

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

音響媒体を収容した媒体槽内に配置されて治療用超音波を送波する治療用振動子と、媒体槽内における前記治療用振動子の位置と向き少なくとも一方を調整する振動子駆動部と、

治療部位に対して治療用超音波のビームを形成するように前記治療用振動子を送信制御する送信部と、

媒体槽内の前記治療用振動子と治療部位の間の局所的な領域に冷却媒体を注入する媒体注入部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波治療システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波治療システムにおいて、

前記媒体槽内の治療部位近傍において局所的な準閉領域を形成する閉領域形成部をさらに有し、

前記媒体注入部は、前記準閉領域内に冷却媒体を注入する、

ことを特徴とする超音波治療システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波治療システムにおいて、

前記閉領域形成部は、伸縮可能な筒状のスカートを用意し、前記治療用振動子と治療部位の間においてスカートを伸長して当該スカート内を前記準閉領域とし、

前記媒体注入部は、伸長されたスカート内に冷却媒体を注入するノズルを備える、

ことを特徴とする超音波治療システム。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波治療システムにおいて、

前記閉領域形成部は、前記スカートの治療部位側の先端に治療部位表面を検知するセンサを備え、当該センサが治療部位表面を検知した場合に前記スカートの伸長動作を停止させる、

ことを特徴とする超音波治療システム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、治療用超音波を送波する超音波治療システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

強力な超音波を集束させることにより癌や腫瘍などを焼灼して治療する強力集束超音波（HIFU：High Intensity Focused Ultrasound）が知られている（例えば特許文献 1 参照）。強力集束超音波の治療においては、例えば、癌や腫瘍などの治療箇所の位置を焦点として強力集束超音波のビームを形成し、治療箇所を焼灼しつつそれら以外の正常な組織等を傷めないように治療が行われる。

40

【0003】

ところが、生体内にある治療箇所に強力集束超音波ビームの焦点を設定しても、強力集束超音波は生体の体表を通過して治療箇所に向かうため、強力集束超音波による体表の加熱を無視することができない。

【0004】

ちなみに、特許文献 2～4 には、超音波振動子（プローブ）を水袋（バック）内に配置し、水袋内で冷却媒体を循環させて超音波振動子を冷却する技術が提案されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0005】**

50

【特許文献1】特開平7-47079号公報
【特許文献2】特開平10-305041号公報
【特許文献3】特表2003-517856号公報
【特許文献4】特開2004-97402号公報
【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献2～4に記載された技術は、超音波振動子の冷却に関する技術であり、治療部位の冷却を意図したのではなく、また、超音波振動子と水袋が一体的に形成されているため、診断や治療において超音波振動子の位置や向きを調整する操作が難しい。

10

【0007】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、治療用超音波を送波する超音波治療システムについて研究開発を重ねてきた。

【0008】

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、治療用振動子の操作が比較的容易であり治療部位を効率的に冷却できる超音波治療システムを提供することにある。

【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治療システムは、音響媒体を収容した媒体槽内に配置されて治療用超音波を送波する治療用振動子と、媒体槽内における前記治療用振動子の位置と向きの少なくとも一方を調整する振動子駆動部と、治療部位に対して治療用超音波のビームを形成するように前記治療用振動子を送信制御する送信部と、媒体槽内の前記治療用振動子と治療部位の間の局所的な領域に冷却媒体を注入する媒体注入部と、を有することを特徴とする。

20

【0010】

上記構成において、音響媒体は超音波を伝播する媒体であり、例えば水が好適な一例であるが水以外の液体やゲル等を音響媒体としてもよい。治療用振動子は、一般的な超音波診断装置で利用される診断用超音波よりも巨力な治療用超音波を送波する振動子であり、例えば強力集束超音波(HIFU: High Intensity Focused Ultrasound)を送波する振動子などである。振動子駆動部は、例えばその一部または全てが媒体槽内に配置され、媒体槽内における治療用振動子の位置と向きを調整する。振動子駆動部は、治療用振動子の位置のみ又は向きのみを調整する簡易的な構成であってもよい。媒体注入部が注入する冷却媒体は、例えば媒体槽内の音響媒体と同じであることが望ましい。例えば、音響媒体が水であれば冷却媒体は冷却水であることが望ましい。媒体注入部は、例えば水を収容した媒体槽内の局所的な領域に冷却媒体である冷却水を注入する。さらに、例えば媒体槽内から回収された水が冷却され、媒体注入部は、冷却された水を再び媒体槽内の局所的な領域に冷却媒体として注入してもよい。

