

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-93899

(P2018-93899A)

(43) 公開日 平成30年6月21日(2018.6.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-238105 (P2016-238105)
(22) 出願日 平成28年12月8日 (2016.12.8)(71) 出願人 504137912
国立大学法人 東京大学
東京都文京区本郷七丁目3番1号
(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 藤原 圭祐
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
式会社日立製作所内
(72) 発明者 射谷 和徳
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
式会社日立製作所内

最終頁に続く

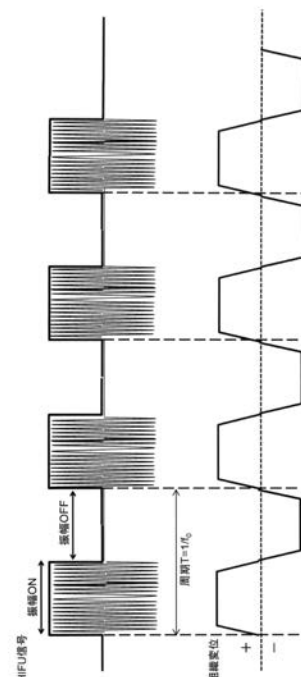
(54) 【発明の名称】 超音波医用装置

(57) 【要約】

【課題】超音波を利用して組織の凝固を診断する更なる改良技術を提供する。

【解決手段】HIFU信号は、変位用超音波として利用される治療用超音波の送信信号であり、矩形波に振幅のオンとオフを繰り返してオフの期間に振幅が実質的にゼロとなる。組織変位は、HIFU信号に対応した超音波の照射に伴う組織の変位の具体例である。HIFU信号に対応した超音波の放射力により、例えば図示する組織変位に従って治療部位の組織が変位する。本発明に係る超音波医用装置は、HIFU信号の振幅がオフの期間に対応した組織の変位である有効変位から組織の凝固状態を示す診断データを得る。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

周期的に振幅のオンとオフを繰り返して当該繰り返しの周期で被検体内の組織を一方側と他方側に交互に変位させる変位用超音波の送信信号を出力する送信部と、

前記被検体に対して測定用超音波を送受することにより得られる受信信号に基づいて、前記被検体内における組織の変位を測定する変位測定部と、

前記変位用超音波の振幅がオフの期間に対応した組織の変位である有効変位から有効変位データを得る変位処理部と、

前記有効変位データに基づいて組織の凝固状態を示す診断データを得る凝固診断部と、
を有する、

10

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波医用装置において、

前記送信部は、矩形状に振幅のオンとオフを繰り返してオフの期間に振幅が実質的にゼロとなる前記変位用超音波の送信信号を出力する、

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波医用装置において、

前記変位処理部は、前記変位測定部により相関演算を利用して測定された変位のうち、相関演算の相関値が第 1 閾値を上回り且つ変位の大きさが第 2 閾値を下回る変位を前記有効変位とする、

20

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波医用装置において、

前記変位測定部は、位置をずらしつつ配列された複数ラインに対応した前記測定用超音波の受信信号に基づいて各ラインごとに組織の変位を測定し、

前記変位処理部は、前記各ラインごとに当該ラインにおいて測定された変位に基づいて前記有効変位データを生成し、

前記凝固診断部は、前記複数ラインから 2 次元的に得られる前記有効変位データに基づいて、前記被検体内における組織の凝固状態を 2 次元的に示した前記診断データを得る、

30

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波医用装置において、

前記凝固診断部は、前記診断データとして、前記各ラインの深さ方向と前記複数ラインの配列方向に対応した 2 次元的な変位分布を示す変位マップを生成する、

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 6】

請求項 4 または 5 に記載の超音波医用装置において、

前記凝固診断部は、前記診断データとして、前記各ラインの深さ方向と前記複数ラインの配列方向に対応した 2 次元的な変位変化率の分布を示す変位変化率マップを生成する、

40

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 7】

請求項 5 または 6 に記載の超音波医用装置において、

各診断時刻ごとに生成される前記変位マップと前記変位変化率マップの少なくとも一方を複数の診断時刻に亘って次々に動的に示した表示画像を表示する、

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波医用装置において、

前記変位測定部により複数深さの各深さごとに測定される複数時相の変位に基づいて、各深さごとに変位の基本波成分と各高調波成分のうちの少なくとも一つの周波数成分を抽

50

出す変位成分抽出部をさらに有する、
ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波医用装置において、
前記変位成分抽出部により抽出される少なくとも一つの周波数成分に応じて、矩形状に
振幅のオンとオフを周期的に繰り返す前記変位用超音波の 1 周期内におけるオン期間とオフ
期間の比率が設定される、

ことを特徴とする超音波医用装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、組織の凝固を診断する超音波医用装置に関する。

【背景技術】

【0002】

強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）を例えば生体に照射し、その音響エネルギーを利用して腫瘍などの治療部位を加熱して凝固させる治療方法が知られている。

【0003】

組織が加熱されて凝固する際に、その凝固の前後において、組織の弾性率（ヤング率）が増大することが知られている。また、HIFUなどの比較的強力な超音波は、その進行方向に向かって放射力を発生させるため、例えば、HIFUの超音波ビームの焦点部位の組織に10～100μm（マイクロメートル）程度の変位を与えることができる。そのため、HIFUなどの比較的強力な超音波により組織に変位を与えて、弾性率の増大による変位の減少を測定して、組織の凝固を観察することができる。

20

【0004】

例えば、特許文献1には、比較的高い変調周波数と比較的低い変調周波数を用いて変位用の超音波を変調処理し、各変調周波数ごとに治療部位における組織の変位を測定する発明が開示されている。特許文献1の発明によれば、比較的高い変調周波数による変位の測定結果に基づいて治療部位における局所的な凝固を測定し、比較的低い変調周波数による変位の測定結果に基づいて治療部位における広域的な凝固を測定し、これにより、例えば発生直後の局所的な凝固の有無などを高精度に測定でき、さらに、例えば進行後の広域的な凝固の大きさなどを高精度に測定できる。

30

【0005】

また、特許文献2には、治療部位に向けて変位発生用の超音波を送波することにより、治療部位において放射力を発生させて組織を変位させ、治療部位に向けて測定用の超音波を送受して治療部位における変位を測定し、測定された変位に基づいて、その変位の周期的な変化を示す変位マップを形成し、変位マップに基づいて治療部位における組織の凝固を測定する発明が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0006】

【特許文献1】特許第5590493号公報

【特許文献2】特開2016-42944号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本願の発明者らは、特許文献1，2に開示される画期的な発明の更なる改良について研究開発を重ねてきた。

【0008】

本発明は、超音波を利用して組織の凝固を診断する更なる改良技術を提供することを目

50

的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的にかなう好適な超音波医用装置は、周期的に振幅のオンとオフを繰り返して当該繰り返しの周期で被検体内の組織を一方側と他方側に交互に変位させる変位用超音波の送信信号を出力する送信部と、前記被検体に対して測定用超音波を送受することにより得られる受信信号に基づいて、前記被検体内における組織の変位を測定する変位測定部と、前記変位用超音波の振幅がオフの期間に対応した組織の変位である有効変位から有効変位データを得る変位処理部と、前記有効変位データに基づいて組織の凝固状態を示す診断データを得る凝固診断部と、を有することを特徴とする。

10

【0010】

上記構成において、測定用超音波は、例えば、一般的な超音波診断装置における診断用の超音波と同程度の特性（周波数、波形、強度）であり、診断用の超音波振動子を利用して送受することができる。これに対し、変位用超音波は、放射力により組織を変位させる程度の比較的強度の大きい超音波である。変位用超音波は、測定用超音波に比べて強度が大きく、例えば強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）が変位用超音波の好適な具体例である。なお、変位用超音波として強力集束超音波（HIFU）を利用する場合には、その強力集束超音波（HIFU）により組織を変位させつつ当該組織を加熱して凝固させてもよい。

20

【0011】

また、上記構成において、変位用超音波は、被検体内の組織を一方側と他方側に交互に変位させる。例えば、変位用超音波が送波されていない状態の組織の位置を定常位置とすると、変位用超音波の振幅がオンの期間に組織が定常位置よりも正方向側（例えば定常位置よりも深い側）に変位し、変位用超音波の振幅がオフの期間に組織が定常位置よりも負方向側（例えば定常位置よりも浅い側）に変位する。そして、振幅がオフの期間に対応した組織の変位から有効変位データが得られる。このように、上記構成では、有効変位データを得るための測定期間が繰り返される周期（振幅がオフとなる期間が繰り返される周期）で組織を交互に変位させている。

【0012】

ちなみに、特許文献2（特開2016-42944号公報）では、変位用超音波の変調処理に利用される変調信号の周期で組織を正方向側と負方向側に変位させ（特許文献2の図6参照）、変位用超音波の送波が停止（振幅がオフ）される測定期間において組織の変位が測定される（特許文献2の図2参照）。つまり、特許文献2では、組織の変位を得るための測定期間が繰り返される周期（振幅がオフとなる期間が繰り返される周期）ではなく変調信号の周期で組織を交互に変位させている点において、本願に係る上記構成とは異なっている。

30

【0013】

望ましい具体例において、前記送信部は、矩形状に振幅のオンとオフを繰り返してオフの期間に振幅が実質的にゼロとなる前記変位用超音波の送信信号を出力することを特徴とする。

40

【0014】

望ましい具体例において、前記変位処理部は、前記変位測定部により相関演算を利用して測定された変位のうち、相関演算の相関値が第1閾値を上回り且つ変位の大きさが第2閾値を下回る変位を前記有効変位とすることを特徴とする。

【0015】

望ましい具体例において、前記変位測定部は、位置をずらしつつ配列された複数ラインに対応した前記測定用超音波の受信信号に基づいて各ラインごとに組織の変位を測定し、前記変位処理部は、前記各ラインごとに当該ラインにおいて測定された変位に基づいて前記有効変位データを生成し、前記凝固診断部は、前記複数ラインから2次元的に得られる前記有効変位データに基づいて、前記被検体内における組織の凝固状態を2次元的に示し

50

た前記診断データを得ることを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記凝固診断部は、前記診断データとして、前記各ラインの深さ方向と前記複数ラインの配列方向に対応した2次元的な変位分布を示す変位マップを生成することを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、前記凝固診断部は、前記診断データとして、前記各ラインの深さ方向と前記複数ラインの配列方向に対応した2次元的な変位変化率の分布を示す変位変化率マップを生成することを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記超音波医用装置は、各診断時刻ごとに生成される前記変位マップと前記変位変化率マップの少なくとも一方を複数の診断時刻に亘って次々に動的に示した表示画像を表示することを特徴とする。

