

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/212104

発行日 令和2年2月6日 (2020. 2. 6)

(43) 国際公開日 平成30年11月22日 (2018. 11. 22)

(51) Int. Cl.			F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 N</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 N 1/06	4 C 0 5 3
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号	特願2019-518754 (P2019-518754)	(71) 出願人	511180167 株式会社立山科学デバイステクノロジー 富山県富山市月岡町3丁目6番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/018394	(71) 出願人	305060567 国立大学法人富山大学 富山県富山市五福3190
(22) 国際出願日	平成30年5月11日 (2018. 5. 11)	(74) 代理人	100094569 弁理士 田中 伸一郎
(31) 優先権主張番号	特願2017-98050 (P2017-98050)	(74) 代理人	100103610 弁理士 ▲吉▼田 和彦
(32) 優先日	平成29年5月17日 (2017. 5. 17)	(74) 代理人	100109070 弁理士 須田 洋之
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	(74) 代理人	100095898 弁理士 松下 満

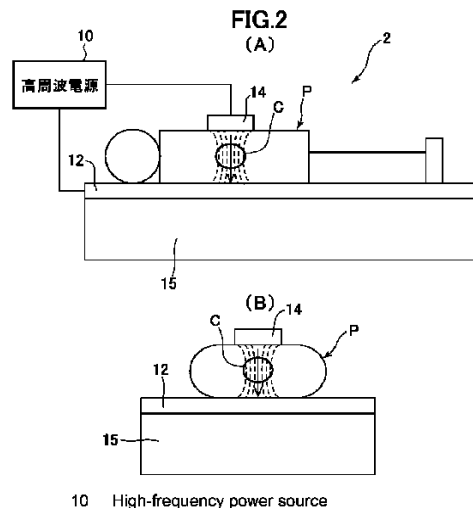
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患部加熱システム、及び、腫瘍診断システム

(57) 【要約】

高周波電流を人体に印加することで非侵襲的なハイパーサーミアやオンコサーミアを施術することができ、温度測定装置による悪性腫瘍以外の細胞の破壊を防止できる患部加熱システムを提供する。

体内の患部を加熱治療するための患部加熱システムは、高周波電源、及び、患部を挟むように配置された一対の電極を有し、高周波電源により一対の電極に電圧を印加することにより悪性腫瘍Cを含む領域に電場を発生させる電場発生装置と、患部に向けて超音波を発生し、体内からの超音波エコーを受波するトランスデューサ22、及び、トランスデューサ22が受波したエコーに基づき生体内の温度情報を算出する温度算出回路18を有する温度測定装置16と、温度測定装置が測定した温度情報に基づき、患部が所定の温度になるように電場発生装置の高周波電源が印加する電圧を制御する制御装置と、を備える。



10 High-frequency power source

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体内の患部を加熱治療するための患部加熱システムであって、  
高周波電源、及び、前記患部を挟むように配置された一对の電極を有し、前記高周波電源により前記一对の電極に電圧を印加することにより前記患部を含む領域に電場を発生させる電場発生装置と、

前記患部に向けて超音波を発生する送波器、生体内からの超音波エコーを受波する受波器、及び、前記受波器が受波したエコーに基づき前記生体内の温度情報を算出する温度算出回路を有する温度測定装置と、

前記温度測定装置が測定した温度情報に基づき、前記患部が所定の温度になるように前記電場発生装置の前記高周波電源が印加する電圧を制御する制御装置と、を備えることを特徴とする患部加熱システム。

10

**【請求項 2】**

前記温度測定装置は、前記患部を通る平面もしくは体積における温度分布を前記温度情報として算出する、請求項 1 に記載の患部加熱システム。

**【請求項 3】**

前記温度測定装置は、前記患部を通る平面における各グリッドに対応するエコー波を取得し、

前記エコー波の強度に分布関数を適用することにより、パラメータを取得し、

前記取得したパラメータに基づき対応する各グリッドの温度もしくは温度変化を推定する、

20

請求項 2 に記載の患部加熱システム。

**【請求項 4】**

前記温度測定装置は、前記電場発生装置を停止した状態で取得した前記パラメータに対する、前記電場発生装置を稼働した状態で取得した前記パラメータの比に基づき、対応する各グリッドの温度もしくは温度変化を推定する、

請求項 3 に記載の患部加熱システム。

**【請求項 5】**

前記電場発生装置による前記電場の発生が実施されている間は、前記温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行わず、前記電場発生装置による前記電場の発生が停止されている間に、前記温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行う、請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載の患部加熱システム。

