

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6004255号
(P6004255)

(45) 発行日 平成28年10月5日 (2016. 10. 5)

(24) 登録日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 17/00 (2006. 01)

A 6 1 B 17/00 7 0 0

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-124824 (P2012-124824)
 (22) 出願日 平成24年5月31日 (2012. 5. 31)
 (65) 公開番号 特開2013-248141 (P2013-248141A)
 (43) 公開日 平成25年12月12日 (2013. 12. 12)
 審査請求日 平成27年4月10日 (2015. 4. 10)

(73) 特許権者 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
 (73) 特許権者 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 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 佐々木 明
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波医用装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

治療用超音波ビームを形成して治療部位を加熱する治療波処理部と、
 放射用超音波ビームを形成して治療部位において放射力を発生させる放射波処理部と、
 計測用超音波ビームを形成して当該ビームに沿って受信信号を得る計測波処理部と、
 放射用超音波ビームの照射強度と放射用超音波ビームに対する変調処理における変調周
 波数のうちの少なくとも一方を制御する制御部と、

計測用超音波ビームに沿って治療部位から得られる受信信号に基づいて、放射用超音波
 ビームの放射力による治療部位における変位を計測する変位計測部と、

治療部位における変位の計測結果に基づいて、治療用超音波ビームにより加熱される当
 該治療部位における組織性状の観察結果を得る性状観察部と、

を有し、

前記計測波処理部は、治療部位に向けて減衰計測用超音波ビームを形成し、

前記制御部は、減衰計測用超音波ビームに沿って得られる受信信号に基づいて、放射用
 超音波ビームの照射強度を制御することにより、減衰率の変化に伴う前記放射力の変化を
 抑制し、

前記性状観察部は、変化を抑制された前記放射力による治療部位における変位の計測結
 果に基づいて、当該治療部位における凝固の観察結果を得る、

ことを特徴とする超音波医用装置。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 に記載の超音波医用装置において、
前記制御部は、放射用超音波ビームの焦点幅よりも前記治療部位における凝固域のサイ
ズが小さい凝固開始直後において、放射用超音波ビームの照射強度を制御して、減衰率の
変化に伴う前記放射力の変化を抑制する、
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、
前記計測波処理部は、治療用超音波ビームの焦点部位を通るように減衰計測用超音波ビームを形成し、
前記制御部は、減衰計測用超音波ビームに沿って前記焦点部位よりも深い部位から得られる受信信号の強度に基づいて、放射用超音波ビームの照射強度を制御して前記放射力の変化を抑制し、
前記性状観察部は、前記治療部位における凝固の観察結果として、当該治療部位における凝固の開始タイミングを得る、
ことを特徴とする超音波医用装置。

10

【請求項 4】

治療用超音波ビームを形成して治療部位を加熱する治療波処理部と、
放射用超音波ビームを形成して治療部位において放射力を発生させる放射波処理部と、
計測用超音波ビームを形成して当該ビームに沿って受信信号を得る計測波処理部と、
放射用超音波ビームの照射強度と放射用超音波ビームに対する変調処理における変調周波数のうちの少なくとも一方を制御する制御部と、
計測用超音波ビームに沿って治療部位から得られる受信信号に基づいて、放射用超音波ビームの放射力による治療部位における変位を計測する変位計測部と、
治療部位における変位の計測結果に基づいて、治療用超音波ビームにより加熱される当該治療部位における組織性状の観察結果を得る性状観察部と、
を有し、
前記制御部は、変位計測部において検出できる最小の変位に応じて決定される変位検出限界に基づいて、前記放射力による治療部位における変位が変位検出限界よりも小さくならないことを条件として、放射用超音波ビームの変調周波数を制御する、
ことを特徴とする超音波医用装置。

20

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波医用装置において、
前記制御部は、放射用超音波ビームの変調周波数として利用できる複数の周波数から、前記条件を満たす最大の周波数を選択して放射用超音波ビームの変調周波数とする、
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】

【0001】

本発明は、治療部位の組織性状を観察する超音波医用装置に関する。

【背景技術】

40

【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。

【0004】

50

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計測して、組織の凝固を観察することができる。例えば、HIFUの超音波を変調周波数 f_M で振幅変調し、放射力の強度を変動させることにより、焦点部位の組織に振動を励起させ、その振動の変位または速度を超音波診断装置によって計測する。

【0005】

この原理を用いて組織の凝固を検出し、その検出結果を画像上にマッピングする手法がHMI (Harmonic Motion Imaging) である (特許文献1, 2 参照)。放射力や組織の振動の周波数が上記変調周波数 f_M の2倍になることからHMIと呼ばれている。

【0006】

上述したように、組織の凝固により弾性率が増大して組織の変位が減少する。その一方において、組織の凝固により超音波の減衰率や散乱強度も増大することが知られている。そして、例えば減衰率が増大すると、放射力が増大するため、組織の変位を増大させる。つまり、凝固に伴う弾性率の増大は変位の減少に寄与し、凝固に伴う減衰率の増大は変位の増大に寄与する。