【0019】

望ましい具体例において、前記超音波医用装置は、前記変位測定部により複数深さの各深さごとに測定される複数時相の変位に基づいて、各深さごとに変位の基本波成分と各高調波成分のうちの少なくとも一つの周波数成分を抽出する変位成分抽出部をさらに有することを特徴とする。

【0020】

望ましい具体例において、前記変位成分抽出部により抽出される少なくとも一つの周波数成分に応じて、矩形状に振幅のオンとオフを周期的に繰り返す前記変位用超音波の1周期内におけるオン期間とオフ期間の比率が設定されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明により、超音波を利用して組織の凝固を診断する更なる改良技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の実施において好適な超音波医用装置の全体構成を示す図である。

【図2】矩形状のHIFU信号による組織変位の具体例を示す図である。

【図3】図1の超音波医用装置の動作例1（パターン1）を示す図である。

【図4】図1の超音波医用装置の動作例1（パターン2）を示す図である。

【図5】図1の超音波医用装置の動作例1（パターン3）を示す図である。

【図6】デューティ比50パーセントにおける各振動成分の大きさを示す図である。

【図7】デューティ比60パーセントにおける各振動成分の大きさを示す図である。

【図8】デューティ比70パーセントにおける各振動成分の大きさを示す図である。

【図9】デューティ比80パーセントにおける各振動成分の大きさを示す図である。

【図10】図1の超音波医用装置の動作例2を示す図である。

【図11】動作例2で得られる測定用フレームの具体例を示す図である。

【図12】有効変位データを生成する処理の具体例を示す図である。

【図13】2次元的な変位量マップの具体例を示す図である。

【図14】複数の診断時刻に対応した変位量マップの具体例を示す図である。

【図15】2次元的な変位変化率マップの具体例を示す図である。

【図16】複数の診断時刻に対応した変位変化率マップの具体例を示す図である。

【図17】測定用フレームに対応したBモード画像の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

図1は、本発明の実施において好適な超音波医用装置の全体構成図である。図1の超音波医用装置（本超音波医用装置）は、複合型の超音波振動子10を有しており、超音波振動子10は、HIFU用振動子10Hと診断用振動子10Dを備えている。

【0024】

10

20

30

40

50

H I F U用振動子 1 0 Hは、強力集束超音波（H I F U）を送波する振動子であり、例えば二次元的に配列された複数の振動素子を備えている。H I F U用振動子 1 0 Hは、例えば癌や腫瘍などの治療部位 P に向けて治療用超音波ビーム T B を形成して強力集束超音波を送波し、その治療部位 P を加熱して治療するために利用される。

【 0 0 2 5 】

また、H I F U用振動子 1 0 Hは、治療部位 P に向けて変位用超音波ビーム E B を形成して変位発生用の超音波を送波し、治療部位 P において放射力を発生させ組織を変位させる。変位用超音波ビーム E B は、治療部位 P において有効な放射力を発生させる程度の強度で形成されるビームであり、例えば、治療用超音波ビーム T B を変位用超音波ビーム E B として利用してもよい。もちろん、治療用超音波ビーム T B とは異なる変位用超音波ビーム E B が利用されてもよい。

10

【 0 0 2 6 】

一方、診断用振動子 1 0 D は、例えば二次元的に配列された複数の振動素子を備えており、例えば治療部位 P を有する被検体（患者）に対して、超音波画像を形成するための比較的弱い超音波を送受する。つまり、公知の一般的な超音波診断装置と同じ程度の強度（エネルギー）の超音波を送受する。

【 0 0 2 7 】

また、診断用振動子 1 0 D は、治療部位 P に向けて測定用超音波ビーム M B を形成して測定用の超音波を送受し、測定用超音波ビーム M B に沿って受信信号を得る。測定用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号は、変位用超音波ビーム E B の放射力による治療部位 P における変位の測定に利用される。

20

【 0 0 2 8 】

なお、超音波振動子 1 0 は、例えば、お椀（どんぶり）状に凹ませた内部の表面を振動子面とする。そして、例えば、お椀状に凹んだ内部の中央に位置する底の部分に診断用振動子 1 0 D が設けられ、診断用振動子 1 0 D を取り囲むように H I F U用振動子 1 0 H が設けられる。なお、超音波振動子 1 0 の振動子面の形状は、お椀状に限定されず、例えば治療の用途等に応じた形状とされることが望ましい。また、全ての振動素子またはいくつかの振動素子が、H I F U用と診断用の両用途に併用されてもよい。

【 0 0 2 9 】

測定診断ブロック 2 0 は、診断用振動子 1 0 D の送受信を制御する送受信部 2 1 を備えている。送受信部 2 1 は、診断用振動子 1 0 D を構成する複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、診断用振動子 1 0 D を制御して送信ビームを形成し、さらに、それら複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより、受信ビームに沿って受信信号を得る。つまり、送受信部 2 1 は、送信部（送信ビームフォーマ）の機能と、受信部（受信ビームフォーマ）の機能を備えている。

30

【 0 0 3 0 】

送受信部 2 1 は、治療部位 P を含んだ三次元空間内または断面内で診断用の超音波ビームを走査させて画像用の受信信号を収集する。そして、収集された受信信号に基づいて、超音波画像形成部 2 8 が三次元の超音波画像または二次元の断層画像の画像データを形成し、その画像データに対応した超音波画像が表示部 5 0 に表示される。

40

【 0 0 3 1 】

医師や検査技師などのユーザは、表示部 5 0 に表示される超音波画像から、治療部位 P の位置等を確認し、図示しない操作デバイス等を利用して治療部位 P の位置情報を本超音波医用装置に入力する。もちろん、本超音波医用装置が、超音波画像に対する画像解析処理等により治療部位 P の位置を確認して位置情報を得るようにしてもよい。

【 0 0 3 2 】

また、送受信部 2 1 は、診断用振動子 1 0 D を制御して測定用超音波ビーム M B を形成し、測定用超音波ビーム M B に沿って受信信号を得る。そして、変位測定部 2 2 は、測定用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号に基づいて、治療部位 P における変位を測定する。また、変位成分抽出部 2 3 は、変位測定部 2 2 において測定された変位に含まれ

50

る基本波成分と各高調波成分を抽出する。さらに、変位データ処理部 25 は、変位成分抽出部 23 から得られる変位成分に基づいて変位データ（有効変位データ）を生成する。そして、凝固診断処理部 26 は、変位データに基づいて、被検体内の治療部位 P における組織の凝固状態を示す診断データを生成する。変位測定部 22 と変位成分抽出部 23 と変位データ処理部 25 と凝固診断処理部 26 により実現される具体的な処理については後に詳述する。

【0033】

一方、治療放射ブロック 30 は、送信部 32 を備えており、送信部 32 は H I F U 用振動子 10 H を構成する複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、H I F U 用振動子 10 H を制御して治療用超音波ビーム T B を形成する。送信部 32 は、制御部 40 によって制御され、例えば治療部位 P 内に焦点を設定した治療用超音波ビーム T B が形成される。

10

【0034】

また、送信部 32 は H I F U 用振動子 10 H を構成する複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、H I F U 用振動子 10 H を制御して変位用超音波ビーム E B を形成する。変位用超音波ビーム E B は矩形波に変調処理を施される。つまり、矩形変調処理部 36 において矩形波を用いて変調処理された送信信号に基づいて変位用超音波ビーム E B が形成される。なお、矩形変調処理部 36 は制御部 40 により制御される。

【0035】

治療用超音波ビーム T B に沿って強力集束超音波（H I F U）が送波されて治療部位 P が加熱されると治療部位 P の組織が凝固する。その凝固の前後において、組織の弾性率（ヤング率）が増大することが知られている。そして、組織の弾性率の変化を知るために、本超音波医用装置は、変位用超音波ビーム E B に沿って超音波を送波して放射力を発生させ、その放射力による治療部位 P における組織の変位を測定する。例えば、治療用超音波ビーム T B が矩形波に変調処理されて変位用超音波ビーム E B として利用される。変位の測定は、測定用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号に基づいて行われる。

20

【0036】

なお、測定診断ブロック 20 内の各部と治療放射ブロック 30 内の各部は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができる。制御部 40 は、例えば、演算機能を備えたハードウェアとその動作を規定するソフトウェア（プログラム）によって構成される。表示部 50 は、例えば液晶ディスプレイや有機 E L（エレクトロルミネッセンス）ディスプレイ等により実現することができる。

30

【0037】

また、測定診断ブロック 20 は、一般的な超音波診断装置により実現されてもよい。そして、治療放射ブロック 30 に対応した超音波治療装置と、測定診断ブロック 20 に対応した超音波診断装置とを組み合わせたシステムにより、本超音波医用装置が具現化されてもよい。

【0038】

本超音波医用装置の全体構成は以上のとおりである。次に、本超音波医用装置により実現される機能等について説明する。なお、図 1 に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

40

【0039】

図 2 は、矩形波の H I F U 信号による組織変位の具体例を示す図である。H I F U（強力集束超音波）信号は、変位用超音波ビーム E B として利用される治療用超音波ビーム T B の送信信号であり、照射パワーが出力される振幅 O N（オン）の期間と照射パワーが出力されない振幅 O F F（オフ）の期間を繰り返す。H I F U 信号は、矩形変調処理部 36 において矩形波を用いて変調処理された送信信号である。例えば周波数 2 M H z（メガヘルツ）程度の連続波を矩形波の変調信号で振幅変調処理することにより、図 2 の H I F U 信号が得られる。矩形波の変調信号の基本周波数 f_0 は、例えば 30 ~ 200 H z（ヘルツ）程度であり、望ましくは 100 H z 以下である。

50

【 0 0 4 0 】

組織変位は、H I F U 信号の照射に伴う組織の変位の具体例を示している。図 2 の H I F U 信号に基づく治療用超音波ビーム T B (変位用超音波ビーム E B) が超音波振動子 1 0 から治療部位 P に向けて送波されると、治療用超音波ビーム T B (変位用超音波ビーム E B) の放射力により、例えば図 2 の組織変位に従って治療部位 P の組織が変位する。