30

**【請求項 6】**

生体内の患部を加熱治療するための患部加熱システムであって、

高周波電源、及び、前記患部を挟むように配置された一对の電極を有し、前記高周波電源により前記一对の電極に電圧を印加することにより前記患部を含む領域に電場を発生させる電場発生装置と、

前記患部に向けて超音波を発生する送波器、生体内からの超音波エコーを受波する受波器、及び、前記受波器が受波したエコーに基づき前記生体内の温度情報を算出する温度算出回路を有する温度測定装置と、を備え、

40

前記電場発生装置による前記電場の発生が実施されている間は、前記温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行わず、前記電場発生装置による前記電場の発生が停止されている間に、前記温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行う、ことを特徴とする患部加熱システム。

**【請求項 7】**

さらに、アンテナを備え、

前記アンテナを用いて、前記電場発生装置による前記電場の発生が実施されているか停止されているかを検知する、請求項 5 又は 6 に記載の患部加熱システム。

**【請求項 8】**

生体内の腫瘍の有無を診断するための腫瘍診断システムであって、

50

高周波電源、及び、前記生体の診断領域を挟むように配置された一对の電極を有し、前記高周波電源により前記一对の電極に電圧を印加することにより前記生体の診断領域に電場を発生させる電場発生装置と、

前記診断領域に向けて超音波を発生する送波器、生体内からの超音波エコーを受波する受波器、及び、前記受波器が受波したエコーに基づき前記診断領域の温度情報を算出する温度算出回路を有する温度測定装置と、

前記温度測定装置が測定した温度情報に基づき、前記診断領域に所定以上の温度もしくは温度上昇となる部分がある場合には、当該部分を腫瘍と判定する診断装置と、を備えることを特徴とする腫瘍診断システム。

【請求項 9】

前記温度測定装置は、前記生体を含む平面もしくは体積における温度もしくは温度変化の分布を前記温度情報として算出する、請求項 8 に記載の腫瘍診断システム。

【請求項 10】

前記電場発生装置による前記電場の発生が実施されている間は、前記温度測定装置による温度情報の算出を行わず、前記電場発生装置による前記電場の発生が停止されている間に、前記温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行う、請求項 8 又は 9 に記載の腫瘍診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の患部を加熱治療するための患部加熱システム、及び、生体内の腫瘍の有無を診断するための腫瘍診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、癌の非侵襲的な治療法として、ハイパーサーミアという温熱療法が施術されることがある。このハイパーサーミアでは、癌細胞が正常細胞よりも熱に弱いことを利用し、患部を加熱することで癌細胞を死滅させる。ハイパーサーミアにおける加熱手法としてこれまで色々な方法が提案されている。例えば、強磁場を人体に印加する方式、高周波電流を印加する方式、電磁波を照射する方式などである。しかしながら、これらの加熱方式は、エネルギー効率が悪い、癌細胞を選択的に加熱することが出来ないため体内火傷を誘発しやすい等の理由から、普及しているとは言えない。ハイパーサーミアを行うための装置としては、例えば、特許文献 1 に記載されているように、生体内の患部に電磁発熱体を配置し、電磁発熱体に電磁波を照射することにより発熱させ、患部を加熱する装置が用いられている。

【0003】

これに対して、近年、非特許文献 1 に記載されているように、オンコサーミアという癌の温熱治療が施術されることがある。オンコサーミアでは、超短波領域で癌細胞のインピーダンスが正常な細胞に比べて低いことを利用している。悪性腫瘍が含まれる生体に高周波電流を印加すると悪性腫瘍細胞壁に電流が集束し加熱されることで悪性腫瘍細胞のアポトーシスを促す。オンコサーミアは、皮膚の切開等の手術を伴わず、非侵襲的であり、加熱に悪性腫瘍選択性がある癌治療法であり、生体への負担が少ないことから注目されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2011 - 251042 号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】サース・アンドラーシュ、盛田常夫著、「腫瘍温熱療法 オンコサーミア ハイパーサーミアのパラダイム転換 医術から医学へ」、日本評論社、2012年6