【0007】

このように、変位の減少と増大という相反する2つの効果が重なって発生するために、単に組織の変位を観察することのみでは、例えば凝固の開始タイミングなどを的確に捉えることができなかった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】米国特許出願公開第2005/0004466号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2007/0276242号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波を利用して治療部位の組織性状を観察する技術について研究開発を重ねてきた。

【0010】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、治療部位における組織性状の観察の精度を高めることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的にかなう好適な超音波医用装置は、治療用超音波ビームを形成して治療部位を加熱する治療波処理部と、放射用超音波ビームを形成して治療部位において放射力を発生させる放射波処理部と、計測用超音波ビームを形成して当該ビームに沿って受信信号を得る計測波処理部と、放射用超音波ビームの照射強度と放射用超音波ビームに対する変調処理における変調周波数のうちの少なくとも一方を制御する制御部と、計測用超音波ビームに沿って治療部位から得られる受信信号に基づいて、放射用超音波ビームの放射力による治療部位における変位を計測する変位計測部と、治療部位における変位の計測結果に基づいて、治療用超音波ビームにより加熱される当該治療部位における組織性状の観察結果を得る性状観察部と、を有することを特徴とする。

【0012】

上記構成において、計測用超音波ビームは、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ビームであり、診断用の超音波振動子を利用して形成することができる。これに対し、治療用超音波ビームは、診断用の超音波ビームに比べて強度が大きい例えば強力集束超音波 (HIFU: High Intensity Focused Ultrasound) により形成される。また、放射用超音波ビームは、治療部位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、例えば強力集束超音波 (HIFU) により放射用超音波ビームが

10

20

30

40

50

形成されてもよい。

【0013】

そして上記構成では、放射用超音波ビームの照射強度と放射用超音波ビームに対する変調処理における変調周波数のうちの少なくとも一方が制御される。照射強度の制御においては、例えば、治療部位が加熱されて凝固して減衰率が変化することによる放射力の変化を抑制するように、望ましくは一定の放射力を維持するように、照射強度が制御される。これにより、例えば、減衰率の増大に伴う変位の増大が抑制され、望ましくは、減衰率の増大に伴う変位の増大が無くなり、弾性率の増大に伴って変位が減少するタイミングなどを的確に検出することが可能になる。

【0014】

また、放射用超音波ビームの変調周波数が高められると変位計測における位置分解能が向上するものの、その放射用超音波ビームの放射力によって発生する変位は小さくなる。そこで、変調周波数の制御においては、例えば、放射用超音波ビームの放射力によって発生する変位が、変位計測部における変位検出限界よりも小さくならないように、放射用超音波ビームの変調周波数が制御される。望ましくは、できる限り高い（大きな）変調周波数とすることにより、変位計測における位置分解能を高めることが可能になる。

【0015】

望ましい具体例において、前記計測波処理部は、治療部位に向けて減衰計測用超音波ビームを形成し、前記制御部は、減衰計測用超音波ビームに沿って得られる受信信号に基づいて、放射用超音波ビームの照射強度を制御することにより、減衰率の変化に伴う前記放射力の変化を抑制し、前記性状観察部は、変化を抑制された前記放射力による治療部位における変位の計測結果に基づいて、当該治療部位における凝固の観察結果を得る、ことを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記計測波処理部は、治療用超音波ビームの焦点部位を通るように減衰計測用超音波ビームを形成し、前記制御部は、減衰計測用超音波ビームに沿って前記焦点部位よりも深い部位から得られる受信信号の強度に基づいて、放射用超音波ビームの照射強度を制御して前記放射力の変化を抑制し、前記性状観察部は、前記治療部位における凝固の観察結果として、当該治療部位における凝固の開始タイミングを得る、ことを特徴とする。

【0017】

望ましい具体例において、前記制御部は、変位計測部において検出できる最小の変位に応じて決定される変位検出限界に基づいて、前記放射力による治療部位における変位が変位検出限界よりも小さくならないことを条件として、放射用超音波ビームの変調周波数を制御する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記制御部は、放射用超音波ビームの変調周波数として利用できる複数の周波数から、前記条件を満たす最大の周波数を選択して放射用超音波ビームの変調周波数とする、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明により、治療部位における組織性状の観察の精度が高められる。例えば、本発明の好適な態様によれば、超音波の放射力に伴う組織の変位に基づいて組織性状を観察するにあたり、弾性率の増大に伴って変位が減少するタイミングなどを的確に検出することが可能になり、また、変位計測における位置分解能を高めることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【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】組織の凝固が進む様子を説明するための図である。

【図3】減衰率の推定と照射強度の調整を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図４】放射波の照射強度の調整を説明するための図である。

【図５】振幅変調処理された放射波による組織の振動を説明するための図である。

【図６】変調周波数と変位の対応関係の実験結果を示す図である。

【図７】本超音波医用装置による動作のシーケンスを示す図である。

【図８】エコー強度の比と放射力の強度比を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２１】

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

10

【００２２】

ＨＩＦＵ用振動子１０Ｈは、強力集束超音波（ＨＩＦＵ）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。ＨＩＦＵ用振動子１０Ｈ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ＴＢ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。