30

【0011】

上記構成によれば、媒体槽内において治療用振動子の位置と向きの少なくとも一方を調整することができるため、例えば治療用振動子と水袋が一体化されて治療用振動子と共に水袋を移動させつつ治療する態様に比べて、治療用振動子の操作が容易になる。また、治療用振動子と治療部位の間の局所的な領域に冷却媒体が注入されるため、媒体槽内の全体を冷却する場合に比べて、治療部位を効率的に冷却できる。

40

【0012】

望ましい具体例において、前記超音波治療システムは、前記媒体槽内の治療部位近傍において局所的な準閉領域を形成する閉領域形成部をさらに有し、前記媒体注入部は、前記準閉領域内に冷却媒体を注入することを特徴とする。この具体例において、準閉領域は、例えば、注入された冷却媒体を領域の外に排出できる程度の隙間を備えた、ほぼ密閉領域に近い状態であることが望ましい。ほぼ密閉状態に近い準閉領域であれば、より効率的な

50

冷却が可能になる。

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記閉領域形成部は、伸縮可能な筒状のスカーートを備え、前記治療用振動子と治療部位の間においてスカーートを伸長して当該スカーート内を前記準閉領域とし、前記媒体注入部は、伸長されたスカーート内に冷却媒体を注入するノズルを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

望ましい具体例において、前記閉領域形成部は、前記スカーートの治療部位側の先端に治療部位表面を検知するセンサを備え、当該センサが治療部位表面を検知した場合に前記スカーートの伸長動作を停止させる、ことを特徴とする。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明により、治療用振動子の操作が比較的容易であり治療部位を効率的に冷却できる超音波治療システムが提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、媒体槽内において治療用振動子の位置と向きของ少なくとも一方を調整できるため、治療用振動子と水袋が一体化されて治療用振動子と共に水袋を移動させつつ治療する態様に比べて、治療用振動子の操作が容易になり、また、治療用振動子と治療部位の間の局所的な領域に冷却媒体が注入されるため、媒体槽内の全体を冷却する場合に比べて、治療部位を効率的に冷却できる。

【 図面の簡単な説明 】

20

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波治療システムを示す図である。

【 図 2 】 超音波振動子の形状例を示す図である。

【 図 3 】 超音波治療システムの使用例を示す図である。

【 図 4 】 スカーートの具体例を示す図である。

【 図 5 】 超音波画像を利用したスカーートの制御を説明するための図である。

【 図 6 】 超音波治療システムの動作例を示すフローチャートである。

【 図 7 】 スカーートの有無による冷却効果の相違を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

30

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波治療システムを示す図である。図 1 の超音波治療システム（本超音波治療システム）は、超音波振動子 10 を備えており、その超音波振動子 10 は治療用振動子 10 T と診断用振動子 10 D を備えている。

【 0 0 1 8 】

治療用振動子 10 T は、強力集束超音波（HIFU）を送波する振動子であり、複数の治療用振動素子を備えている。治療用振動子 10 T は、癌や腫瘍などの治療箇所治療用の強力な超音波を送波して、その治療箇所を焼灼して治療するために利用される。

【 0 0 1 9 】

診断用振動子 10 D は、複数の診断用振動素子を備えており、治療箇所を有する被検体（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波し、被検体内から得られる反射波を受波する。

40

【 0 0 2 0 】

強力超音波送信部 12 は、治療用振動子 10 T を送信制御する。強力超音波送信部 12 は、治療用振動子 10 T が備える複数の治療用振動素子を電子走査制御することにより、治療箇所をフォーカス点とした強力超音波のビームを形成する。例えば、治療箇所の位置等の情報がシステム制御部 60 から強力超音波送信部 12 に伝えられ、その情報に基づいて強力超音波送信部 12 が治療用振動子 10 T を送信制御する。

【 0 0 2 1 】

診断超音波送受信部 14 は、診断用振動子 10 D を送受信制御する。診断超音波送受信部 14 は、診断用振動子 10 D が備える複数の診断用振動素子を電子走査制御することに

50

より、被検体に向けて診断用の超音波ビームを形成し、二次元平面または三次元空間の走査領域内で超音波ビームを走査する。さらに、診断超音波送受信部 14 は、複数の診断用振動素子から得られる信号に基づいて超音波ビームに沿ってエコー信号（受信信号）を形成する。

【0022】

走査された超音波ビームから得られる複数のエコー信号は超音波画像形成部 16 に出力される。超音波画像形成部 16 は、複数のエコー信号に基づいて被検体の超音波画像（Bモード画像や三次元画像など）を形成する。こうして形成された超音波画像は、液晶ディスプレイ等の表示部 20 に表示される。