10

20

30

40

50

月

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、ハイパーサーミアやオンコサーミアにより治療を行う場合には、悪性腫瘍を約42.5度まで加熱する必要があるため、悪性腫瘍の温度を測定する必要がある。現実的には、患部周辺を切開しNTCサーミスタなどの测温抵抗温度センサや熱電対温度センサプローブを埋め込み温度を測定する方法が考えられる。しかしながら、センサプローブを埋め込んでしまうと、非侵襲的な治療法という温熱治療の特徴が失われてしまう。また、温度測定装置を生体内に埋め込んだ状態で生体に電磁波を照射したり、強磁場や高周波電流を印加すると、温度測定装置が発熱してしまい、悪性腫瘍以外の細胞も破壊してしまうおそれがある。

10

【0007】

また、発明者らは、オンコサーミア方式で生体に高周波電流を流すと悪性腫瘍が選択的に加熱される特徴を活かし、生体内の温度を測定することで悪性腫瘍の有無を判定する腫瘍診断システムを開発している。しかしながら、このような腫瘍診断システムにおいても、同様な問題が生じてしまう。

【0008】

本発明は、上記の問題に鑑みなされたものであり、その目的は、高周波電流を人体に印加することで非侵襲的なハイパーサーミアやオンコサーミアを施術することができ、温度測定装置による悪性腫瘍以外の細胞の破壊を防止できる患部加熱システム、及びオンコサーミアの原理を用いた腫瘍診断システムを提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の患部加熱システムは、体内の患部を加熱治療するための患部加熱システムであって、高周波電源、及び、患部を挟むように配置された一对の電極を有し、高周波電源により一对の電極に電圧を印加することにより患部を含む領域に電場を発生させる電場発生装置と、患部に向けて超音波を発生する送波器、体内からの超音波エコーを受波する受波器、及び、受波器が受波したエコーに基づき生体内の温度情報（温度もしくは温度変化）を算出する温度算出回路を有する温度測定装置と、温度測定装置が測定した温度情報に基づき、患部が所定の温度になるように電場発生装置の高周波電源が印加する電圧を制御する制御装置と、を備えることを特徴とする。

30

【0010】

上記構成の本発明によれば、温度測定装置が受波器により超音波エコーを受波し、この受波したエコーに基づき生体内の温度情報を算出し、これに基づき電場発生装置の高周波電源が印加する電圧を制御するため、温度測定装置を患者の体内に配置するための手術等を行う必要がなくなるとともに、温度測定装置が高温になり悪性腫瘍以外の細胞を破壊するのを防止できる。

【0011】

本発明において、好ましくは、温度測定装置は、患部を通る患部を含む平面もしくは体積における温度もしくは温度変化の分布を温度情報として算出する。

40

上記構成の本発明によれば、患部の断面もしくは体積内の全体の温度に基づき、電場発生装置を制御することができ、患部全体の治療を確実に所定の温度に加熱することができる。

【0012】

本発明において、好ましくは、温度測定装置は、患部を通る平面における各グリッドに対応するエコー波を取得し、エコー波の強度に分布関数を適用することにより、パラメータを取得し、取得したパラメータに基づき対応する各グリッドの温度もしくは温度変化を推定する。

オンコサーミアにより癌治療を行う際に悪性腫瘍Cを42.5度まで加熱するが、通常

50

体温は36度程度であるため、わずかな温度の変化を検知する必要がある。これに対して、上記構成の本発明によれば、わずかな温度の変化を検知することができる。

【0013】

本発明において、好ましくは、温度測定装置は、電場発生装置を停止した状態で取得したパラメータに対する、電場発生装置を稼働した状態で取得したパラメータの比に基づき、対応する各グリッドの温度もしくは温度変化を推定する。

上記構成の本発明によれば、より正確に患部の温度を推定することができる。

【0014】

本発明において、好ましくは、電場発生装置による電場の発生が実施されている間は、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行わず、電場発生装置による電場の発生が停止されている間に、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行う。

10

【0015】

また、本発明の患部加熱システムは、生体内の患部を加熱治療するための患部加熱システムであって、高周波電源、及び、患部を挟むように配置された一对の電極を有し、高周波電源により一对の電極に電圧を印加することにより患部を含む領域に電場を発生させる電場発生装置と、患部に向けて超音波を発生する送波器、生体内からの超音波エコーを受波する受波器、及び、受波器が受波したエコーに基づき生体内の温度情報を算出する温度算出回路を有する温度測定装置と、を備え、電場発生装置による電場の発生が実施されている間は、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行わず、電場発生装置による電場の発生が停止されている間に、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行う、ことを特徴とする。