【００２３】

また、ＨＩＦＵ用振動子１０Ｈは、治療部位Ｐに向けて放射用超音波ビームＥＢを形成して放射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る。放射用超音波ビームＥＢ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ＴＢを放射用超音波ビームＥＢとして利用してもよい。

20

【００２４】

一方、診断用振動子１０Ｄ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。

【００２５】

また、診断用振動子１０Ｄは、治療部位Ｐに向けて計測用超音波ビームＭＢを形成して計測用の超音波を送受し、計測用超音波ビームＭＢに沿って受信信号を得る。計測用超音波ビームＭＢに沿って得られる受信信号は、放射用超音波ビームＥＢの放射力による治療部位Ｐにおける変位の計測や、治療用超音波ビームＴＢによる加熱で変化する治療部位Ｐにおける減衰率の評価に利用される。

30

【００２６】

なお、超音波プローブ１０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１０Ｄが設けられ、診断用振動子１０Ｄを取り囲むようにＨＩＦＵ用振動子１０Ｈが設けられる。但し、超音波プローブ１０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、ＨＩＦＵ用と診断用の両用途に併用されてもよい。

【００２７】

計測診断ブロック２０は、診断用振動子１０Ｄの送受信を制御する送受信部２２を備えている。送受信部２２は、診断用振動子１０Ｄ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１０Ｄ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。

40

【００２８】

送受信部２２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２８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５０に表示される。

50

【 0 0 2 9 】

ユーザ（検査者）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 0 】

また、送受信部 2 2 は、診断用振動子 1 0 D を制御して計測用超音波ビーム M B を形成し、計測用超音波ビーム M B に沿って受信信号を得る。そして、計測用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号に基づいて、治療部位 P における変位の計測や、治療部位 P における減衰率の評価が行われる。変位の計測や減衰率の評価については後に詳述する。

10

【 0 0 3 1 】

一方、治療放射ブロック 3 0 は、治療用送信部 3 2 を備えており、治療用送信部 3 2 は H I F U 用振動子 1 0 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 1 0 H を制御して治療用超音波ビーム T B を形成する。治療用送信部 3 2 は、制御部 4 0 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。

【 0 0 3 2 】

また、治療放射ブロック 3 0 は、放射用送信部 3 4 を備えており、放射用送信部 3 4 は H I F U 用振動子 1 0 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 1 0 H を制御して放射用超音波ビーム E B を形成する。放射用超音波ビーム E B の照射強度や、放射用超音波ビーム E B に対する変調処理における変調周波数は、放射波調整部 3 6 によって調整される。放射波調整部 3 6 は、制御部 4 0 により制御される。

20

【 0 0 3 3 】

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。本超音波医用装置は、組織の弾性率が変化することに基づいて、その組織における凝固の状態に関する観察結果を得る。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、放射用超音波ビーム 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計測する。その変位の計測は、計測用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号に基づいて行われる。

30

【 0 0 3 4 】

ところが、組織の凝固により弾性率が増大して組織の変位が減少する一方において、組織の凝固により超音波の減衰率も増大することが知られている。そして、減衰率が増大すると、放射力が増大するため組織の変位を増大させてしまう。つまり、凝固に伴う弾性率の増大は変位の減少に寄与し、凝固に伴う減衰率の増大は変位の増大に寄与する。

【 0 0 3 5 】

図 2 は、組織の凝固が進む様子を説明するための図である。図 2 は、質点とバネの連成モデルで、凝固部と放射力が局在化した状況での変位分布を示している。図 2（a）は凝固前の状態を示している。この状態では、図示した連成モデル全体のバネ定数が比較的小さいため、放射力による組織の変位が比較的大きい。

40

【 0 0 3 6 】

図 2（b）は、凝固開始直後（例えば凝固開始から 0 . 1 秒～1 秒程度）で凝固域が小さい状態を示している。この状態では、放射力を発生させる超音波ビーム（図 1 の放射用超音波ビーム E B）の焦点幅（焦点サイズ）と凝固域のサイズが同じ程度、または、凝固域のサイズの方が小さい。そして、焦点幅内の組織を主に支えている部位（焦点幅の外側の部位）が凝固しておらず、その部位のバネ定数が依然として小さい。一方、焦点幅内の組織は、特に焦点の中央付近で凝固しており、局所的にバネ定数が増大している。また、焦点幅内においては、特に焦点の中央付近で減衰率（減衰係数）が増大して放射力も増大

50

する。そのため、その放射力の増大の効果が、局所的なバネ定数の増加の効果を上回り、図 2 (a) の状態に比べて変位が大きくなる。

【 0 0 3 7 】

図 2 (c) は、凝固が進んで (例えば凝固開始から数秒 ~ 2 0 秒程度) 凝固域が拡大した状態を示している。この状態では、放射力を与える超音波ビームの焦点幅 (焦点サイズ) よりも凝固域のサイズが大きい。そのため、焦点幅内の組織を主に支えている部位 (焦点幅の外側の部位) も凝固してバネ定数が増大している。これにより、減衰率 (減衰係数) が増大して放射力が増大しているものの、その放射力の増大の効果よりもバネ定数の増大の効果が上回り、図 2 (a) や図 2 (b) の状態に比べて変位が小さくなる。

