、請求項139に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項141】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも30%の断面サイズである、請求項139に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項142】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも40%の断面サイズである、請求項139に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項143】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも50%の断面サイズである、請求項139に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項144】

10

20

30

40

50

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも80%の断面サイズである、請求項139に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項145】

前記超音波画像処理トランスデューサの前記画像処理の結合は、前記超音波治療トランスデューサによる前記治療のための前記結合の指標を提供する、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項146】

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の80%超を調べるように構成される、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

10

【請求項147】

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の90%超を調べるように構成される、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項148】

前記環状画像処理アレイは、前記超音波治療トランスデューサ内に配置される、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項149】

前記制御モジュールは、ベクトル画像処理のための前記超音波画像処理トランスデューサを制御する、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

20

【請求項150】

前記制御モジュールは、焦点外しベクトル画像処理のための前記超音波画像処理トランスデューサを制御する、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項151】

前記超音波治療トランスデューサが、第1の美容治療ゾーン内に配置された第1のセットの部位と、第2の美容治療ゾーン内に配置された第2のセットの部位での組織の治療のために構成され、前記第1のゾーンは前記第2のゾーンとは異なる、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

30

【請求項152】

前記超音波治療トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成され、第1の振幅は第2の振幅とは異なる、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項153】

前記超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記圧電性前記少なくとも1つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間と共に変化する、請求項152に記載の超音波治療および画像処理システム。

40

【請求項154】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される、請求項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項155】

前記複数の圧電材料変化は、前記圧電材料の膨張と前記圧電材料の収縮のうちの少なくとも1つを含む、請求項154に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項156】

50

前記超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項157】

前記複数の位相は離散位相値を含む、請求項156に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項158】

前記超音波トランスデューサが、

振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なり、

超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項159】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療、およびセルライト治療のうちの少なくとも1つである、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項160】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項139～144のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項161】

超音波治療および画像処理システムであって、

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、前記組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、音響窓とを備える、超音波プローブであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは、環状または線状画像処理アレイを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の送信チャネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の受信チャネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、8MHz～50MHzの画像処理周波数で動作し、

前記超音波画像処理トランスデューサは、皮膚表面の下25mmまでの深度での組織を画像処理するように構成され、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記超音波画像処理トランスデューサと前記音響窓との間の距離に関して前記超音波画像処理トランスデューサに近接する部位で集束するように構成される、超音波プローブと、

前記超音波画像処理トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールであって、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の15%超を調べるように構成される、制御モジュールと、を備える、超音波治療および画像処理システム。

【請求項162】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも20%の断面サイズである、請求項161に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項163】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも30%の断面サイズである、請求項161

10

20

30

40

50

に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 164】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも40%の断面サイズである、請求項161に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 165】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも50%の断面サイズである、請求項161に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 166】

前記超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、前記超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも80%の断面サイズである、請求項161に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 167】

前記超音波画像処理トランスデューサの前記画像処理の結合は、前記超音波治療トランスデューサによる前記治療のための前記結合の指標を提供する、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 168】

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の80%超を調べるように構成される、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 169】

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の90%超を調べるように構成される、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 170】

前記環状画像処理アレイは、前記超音波治療トランスデューサ内に配置される、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 171】

前記制御モジュールは、ベクトル画像処理のための前記超音波画像処理トランスデューサを制御する、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 172】

前記制御モジュールは、焦点外しベクトル画像処理のための前記超音波画像処理トランスデューサを制御する、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 173】

前記超音波治療トランスデューサが、第1の美容治療ゾーン内に配置された第1のセットの部位と、第2の美容治療ゾーン内に配置された第2のセットの部位での組織の治療のために構成され、前記第1のゾーンは前記第2のゾーンとは異なる、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 174】

前記超音波治療トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成され、第1の振幅は第2の振幅とは異なる、請求項161～166のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 175】

前記超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、前記圧電性前記少なくとも1つの部分によって放出される超音波治療の前記振幅は時間と共に変化する、請求項174に記載の超音波治

10

20

30

40

50

療および画像処理システム。

【請求項 176】

前記超音波トランスデューサは圧電材料を含み、前記超音波トランスデューサの前記複数の部分は、前記超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される、請求項 174 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 177】

前記複数の圧電材料変化は、前記圧電材料の膨張と前記圧電材料の収縮のうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 176 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 178】

前記超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 161 ~ 177 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 179】

前記複数の位相は離散位相値を含む、請求項 178 に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 180】

前記超音波トランスデューサが、

振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なり、

超音波治療を適用するように構成され、それによって前記超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる、請求項 161 ~ 179 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 181】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療、およびセルライト治療のうちの少なくとも 1 つである、請求項 161 ~ 180 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 182】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項 161 ~ 180 のいずれか一項に記載の超音波治療および画像処理システム。

【請求項 183】

超音波プローブと治療する組織との間の結合を確認する方法であって、

音響窓、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療変換素子を含む超音波トランスデューサ、前記組織を画像処理するためのアレイ内の複数の画像処理変換素子、および前記超音波トランスデューサを制御するために前記超音波プローブに結合された制御モジュールを含む超音波プローブを提供することと、

前記複数の画像処理変換素子からの画像処理ビームで、前記音響窓の少なくとも 40 % を調べることに、を含む方法。

【請求項 184】

前記複数の画像処理変換素子は、前記音響窓の少なくとも 50 % を調べる、請求項 183 に記載の方法。

【請求項 185】

前記複数の画像処理変換素子は、前記音響窓の少なくとも 60 % を調べる、請求項 183 に記載の方法。

【請求項 186】

前記複数の画像処理変換素子は、前記音響窓の少なくとも 70 % を調べる、請求項 18

10

20

30

40

50

3に記載の方法。

【請求項187】

前記複数の画像処理変換素子は、前記音響窓の少なくとも80%を調べる、請求項183に記載の方法。

【請求項188】

前記複数の画像処理変換素子は、前記音響窓の少なくとも90%を調べる、請求項183に記載の方法。

【請求項189】

ベクトル画像処理をさらに含む、請求項183～188のいずれか一項に記載の方法。

【請求項190】

焦点外しベクトル画像処理をさらに含む、請求項183～188のいずれか一項に記載の方法。

【請求項191】

前記複数の画像処理変換素子で前記組織内に第1の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項183～188のいずれか一項に記載の方法。

【請求項192】

前記複数の画像処理変換素子で前記組織内に第2の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む、請求項183～188のいずれか一項に記載の方法。

【請求項193】

前記超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膣の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである、請求項183～188のいずれか一項に記載の方法。

【請求項194】

前記超音波治療が腹部弛緩の治療である、請求項183～188のいずれか一項に記載の方法。

【請求項195】

画像処理ミスアライメントを低減するように構成された超音波モジュールであって、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、前記組織を画像処理するように構成された超音波画像処理トランスデューサと、前記超音波画像処理トランスデューサを第1の方向および第2の方向に動かすための動作機構と、を備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記動作機構に機械的に取り付けられ、前記第1の方向は前記第2の方向と反対であり、

前記超音波画像処理トランスデューサが、前記第1の方向に移動するとき $N > 1$ である焦点ゾーンシーケンス順序(f_1 、 $\dots$ 、 f_N)で画像処理し、

前記超音波画像処理トランスデューサが、前記第2の方向に移動するとき第2の焦点ゾーンシーケンス順序(f_N 、 $\dots$ 、 f_1)で画像処理し、

前記第1の方向の画像処理と前記第2の方向の画像処理との間の空間的位置合わせは、トリガー部位をずらすことによって改善され、

前記超音波モジュールは、連続するAライン上で($f_1 \sim f_N$)と($f_N \sim f_1$)との間で交互になる方向依存性焦点ゾーンシーケンシングを使用する、超音波モジュール。

【請求項196】

複数の同時焦点ポイントをディザリングするための超音波治療モジュールであって、焦点深度では複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された単一の変換素子を含む超音波トランスデューサを含み、

前記超音波トランスデューサは、少なくとも第1のボーリング構成と第2のボーリング構成でボーリングされる、超音波プローブと、

前記超音波トランスデューサは、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンのディザリン

10

20

30

40

50

グを介して前記離間した部位の間の間隔を変更するよう構成され、周波数の変調によるディザリングが前記離間した部位でビーム焦点ポイントの位置を正確に移動するようにする、超音波治療モジュール。

【請求項 197】

複数の同時焦点ポイントを生成するように構成された超音波治療モジュールであって、
複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された複数の変換素子を有する超音波トランスデューサを備え、

各変換素子は、前記超音波モジュールが幾何学的な焦点を有するチャンネルを備え、

前記超音波モジュールは第1の電子焦点を有し、

前記超音波モジュールは第2の電子焦点を有し、

10

前記超音波トランスデューサは、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンのディザリングを介して前記離間した部位の間の前記間隔を変更するよう構成され、励起機能によるディザリングが前記離間した部位でビーム焦点ポイントの位置を移動するようにする、超音波治療モジュール。

【請求項 198】

超音波治療および画像処理モジュールであって、

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、

前記組織を画像処理するように構成された超音波画像処理トランスデューサと、
音響窓と、を備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは環状画像処理アレイを備え、

20

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の送信チャンネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の受信チャンネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記超音波画像処理トランスデューサと前記音響窓との間の距離に関して前記超音波画像処理トランスデューサに近接する部位で集束するように構成され、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の40%超を調べるように構成される、制御モジュールと、を備える、超音波治療および画像処理システム。

【請求項 199】

超音波治療および画像処理モジュールであって、

組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、

30

前記組織を画像処理するように構成された超音波画像処理トランスデューサと、

音響窓と、を備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは環状画像処理アレイを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の送信チャンネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、複数の受信チャンネルを備え、

前記超音波画像処理トランスデューサは、8MHz～50MHzの画像処理周波数で動作し、

前記超音波画像処理トランスデューサは、皮膚表面の下25mmまでの深度での組織を画像処理するように構成され、

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記超音波画像処理トランスデューサの後ろの部位で前記音響窓に関して集束するように構成され、

40

前記超音波画像処理トランスデューサは、前記音響窓の10%超を調べるように構成される、制御モジュールと、を備える、超音波治療および画像処理システム。

【請求項 200】

前述の説明に記載した特徴のうちの1つ以上を有する超音波治療システム。

【請求項 201】

前述の説明に記載した特徴のうちの1つ以上を有する移動超音波トランスデューサにおける画像処理ミスマライメントを低減する方法。

【請求項 202】

前述の説明に記載した特徴のうちの1つ以上を有する超音波トランスデューサからの複

50

数の同時焦点ポイントをディザリングするための超音波治療システム。

【請求項 203】

前述の説明に記載された特徴のうちの 1 つ以上を有するマルチ焦点治療をディザリングするための超音波治療システム。

【請求項 204】

前述の説明に記載した特徴のうちの 1 つ以上を有する超音波トランスデューサから複数の同時焦点ゾーンを形成するための美容治療に使用するための超音波治療モジュール。

【請求項 205】

前述の説明で記載した特徴のうちの 1 つ以上を有するマルチチャネル信号混合を使用して、同時集束超音波治療ビームを生成する方法。

10

【請求項 206】

前述の説明で記載した特徴のうちの 1 つ以上を有する同時集束超音波ビームを生成する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は 2016 年 8 月 16 日に提出された米国仮特許出願第 62 / 375607 号、2017 年 4 月 6 日に提出された米国仮特許出願番号 62 / 482476 号、2017 年 4 月 6 日に提出された米国仮特許出願番号 62 / 482440 号、および 2017 年 6 月 15 日に提出された米国仮特許出願第 62 / 520055 号からの優先権の利益を主張し、その各々は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。出願データシートに記載されているすべての優先権の主張、またはそれに対する訂正は、37CFR 1.57 の規定により、ここに参照として組み込まれる。

20

【0002】

発明のいくつかの実施形態は、審美的に取得および / または美容的に皮膚および / またはヒトの顔、頭、首、および / または体の皮膚近くの組織に対する効果を高めるために、エネルギーベースの非侵襲的治療に関する。

【背景技術】

【0003】

関連技術の説明

いくつかの美容手順は、侵襲的外科手術を必要とし得る侵襲的治療を伴う。患者は数週間の回復時間に耐えるだけでなく、頻繁に危険な麻酔治療を受ける必要がある。非侵襲的なエネルギーベースの治療装置および方法が利用可能であるが、効率および有効性に関して様々な欠点を有する可能性がある。いくつかの美容手順は一連の治療点または治療線を連続して作成する。これらの治療では、治療の期間は、連続治療の合計である。

【発明の概要】

【0004】

いくつかの実施形態では、様々な治療および / または画像処理手順を行うため、2 つ、3 つ、4 つまたはそれ以上の同時焦点ゾーンに超音波治療ビームを分割することにより、熱経路を介して目に見える有効な美容効果を引き起こす標的の正確な超音波を用いて、審美的効果を正常に達成するためのシステムおよび方法が提供される。様々な実施形態では、超音波システムは、組織凝固のための局所加熱または非侵襲的審美的使用を意図した機械的細胞膜破壊のいずれかを生成する目的で、超音波を集束して組織および細胞内の局所的、機械的運動を生成するように構成される。様々な実施形態では、超音波システムは、眉（例えば、眉毛）を持ち上げるように構成される。様々な実施形態では、超音波システムは、顎下（顎の下）および頸部組織のようなたるんだ組織を持ち上げるように構成される。様々な実施形態では、超音波システムは、デコルテの線およびシワを改善するように構成される。様々な実施形態では、超音波システムは、脂肪を低減するように構成される。様々な実施形態では、超音波システムは、セルライトの出現を減少させるように構成さ

40

50

れる。

様々な実施形態では、超音波システムは、トランスデューサの皮膚への適切な結合を保証するために、組織（例えば、組織の真皮および皮下層）を視覚化するために画像処理するように構成される。様々な実施形態では、超音波システムは、特定の組織（例えば、骨）を回避するなどの適切な治療深度を確認するために、組織（例えば、組織の真皮および皮下層）を視覚化するために画像処理するように構成される。

【0005】

様々な実施形態では、複数のビームを用いて、例えば皮膚組織のような組織を治療することは、例えば、治療時間を短縮し、独自の加熱パターンを作り出し、より大きなパワーのために複数のチャネルを活用し、2つ以上の深度で、同じまたは異なるパワーレベルでの皮膚治療の選択肢（例えば、表層筋無力症システム（SMASS）における熱凝固点および皮膚表面での別の焦点外れエネルギー、または他の組み合わせ）、異なる深度でのオプションの同時治療（例えば、3mmおよび4.5mmの熱凝固点の皮膚表面の下の深度で同時にまたは重複する時間で）、および/または1つ、2つ、またはそれ以上の同時の線状または線状焦点、例えば皮膚表面下の異なる深度または離間した位置での治療などの1つ以上の利点を提供提供する。いくつかの実施形態では、同時マルチ焦点治療は、ディザリングを使用する。

10

【0006】

いくつかの実施形態では、熱経路を介して目に見える有効な美容効果を引き起こす標的の正確な超音波を用いて有効性および/または美容効果の効率を正常に向上させるシステムおよび方法が提供される。いくつかの実施形態では、単一の焦点ゾーンが目標とされる。いくつかの実施形態では、超音波治療ビームは、様々な治療および/または画像処理手順を実行するために、2つ、3つ、4つまたはそれ以上の同時焦点ゾーンに分割される。特に、本発明の実施形態は、治療ゾーンにおける治療のための治療デバイスと組織との間の適切な結合を確認する際の有効性および/または効率を改善する。

20

【0007】

いくつかの実施形態では、様々な治療および/または画像処理手順を行うため、2つ、3つ、4つまたはそれ以上の同時焦点ゾーンに超音波治療ビームを分割することにより、熱経路を介して目に見える有効な美容効果を引き起こす標的の正確な超音波を用いて、有効性および/または審美的効果の効率を正常に向上させるシステムおよび方法が提供される。

30

【0008】

一実施形態によれば、超音波治療システムは、治療点が超音波ビームをディザリングすることによって拡大される、美容治療のための皮膚表面下に2つ以上の同時療法治療点および/または焦点ゾーンを生成する。一実施形態では、焦点ゾーンは点である。一実施形態では、焦点ゾーンは線である。一実施形態では、焦点ゾーンは平面である。一実施形態では、焦点ゾーンは3次元ボリュームまたは形状である。超音波ビーム集束点のディザリングは、周波数をおよびしたがって超音波治療ビームの焦点を変化させることによって、焦点ポイントの部位を機械的および/または電子的に散乱させるエアブラシを介するペイントのように、焦点ポイントまたは焦点ゾーン（例えば、焦点ポイント、線、平面またはボリューム）を振る、ばかす、または飛散させることによって、治療領域を拡大する。いくつかの実施形態では、ディザリングは、より大きな治療ポイントおよび/または焦点ゾーンを作ることによって効力を増加させる。いくつかの実施形態では、ディザリングは、ホットスポットの温度がより大きな体積の組織にわたって広がり、用量の潜在的な減少を可能にするため、痛みを軽減する。いくつかの実施形態では、機械的ディザリングは、超音波ビームからの音波エネルギーを広げる1つの方法であり、そのため、焦点から離れた組織の熱伝導に依存することが少なくなる。機械的ディザリングの一実施形態では、治療トランスデューサは、熱凝固点（TCP）の意図された中心の周りを局所的に移動する。音波ビームの移動は、左右、上下、および/または角度があってもよい。機械的ディザリングの一実施形態では、動作機構の動きは、意図されたTCPの周りのより平坦な温度

40

50

プロファイルを生成するのに十分に速く、同じ効果のある組織体積に対する全音波エネルギーの低減、またはより大きい有効な組織体積、あるいはそれらの任意の組み合わせを可能にする。

【0009】

様々な実施形態によれば、周波数変調は、周波数の変調を介するビームの電子ディザリングを正確に変更および/またはビームの焦点ポイント位置を移動するように、焦点ゾーン間の焦点ゾーンおよび/または間隔の部位を変化させる。例えば、一実施形態では、小さな周波数スイングを使用して1.5 mmの間隔を+/-0.1 mmでディザリングすることができる。様々な実施形態では、0.5、0.75、1.0、1.2、1.5、2.0 mmの任意の1つ以上の間隔は、周波数スイングを使用して+/-0.01、0.05、0.1、0.12、0.15、0.20、0.25、0.30 mmでディザリングすることができる。様々な実施形態では、周波数は、1~200%（例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%、100%、120%、150%、180%、200%およびその中の任意の範囲）で変調する。

【0010】

いくつかの実施形態は、迅速に、安全に、効率よく、効果的に様々な超音波治療および/または画像処理手順を実行する、1つ以上の（例えば、複数または多数の）焦点ゾーンおよび/または超音波治療ポイントを提供するための装置、システムおよび方法に関する。いくつかの実施形態では、画像処理は使用されない。いくつかの実施形態は、超音波治療ビームを、単一の超音波トランスデューサおよび/または単一の超音波トランスダクション素子から2つ、3つ、4つ、またはそれ以上の焦点ゾーンに分割することに関する。いくつかの実施形態では、複数の超音波ビームが周波数変調によって電子的に操作される。いくつかの実施形態では、周波数変調を使用する複数のおよび/または分割された超音波ビームアパーチャのディザリング（例えば、電子ディザリング）は、複数の部位における治療ゾーンまたはポイントを提供する。いくつかの実施形態では、ディザリングは、位置の意図的な移動/エネルギービームの焦点の位置に関する。例えば、一実施形態では、ディザリングは、単一の焦点ゾーンの部位および/または位置、および/または2つ以上の焦点ゾーン間の相対的な間隔を振る、動かす、振動させる、変更することを含む。様々な実施形態では、焦点ゾーンの相対位置は、1~50%（例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%およびその中の任意の範囲、例えば特定のパーセンテージによる平均部位のパーセンテージ）だけディザリングする。様々な実施形態では、焦点ゾーン間の間隔は、1~50%（例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%およびその中の任意の範囲）だけディザリングする。いくつかの実施形態では、ディザリングは、システム設計に応じて、機械的、電子的、または機械的手段と電子的手段の組み合わせによって達成されてもよい。機械的ディザリングの一実施形態では、超音波ビームは、治療トランスデューサまたは患者の機械的平行移動または傾斜、あるいはそれらの任意の組み合わせによって、意図されたTCP中心の周りを局所的に移動する。機械的平行移動および/または傾斜は、組織の熱伝導限界が克服されるように、音波エネルギーの広がり可能にする。これは、組織内でより平坦な温度プロファイルを作り出して、同じ効果のある組織体積を作り出すために全音波エネルギーを減少させるか、または固定超音波治療装置と比較したときに影響を受けた組織体積を増加させるために同じ全音波エネルギーを有する。電子ディザリングの様々な実施形態では、周波数、位相、振幅変調または時間ベースの技術を用いて、機械的な動きを伴わずに組織内の超音波ビームを移動させる独特に定義されたトランスデューサと組み合わせる。一実施形態では、超音波ビームの電子的移動は、組織の熱伝導率の制限を克服する機械的移動よりも著しく速く起こる。様々な実施形態では、ディザリングによる相対焦点ゾーンの位置決めの比は、1:1000、1:500、1:200; 1:100、1:50、1:25、1:10、1:2または1:1000~1:1の任意の比である。様々な実施形態では、ディザリングを介した相対焦点ゾーン位置決めの間の間隔の比は、1:1000、1:500、1:200; 1:100、1:

10

20

30

40

50

50、1:25、1:10、1:2または1:1000~1:1の任意の比である。例えば、いくつかの実施形態では、焦点ゾーンが「1」で活性化され、未処理組織の開放間隔比が第2の数の比率で提供される。例えば、一実施形態では、ディザリング間隔は、例えば1mmであり、ディザリング距離は0.1mmであるので、比率は1:10である。様々な実施形態では、ディザリングによる焦点ゾーン間の間隔の比は1:1000、1:500、1:200、1:100、1:50、1:25、1:10、1:2または1:1000~1:1の任意の比である。いくつかの実施形態では、同時焦点ゾーンの間隔はディザリングされる。いくつかの実施形態では、治療点および/またはゾーンは、組織内で同時に形成される。様々な実施形態では、様々な処理および/または画像処理手順を実行するためのディザリングは、周波数の制御された分散で変調および/またはマルチフェーズされる。いくつかの実施形態は、例えば、ディザリング、ポーリング、位相調整、および/または変調技術および/または画像処理手順を用いて様々な処理を行うために、超音波治療ビームを2つ、3つ、4つまたはそれ以上の焦点ゾーンに分割することに関する。

10

20

30

40

50

【0011】

本明細書に開示されるいくつかの実施形態では、非侵襲的な超音波システムは、以下の有益な審美的および/または美容改善効果の1つ以上を達成するために使用されるように構成される：フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）、しわ減少、脂肪減少（例えば、脂肪および/またはセルライトの治療）、セルライト（ガイノイド脂肪症と呼ばれ得る）治療（例えば、ディンプルまたは非ディンプルタイプの女性ガイノイド脂肪症）、デコルテ改善（例えば、胸の上部）、臀部リフト（例えば、臀部の引き締め）、皮膚の引き締め（例えば、顔、首、胸、腕、大腿、腹部、臀部などの顔または体に引き締めを引き起こすような弛緩の治療）、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、にきび治療、吹き出物軽減。本発明のいくつかの実施形態は、以下の1つ、いくつか、またはすべての利点を含むため、特に有利である。（i）治療時間が早い、（ii）治療中の痛みが少ない、（iii）治療後の痛みが少ない、（iv）回復時間が短い、（v）より効率的な治療、（vi）より高い顧客満足度、（vii）治療を完了するためのより少ないエネルギー、および/または（viii）ディザリングされた焦点領域によるより大きな治療領域。

【0012】

様々な実施形態によれば、美容超音波治療システムおよび/または方法は、単一または複数のディザリングされた美容治療ゾーンおよび/または熱凝固点を非侵襲的に生成することができ、ここで超音波は、皮膚表面下の組織における治療領域内の1つ以上の部位に焦点を合わせ、周波数の変化（例えば、周波数変調による）を介して動く。いくつかのシステムおよび方法は、異なる深度、高さ、幅、および/または位置など、組織の異なる部位で美容治療を提供する。一実施形態では、方法およびシステムは、対象の治療領域、対象の表面領域、および/または対象の皮下領域の少なくとも1つの深度の間などの、1つ以上の対象領域に超音波治療を提供するように構成された複数の深度/高さ/幅のトランスデューサシステムを含む。一実施形態では、方法およびシステムは、組織内の対象領域内の様々な位置（例えば、固定されたまたは可変の深度、高さ、幅、および/または配向など）における少なくとも2つの点の間など、1つ以上の対象領域に超音波治療を提供するように構成されたトランスデューサシステムを含む。いくつかの実施形態は、美容治療ゾーンのためのおよび/または組織内の対象領域の画像処理のための2つ、3つ、4つまたはそれ以上の焦点ポイント（例えば、複数の焦点、多焦点の点）にビームを分割することができる。焦点ポイントの位置および/またはディザリングは、軸方向、横方向、または他の方法で組織内に配置することができる。いくつかの実施形態は、焦点ポイントの部位および/またはディザリング、トランスデューサから反射面までの距離の変更、および/または対象領域に焦点が合った、または焦点が合っていないエネルギーの角度の変更などの空間制御のために構成されてもよい、および/またはトランスデューサの周波数、駆動振幅およびタイミングの変化を制御することなどによって、時間的制御のために構成さ