【 0 0 4 1 】

つまり、照射パワーが出力される振幅 O N の期間において、H I F U (治療用超音波ビーム T B = 変位用超音波ビーム E B) の放射力により、超音波振動子 1 0 から遠ざかる方向である + 方向 (正方向) に組織が押され、また照射パワーが出力されない振幅 O F F の期間において超音波振動子 1 0 に近づく方向である - 方向 (負方向) に組織が戻される。

10

【 0 0 4 2 】

これにより、図 2 に示すように、H I F U 信号の振幅 O N の期間に対応して + 方向 (深い側) に変位し、H I F U 信号の振幅 O F F の期間に対応して組織が - 方向 (浅い側) に変位する組織変位が得られる。なお、H I F U 信号の振幅 O N / O F F の変化タイミングから、例えば超音波の伝播時間等による遅延 (デイレイ) を伴って、組織変位が + 方向と - 方向に変化する場合もある。

【 0 0 4 3 】

図 1 の超音波医用装置 (本超音波医用装置) は、変位用超音波の振幅がオフの期間に対応した組織の変位から有効変位データ (有効な変位データ) を得る。つまり、図 2 において、H I F U 信号の振幅 O F F の期間における組織変位から有効変位データが得られる。図 1 の超音波医用装置は、例えば、以下に説明する動作例により、H I F U 信号の振幅 O F F の期間における組織変位から有効変位データを得る。

20

【 0 0 4 4 】

図 3 から図 5 は、本超音波医用装置の動作例 1 (パターン 1 からパターン 3) を示すタイミングチャートである。図 3 から図 5 の各図において、メイントリガは、強力集束超音波 (H I F U) による治療の開始タイミングを示す信号であり、例えば、医師等のユーザによる治療開始の操作に応じて、制御部 4 0 から超音波医用装置内の各部へ出力される。

【 0 0 4 5 】

フレームトリガは、測定用超音波ビーム M B のフレーム (測定用フレーム) 開始を示す信号である。送受信部 2 1 は、例えばフレームトリガの立ち上がりごとに開始される各フレーム期間において、治療部位 P に向けて複数本の測定用超音波ビーム M B を順に形成する。例えば、各フレーム期間ごとに (フレームトリガの立下がりごとに) 、治療部位 P に向けて、位置をずらしつつ 1 0 本程度 ~ 1 0 0 本程度の測定用超音波ビーム M B が次々に形成されて 1 つのフレームが形成される。なお、測定用超音波ビーム M B (送信ビームと受信ビームの組) を形成する際に 1 本の送信ビームに対して複数 (例えば 2 本) の受信ビームが形成されてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

加熱期間信号は、治療用超音波ビーム T B による治療部位 P の加熱処理期間を示す信号であり、加熱期間信号の立ち上がりから立下りまでの期間において、例えば治療部位 P を焦点として治療用超音波ビーム T B が形成される。

40

【 0 0 4 7 】

変調信号は、治療用超音波ビーム T B (= 変位用超音波ビーム E B) の変調処理に利用される矩形波の変調信号である。また、H I F U 信号は、治療用超音波ビーム T B (= 変位用超音波ビーム E B) の送信信号であり、矩形変調処理部 3 6 が例えば周波数 2 M H z 程度の連続波を矩形波の変調信号に従って振幅変調することにより得られる。そして、組織変位は、H I F U 信号の照射に伴う組織の変位の具体例 (図 2 参照) を示している。

【 0 0 4 8 】

図 3 に示す動作例 1 のパターン 1 では、H I F U 信号の振幅が O F F となる各期間ごとに複数フレームで変位が計測される。また、H I F U 信号の振幅が O F F となる複数の期間において、同じ位相に対応した変位が繰り返し計測される。例えば図 3 に示すように、

50

H I F U 信号の振幅が O F F となる期間 1 ~ 4 の各期間ごとに、複数のフレームトリガが発生して複数フレームで変位が計測される。そして、複数の期間 1 ~ 4 において、位相 θ_1 , θ_2 , θ_3 , θ_4 , θ_5 の各々に対応した変位が繰り返し計測される。

【 0 0 4 9 】

これに対し、図 4 に示す動作例 1 のパターン 2 は、H I F U 信号の振幅が O F F となる各期間ごとに複数フレームで変位が計測される点はパターン 1 (図 3) と同じであるが、図 4 のパターン 2 では、H I F U 信号の振幅が O F F となる複数の期間において、位相をずらしながら変位が繰り返し計測される。例えば、図 4 に示すように、H I F U 信号の振幅が O F F となる期間 1 ~ 3 の各期間ごとに、フレームトリガの発生タイミングをずらしながら複数のフレームトリガが発生し、複数の期間 1 ~ 3 において各期間ごとに位相をずらしながら変位が計測される。そして、例えば、複数の期間 1 ~ 3 において計測された変位を位相順に並べ替えて合算処理することにより、1 つの期間内の複数の位相に対応した変位の計測結果が得られる。

10

【 0 0 5 0 】

図 5 に示す動作例 1 のパターン 3 では、H I F U 信号の振幅が O F F となる各期間ごとに 1 フレームのみで変位が計測される。また、H I F U 信号の振幅が O F F となる複数の期間において、位相をずらしながら変位が繰り返し計測される。例えば、図 5 に示すように、H I F U 信号の振幅が O F F となる期間 1 ~ 4 の各期間ごとに、フレームトリガの発生タイミングをずらしながら 1 つのフレームトリガのみが発生し、複数の期間 1 ~ 4 において各期間ごとに位相をずらしながら変位が計測される。そして、例えば、複数の期間 1 ~ 4 において計測された変位を位相順に並べ替えて合算処理することにより、1 つの期間内の複数の位相に対応した変位の計測結果が得られる。

20

【 0 0 5 1 】

こうして、例えば、図 3 から図 5 に示す動作例 1 (パターン 1 からパターン 3) のいずれかにより、H I F U 信号の振幅が O F F となる期間において変位が計測される。変位の計測は、各フレーム (各測定用フレーム) を構成する複数ビームの各ビームごとに実行される。つまり、各フレーム内において位置をずらしつつ 1 0 本程度 ~ 1 0 0 本程度の測定用超音波ビーム M B が次々に形成され、変位測定部 2 2 は、測定用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号に基づいて、治療部位 P における変位を測定する。これにより、各フレーム内において 2 次元的に変位が測定される。

30

【 0 0 5 2 】

変位測定部 2 2 は、例えば測定用超音波ビーム M B の深さ方向に並ぶ複数のサンプリング点について、各サンプリング点 (各深さ) ごとに変位を測定する。例えば、各サンプリング点ごとに、互いに隣り合う時相 (位相) に対応したデータ同士が相互相関演算等により比較され、各サンプリング点 (各深さ) ごとに変位が算出される。例えば図 3 の具体例であれば、位相 θ_1 と位相 θ_2 に対応したデータが比較され、位相 θ_2 と位相 θ_3 に対応したデータが比較され、位相 θ_3 と位相 θ_4 に対応したデータが比較され、位相 θ_4 と位相 θ_5 に対応したデータが比較される。また、例えば、深さ方向に並ぶ 1 0 2 4 個のサンプリング点について、相関演算の相関窓を 6 4 サンプリング点として、各サンプリング点ごとに変位が算出される。

40

【 0 0 5 3 】

また、例えば加熱治療前の基準となる時相と最新時相との比較により変位が算出されてもよい。例えば、H I F U が照射される前の基準時相における組織の位置を定常位置 (変位ゼロの基準位置) とし、基準時相と各時相 (各位相) に対応したデータ同士が相互相関演算等により比較され、各時相 (各位相) に対応した変位が算出されてもよい。なお、変位の算出に先立って、必要に応じて、ベースバンド除去処理やノイズ除去処理などが行われてもよい。

【 0 0 5 4 】

そして、変位測定部 2 2 は、各深さ (各サンプリング点) ごとに測定された複数時相 (複数位相) の変位から、各深さごとにその深さに対応した変位量を導出する。例えば、各

50

深さごとに変調信号（矩形波）の１周期以上に亘って得られた変位の変化から、その変位の二乗平均平方根（RMS）つまり実効値を算出し、その実効値をその深さの変位量とする。

【００５５】

図３から図５を利用して説明した動作例１では、HIFU信号の振幅OFFの期間に対応して組織が負方向側（浅い側）に変位する組織変位のみを計測しているが、次式を利用することにより、負方向側の変位のみでも変位の二乗平均平方根（RMS）である変位量を算出することができる。

【００５６】

【数１】

10

$$\text{組織の変位量}=\text{RMS振幅 } X_{rms} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2}$$

【００５７】

数１式において、 X_i は i 番目（ i は自然数）の位相における変位であり、自然数 N は二乗平均平方根（RMS）を得るために利用される変位のサンプル総数である。例えば数１式を利用することにより、負方向側（半周期）の変位 X_i のみでも、組織の変位量を算出することができる。なお、HIFU信号の振幅ON/OFFの変化タイミングから遅延を伴って組織変位が正方向側と負方向側に变化的場合もあるが、数１式を利用した組織の変位量の算出に問題はない。

20

【００５８】

ちなみに、正弦波に関するRMS振幅は次式により算出される。次式（数２式）では、 $T = 2\pi / \omega$ であり、正弦波の１周期（ $0 \sim T$ ）を積分区間としてRMS振幅（ X_{rms} ）を算出しているが、正弦波の半周期（ $0 \sim T/2$ または $T/2 \sim T$ ）を積分区間としてRMS振幅（ X_{rms} ）を算出しても１周期（ $0 \sim T$ ）の場合と同じ値となる。

【００５９】

【数２】

$$\begin{aligned} X_{rms} &= \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T X(t)^2 dt} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T X_m^2 \sin^2(\omega t) dt} = \sqrt{\frac{X_m^2}{T} \int_0^T \frac{1 - \cos(2\omega t)}{2} dt} \\ &= \sqrt{\frac{X_m^2}{2T} \left[T - \frac{\sin(2\omega T)}{2\omega} \right]} = \sqrt{\frac{X_m^2}{2T} \left[T - \frac{\sin(4\pi)}{2\omega} \right]} = \sqrt{\frac{X_m^2}{2T} \cdot T} = \frac{X_m}{\sqrt{2}} \end{aligned}$$

30

【００６０】

変位測定部２２により組織の変位が測定されると、変位データ処理部２５により、HIFU信号の振幅OFFの期間に対応した組織の変位である有効変位が得られる。なお、図３から図５を利用して説明した動作例１では、HIFU信号の振幅OFFの期間のみで組織の変位が測定されるため、変位測定部２２により測定された組織の変位がそのまま有効変位となる。