【 0 0 3 8 】

図 2 (b) に示すように、凝固開始直後においては、放射力の増大の効果が局所的なバネ定数の増加の効果を上回ってしまうため、弾性率 (バネ定数) に基づいて例えば凝固の開始タイミングを検出することが困難である。

【 0 0 3 9 】

そこで、本超音波医用装置は、減衰率の変化を推定して放射力を発生させる超音波の照射強度を調整することにより、減衰率の変化に伴う放射力の変化を抑制している。

【 0 0 4 0 】

図 3 は、減衰率の推定と照射強度の調整を説明するための図である。減衰率を推定するために、減衰率の計測用超音波ビーム M B が利用される。図 3 に示すように、超音波プローブ 1 0 の H I F U 用振動子 1 0 H から、凝固域 (治療部位) に向けて治療用超音波ビーム T B が形成され、さらに、超音波プローブ 1 0 の診断用振動子 1 0 D から、凝固域を通るように減衰率の計測用超音波ビーム M B が形成される。

【 0 0 4 1 】

減衰率を推定するにあたっては、減衰率の計測用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号が利用される。図 3 には、計測用超音波ビーム M B に沿って得られる受信信号 (M B のエコー信号) の波形が示されている。

【 0 0 4 2 】

凝固の前後で凝固域における減衰率が変化すると、例えば、凝固前に比べて凝固後において減衰率が増大すると、凝固域を通る超音波の減衰も増大する。したがって、例えば、図 3 に示すように、凝固域を通るように減衰率の計測用超音波ビーム M B を形成することにより、凝固域よりも深い部位における受信信号の強度 (振幅) は、凝固前に比べて凝固後において減少する。

【 0 0 4 3 】

そこで、本超音波医用装置 (図 1) では、凝固域よりも深い部位に設定された参照領域 R 内における受信信号の強度に基づいて、凝固域における減衰率の変化を推定する。例えば、減衰率評価部 2 6 が、参照領域 R 内における受信信号の強度の平均値を、凝固前と凝固後において比較して、凝固域における減衰率の変化を推定する。そして、その推定結果に応じて、制御部 4 0 が放射波調整部 3 6 を制御して、放射力を発生させる超音波 (放射波) の照射強度を調整する。望ましくは、凝固前から凝固後まで放射力が一定になるように調整される。

【 0 0 4 4 】

なお、図 3 に示した凝固域内において凝固が進むと、厳密には、凝固域内の放射力について、凝固域内の超音波プローブ 1 0 側 (浅い側) では放射力の増大が支配的であるものの、凝固域内の奥側 (深い側) ではその場所における音響強度が減少するため、その音響強度の減少に伴う効果を考慮することが望ましい。

【 0 0 4 5 】

そこで、例えば、超音波プローブ 1 0 の振動子面における放射波の音響強度 I_0 、放射波の焦点距離 F と焦点幅 W 、減衰計測点までの距離 L 、凝固域の長さ L_c 、凝固していない部分の減衰 α 、凝固している部分の減衰 α_c 、音速 c 、距離 x における音響強度 $I(x)$ とすると、凝固前と凝固後における減衰計測点でのエコー強度が数 1 式となり、凝固前と凝

10

20

30

40

50

固後における放射力の積分値が数 2 式となる。

【 0 0 4 6 】

【 数 1 】

凝固前の減衰計測点でのエコー強度 $I_0 \exp(-\alpha_0 L)$

凝固後の減衰計測点でのエコー強度 $I_0 \exp\{-\alpha_0(L - L_c)\} \exp(-\alpha_c L_c)$

【 0 0 4 7 】

【 数 2 】

凝固前の放射力の積分値 $\frac{\alpha_0}{c} \int_0^W I(x) dx$

凝固後の放射力の積分値

$$\frac{\alpha_0}{c} \int_0^{L1} I(x) e^{-\alpha_0 x} dx + \frac{\alpha_c}{c} \int_{L1}^{L2} I(x) e^{-\alpha_0 L1} e^{-\alpha_c(x-L1)} dx + \frac{\alpha_0}{c} \int_{L2}^W I(x) e^{-\alpha_0 L1} e^{-\alpha_c Lc} e^{-\alpha_0(x-L2)} dx$$

$$(L1 = W/2 - Lc/2, \quad L2 = W/2 + Lc/2)$$

10

20

【 0 0 4 8 】

ここで、距離 x における音響強度 $I(x)$ を数 3 式のように近似することにより、凝固域内の浅い側における放射力の増大と凝固域内の深い側における音響強度の減少とを考慮することが可能になる。