れてもよい。いくつかの実施形態では、複数の治療ゾーンまたは焦点ポイントの位置および/またはディザリングは、ポーリング、位相ポーリング、二相ポーリングおよび/または多位相ポーリングによって達成される。いくつかの実施形態では、一実施形態での電氣的位相調整のような、複数の治療ゾーンまたは位相調整を伴う焦点ポイントの位置。その結果、治療領域の部位、治療ゾーンの数、形状、大きさおよび/または体積、または対象領域内の損傷ならびに熱条件の変化を経時的に動的に制御することができる。

【0013】

様々な実施形態によれば、美容超音波治療システムおよび/または方法は、周波数変調、位相変調、ポーリング、非線形音波、および/またはフーリエ変換の1つ以上を使用して複数の美容治療ゾーンを生成し、1つ以上の超音波部分を有する任意の空間的周期パターンを生成することができる。一実施形態では、システムは、セラミックレベルでのポーリングを使用して、単一または複数の治療ゾーンを同時にまたは連続して送達する。一実施形態では、ポーリングパターンは、焦点深度および周波数、ならびに奇数または偶数関数の使用の関数である。一実施形態では、奇数関数または偶数関数の組み合わせであり得るポーリングパターンが、焦点深度および/または周波数に基づいて適用される。一実施形態では、プロセスを2つ以上の次元で使用して任意の空間的周期パターンを生成することができる。一実施形態では、超音波ビームを軸方向および横方向に分割して、非線形音波およびフーリエ変換の使用によって治療時間を大幅に短縮する。一実施形態では、セラミックまたはトランスデューサからのシステムおよび振幅変調からの変調を使用して、組織内に複数の治療ゾーンを順次または同時に配置することができる。

10

20

【0014】

一実施形態では、審美的画像処理および治療システムは、周波数変調による複数のエネルギービームアパーチャの電子ディザリングと焦点深度での複数の部位で組織に超音波治療を適用するように構成された超音波トランスデューサを含む超音波プローブを含む。一実施形態では、システムは、超音波トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合された制御モジュールを含む。

【0015】

一実施形態では、システムは、複数の個々の美容治療ゾーン間の可変間隔を提供するように構成されたディザリングを含む。一実施形態では、一連の個々の美容治療ゾーンは、1~50%（例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%およびその中の任意の範囲）の間隔のディザリング変更を伴う、約0.01mm~約25mm（例えば、1mm、1.5mm、2mm、2.5mm、3mm、5mm、10mm、20mmおよびその中の任意の値）の範囲内の治療間隔を有する。一実施形態では、一連の個々の美容治療ゾーンは、1~50%（例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%およびその中の任意の範囲）の間隔のディザリング変更を伴う、約0.01mm~約100mm（例えば、1mm、1.5mm、2mm、2.5mm、3mm、5mm、10mm、20mm、25mm、30mm、35mm、40mm、45mm、50mm、60mm、70mm、80mm、90mm、100mmおよびその中の任意の値）の範囲内の治療間隔を有する。

30

40

【0016】

一実施形態では、システムはさらに、個々の美容治療複数のゾーン間で一定または可変の間隔を提供するようにプログラムされるように構成された動作機構を備える。一実施形態では、一連の個々の美容治療ゾーンは、約0.01mm~約25mm（例えば、0.1、0.5、1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、15、19mmまたはその中の任意の範囲または値）の範囲内にある治療間隔を有する。一実施形態では、一連の個々の美容治療ゾーンは、約0.01mm~約100mm（例えば、0.1、0.5、1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、15、20、25、30、35、40、50、100mmまたはその中の任意の範囲または値）の範囲内の治療間隔を有する。一実施形態では、治療ゾーンは、約25mmの距離に沿って提供される。一実施形態では、治療ゾーンは

50

、約50mmの距離に沿って提供される。様々な実施形態では、治療ゾーンは、5mmから100mm（例えば、10mm、20mm、25mm、35mm、50mm、75mm、100mm、およびその中の任意の量または範囲）の距離に沿って提供される。様々な実施形態では、治療ゾーンは、直線および/または湾曲した距離に沿って提供される。

【0017】

例えば、いくつかの非限定的な実施形態では、トランスデューサが0.5mm、1.0mm、1.5mm、2mm、3mm、4.5mm、6mm、3mm未満、0.5mm~5mm、1.5mm~4.5mm、4.5mm超、6mm超、および0.1mm~3mmの範囲内、0.1mm~4.5mmの範囲内、0.1mm~25mmの範囲内、0.1mm~100mmの範囲内、ならびにその中の任意の深度（例えば、6mm、10mm、13mm、15mm）の組織深度に設定することができる。いくつかの実施形態では、組織は皮膚表面下の深度で治療され、皮膚表面は損なわれない。代わりに、皮膚表面下の深度で達成される治療効果は、皮膚表面の好ましい美容外観をもたらす。他の実施形態では、皮膚表面は超音波（例えば、0.5mm未満の深度）で治療される。

【0018】

動作機構の1つの利点は、画像処理および/または治療目的のために、超音波トランスデューサのより効率的で正確かつ精密な使用を提供できることである。このタイプの動作機構の1つの利点は、ハウジング内の空間に固定された複数のトランスデューサの従来の固定アレイに対して、固定アレイが固定距離離れていることである。一実施形態では、トランスデューサモジュールは、約1W~約100W（例えば、3~30W、7~30W、21~33W）の範囲内の超音波治療の音波出力を提供し、約1MHz~約10MHzの周波数で熱的に組織を加熱して凝固させる。一実施形態では、トランスデューサモジュールは、約1W~約500W（例えば、3~30W、7~30W、21~33W、100W、220W以上）の範囲内で超音波治療の音波出力の最高または平均エネルギーを提供し、約1MHz~約10MHzの周波数で熱的に組織を加熱して凝固させる。いくつかの実施形態では、瞬間エネルギーが送達される。いくつかの実施形態では、平均エネルギーが送達される。一実施形態では、音波出力は、約1MHz~約12MHz（例えば、1MHz、3MHz、4MHz、4.5MHz、7MHz、10MHz、2~12MHz）の周波数範囲で1W~約100Wの範囲であってもよく、または約3MHz~約8MHz（例えば、3MHz、4MHz、4.5MHz、7MHz）の周波数範囲で約10W~約50Wの範囲であってもよい。一実施形態では、音波出力は、約1MHz~約12MHz（例えば、1MHz、4MHz、7MHz、10MHz、2~12MHz）の周波数範囲で1W~約500Wの範囲であってもよく、または約3MHz~約8MHz、もしくは3MHz~10MHzの周波数範囲で約10W~約220Wの範囲であってもよい。一実施形態では、音波出力および周波数は、約4.3MHzで約40Wであり、約7.5MHzで約30Wである。この音波出力によって生成される音波エネルギーは、約0.01ジュール（「J」）~約10Jまたは約2J~約5Jであり得る。この音波出力によって生成される音波エネルギーは、約0.01J~約60、000J（例えば、バルク加熱、ボディシェイプ、顎下脂肪、腹部および/または脇腹、腕、内側大腿部、外側大腿部、臀部、腹部弛緩、セルライト）、約10Jまたは約2J~約5Jの間であり得る。一実施形態では、音波エネルギーは、約3J未満の範囲にある。様々な実施形態では、治療出力は1kW/cm²~100kW/cm²、15kW/cm²~75kW/cm²、1kW/cm²~5kW/cm²、500W/cm²~10kW/cm²、3kW/cm²~10kW/cm²、15kW/cm²~50kW/cm²、20kW/cm²~40kW/cm²、および/または15kW/cm²~35kW/cm²である。

【0019】

様々な実施形態では、超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ポイントをデザインリングするための超音波治療システムは、超音波プローブおよび超音波トランスデューサを制御するための超音波プローブに結合された制御モジュールを含む。超音波プローブは、焦点深度では複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成され

10

20

30

40

50

た単一の変換素子を有する超音波トランスデューサを含む。超音波トランスデューサは、少なくとも第1のポーリング構成と第2のポーリング構成で分極される。制御モジュールは、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンのディザリングを介して離間した部位の間の間隔を変更し、周波数の変調によるディザリングが離間した部位でビーム焦点の位置を正確に移動するようにする。

【0020】

一実施形態では、複数の部位が美容治療ゾーン内に線状シーケンスで配置され、離間した部位が周波数スイングを介してディザリングされた間隔を置いて分離される。一実施形態では、第1のセットの部位が第1の美容治療ゾーン内に配置され、第2のセットの部位が第2の美容治療ゾーン内に配置され、第1のゾーンは第2のゾーンとは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、圧電性の少なくとも1つの部分によって放出される超音波治療の振幅は時間と共に変化する。一実施形態では、超音波トランスデューサは圧電材料を含み、超音波トランスデューサの複数の部分は、超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される。一実施形態では、複数の圧電材料変化は、圧電材料の膨張と圧電材料の収縮のうちの少なくとも1つを含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。一実施形態では、複数の位相は離散位相値を含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なり、超音波治療を適用することにより、超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。様々な実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め（例えば、腹部弛緩治療または他の部位における弛緩の治療）、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療およびセルライト治療のうちの少なくとも1つである。皮膚の弛緩を軽減することによる皮膚の引き締めは、いくつかの実施形態では、過度のまたは緩やかな皮膚の体重減少を伴う対象を、そのような体重減少が自然に起こるか外科的に行われるかにかかわらず、治療するために達成される。

【0021】

様々な実施形態では、超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ポイントをディザリングするための美容治療に使用するための超音波治療システムは、ディザリングを介して第1焦点ゾーンと第2焦点ゾーンとの間の間隔を変更するように構成された制御モジュール、超音波治療を提供するための超音波治療機能を動作可能に制御するスイッチ、および個々の熱的美容治療ゾーンの少なくとも1対の同時シーケンスでの超音波治療を向けるように構成された動作機構を含む超音波プローブ、ならびに超音波治療を適用するよう構成されたトランスデューサモジュールを含む。トランスデューサモジュールは、超音波画像処理と超音波治療の両方に構成する。トランスデューサモジュールは、超音波プローブに結合するように構成する。トランスデューサモジュールは、焦点深度の複数の部位で組織に超音波治療を適用するように構成された超音波トランスデューサを含む。トランスデューサモジュールは、スイッチおよび動作機構のうちの少なくとも1つに動作可能に結合されるように構成する。制御モジュールは、トランスデューサモジュールを制御するためのプロセッサおよびディスプレイを含む。

【 0 0 2 2 】

一実施形態では、トランスデューサモジュールは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによってトランスデューサモジュールの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、トランスデューサモジュールは、超音波治療を適用するように構成されており、それによってトランスデューサモジュールの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。

【 0 0 2 3 】

様々な実施形態では、マルチ焦点治療をディザリングするための超音波治療システムは、超音波トランスデューサを備えるモジュールを含む。超音波トランスデューサは、組織内の複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成され、モジュールは、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンのディザリングを介して複数の離間した部位の間の間隔を変更し、その結果、周波数の変調を解したディザリングは、複数の離間した部位でのビーム焦点の位置を正確に移動し、モジュールは、ハンドワンドへの取り外し可能な結合のために、モジュールとハンドワンドとの間の電子通信および電力を提供するように設計されたインターフェースガイドをさらに備える。

10

【 0 0 2 4 】

一実施形態では、超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサは超音波治療を適用するように構成されており、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサは圧電材料を含み、超音波トランスデューサの複数の部分は、超音波トランスデューサに加えられる電界にตอบสนองして複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される。一実施形態では、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分によって放出される超音波治療の振幅は時間が経っても一定である。一実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去皮膚の引き締め（例えば、腹部弛緩治療、または例えば過剰な皮膚または組織、例えば体重減少中または体重減少後、例えば腹部、臀部、大腿部、腕および他の領域などの体および顔の他の領域の皮膚の引き締め）、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである。

20

30

【 0 0 2 5 】

様々な実施形態では、同時集束超音波治療ビームをディザリングする方法は、焦点深度で複数の離間した部位での組織に超音波治療を同時に適用するよう構成された単一変換素子を含む超音波トランスデューサと、超音波トランスデューサを制御して超音波プローブに結合された制御モジュールとを含む超音波プローブと提供することと、周波数の変調を介して第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンの離間した部位の間の間隔をディザリングして、離間した部位で超音波焦点の位置を移動することを含む。

40

【 0 0 2 6 】

一実施形態では、本方法は、超音波画像処理要素で第1の焦点ゾーンを画像処理することを含む。一実施形態では、本方法は、超音波画像処理要素で第2の焦点ゾーンを画像処理することを含む。一実施形態では、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンとの間の間隔は、1～50%の範囲内でディザリングされる。一実施形態では、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンとの間の間隔は1.5mmであり、0.1mmずつである。一実施形態では、周波数の変調は1～50%の範囲内である。一実施形態では、超音波治療は、フェイ

50

スリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去皮膚の引き締め（例えば、腹部弛緩治療、または例えば過剰な皮膚または組織、例えば体重減少中または体重減少後、例えば腹部、臀部、大腿部、腕および他の領域などの体および顔の他の領域の皮膚の引き締め）、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである。

【0027】

様々な実施形態では、集束超音波ビームをディザリングする方法は、単一の変換素子および制御モジュールを含む超音波プローブを提供することであって、単一変換素子は、焦点深度で焦点ゾーンにて組織に超音波治療を適用するように構成されており、制御モジュールは、単一の変換素子を制御するために超音波プローブに結合され、提供することと、周波数の変調を介して焦点ゾーンをディザリングし、組織での焦点ゾーンのサイズを変更することを含む。

10

【0028】

一実施形態では、焦点ゾーンの相対位置は1～50%の範囲内でディザリングされる。一実施形態では、第2の焦点ゾーンが、単一の変換素子から同時に放出される。一実施形態では、本方法は、超音波画像処理要素で焦点ゾーンを画像処理することを含む。一実施形態では、周波数の変調は、1～50%の範囲内である。

【0029】

本明細書に記載のいくつかの実施形態では、手順が医療行為ではなく、完全に美容目的である。例えば、一実施形態では、本明細書に記載される方法は、医者によって行われる必要はなく、スパまたは他の美容施設で実施される。いくつかの実施形態では、システムは皮膚の非侵襲性美容治療のために使用することができる。

20

【0030】

いくつかの実施形態では、同時マルチ焦点治療はマルチチャネル信号の混合を使用する。いくつかの実施形態では、治療システムは、電子集束および/またはステアリングを可能にするために複数の治療チャネルを利用する。例えば、電子集束および/またはステアリングを可能にするために複数の治療チャネルを利用する治療システムは、他の治療装置と同じ量のエネルギーを使用してより多くの熱凝固を生成するか、または他の治療装置より少ないエネルギーで電子ディザリングを使用する等しい熱凝固を生成するためのより速い電子ディザリングを可能にする。

30

【0031】

様々な実施形態では、超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ポイントを生成するように構成された超音波治療システムは、複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された、複数の変換素子を有する超音波トランスデューサを備える超音波プローブであって、各変換素子は、超音波プローブが幾何学的な焦点を有するチャネルを含み、超音波プローブは第1の電子焦点を有し、超音波プローブは第2の電子焦点を有する、超音波プローブと、超音波トランスデューサを制御するための超音波プローブに結合された制御モジュールであって、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンのディザリングを介して離間した部位間の間隔を変更し、励起関数を介してディザリングが離間した部位でビーム焦点の位置を移動するようにする、制御モジュールとを含む。

40

【0032】

一実施形態では、複数の部位が美容治療ゾーン内に線状シーケンスで配置され、離間した部位は分離されている。一実施形態では、第1のセットの部位が第1の美容治療ゾーン内に配置され、第2のセットの部位が第2の美容治療ゾーン内に配置され、第1のゾーンは第2のゾーンとは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサは、超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、圧電性の少なくとも1つ

50

の部分によって放出される超音波治療の振幅は時間と共に変化する。一実施形態では、超音波トランスデューサは圧電材料を含み、超音波トランスデューサの複数の部分は、超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される。一実施形態では、複数の圧電材料変化は、圧電材料の膨張と圧電材料の収縮のうちの少なくとも1つを含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。一実施形態では、複数の位相は離散位相値を含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なり、超音波治療を適用することにより、超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。

10

20

30

40

50

【0033】

様々な実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め（例えば、腹部、大腿部、臀部、腕、首または他の弛緩治療）、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療およびセルライト治療のうちの少なくとも1つである。

【0034】

様々な実施形態では、超音波トランスデューサからの複数の同時焦点ゾーンを形成するための美容治療に使用するための超音波治療システムは、第1焦点ゾーンと第2焦点ゾーンとの間の間隔を変更するように構成された制御モジュール、超音波治療を提供するための超音波治療機能を動作可能に制御するスイッチ、および個々の熱的美容治療ゾーンの少なくとも1対の同時シーケンスでの超音波治療を向けるように構成された動作機構を含む超音波プローブと、超音波治療を適用するように構成されたトランスデューサモジュールとを備え、トランスデューサモジュールは、超音波イメージングおよび/または超音波治療に構成し、トランスデューサモジュールは、超音波プローブに結合するように構成され、トランスデューサモジュールは、複数の部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成された超音波トランスデューサを含み、トランスデューサモジュールは、スイッチと動作機構のうちの少なくとも1つと動作可能に結合するように構成され、制御モジュールは、プロセッサと、トランスデューサモジュールを制御するためのディスプレイとを備える。

【0035】

一実施形態では、トランスデューサモジュールは、超音波治療を適用するように構成され、それによってトランスデューサモジュールの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、トランスデューサモジュールは、超音波治療を適用するように構成され、それによってトランスデューサモジュールの複数の部分が、複数の音波強度で超音波治療を放出するように構成される。様々な実施形態では、超音波トランスデューサを備えるモジュールを含むマルチチャネル信号混合を使用してマルチ焦点治療を生成するための超音波治療システムであって、超音波トランスデューサは、組織内の複数の離間した部位で組織に超音波治療を同時に適用するように構成され、モジュールは、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンとの間の複数の離間した部位の間の間隔を変更し、その結果、マルチチャネル信号混合は、複数の離間した部位でのビーム焦点の位置を正確に移動し、モジュールは、ハンドワンドへの取り外し可能な結合のために設計された、インターフェースガイドをさらに備えて、モジュールとハンドワンドとの間の電子通信および電力を提供するようにする。一実施形態では、超音波トランスデューサは、超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音

波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサは超音波治療を適用するように構成されており、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサは圧電材料を含み、超音波トランスデューサの複数の部分は、超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される。一実施形態では、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分によって放出される超音波治療の振幅は時間が経っても一定である。一実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め（例えば、弛緩治療、組織の弛緩治療、腹部弛緩治療、および例えば過剰な皮膚または組織、例えば体重減少中または体重減少後、例えば腹部、臀部、大腿部、腕および他の領域などの体および顔の他の領域の皮膚の任意の引き締め）、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである。様々な実施形態では、マルチチャネル信号混合を使用して同時集束超音波治療ビームを生成する方法は、複数の焦点深度で複数の離間した部位での組織に超音波治療を同時に適用するよう構成された複数の変換素子を含む超音波トランスデューサと、超音波トランスデューサを制御して超音波プローブに結合された制御モジュールとを含む超音波プローブを提供することと、マルチチャネル信号混合を介して第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンの離間した部位の間の間隔を変更して、離間した部位で超音波焦点の位置を移動することを含む。一実施形態では、本方法は、超音波画像処理要素で第1の焦点ゾーンを画像処理することを含む。一実施形態では、本方法は、超音波画像処理要素で第2の焦点ゾーンを画像処理することを含む。一実施形態では、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンとの間の間隔は、1～50%の範囲内で変化する。一実施形態では、第1の焦点ゾーンと第2の焦点ゾーンとの間の間隔は1.5mmであり、0.1mmずつである。一実施形態では、電気焦点間の間隔は、電気焦点間の公称距離の10～50%の範囲である。一実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め（例えば、ヒトの組織の引き締めまたは腹部弛緩治療）、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである。

【0036】

様々な実施形態では、同時集束超音波ビームを生成する方法は、変換素子のシーケンスおよび制御モジュールを含む超音波プローブを提供することであって、変換素子のシーケンスは、複数の焦点で焦点ゾーンにて組織に超音波治療を適用するように構成されており、制御モジュールは、変換素子のシーケンスを制御するために超音波プローブに結合され、提供することと、焦点ゾーンを移動することを含む。

【0037】

一実施形態では、焦点ゾーンの相対位置は、10～50%の範囲内で移動する。一実施形態では、第2の焦点ゾーンが、単一の変換素子から同時に放出される。一実施形態では、本方法は、超音波画像処理要素で焦点ゾーンを画像処理することを含む。一実施形態では、システムは、非侵襲的に組織を治療するように設計される。一実施形態では、本方法は、組織を治療するために非侵襲的に機能する。

【0038】

様々な実施形態では、超音波画像処理は、超音波療法治療の送達中に、十分な音波結合を確実にするために使用される。様々な実施形態では、超音波画像処理は、骨またはインプラントなどの体内の望ましくない領域での治療を防止するために使用される。光と異なり、音は伝播のための媒体が必要である。一実施形態では、超音波治療システムは、トラ

10

20

30

40

50

ンスデューサからの超音波エネルギーを、ゲルを使用して音響窓を通して体に聴覚的に結合する。この実施形態では、ゲルは、組織の音波インピーダンス特性を模倣する媒体であり、したがって、デバイスから組織へのエネルギーの効率的な伝達が存在する。残念なことに、トランスデューサと組織との間の空気のポケットは、適切な結合を妨げ、したがって、超音波治療エネルギーの不十分な移動を引き起こす可能性がある。超音波画像処理はこの結合をチェックする。不十分な結合は、超音波画像内の影または垂直縞、あるいは完全に暗い画像として現れる可能性がある。たとえ十分な結合があっても、骨やインプラントのような組織や物体は、軟組織（例えば、皮膚、筋肉）とは異なる音波インピーダンスと吸収特性を有することがあるので、課題を引き起こす可能性がある。このため、デバイスと意図された治療焦点との間の物体（骨またはインプラントなど）は、意図したよりも浅い深度で顕著な反射および外観加熱を引き起こす可能性がある。焦点をわずかに超えた物体（例えば、骨など）も、物体が軟組織からの超音波を反射して容易に吸収するので、問題を引き起こす可能性がある。反射されたエネルギーは、意図したよりも高い温度上昇を引き起こして、治療焦点にすでにあるエネルギーに不注意に追加する可能性がある。骨の吸収エネルギーは、骨の加熱または不快感を引き起こす可能性がある。

10

20

30

40

50

【0039】

様々な実施形態では、本発明の利点は、意図された治療組織への超音波治療ビームの結合を評価するために画像を使用することを含む。様々な実施形態では、より高解像度の画像処理は、治療のために標的組織内およびその付近の組織の画像にさらに詳細を提供するのに有利である。様々な実施形態では、本発明は、安全特性を改善し、効力性能を改善し、ボディシェイピング、顎下脂肪、腹部および/または脇腹、腕、内側大腿部、外側大腿部、臀部、弛緩、腹部弛緩などのためのバルク加熱装置（バンド処理、線状焦点処理ゾーン、円筒形焦点ライン、平面および/または体積など）の安全性および有効性のコンポーネントを提供し、結合の定性的および/または定量的評価を提供し、結合画像で高解像度の画像の混合を提供し、面外障害を後局所的に評価するために使用され（例えば、骨、腸、インプラント）、および/またはソノグラファー同等の技能の必要性を低減するために使用され得る。

【0040】

様々な実施形態では、超音波治療および画像処理システムは、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサ、組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサ、および音響窓を含む超音波プローブであって、超音波画像処理をトランスデューサは環状画像処理アレイを備え、超音波画像処理トランスデューサは複数の送信チャネルを備え、超音波画像処理トランスデューサは複数の受信チャネルを備え、超音波画像処理トランスデューサは、超音波画像処理トランスデューサと音響窓との間の距離に関して超音波画像処理トランスデューサに近接する部位で集束するように構成される超音波プローブと、超音波画像処理トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合された制御モジュールであって、超音波画像処理トランスデューサは、音響窓の40%超を調べる（interrogate）ように構成される制御モジュールと、を含む。

【0041】

様々な実施形態では、超音波治療および画像処理システムは、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサ、組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサ、および音響窓を含む超音波プローブであって、超音波画像処理トランスデューサは環状画像処理アレイを備え、超音波画像処理トランスデューサは複数の送信チャネルを備え、超音波画像処理トランスデューサは複数の受信チャネルを備え、超音波画像処理トランスデューサは、8 MHz ~ 50 MHz の間の画像処理周波数で動作し、超音波画像処理トランスデューサは、皮膚表面下で最大25 mm（例えば、5 mm、8 mm、10 mm、12 mm、15 mm、20 mm）の深度で組織を画像処理するように構成され、超音波画像処理トランスデューサは、音響窓に関して超音波画像処理トランスデューサの後ろの部位に集束するために構成される超音波プローブと、超音波