20

【0016】

送波器及び受波器は、超音波の発振及び受信に圧電素子を用いており、構造的にキャパシタンスを有するため、周囲で高周波電磁波が生じているような状況では、高周波電磁波による雑音が入り込み正確な測定を行うことができない。これに対して、上記構成の本発明によれば、電場発生装置による電場の発生が停止されている間に、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行うため、電場発生装置による送波器及び受波器への影響を防ぎ、正確な測定を行うことができる。

30

【0017】

本発明において、好ましくは、さらに、アンテナを備え、アンテナを用いて、電場発生装置による電場の発生が実施されているか停止されているかを検知する。

上記構成の本発明によれば、電場発生装置により電場が生じているか否かを確実に検知して、正確な測定を行うことができる。

【0018】

本発明の腫瘍診断システムは、生体内の腫瘍の有無を診断するための腫瘍診断システムであって、高周波電源、及び、生体の診断領域を挟むように配置された一对の電極を有し、高周波電源により一对の電極に電圧を印加することにより生体の診断領域に電場を発生させる電場発生装置と、診断領域に向けて超音波を発生する送波器、体内からの超音波エコーを受信する受波器、及び、受波器が受信したエコーに基づき診断領域の温度情報を算出する温度算出回路を有する温度測定装置と、温度測定装置が測定した温度情報に基づき、診断領域に所定以上の温度もしくは温度上昇となる部分がある場合には、当該部分を腫瘍と判定する診断装置と、を備えることを特徴とする。

40

【0019】

上記構成の本発明によれば、電場発生装置により生体の診断領域に電場を発生させることにより、診断領域内に悪性腫瘍がある場合には悪性腫瘍が選択的に加熱されるため、温度測定装置により測定された温度情報に基づき、悪性腫瘍の有無を非侵襲的に判定することができる。

【0020】

本発明において、好ましくは、温度測定装置は、生体を含む平面もしくは体積における

50

温度もしくは温度変化の分布を温度情報として算出する。

上記構成の本発明によれば、悪性腫瘍の有無のみならず、悪性腫瘍の位置及び大きさを検知することができる。

【0021】

本発明において、好ましくは、電場発生装置による電場の発生が実施されている間は、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行わず、電場発生装置による電場の発生が停止されている間に、温度測定装置による超音波の発生及び超音波エコーの受波を行う。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、高周波電流を人体に印加することで非侵襲的なハイパーサーミアやオンコサーミアを施術することができ、温度測定装置による悪性腫瘍以外の細胞の破壊を防止できる患部加熱システム、及びオンコサーミアの原理を用いた腫瘍診断システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】第1実施形態の患部加熱システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す患部加熱システムにおける電場発生装置の構成を示し、(A)は患者の側方から見た立面図であり、(B)は患部断面図である。

【図3】図1に示す患部加熱システムにおける温度測定装置の構成を示す図である。

【図4】温度検出用波形の一例を示す図である。

【図5】温度検出用波形の頻度分布データの一例及び仲上分布関数でのフィッティングを示すグラフである。

【図6】発明者が実験により得た、診断領域内の仲上パラメータmの平均値と、温度との関係を示すグラフである。

【図7】発明者が実験により得た、診断領域内の仲上パラメータmの変化率の絶対値ARCNの平均値と、温度との関係を示すグラフである。

【図8】発明者が実験により得た複数の温度における診療領域内のARCNの値を濃淡で示す図である。

【図9】第1実施形態の患部加熱システムを用いた治療方法の流れを示すフローチャートである。

【図10】第2実施形態である腫瘍診断システムの構成を示すブロック図である。

【図11】第2実施形態である腫瘍診断システムにより悪性腫瘍の有無を診断する流れを示すフローチャートである。

【図12】第3実施形態である患部加熱システムの構成を示すブロック図である。

【図13】第3実施形態の患部加熱システムを用いた治療方法の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0024】

以下、本発明の第1実施形態である患部加熱システムを図面を参照しながら、詳細に説明する。

図1は、第1実施形態の患部加熱システムの構成を示すブロック図である。同図に示すように、患部加熱システム1は、制御装置3と、制御装置3に接続された電場発生装置2と、制御装置3に接続された温度測定装置4と、を有する。温度測定装置4は悪性腫瘍(癌細胞)を含む患者の生体内の温度情報を算出する装置であり、電場発生装置2は患者の生体に電場を発生する装置である。制御装置3は、例えば、液晶ディスプレイなどの表示装置5を有する。制御装置3は温度測定装置4から生体内の温度情報が入力され、制御装置3はこの温度情報に基づき電場発生装置2の高周波電源が電極に印加する電圧を制御する。