【 0 0 4 9 】

【 数 3 】

$$I(x) = e^{-((x-F)/W)^2}$$

30

【 0 0 5 0 】

以下、典型的な例として、ビーム幅 5mm、凝固前の減衰率 -6.2naper (dB/cm に換算すると 0.5)、凝固後の減衰率 -11naper (dB/cm に換算すると 0.9) を用いて、ビーム幅より小さい凝固域が生じた場合のエコー強度の比を図 8 (a) に、放射力の強度比を図 8 (b) に、さらに「エコー強度の比」と「放射力積分の強度比」の比を図 8 (c) に示す。図 8 において、横軸はそれぞれ凝固域の長さ (深さ方向) を示している。

【 0 0 5 1 】

凝固域が大きくなってくると、図 8 (c) に示すように「エコー強度の比」と「放射力積分値の強度比」の比は一定値からずれてくるが、凝固域が小さい場合 (例えば図 8 (c) において 0 ~ 1 mm 程度) には、「エコー強度の比」と「放射力積分値の強度比」の比は一定値とみなして、エコー強度から放射力積分値の変化を見積もることができる。または、図 8 を校正曲線として用いて、エコー強度の比から放射力積分値の変化を見積もってもよい。

40

【 0 0 5 2 】

図 4 は、放射波の照射強度の調整を説明するための図である。図 4 には、図 2 と同様に組織の凝固が進む様子が示されている。図 4 (a) は、図 2 (a) と同じ凝固前の状態を示している。この状態では、図示した連成モデル全体のパネ定数が比較的小さいため、放射力による組織の変位が比較的大きい。

【 0 0 5 3 】

図 4 (b) は、凝固開始直後 (例えば凝固開始から 0 . 1 秒 ~ 1 秒程度) で凝固域が小

50

さい状態を示している。この状態では、焦点幅内において、特に焦点の中央付近で減衰率（減衰係数）が増大する。本超音波医用装置では、減衰率の計測用超音波ビームMBを利用して、減衰率の増大を推定して、例えば放射波の照射強度を減少させ、放射力が増大しないように、望ましくは放射力が一定となるように制御を行う。その結果、図2（b）とは異なり、図4（b）においては放射力が一定となり、放射力の増大に伴う変位の増大が抑制される。

【0054】

そして、凝固が進むと（例えば凝固開始から数秒～20秒程度）、凝固域が拡大して図4（c）の状態となる。図4（c）の状態においても、放射力が増大しないように、望ましくは放射力が一定となるように制御が維持される。つまり、凝固前の図4（a）の状態から凝固が進んだ図4（c）の状態まで、放射力が増大しないように、望ましくは放射力が一定となるように制御が行われる。

【0055】

このように、本超音波医用装置では、減衰率の変化に伴う放射力の変化を抑制しているため、例えば放射力が変化しないように一定に維持され、放射力の変化に伴う変位の変化が抑制される。その結果、変位を変化させる要因として、弾性率の変化が支配的となり、変位の変化から弾性率の変化を検出するにあたっての検出の精度が高められる。

【0056】

本超音波医用装置（図1）では、変位計測部24が変位を計測する。変位計測部24は変位の計測用超音波ビームMBに沿って、治療部位Pから得られる受信信号に基づいて、放射用超音波ビームEBの放射力による治療部位Pにおける変位を計測する。変位計測部24は、例えば相互相関法などを利用して、組織の位置の時間的な変化である変位を計測する。もちろん、治療部位Pの画像データに基づいて、例えばパターンマッチングなどの画像処理を利用して、組織の変位を計測するようにしてもよい。

【0057】

そして、本超音波医用装置（図1）では、治療部位Pにおける変位の計測結果に基づいて、組織性状評価部25が、治療用超音波ビームTBにより加熱される治療部位Pにおける組織性状の観察結果を得る。組織性状評価部25は、治療部位Pにおける凝固の観察結果として、例えば、治療部位Pにおける凝固の開始タイミングを検出する。制御部40と放射波調整部36により、放射力が一定となるように制御されることにより、変位の計測結果から凝固の開始タイミング（弾性率が変化するタイミング）を高い精度で検出することができる。

【0058】

組織性状評価部25において検出された凝固の開始タイミングなどの情報は、制御部40に送られる。制御部40は、凝固の開始タイミングに応じて、治療用超音波ビームTBの照射タイミングや照射強度などを制御する。これにより、治療部位Pにおける加熱が適宜に調整されて、例えば過剰な加熱などを回避できる。

【0059】

さらに、本超音波医用装置では、放射力を発生させる超音波ビーム（図1の放射用超音波ビームEB）を変調周波数 f_M で振幅変調し、放射力の強度を変動させることにより、焦点部位の組織に振動を励起させ、その振動の変位を計測用の超音波ビームを利用して計測している。その際に、放射力を発生させる超音波ビームの変調周波数 f_M を調整して、変位計測における位置分解能を高めることができる。なお、振幅変調に代えて、変調周波数 f_M の周波数変調が利用されてもよい。

【0060】

図5は、振幅変調処理された放射波による組織の振動を説明するための図である。図5に矢印で示す進行方向（上下方向）に沿って放射用超音波ビームEBが形成されて放射波が照射されると、組織内において、放射用超音波ビームEBの中心から、左右両方向に向かって進行する、ずり波と呼ばれる横波が発生する。ずり波の振動の周波数は、放射波の変調周波数 f_M の2倍となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