画像処理トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合された制御モジュールであって、超音波画像処理トランスデューサは、音響窓の10%超を調べるように構成される制御モジュールと、を含む。

【0042】

様々な実施形態では、超音波治療および画像処理システムは、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサ、組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサ、および音響窓を含む超音波プローブであって、超音波画像処理トランスデューサは環状または線状画像処理アレイを備え、超音波画像処理トランスデューサは複数の送信チャネルを備え、超音波画像処理トランスデューサは複数の受信チャネルを備え、超音波画像処理トランスデューサは、8MHz~50MHzの間の
10
画像処理周波数で動作し、超音波画像処理トランスデューサは、皮膚表面下で最大25mmの深度で組織を画像処理するように構成され、超音波画像処理トランスデューサは、超音波画像処理トランスデューサと音響窓との間の距離に関して超音波画像処理トランスデューサの近位の部位に集束するために構成される超音波プローブと、超音波画像処理トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合された制御モジュールであって、超音波画像処理トランスデューサは、音響窓の15%超を調べるように構成される制御モジュールと、を含む。

【0043】

一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも20%の断面サイズである。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも30%の断面サイズである。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも40%の断面サイズである。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも50%の断面サイズである。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサからの画像処理ビーム幅は、超音波治療トランスデューサからの治療ビーム幅の少なくとも80%の断面サイズである。
20

【0044】

一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサの画像処理の結合は、超音波治療トランスデューサによる治療のための結合の指標を提供する。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、音響窓の80%超を調べるように構成される。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、音響窓の90%超を調べるように構成される。一実施形態では、環状画像処理アレイは、超音波治療トランスデューサ内に配置される。
30

【0045】

一実施形態では、制御モジュールは、ベクトル画像処理のための超音波画像処理トランスデューサを制御する。一実施形態では、制御モジュールは、焦点外れベクトル画像処理のための超音波画像処理トランスデューサを制御する。

【0046】

一実施形態では、超音波治療トランスデューサが、第1の美容治療ゾーン内に配置された第1のセットの部位と、第2の美容治療ゾーン内に配置された第2のセットの部位での組織の治療のために構成され、第1のゾーンは第2のゾーンとは異なる。一実施形態では、超音波治療トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成され、第1の振幅は第2の振幅とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサの少なくとも1つの部分は、音波強度の2つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、圧電性の少なくとも1つの部分によって放出される超音波治療の振幅は時間と共に変化する。一実施形態では、超音波トランスデューサは圧電材料を含み、超音波トランスデューサの複数の部分は、超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される。一実
40
50

施形態では、複数の圧電材料変化は、圧電材料の膨張と圧電材料の収縮のうちの少なくとも1つを含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。一実施形態では、複数の位相は離散位相値を含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第1の振幅は第2の振幅とは異なり、超音波治療を適用することにより、超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第1の位相は第2の位相とは異なる。

10

【0047】

様々な実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め（例えば、腹部弛緩治療）、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療およびセルライト治療のうちの少なくとも1つである。

【0048】

様々な実施形態では、超音波プローブと治療のための組織との間の結合を確認する方法は、音響窓、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療変換素子を含む超音波トランスデューサ、組織を画像処理するためのアレイ内の複数の画像処理変換素子、超音波トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合された制御モジュールを含む超音波プローブを提供することと、複数の画像処理変換素子からの画像処理ビームで音響窓の少なくとも20%を調べることを含む。

20

【0049】

一実施形態では、複数の画像処理変換素子は、音響窓の少なくとも30%を調べる。一実施形態では、複数の画像処理変換素子が少なくとも40%の音響窓を調べる。一実施形態では、複数の画像処理変換素子は、音響窓の少なくとも50%を調べる。

【0050】

一実施形態では、画像処理変換素子の複数の音響窓の少なくとも60%を調べる。一実施形態では、複数の画像処理変換素子は、音響窓の少なくとも70%を調べる。一実施形態では、本方法は、ベクトル画像処理をさらに含む。一実施形態では、本方法は、焦点はずしベクトル画像処理をさらに含む。一実施形態では、本方法は、複数の画像処理変換素子で組織内に第1の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む。一実施形態では、本方法は、複数の画像処理変換素子で組織内に第2の焦点ゾーンを画像処理することをさらに含む。様々な実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め（例えば、弛緩治療）、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも1つである。

30

【0051】

本明細書に記載の実施形態のいくつかでは、手順が医療行為完全に化粧品ではなく、完全に美容目的である。例えば、一実施形態では、本明細書に記載される方法は、医者によって行われる必要はなく、スパまたは他の美容施設で実施される。いくつかの実施形態では、システムは皮膚の非侵襲性美容治療のために使用することができる。

40

【0052】

いくつかの実施形態では、画像処理トランスデューサが動作機構上にあるときのように、移動しながら組織の超音波画像処理を正常に改善するシステムおよび方法が提供される。様々な実施形態では、より高い解像度が達成される。様々な実施形態では、より良好な画像処理信号品質が得られる。様々な実施形態では、超音波画像処理は、治療の組織治療と共に使用される。

50

【 0 0 5 3 】

様々な実施形態では、超音波治療および画像処理位置ずれを低減するために構成された画像処理システムは、組織に音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、第1の方向および第2の方向に超音波画像処理トランスデューサを動かすための動作機構とを備える、超音波プローブを含む。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、動作機構に機械的に取り付けられる。一実施形態では、第1の方向は線状である。一実施形態では、第2の方向は線状である。一実施形態では、第1の方向は第2の方向に平行である。一実施形態では、第1の方向は第2の方向とは反対である。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、第1の方向に移動するときに第1の焦点ゾーンシーケンス順序（ f_1 、 f_2 ）で画像処理し、超音波画像処理トランスデューサは、第2の方向に移動するときに第2の焦点ゾーンシーケンス順序（ f_2 、 f_1 ）で画像処理し、第1の方向の画像処理との第2の方向の画像処理との間の空間的位置合わせは、トリガー部位をずらすことによって改善される。一実施形態では、制御モジュールが、超音波画像処理トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合される。

【 0 0 5 4 】

様々な実施形態では、超音波治療および画像処理位置ずれを低減するために構成された画像処理システムは、組織に音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、第1の方向および第2の方向に超音波画像処理トランスデューサを動かすための動作機構とを備える、超音波プローブを含む。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、動作機構に機械的に取り付けられ、第1の方向が線状であり、第2の方向が線状であり、第1の方向が第2の方向に平行であり、第1の方向が第2の方向とは反対であり、超音波画像処理トランスデューサが第1の方向に移動するときに第1の焦点ゾーンシーケンス順序（ f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ）で画像処理し、超音波画像処理トランスデューサが第2の方向に移動するときに第2の焦点ゾーンシーケンス順序（ f_4 、 f_3 、 f_2 、 f_1 ）で画像処理し、第1の方向の画像処理と第2の方向の画像処理との間の空間的位置合わせは、トリガー部位をずらすことによって改善され、画像処理システムは、連続した2つのAラインのシーケンスに続いて（ライン1： f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ；ライン2： f_4 、 f_3 、 f_2 、 f_1 ）の数列を連続的に使用し、制御モジュールは超音波画像処理トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合される。

【 0 0 5 5 】

様々な実施形態では、超音波治療および画像処理位置ずれを低減するために構成された画像処理システムは、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、組織を画像処理するために構成された超音波画像処理トランスデューサと、第1の方向および第2の方向に超音波画像処理トランスデューサを動かすための動作機構とを備える、超音波プローブを含む。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、動作機構に機械的に取り付けられる。一実施形態では、第1の方向は第2の方向とは反対である。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、第1の方向に移動するときに $N > 1$ である焦点ゾーンシーケンス順序（ f_1 、 $\dots$ 、 f_N ）で画像処理する。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、第2の方向に移動するときに、第2の焦点ゾーンシーケンス順序（ f_N 、 $\dots$ 、 f_1 ）で画像処理する。一実施形態では、第1の方向の画像処理と第2の方向の画像処理との間の空間的位置合わせは、トリガー部位をずらすことによって改善される。一実施形態では、画像処理システムは、連続するAライン上で（ $f_1 \sim f_N$ ）と（ $f_N \sim f_1$ ）の間で交互になる方向依存性焦点ゾーンシーケンシングを使用し、制御モジュールは超音波画像処理トランスデューサを制御するために超音波プローブに結合される。

【 0 0 5 6 】

一実施形態では、トランスデューサの移動の第1の方向は、線状、回転、湾曲からなる群のうちのいずれか1つ以上である。一実施形態では、第2の方向は、第1の方向の逆の

経路である。一実施形態では、第 1 の移動方向は多次元であり、第 2 の方向は第 1 の方向の逆の経路である。一実施形態では、超音波画像処理トランスデューサは、(f_1 、. . .、 f_N) で明示された第 1 の焦点ゾーンシーケンス順序で画像処理し、 $N > 1$ である。一実施形態では、超音波治療トランスデューサが、第 1 の美容治療ゾーン内に配置された第 1 のセットの部位と、第 2 の美容治療ゾーン内に配置された第 2 のセットの部位での組織の治療のために構成され、第 1 のゾーンは第 2 のゾーンとは異なる。一実施形態では、超音波治療トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成され、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なる。一実施形態では、超音波トランスデューサの少なくとも 1 つの部分は、音波強度の 2 つ以上の振幅で超音波治療を放出するように構成され、圧電性の少なくとも 1 つの部分によって放出される超音波治療の振幅は時間と共に変化する。一実施形態では、超音波トランスデューサは圧電材料を含み、超音波トランスデューサの複数の部分は、超音波トランスデューサに加えられる電界に応答して複数の対応する圧電材料の変化を生成するように構成される。一実施形態では、複数の圧電材料変化は、圧電材料の膨張と圧電材料の収縮のうちの少なくとも 1 つを含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、位相シフトを介して超音波治療を適用するように構成されており、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる。一実施形態では、複数の位相は離散位相値を含む。一実施形態では、超音波トランスデューサは、振幅変調を使用する超音波治療を適用するように構成され、それによって超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の振幅で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の振幅は第 2 の振幅とは異なり、超音波治療を適用することにより、超音波トランスデューサの複数の部分が、音波強度の複数の位相で超音波治療を放出するように構成されており、第 1 の位相は第 2 の位相とは異なる。様々な実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、皮膚の引き締め（例えば、弛緩治療）、血管縮小、汗腺の治療、しみの除去、脂肪治療およびセルライト治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである。

【0057】

様々な実施形態では、移動する超音波プローブにおける画像処理位置ずれを低減する方法は、超音波プローブを用いて第 1 の方向の画像処理と第 2 の方向の画像処理との間の空間的な位置合わせのトリガー部位をずらすことを含み、超音波プローブは、組織に超音波治療を適用するように構成された超音波治療トランスデューサと、組織を画像処理するように構成された超音波画像処理トランスデューサと、超音波画像処理トランスデューサを第 1 の方向および第 2 の方向に動かすための動作機構とを備え、超音波画像処理トランスデューサは、動作機構に機械的に取り付けられ、第 1 の方向は第 2 の方向とは反対であり、超音波画像処理トランスデューサは $N > 1$ である焦点ゾーンシーケンス順序 (f_1 、. . .、 f_N) で画像処理し、超音波画像処理トランスデューサは第 1 の方向に移動するときに第 1 の焦点ゾーンシーケンス順序 (f_1 、. . .、 f_N) で画像処理し、超音波画像処理トランスデューサは第 2 の方向に移動するときに第 2 の焦点ゾーンシーケンス順序 (f_N 、. . .、 f_1) で画像処理する。

【0058】

一実施形態では、 $N = 2$ 、3、4、5、6、7、8、9、および 10 からなる群のいずれか 1 つである。一実施形態では、 $N = 4$ である。様々な実施形態では、超音波治療は、フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療、しわ減少、デコルテ改善、臀部リフト、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、皮膚の引き締め（例えば、腹部弛緩治療）、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、脂肪治療、膺の若返り、およびにきび治療のうちの少なくとも 1 つである。

【0059】

上記に要約され、以下にさらに詳細に記載された方法は、施術者によって取られる特定

の行動を記載するが、他の当事者によるそれらの行為の指示をも含むことができることを理解すべきである。したがって、「エネルギービームをディザリングする」などの動作には、「エネルギービームのディザリングを指示する」ことが含まれる。

【0060】

いくつかの実施形態では、システムは、(複数の機能とは対照的に)単一の機能として存在する様々な特徴を含む。例えば、一実施形態では、システムは、ディザリングされる2つの同時治療焦点ポイントを生成する単一の変換素子を含む。別の実施形態では、複数の特徴または構成要素が提供される。様々な実施形態では、システムは、本明細書で開示される任意の特徴または構成要素の1つ、2つ、3つまたはそれ以上の実施形態を含むか、本質的にそれらからなるか、またはそれらからなる。いくつかの実施形態では、特徴または構成要素は含まれず、特定の請求項から否定的に放棄することができ、システムはそのような特徴または構成要素を有さない。

10

【0061】

また、適用の領域は、本明細書で提供される説明から明らかになるであろう。説明および特定の実施例は、例示のみを目的としており、本明細書に開示された実施形態の範囲を限定するものではないことを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0062】

本明細書に記載の図面は例示のみを目的としており、決して本開示の範囲を限定するものではない。本発明の実施形態は、詳細な説明および添付図面からより完全に理解されるであろう。

20

【0063】

【図1A】図1Aは、本発明の様々な実施形態による、超音波システムの概略図である。

【0064】

【図1B】図1Bは、本発明の様々な実施形態による、超音波システムの概略図である。

【0065】

【図1C】図1Cは、本発明の様々な実施形態による、超音波システムの概略図である。

【0066】

【図2】図2は、本発明の様々な実施形態による、対象領域に結合された超音波システムの概略図である。

30

【0067】

【図3】図3は、本発明の様々な実施形態による、トランスデューサの一部の概略図である。

【0068】

【図4】図4は、本発明の様々な実施形態による、超音波システムの部分的な切り欠き側面図である。

【0069】

【図5】図5は、本発明の様々な実施形態による、異なる空間周波数を有するアパーチャの焦点間隔を示す表である。

【0070】

40

【図6】図6は、本発明の様々な実施形態による、異なるアパーチャ空間周波数を有するアパーチャの焦点間隔を示すプロットである。

【0071】

【図7】図7は、本発明の様々な実施形態による、異なるアパーチャ空間周波数を有するアパーチャの焦点間隔を示すプロットである。

【0072】

【図8】図8は、本発明の様々な実施形態による、チャネルの励起によって変更することができる空間周波数を用いたアパーチャポーリングの概略図である。

【0073】

【図9】図9は、本発明の様々な実施形態による、セラミックの2つの分極領域を覆うチ

50

チャンネルの励起によって変更することができる空間周波数を有する分極セラミックの概略図である。

【0074】

【図10】図10は、画像処理トランスデューサを有する、アレイトランスデューサの一実施形態の概略図である。

【0075】

【図11】図11は、機械的焦点、第1の電子焦点、および第2の電気焦点を示す図10のアレイトランスデューサの一実施形態の概略図である。

【0076】

【図12】図12は、15mmおよび17mmの2つの焦点を有する、治療の強度マップの実施形態の概略図である。

10

【0077】

【図13】図13は、15mmおよび19mmの2つの焦点を有する、治療の強度マップの実施形態の概略図である。

【0078】

【図14】図14は、本発明の様々な実施形態による、超音波画像処理ビームと比較した超音波治療ビームのサイズの差の断面の概略図である。

【0079】

【図15】図15は、本発明の様々な実施形態による、線状アレイの概略図である。

【0080】

20

【図16】図16は、本発明の様々な実施形態による、環状アレイの概略図である。

【0081】

【図17】図17は、本発明の様々な実施形態による、線状アレイと比較した環状アレイの概略図である。

【0082】

【図18】図18は、本発明の様々な実施形態による、アレイの背後に仮想焦点を有する環状アレイの概略図である。

【0083】

【図19】図19は、本発明の様々な実施形態による、アレイと音響窓との間に仮想焦点を有する環状アレイの概略図である。

30

【0084】

【図20】図20は、本発明の様々な実施形態による、通常のBモード画像処理のための送受信ベクトルの時間進行の概略図である。

【0085】

【図21】図21は、本発明の様々な実施形態による、インタリーブされた画像処理アプローチの概略図である。

【0086】

【図22】図22は、本発明の様々な実施形態による、合成送信アパーチャ方法および受信アパーチャ方法を用いた画像処理アプローチの概略図である。

【0087】

40

【図23】図23は、本発明の様々な実施形態による、画像診断超音波システムの概略図である。

【0088】

【図24】図24は、本発明の様々な実施形態による、同じ側方部位における双方向画像処理の概略図である。

【0089】

【図25】図25は、本発明の様々な実施形態による、方向依存性焦点ゾーンシーケンシングの概略図である。

【0090】

【図26】図26は、本発明の様々な実施形態による、異なるトリガー部位を用いた方向

50

依存性焦点ゾーンシーケンシングの概略図である。

【0091】

【図27】図27は、本発明の様々な実施形態による、連続するAライン上の($f_1 - f_2 - f_3 - f_4$)と($f_4 - f_3 - f_2 - f_1$)との間の交互の方向依存性焦点ゾーンシーケンシングの概略図である。

【0092】

【図28】図28は、本発明の様々な実施形態の凸面側から見た、側面から見た、および凹面側から見たトランスデューサの概略図である。

【0093】

【図29】図29は、本発明の様々な実施形態の凸面側から見た、側面から見た、および凹面側から見たトランスデューサの概略図である。

10

【0094】

【図30】図30は、本発明の様々な実施形態の凸面側から見た、側面から見た、および凹面側から見たトランスデューサの概略図である。

【0095】

【図31】図31は、本発明の様々な実施形態の凸面側から見た、側面から見た、および凹面側から見たトランスデューサの概略図である。

【0096】

【図32】図32は、本発明の様々な実施形態の凸面側から見た、側面から見た、および凹面側から見たトランスデューサの概略図である。

20

【0097】

【図33】図33は、本発明の様々な実施形態の凸面側から見た、側面から見た、および凹面側から見たトランスデューサの概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0098】

以下の説明は、実施形態の例を記載し、本発明またはその教示、用途もしくはその使用を限定することを意図していない。図面を通して、対応する参照符号は、同様のまたは対応する部分および特徴を示すことが理解されるべきである。本発明の様々な実施形態で示される特定の例の説明は、説明のみを意図しており、本明細書に開示される本発明の範囲を限定するものではない。さらに、記載された特徴を有する複数の実施形態の列挙は、追加の特徴を有する他の実施形態または記載された特徴の異なる組み合わせを組み込んだ他の実施形態を排除することを意図しない。さらに、(ある図のような)一実施形態の特徴は、他の実施形態の説明(および図)と組み合わせることができる。

30

【0099】

様々な実施形態では、組織の超音波治療のためのシステムおよび方法は、美容治療を提供するために適合および/または構成されている。いくつかの実施形態では、超音波治療を単一の焦点ポイントまたは複数の同時焦点ポイントに向けたデバイスおよび方法は、いくつかの実施形態で美容および/または医療処置での画像形成が提供される場合に、超音波画像処理を使用して治療領域への十分な音波的結合を確認して性能を改善するか、または第1および第2の方向の移動の間の改善された相関を提供する。いくつかの実施形態では、美容および/または医療処置で超音波治療を単一の焦点ポイントまたは複数の同時焦点ポイントに向けることがいくつかの実施形態で提供される場合に、超音波画像処理を使用するデバイスおよび方法は、性能および安全性を改善するための治療領域への十分な音波結合を確認する。いくつかの実施形態では、改善された超音波画像処理のデバイスおよび方法は、画像を形成するときの第1および第2の方向の移動の間のより良い相関を提供する。本発明の実施形態は、第1の移動方向と第2の移動方向との間のより良い画像相関を提供する(例えば、左走行画像と右走行画像との間のより良い相関)。改善された超音波画像処理のデバイスおよび方法は、効果Bモード画像処理をより速く(例えば、走査速度の1.5倍、2倍、3倍、5倍)改善する。様々な実施形態では、表皮、真皮、筋膜、筋肉、脂肪、および表層筋無力症システム(「SMAS」)のような皮膚表面下または皮

40

50

膚表面の組織でさえも、超音波エネルギーで非侵襲的に治療される。超音波エネルギーは、1つ以上の治療点および/またはゾーンに集束され、焦点が合っていないか、および/または焦点がずれている可能性があり、表皮、真皮、下皮、筋膜、筋肉、脂肪、セルライト、およびS M A Sの少なくとも1つを含む対象領域に適用して、美容および/または治療効果を達成することができる。様々な実施形態では、システムおよび/または方法は、熱処理、凝固、アブレーションおよび/または引き締めによる組織への非侵襲性皮膚治療を提供する。本明細書に開示されるいくつかの実施形態では、非侵襲的な超音波システムは、以下効果の1つ以上を達成するために使用される：フェイスリフト、眉リフト、顎リフト、目の治療（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）、しわ減少、脂肪減少（例えば、脂肪および/またはセルライトの治療）、セルライト治療（例えば、ディンプルまたは非ディンプルタイプの女性ガイノイド脂肪症）、デコルテ改善（例えば、胸の上部）、臀部リフト（例えば、臀部の引き締め）、皮膚弛緩治療（例えば、組織の引き締め治療または腹部弛緩治療）、瘢痕の縮小、火傷治療、入れ墨の除去、静脈の除去、静脈の縮小、汗腺の治療、多汗症の治療、しみの除去、にきび治療、および吹き出物除去。一実施形態では、脂肪減少が達成される。様々な実施形態では、セルライト（例えば、ディンプルまたは非ディンプルタイプのガイノイド脂肪症）の減少または1つ以上の特性（例えば、ディンプル、結節性、「オレンジピール」外観など）は、例えば未処理の組織と比較して、約10～20%、20～40%、40～60%、60～80%またはそれ以上（ならびにその重なる範囲）だけ達成される。一実施形態では、デコルテが治療される。いくつかの実施形態では、同じ治療期間中に2つ、3つまたはそれ以上の有益な効果が達成され、同時に達成され得る。

【0100】

本発明の様々な実施形態は、組織へのエネルギーの供給を制御するデバイスまたは方法に関する。様々な実施形態では、様々な形態のエネルギーは、音波、超音波、光、レーザー、無線周波数（RF）、マイクロ波、電磁気、放射、熱、極低温、電子ビーム、光子ベース、磁気、磁気共鳴、および/または他のエネルギー形態を含んでもよい。本発明の様々な実施形態は、超音波エネルギービームを複数のビームに分割するデバイスまたは方法に関する。様々な実施形態では、デバイスまたは方法は、治療用超音波、診断用超音波、超音波溶接、機械波を対象物に結合することを含む任意の用途などの任意の手順、および他の手順における超音波音波エネルギーの送達を変更するために使用することができる。一般に、組織効果は、治療用超音波を用いて、アパーチャからの集束技術を使用して音波エネルギーを集中させることによって達成される。いくつかの例では、高強度集束超音波（HIFU）がこのように治療目的で使用される。一実施形態では、特定の深度で治療用超音波を適用することによって生成される組織効果は、熱凝固点（TCP）の生成と呼ぶことができる。いくつかの実施形態では、ゾーンは点を含むことができる。いくつかの実施形態では、ゾーンは、線、平面、球面、楕円面、立方体、または他の1次元、2次元または3次元形状である。組織の熱的および/または機械的アブレーションが非侵襲的または遠隔的に起こり得る特定の位置でのTCPの生成による。いくつかの実施形態では、超音波治療は、キャビテーションおよび/または衝撃波を含まない。いくつかの実施形態では、超音波治療は、キャビテーションおよび/または衝撃波を含む。

【0101】

一実施形態では、TCPは、処理間隔によって隣接のTCPから分離された個々のTCPを伴い、線状または実質的に線状、湾曲しまたは実質的に湾曲、ゾーンまたはシーケンスに生成することができる。一実施形態では、治療領域に複数のTCPシーケンスを生成することができる。例えば、TCPは、第1のシーケンスに沿って形成され、第2のシーケンスは、第1のシーケンスからの治療距離だけ分離され得る。治療用超音波による治療は、個々のTCPのシーケンスおよびシーケンス中に個々のTCPを生成することによって施すことができるが、治療時間および対応する患者が経験する痛みおよび/または不快感のリスクを低減することが望ましい。複数のTCPを同時に、ほぼ同時に、または順次形成することによって、治療時間を短縮することができる。いくつかの実施形態では、治

療時間は、複数のＴＣＰを生成することによって、１０％、２０％、２５％、３０％、３５％、４０％、４５％、５０％、５５％、６０％、６５％、７０％、７５％、８０％以上短縮することができる。