【0025】

10

20

30

40

50

図2は、図1に示す患部加熱システムにおける電場発生装置の構成を示し、(A)は患者の側方から見た立面図であり、(B)は患部断面図である。図2に示すように、電場発生装置2は、診療台15上に配置された一方の電極12と、患者Pの腹部の悪性腫瘍(癌細胞)Cに当たる位置に載置された他方の電極14と、一方及び他方の電極12、14に接続された高周波電源10と、を有する。一方及び他方の電極12、14は、患者Pの腹部の悪性腫瘍(癌細胞)Cを上下から挟み込むように配置されている。

【0026】

ここで、本実施形態の患部加熱システムにより悪性腫瘍を治療する原理であるオンコサミアについて説明する。癌細胞に13.56MHzの高周波電流を流すと、高周波のエネルギーは癌細胞膜に選択的に吸収される。癌細胞は所定の温度(約42.5度)を超える温度になると自死(アポトーシス)する。悪性腫瘍のみを加熱することにより、悪性腫瘍以外の細胞を損傷することなく、悪性腫瘍を治療することができる。

10

【0027】

ここで、悪性腫瘍で損傷した組織は超短波域の高周波に対してインピーダンスが低く、13.56MHzの高周波電流は癌細胞を流れやすい。患者Pの悪性腫瘍Cを挟むように一对の電極12、14を配置し、これら一对の電極12、14に高周波電源10により電圧を印加することにより、患者Pの生体内を高周波電流が流れるが、この高周波電流は図2に示すように悪性腫瘍Cに集束して流れる。これにより、悪性腫瘍Cの癌細胞を選択的に加熱することができ、悪性腫瘍Cを自死させることができる。

20

【0028】

図3は、図1に示す患部加熱システムにおける温度測定装置の構成を示す図である。図3に示すように、温度測定装置4は、測定用端末16と、測定用端末16に接続された超音波プローブ20と、を備える。超音波プローブ20の下部には、複数のトランスデューサ22が幅方向に等間隔で配列されている。なお、図3では、図示の関係からトランスデューサ22は13列のみしか示していないが、それ以上の数のトランスデューサを配列してもよい。また、3次元計測用の2次元配列型プローブを使用してもよい。それぞれのトランスデューサ22は、超音波プローブ20の検査面もしくは検査体積に垂直な方向に超音波を送波する送波器と、患者の生体内からの超音波エコーを受波する受波器とを含んでいる。トランスデューサ22の受波器により受波された超音波エコーは、測定用端末16の温度算出回路18に送られる。温度測定装置4は、図3に示す超音波プローブ20の検査面に垂直な平面の所定の診断領域Rの各グリッドGにおける温度を測定する。

30

【0029】

ここで、本実施形態の患部加熱システムの温度測定装置4により患者の生体内の診断領域Rの温度分布を測定する方法について説明する。

まず、超音波プローブ20の各トランスデューサ22から診断領域Rに向けて超音波を送波し、超音波プローブ20の各トランスデューサ22により超音波エコーを受波する。各トランスデューサ22により受波された超音波エコーは測定用端末16に送られる。

【0030】

次に、測定用端末16は超音波エコーを、悪性腫瘍Cを含む診断領域Rの各グリッドGに対応する温度検出用波形を作成する。各グリッドGに対応する温度検出用波形は、例えば、以下のように作成することができる。まず、各グリッドGの上方に位置する複数個のトランスデューサ22により受波された複数ラインの超音波エコー信号を、時間軸に応じて分割し、分割した複数列の超音波エコーを各グリッドの深さに応じて各グリッドに対応づける。受信超音波エコー信号には、ヒルベルト変換などの処理を適用してエコー信号の包絡線を求めることにより、各グリッドGに対応する温度検出用波形を作成することができる。図4は、このようにして作成した温度検出用波形の一例を示す。

40

【0031】

次に、各グリッドGの温度検出用波形の頻度分布データを作成する。頻度分布データとは、温度検出用波形について、各振幅(amplitude)の範囲にどの程度の割合(密度)で含まれているかを示すものである。図5は、このようにして作成された温度検出用波形の

50

頻度分布データの一例を、棒グラフにて示す。

【0032】

次に、各グリッドGの頻度分布データに伸上分布を適用し、各グリッドの伸上パラメータmを算出する。

ここで、伸上分布とは、下記の式(1)で示される分布関数である。

【数1】

$$f(r) = \frac{2m^m r^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} \exp\left(-\frac{m}{\Omega} r^2\right) U(r) \quad \dots (1)$$