40

【００６１】

変位成分抽出部２３は、変位測定部２２において測定された変位に含まれる基本波成分と各高調波成分を抽出する。変位成分抽出部２３は、変位量（RMS）を算出する前の変位、つまり、各深さ（各サンプリング点）ごとに測定された複数時相（複数位相）の変位から、例えば各深さごとに基本波成分（１次成分）、２次高調波成分、３次高調波成分、４次高調波成分、５次高調波成分などを抽出する。

【００６２】

50

変位成分抽出部 23 は、例えば、各深さごとに測定された複数時相の変位を F F T 変換して各振動成分（基本波成分，2 次高調波成分，3 次高調波成分，・・・）を分別し、これにより得られた各振動成分に対して逆 F F T 変換処理を施すことにより、各振動成分の変位信号（時間変化信号）を得る。さらに、各振動成分の変位信号から、各振動成分ごとに変位の二乗平均平方根（R M S）である変位量が算出されてもよい。

【0063】

また、変位成分抽出部 23 は、例えば、各深さごとに測定された複数時相の変位を F F T 変換して各振動成分を分別し、これにより得られた各振動成分の絶対値、つまり各振動成分の振幅スペクトルを算出し、各振動成分の振幅スペクトルから各振動成分の変位量（例えば R M S）を算出してよい。

10

【0064】

図 1 の超音波医用装置は、矩形状に変調処理された H I F U 信号を利用して組織を変位させている（図 2 等参照）。矩形波には、基本周波数に対応した基本波成分の他に各高調波成分も含まれている。そのため、矩形状に変調処理された H I F U 信号を利用して組織を変位させることにより、組織の変位にも、基本周波数に対応した基本波成分の他に各高調波成分が生じやすい。つまり、矩形状に変調処理された H I F U 信号を利用する図 1 の超音波医用装置は、組織変位に含まれる各振動成分（基本波成分，2 次高調波成分，3 次高調波成分，・・・）の抽出に適している。そして、矩形波のデューティ比を制御することにより、その矩形波に含まれる各振動成分の大きさを調整することができる。

【0065】

20

図 6 から図 9 は、矩形波のデューティ比ごとにその矩形波に含まれる各振動成分の大きさを示している。なお、図 6 から図 9 におけるデューティ比（50，60，70，80 パーセント）は、矩形波である H I F U 信号の 1 周期内における振幅オン期間（図 2 参照）の割合である。

【0066】

図 6 から図 9 において、基本周波数に対応した基本波成分（1 次成分）は、矩形波のデューティ比が 50 パーセントで最大となり、デューティ比が大きくなるに従って小さくなる。また、3 次高調波成分（3 次成分）と 5 次高調波成分（5 次成分）もデューティ比が 50 パーセントで最大となる。したがって、例えば、組織変位に含まれる基本波成分と 3 次高調波成分と 5 次高調波成分に注目した診断を行いたい場合には、つまり変位成分抽出部 23 により組織変位に含まれる基本波成分と 3 次高調波成分と 5 次高調波成分の少なくとも一つを抽出する場合には、矩形変調処理部 36 において変調処理に利用される矩形波のデューティ比を 50 パーセントに設定することが望ましい。

30

【0067】

これに対し、2 次高調波成分（2 次成分）と 4 次高調波成分（4 次成分）と 6 次高調波成分（6 次成分）は、矩形波のデューティ比が 50 パーセントの場合にゼロとなる。したがって、例えば、組織変位に含まれる偶数次成分に注目した診断を行いたい場合には、矩形変調処理部 36 において変調処理に利用される矩形波のデューティ比を 50 パーセントから変化させることが望ましい。ちなみに、図 6 から図 9 において、2 次高調波成分（2 次成分）はデューティ比が 80 パーセントと 70 パーセントで最大となり、4 次高調波成分（4 次成分）はデューティ比が 60 パーセントと 70 パーセントと 80 パーセントで最大となり、6 次高調波成分（6 次成分）はデューティ比が 60 パーセントで最大となる。

40

【0068】

このように、変位成分抽出部 23 により抽出される周波数成分に応じて、矩形状に振幅のオンとオフを周期的に繰り返す H I F U 信号の 1 周期内におけるオン期間とオフ期間の比率（デューティ比）を決定することが望ましい。次に、図 1 の超音波医用装置の動作例 2 について説明する。

【0069】

図 10 は、本超音波医用装置の動作例 2 を示すタイミングチャートである。メイントリガは、強力集束超音波（H I F U）による治療の開始タイミングを示す信号であり、例え

50

ば、医師等のユーザによる治療開始の操作に応じて、制御部 40 から本超音波医用装置内の各部へ出力される。

【0070】

フレームトリガは、測定用超音波ビーム MB のフレーム（測定用フレーム）開始を示す信号である。送受信部 21 は、例えばフレームトリガの立ち下りのタイミングから次のフレームトリガの立ち上りのタイミングまでの測定期間において、治療部位 P に向けて複数本の測定用超音波ビーム MB を順に形成する。例えば、時間的に隣接する 2 つのフレームトリガ間において、治療部位 P に向けて、位置をずらしつつ 10 本程度～100 本程度の測定用超音波ビーム MB が次々に形成される。なお、測定用超音波ビーム MB（送信ビームと受信ビームの組）を形成する際に 1 本の送信ビームに対して複数（例えば 2 本）の受信ビームが形成されてもよい。

10

【0071】

加熱期間信号は、治療用超音波ビーム TB による治療部位 P の加熱処理期間を示す信号であり、加熱期間信号の立ち上がりから立下りまでの期間において、例えば治療部位 P を焦点として治療用超音波ビーム TB が形成される。

【0072】

変調信号は、治療用超音波ビーム TB（＝変位用超音波ビーム EB）の変調処理に利用される矩形波の変調信号である。また、HIFU 信号は、治療用超音波ビーム TB（＝変位用超音波ビーム EB）の送信信号であり、矩形変調処理部 36 が例えば周波数 2 MHz 程度の連続波を矩形波の変調信号に従って振幅変調することにより得られる。

20

【0073】

図 10 の動作例 2 においても、変位測定部 22 は、例えば隣接する測定用フレーム間における相互相関演算により変位を測定する。変位測定部 22 は、測定用フレームを構成する複数の測定用超音波ビーム MB について、各測定用超音波ビーム MB ごとに、その測定用超音波ビーム MB から得られる受信信号データに基づいて変位を測定する。変位は、例えば各測定用超音波ビーム MB の深さ方向に並ぶ複数のサンプリング点について、各サンプリング点（各深さ）ごとに測定される。例えば、各サンプリング点ごとに、隣接する測定用フレーム間における相互相関演算により、深さ方向の変位量が算出される。例えば、深さ方向に並ぶ 1024 個のサンプリング点について、相関演算の相関窓を 64 サンプリング点として、各サンプリング点ごとに変位量が算出される。なお、例えば加熱治療前の基準となる時相と最新時相（変位測定の対象となる時相）との比較により変位が測定されてもよい。また、変位の算出に先立って、必要に応じて、ベースバンド除去処理やノイズ除去処理などが行われてもよい。

30

【0074】

図 10 の動作例 2 では、メイントリガの直後から、例えば測定期間 T1, T2, T3, … の順に複数の測定期間（例えば複数に亘って一定）が繰り返される。そのため、測定期間によっては、HIFU が照射されている期間（HIFU 有）を含むものがある。例えば図 10 に示す例において、測定期間 T1, T4, T5 は期間内の全てにおいて HIFU が照射されており、測定期間 T2 は期間内の一部において HIFU が照射されている。なお、測定期間 T3, T6 期間内の全てにおいて HIFU が照射されていない（HIFU 無）。

40

【0075】

図 11 は、動作例 2（図 10）で得られる測定用フレームの具体例を示す図である。図 11（A）は、期間内の全てにおいて HIFU が照射された測定期間の測定用フレームを示している。図 11（A）では、測定用フレームを構成する全てのビーム（測定用超音波ビーム MB）に対応した全ラインが HIFU 有の期間に得られている。

【0076】

図 11（B）は、期間内の一部において HIFU が照射された測定期間の測定用フレームを示している。図 11（B）では、測定用フレームを構成する全てのビームに対応した全ラインのうちの一部が HIFU 有の期間に得られており、他の一部が HIFU 無の期間

50

に得られている。

【 0 0 7 7 】

そして、図 1 1 (C) は、期間内の全てにおいて H I F U が照射されていない測定期間の測定用フレームを示している。図 1 1 (C) では、測定用フレームを構成する全てのビームに対応した全ラインが H I F U 無の期間に得られている。

【 0 0 7 8 】

H I F U が照射されている H I F U 有の期間では、測定用超音波ビーム M B の受信信号データが H I F U (強力集束超音波) の強い影響を受けてしまい、その受信信号データに基づいて測定される変位の信頼性が低い。そこで、変位データ処理部 2 5 は、H I F U の治療用超音波ビーム T B (= 変位用超音波ビーム E B) の振幅がオフとなる期間 (振幅が実質的にゼロとなる期間) に対応した組織の変位に基づいて有効変位データを生成する。

10

【 0 0 7 9 】

図 1 2 は、有効変位データを生成する処理の具体例を示す図である。図 1 2 は、1 本の測定用超音波ビーム M B に対応したラインに対する処理の具体例を示している。なお、図 1 2 に示す処理は、測定用フレーム (図 1 1) を構成する全てのビーム (測定用超音波ビーム M B) に対応した全ラインを対象として各ラインごとに実行される。

【 0 0 8 0 】

図 1 2 (A) は、1 本の測定用超音波ビーム M B から得られる受信データマップの具体例である。図 1 2 (A) の縦軸は 1 本の測定用超音波ビーム M B に沿った深さを示しており、横軸は 1 本の測定用超音波ビーム M B から得られる受信信号データのデータ数を示している。つまり、1 本の (同一の) 測定用超音波ビーム M B から複数の測定用フレームに亘って得られる複数の受信信号データを横軸方向に並べたものが図 1 2 (A) の受信データマップである。図 1 2 (A) に示す具体例において、受信データマップは、連続的に得られる 2 7 枚の測定用フレームから得られる。