図 5 には、比較的高い変調周波数の放射波によって発生するずり波と、比較的低い変調周波数の放射波によって発生するずり波の 2 つの波形が示されている。変調周波数が高いほど、組織の振動部位が局在するため、変位計測における位置分解能が高められ、微小な凝固域の検出に適する。しかし、変調周波数が高いと、組織の振動のストロークが減少するため変位が小さくなる。

【 0 0 6 2 】

図 6 は、変調周波数と変位の対応関係の実験結果を示す図である。図 6 において、横軸は変調周波数であり、縦軸（右側）が変位である。図 6 に破線の矢印で示すように、変調周波数が高くなるほど、変位は減少する傾向にある。なお、図 6 には、左側の縦軸に、変位率（変位が何パーセント変化したかを表す割合）も示されている。

10

【 0 0 6 3 】

本超音波医用装置（図 1）では、変位計測部 24 において、例えば相互相関法を利用して組織の変位を検出するが、装置内における信号のノイズレベルなどに応じて、変位計測部 24 において検出が可能な最小の変位には限界がある。その限界を変位検出限界とすると、放射用超音波ビーム EB の放射波によって組織内に発生する変位が変位検出限界を下回ると、変位計測部 24 において変位が検出できなくなる。

【 0 0 6 4 】

ここで、変位検出限界について詳述する。変位の検出限界を決める要因は主に以下の 3 つ、＜ 1 ＞装置の電氣的なノイズレベル、＜ 2 ＞体動、＜ 3 ＞変位検出用の超音波によって生じる変位である。これら 3 つの要因について以下に順に説明する。

20

【 0 0 6 5 】

＜ 1 ＞装置の電氣的なノイズレベル

変位計測部 24 では、二つの異なるタイミングで取得した受信信号の相互相関によって変位を計測する。このとき、位相情報まで使うことによって、ノイズが無ければ原理的にはアナログ／デジタル変換器の量子化誤差が問題となるレベルまで細かい位相、すなわち微小な変位まで計測が可能である。しかし、現実的には、信号のダイナミックレンジは 60 ～ 100 dB 程度であり、有限の大きさのノイズが存在する。このノイズレベルが変位検出限界を決める要因の一つである。

【 0 0 6 6 】

＜ 2 ＞体動

生体は常に呼吸や拍動などによって動いており、動き計測におけるノイズとなる。特に、あらゆる組織には血管が張り巡らされており、比較的大きな血管は計測の対象から避けることが可能であるが、細動脈のような細かい血管は避けるのが難しい。周波数成分で言うと 1 ～ 10 Hz、振幅では、血管径 ～ 100 μm のオーダーに対してその約 10 パーセント程度の変動が生じていると考え、拍動での変位の速度は $10^{-5} \sim 10^{-4} \text{ m/s}$ となる。変位の計測間隔は 0.1 ～ 1 ms のオーダーなので、この間に細動脈の拍動に起因する変位量は $10^{-9} \sim 10^{-7} \text{ m}$ となり、大きく見積もると 0.1 μm 程度の変位が生じていることになるので、計測の下限は例えば 1 μm 程度となる。

30

【 0 0 6 7 】

＜ 3 ＞変位検出用の超音波によって生じる変位

放射用超音波（変位生成用超音波）で変位が生じるのであれば、当然に計測用超音波（変位検出用超音波）でも有限の大きさの変位が生成していることになる。実際に、変位生成用超音波と変位検出用超音波の振幅は互いに同程度である。一方、パルス幅に関しては、変位検出用超音波が 1 μs 程度、変位生成用超音波は実効的には変調周期（変調周波数の逆数）の 4 分の 1 程度である。つまり、両者の比は、変調周波数を f_m とすると、 $10^{-6} \times 4 f_m$ となる。図 6 の変調周波数 100 Hz で変位 50 μm から考えると、変位検出用超音波でも 1 / 200 μm 程度は変位が生じていることになる。よって、ノイズレベルを究極的に低減し、体動が無かったとしても、1 / 20 μm 程度以下の変位検出は難しいといえる。

40

50

【 0 0 6 8 】

このように、変調周波数が高められることにより位置分解能が高められるものの、変調周波数が高すぎると変位が計測できなくなる。そこで、本超音波医用装置（図 1）では、例えば、放射用超音波ビーム E B の放射力によって発生する変位が、変位計測部 2 4 における変位検出限界よりも小さくならないことを条件として、放射用超音波ビーム E B の変調周波数が制御される。例えば、放射用超音波ビーム E B の変調周波数として利用できる複数の周波数から、上記条件を満たす最大の周波数を選択して放射用超音波ビーム E B の変調周波数とするように、制御部 4 0 が放射波調整部 3 6 を制御する。これにより、変位計測における位置分解能が高められる。