なお、上記式(1)における(m)はガンマ関数であり、U(r)は単位ステップ関数であり、 $\Omega$ はスケールパラメータであり $\Omega = E(R^2)$ である。 10

【0033】

また、伸上パラメータmは以下の式(2)により算出することができる。

【数2】

$$m = \frac{[E(R^2)]^2}{E[R^2 - E(R^2)]^2} \quad \dots (2)$$

【0034】

具体的には、各グリッドGの頻度分布データを近似するような伸上パラメータmを算出する。なお、図5には、このようにして算出した伸上パラメータmに対応する伸上分布を頻度分布データに重ねて示す。 20

【0035】

図6は、発明者が実験により得た診断領域内の伸上パラメータmの平均値と、温度との関係を示すグラフである。本実験では、センサプローブを生体を模した物質内に埋設し、センサプローブにより温度を測定するとともに、上述のようにして各温度における各グリッドの伸上パラメータmを算出した。図6に示すように、伸上パラメータmは、擬似生体物質では温度が低いほど大きく、温度が高いほど小さくなる所定の関係があることが確認された。なお、このことは、B.GAMMION他著、ACT PHYSICA POLONICA Vol 128 "Temperature Measurement by Statistical Parameters of Ultrasound Signal Backscattered from Tissue Samples", POLISH ACADEMY OF SCIENCES INSTITUTE OF PHYSICS、2015年 (<http://przyrbwn.icm.edu.pl/APP/PDF/128/a128z1ap13.pdf>)にも示されている。 30

【0036】

さらに、発明者らは、参照温度TRにおける伸上パラメータmを $m_{TR}$ とし、測定した各温度における伸上パラメータmを $m_T$ とし、下記数式(3)により算出されるARCNを算出した。なお、本実験では、参照温度TRを22度としている。

【数3】

$$ARCN = \left| 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{m_T}{m_{TR}} \right) \right| \quad \dots (3)$$

40

【0037】

図7は、発明者が実験により得た診断領域内のARCNの平均値と、温度との関係を示すグラフである。図7に示すように、ARCNと温度とは、温度が上昇するに従い、ARCNが増加するという関係がある。また、図8は、発明者が実験により得た複数の温度における診療領域内の各グリッドのARCNの値を濃淡で示す図である。同図に示すように、36度では、診療領域の各グリッドのARCNは低い値であるが、温度の上昇とともにARCNの値が高いグリッドが増え、42度では、多くのグリッドのARCNの値が高くなっている。なお、このことは、PO-Hsiang Tsui他著、Medical Physics May 2012 "Ultr 50

asound temperature estimation based on probability variation of backscatter data", 2012年5月 ([https://www.researchgate.net/publication/224912194\\_Ultrasound\\_temperature\\_estimation\\_based\\_on\\_probability\\_variation\\_of\\_backscatter\\_data](https://www.researchgate.net/publication/224912194_Ultrasound_temperature_estimation_based_on_probability_variation_of_backscatter_data))にも示されている。

【0038】

本実施形態では、上述したように、ARCNと温度との関係を例えば近似式などで近似し、この近似式を用いて、超音波エコーから各グリッドの温度を推定し、患者の生体内の診断領域Rの温度分布を測定することができる。

【0039】

なお、本実施形態では、ARCNと温度の関係を用いているが、上述の通り各グリッドの仲上パラメータmと温度とも所定の関係があるため、この関係を例えば近似式などで近似し、この近似式を用いて、超音波エコーから各グリッドの温度を推定し、患者の生体内の診断領域Rの温度分布を測定してもよい。また、仲上分布以外の分布関数を用いて、超音波エコー振幅の統計量を解析してもよい。

10

【0040】

また、下記の数式(4)によって得られる仲上パラメータmの変化率RCNも当然温度と所定の関係を有するため、ARCNに代えて用いてもよい。

【数4】

$$RCN = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{m_T}{m_{TR}} \right) \dots (4)$$

20

【0041】

以下、第1実施形態の患部加熱システム1を用いた治療方法を説明する。図9は、第1実施形態の患部加熱システムを用いた治療方法の流れを示すフローチャートである。

まず、高周波電源10により電極間に電圧を印加していない状態で、患者Pを診療台15上に仰向けに寝かせ、温度測定装置4の超音波プローブ20及び電場発生装置2の電極14を腹部の患者Pの悪性腫瘍Cに相当する位置に配置する。そして、S1～S4により各グリッドGの参照温度TRにおける仲上パラメータ $m_{TR}$ を算出する。