【０１０２】

本発明の様々な実施形態は、超音波治療を施すことによってもたらされる潜在的な課題に対処する。様々な実施形態では、標的組織における所望の臨床的アプローチのための所望の美容および／または治療的処置のためのＴＣＰの形成を達成するための時間が短縮される。様々な実施形態では、標的組織は、皮膚、眼瞼、睫毛、眉毛、淚丘、目尻のしわ、しわ、目、鼻、口（例えば、法令線、口周辺のしわ）、舌、歯、歯茎、耳、脳、心臓、肺、肋骨、腹部（例えば、腹部弛緩）、胃、肝臓、腎臓、子宮、乳房、膣、前立腺、睪丸、腺、甲状腺、内臓、髪、筋肉、骨、靱帯、軟骨、脂肪、脂肪ラブリ（fat labuli）、脂肪組織、皮下組織、移植組織、移植臓器、リンパ球、腫瘍、嚢胞、膿瘍、または神経の一部、またはそれらの任意の組み合わせであるが、これらに限定されない。

10

【０１０３】

超音波治療および／または画像処理装置の様々な実施形態は、２０１１年５月１２日に米国公開第２０１１－０１１２４０５号Ａ１として公開された、米国特許出願第１２／９９６６１６号に記載されており、これは国際特許出願第ＰＣＴ／ＵＳ２００９／０４６４７５号として３５Ｕ．Ｓ．Ｃ．下で米国国内段階にあり、２００９年６月５日出願され、２００９年１２月１０日に英語で公開されており、２００８年６月６日出願された米国仮特許出願第６１／０５９４７７号の優先権の利益を主張し、その各々は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。超音波治療および／または画像処理装置の様々な実施形態は、２０１４年９月１１日に米国公開第２０１４／０２５７１４５号として公開された米国特許出願第１４／１９３２３４号に記載されており、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。超音波治療および／または画像処理装置の様々な実施形態は、２０１７年２月２日に米国公開第２０１７／００２８２２７号として公開された、国内段階では米国特許出願第１５／３０２４３６号である、２０１５年１０月２２日に国際公開第２０１５／１６０７０８号として公開された、国際特許出願第ＰＣＴ／ＵＳ１５／２５５８１号に記載されており、その各々は参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

20

システムの概要

【０１０４】

図１Ａ、図１Ｂおよび図１Ｃを参照すると、超音波システム２０の様々な実施形態は、ハンドワンド（例えば、ハンドピース）１００、モジュール（例えば、トランスデューサモジュール、カートリッジ、プローブ）２００、およびコントローラ（例えばコンソール）３００を含む。いくつかの実施形態では、コンソール３００は、他の当事者、製造業者、供給業者、サービスプロバイダ、インターネット、および／またはクラウドと通信するための通信システム（例えば、Wi-Fi、Bluetooth、モデムなど）を備える。いくつかの実施形態では、カート３０１は、システム２０の移動性および／または位置を提供し、車輪、書き物をする表面またはコンポーネントを置く表面、および／または例えばコンポーネントを格納または整理するためのコンパートメント３０２（例えば、引き出し、コンテナ、棚など）を含むことができる。いくつかの実施形態では、カートは、バッテリーへの電力接続などの電源および／または電力、通信（例えば、Ethernet）をシステム２０に接続するための１つ以上のコードを有する。いくつかの実施形態では、システム２０はカート３０１を備える。いくつかの実施形態では、システム２０はカート３０１を備えていない。ハンドワンド１００は、有線または無線インターフェースであり得るインターフェース１３０によってコントローラ３００に結合され得る。インターフェース１３０は、コネクタ１４５によってハンドワンド１００に結合することができる。インターフェース１３０の遠位端は、回路３４５（図示せず）上のコントローラコネクタに接続することができる。一実施形態では、インターフェース１３０は、制御可能な電力をコントローラ３００からハンドワンド１００に送信することができる。一実施形態では、システム２０は、画像処理を改善するための皮下構造の超明瞭なＨＤ（高解像度）視覚化の

30

40

50

ための複数の画像処理チャンネル（例えば、８チャンネル）を有する。一実施形態では、システム２０は、複数の治療チャンネル（例えば、８チャンネル）および速度を増加させながら（例えば、２５％、４０％、５０％、６０％、７５％、１００％またはそれ以上）、治療精度を２倍にする精密リニア駆動モータを有する。これらの機能は、業界で最も汎用性の高いシステムプラットフォームの１つを確立し、かつてない未来の可能性の基盤を提供する。

【０１０５】

様々な実施形態では、コントローラ３００は、ハンドワンド１００およびモジュール２００、ならびに全体的な超音波システム２０の機能と動作するように構成させることができ、および／または構成することができる。様々な実施形態では、複数のコントローラ３００、３００'、３００''などは、複数のハンドワンド１００、１００'、１００''など、および／または複数のモジュール２００、２００'、２００''などと動作するように構成させることができ、および／または構成することができる。コントローラ３００は、タッチスクリーンモニタと、ユーザが超音波システム２０と対話することを可能にするグラフィックユーザインターフェース（GUI）を含むことができる、１つ以上のインタラクティブグラフィカルディスプレイ３１０への接続性を含むことができる。一実施形態では、ユーザが治療スクリーンをより容易に位置決めして見ることを可能にする、第２のより小型でより可動性のあるディスプレイである。一実施形態では、システムユーザが治療画面を見ることを可能にする第２のディスプレイ（例えば、壁面で、モバイルデバイスで、大画面で、遠隔スクリーン上で）。一実施形態では、グラフィックディスプレイ３１０は、タッチスクリーンインターフェース３１５（図示せず）を含む。様々な実施形態では、ディスプレイ３１０は、機器作動状態、治療パラメータ、システムメッセージおよびプロンプト、ならびに超音波画像処理を含む動作条件を設定および表示する。様々な実施形態では、コントローラ３００は、とりわけ、例えば、ソフトウェアおよび入力／出力デバイスを備えるマイクロプロセッサ、電子のおよび／または機械的スキャンおよび／またはトランスデューサの多重化および／またはトランスデューサモジュールの多重化を制御するためのシステムおよびデバイス、電力送達のためのシステム、モニタリングのためのシステム、プローブの空間的位置を検出するシステム、および／またはトランスデューサのためのシステム、および／またはトランスデューサモジュールの多重化のためのシステム、および／またはユーザ入力を処理し、治療結果を記録するシステムを含むように構成することができるおよび／または構成することができる。様々な実施形態では、コントローラ３００は、マイクロコントローラ、マイクロプロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ、コンピュータボード、およびファームウェアおよび制御ソフトウェアを含む関連コンポーネントのうちの１つ以上などのシステムプロセッサおよび様々なアナログおよび／またはデジタル制御ロジックを含むことができ、ユーザ制御、インターフェース回路、ならびに通信、ディスプレイ、インターフェース、ストレージ、文書化、および他の有用な機能のための入力／出力回路およびシステムとインターフェースすることができる。システムプロセス上で動作するシステムソフトウェアは、ユーザ定義の治療目的を達成するための初期設定、タイミング、レベル設定、モニタリング、安全監視、および他のすべての超音波システム機能を制御するように構成させることができ、および／または構成することができる。さらに、コントローラ３００は、超音波システム２０の動作を制御するように適切に構成することができる、および／または構成することができる、スイッチ、ボタンなどの様々な入力／出力モジュールを含むことができる。

【０１０６】

一実施形態では、ハンドワンド１００は、１５０および１６０などの１つ以上の指で起動するコントローラまたはスイッチを含む。様々な実施形態では、１つ以上の熱治療コントローラ１６０（例えば、スイッチ、ボタン）が治療を開始および／または停止する。様々な実施形態では、１つ以上の画像処理コントローラ１５０（例えば、スイッチ、ボタン）が画像処理を開始および／または停止する。一実施形態では、ハンドワンド１００は、取り外し可能なモジュール２００を含むことができる。他の実施形態では、モジュール２

10

20

30

40

50

00は取り外し不能であってもよい。様々な実施形態では、モジュール200は、ラッチまたはカブラ140を使用してハンドワンド100に機械的に結合することができる。様々な実施形態では、1つのインターフェースガイド235または複数のインターフェースガイド235を使用して、モジュール200をハンドワンド100に結合するのを支援することができる。モジュール200は、1つ以上の超音波トランスデューサ280を含むことができる。いくつかの実施形態では、超音波トランスデューサ280は、1つ以上の超音波素子を含む。モジュール200は、1つ以上の超音波素子を含むことができる。ハンドワンド100は、画像処理専用モジュール、治療専用モジュール、画像処理および治療モジュールなどを含むことができる。様々な実施形態では、超音波トランスデューサ280は、モジュール200内の1つ以上の方向290に移動可能である。トランスデューサ280は、動作機構400に接続されている。様々な実施形態では、動作機構は、0、1、またはそれ以上のベアリング、シャフト、ロッド、ねじ、親ねじ401、エンコーダ402（例えば、トランスデューサ280の位置を測定するための光学式エンコーダ）、モータ403（例えば、ステップモータ）を備えて、モジュール200内のトランスデューサ280の正確で反復可能な動きを確実にするのを助ける。様々な実施形態では、モジュール200は、音波透過性部材230を介してエネルギーを放出することができるトランスデューサ280を含むことができる。一実施形態では、制御モジュール300は、インターフェース130を介してハンドワンド100に結合することができ、グラフィックユーザーインターフェース310は、モジュール200を制御するように構成することができ、および/または構成することができる。一実施形態では、制御モジュール300は、ハンドワンド100に電力を供給することができる。一実施形態では、ハンドワンド100は電源を含むことができる。一実施形態では、スイッチ150は、組織画像処理機能を制御するように構成することができ、および/または構成することができ、スイッチ160は、組織治療機能を制御するように構成することができ、および/または構成することができる。様々な実施形態では、適切な焦点深度、分布、タイミング、およびエネルギーレベルでの放出エネルギー50の送達は、トランスデューサ280の制御システム300による制御された操作を介してモジュール200によって提供され、熱凝固ゾーン550で所望の治療効果を達成する。

【0107】

一実施形態では、モジュール200は、ハンドワンド100に結合することができる。モジュール200は、超音波エネルギーなどのエネルギーを放出して受け取ることができる。モジュール200は、ハンドワンド100に電子的に結合することができ、このような結合は、コントローラ300と通信するインターフェースを含むことができる。一実施形態では、インターフェースガイド235は、モジュール200とハンドワンド100との間で電子通信を提供するように構成することができ、および/または構成することができる。モジュール200は、様々なプローブおよび/またはトランスデューサ構成を備えることができる。例えば、モジュール200は、デュアルモード画像処理/治療トランスデューサ、結合または共存画像処理/治療トランスデューサ、別個の治療および画像処理プローブなどに結合するように構成することができ、および/または構成することができる。一実施形態では、モジュール200がハンドワンド100に挿入されるかまたはハンドワンド100に接続されると、コントローラ300はそれを自動的に検出し、インタラクティブグラフィカルディスプレイ310を更新する。

【0108】

いくつかの実施形態では、アクセスキー320（例えば、安全なUSBドライブ、キー）がシステム20に着脱可能に接続され、システム20が機能するのを可能にする。様々な実施形態では、アクセスキーは顧客固有であるようにプログラムされ、システムセキュリティ、治療ガイドラインおよび機能への国/地域特有のアクセス、ソフトウェアアップグレード、サポートログ転送および/またはクレジット転送および/または保存を含む複数の機能を果たす。様々な実施形態では、システム20は、インターネットおよび/またはデータ接続性を有する。一実施形態では、接続性は、データがシステム20プロバイダ

と顧客との間で転送される方法を提供する。様々な実施形態では、データは、クレジット、ソフトウェア更新およびサポートログを含む。接続性は、ユーザのコンソールがインターネットにどのように接続されているかに基づいて、異なるモデルの実施形態に分割される。一実施形態では、切断モデル接続は、インターネットから切断され、顧客がインターネットアクセスを有していないコンソールを含む。クレジット転送とソフトウェアアップグレードは、アクセスキー（USBドライブなど）を顧客に発送することによって行われる。一実施形態では、半接続モデル接続性は、インターネットから切断されているが顧客がインターネットアクセスを有するコンソールを含む。クレジット転送、ソフトウェアアップグレードおよびサポートログ転送は、顧客のパーソナルコンピュータ、スマートフォン、または他のコンピューティングデバイスを、システムアクセスキーと組み合わせて使用してデータを転送する。一実施形態では、完全接続モデル接続は、wifi、セルラーモデム、Bluetooth、または他のプロトコルを使用してインターネットに無線で接続されたコンソールを備える。クレジット転送、ソフトウェアアップグレード、およびサポートログ転送は、コンソールとクラウド間で直接行われる。様々な実施形態では、システム20は、能率化した在庫管理、オンデマンド治療購入、およびビジネス分析インサイトのためにオンラインポータルに接続して、顧客審美的治療事業を次のレベルに推進する。

10

20

30

40

50

【0109】

様々な実施形態では、表皮、真皮、下皮、筋膜、および表層筋無力症システム（「SMAS」）および/または筋肉のような皮膚表面下または皮膚表面の組織でさえも、超音波エネルギーで非侵襲的に治療される。組織はまた、血管および/または神経も含み得る。超音波エネルギーは、焦点を当て、焦点が合っていないか、または焦点がずれている可能性があり、表皮、真皮、下皮、筋膜、およびSMASの少なくとも1つを含む対象領域に適用して、治療効果を達成することができる。図2は、対象領域10に結合された超音波システム20の概略図である。様々な実施形態では、対象領域10の組織層は、対象の体の任意の部分にあり得る。一実施形態では、組織層は、対象の頭部および顔の領域にある。対象領域10の組織の断面部分は、皮膚表面501、表皮層502、真皮層503、脂肪層505、表層筋無力症システム507（以下、「SMAS507」という）および筋肉層509を含む。組織はまた、真皮層503の下に任意の組織を含み得る下皮504を含み得る。これらの層の組み合わせは、まとめて皮下組織510として知られていてもよい。図2にも示されているのは、表面501の下にある治療ゾーン525である。一実施形態では、表面501は、対象500の皮膚の表面であり得る。組織層での治療を対象とする実施形態を、本明細書では例として使用することができるが、システムは体内の任意の組織に適用することができる。様々な実施形態では、システムおよび/または方法は、顔、頸部、頭部、腕、脚、または身体の表面または内部の他の任意の部位（体腔を含む）の組織（筋肉、筋膜、SMAS、真皮、表皮、脂肪、脂肪細胞、ライノイド脂肪症と呼ばれることもあるセルライト（例えば、非ディンプルタイプの女性ライノイド脂肪症）の1つまたは組み合わせを含むがこれには限定されない）、コラーゲン、皮膚、血管に使用され得る。様々な実施形態では、セルライト（例えば、非ディンプルタイプの女性ライノイド脂肪症）の減少は、2%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、40%、50%、75%、80%、90%、95%、およびそれらの任意の範囲の量で達成される。

【0110】

図2の図を参照すると、超音波システム20の一実施形態は、ハンドワンド100、モジュール200、およびコントローラ300を含む。一実施形態では、モジュール200は、トランスデューサ280を含む。図3は、焦点深度278で組織を治療するように構成された、および/または構成されたトランスデューサ280を備えた超音波システム20の実施形態を示す。一実施形態では、焦点深度278は、トランスデューサ280と治療する標的組織との間の距離である。一実施形態では、所与のトランスデューサ280に対して焦点深度278が固定される。一実施形態では、焦点深度278は所与のトランス

デューサ 280 に対して可変である。一実施形態では、トランスデューサ 280 は、皮膚表面の下の複数の深度（例えば、1.5 mm、3.0 mm、4.5 mm、または他の深度）で同時に治療するように構成される。

【0111】

図 4 の図を参照すると、モジュール 200 は、音波透過性部材 230 を介してエネルギーを放出することができるトランスデューサ 280 を含むことができる。様々な実施形態では、深度は、焦点深度 278 を参照することができる。一実施形態では、トランスデューサ 280 は、トランスデューサ 280 と音波透過性部材 230 の表面との間の距離であるオフセット距離 270 を有することができる。一実施形態では、トランスデューサ 280 の焦点深度 278 は、トランスデューサから固定距離である。一実施形態では、トランスデューサ 280 は、トランスデューサから音波透過性部材 230 までの固定されたオフセット距離 270 を有することができる。一実施形態では、音波透過性部材 230 は、皮膚表面 501 に接触するためにモジュール 200 または超音波システム 20 上の位置に構成および / または構成されている。様々な実施形態では、焦点深度 278 は、皮膚表面 501 の下の組織深度 279 に位置する標的領域での治療に対応する量だけ、オフセット距離 270 を超える。様々な実施形態では、超音波システム 20 が皮膚表面 501 と物理的に接触して配置される場合、組織深度 279 は音波透過性部材 230 と標的領域との間の距離であり、ハンドワンド 100 の部分または皮膚に接触するモジュール 200 表面（音波結合ゲル、媒質などを伴うかまたは伴わない）からの距離として、およびその皮膚表面接触点から標的領域までの組織内の深度として測定される。一実施形態では、焦点深度 278 は、標的領域への皮膚表面 501 の下の組織深度 279 に加えて、オフセット距離 270（結合媒体および / または皮膚 501 と接触している音波透過性部材 230 の表面に対して測定された）の合計に対応することができる。様々な実施形態では、音波透過性部材 230 は使用されない。

【0112】

結合構成要素は、対象領域へのトランスデューサ 280 またはモジュール 200 の結合を容易にするために、様々な物質、材料、および / またはデバイスを含むことができる。例えば、結合構成要素は、超音波エネルギーおよび信号の音波結合に構成されたおよび / または構成された音波結合システムを含むことができる。対象領域に音を結合し、液体または流体で満たされたレンズ集束を提供するために、マニホルドのような可能な接続を有する音波結合システムを利用することができる。結合システムは、空気、気体、水、液体、流体、ゲル、固体、非ゲル、および / またはそれらの任意の組み合わせを含む 1 つ以上の結合媒体、またはトランスデューサ 280 と対象領域との間で伝送される信号を可能にする任意の他の媒体の使用を介してこのような結合を容易にすることができる。一実施形態では、トランスデューサの内部に 1 つ以上の結合媒体が設けられる。一実施形態では、流体充填モジュール 200 は、ハウジングの内部に 1 つ以上の結合媒体を含む。一実施形態では、流体充填モジュール 200 は、超音波装置の乾燥部分から分離可能な密封ハウジングの内部に 1 つ以上の結合媒体を含む。様々な実施形態では、結合効率が 100 %、99 % 以上、98 % 以上、95 % 以上、90 % 以上、80 % 以上、75 % 以上、60 % 以上、50 % 以上、40 % 以上、30 % 以上、25 % 以上、20 % 以上、10 % 以上、および / または 5 % 以上の 1 つ以上のデバイスと組織との間で超音波エネルギーを伝達するために、結合媒体が使用される。

【0113】

様々な実施形態では、トランスデューサ 280 は、任意の適切な組織深度 279 で対象領域を画像処理し、治療することができる。一実施形態では、トランスデューサモジュール 280 は約 1 W 以下、約 1 W ~ 約 100 W、約 100 W 以上、例えば 200 W、300 W、400 W、500 W の範囲内の音波出力を提供することができる。一実施形態では、トランスデューサモジュール 280 は、約 1 MHz 以下、約 1 MHz ~ 約 10 MHz（例えば、3 MHz、4 MHz、4.5 MHz、7 MHz、10 MHz）、約 10 MHz 以上の周波数で音波出力を提供することができる。一実施形態では、モジュール 200 は、皮

膚表面 501 の約 4.5 mm 下の組織深度 279 での治療のための焦点深度 278 を有する。一実施形態では、モジュール 200 は、皮膚表面 501 の約 3 mm 下の組織深度 279 での治療のための焦点深度 278 を有する。一実施形態では、モジュール 200 は、皮膚表面 501 の約 1.5 mm 下の組織深度 279 での治療のための焦点深度 278 を有する。トランスデューサ 280 またはモジュール 200 のいくつかの非限定的な実施形態は、組織深度が 1.5 mm、3 mm、4.5 mm、6 mm、7 mm、3 mm 未満、3 mm ~ 4.5 mm、4.5 mm ~ 6 mm、4.5 mm 以上、6 mm 以上などで、および 0 ~ 3 mm、0 ~ 4.5 mm、0 ~ 6 mm、0 ~ 25 mm、0 ~ 100 mm などの範囲内のいずれか、およびその中の任意の深度で超音波エネルギーを送達するように構成および / または構成することができる。一実施形態では、超音波システム 20 は、2 つ以上のトランスデューサモジュール 280 を備える。例えば、第 1 のトランスデューサモジュールは第 1 の組織深度（例えば、約 4.5 mm）で治療を適用することができ、第 2 のトランスデューサモジュールは第 2 の組織深度（例えば、約 3 mm）で治療を適用することができ、第 3 の組織深度（例えば、約 1.5 ~ 2 mm）で治療を適用することができる。一実施形態では、少なくとも一部またはすべてのトランスデューサモジュールは、実質的に同じ深度で治療を適用するように構成、および / または構成することができる。

10

【0114】

様々な実施形態では、超音波処置のための焦点部位（例えば、組織深度 279 のように）の数を変更することは、トランスデューサ 270 の焦点深度 278 が固定されていても、変化する組織深度で患者の治療を可能にするため、有利であり得る。これは、相乗的な結果をもたらし、単一の治療セッションの臨床結果を最大にすることができる。例えば、単一の表面領域の下複数の深度での治療は、組織治療の全体的な体積を大きくことができ、コラーゲンの形成および引き締めを促進する。加えて、異なる深度での治療は、異なるタイプの組織に影響を及ぼし、それにより、総合的な美容的結果を向上させる異なる臨床効果を生じる。例えば、表面治療は、しわを目立ちにくくさせ、さらに深い治療は、より多くのコラーゲン成長の形成を誘導し得る。同様に、同じ深度または異なる深度の様々な部位での治療により、治療を改善することができる。

20

【0115】

1 つのセッション内の異なる部位における対象の治療は、いくつかの実施形態では有利であり得るが、時間をかけての連続治療は、他の実施形態では有益であり得る。例えば、対象は、時間 1 の 1 つの深度、時間 2 の第 2 の深度などで同じ表面領域の下で治療されてもよい。様々な実施形態では、時間は、ナノ秒、マイクロ秒、ミリ秒、秒、分、時間、日、週、月、またはその他の期間であり得る。第 1 の治療によって生成された新しいコラーゲンは、その後の治療に対してより敏感であり得、これはいくつかの適応症に対して望ましくあり得る。あるいは、単一のセッションにおける同じ表面領域の下複数の深度での治療は、1 つの深度での治療が、別の深度での治療を相乗的に増強または補足することができるので（例えば、血流の増強、成長因子の刺激、ホルモン刺激などによる）有利であり得る。いくつかの実施形態では、異なるトランスデューサモジュールは、異なる深度で治療を提供する。一実施形態では、単一のトランスデューサモジュールは、様々な深度に対して調整または制御することができる。間違った深度が選択されるリスクを最小限に抑える安全機能は、単一モジュールシステムと組み合わせて使用することができる。

30

40

【0116】

いくつかの実施形態では、顔の下部および首の領域（例えば、顎下領域）を治療する方法が提供される。いくつかの実施形態では、顎下唇溝を治療する（例えば、軟化させる）方法が提供される。他の実施形態では、目の領域（例えば、目の下のたるみ、眼窩下弛緩の治療）を治療する方法が提供される。上瞼の弛緩改善および眼窩周囲の小じわおよびきめの改善は、様々な深度で治療することによるいくつかの実施形態によって達成される。単一の治療セッション中に様々な部位で治療することにより、最適な臨床効果（例えば、軟化、引き締め）を達成することができる。いくつかの実施形態では、本明細書に記載の治療方法は、非侵襲性の美容処置である。いくつかの実施形態では、本方法は、皮膚の引

50

き締めが望まれる外科的フェイスリフトまたは脂肪吸引などの侵襲的処置と組み合わせて使用することができる。様々な実施形態では、本方法は身体の任意の部分に適用することができる。