【0023】

超音波振動子 10 は、ロボットアーム 52 に支持されており、ロボットアーム 52 の動作に応じて、超音波振動子 10 の位置や向きが調整される。そのロボットアーム 52 の動作はアーム駆動部 50 により制御される。例えば、超音波振動子 10 の機械的な走査のための情報や治療箇所の位置等の情報がシステム制御部 60 からアーム駆動部 50 に伝えられ、その情報に基づいてアーム駆動部 50 がロボットアーム 52 の動作を制御することにより、超音波振動子 10 の位置や向きが調整される。なお、システム制御部 60 は、図 1 の超音波治療システムの各部を集中的に制御する。

【0024】

超音波振動子 10 にはノズル N が設けられており、冷却水注入部 30 は、ノズル N から冷却水を放出する。また、超音波振動子 10 にはスカート 40 が設けられており、スカート駆動部 42 は、スカート 40 を駆動して、冷却水が注入される領域を形成する。

【0025】

図 2 は、超音波振動子 10 の形状例を示す図である。超音波振動子 10 は、お椀（どんぶり）状に内部を凹ませた形状を備えており、その凹ませた内部の表面を振動子面としている。そして、その内部の中央に診断用振動子 10D が配置され、診断用振動子 10D を円環状に取り囲むように治療用振動子 10T が配置される。例えば、振動子面をお椀状に形成された治療用振動子 10T の底の部分に円柱状のスペースがあり、そのスペースに四角柱状の診断用振動子 10D が挿入されて、図 2 に示す超音波振動子 10 が形成される。なお、診断用振動子 10D は例えば円柱状等の形状であってもよい。また、診断用振動子 10D の振動子面と治療用振動子 10T の振動子面との間に段差があってもよい。

【0026】

治療用振動子 10T は、その振動子面に沿って二次元的に配列された図示しない複数の治療用振動素子で構成される。例えば、治療用振動子 10T の振動子面が、診断用振動子 10D を取り囲む複数の円環により分けられ、複数の円環の各々に沿って複数の治療用振動素子が一次的に配列されて、治療用振動子 10T の振動子面を埋め尽くすように複数の治療用振動素子が二次元的に配置される。なお、2つの治療用振動素子の間に必要に応じてギャップや無効素子が設けられてもよい。

【0027】

また、診断用振動子 10D は、その振動子面に沿って二次元的に配列された図示しない複数の診断用振動素子で構成される。例えば、診断用振動子 10D の振動子面を埋め尽くすように複数の診断用振動素子が格子状に二次元的に配置される。なお、治療用振動子 10T と同様な円環状の配列により、診断用振動子 10D の振動子面を埋め尽くすように複数の診断用振動素子が二次元的に配置されてもよい。もちろん、2つの診断用振動素子の間に必要に応じてギャップや無効素子が設けられてもよい。

【0028】

治療用振動子 10T から図 2 に示す送波方向に治療用超音波が送波される。また、診断用振動子 10D から図 2 に示す送波方向に診断用超音波が送波され、その送波に伴う反射波が診断用振動子 10D により受波される。

【0029】

さらに、治療用振動子 10T の底の部分における円柱状のスペースには、ノズル N が配

10

20

30

40

50

置される。図 2 に示す具体例においては、診断用振動子 10 D の両隣に 2 つのノズル N が設けられている。2 つのノズル N から、図 2 に示す送波方向に冷却水が放出される。なおノズル N は 1 つでもよいしノズル N の位置も図 2 の具体例に限定されない。必要に応じてノズル N の位置や向きを調整できる構成を設けてもよい。

【0030】

また、治療用振動子 10 T の側面を取り囲むように、円筒状のスカート 40 が設けられる。スカート 40 は、円筒状のまま図 2 に示す送波方向に伸長可能であり、伸長されたスカート 40 により形成される領域内に、ノズル N から冷却水が注入される。

【0031】

図 3 は、図 1 の超音波治療システムの使用例を示す図である。図 1 の超音波治療システム（本超音波治療システム）は、癌や腫瘍などの治療箇所 T に治療用の強力な超音波を送波し、その治療箇所を焼灼して治療するために利用される。本超音波治療システムは例えば乳房の治療に適しており、図 3 には、乳房の治療に好適な態様が示されている。