【0042】

具体的には、まず、超音波プローブ20の各トランスデューサ22から超音波を送波し、超音波プローブ20の各トランスデューサ22により超音波エコーを受波する(S1)。各トランスデューサ22により受波された超音波エコーは測定用端末16に送られる。

30

【0043】

次に、温度算出回路18により、測定用端末16は超音波エコーに基づき、悪性腫瘍Cを含む診断領域Rの各グリッドGに対応する温度検出用波形を作成する(S2)。なお、各グリッドGに対応する温度検出用波形は、上述のように作成することができる。

【0044】

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの温度検出用波形の頻度分布データを作成する(S3)。

40

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの頻度分布データに仲上分布を適用し、各グリッドGの参照温度TRにおける仲上パラメータ $m_{TR}$ を算出する(S4)。

【0045】

このようにして各グリッドGの参照温度TRにおける仲上パラメータ $m_{TR}$ を算出した後、制御装置3により電場発生装置2を駆動し、高周波電源10により電極12、14間に高周波電流を印加する(S5)。これにより、患者Pの悪性腫瘍Cに電流が集束され、悪性腫瘍Cが発熱する。

【0046】

次に、所定の時間間隔で、S6～S13の工程を行い、各グリッドの温度を算出し、この算出した温度に関する温度情報に基づき高周波電源10により電極12、14間に印加

50

する電圧を制御する。

【0047】

具体的には、まず、超音波プローブ20の各トランスデューサ22から超音波を送波し、超音波プローブ20の各トランスデューサ22により超音波エコーを受波する(S6)。各トランスデューサ22により受波された超音波エコーは測定用端末16に送られる。

【0048】

次に、温度算出回路18により、測定用端末16は、超音波エコーに基づき、悪性腫瘍Cを含む診断領域Rの各グリッドGに対応する温度検出用波形を作成する(S7)。

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの温度検出用波形の頻度分布データを作成する(S8)。

【0049】

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの頻度分布データに仲上分布を適用し、各グリッドGの温度Tにおける仲上パラメータ $m_T$ を算出する(S9)。

次に、温度算出回路18により、各グリッドGのARCNを、上記の数式(3)を用いて算出する(S10)。

【0050】

次に、温度算出回路18により、ARCNと温度との関係を規定する近似式により、各グリッドGの温度を算出し、各グリッドGの温度に関する温度情報を作成する(S11)。作成された温度情報は、制御装置3に送られる。

次に、制御装置3は、温度情報に含まれる温度と、加熱目標温度とを比較する(S12)。加熱目標温度としては癌細胞が自死する温度である約42.5度に設定されている。

【0051】

そして、温度情報に含まれる温度が加熱目標温度以下の場合には、制御装置3は、電場発生装置2を高周波電源10により電極12、14間に電圧を印加した状態を継続する。また、温度情報に含まれる温度が加熱目標温度を超えた場合には、制御装置3は、電場発生装置2を高周波電源10により電極12、14間に印加する電圧を低くする(S13)。なお、制御装置3は、診断領域Rの温度分布を表示装置5に表示するとよい。

以上の工程S6~S13を所定の時間間隔で繰り返すことにより、悪性腫瘍Cを所定の温度に維持することができ、オンコサーミアによる治療を行うことができる。

【0052】

以上説明したように、上記実施形態によれば、温度測定装置4がトランスデューサ22により超音波のエコーを受波し、この受波したエコーに基づき生体内の温度情報を算出し、これに基づき電場発生装置2の高周波電源10が印加する電圧を制御するため、温度測定装置4を患者の体内に配置するための手術等を行う必要がなくなるとともに、温度測定装置が高温になり悪性腫瘍以外の細胞を破壊するのを防止できる。

【0053】

また、上記実施形態によれば、温度測定装置4は、患部を通る平面における温度分布を温度情報として算出するため、悪性腫瘍Cの断面内の全体の温度に基づき、電場発生装置2を制御することができ、悪性腫瘍Cの治療を確実に行うことができる。