【0117】

一実施形態では、トランスデューサモジュール200は、皮膚表面での下の固定深度で治療シーケンスを可能にする。一実施形態では、トランスデューサモジュールは、真皮層の下、1つ、2つ、またはそれ以上の可変または固定の深度での治療シーケンスを可能にする。いくつかの実施形態では、トランスデューサモジュールは、固定された焦点深度で一連の個々の熱損傷（以下、「熱凝固点」または「TCP」）で超音波治療を向けるように構成および/または構成された動作機構を備える。一実施形態では、一連の個々のTCPは、1〜50%（例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%およびその中の任意の範囲）の間隔のディザリング変更を伴う、約0.01mm〜約25mm（例えば、1mm、1.5mm、2mm、2.5mm、3mm、5mm、10mm、20mmおよびその中の任意の値）の範囲内の治療間隔を有する。例えば、間隔は、1.1mm以下、1.5mm以上、約1.1mm〜約1.5mmなどとすることができる。一実施形態では、個々のTCPは離散的である。一実施形態では、個々のTCPは重複している。一実施形態では、動作機構は、個々のTCP間に可変間隔を提供するようにプログラムされるように構成、および/または構成されている。一実施形態では、ディザリングは、個々のTCP間に可変の間隔を提供するように構成、および/または構成することができる。いくつかの実施形態では、トランスデューサモジュールは、TCPが治療距離によって分離された線状または実質的に線状のシーケンスで形成されるように、超音波治療をシーケンス内に向けるように構成、および/または構成された動作機構を備える。例えば、トランスデューサモジュールは、第1の線状シーケンスから治療距離だけ分離された第1の線状シーケンスおよび第2の線状シーケンスに沿ってTCPを形成するように構成および/または構成することができる。一実施形態では、個々のTCPの隣接する線状シーケンス間の治療距離は、約0.01mm〜約25mmの範囲内である。一実施形態では、個々のTCPの隣接する線状シーケンス間の治療距離は、約0.01mmから約50mmの範囲内である。例えば、治療距離は、2mm以下、3mm以上、約2mm〜約3mmなどとすることができる。いくつかの実施形態では、トランスデューサモジュールは、TCPが他の線状シーケンスからの治療距離によって分離された個々の熱的損傷の線状または実質的に線状のシーケンスで形成されるように、超音波治療をシーケンス内に向けるように構成、および/または構成された1つ以上の動作機構400を備えることができる。一実施形態では、治療が第1の方向290（例えば、押す）に適用される。一実施形態では、治療が第1の方向290の反対の方向（例えば、引く）に適用される。一実施形態では、治療が第1の方向290および第1の方向とは反対の方向の両方（例えば、押して引く）で適用される。一実施形態では、線状または実質的に線状のTCPシーケンスを分離する治療距離は、同じまたは実質的に同じである。一実施形態では、線状または実質的に線状TCPシーケンスを分離する治療距離は、線状TCPシーケンスの様々な隣接するペアに対して異なるかまたは実質的に異なる。

【0118】

一実施形態では、第1および第2の取り外し可能なトランスデューサモジュールが提供される。一実施形態では、第1および第2のトランスデューサモジュールのそれぞれは、超音波画像処理および超音波治療の両方に対して構成、および/または構成されている。一実施形態では、トランスデューサモジュールは、治療のみに構成、および/または構成される。一実施形態では、画像処理トランスデューサは、プローブまたはハンドワンドのハンドルに取り付けることができる。第1および第2のトランスデューサモジュールは、ハンドワンドに交換可能に結合されるように構成、および/または構成される。第1のトランスデューサモジュールは、組織の第1の層に超音波治療を適用するように構成、および/または構成され、第2のトランスデューサモジュールは、組織の第2の層に超音波治療を適用するように構成、および/または構成される。組織の第2の層は、組織の第1

10

20

30

40

50

の層とは異なる深度にある。

【0119】

図3に示すように、様々な実施形態では、適切な焦点深度278、分布、タイミング、およびエネルギーレベルでの放出エネルギー50の送達は、制御された熱傷の所望の治療効果を達成するために制御システム300による制御された操作を介してモジュール200によって提供され、表皮層502、真皮層503、脂肪層505、SMAS層507、筋肉層509、および/または皮下脂肪504のうちの少なくとも1つを治療する。図3は、筋肉を治療するための深度に対応する深度の一実施形態を示す。様々な実施形態では、深度は、任意の組織、組織層、皮膚、表皮、真皮、下皮、脂肪、SMAS、筋肉、血管、神経、または他の組織に対応することができる。動作中、拡張領域を治療するために、モジュール200および/またはトランスデューサ280を表面501に沿って機械的および/または電子的に走査することもできる。表皮層502、真皮層503、皮下504、脂肪層505、SMAS層507および/または筋肉層509のうちの少なくとも1つに超音波エネルギー50を送達する前、間、および後に、治療領域および周囲構造の監視が提供され、その結果を計画および評価し、および/またはグラフィカルインターフェース310を介してコントローラ300およびユーザにフィードバックを提供することができる。

10

【0120】

一実施形態では、超音波システム20は、表面501の下方に向けられ、集束される超音波エネルギーを発生させる。この制御され集束された超音波エネルギー50は、熱凝固点またはゾーン(TCP)550を生成する。一実施形態では、超音波エネルギー50は、皮下組織510に空隙を形成する。様々な実施形態では、放出されたエネルギー50は、指定された焦点深度278で表面501の下組織部分10内のTCP550を切断、切除、凝固、マイクロアブレーション、操作、および/または引き起こす、表面501の下組織を標的とする。一実施形態では、治療シーケンスの間、トランスデューサ280は、指定された間隔295にて矢印290で示される方向に移動して、一連の治療ゾーン254を生成し、それぞれが放出エネルギー50を受けて1つ以上のTCP550を生成する。一実施形態では、矢印291は、矢印290に直交する軸または方向を示し、TCP550の間隔は、トランスデューサ280の動き方向に直交にTCPが間隔をとれることを示す。いくつかの実施形態では、離間したTCPの向きは、矢印290から任意の角度0~180度に設定することができる。いくつかの実施形態では、離間したTCPの向きは、トランスデューサ280上の分極領域の向きに基づいて任意の角度0~180度に設定することができる。

20

30

【0121】

様々な実施形態では、トランスデューサモジュールは、1つの以上の変換素子を含むことができる。変換素子は、チタン酸ジルコン酸鉛(PZT)などの圧電活性材料、または圧電セラミック、結晶、プラスチック、および/または複合材料のような任意の他の圧電活性材料、ならびにニオブ酸リチウム、チタン酸鉛、チタン酸バリウム、および/またはメタニオブ酸鉛を含んでもよい。様々な実施形態では、圧電活性材料に加えて、または代わりに、トランスデューサモジュールは、放射線および/または音波エネルギーを生成するように構成および/または構成された任意の他の材料を含むことができる。様々な実施形態では、トランスデューサモジュールは、異なる周波数および治療深度で動作するように構成および/または構成することができる。トランスデューサの特性は、外径(「OD」)および焦点距離(F_L)によって画定することができる。一実施形態では、トランスデューサは、 $OD = 19\text{ mm}$ および $F_L = 15\text{ mm}$ を有するように構成および/または構成することができる。他の実施形態では、約19 mm未満、約19 mmを超えるODなど、約15 mm未満、約15 mmを超える F_L などのODおよび F_L の他の適切な値を使用することができる。トランスデューサモジュールは、異なる標的組織深度で超音波エネルギーを適用するように構成および/または構成することができる。上述したように、いくつかの実施形態では、トランスデューサモジュールは、個々のTCP間の治療間隔を伴う

40

50

、個々のTCPの線状または実質的に線状のシーケンス内に超音波治療を向けるように構成および／または構成された動作機構を備える。例えば、治療間隔は約1.1mm、1.5mmなどであり得る。いくつかの実施形態では、トランスデューサモジュールは、TCPが治療間隔によって分離された線状または実質的に線状のシーケンス内に形成されるように、超音波治療をシーケンス内に向けるように構成および／または構成された動作機構をさらに備えることができる。例えば、トランスデューサモジュールは、第1の線状シーケンスから約2mm～3mmの治療間隔だけ分離された第1の線状シーケンスおよび第2の線状シーケンスに沿ってTCPを形成するように構成および／または構成することができる。一実施形態では、ユーザは、隣接する線状シーケンスのTCPが生成されるように、トランスデューサモジュールを治療領域の表面にわたって手動で動かすことができる。一実施形態では、動作機構は、トランスデューサモジュールを治療領域の表面にわたって自動的に動かして、隣接する線状シーケンスのTCPを作成することができる。

10

アパーチャ空間周波数解析とフーリエ変換

【0122】

様々な実施形態では、フーリエ解析とフーリエ光学に基づく空間周波数分析法は、治療処置の効率を増加させるために使用することができる。インパルス応答 $h(t)$ を有するシステムが刺激 $x(t)$ によって励起されるとき、入力 $x(t)$ と出力 $y(t)$ との間の関係は、以下のように畳み込み関数によって関連付けられる。

【0123】

【数1】

$$y(t) = x(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) h(t - \tau) d\tau \quad (1)$$

【0124】

様々な実施形態では、フーリエ変換は式(1)の畳み込みを計算するために適用することができる。連続的な1次元フーリエ変換は、以下のように定義することができる。

【0125】

【数2】

$$Y(f) = F(y(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t) e^{-j2\pi ft} dt \quad (2)$$

30

【0126】

ここで f は周波数、 t は時間である。時間領域における畳み込みは、周波数領域における乗算と等価であることが示される：

【0127】

【数3】

$$F(x(t) * h(t)) = X(f)H(f) = Y(f) \quad (3)$$

【0128】

様々な実施形態では、フラウンホーファー近似は、トランスデューサの開口またはアパーチャと結果として得られた超音波ビーム応答との間の関係を導出するために使用することができる。フラウンホーファー近似の導出は、Joseph Goodman著のIntroduction to Fourier Optics(3rd ed., 2004年)に記載され、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。フラウンホーファー近似によれば、複素アパーチャによって生成された遠視野複素振幅パターンは、アパーチャ振幅および位相の2次元フーリエ変換に等しい。いくつかの実施形態では、線状波方程式を使用して光の伝播と音の伝搬の両方を表すことができるので、光学系におけるこの関係を超音波に拡張することができる。光学および／または超音波の場合、2次元フーリエ変換は、トランスデューサの焦点における音波圧力振幅分布を決定することができる。

40

【0129】

集束システムの場合、深度を表す変数 z が、焦点距離を表す Z_f で置換することができ

50

る。

【 0 1 3 0 】

【 数 4 】

$$f_x = \frac{x_0}{\lambda z_f} \quad (4a)$$

$$f_y = \frac{y_0}{\lambda z_f} \quad (4b)$$

【 0 1 3 1 】

様々な実施形態では、フーリエ光学とフーリエ変換アイデンティティ（そのうちのいくつかは以下の表 1 に記載されている）は、トランスデューサ設計に対応する強度分布を決定するために、超音波トランスデューサに使用することができる。例えば、矩形 $\text{rect}(ax)$ のフーリエ変換は sinc 関数である。別の例として、均一振幅の 2 次元円のフーリエ変換は、 J_1 として表すことができる 1 次のベッセル関数である。

【 0 1 3 2 】

【 表 1 】

	アパーチャ機能	フーリエ変換
1	$\text{rect}(ax)$	$\frac{1}{ a } \text{sinc}\left(\frac{\xi}{a}\right)$
2	$\delta(x)$	1
3	$\cos(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2}$
4	$\sin(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) - \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2j}$
5 (2次元変換対)	$\text{circ}(\sqrt{x^2 + y^2})$	$\frac{J_1(2\pi\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}}$
6	$f(x) * g(x)$	$F(\xi)G(\xi)$
7	$f(x)g(x)$	$F(\xi) * G(\xi)$

表 1

【 0 1 3 3 】

いくつかの実施形態では、超音波トランスデューサは、適切な寸法および焦点長さの矩形開口を有することができる。いくつかの実施形態では、超音波トランスデューサは、適切な寸法および焦点長さを有する円形開口を有することができる。一実施形態では、トランスデューサは、約 9.5 mm の外半径、約 2 mm の内径、および約 15 mm の焦点長さを有する円形開口を有することができる。円形トランスデューサのアパーチャは以下のよう

【 0 1 3 4 】

【 数 5 】

$$f(x, y) = \text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \quad (5a)$$

$$r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (5b)$$

【 0 1 3 5 】

例えば、一実施形態では、変数「a」は、約 9.5 mm とすることができ、式（5 a）中の変数「b」は、約 2 mm とすることができ、式（5 a）にフーリエ変換を適用することにより、焦点における音波圧力分布の推定値を提供することができる。

【 0 1 3 6 】

【数 6】

$$F_{xy}(f(x,y)) = F(\xi_x, \xi_y) = \frac{u J_1(2\pi u \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} - \frac{v J_1(2\pi v \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2})}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} \quad (6)$$

【0 1 3 7】

式中

【0 1 3 8】

【数 7】

 ξ_x

10

および

【0 1 3 9】

【数 8】

 ξ_y

は方程式(4a)および(4b)の f_x および f_y と同じである。式(6)は、円形開口を有するトランスデューサの音波圧力分布が1次のベッセル関数であることを示す。一実施形態では、エネルギーの実質的な大部分が焦点に集中する(例えば、アパーチャから15mm離れる)。主超音波ビームの幅および主ビームから離れたエネルギーの分布は、式(4a)および(4b)に表されるように、動作周波数の関数として表すことができる。

20

【0 1 4 0】

様々な実施形態では、2つの同一またはほぼ同一のビームが、開口が正しい関数(例えば、乗算)で変調された場合、焦点において生成されることができる。一実施形態では、次のように円形開口に余弦関数を適用することができる。

【0 1 4 1】

【数 9】

$$g(x,y) = \cos(cx) \left(\text{circ}\left(\frac{x}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{x}{b}\right) \right) \quad (7)$$

【0 1 4 2】

30

式(7)の変調された開口の焦点でのエネルギー分布またはビーム応答は、開口の2つの関数のフーリエ変換の畳み込みである。

【0 1 4 3】

【数 10】

$$G(\xi_x, \xi_y) = \left(\frac{\delta\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}\right)}{2} \right) * F(\xi_x, \xi_y) \quad (8)$$

【0 1 4 4】

式(8)は、ディラックのデルタ関数にフーリエ変換アイデンティティを適用する二つの別々の関数の和に簡略化することができる(例えば、表2のアイデンティティ2)：

40

【0 1 4 5】

【数 11】

$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (9)$$

【0 1 4 6】

式(9)の焦点に現れる2つのビームは、

【0 1 4 7】

【数 1 2】

$$\pm \frac{c}{2\pi}$$

元の変調されていないビームと比較して、空間的に±だけずれていることを示す。いくつかの実施形態では、所望のビーム応答を達成するために、正弦関数などの1つ以上の他の変調関数を使用することができる。いくつかの実施形態では、2つ以上の焦点が生成されるようにアパーチャを変調することができる。例えば、3つ、4つ、5つなどの焦点を作成することができる。いくつかの実施形態では、アパーチャは、焦点が同時にではなく順次または実質的に順次に生成されるように、調節することができる。

【0 1 4 8】

いくつかの実施形態では、治療トランスデューサモジュールは、個々のTCP間の治療間隔で個々のTCPの線状または実質的に線状のシーケンス内に直接超音波治療を向けるように構成された動作機構を含む。例えば、治療間隔は約1.1mm、1.5mmなどであり得る。いくつかの実施形態では、トランスデューサモジュールは、TCPが治療間隔によって分離された線状または実質的に線状のシーケンス内に形成されるように、超音波治療をシーケンス内に向けるように構成された動作機構をさらに備えることができる。例えば、トランスデューサモジュールは、第1の線状シーケンスから約2mm～3mmの治療間隔だけ分離された第1の線状シーケンスおよび第2の線状シーケンスに沿ってTCPを形成するように構成することができる。式(9)によれば、開口が所望の空間周波数の余弦関数および/または正弦関数によって変調される場合、超音波ビームの同時または実質的に同時の分割は、焦点(または焦点の前)で達成することができる。一実施形態では、約1.1mmの治療間隔で分離された2つの同時またはほぼ同時の集束ビームは、線状または実質的に線状のシーケンスで生成することができる。7MHzの超音波周波数では、水中の超音波の波長λは約0.220mmである。従って、空間周波数

【0 1 4 9】

【数 1 3】



および

【0 1 5 0】

【数 1 4】



は、焦点では次のように表される。

【0 1 5 1】

【数 1 5】

$$f_x = \frac{x_0}{15 \times 0.220} = \frac{x_0}{3.3} \quad (10a)$$

$$f_y = \frac{y_0}{15 \times 0.220} = \frac{y_0}{3.3} \quad (10b)$$

【0 1 5 2】

約1.1mmによって分離された2つの焦点を配置するために、その後アパーチャを変調する空間周波数を次のように算出する。表2のアイデンティティ3とアイデンティティ4を使用して、正弦関数または余弦関数のフーリエ変換は、引数を持つディラックのデルタ関数である。

【0 1 5 3】

【数 1 6】

$$arg = \frac{x_0}{3.3} - \frac{k_x}{2\pi} \quad (11a)$$

【0 1 5 4】

一実施形態では、引数が 0 の場合、式 (1 1 A) は、 k_x について解くことができる。

【0 1 5 5】

【数 1 7】

$$k_x = \frac{2\pi x_0}{3.3} \quad (11b)$$

10

【0 1 5 6】

また、 X_0 は、離間距離の半分（例えば、1 . 1 mm）で置換することができる：

【0 1 5 7】

【数 1 8】

$$k_x = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = 1.04 \text{ mm}^{-1} \quad (11c)$$

20

【0 1 5 8】

いくつかの実施形態では、様々な動作周波数で超音波エネルギーを放出する円形のアパーチャを有するトランスデューサは、表 2 に列挙された空間周波数で正弦および / または余弦関数によって変調することができる。トランスデューサの変調されたアパーチャは、表 2 に示すように、異なる離間距離を有する 2 つの焦点を伴って同時にまたはほぼ同時にスプリットビームを生成することができる。一実施形態では、トランスデューサは、約 19 mm の OD および約 15 mm の焦点長さを有することができる。

30

超音波周波数	焦点間の離間距離			
	1.1mm	1.5 mm	2 mm	3 mm
4MHz	0.60	0.82	1.09	1.63
7MHz	1.04	1.43	1.90	2.86
10MHz	1.50	2.04	2.72	3.08

表 2

【0 1 5 9】

表 2 に示すように、いくつかの実施形態では、アパーチャ変調関数の空間周波数は、超音波動作周波数が所与の焦点離間距離に対して増加するにつれて増加する。さらに、空間周波数は、所望の焦点離間距離が増加するにつれて増加する。

40

【0 1 6 0】

一実施形態では、より高い空間周波数は、より迅速に発生するアパーチャにおいて、遷移振幅をもたらすことができる。トランスデューサの処理制限により、アパーチャ内の急激な振幅変動は、アパーチャの異なる部分によって生成される音圧の量に変動があり得るため、アパーチャの効率を低下させる可能性がある。一実施形態では、ビームを同時にまたはほぼ同時に分割するために空間周波数を使用することは、各ビームの全体の焦点ゲインを低減することができる。式 (9) に示すように、各ビームの焦点におけるフィールド圧は、無変調ビームと比較して 2 倍減少する。一実施形態では、アパーチャからの音圧または超音波強度を増加させて、焦点面で同様のまたは実質的に同様の強度を得ることがで

50

きる。しかし、一実施形態では、アパーチャにおける圧力の増加は、システムおよび／またはトランスデューサの処理制限によって制限されない場合がある。一実施形態では、アパーチャにおける圧力の増加は、近接場における全体的な強度を増加させる可能性があり、焦点の前に位置する治療領域組織を過度に加熱する可能性を高め得る。一実施形態では、より低い超音波治療周波数を使用することによって、前焦点組織の追加の加熱の可能性が制限されるか、または排除され得る。

【 0 1 6 1 】

一実施形態では、式 (7) の結果に示されるように、アパーチャ変調関数を適用することは、焦点での 2 つの同時または実質的に同時の超音波ビームをもたらす。様々な実施形態では、超音波ビームは、複数の同時またはほぼ同時のビームが生成されるように、3 回、4 回、5 回などのように複数回に分割することができる。一実施形態では、1 つの次元に沿った 4 つの等間隔ビームは、2 つの別々の空間周波数によってアパーチャを変調または通倍することによって生成することができる。

10

【 0 1 6 2 】

【 数 1 9 】

$$g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx)) \left(\text{circ}\left(\frac{x}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{x}{b}\right) \right) \quad (12a)$$

$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (12b)$$

20

【 0 1 6 3 】

式 (1 2 b) に示すように、焦点で変調されていないビームは、x 軸に沿った 4 つの異なる部位で生成することができる。一実施形態では、定数または DC の項 C 1 を振幅変調関数に加えて、元の焦点部位におけるエネルギーの配置を維持することができる。

【 0 1 6 4 】

【 数 2 0 】

$$g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx) + C_1) \left(\text{circ}\left(\frac{x}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{x}{b}\right) \right) \quad (13a)$$

$$G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) \right) + C_1 F(\xi_x, \xi_y) \quad (13b)$$

30

【 0 1 6 5 】

一実施形態では、式 (1 2) および式 (1 3) のアパーチャ変調は、ビームを同時にまたはほぼ同時に複数の部位に配置することができることによって、システム、材料、および／または組織の制限のために適用が限られる場合がある。一実施形態では、焦点の前に位置する治療領域組織を加熱する可能性があるため、そのような可能性を制限および／または排除するために、超音波治療の頻度を低下させるなど調整することができる。一実施形態では、前焦点組織の加熱の可能性を制限および／または排除するために、非線状技術を焦点に適用することができる。一実施形態では、アパーチャからの音圧または超音波強度を増加させて、焦点面で同様のまたは実質的に同様の強度を得ることができる。

40

【 0 1 6 6 】

様々な実施形態では、アパーチャにおける振幅と位相の機能が分離されている場合、音圧の関数 $U(X_1, Y_1)$ の二次元フーリエ変換は、x と y の 2 つの関数の一次元フーリエ変換の積として表すことができる。様々な実施形態では、線状または実質的に線状のシーケンスで複数の TCP を生成すること、および複数の線状シーケンスを同時にまたはほぼ同時に生成することが有利であり得る。

周波数変調を用いた複数のビーム分割アパーチャの電子ディザリング

【 0 1 6 7 】

様々な実施形態では、表 2 は、所与の動作周波数 (例えば、様々な実施形態では、4 MHz、7 MHz、10 MHz) のための 2 つの同時焦点間の特定の距離を達成するための

50

アパーチャ空間周波数を示す。式(11c)は、焦点間の離間距離も関数の動作周波数であることを示す。例えば、一実施形態では、アパーチャの空間周波数(k_x)は 1.0 mm^{-1} に固定され、動作周波数は変化することが可能である。式(11c)は、焦点離間距離が動作周波数を通してどのように変調され得るかを示すために書き直すことができる。

【0168】

【数21】

$$s = (k_x z_f v_c) / (\pi f_{op}) \quad (14)$$

【0169】

式中、 k_x は mm^{-1} 単位の空間周波数であり、 z_f は mm 単位のアパーチャの焦点深度であり、 v_c は $\text{mm} / \mu\text{s}$ 単位の伝播媒体(例えば、水)中の超音波の速度であり、 f_{op} は MHz 単位のアパーチャの動作周波数である。一実施形態では、以下の置換が式(14)で行われる。

【0170】

【数22】

$$\lambda = v_c / f_{op} \quad (15)$$

【0171】

式(14)が示すように、焦点の離間距離は、動作周波数の関数である。また、動作周波数に対する離間距離の変化率は次のとおりである。

【0172】

【数23】

$$ds/df_{op} = -(k_x z_f v_c) / (\pi f_{op}^2) \quad (16)$$

【0173】

式(16)は、動作周波数が増加するにつれて離間距離が減少することを示す。表3(下記)は、異なる空間周波数(例えば、様々な実施形態では、 4 MHz 、 7 MHz 、 10 MHz)についての動作周波数の関数としての離間距離の変化率を示す。

【0174】

【表2】

式(16)の微分[mm / MHz]				
超音波周波数	1.1mm	1.5 mm	2 mm	3 mm
4MHz	-0.269	-0.367	-0.488	-0.730
7MHz	-0.152	-0.209	-0.278	-0.418
10MHz	-0.107	-0.146	-0.195	-0.221

表3

【0175】

表3に示すように、位相を変更したり、トランスデューサを機械的に移動させる必要なしに、動作周波数が増加するにつれて焦点は互いに接近し、動作周波数が減少するにつれて焦点は遠く離れる。これは、組織内の熱伝導に頼ることなく、ビームを電子的に移動させてエネルギーを広げる独自の方法である。この利点には、最高温度の低下または最小化、および追加のシステムチャネルを必要とせずに損傷の熱凝固体積の増加が含まれる。

【0176】

主な動作周波数からの移動量は、式(14)を用いて決定することができる。一実施形

10

20

30

40

50

態では、アパーチャの主な動作周波数は 5 MHz であり、焦点距離は 15 mm である。いくつかの実施形態では、動作周波数はアパーチャ中心周波数と呼ばれる。一実施形態では、動作周波数は 5 MHz である。一実施形態では、図 5 の表 4 は、5 MHz の中心周波数に対して設計された異なる空間周波数 ($k_x = 0.5, 1.0, 1.5, 2.0 \text{ mm}^{-1}$) を有するアパーチャの焦点間隔の量を示す。また、5 MHz の中心周波数の焦点からの拡散量も計算する。一実施形態によれば、間隔は、5 MHz と比べてより高い周波数に対して減少し、5 MHz と比べてより低い周波数に対して増加する。

【0177】

図 6 は、異なるアパーチャ空間周波数に対するアパーチャのすべての動作周波数に対する間隔差を示す。図 6 に示すように、離間距離は周波数が減少するにつれて増加する。

10

【0178】

一実施形態では、離間距離は、周波数 5 MHz と相対的である。一実施形態では、周波数変調から電子ディザリングを推定する 1 つの方法は、5 MHz での初期離間までのすべての動きを参照することによって決定することができる。図 7 に示すように、焦点間の離間距離の広がり、1 mm を超えて容易に変化し得る。