10

【0032】

図 3 は、ベッドの表面（水平面）上に患者が腹臥位になって治療を受ける例を示している。水槽 70 は、そのベッドの表面の下側に設けられ、そのベッドの表面には水槽 70 内に繋がる挿入口が設けられている。その挿入口は、患者の乳房 B を挿入できる程度の大きさに設けられており、ベッドの表面上に腹臥位になった患者の乳房 B が水槽 70 内に挿入される。なお、ベッドの表面に設けられた挿入口を覆うように、伸縮性を備えたシート 100 が設けられており、乳房 B がシート 100 に押し付けられてシート 100 に覆われつつ、水槽 70 内を満たす水の中に浸される。

20

【0033】

超音波振動子 10 は、水で満たされた水槽 70 内に配置される。そして、アーム駆動部 50 により制御されるロボットアーム 52 の動作に応じて、超音波振動子 10 の位置や向きが調整される。例えば、乳房 B 内の癌や腫瘍などの治療箇所 T の位置に応じて、超音波振動子 10 の水平方向の位置と鉛直方向の位置と向きが調整され、さらに、治療用振動子 10 T から送波される治療用の強力超音波 S U が治療箇所 T の位置に適切に集束するように、治療用振動子 10 T が電子走査制御される。

【0034】

治療箇所 T の位置は、例えば強力超音波 S U による治療の事前に確認される。その事前の確認においても超音波振動子 10 が利用される。その確認においては、治療用振動子 10 T による強力超音波 S U の送波が停止されており、診断用振動子 10 D が利用される。そして、診断用振動子 10 D に対する電子制御による部分的な走査と、ロボットアーム 52 の機械的な動作による広域的な走査を組み合わせることにより、治療箇所 T を含む比較的広い範囲に亘って、例えば乳房 B の全域に亘って三次元的にエコー信号が収集される。こうして収集されたエコー信号に基づいて、乳房 B 内の超音波画像、例えば複数の B モード画像を積層した三次元画像や、直交三断面画像などが形成され、その超音波画像に基づいて、治療箇所 T の三次元的な位置、例えばアーム駆動部 50 や水槽 70 を基準とした座標系上における治療箇所 T の座標が確認される。

30

【0035】

なお、治療箇所 T の位置の確認において磁気共鳴画像が利用されてもよい。しかし、磁気共鳴画像を利用する場合に比べて、超音波振動子 10 を利用して治療箇所 T の位置を確認する方が、システム全体の規模やコストを抑える面で有利である。

40

【0036】

このように、本超音波治療システムによれば、事前に治療箇所 T の位置が確認されてから治療用の強力超音波 S U が治療箇所 T の位置に適切に集束するように制御されるため、例えば治療箇所 T 以外の正常な組織等に対する悪影響を極力抑えることができる。

【0037】

さらに、本超音波治療システムは、治療用の強力超音波 S U による乳房 B の表面の加熱を抑制する。つまり、超音波振動子 10 に設けられたノズル N から、乳房 B の表面に向け

50

て冷却水 R W が放出され、冷却水 R W により乳房 B の表面が冷却される。ノズル N には、図示しないチューブ等が連結されており、冷却水注入部 3 0 (図 1) からチューブ等を介してノズル N に冷却水が供給される。

【 0 0 3 8 】

また、超音波振動子 1 0 には、円筒状のスカーツ 4 0 が設けられている。そして、円筒状のスカーツ 4 0 が乳房 B の表面に向かって伸長され、超音波振動子 1 0 の振動子面と、円筒状のスカーツ 4 0 と、乳房 B の表面とによって取り囲まれた、局所的な冷却領域が形成され、その局所的な冷却領域にノズル N から冷却水 R W が注入される。

【 0 0 3 9 】

本超音波治療システムによれば、超音波振動子 1 0 の振動子面とスカーツ 4 0 により、強力超音波 S U が照射される乳房 B の表面に接する局所的な冷却領域が形成されるため、例えば水槽 7 0 内の水を全体的に冷却する場合に比べて、極めて効率よく、強力超音波 S U が照射される乳房 B の表面を冷却できる。

【 0 0 4 0 】

なお、スカーツ 4 0 は、乳房 B の表面を押し付けないように、乳房 B の表面との間に若干の隙間を設けるように伸長されてもよいし、乳房 B の表面に触れる程度に伸長されてもよい。また、冷却水が注入されることにより冷却領域から溢れる水は、例えば、乳房 B の表面とスカーツ 4 0 の間から冷却領域外へ排出される。もちろん、スカーツ 4 0 に水を排出する穴などが設けられてもよい。