20

【 0 0 8 1 】

動作例 2 (図 1 0) で得られる測定用フレームには H I F U が照射されている期間 (H I F U 有) に得られる受信信号データが含まれる場合がある (図 1 1 参照) 。そのため、1 本の測定用超音波ビーム M B から得られる受信データマップ内にも、H I F U が照射されている期間に得られる受信信号データが含まれる場合がある。例えば、図 1 0 に示す測定期間 T 3 の測定用フレームから得られる受信信号データは H I F U が照射されていない期間に得られたものであるが、図 1 0 に示す測定期間 T 4 , T 5 の測定用フレームから得られる受信信号データは H I F U が照射されている期間に得られたものとなる。

30

【 0 0 8 2 】

図 1 2 (A) に示す受信データマップの具体例において、H I F U 有と示される期間の測定用フレームに対応した受信信号データは、H I F U が照射されている期間に得られたものである。

【 0 0 8 3 】

そして、図 1 2 (A) の受信データマップに基づいて変位が測定される。変位測定部 2 2 は、図 1 2 (A) の受信データマップ内で互いに隣接する 2 つの受信信号データ間、つまり互いに隣接する測定用フレームから得られる 2 つの受信信号データ間において、相互相関演算を実行して組織の変位を計測する。例えば、深さ方向に並ぶ複数のサンプリング点について、各サンプリング点 (各深さ) ごとに変位量が算出される。

40

【 0 0 8 4 】

図 1 2 (B 1) は、図 1 2 (A) の受信データマップから得られる変位量を示した変位データマップの具体例である。図 1 2 (B 1) の縦軸と横軸は図 1 2 (A) の縦軸と横軸に対応している。また、図 1 2 (B 2) は、図 1 2 (A) の受信データマップから変位量を得る際に演算された相関値を示す相関値データマップである。図 1 2 (B 2) の縦軸と横軸も図 1 2 (A) の縦軸と横軸に対応している。さらに、図 1 2 (B 1) の変位データマップにおける H I F U 有の期間も、図 1 2 (A) における H I F U 有の期間と同じであり、図 1 2 (B 2) の相関値データマップにも H I F U 有の期間が存在する。

50

【 0 0 8 5 】

変位データ処理部 2 5 は、変位データマップと相関値データマップから、閾値処理により無効なデータを除去することにより、有効変位データマップと有効相関値データマップを得る。これにより、主に H I F U 有りの期間に対応したデータが無効なデータとして除去される。

【 0 0 8 6 】

変位データマップと相関値データマップは、共に、縦軸方向と横軸方向に 2 次元的に並ぶ複数のサンプル点で構成されている。そして、各サンプル点ごとに、変位データマップにはそのサンプル点の変位量が示されており、相関値データマップにはそのサンプル点の相関値が示されている。

10

【 0 0 8 7 】

変位データ処理部 2 5 は、各サンプル点における相関値が相関閾値より大きく（相関閾値以上）、且つ、そのサンプル点における変位量が変位閾値より小さい（変位閾値以下）場合に、そのサンプル点が有効であると判定する。

【 0 0 8 8 】

例えば、H I F U が照射されていない H I F U 無の期間において得られた受信信号データ間において変位が測定されていれば、変位測定の信頼性が高く、比較的大きな相関値（類似度が大きい）が得られる傾向にある。これに対し、H I F U が照射されている H I F U 有の期間において得られた受信信号データが変位測定の対象に含まれていると、変位測定の信頼性が低く、比較的小さな相関値（類似度が小さい）が得られる傾向にある。

20

【 0 0 8 9 】

そこで、まず、相関値の閾値処理によりデータの有効性が判定される。つまり、各サンプル点における相関値が相関閾値より大きい場合に（又は相関閾値以上の場合に）、そのサンプル点が有効な候補とされる。但し、変位測定の信頼性が低い場合であっても、例えば、互いに異なる組織同士から偶然に酷似したデータが得られてしまい、比較的大きな相関値が得られる場合もある。そのため、さらに、変位量の閾値処理によりデータの有効性が判定される。つまり、各サンプル点における変位量が変位閾値より小さい場合に（又は変位閾値以下の場合に）、そのサンプル点が有効とされる。なお、相関閾値は、例えば相互相関演算の種類等に応じて適宜に設定されることが望ましい。相関閾値を微調整できる構成が採用されてもよい。また、変位閾値は、例えば生体内において現実的に起こり得る組織変位の上限値などに基づいて設定されることが望ましい。

30

【 0 0 9 0 】

変位データ処理部 2 5 は、縦軸方向と横軸方向に 2 次元的に並ぶ複数のサンプル点について、各サンプル点ごとにそのサンプル点が有効であるか否かを判定し、有効変位データマップと有効相関値データマップを生成する。

【 0 0 9 1 】

図 1 2 (C 1) は、有効変位データマップの具体例である。図 1 2 (C 1) の有効変位データマップは、図 1 2 (B 1) の変位データマップから有効であると判定された複数のサンプル点における変位量で構成される。図 1 2 (C 1) の縦軸と横軸は図 1 2 (B 1) の縦軸と横軸に対応している。但し、図 1 2 (B 1) の変位データマップに比べて、図 1 2 (C 1) の有効変位データマップは、横軸に示すデータ数が少ない。これは閾値処理により、主に H I F U 有りの期間に対応したデータが無効なデータとして除去されたためである。

40

【 0 0 9 2 】

図 1 2 (C 2) は、有効相関値データマップの具体例である。図 1 2 (C 2) の有効相関値データマップは、図 1 2 (B 2) の相関値データマップから有効であると判定された複数のサンプル点における相関値で構成される。図 1 2 (C 2) の縦軸と横軸は図 1 2 (B 2) の縦軸と横軸に対応している。但し、図 1 2 (B 2) の相関値データマップに比べて、図 1 2 (C 2) の有効相関値データマップは、横軸のデータ数が少ない。これは閾値処理により、主に H I F U 有りの期間に対応したデータが無効なデータとして除去された

50

ためである。

【0093】

変位データ処理部25は、測定用フレームを構成する全ラインについて、各ラインごとに（各ライン番号ごとに）図12に示す処理を実行し、各ラインごとに有効変位データマップを生成する。

【0094】

そして、測定用フレームを構成する全ラインについて、各ラインごとに有効変位データマップが生成されると、各ラインごとに有効変位データマップに基づいて、変位の二乗平均平方根（RMS）である変位量が算出される。

【0095】

変位測定部22は、例えば、各ラインごとに生成された図12（C1）の有効変位データマップに基づいて、各深さ（各サンプリング点）ごとに変位の二乗平均平方根（RMS）である変位量を算出する。変位測定部22は、有効変位データマップ内において、各深さごとに横軸方向に並ぶ複数の変位データから、例えば前述の数1式を利用して、各深さごとに組織の変位量（RMS振幅）を算出する。

【0096】

変位測定部22は、測定用フレームを構成する全ラインについて、各ラインごとに各深さにおける組織の変位量（RMS振幅）を算出する。そして、凝固診断処理部26は、算出された組織の変位量に基づいて、測定用フレームに対応した2次元的な変位量マップを形成する。

【0097】

図13は、2次元的な変位量マップの具体例を示す図である。図13には、任意の診断時刻（After 0 s）の測定用フレームに対応した変位量（RMS振幅）マップの具体例が図示されている。

【0098】

図13に示す具体例において、変位量マップの縦軸は深さ（Depth）方向である。また、変位量マップの横軸は、測定用フレームを構成する複数ラインの配列方向（方位方向＝lateral方向）である。そして、変位量マップ内において縦軸方向と横軸方向に2次元的に並ぶ複数位置の各位置における変位量（RMS振幅）が、例えばカラーの相違で表現される。図13において、カラーバーは、変位量（RMS振幅）の大きさとカラー（色）との対応関係を示している。なお、カラーによる表現に代えて又はカラーによる表現と共に、例えば輝度の相違により各位置における変位量（RMS振幅）が表現されてもよい。

【0099】

図13に示す具体例により、例えば、測定用フレームが治療部位P（図1参照）を含む断面に設定されていれば、治療部位Pを含む断面に対応した2次元的な変位量マップが得られる。凝固診断処理部26により形成された2次元的な変位量マップは、表示部50に表示される。

【0100】

また、2次元的な変位量マップは、複数の診断時刻に亘って各診断時刻ごとに形成されることが望ましい。例えば、治療用超音波ビームTBによる治療部位Pの加熱処理が開始される直前または直後から、定期的に（例えば1～2秒程度の間隔）、治療部位Pを含む断面に対応した2次元的な変位量マップが形成される。

【0101】

図14は、複数の診断時刻に亘って形成される変位量マップの具体例を示す図である。図14には、診断時刻0秒から診断時刻26秒まで、2秒間隔で複数の診断時刻に亘って次々に形成される変位量マップが図示されている。例えば、治療用超音波ビームTBによる治療部位Pの加熱処理の開始時刻が診断時刻0秒に対応しており、診断時刻N秒が治療開始からN秒後に対応している。

【0102】

凝固診断処理部 26 は、例えば図 14 に示す具体例のように、複数の診断時刻に亘って変位量マップを形成する。形成された変位量マップは表示部 50 に表示される。複数の診断時刻に亘って得られた 2 次元的な変位量マップは動的に表示されることが望ましい。

【0103】

例えば、表示部 50 に表示される表示画面内に変位量マップの表示領域が設けられ、その表示領域内において、図 14 に示す診断時刻 0 秒から診断時刻 26 秒までの変位量マップが次々に表示される。これにより、表示部 50 に、2 次元的な変位量マップの動画が表示される。もちろん、複数の診断時刻に対応した 2 次元的な変位量マップがコマ送り状に表示されてもよいし、医師や検査技師等のユーザが指定した診断時刻の 2 次元的な変位量マップが静止画として表示されてもよい。

10

【0104】

また、凝固診断処理部 26 は、変位測定部 22 により算出された組織の変位量に基づいて、基準となる変位量との比率である変位変化率を算出し、測定用フレームに対応した 2 次元的な変位変化率マップを形成する。

【0105】

図 15 は、2 次元的な変位変化率マップの具体例を示す図である。図 15 には、ある診断時刻 (After 7 s) の測定用フレームに対応した変位変化率マップの具体例が図示されている。