【 0 0 6 9 】

10

図 7 は、本超音波医用装置（図 1）による動作のシーケンスを示す図である。図 7 のシーケンスは、本超音波医用装置を利用した加熱治療における動作を示している。加熱治療においては、まず、加熱に先立って、計測診断ブロック 2 0 により、治療前計測（S 2 0 0）が実行される。この治療前計測において、例えば、治療部位 P の位置や、治療部位 P よりも深い部位における受信信号の強度（振幅）などが確認される。なお、治療前計測において、治療部位 P 内の組織の変位が計測されてもよい。

【 0 0 7 0 】

治療前計測（S 2 0 0）が終了すると、治療放射ブロック 3 0 により、治療用送波（S 3 1 0）が実行される。つまり、治療前計測において確認された治療部位 P の位置に応じて、例えば治療部位 P 内に焦点を設定して治療用超音波ビーム T B が形成され、例えば 1 秒間程度、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）が送波される。

20

【 0 0 7 1 】

治療用送波（S 3 1 0）が終了すると、治療放射ブロック 3 0 により、放射用送波（S 3 2 0）が実行され、それと並行して、計測診断ブロック 2 0 により、凝固観察（S 2 1 0）が実行される。

【 0 0 7 2 】

計測診断ブロック 2 0 による凝固観察（S 2 1 0）においては、変位計測（S 2 1 1）と減衰計測（S 2 1 2）が繰り返し実行される。また、変位計測（S 2 1 1）と並行して治療放射ブロック 3 0 により放射波出力（S 3 2 1）が行われる。放射波出力（S 3 2 1）の期間内において、放射波は間欠的に送波される。例えば、数ミリ秒から数十ミリ秒程度の放射波が、数ミリ秒のインターバルを置いて、次々に送波される。

30

【 0 0 7 3 】

一方、変位計測（S 2 1 1）の期間内においては、放射波が送波されないインターバル中に変位の計測用超音波ビームが形成され、放射波によって振動された組織の変位が計測される。また、減衰計測（S 2 1 2）においては、減衰の計測用超音波ビームが形成されて減衰率の変化が推定される。さらに、減衰率の変化の推定結果に基づいて、放射波の照射強度が調整される。そして、照射強度が調整された放射波により、次の放射波出力（S 3 2 1）が実行される。

【 0 0 7 4 】

こうして、凝固観察（S 2 1 0）において、変位計測（S 2 1 1）と減衰計測（S 2 1 2）が繰り返し実行され、例えば、繰り返し得られた変位の計測結果に基づいて、治療部位における凝固の状態が評価される。

40

【 0 0 7 5 】

そして、治療部位において凝固が始まっていない又は凝固が十分ではない場合に、次の治療用送波（S 3 1 0）が実行される。さらに、治療用送波（S 3 1 0）の後に、放射用送波（S 3 2 0）と凝固観察（S 2 1 0）が実行され、凝固の状態が評価される。こうして、例えば治療部位における凝固の開始タイミングが検出されるまで、放射用送波（S 3 2 0）と凝固観察（S 2 1 0）が繰り返し実行される。もちろん、治療部位における凝固が治療において十分とされるタイミングまで、放射用送波（S 3 2 0）と凝固観察（S 2 1 0）が繰り返し実行されてもよい。

50

【 0 0 7 6 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明した。H I F Uによる治療においては、治療部位の温度を例えばたんぱく質の凝固点である摂氏55度～60度以上に上昇させる必要があるものの、上昇しすぎにより沸点まで達してしまうことは望ましくない。

【 0 0 7 7 】

上述した実施形態によれば、例えば治療部位における凝固の開始タイミングを的確に検知できるため、沸点に達する前にH I F Uの照射を終了して別の照射点に移動させることなどが可能になり、治療における安全性の向上や治療時間の短縮化が可能になる。

【 0 0 7 8 】

なお、治療時間の短縮化に関しては、次の効果も大きい。従来の治療シーケンスにおいては、一つ前の照射によって生じた熱が十分に拡散してから次の照射を行う。これは、従来においては照射開始から凝固開始までの時間が不明であるため、やや過剰な冷却時間を設け、常に同じ安定した温度分布になるまで待機していた。これが全体の治療時間が長くなる原因となっている。上述した実施形態で凝固開始のタイミングが分かることにより、照射開始の温度分布によらず凝固開始が検出できるため、冷却時間の適正化が可能になり従来と比較して治療時間の大幅な短縮が期待される。

10

【 0 0 7 9 】

また、上述した実施形態によれば、放射波に関する変調周波数を高めることにより、変位計測における位置分解能が高められ、微小な凝固域の検出が可能になり、例えば治療し残す部分を減らすことができる。