【 0 0 4 1 】

また、水槽 7 0 に排出口が設けられ、冷却水が注入されることにより水槽 7 0 から溢れる水が排出口から排出されるようにしてもよいし、さらに、排出された水が冷却されて冷却水としてノズル N から冷却領域内に注入される循環経路が設けられてもよい。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、スカーツ 4 0 の具体例を示す図である。スカーツ 4 0 は、例えば図 4 に示すように、円筒状であり、超音波振動子 1 0 の側面を取り囲むように設けられ、円筒状のまま図 4 の伸長方向に伸長可能とされる。

【 0 0 4 3 】

図 4 に示す具体例において、スカーツ 4 0 にはワイヤ W が接続されており、スカーツ駆動部 4 2 (図 1) がワイヤ W を押し引きすることにより、スカーツ 4 0 が伸長方向に伸縮される。なお、ユーザがワイヤ W を操作してスカーツ 4 0 を伸縮する構成としてもよい。

【 0 0 4 4 】

さらに、図 4 に示す具体例において、スカーツ 4 0 の伸長方向の先端、つまり治療部位側の先端部分には、ばね C とセンサ S が設けられている。ばね C は、伸長方向の弾力性を備えており、センサ S は、ばね C が所定の位置まで縮められたことを検出する。例えば、被検体の表面に向けてスカーツ 4 0 が伸長され、スカーツ 4 0 の先端部分が被検体の表面に達すると、被検体の表面からの反発力によりばね C が縮められ、それをセンサ S が検知することにより、スカーツ 4 0 の先端が被検体の表面に達したことが検知される。

【 0 0 4 5 】

例えば、スカーツ駆動部 4 2 が被検体の表面に向けてスカーツ 4 0 を伸長させ、スカーツ 4 0 の先端が被検体の表面に達したことが検知されると、スカーツ駆動部 4 2 はスカーツ 4 0 の伸長動作を停止させる。また、ユーザがワイヤ W を操作してスカーツ 4 0 を伸長させる態様においては、スカーツ 4 0 の先端が被検体の表面に達したことが検知された場合に、スカーツ駆動部 4 2 がユーザの伸長操作を停止させる機構を備えてもよい。また、超音波画像に基づいてスカーツ 4 0 の伸長動作を制御するようにしてもよい、

【 0 0 4 6 】

図 5 は、超音波画像を利用したスカーツ 4 0 の制御を説明するための図である。超音波画像 2 2 は、図 1 の診断用振動子 1 0 D を利用して得られるエコー信号から超音波画像形成部 1 6 により形成されて表示部 2 0 に表示される。例えば、超音波画像 2 2 の画像端が診断用振動子 1 0 D の位置となる。また、診断用振動子 1 0 D を備えた超音波振動子 1 0

10

20

30

40

50

にスカート40が設けられていれば、超音波振動子10の形状等に関する設計値に基づいて、診断用振動子10Dとスカート40の相対的な位置関係が確認される。したがって、超音波画像22を基準とした診断用振動子10Dの位置(画像端)と、診断用振動子10Dとスカート40の相対的な位置関係から、超音波画像22を基準としたスカート40の位置を把握することができる。

【0047】

さらに、図5に示す例において、超音波画像22内には、被検体(例えば乳房)の断層画像が映し出されており、ユーザ(検査者)は、表示部20に表示される超音波画像22を見て、治療箇所Tや被検体表面Fの位置を確認することができる。例えば、ユーザがマウスやタッチパネル等の操作デバイスを利用して、操作超音波画像22内において被検体表面Fの位置を指定することにより、被検体表面Fの位置が特定される。なお、被検体表面Fに接するシート100(図3)の輝度値が比較的高い(大きい)ことに基づいて、例えば、二値化処理等の画像処理によりシート100の部分、つまり被検体表面Fの部分抽出して、被検体表面Fの位置を特定するようにしてもよい。

10

【0048】

そして、超音波画像22を基準としたスカート40の位置情報と、超音波画像22内における被検体表面Fの位置情報が、例えば、図1のシステム制御部60からスカート駆動部42に伝えられ、スカート駆動部42がスカート40の位置情報と被検体表面Fの位置情報に基づいて、スカート40の先端が被検体表面Fに達するように、スカート40の伸長動作を制御する。

20

【0049】

図6は、図1の超音波治療システムの動作例を示すフローチャートである。図1に示した部分(構成)については図1の符号を利用して、図6のフローチャートの各ステップにおける動作を説明する。

【0050】

強力集束超音波(HIFU)を照射する治療に先立ち、まず、診断用振動子10Dを利用して画像用のエコー信号が収集される(S601)。例えば、診断超音波送受信部14の電子的な走査により断層面が形成され、ロボットアーム52の機械的な走査により断層面が移動され、例えば乳房等の治療部位から広域的に、例えば治療部位の全域からエコー信号が収集される。