【0179】

様々な実施形態では、一方のアパーチャからの可能な動作周波数の範囲は、トランスデューサの帯域幅の観点から説明することができる。一実施形態では、より大きなトランスデューサの帯域幅は、より広い範囲の動作周波数を有するアパーチャをもたらす。トランスデューサの帯域幅は、送信強度がピーク送信強度の -3 dB に減少する周波数を特定することによって、アパーチャ中心周波数のパーセント割合として記載することができる。一実施形態では、トランスデューサアパーチャの送信応答のために、-3 dB の高周波数は $f_{-3\text{dB}, H}$ と指定され、-3 dB の低周波数は、 $f_{-3\text{dB}, L}$ と指定される。[MHz] 単位の -3 dB の中心周波数は、次のように表される。

20

【0180】

【数 24】

$$f_{-3\text{dB}, \text{center}} = (f_{-3\text{dB}, H} + f_{-3\text{dB}, L})/2 \quad (17)$$

【0181】

-3 dB のパーセント帯域幅は、次のように表される。

30

【0182】

【数 25】

$$\text{BW}_{-3\text{dB}} = 100\% * (f_{-3\text{dB}, H} - f_{-3\text{dB}, L}) / ((f_{-3\text{dB}, H} + f_{-3\text{dB}, L})/2) \quad (18)$$

【0183】

いくつかの実施形態では、(これらに限定されないが) バッキング層、整合層、複数の圧電層、電気整合、圧電複合材料および/または単結晶圧電セラミックスを使用することによって、1 つのアパーチャ内で可能動作周波数の範囲の増大を達成することができる。一実施形態では、トランスデューサの帯域幅が増大すると、可能な離間距離の範囲が増加する。表 5 (下記) は、アパーチャ中心周波数が 5 MHz である場合に、帯域幅のパーセントに基づいて、焦点拡散がどのように変化し得るかを示す。5 MHz の焦点離間距離は、それぞれ 0.72 mm、1.43 mm、2.15 mm、2.86 mm であり、空間周波数については 0.5 mm^{-1} 、 1.00 mm^{-1} 、 1.50 mm^{-1} 、 2.00 mm^{-1} である。アパーチャの空間周波数が 1.50 mm^{-1} であり、トランスデューサの帯域幅が 60% である場合、焦点間の離間距離は、5 MHz でのビームの横方向分解能よりも大きい距離である 1.42 mm だけ変化する。

40

【0184】

【表 3】

5MHz の中心周波数[mm]からのさらなる広がり

帯域幅	$k_x = 0.5\text{mm}^{-1}$	$k_x = 1.0\text{mm}^{-1}$	$k_x = 1.5\text{mm}^{-1}$	$k_x = 2.0\text{mm}^{-1}$
20%	0.14	0.29	0.43	0.58
40%	0.30	0.60	0.90	1.19
60%	0.47	0.94	1.42	1.89
80%	0.68	1.36	2.05	2.73
100%	0.95	1.91	2.86	3.82

10

表 5

【0185】

一実施形態では、周波数が変更されるにつれて、被写界深度も横方向分解能と焦点ゲインと同様に变化する。一実施形態では、周波数が変更されるにつれて、被写界深度、横方向分解能および焦点ゲインも变化する。したがって、一実施形態では、加熱速度の目標に応じてアパーチャの強度が変化してもよい。また、いくつかの実施形態では、エネルギーをすぐにまたはほぼすぐに広げるために、複数の動作周波数を同時に送信することが有利であり得る。例えば、アパーチャの送信励起は、4 MHz、5 MHz および 6 MHz の励起をすべて同時に含むことができる。

20

アパーチャの空間周波数を変化させることによる複数の焦点

【0186】

式 11c に示すように、アパーチャの空間周波数が高くなるほど、焦点間の離間距離は大きくなる。一実施形態では、アパーチャは、空間周波数 k_x で分極される。図 8 の実施形態に示すように、空間周波数は、位相を 0 度にも 180 度にも変更する能力を有する個々の電気励起チャンネルを接続することによって、容易に 2 倍にもできるし、0 まで減少させることもできる。例えば、チャンネル 1 ~ 16 の位相が 0 度である場合、アパーチャ空間周波数は k_x である。一実施形態では、奇数チャンネルが 0 度であり、偶数チャンネルが 180 度にあるように、各チャンネルの位相が 0 度から 180 度まで変化するので、アパーチャにおける空間周波数は $1/2 k_x$ である。一実施形態では、位相が、チャンネル 1 およびチャンネル 2 が 0 度、チャンネル 3 およびチャンネル 4 が 180 度などとなるように、2 つのチャンネルごとに繰り返される場合、アパーチャにおける空間周波数は 0 である。チャンネル 1 が 0 度、チャンネル 2 が 180 度、チャンネル 3 が 180 度、チャンネル 4 が 0 度などである場合、アパーチャにおける空間周波数は $2 k_x$ である。この場合、7 つの固有の焦点を生成することができる。(図 5 で) 表 4 に述べたように、アパーチャ中心周波数が 5 MHz であり、アパーチャ周波数が 0mm^{-1} 、 0.5mm^{-1} 、 1.0mm^{-1} 、または 2.0mm^{-1} のいずれかである場合、対応する離間距離は 0 mm、0.72 mm、1.43 mm および 2.86 mm であり、これにより、0.36 mm 離れた 7 つの固有の焦点位置が得られる。様々な実施形態では、0 度 ~ 180 度の間の中間位相は、焦点面に焦点線が生成されるように、2 つの焦点がさらに傾斜することを可能にする。最終的には、傾斜、焦点位置の変調、および周波数変調により、約 2.86 mm の長さを有するライン全体の加熱および起こり得る凝固が可能になる。

30

40

【0187】

一実施形態では、図 9 に示すように、分極セラミックは、 $2 K_x$ の空間周波数を有する。この場合、各電気チャンネルは、セラミック (例えば、圧電セラミック) 内の 2 つの分極領域を覆う。チャンネル 8 を介してチャンネル 1 が同じ電氣的位相を有する場合、アパーチャの空間周波数は $2 k_x$ である。奇数チャンネルが 0 度の位相を有し、偶数チャンネルが 180

50

度の位相を有するように位相が交互になる場合、アパーチャの空間周波数は k_x である。一実施形態では、2つの位相のみのこの構成は、4つの固有の焦点を可能にするチャンネル上で起こりうる。様々な実施形態では、追加の位相が許容できる場合、2つの焦点を多くの異なる焦点位置に傾けることが可能である。この構成は、複数の焦点位置を得るために、必要な電子チャンネルの数を制限する。

マルチチャンネル信号ミキシングを用いた複数の焦点

【0188】

いくつかの実施形態では、治療システムは、電子集束および/またはステアリングを可能にするために、複数の治療チャンネルを利用する。例えば、電子集束および/またはステアリングを可能にするために複数の治療チャンネルを利用する治療システムは、他の治療装置と同じ量のエネルギーを使用してより多くの熱凝固を生成するか、または他の治療装置より少ないエネルギーで電子ディザリングを使用する等しい熱凝固を生成するためのより速い電子ディザリングを可能にする。この技術は、装置が提供する有効性および快適性の連続性を広げる。電子ディザリングに加えて、複数の治療チャンネルはまた、DS7-4.5 (深度4.5 mmで7 MHz) およびDS7-3.0 (深度3.0 mmで7 MHz) のような2つの従来のトランスデューサを、2つの異なる深度間を移動する1つの単一装置に置き換えることができるように、異なる深度部位にビームを移動させる可能性も提供する。

【0189】

一実施形態では、軸方向 (例えば環状アレイ) にビームを移動させるように接続された複数の治療チャンネル281を有するトランスデューサ280は、典型的には、最初に深い深度でTCP550を生成し、次いでより浅い深度に移動する。別の実施形態では、TCP550は浅い深度で生成され、次いで皮膚表面下のより深い深度で生成される。これにより、TCP550が順次生成され、治療時間が延長される。例えば、一実施形態では、深いTCP550のための時間を t_{deep} 、浅いTCP550のための時間を $t_{shallow}$ とした場合、2つのTCP550の総治療時間は、2つの治療時間の合計、 t_{deep} プラス $t_{shallow}$ である。一実施形態では、各チャンネルで信号アボダイズーション (シェーディング) および位相制御の両方を使用する信号混合技術を使用して、複数の (2つ以上の) TCP550を同時に形成することによって、全治療時間が短縮される。一実施形態では、全治療時間は、 t_{deep} および $t_{shallow}$ の最大値である。

【0190】

治療時間、従来のアプローチ: $t_{treatment} = t_{deep} + t_{shallow}$

【0191】

治療時間、信号ミキシング: $t_{treatment} = \max(t_{deep}, t_{shallow})$

【0192】

一実施形態では、環状アレイ設計280は (例えば、皮膚表面下のTCP550の深度を変えることにより)、深度での治療ビームの電子移動を可能にする。一実施形態では、トランスデューサ280は、固定された機械的な焦点を有する8つの治療チャンネル環状トランスデューサ素子281を含む。図10は、ボウルの中心に画像処理トランスデューサ285を有するこのセラミック環状アレイ設計280の一実施形態の平面図を示す。この実施形態では、治療環状トランスデューサ280は、要素281に対応する $T \times 0 \sim T \times 7$ として識別される8つのリングを有する。図11はリング間の境界を示すハッシュマークを有する同じ8チャンネルの環状トランスデューサ280の側面図を示す。この実施形態では、8つの別々の励起源が個々の環状リング281に接続されている。電気的励起に加えて、幾何学的焦点551および2つの電子焦点552、552' が識別されている。

【0193】

一実施形態では、固有の振幅「A」と位相「8」が存在し、各治療チャンネルに適用され、所与の治療周波数「 ω 」での各焦点について環状リング281に対応する。チャンネルの

励起関数は、次の式に一般化することができる。

【 0 1 9 4 】

【 数 2 6 】

$$f_{n,m}(t) = A_{n,m} \sin(\omega t + \theta_{n,m}) \quad (19)$$

【 0 1 9 5 】

式中、 n はリングまたはチャンネル数であり、 m は焦点数である。

【 0 1 9 6 】

幾何学的焦点で TCP を生成する場合には、位相はゼロであり、式 (1 9) は次のように書き換えることができる。

【 0 1 9 7 】

【 数 2 7 】

$$f_{n,1}(t) = A_{n,1} \sin(\omega t) \quad (20)$$

【 0 1 9 8 】

式中、下付きの「 1 」は、幾何学的焦点を意味する。

【 0 1 9 9 】

電子焦点 # 2 で TCP 5 5 0 を生成する場合には、リングの位相は、ボウル形状および時間遅延の推定値を用いて空間点で超音波の焦点を合わせるように調整しなければならない。励起関数は次のように書くことができる。

【 0 2 0 0 】

【 数 2 8 】

$$f_{n,2}(t) = A_{n,2} \sin(\omega t + \theta_{n,2}) \quad (21)$$

【 0 2 0 1 】

式中、下付きの「 2 」は、電子焦点 # 2 を意味し、角度はリングのために必要な位相である。

【 0 2 0 2 】

次に、従来の場合には、2つの TCP は、典型的には、最初により深い TCP が生成され、その後浅い TCP が生成されて順次生成される。しかし、信号の混合により、2つの励起信号を1つの信号として表現することができ、両方の TCP を同時に生成することができるようになった。

【 0 2 0 3 】

【 数 2 9 】

$$f_{n,total}(t) = f_{n,1}(t) + f_{n,2}(t) = A_{n,1} \sin(\omega t) + A_{n,2} \sin(\omega t + \theta_{n,2}) \quad (22a)$$

$$f_{n,total}(t) = c \sin(\omega t + \phi) \quad (22b)$$

where $c = \sqrt{A_{n,1}^2 + A_{n,2}^2 + 2 A_{n,1} A_{n,2} \cos(\theta_{n,2})}$ and

$\phi = \text{atan2}(A_{n,2} \sin(\theta_{n,2}), A_{n,1} + A_{n,2} \cos(\theta_{n,2}))$

10

20

30

40

50

【 0 2 0 4 】

各環における振幅と位相は、同時に 2 つの部位に焦点をサポートするように変更される。

【 0 2 0 5 】

いくつかの実施形態では、一つの焦点に照射量を送達するための時間は、第 2 の焦点よりもわずかに異なるであろう。一実施形態では、励起は、他の時間中に式 (2 2 b) を使用して、2 つの焦点で同時に照射をサポートするように変更され、より長い照射時間で焦点上にて開始または終了することができる。例えば、一実施形態では、 $f_{n,1}$ については 3 0 m s e c の合計照射時間が必要であるが、 $f_{n,2}$ については 6 0 m s e c の合計照射時間が必要である。これを満たすために、多くの異なる励起シナリオを使用できる。

10

【 0 2 0 6 】

【 数 3 0 】

$f_{n,2}(t)$ for 30 msec and then $f_{n,total}(t)$ for 30 msec (23a)

$f_{n,total}(t)$ for 30 msec and then $f_{n,2}(t)$ for 30 msec (23b)

$f_{n,2}(t)$ for 15 msec and then $f_{n,total}(t)$ for 30 msec and $f_{n,2}(t)$ for 15 msec (23c)

20

【 0 2 0 7 】

一実施形態では、この概念は、2 つ以上の同時焦点にさらに一般化することができる。1 つのリング上の励起が以下の通りであると仮定する。

【 0 2 0 8 】

【 数 3 1 】

$$f_{n,total}(t) = \sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\omega t + \theta_{n,i}) = A_{n,total} \sin(\omega t + \varphi_n)$$

$$A_{n,total}^2 = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m A_{n,i} A_{n,j} \cos(\theta_{n,i} - \theta_{n,j})$$

$$\tan(\varphi_n) = \frac{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \sin(\theta_{n,i})}{\sum_{i=1}^m A_{n,i} \cos(\theta_{n,i})}$$

(24)

30

【 0 2 0 9 】

式中、 n はリング番号であり、 m は同時焦点の数である。2 つ以上の焦点に一般化することにより、幾何学的焦点、浅い電子焦点および深い電子焦点を同時に送達することが可能になる。

40

【 0 2 1 0 】

一実施形態では、2 つの同時焦点のシミュレーションを用いて実験を行い、この理論を適用すると 2 つの焦点が現れることを示した。シミュレーションは、1 5 m m と 1 7 m m に同時に治療焦点を置くことを試みた。図 1 2 は、この同時励起の方位角および深度における強度マップを示す。強度マップは、1 5 m m および 1 7 m m に現れる 2 つの焦点を明確に示している。別のシミュレーションが 1 5 m m と 1 9 m m の焦点でそれぞれ行われた。図 1 3 は、結果を示す。様々な実施形態では、この技術は、任意のアレイに適用することができる。アレイは、環状、線状、または任意の電子制御アレイトランスデューサとすることができる。

50

超音波治療の改善のための超音波画像処理

【0211】

一実施形態では、画像解像度は、送信信号および受信信号のビーム軸の電子的集束を介して改善される。様々な実施形態では、画像解像度は、10%、20%、40%、または50%、10%~50%、またはその中の任意の値だけ改善される。一実施形態では、治療ビームの断面がこの組織界面での画像処理ビームよりもはるかに広いので、画像解像度の増加により、治療トランスデューサと皮膚との間の結合も同様に調べることはできない。

【0212】

図14は、画像処理トランスデューサ285からの画像処理ビーム286の断面と比較して、治療用トランスデューサ280からの治療用ビーム281の断面の一実施形態を、音響窓インターフェースを介して示す。この図では、トランスデューサ280の動きは、ページの内外にある。図14に示すように、治療断面のODは画像処理断面よりもかなり大きい。三角法および単純光線追跡を用いた分析は、皮膚表面下4.5mmの深度に向けられた4MHzの治療ビーム(DS4-4.5)を有する治療トランスデューサが、8mmの治療ビームOD281を有するのに対し、画像処理ビームOD286は約0.25mmと予想される。この場合、小さな画像処理ビームを用いて適切な結合をチェックすると、音波ウインドウを通る治療ビームの約0.1%のみが調べられる。一実施形態では、この推定値は、治療ビームの回折効果のために、わずかに過小評価されることがある。

【0213】

一実施形態では、画像処理ビーム286はより大きな(例えば、10%、15%、25%、50%、75%、90%、100%)全体画像フレームへと拡張され、治療ビーム281の断面のより多く、またはすべてを覆う。一実施形態では、画像は25mmの幅を有する。面積が計算され、比較される(例えば、スライスの厚さと幅)場合、画像処理平面は、音響窓における治療領域の全断面の約2.5%のみを調べる。これは最初の計算よりも改善されているが、依然として100%カバレッジを大幅に下回る。様々な実施形態では、画像処理により環状アレイを有する画像処理システムを用いて、より多くの(例えば、10%、15%、25%、50%、75%、90%、100%)結合を適切に調べることができる。いくつかの実施形態では、画像処理は、オペレータによる適切な解釈を可能にする。

線状画像処理アレイ

【0214】

様々な実施形態では、超音波治療システムは、画像処理モジュールおよび画像処理アレイ285を備える。様々な実施形態では、画像処理アレイ285は、図15の実施形態に示されるような線状アレイである。一実施形態では、組織と超音波治療システムとの間の音波結合の量を検出する方法は、ビームの電子的ステアリングおよび集束がyおよびz次元に沿っているように、トランスデューサモジュール内に配向された線状アレイを使用することである。これは動作機構の運動方向と直交している。この実施形態では、線状アレイは、トランスデューサが高解像度超音波画像を生成するx軸に沿って移動するにつれて、画像処理面内の画像処理ビームを複数回集束させる。線状アレイがx軸に沿って並進するにつれて、画像処理ビームは、治療ビーム断面の組織への結合をよりよく評価するために、画像処理面から離れるようにステアリングされ、集束させることもできる。場合によっては、これは、画像処理ビームの空間的特異性に起因して、環状アレイよりも劣った結合領域のより良い空間的決定をもたらすことができる。これは、線状アレイが1.25D、1.5D、1.75D、または2Dアレイである場合に特に当てはまる。

環状画像処理アレイ

【0215】

様々な実施形態では、超音波治療システムは、画像処理モジュールおよび画像処理アレイ285を備える。様々な実施形態では、画像処理モジュールは、皮膚を約25mmの深

度まで画像処理する目的で、 $8\text{ MHz} \sim 50\text{ MHz}$ （例えば、8、9、10、12、15、20、22、25、28、30、40または 50 MHz およびその範囲内のいずれか）の間で動作する、複数（例えば、2、4、8）の送信チャネルと複数（例えば、2、4、8）の受信チャネルとを有する。一実施形態では、画像処理モジュールは、皮膚を約25mmの深度まで画像処理する目的で、 $8\text{ MHz} \sim 50\text{ MHz}$ で動作する8つの送信チャネルおよび8つの受信チャネルを有する。8つのチャネルにより、送信と受信の電子ステアリングと集束を提供する要素を備えた独自の画像処理アパーチャ設計が可能になる。これらのタイプのアパーチャの1つは環状アレイである（図16）。

【0216】

いくつかの実施形態では、環状アレイ285は、ビーム軸に沿って電子集束を可能にする、等しい要素領域のリングを含む。一実施形態では、機械的に走査された環状アレイ285は、より技術的に進歩した電子制御線状アレイ285'より優れた画像処理性能を提供する。これは、環状アレイ285が、方位角および仰角でビーム軸に沿ってビームを集束するからである。放射状対称性は、同等のビーム幅を有する高解像度ビームを生成する。線状アレイ285'は、複合レンズと同等の仰角での方位角および機械的な集束で電子焦点を使用する。方位角におけるビームの解像度は、環状アレイ285の性能と一致し得る。しかしながら、仰角でのビーム解像度は、機械的レンズが1つの焦点深度しか持たないため、環状アレイ285を下回る。

【0217】

図17は、仰角の線状アレイ285'と比較した場合の環状アレイ285の集束能力の実施形態を示す。ビーム幅286は、環状アレイ285の深度全体にわたって狭いままである。しかしながら、この狭いビーム幅286は、焦点前（例えば、組織結合時）と焦点後（例えば、骨）の両方の治療ビームの受け入れ可能なレベルの調査を制限する。

【0218】

一実施形態では、それが送受信中にビーム軸に集束することができるので、環状アレイ285は、標準的な画像処理トランスデューサよりも優れている。環状アレイ285が組織内で焦点を合わせることができるよう、トランスデューサ285の後ろに効果的に焦点を合わせることが可能である。画像処理アレイ285の後ろにあるこの焦点は、組織に向かって伝搬する音波エネルギーの焦点をずらし、音響窓の後ろにある治療の結合および治療焦点の後ろの障害（例えば、骨）の可能性をよりよく調べることができる。図18は、環状画像処理アレイ285の後ろにある仮想焦点および組織への有効応答の実施形態を示す。焦点外れビーム286は、より大きなパーセンテージ（例えば、10%、20%、30%、40%、50%、60%、70%、80%、90%、100%、およびその中の任意の範囲または値）の結合が、治療ビームのために調べられるように、画像処理アレイ285から音響窓に向かって広がる。特定のビーム幅および透過特性に依存する別の送信焦点を使用して、治療焦点の後ろのビーム焦点をずらすことができる。これは、治療ビームと比較したときに必要な点広がり関数のビーム幅を満たすように、環状アレイ285の後ろに仮想焦点を置くか、または直前に焦点を置くことによって達成される。図19は、焦点の後ろに迅速に広がる治療ビーム286の実施形態を示し、超音波エネルギー（例えば、骨、腸）を容易に結合しない組織またはインプラントを探索するために画像処理ビーム286の幅をわずかに大きくする必要があり得る。いくつかの実施形態では、目標は、治療の焦点の前に音響窓をよりよく探知し、治療の焦点の後ろにある組織が安全で効果的な治療を確実にすることである。

ベクター画像処理

【0219】

いくつかの実施形態では、音響窓および治療焦点の後ろでビームを焦点外しすることは、結合および潜在的な組織障害（例えば、骨、腸）またはインプラントを試験するのに有利である。この情報の処理および表示は、システムオペレータが通常の画像処理を妨げることなく適切な決定を行うために使用することができる。一実施形態では、情報を適時に提供するために、焦点外しビームを用いた送受信事象は、標準画像処理と共に織り込まれ

10

20

30

40

50

る。この形式の画像処理は、通常の B モード画像処理および結合パルスのフレームレートを可能にする。

【0220】

図 20 は、通常の B モード画像処理のための送受信ベクトルの時間進行の実施形態を示す。標準的な画像処理では、環状アレイ 285 が適切な方位角部位（例えば P1）にあるときに、送受信事象が発生する。一実施形態では、超音波画像処理および治療システムは、高解像度フレームを生成するために画像処理ベクトルごとに 1 から 4 の送信焦点を利用する。図 20 は、位置ベクトルを「P」で、次に数字で表す。一実施形態では、P1 は、TR1、TR2、および TR3 の 3 つの送信を有する。DF1 は、システムが治療すべき組織に適切に結合しているかどうかを調べるための調査パルスである。一実施形態では、25 mm の場合、スキャンは、全画像処理幅が 25 mm に対して 0.050 mm 離れた 501 個のベクトルからなる。送受信事象は、「TR」で、次に数字で表される。図 20 は、3 つの送受信イベントが各位置に関連付けられていること、すなわち、各ベクトル位置に対して 3 つの送信焦点があることを示す。焦点外しビームを適用する場合、あらゆる位置で送信する必要はない。これは、ビームが 0.050 mm のサンプル間隔よりもはるかに大きなビーム幅を有するからである。さらに、一実施形態では、焦点外し送信のための音響窓における画像処理ビーム幅は約 5 mm であり、おそらく窓は 0.5 mm ごとにサンプリングされる。これは、細かいサンプリングによって追加情報が実際には得られないためである。このタイプの画像処理は、図 21 に示されるようなインタリーブされた（例えば、重複などの）画像処理アプローチを含む。

10

20

【0221】

ベクトル画像処理は、図 20 と図 21 に示されたものは類似しているが、ただし P1 と、その後 10 ポジション毎に焦点外しベクトルが取得される。したがって、高解像度画像用に取得されたベクトルはまだ 501 個ある。しかしながら、これらの 501 個のベクトルに加えて、51 個のベクトルが、音響窓での結合を評価するために焦点外し送信を使用して取得される。501 ベクトルおよび対応する送受信事象は、結合を評価するために使用される 51 ベクトルとは異なる方法で処理される。これはベクターシーケンシングの 1 つの方法に過ぎないことに注意されたい。高解像度画像処理は、約 4 ~ 5 ビーム幅で横方向にオーバーサンプリングされるので、ある位置に 1 つのシーケンスを落とし、焦点外し画像処理を実行することが可能である。ベクトル間を補間するために焦点外し画像処理が適用される場合、平均化を適用することができる。これは、治療エネルギー送達の安全性および有効性を評価するために、結合および組織の浅い（例えば、音響窓における）および深い評価（例えば、焦点の後ろ）を可能にする。シーケンシングのタイプは、B モードとドップラー画像処理を同時に実行するデュプレックス・画像処理に類似している。