【0106】

図 15 に示す具体例において、変位変化率マップの縦軸は深さ (Depth) 方向である。また、変位変化率マップの横軸は、測定用フレームを構成する複数ラインの配列方向 (方位方向 = lateral 方向) である。そして、変位変化率マップ内において縦軸方向と横軸方向に 2 次元的に並ぶ複数位置の各位置における変位変化率が、例えばカラーの相違で表現される。図 15 において、カラーバーは、変位変化率 (DR ratio) の大きさとカラー (色) との対応関係を示している。なお、カラーによる表現に代えて又はカラーによる表現と共に、例えば輝度の相違により各位置における変位変化率が表現されてもよい。

20

【0107】

変位変化率マップ内の各位置における変位変化率は、例えば基準 (リファレンス) となる診断時刻における変位量 (RMS 振幅) に対する比率である。凝固診断処理部 26 は、例えば、基準 (リファレンス) となる診断時刻の変位量マップと任意の診断時刻 (図 15 の具体例では After 7 s) の変位量マップに基づいて、測定用フレーム内の各位置ごとに、任意の診断時刻における変位量 (Dm) と基準 (リファレンス) となる診断時刻の変位量 (Dr) との比率 (Dm / Dr) を算出し、各位置の変位変化率とする。

30

【0108】

そして、例えば、任意の診断時刻 (図 15 の具体例では After 7 s) における測定用フレーム内の複数位置の変位変化率をカラーの相違で表現することにより、図 15 に示す 2 次元的な変位変化率マップが形成される。凝固診断処理部 26 により形成された 2 次元的な変位変化率は、表示部 50 に表示される。

【0109】

40

また、2 次元的な変位変化率マップも、複数の診断時刻に亘って各診断時刻ごとに形成されることが望ましい。例えば、治療用超音波ビーム TB による治療部位 P の加熱処理が開始される直前または直後から定期的に形成される変位量マップ (図 14 参照) に基づいて、複数の診断時刻に亘って変位変化率マップが形成される。

【0110】

図 16 は、複数の診断時刻に亘って形成される変位変化率マップの具体例を示す図である。図 16 には、診断時刻 8 秒から診断時刻 26 秒まで、2 秒間隔で複数の診断時刻に亘って次々に形成される変位変化率マップが図示されている。

【0111】

図 16 に示す具体例では、最大の変位量が得られた診断時刻が変位変化率の基準 (リフ

50

ァレンス)とされている。そのため、最大の変位量が得られた後の診断時刻 8 秒から変位変化率マップが形成される。なお、例えば、治療用超音波ビーム T B による治療部位 P の加熱処理の開始時刻である診断時刻 0 秒を変位変化率の基準(リファレンス)とし、診断時刻 0 秒から複数の診断時刻に亘って次々に変位変化率マップが形成されてもよい。

【0112】

凝固診断処理部 26 は、例えば図 16 に示す具体例のように、複数の診断時刻に亘って変位変化率マップを形成する。形成された変位変化率マップは表示部 50 に表示される。複数の診断時刻に亘って得られた 2 次元的な変位変化率マップは動的に表示されることが望ましい。

【0113】

例えば、表示部 50 に表示される表示画面内に変位変化率マップの表示領域が設けられて、その表示領域内において、図 16 に示す診断時刻 8 秒から診断時刻 26 秒までの変位変化率マップが次々に表示される。これにより、表示部 50 に、2 次元的な変位変化率マップの動画が表示される。もちろん、複数の診断時刻に対応した 2 次元的な変位変化率マップがコマ送り状に表示されてもよいし、医師や検査技師等のユーザが指定した診断時刻の 2 次元的な変位変化率マップが静止画として表示されてもよい。

【0114】

図 1 の超音波医用装置を利用した加熱治療において、例えば、治療用超音波ビーム T B による治療部位 P の加熱処理の開始時刻から、複数の診断時刻に亘って、各診断時刻ごとに測定用フレームに対応した 2 次元的な変位量マップ(図 13, 14)と変位変化率マップ(図 15, 16)が形成されて表示される。

【0115】

治療用超音波ビーム T B による治療部位 P の加熱処理により、治療部位 P 内において組織の凝固が進行すると組織が硬くなり変位量が減少する。したがって、2 次元的な変位量マップ内において、変位量が小さい箇所においては組織が凝固していると考えられる。同様に、2 次元的な変位変化率マップ内において、変位変化率が小さい箇所においては組織が凝固していると考えられる。

【0116】

そのため、医師や検査技師等のユーザは、表示部 50 に表示される 2 次元的な変位量マップまたは変位変化率マップを見ることにより、組織が凝固している領域を 2 次元的に把握することができる。特に、加熱処理による治療中に、2 次元的な変位量マップまたは変位変化率マップを動的に表示させることにより、ユーザは、組織の凝固が進行する状況を 2 次元的に且つ動的に確認しつつ治療を行うことが可能になる。また、各診断時刻ごとに測定用フレームに対応した B モード画像が形成されて表示されてもよい。

【0117】

図 17 は、測定用フレームに対応した B モード画像の具体例を示す図である。図 17 には、ある診断時刻の測定用フレームに対応した B モード画像の具体例が図示されている。図 17 に示す具体例において、B モード画像の縦軸は深さ(D e p t h)方向である。また B モード画像の横軸は、測定用フレームを構成する複数ラインの配列方向(方位方向 = l a t e r a l 方向)である。

【0118】

図 17 に示す B モード画像は、測定用フレームを構成する複数ラインの受信信号に基づいて超音波画像形成部 28 により形成されて表示部 50 に表示される。また、図 17 に示す B モード画像も複数の診断時刻に亘って各診断時刻ごとに形成されることが望ましい。

【0119】

例えば、表示部 50 に表示される表示画面内に B モード画像の表示領域が設けられ、その表示領域内において、複数の診断時刻に対応した測定用フレームの B モード画像の動画が表示される。もちろん、複数の診断時刻に対応した測定用フレームの B モード画像がコマ送り状に表示されてもよいし、医師や検査技師等のユーザが指定した診断時刻の B モード画像が静止画として表示されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 0 】

また、凝固診断処理部 2 6 は、2 次元的な変位変化率マップに基づいて、2 次元的な凝固サイズ A_r を計測してもよい。変位変化率マップ（図 1 5 , 1 6 ）は、基準（リファレンス）となる診断時刻における変位量（RMS 振幅）との比率である。例えば、最大の変位量が得られた診断時刻が変位変化率の基準とされる。したがって、各診断時刻ごとに得られる変位変化率マップ内において、基準となる最大変位量からの減少が小さいほど、つまり最大変位量に近いほど、変位変化率は大きくなる（1 に近い値となる）。一方、基準となる最大変位量からの減少が大きいほど、つまり最大変位量よりも小さいほど、変位変化率は小さくなる（0 に近い値となる）。

【 0 1 2 1 】

治療用超音波ビーム T B による治療部位 P の加熱処理により、治療部位 P 内において組織の凝固が進行すると組織が硬くなり変位量が減少する。したがって、変位変化率マップ内において変位変化率が小さい箇所においては組織が凝固していると考えられる。

【 0 1 2 2 】

そこで、凝固診断処理部 2 6 は、2 次元的な変位変化率マップ内において、例えば変位変化率が閾値以下となる位置の組織部分が凝固したと判定する。これにより、深さ方向（縦軸）と方位方向（横軸）の 2 次元的な変位変化率マップ内において、2 次元的に凝固領域（凝固と判定された組織部分）を得ることができる。さらに、凝固診断処理部 2 6 は、変位変化率マップ内において 2 次元的に得られた凝固領域について、深さ方向（縦軸）と方位方向（横軸）のそれぞれの凝固サイズ A_r （深さ方向の長さと方位方向の長さ）を計測する。例えば、複数の診断時刻に亘って各診断時刻ごとに 2 次元的な凝固サイズ A_r が計測されて表示部 5 0 に表示される。

【 0 1 2 3 】

また、凝固診断処理部 2 6 は、2 次元的な変位量マップに基づいて、2 次元的な凝固サイズ V_s を計測してもよい。凝固サイズ V_s の計測には、例えば、特許文献 2（特開 2 0 1 6 - 4 2 9 4 4 号公報）に説明される測定例が利用される。特許文献 2 には、1 本のライン（測定用超音波ビームの 1 本分の受信データ）に基づいて深さ方向の凝固サイズ V_s を導出する具体例が説明されている（特許文献 2 の図 8 参照）。

【 0 1 2 4 】

凝固診断処理部 2 6 は、例えば、2 次元的な変位量マップ（図 1 3 , 1 4 ）内の複数ラインについて、各ラインごとに深さ方向の凝固サイズ V_s を導出する。これにより、2 次元的な変位量マップ内において、2 次元的な凝固サイズ V_s として、複数ラインに対応した深さ方向の凝固サイズ V_s が測定される。例えば、複数の診断時刻に亘って各診断時刻ごとに 2 次元的な凝固サイズ V_s が計測されて表示部 5 0 に表示される。

【 0 1 2 5 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。なお、本発明に係る超音波医用装置を利用した治療等は、医師等の専門家の指導の下で十分に慎重に行われるべきことは言うまでもない。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 6 】

1 0 超音波振動子、2 0 測定診断ブロック、2 1 送受信部、2 2 変位測定部、2 3 変位成分抽出部、2 5 変位データ処理部、2 6 凝固診断処理部、2 8 超音波画像形成部、3 0 治療放射ブロック、3 2 送信部、3 6 矩形変調処理部、4 0 制御部、5 0 表示部。