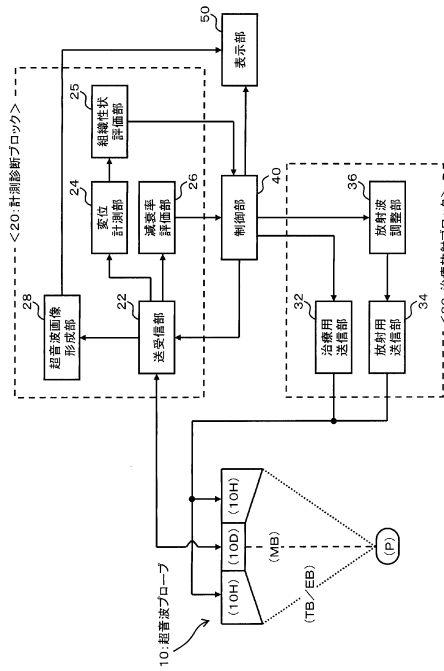
20

【 符号の説明 】

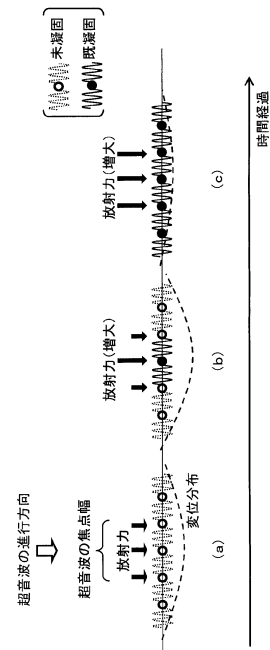
【 0 0 8 0 】

10 超音波プローブ、20 計測診断ブロック、22 送受信部、24 変位計測部、25 組織性状評価部、26 減衰率評価部、28 超音波画像形成部、30 治療放射ブロック、32 治療用送信部、34 放射用送信部、36 放射波調整部、40 制御部、50 表示部。

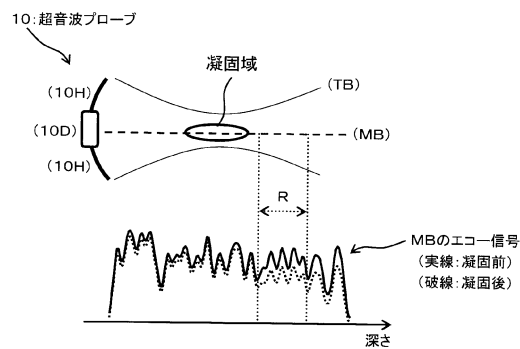
【図 1】



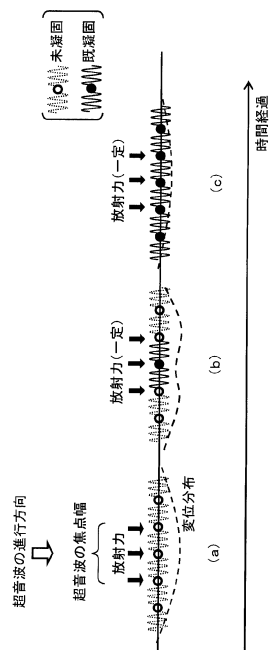
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 射谷 和徳
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 藤原 圭祐
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 竹内 秀樹
東京都三鷹市牟礼 6 丁目 2 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 0 4 4 6 6 (U S , A 1)
特開 2 0 1 0 - 2 5 9 8 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 3 0 7 1 8 8 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 7 8 7 4 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 9 0 7 8 0 (J P , A)
東隆、馬場渉、外 7 名, 「音響放射圧を用いた集束強力超音波治療のターゲティング及びモニタリング」, 超音波医学, 2 0 1 2 年 4 月 1 5 日, 第 39 巻増刊号, S158
中村弘文 外 10 名, 「音響放射圧変調を用いた体内加熱凝固領域計測手法の開発」, 第 51 回日本生体医工学会大会プログラム・論文集 (C D - R O M) , 日本, 2 0 1 2 年 5 月 1 0 日, O 1 - 02-2

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5
A 6 1 B 1 7 / 0 0

专利名称(译)	超音波医用装置		
公开(公告)号	JP6004255B2	公开(公告)日	2016-10-05
申请号	JP2012124824	申请日	2012-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人 东京大学 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	东京大学 日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东京大学 株式会社日立制作所		
[标]发明人	東隆 佐々木明 射谷和徳 藤原圭祐 竹内秀樹		
发明人	東 隆 佐々木 明 射谷 和徳 藤原 圭祐 竹内 秀樹		
IPC分类号	A61B8/08 A61B17/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B17/00.700 A61B17/36.330 A61B8/14 A61N7/02		
F-TERM分类号	4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/JJ35 4C160/MM32 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/FF13 4C601/FF16 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JB36		
其他公开文献	JP2013248141A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高在治疗部位观察组织特性的准确性。用于HIFU的换能器产生治疗超声波束TB以传输强聚焦超声波并形成辐射超声波束EB以传输辐射超声波到。诊断传感器10D形成测量超声波束MB，发送和接收用于测量的超声波，并沿测量超声波束MB获得接收信号。控制单元40控制辐射超声波束EB的照射强度和调制频率中的至少一个。位移测量单元24基于沿着测量超声波束MB从治疗部位P获得的接收信号，通过辐射超声波束EB的辐射力测量治疗部位P处的位移。基于位移的测量结果，组织特性评估单元25获得由治疗超声波束TB加热的治疗部位P处的组织特性的观察结果。点域1

図 1