30

40

【0222】

十分な送信感度および受信信号対雑音比が存在する実施形態では、合成送信および受信アパーチャ画像処理を利用して、超音波画像における最適解像度を達成し、治療トランスデューサに対する十分な結合があるかどうかを判断する十分な手段を可能にする。図 21 は、焦点外し送受信事象が、3 つの標準的な集束された送受信事象を織り込んだ実施形態を示す。本方法は、超音波画像の解像度との妥協を引き起こす可能性がある。一実施形態では、図 22 に示すように、方法は、各画像処理アレイ要素を別々に送信し、個々の受信要素を受信する。データがデジタル化され、タイミング図に示されているように 8 つの送信受信シーケンスの各々のために格納された後、合成送信および受信アパーチャ法が使用されて、超音波画像の最適解像度を生成し、治療トランスデューサの結合を評価するのに理想的なビーム幅を生成する。合成送信および受信アパーチャ法は、超音波画像内の各空間点の処理後データに対して送信および受信遅延を同時に適用する。この技術は、フレームレートの低下を犠牲にして十分な受信 SNR が存在する場合、超音波画像全体を通して理想的な解像度をもたらす。同じ方法は、治療ビームの横断面を調べるときに適用することができる。

画像処理

50

【 0 2 2 3 】

一実施形態では、焦点外しビームを使用することの利点は、結合および音波焦点の後ろの組織を評価するオペレータを助けるためである。一実施形態では、情報を表示する方法は、画像の上部全体の輝度変動を計算することを含む。真皮の著しい輝度の変動は、不十分な結合を強く示唆し、均一な輝度は、治療ビームの大部分にわたって均一な結合を示唆する。輝度変動計算は、音響窓から 1 mm ~ 2 mm のような特定の深度にわたるスペックル輝度の第 2 の瞬間である。

【 0 2 2 4 】

一実施形態では、二次元 (2 D) フィルタ機能は、スペックルから自然に生じる輝度変化を低減するために使用される。一実施形態では、定量的または定性的変数が、高解像度画像とともにユーザに提示され、音響窓または焦点の後ろの組織における結合の質を示唆する。

10

【 0 2 2 5 】

一実施形態では、結合評価画像は、高解像度画像と組み合わせられる。例えば、2つの画像を一緒に乗算することができる。これにより、高解像度画像から情報を除去することなく、オペレータに1つの画像が提供される。2Dの乗算(画素ごと)は、高解像度画像の上部の結合不良からのシャドーイングを示す。次に、オペレータは、明るさシャドーイングの量に基づいて治療が適切であるかどうかを決定することができる。一実施形態では、2つの画像は、高解像度画像または結合評価画像のいずれかをより強調することを可能にするオーバーレイのように一緒にブレンドされる。一実施形態では、重なり合った画像は、異なるシステム(例えば、MRIおよび超音波)からの位置合わせされた画像を組み合わせるとき、放射線医に提示される画像のような態様で構成することができる。

20

多焦点ゾーンシーケンシング

【 0 2 2 6 】

様々な実施形態では、超音波画像処理は、療法の組織治療と共に使用される。様々な実施形態によれば、超音波治療システムは、美容治療のための皮膚表面下に1つ、2つまたはそれ以上の同時療法治療点および/または焦点ゾーンを生成する。一実施形態では、治療は、治療トランスデューサが熱凝固点(TCP)の意図された中心の周りに局所的に移動する機械的ディザリングを含む。音波ビームの移動は、左右、上下、および/または角度があってもよい。機械的ディザリングの一実施形態では、動作機構の動きは、意図されたTCPの周りのより平坦な温度プロファイルを生成するのに十分に速く、同じ効果のある組織体積に対する全音波エネルギーの低減、またはより大きい有効な組織体積、あるいはそれらの任意の組み合わせを可能にする。様々な実施形態によれば、周波数変調は、焦点ゾーンの部位および/または焦点ゾーン間の間隔を変更し、周波数の変調によるビームの電子的ディザリングは、ビーム焦点ポイントの位置を正確に変更および/または移動する。例えば、一実施形態では、小さな周波数スイングを使用して1.5 mmの間隔を+/-0.1 mmでディザリングすることができる。様々な実施形態では、0.5、0.75、1.0、1.2、1.5、2.0 mmの任意の1つ以上の間隔は、周波数スイングを使用して+/-0.01、0.05、0.1、0.12、0.15、0.20、0.25、0.30 mmでディザリングすることができる。様々な実施形態では、周波数は、1~200% (例えば、1%、5%、10%、15%、20%、25%、30%、35%、40%、45%、50%、100%、120%、150%、180%、200%およびその中の任意の範囲)で変調する。

30

40

【 0 2 2 7 】

改良された超音波画像処理のための様々な実施形態では、複数の焦点ゾーンが深度を通してより良好な信号品質および解像度を得るために使用される。トランスデューサを動かすことなく2次元超音波画像が形成される、従来の診断用超音波スキャナ(線状、曲線、フェーズドアレイなど)では、これらの焦点ゾーンの正確な配置を電子的に制御できるので、これらの複数の焦点ゾーンを取得するシーケンスは比較的重要ではない。図23は、

50

電子的にステアリング／並進されたアパーチャを用いて画像処理中に移動しない焦点ゾーン画像処理を示す。移動しない画像処理トランスデューサの場合、焦点ゾーンの位置は正確であり、したがって焦点ゾーンシーケンスは使用されない。従来の複数焦点ゾーン画像処理シーケンスでは、焦点ゾーンの調査の順序は様々である。例えば、4焦点ゾーンシーケンスは、動きの部位および方向に関係なく、数列(f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4)に従う。

【0228】

しかしながら、画像処理トランスデューサ(例えば、機械的に並進またはステアリングされたアレイ)を移動させるためには、トランスデューサが複数の焦点ゾーンをスキャンする際のトランスデューサの位置の違いにより、これは問題となる。この位置の誤った位置合わせは、2つの画像間の調査領域が異なるので、双方向に画像を形成するとき(左から右の画像と右から左の画像の両方を形成するとき)特に拡大される。この原理は図24に線状に並進する状況で示されているが、この開示は、並進運動、回転運動、および二次元運動、またはそれらの任意の組み合わせを含むが、これに限定されないすべてのタイプの運動に適用される。

【0229】

本明細書に開示された画像処理システムの実施形態は、これらの不整合に対処する。図24は、同じ横方向部位における双方向画像処理を示す。例では、トランスデューサが画像処理中に動いているという事実に起因して空間的な位置合わせ不良が生じる。特に、焦点ゾーン4(F_z4)は、2つの画像の間で最も離れて見えるが、同じ対象領域を調べるべきである。機械的に並進／ステアリングされるトランスデューサを用いて2次元画像を形成する場合、トランスデューサの送信／受信位置は、超音波信号に関連する伝播時間中にトランスデューサも移動するという事実により変化する。

【0230】

一実施形態では、第1方向走行(往路)シーケンスが(F_1 、 F_2 、 F_3 、 F_4)の順に進行するように別のシーケンスが提案されているが、第2方向走行(復路)シーケンスはその逆(f_4 、 f_3 、 f_2 、 f_1)であり、これにより2つの画像のより良好な位置合わせが可能になる。一実施形態では、右走行(往路)シーケンスが(f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4)の順に進行するように別のシーケンスが提案されているが、左走行(復路)シーケンスは逆(f_4 、 f_3 、 f_2)、 f_1)であり、これにより2つの画像のより良好な位置合わせが可能になる(図25)。様々な実施形態では、方向は、左、右、前、後、上、または下であってもよい。

【0231】

図25は、方向依存性焦点ゾーンシーケンシングの実施形態を示す。左走行シーケンスは、右走行シーケンスに対して逆の順序である。その結果、焦点ゾーンのアライメントが改善された。さらに、取得の位置をずらして、同じ対象領域がこれら2つの画像の間に良好に位置合わせされるようにすることができる(図26)。

【0232】

図26は、異なるトリガー部位を用いた方向依存性焦点ゾーンシーケンシングの実施形態を示す。右走行および左走行Aラインとの間の空間的位置合わせは、トリガー部位をずらすことによってさらに改善された。

【0233】

一実施形態では、画像処理システムは、(ライン1: f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 、ライン2: f_4 、 f_3 、 f_2 、 f_1)の進行に連続して続く、2つの連続したAラインの新規シーケンスを使用する。このシーケンスは視野全体にわたって反復することができ、視野内の偶数のベクトルを仮定すると、復路シーケンスは全く同じ交互パターン焦点ゾーンシーケンスを有することができ、2つの画像が位置合わせされる(図27)。

【0234】

図27は、連続するAライン上で($f_1 - f_2 - f_3 - f_4$)と($f_4 - f_3 - f_2 - f_1$)との間で交互になる方向依存性焦点ゾーンシーケンシングの実施形態を示す。視野全体が偶数のAラインによって広がる場合、左走行および右走行の焦点シーケンスは同じ

10

20

30

40

50

である。トリガー部位は、依然として２つの画像間で変化する。

【０２３５】

様々な実施形態では、多焦点ゾーン画像処理は、第１方向走行画像と第２方向走行画像との間のより良好な相関のための利点を提供する。

【０２３６】

様々な実施形態では、多焦点ゾーン画像処理は、速く（例えば、２倍、３倍、４倍）の走査速度で、Ｂモード画像処理の改善された有効性のための利点を提供する。

【０２３７】

様々な実施形態では、多焦点ゾーン画像処理は、１より大きい焦点ゾーンの任意の数に適用される。様々な実施形態では、焦点ゾーンの数、２、３、４、５、６、７、８、９、１０またはそれ以上である。

トランスデューサ

【０２３８】

様々な実施形態では、トランスデューサ２８０は、凸面２８２および凹面２８３を含む。様々な実施形態では、トランスデューサ２８０は、１つ、２つ、３つ、４つ、またはそれ以上の同時焦点ゾーンを有する任意の１つ以上の可変深度、可変間隔、可変焦点位置決めを提供する特徴を有する凸面２８２および凹面２８３を備える。図２８は、凸面２８２および凹面２８３を有する単一要素を含むトランスデューサ２８０の実施形態を示す。図２９は、固体でコーティングされた凸面２８２および縞状の凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞は第１のポーリング領域および第２のポーリング領域を含み、ポーリング領域は正、負、またはポーリングされていない。図２９は、固体でコーティングされた凸面２８２および縞状の凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞は第１の領域および第２の領域を含み、領域はコーティングを含んでも、またはコーティングを含まなくてもよい。

【０２３９】

図３０は、縞状の凸側２８２と固体でコーティングされた凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞が第１のポーリング領域と第２のポーリング領域を含み、ポーリング領域は、正、負、またはポーリングされていない。図３０は、縞状の凸面２８２および固体でコーティングされた凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞は第１の領域および第２の領域を含み、領域はコーティングを含んでも、またはコーティングを含まなくてもよい。

【０２４０】

図３１は、縞状の凸側２８２と縞状の凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞が第１のポーリング領域と第２のポーリング領域を含み、ポーリング領域は、正、負、またはポーリングされおらず、縞状の領域は互いに対して約９０度の向きで回転される。図３１は、縞状の凸面２８２および固体でコーティングされた凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞は第１の領域および第２の領域を含み、領域はコーティングを含んでも、またはコーティングを含まなくてもよく、縞は互いに対して約９０度で回転される。

【０２４１】

図３２は、環状の凸側２８２と縞状の凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞が第１のポーリング領域と第２のポーリング領域を含み、ポーリング領域は、正、負、またはポーリングされていない。図３２は、環状の凸面２８２および縞状の凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞は第１の領域および第２の領域を含み、領域はコーティングを含んでも、またはコーティングを含まなくてもよい。

【０２４２】

図３３は、縞状の凸側２８２と環状の凹面２８３を含むトランスデューサ２８０の一実施形態を示しており、縞が第１のポーリング領域と第２のポーリング領域を含み、ポーリング領域は、正、負、またはポーリングされていない。図３３は、縞状の凸面２８２およ

10

20

30

40

50

び環状の凹面 283 を含むトランスデューサ 280 の一実施形態を示しており、縞は第 1 の領域および第 2 の領域を含み、領域はコーティングを含んでも、またはコーティングを含まなくてもよい。いくつかの実施形態では、システムは、(複数の特徴とは対照的に) 単一の特徴として存在する様々な特徴を含む。例えば、一実施形態では、システムは、ディザリングを介して 2 つの同時治療ゾーンを提供するように構成された単一の超音波変換素子を備えるか、本質的にそれからなるか、またはそれからなる。別の実施形態では、複数の特徴または構成要素が提供される。

【0243】

いくつかの実施形態および本明細書に記載の実施例は一例であり、構成物およびこれらの本発明の方法の全範囲を説明する際に限定することを意図するものではない。いくつかの実施形態、材料、構成物および方法の同等の変更、改変および変形は、実質的に同様の結果を伴い、本発明の範囲内で行うことができる。

10

【0244】

本発明は様々な改変、および代替形態が可能であるが、具体的には、図面に示されており、本明細書に詳細に記載される。しかしながら、本発明は、開示された特定の形態または方法に限定されるものではなく、むしろ、本発明は、添付された特許請求の範囲に記載された様々な実施形態の精神および範囲内に入るすべての改変、均等および代替形態を網羅することを理解されたい。本明細書に開示された任意の方法は、記載された順序で実施される必要はない。本明細書に開示された方法は、施術者がとる特定の行動を含むが、明示的にも含意によっても、第三者によるこれらの行動の指示を含むこともできる。例えば、「トランスデューサモジュールと超音波プローブとの結合」のような動作は、「トランスデューサモジュールと超音波プローブとの結合を指示すること」を含む。本明細書に開示される範囲はまた、任意のすべてのオーバーラップ、サブレンジ、およびそれらの組み合わせも包含する。「～まで」、「少なくとも」、「より大きい」、「より小さい」、「～の間」等のような言葉は、列挙された数字を含む。「約」または「およそ」などの用語の前に付された数字には、記載された数字が含まれる。例えば、「約 25 mm」には「25 mm」が含まれる。

20

【図 3】

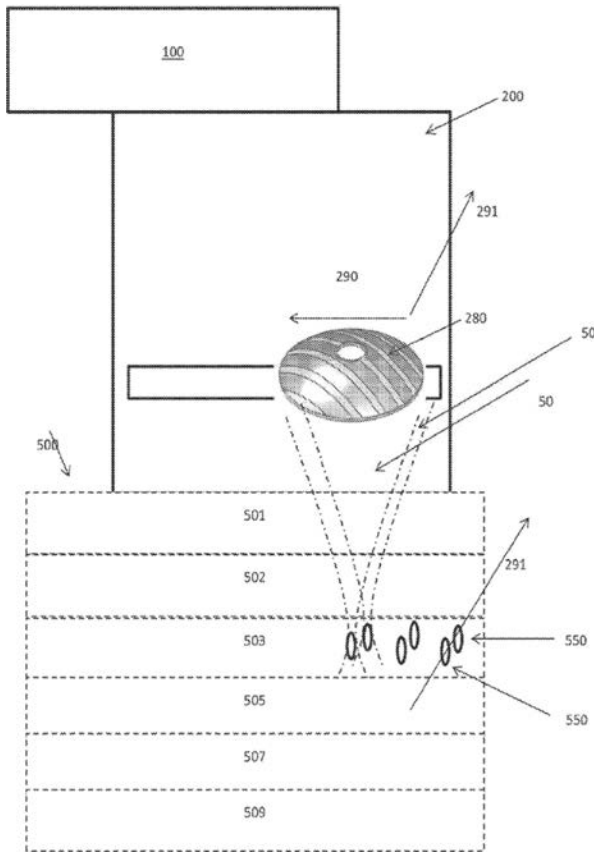


図 3

【図 4】

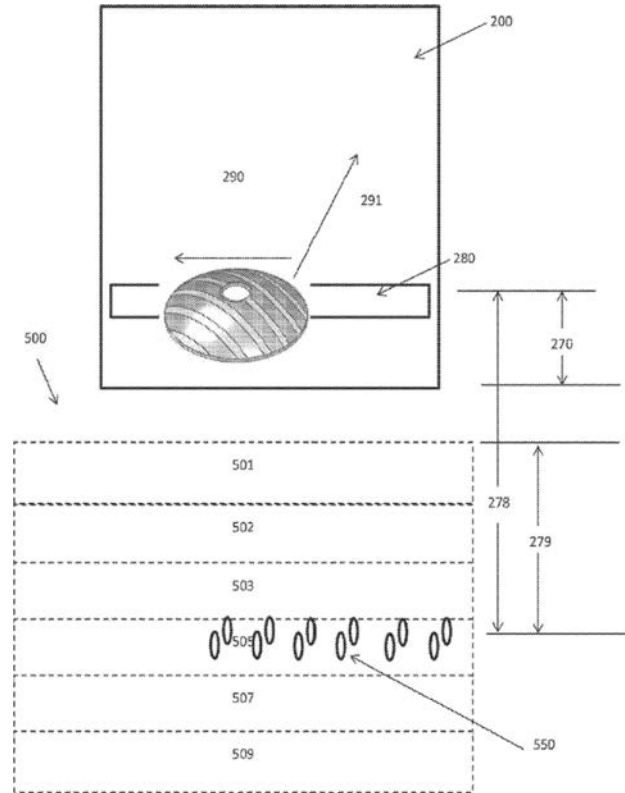


図 4

【図 5】

表 4

f [MHz]	$k_x = 0.5 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 1.0 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 1.5 \text{ mm}^{-1}$		$k_x = 2.0 \text{ mm}^{-1}$	
	間隔 [mm]	幅 [mm]	間隔 [mm]	幅 [mm]	間隔 [mm]	幅 [mm]	間隔 [mm]	幅 [mm]
2.5	1.43	0.72	1.43	0.72	4.30	2.15	5.73	2.85
2.75	1.30	0.59	1.17	0.59	3.91	1.76	5.21	2.34
3	1.19	0.48	1.07	0.48	3.58	1.43	4.77	1.91
3.25	1.10	0.39	0.97	0.39	3.31	1.16	4.41	1.54
3.5	1.02	0.31	0.87	0.31	3.07	0.92	4.09	1.23
3.75	0.95	0.24	0.81	0.24	2.86	0.72	3.82	0.95
4	0.90	0.18	0.79	0.18	2.69	0.54	3.58	0.72
4.25	0.84	0.13	0.74	0.13	2.53	0.38	3.37	0.51
4.5	0.80	0.08	0.71	0.08	2.39	0.24	3.18	0.32
4.75	0.75	0.04	0.67	0.04	2.26	0.11	3.02	0.15
5	0.72	0.00	0.64	0.00	2.15	0.00	2.86	0.00
5.25	0.68	-0.03	0.60	-0.03	2.05	-0.10	2.73	-0.14
5.5	0.65	-0.07	0.56	-0.07	1.95	-0.20	2.60	-0.26
5.75	0.62	-0.09	0.53	-0.09	1.87	-0.28	2.49	-0.37
6	0.60	-0.12	0.51	-0.12	1.79	-0.36	2.39	-0.48
6.25	0.57	-0.14	0.48	-0.14	1.72	-0.43	2.29	-0.57
6.5	0.55	-0.17	0.46	-0.17	1.65	-0.50	2.20	-0.66
6.75	0.53	-0.19	0.44	-0.19	1.59	-0.56	2.12	-0.74
7	0.51	-0.20	0.42	-0.20	1.53	-0.61	2.05	-0.82
7.25	0.48	-0.22	0.39	-0.22	1.48	-0.67	1.98	-0.89
7.5	0.46	-0.24	0.35	-0.24	1.43	-0.72	1.91	-0.95

図 5

【図 6】

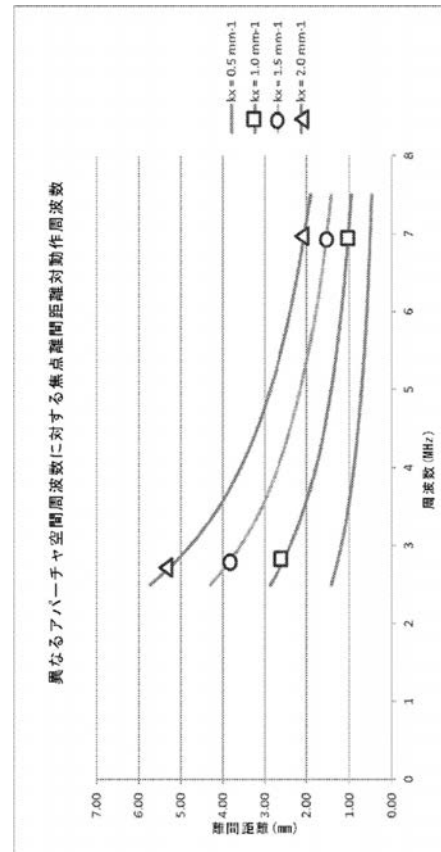


図 6

【 図 7 】

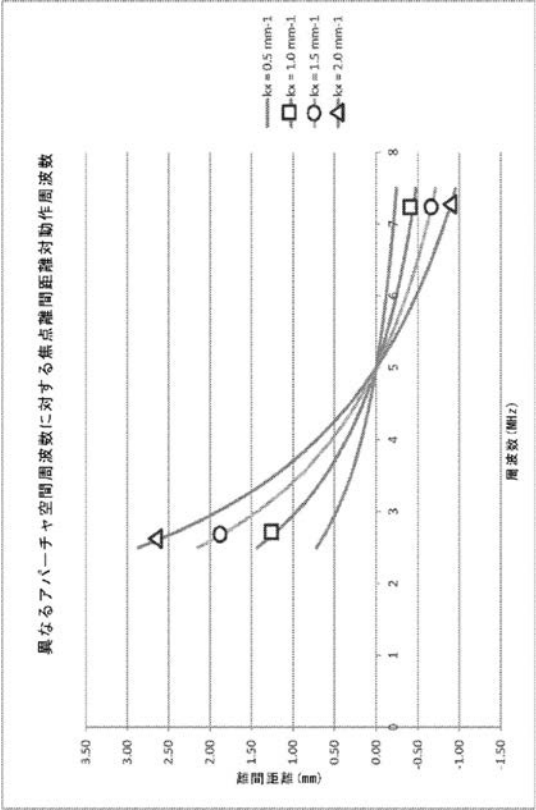


図 7

【 図 8 】

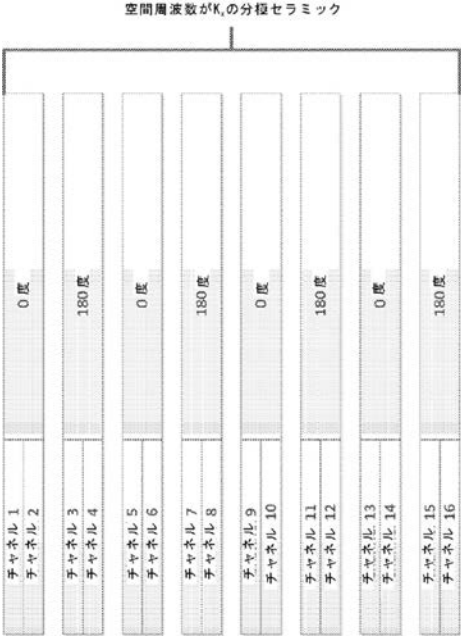


図 8

【 図 9 】

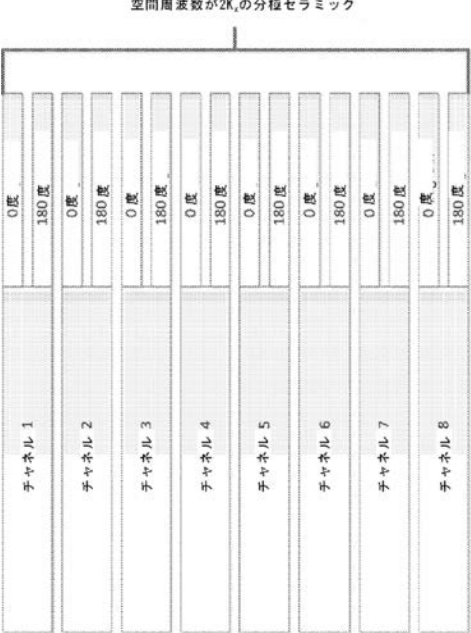


図 9

【 図 10 】

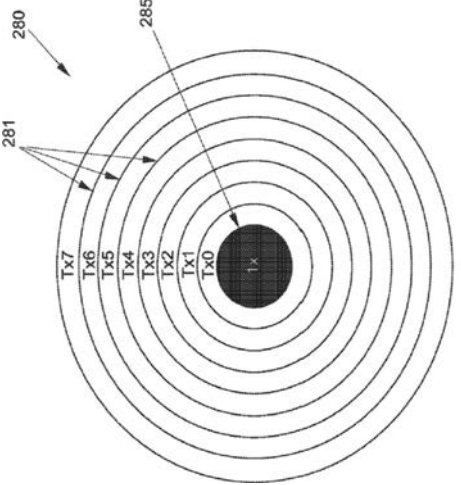
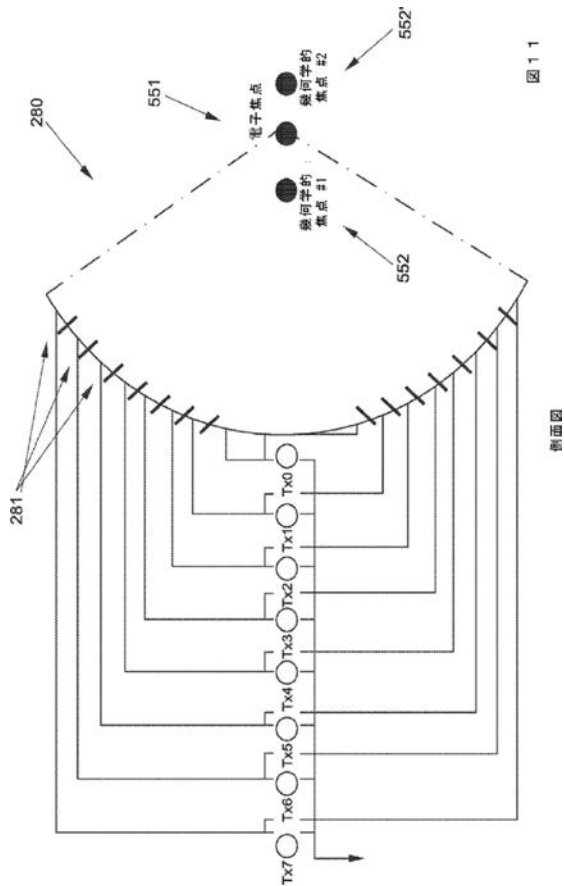
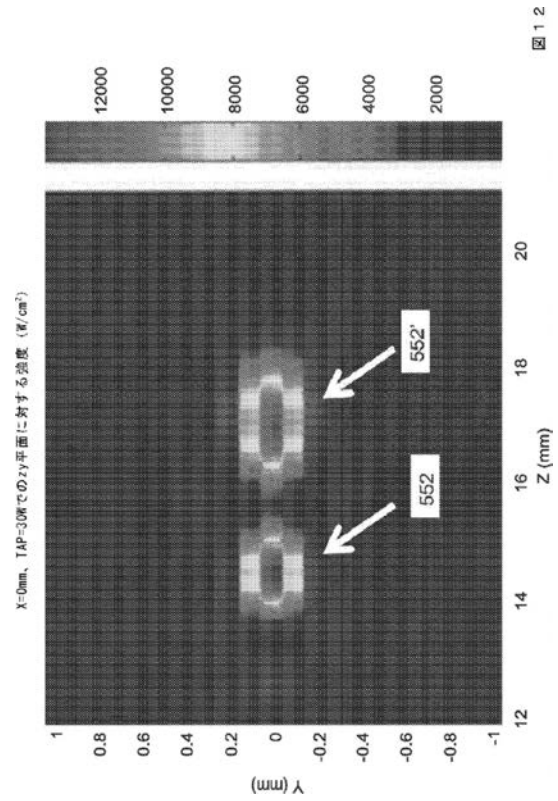