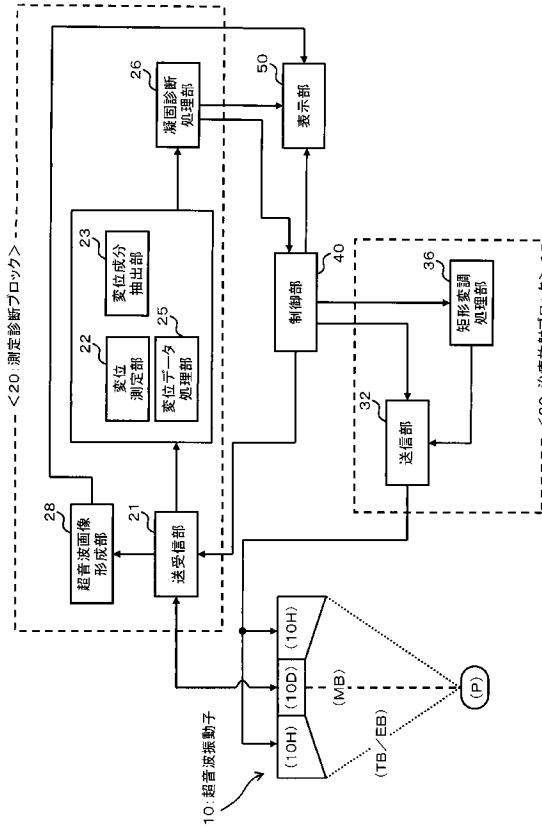
10

20

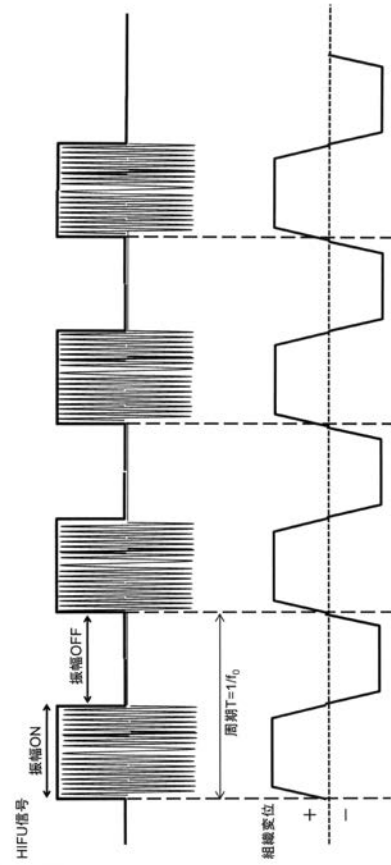
30

40

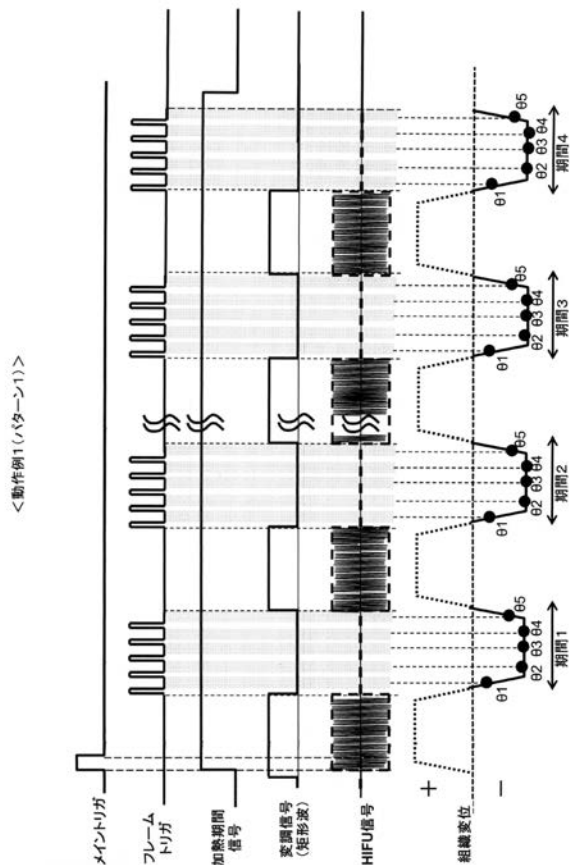
【図 1】



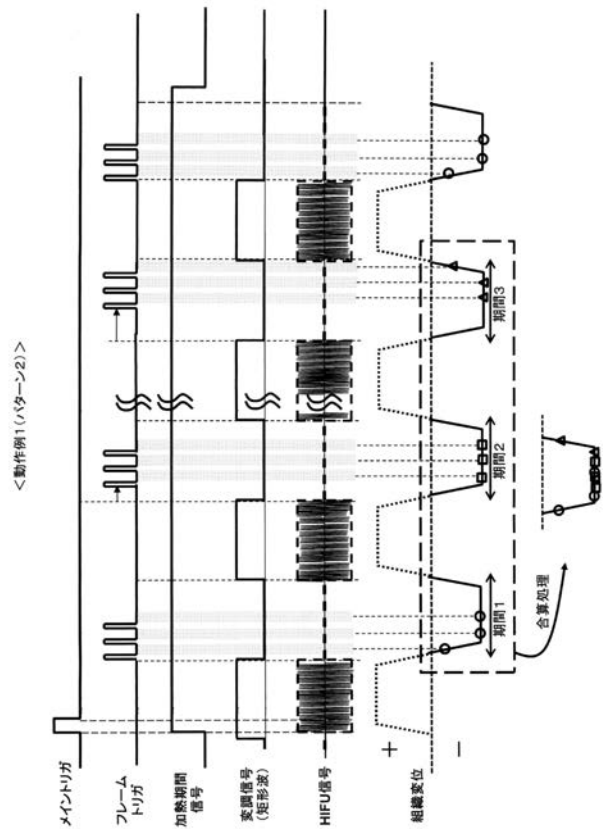
【図 2】



【図 3】

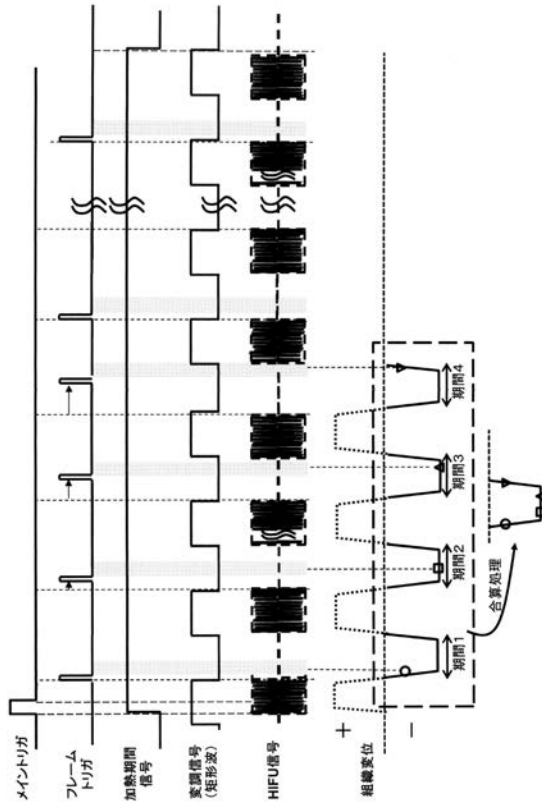


【図 4】

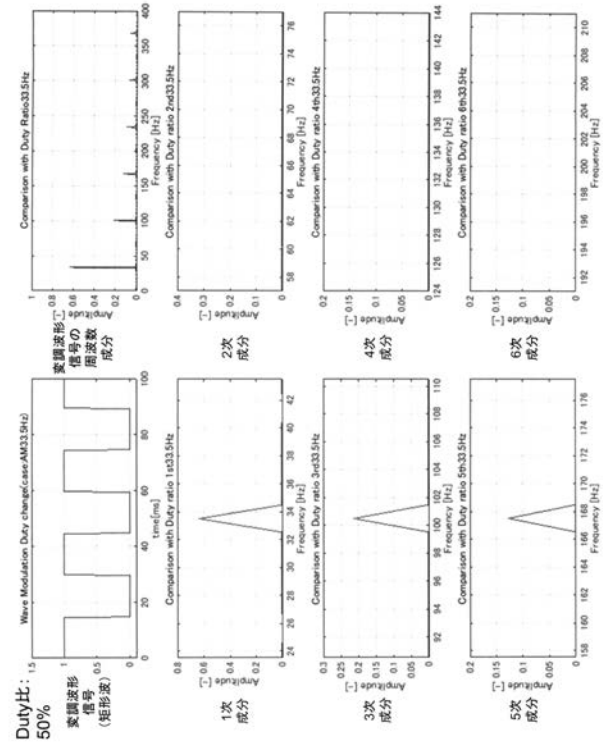


【図 5】

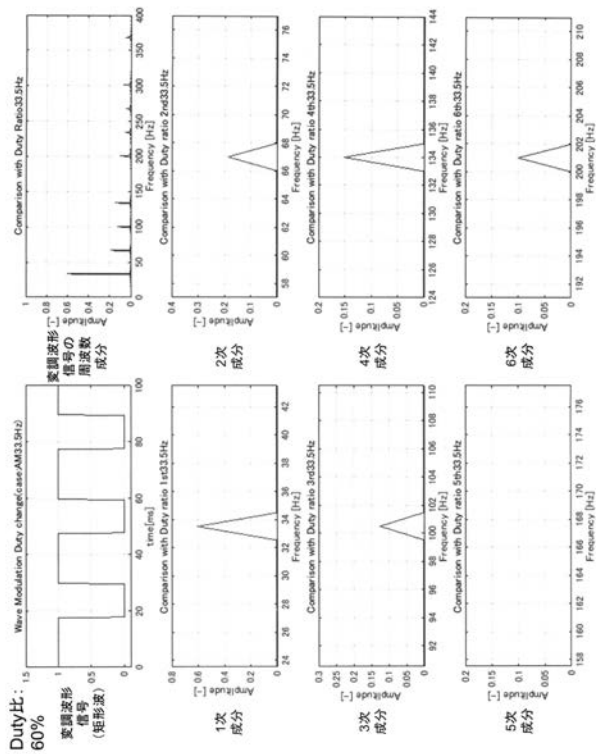
<動作例1(パターン3)>



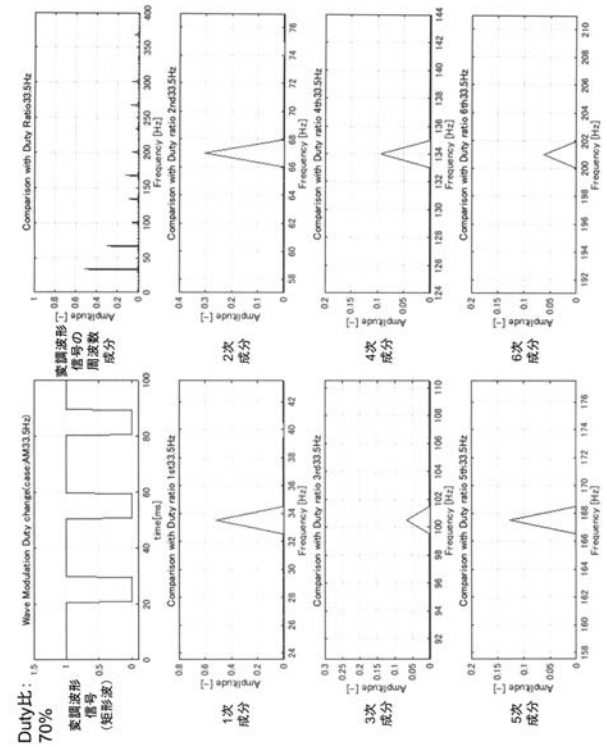
【図 6】



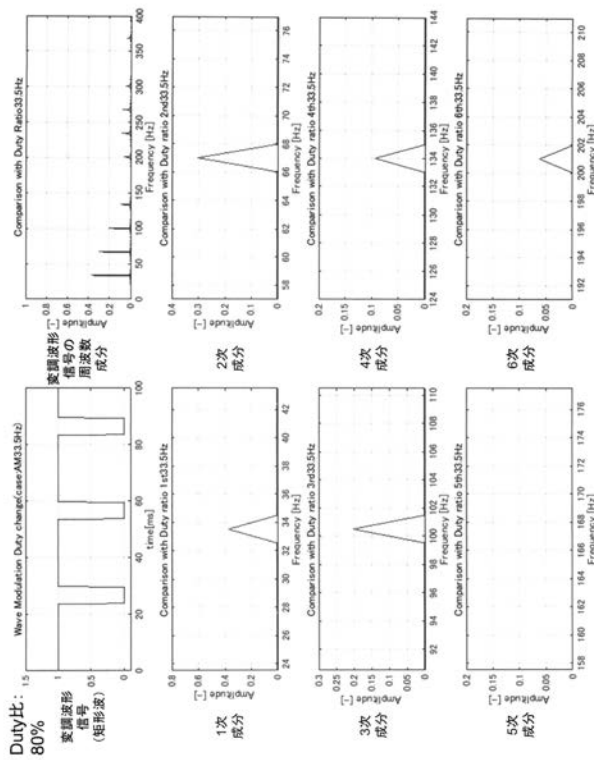
【図 7】



【図 8】

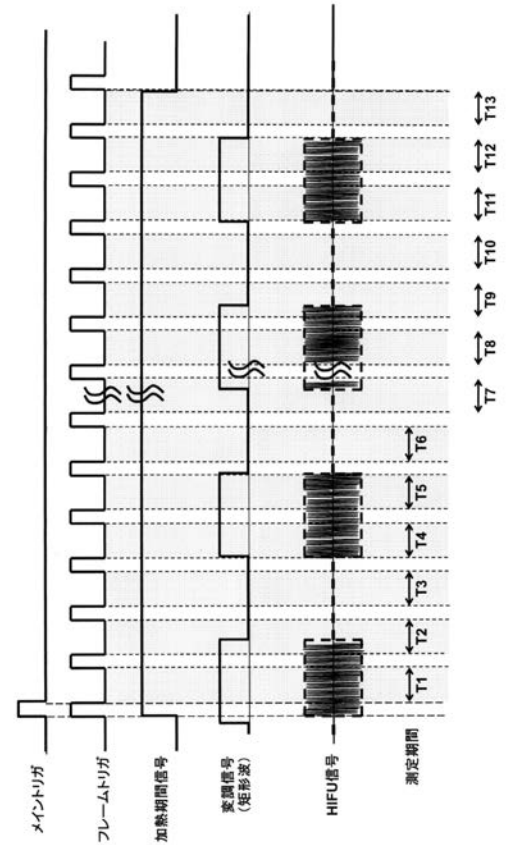


【図 9】

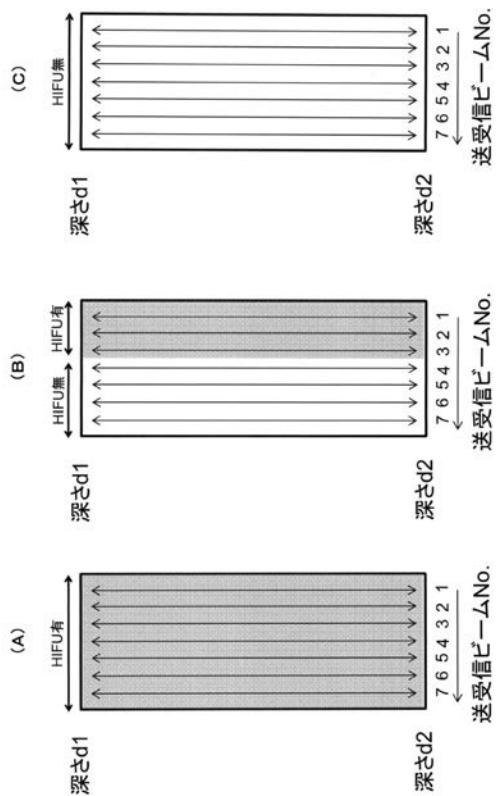


【図 10】

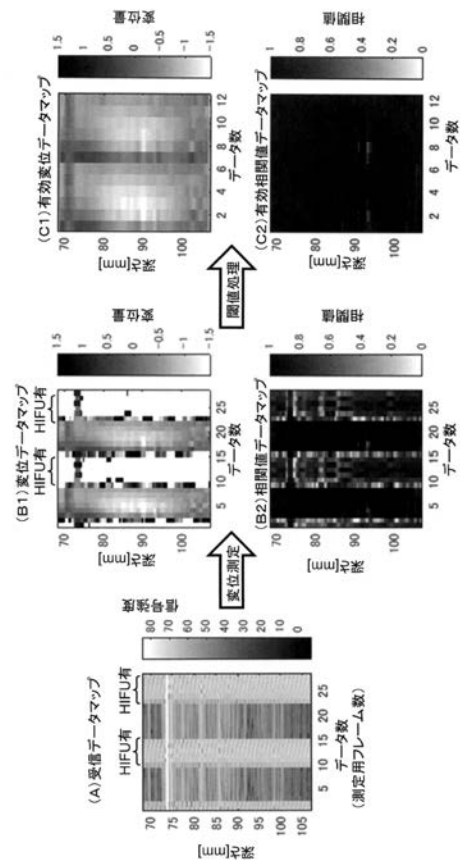
<動作例2のパターン>



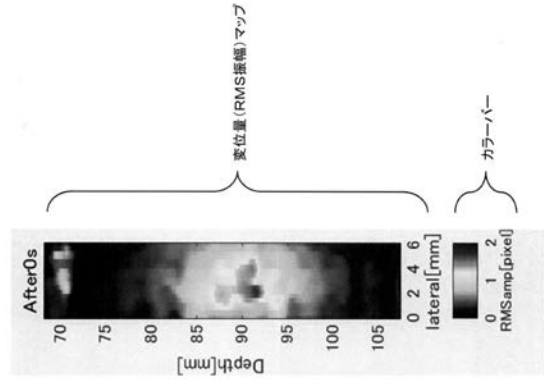
【図 11】



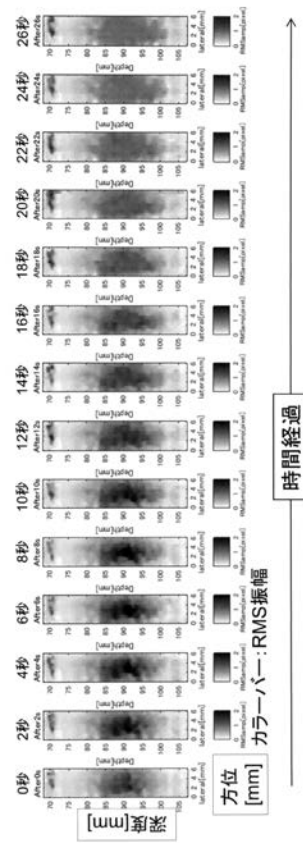
【図 12】



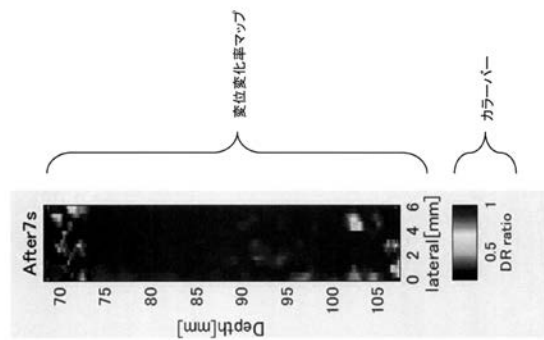
【図 1 3】



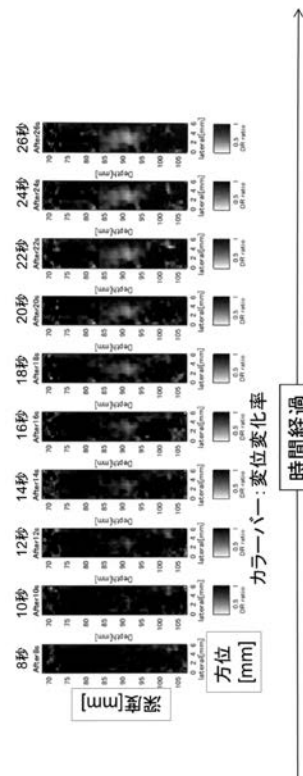
【図 1 4】



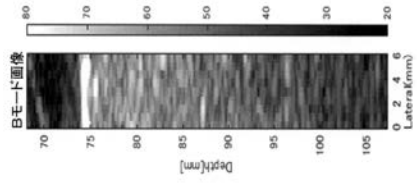
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 東 隆

東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

(72)発明者 高木 周

東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD19 DD23 EE09 EE10 FF13 FF16 GB06 HH07
HH14 JB41 JB49 KK02

专利名称(译)	超音波医用装置		
公开(公告)号	JP2018093899A	公开(公告)日	2018-06-21
申请号	JP2016238105	申请日	2016-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	东京大学 株式会社日立制作所		
[标]发明人	藤原圭祐 射谷和徳 東隆 高木周		
发明人	藤原 圭祐 射谷 和徳 東 隆 高木 周		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/GB06 4C601/HH07 4C601/HH14 4C601/JB41 4C601/JB49 4C601/KK02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供进一步改进的技术，用于使用超声波诊断组织凝固。HIFU信号是用作位移超声波的治疗超声波的发送信号，并且通过以矩形形状重复地接通和断开振幅，在关闭期间振幅基本上变为零。组织位移是伴随对应于HIFU信号的超声波照射的组织位移的具体示例。例如，由于对应于HIFU信号的超声波的辐射力，治疗部位的组织根据所示的组织位移而移位。根据本发明的超声医疗设备从有效位移获得指示组织的凝固状态的诊断数据，该有效位移是对应于HIFU信号的幅度关闭的时段的组织的位移。The