30

【0051】

そして、収集されたエコー信号に基づいて、超音波画像形成部16により、治療部位の三次元超音波画像が形成される(S602)。例えば、ロボットアーム52により調整される超音波振動子10の位置と方向に基づいて、各断層面の位置と方向が特定され、複数の断層面に関する位置と方向と、各断層面から得られるエコー信号に基づいて、三次元超音波画像の画像データが形成される。

【0052】

さらに、形成された三次元超音波画像から治療箇所の位置と体表面の位置が特定される(S603)。例えば、三次元超音波画像が表示部20に表示され、表示される三次元超音波画像内において、ユーザ(検査者)が腫瘍等の治療箇所の位置と体表面の位置を指定することにより、これらの位置が特定される。なお、三次元超音波画像に対する二値化処理等の画像処理により、治療箇所の位置と体表面の位置が特定されてもよい。

40

【0053】

治療箇所の位置と体表面の位置が特定されると、強力集束超音波(HIFU)を照射するために、超音波振動子10の位置と方向が調整され、また、HIFUの超音波ビームに関する焦点が設定される(S604)。治療箇所が複数の場合には、そのうちの1つの治療箇所の位置にHIFUの超音波ビームを照射できるように、ロボットアーム52により超音波振動子10の位置と方向が調整され、調整後の超音波振動子10から治療箇所の位置を焦点とするように、強力超音波送信部12がHIFUの超音波ビームを制御する。なお、この時点においては、超音波ビームの制御のみであり、強力集束超音波(HIFU)

50

は照射されない。

【0054】

また、超音波振動子10の位置と方向が調整されると、調整後の超音波振動子10の位置において、スカート40が体表面まで伸長される(S605)。例えば、超音波振動子10の位置、つまりスカート40の初期位置と体表面の位置に基づいて、スカート駆動部42が、体表面に接するように又は体表面の近傍までスカート40を伸長する。これにより、強力集束超音波(HIFU)が照射される体表面の近傍に冷却領域が形成される。

【0055】

冷却領域が形成されると、冷却水注入部30によりノズルNから冷却領域内に冷却水が注入され(S606)、充填期間、つまり冷却水が冷却領域内に十分に行き渡る期間が経過するのを待つ(S607)。

10

【0056】

そして、充填時間が経過して冷却領域内に冷却水が十分に行き渡ってから、治療箇所を焦点としたHIFUの超音波ビームに沿って、治療用の強力集束超音波(HIFU)が照射されて治療が行われる(S608)。なお、治療中においても冷却水が注入され、HIFUの超音波ビームが照射される体表面の冷却が行われる。

【0057】

こうして、1つの治療箇所に関する治療が終了すると、強力集束超音波(HIFU)の照射が停止され、次の治療箇所の有無が確認される(S609)。

【0058】

次の治療箇所があれば次の治療箇所を対象としてS604からS608までの処理が実行される。なお、冷却水の注入を停止してスカート40を初期位置に戻してから、次の治療箇所を対象として超音波振動子の調整(S604)を行うようにしてもよい。S604からS608までの処理が繰り返され、全ての治療箇所の治療が終わると、本フローチャートが終了する。

20

【0059】

図7は、スカートの有無による冷却効果の相違を示す図である。図7には、ファントム表面の温度変化に関する測定結果が示されており、横軸が時間軸で縦軸が温度である。図7の測定結果は、図3に示す使用例において、ノズルNからファントム表面(乳房Bの表面)までの距離を30mmとし、冷却水の温度を摂氏5度とし、冷却水の注入流量を毎分200ミリリットルとし、水槽70内の水の温度を摂氏36度とし、スカート40を設けた場合(スカート有り)とスカート40を設けなかった場合(スカート無し)のファントム表面の温度変化を示している。

30

【0060】

スカート無しの場合には、ファントム表面の温度が摂氏36度からほとんど低下していない。つまり、ファントム表面の温度が水槽70内の水の温度とほぼ同じであり、冷却水による冷却の効果が小さい。

【0061】

これに対し、スカート有りの場合には、ファントム表面の温度が摂氏36度から徐々に低下し、4分後においては摂氏28度にまで低下している。つまり、ファントム表面の温度が水槽70内の水の温度よりも低下しており、冷却水による冷却の効果が大きい。このように、スカート40を設けることにより、ファントム表面(治療部位の表面)を効率的に冷却することができる。