図 10

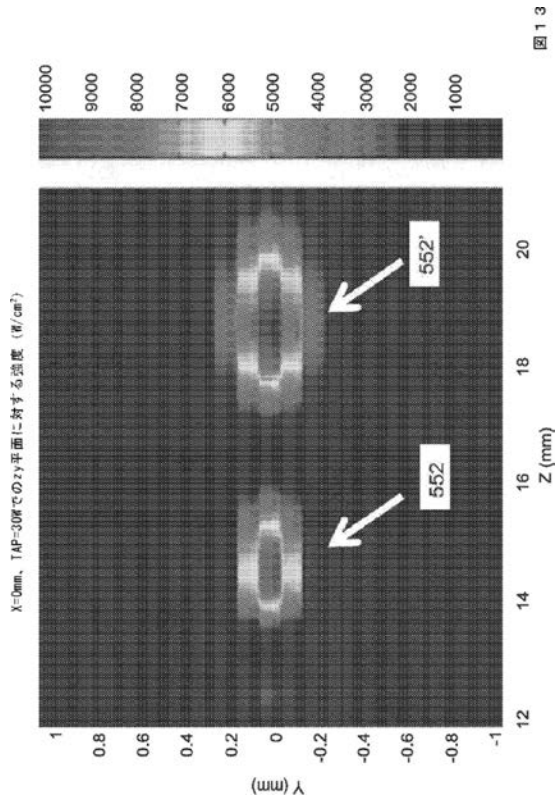
【図 1 1】



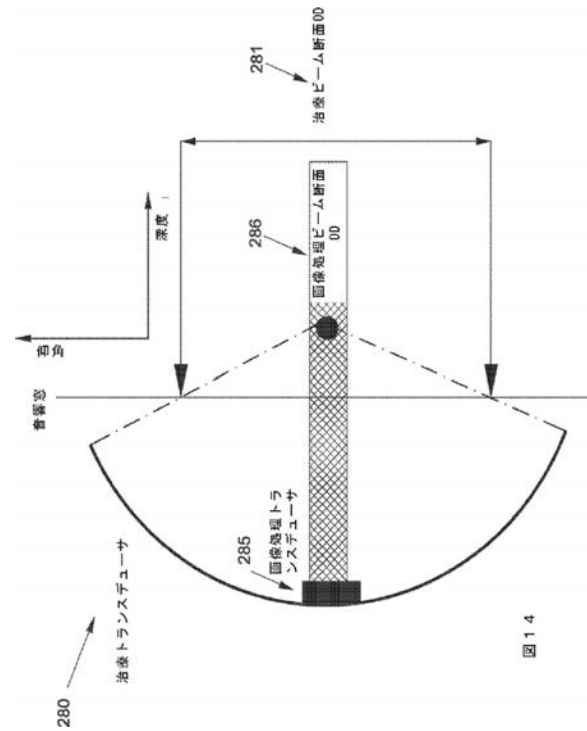
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【図 19】

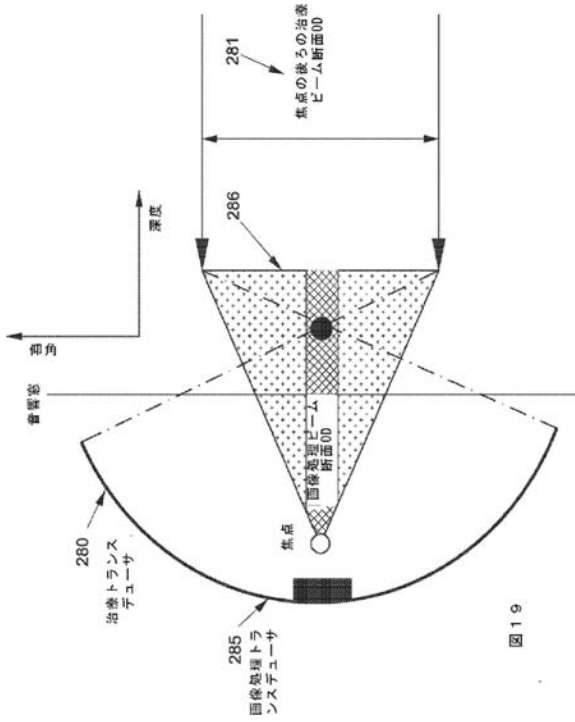


図 19

【図 20】

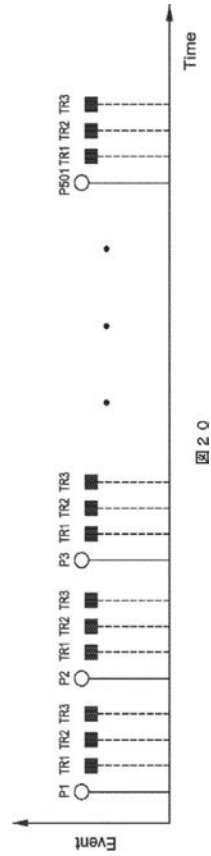


図 20

【図 21】

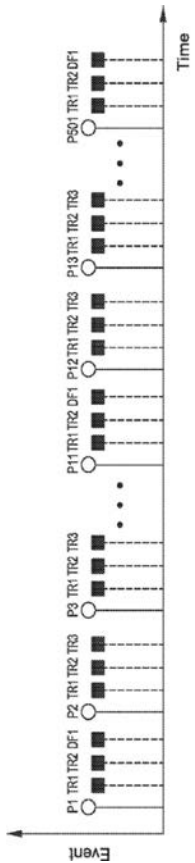


図 21

【図 22】

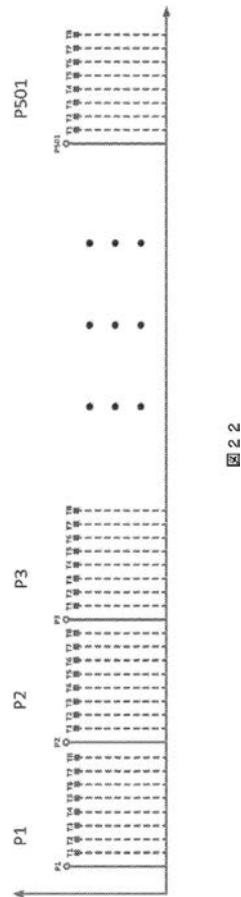


図 22

【図 2 3】

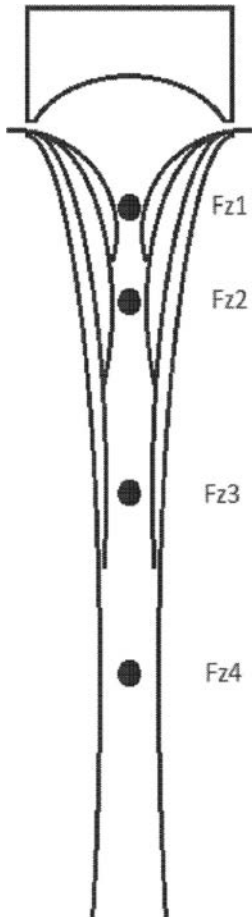


図 2 3

【図 2 4】

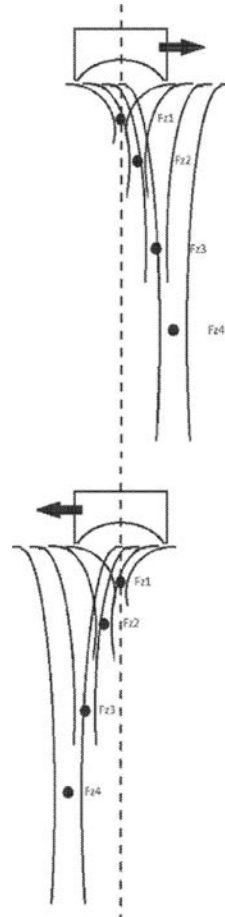


図 2 4

【図 2 5】

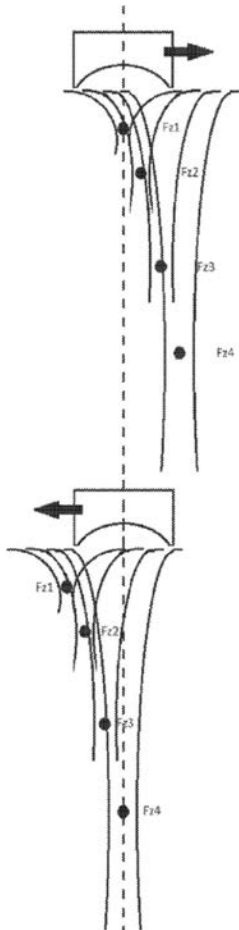


図 2 5

【図 2 6】

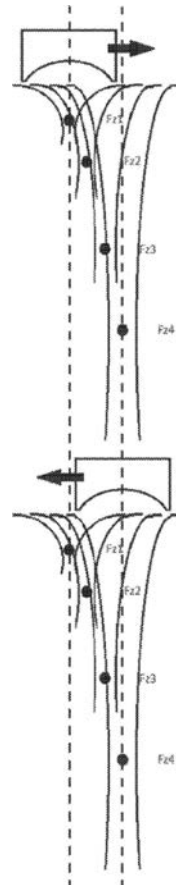


図 2 6

【図 27】

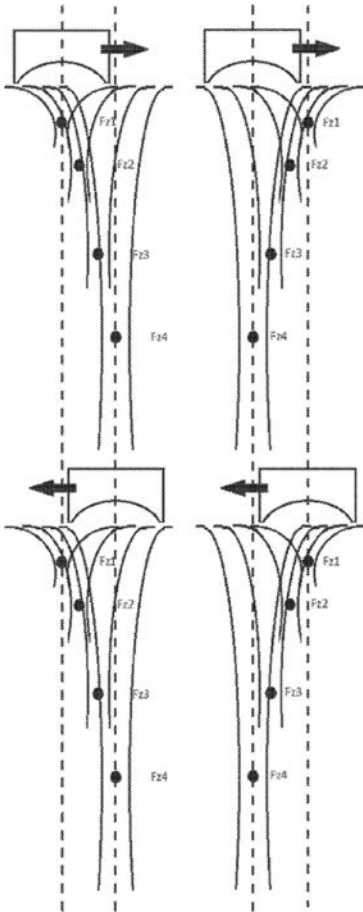


図 27

【図 28】

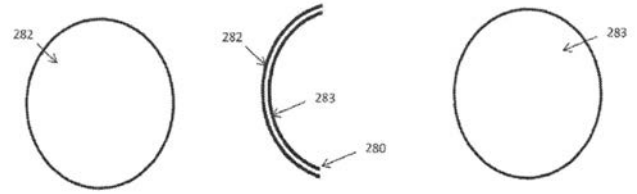


図 28

【図 29】

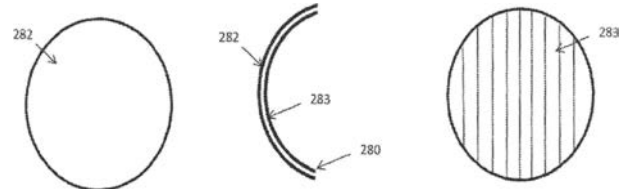


図 29

【図 30】

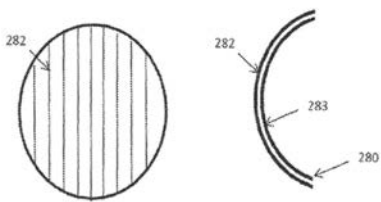


図 30

【図 32】

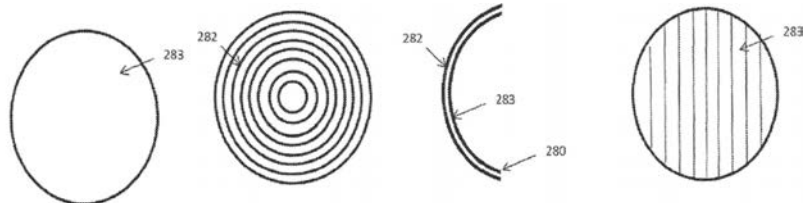


図 32

【図 31】

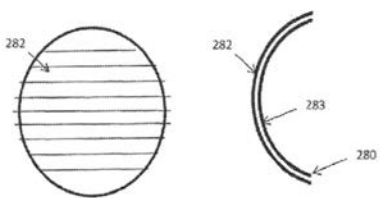


図 31

【図 33】

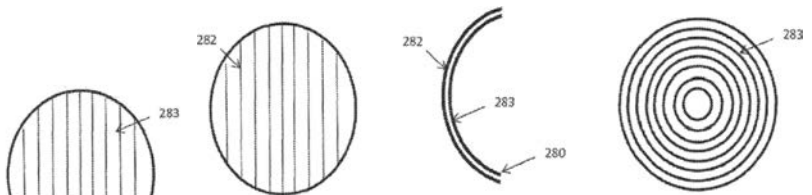


図 33

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 17/46703
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61N 7/00 (2017.01) CPC - A61N 7/00, A61N 2007/0082, A61N 2007/0004, A61N 2007/0052, A61N 2007/0078, A61N 2007/027, A61B 2034/107, B06B 1/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
See Search History Document		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
See Search History Document		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
See Search History Document		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/0257145 A1 (ULTHERA, INC.) 11 September 2014 (11.09.2014), para [0004]-[0009], [0142], [0097]-[0102], [0047], [0118], [0166], [0218]	111-114
---		129-138, 151-160, 173-177, 193, 194
Y		103-110
A		74-80
Y	US 2013/0286743 A1 (LEE; CHI-YIN et al.) 07 November 2013 (07.11.2013), para [0009], [0021], [0025], [0026], [0037], [0075]	41-55, 59-73, 196
---		74-80
A		117-126, 129-148, 151-170, 173-177, 183-188, 191-194, 198, 199
Y	US 2007/0016039 A1 (VORTMAN et al.) 18 January 2007 (18.01.2007), para [0001], [0023], [0032], [0036]	127, 128, 149, 150, 171, 172, 189, 190
Y	US 2011/0040214 A1 (FOLEY et al.) 17 February 2011 (17.02.2011), para [0015]-[0019], [0064], [0065], [0073], [0115], [0154]	

A		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 December 2017		Date of mailing of the international search report 12 JAN 2018
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 17/46703

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2005/0085731 A1 (MILLER et al.) 21 April 2005 (21.04.2005), Fig 2-4, para [0024], [0028], [0031], [0037], [0042]	117-126, 129-148, 151-170, 173-177, 183-188, 191-194, 198, 199
—		127, 128, 149, 150, 171, 172, 189, 190
A		76, 80/(76)
Y	US 2012/0059288 A1 (BARTHE et al.) 08 March 2012 (08.03.2012), para [0040]	117-126, 139-148, 161-170, 198, 199
Y	US 2002/0143252 A1 (DUNNE et al.) 03 October 2002 (03.10.2002), para [0020]	127, 148, 149, 150, 171, 172
—		1-23, 26-38, 195
A	US 2016/0151618 A1 (KONINKLIJKE PHILLIPS N.V.) 02 June 2016 (02.06.2016), para [0010], [0011], [0020]-[0022], [0028], [0052]	1-23, 26-38, 195
A	US 2012/0191020 A1 (VITEK et al.) 26 July 2012 (26.07.2012), para [0013], [0039], [0051]	1-23, 26-38, 195
A	US 2006/0122509 A1 (DESILETS et al.) 08 June 2006 (08.06.2006), para [0022], [0025], [0040], [0067]	81-92, 197
A	US 2003/0055308 A1 (FRIEMEL et al.) 20 March 2003 (20.03.2003), para [009], [0010], [0020], [0043], [0105], [0091]	81-92, 197
A	US 2001/0031922 A1 (WENG et al.) 18 October 2001 (18.10.2001), para [0017]-[0022], [0057]	1-23, 26-38, 195
A	WO 2014/127091 A1 (THYNC, INC.) 21 August 2014 (21.08.2014), entire document	1-23, 26-38, 195
A	US 2011/0201976 A1 (SANGHVI et al.) 18 August 2011 (18.08.2011), entire document	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 17/46703

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☒ Claims Nos.: 24, 25, 115, 116, 178-182, 200-206
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fees must be paid.

- Group I: Claims 1-23, 26-40, 195 drawn to an ultrasound treatment and imaging system.
- Group II: Claims 41-55, 58-80, 196 drawn to an ultrasound treatment system for dithering multiple simultaneous focus points.
- Group III: Claims 56-58, drawn to an ultrasound treatment system for dithering multi-focus treatment.
- Group IV: Claims 81-92, 103-114, 197 drawn to an ultrasound treatment system configured for generating multiple simultaneous focus points.
- Group V: Claims 93-95, drawn to an ultrasound treatment system for use in cosmetic treatment.
- Group VI: Claims 96-102, drawn to an ultrasound treatment system for generating a multi-focus treatment using multi-channel signal mixing.
- Group VII: Claims 117-177, 183-194, 198, 199, drawn to an ultrasound treatment and imaging module.

— see extra sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☒ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
1-23, 26-55, 59-92, 103-114, 117-177, 183-199
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 17/46703

Continuation of Box No. III -- Observations where unity of invention is lacking

The inventions listed in the above-mentioned groups do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons:

Special Technical Features

Group I includes the special technical feature of wherein the ultrasound treatment and imaging system employs a directionally dependent focal zone sequencing, not included in the other groups.

Group II includes the special technical feature of dithering via modulation of a frequency, not included in the other groups.

Group III includes the special technical feature of the transducer module is adapted to be operably coupled to at least one of the switch and direct ultrasonic treatment in at least one pair of simultaneous sequences of individual thermal cosmetic treatment zones, not included in the other groups.

Group IV includes the special technical feature of multiple transduction elements and dithering via an excitation function, not included in the other groups.

Group V includes the special technical feature of a control module comprises a processor and a display for controlling the transducer module, not included in the other groups.

Group VI includes the special technical feature of an interface guide designed to for removable coupling to a hand wand to provide electronic communication and power between the module and the hand wand, not included in the other groups.

Group VII includes the special technical feature of the ultrasound imaging transducer comprises an annular imaging array, not included in the other groups.

Common Technical Features:

The only technical feature shared by Groups I-VII that would otherwise unify the groups, is an ultrasound system with an ultrasound probe, a transducer and a movement mechanism. However, this shared technical feature does not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is disclosed by US 2012/0191020 A1 to Vitak et al. (hereinafter Vitak) and US 2014/0276055 A1 to Guided Therapy Systems, LLC (hereinafter Guided).

The only additional technical feature shared by Groups II-VI that would otherwise unify the groups, is a control module modifies the spacing between the spaced locations via dithering of a first focal zone and a second focal zone. However, this shared technical feature does not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is disclosed by Vitak.

Vitek discloses an ultrasound system with a transducer (para [0013]: phased-array ultrasound transducer for generating an ultrasound beam), and a movement mechanism and a control module modifies the spacing between the spaced locations via dithering of a first focal zone and a second focal zone (para [0039], [0051]: the control module 110 may then compute a particular sonication scheme, i.e., determine how to drive the ultrasound transducer 102 so as to generate a focus path...beam is moved continuously across the surface at a velocity...the transducer may be moved to approximately center the focus on each mesh, and focus dithering within a mesh may then be accomplished by varying the relative phases of the transducer elements).

Vitek does not specifically disclose the ultrasound probe, however, Guided discloses an ultrasound system with an ultrasound probe, a transducer and a movement mechanism (para [0011]: an ultrasonic probe and a control module. The ultrasonic probe includes a transducer module with an ultrasound transducer...and a movement mechanism configured to direct ultrasonic treatment in at least one sequence of individual thermal cosmetic treatment zones). It would have been obvious to one of ordinary skill in the art to combine the probe with transducer and movement mechanism of Guided with the system including dithering of Vitek, to provide as a result of dithering, a smoother, more homogeneous intensity distribution, despite the application of beam steering in combination with focusing behind the target (see Vitek, para [0044]).

As the common technical features were known in the art at the time of the invention, these cannot be considered special technical features that would otherwise unify the groups.

Therefore, Groups I-VII lack unity under PCT Rule 13.

Note Re: Item 4: Claims 24, 25, 115, 116 and 178-182 are determined to be unsearchable because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a) and claims 200-206 are improper omnibus claims, not drafted in accordance with Rule 6.2(a). Therefore, Claims 24, 25, 115, 116, 178-182 and 200-206 are not included in any claim group.

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 62/375,607

(32)優先日 平成28年8月16日(2016.8.16)

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(31)優先権主張番号 62/520,055

(32)優先日 平成29年6月15日(2017.6.15)

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . B L U E T O O T H

Fターム(参考) 4C160 JJ25 JJ33 JJ35 JJ36 MM22
4C601 BB09 EE09 FF11 FF15

专利名称(译)	用于皮肤的超声美容治疗的系统和方法		
公开(公告)号	JP2019528804A	公开(公告)日	2019-10-17
申请号	JP2018560039	申请日	2017-08-14
申请(专利权)人(译)	Urusera公司		
发明人	エメリー,チャールズ,ディー. シュー,ステフェン,ジェイ.		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B2090/378 A61N7/02 A61N2007/0008 A61N2007/0034 A61N2007/0091 A61N2007/0095 A61B8/0858 A61N2007/025 A61N2007/027 A61B8/4483 A61B8/54 A61N2007/0082		
FI分类号	A61N7/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C160/JJ25 4C160/JJ33 4C160/JJ35 4C160/JJ36 4C160/MM22 4C601/BB09 4C601/EE09 4C601/FF11 4C601/FF15		
优先权	62/482440 2017-04-06 US 62/482476 2017-04-06 US 62/375607 2016-08-16 US 62/520055 2017-06-15 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用多通道信号混合和/或组织内抖动来自换能器的超声波束以在组织中重新放置和重新放置一个或多个美容治疗区域的同时进行多焦点治疗 配置为使来自换能器的超声波束抖动，以在成像系统中重新定位和重新定位一个或多个美容治疗区，以提高超声治疗功效 和/或机械翻译和/或控制的皮肤科美容治疗，配置用于通过多个焦点区域测序进行成像并触发超声换能器 本文提供了图像处理系统和方法的实施例和/或图像处理系统和方法。该系统可以包括手杖，可移动的换能器模块和控制模块。在一些实施例中，美容处理系统可以用于各种美容程序中。[选型图]图1A