40

【0062】

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。

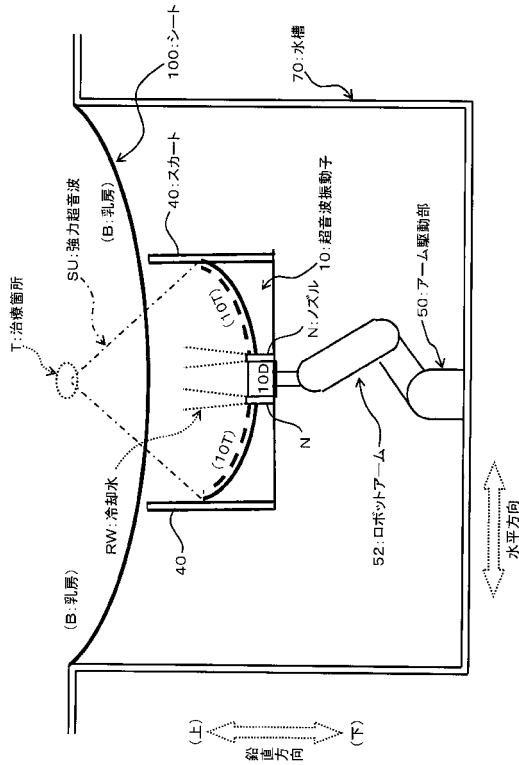
【符号の説明】

【0063】

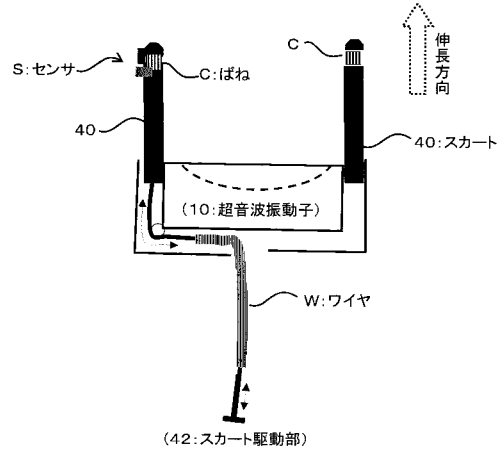
10 超音波振動子、12 強力超音波送信部、14 診断超音波送受信部、16 超

50

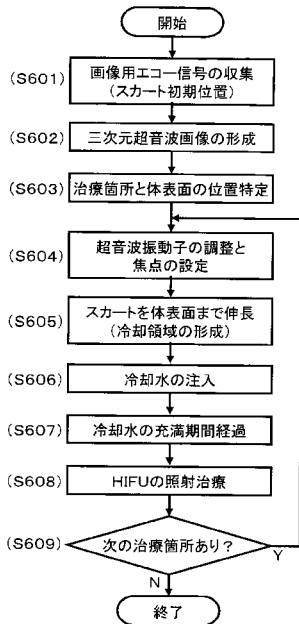
【 図 3 】



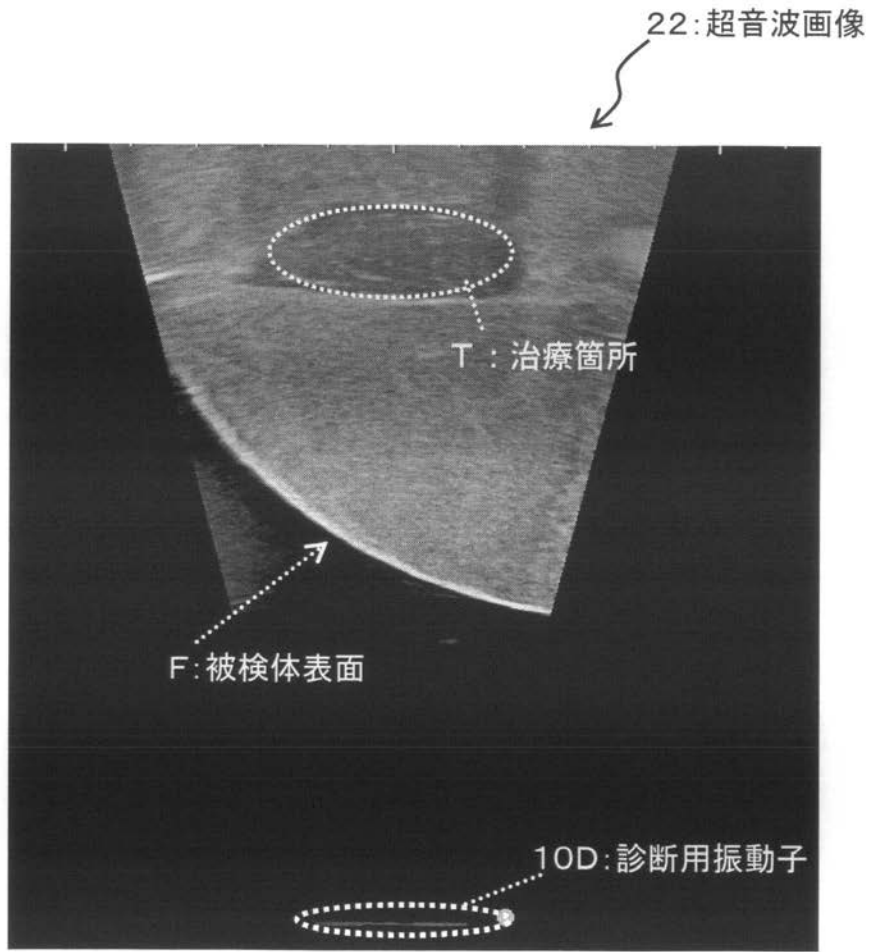
【 図 4 】



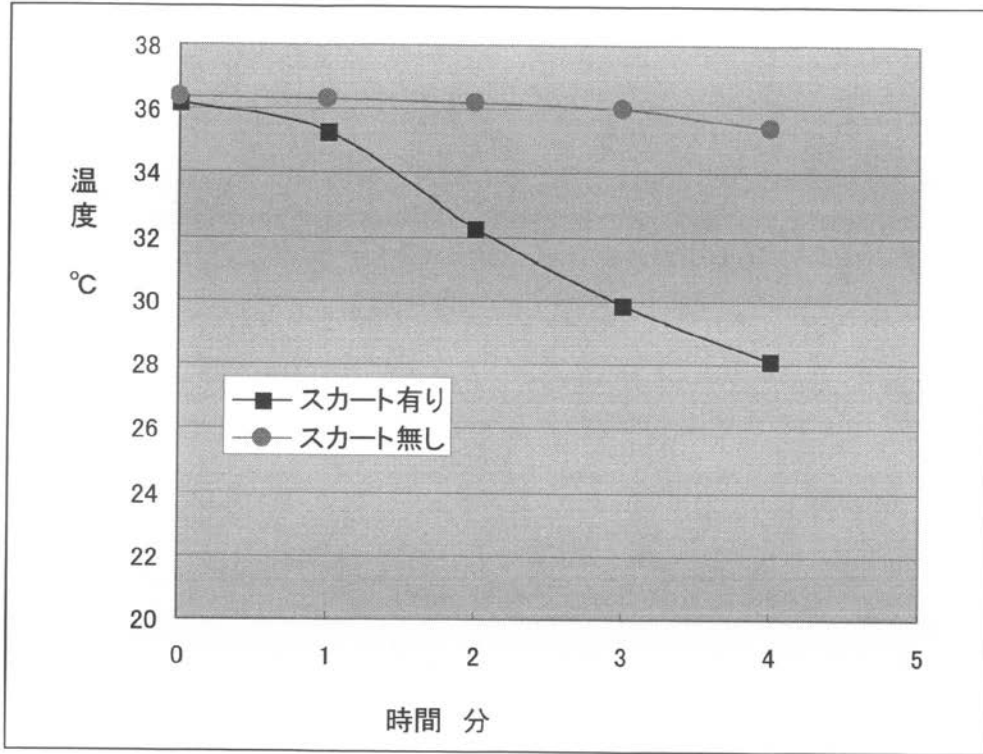
【 図 6 】



【 図 5 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声波治疗系统		
公开(公告)号	JP2014204876A	公开(公告)日	2014-10-30
申请号	JP2013084707	申请日	2013-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	射谷和徳		
发明人	射谷 和徳		
IPC分类号	A61B18/00 A61B8/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B8/00 A61N7/00		
F-TERM分类号	4C160/JJ33 4C160/JJ36 4C160/JJ49 4C601/DD08 4C601/FF15 4C601/GA01 4C601/GC02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声治疗系统，其中治疗振荡器可以相对容易地操作并且可以有效地冷却治疗部位。 解决方案：超声换能器10配有圆柱形裙边40。圆柱形裙部40朝向乳房B的表面延伸，以形成局部冷却区域，该局部冷却区域被超声换能器10的换能器面，圆柱形裙部40和乳房B的表面围绕。形成后，冷却水RW从喷嘴N注入局部冷却区域。由于超声波换能器10的换能器表面和裙部40形成与被强超声波SU照射的乳房B的表面接触的局部冷却区域，因此水箱70中的水被完全冷却。与该情况相比，可以非常有效地冷却被高强度超声波SU照射的乳房B的表面。 [选择图]图3