【0054】

また、オンコサーミアにより癌治療を行う際に悪性腫瘍Cを約42.5度まで加熱するが、通常体温は36度程度であるため、わずかな温度の変化を検知する必要がある。これに対して、上記実施形態によれば、温度測定装置4が、悪性腫瘍Cを含む平面もしくは体積における各グリッドに対応するエコー波を取得し、エコー波の振幅分布に分布関数を適用することにより、パラメータを取得し、取得したパラメータに基づき対応する各グリッドGの温度を推定しているため、わずかな温度の変化を検知することができる。

【0055】

また、上記実施形態によれば、温度測定装置4は、電場発生装置2を停止した状態で取得した仲上パラメータ $m_{TR}$ に対する、電場発生装置2を稼働した状態で取得したパラメータ $m_T$ の比に基づき、対応する各グリッドGの温度を推定しており、より正確に悪性腫瘍

10

20

30

40

50

Cの温度を推定することができる。

【0056】

なお、上記実施形態では、ARCNに基づき各グリッドの温度を算出したが、本発明はこれに限定されず、上述の通り、RCN、又は、仲上パラメータ $m$ から温度を推定することも可能である。仲上パラメータ $m$ から温度を推定する場合には、図9に示すS1~S5、S10を行う必要はなくなり、また、S11では、仲上パラメータ $m$ から直接グリッドの温度を求めればよい。

【0057】

次に、本発明の第2実施形態である腫瘍診断システムについて説明する。

図10は、第2実施形態である腫瘍診断システムの構成を示すブロック図である。同図に示すように、腫瘍診断システム101は、診断装置103と、診断装置103に接続された電場発生装置2と、診断装置103に接続された温度測定装置4と、を有する。電場発生装置2及び温度測定装置4の構成は、第1実施形態の患部加熱システムの電場発生装置2及び温度測定装置4と同様の構成である。診断装置103は、例えば、液晶ディスプレイなどの表示装置105を有する。診断装置103は、電場発生装置2により生体に電流を印加し、所定の時間が経過すると温度測定装置4から生体内の温度情報が入力され、この温度情報に基づき悪性腫瘍の有無を診断する。

10

【0058】

以下、腫瘍診断システム101により悪性腫瘍の有無を診断する方法を説明する。図11は、第2実施形態である腫瘍診断システムにより悪性腫瘍の有無を診断する流れを示すフローチャートである。

20

まず、高周波電源10により電極間に電圧を印加していない状態で、患者Pを診療台15上に仰向けに寝かせ、温度測定装置4の超音波プローブ20及び電場発生装置2の電極14を腹部の患者Pの悪性腫瘍Cに相当する位置に配置する。そして、S101~S104により各グリッドGの参照温度 $T_R$ における仲上パラメータ $m_{TR}$ を算出する。

【0059】

具体的には、まず、超音波プローブ20の各トランスデューサ22から超音波を送波し、超音波プローブ20の各トランスデューサ22により超音波エコーを受波する(S101)。各トランスデューサ22により受波された超音波エコーは測定用端末16に送られる。

30

【0060】

次に、温度算出回路18により、測定用端末16は超音波エコーに基づき、悪性腫瘍Cを含む診断領域Rの各グリッドGに対応する温度検出用波形を作成する(S102)。なお、各グリッドGに対応する温度検出用波形は、上述のように作成することができる。

【0061】

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの温度検出用波形の頻度分布データを作成する(S103)。

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの頻度分布データに仲上分布を適用し、各グリッドGの参照温度 $T_R$ における仲上パラメータ $m_{TR}$ を算出する(S104)。

40

【0062】

このようにして各グリッドGの参照温度 $T_R$ における仲上パラメータ $m_{TR}$ を算出した後、診断装置103により電場発生装置2を駆動し、高周波電源10により電極12、14間に高周波電流を印加する(S105)。これにより、患者Pの生体内に悪性腫瘍Cがある場合には、悪性腫瘍Cに電流が集束され、悪性腫瘍Cが発熱する。

【0063】

次に、所定の時間が経過した後、S106~S113の工程を行い、各グリッドの温度を算出し、この算出した温度に関する温度情報に基づき悪性腫瘍の有無を診断する。

具体的には、まず、超音波プローブ20の各トランスデューサ22から超音波を送波し、超音波プローブ20の各トランスデューサ22により超音波エコーを受波する(S106)。各トランスデューサ22により受波された超音波エコーは測定用端末16に送られ

50

る。

【0064】

次に、温度算出回路18により、測定用端末16は超音波エコーに基づき、診断領域Rの各グリッドGに対応する温度検出用波形を作成する(S107)。

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの温度検出用波形の頻度分布データを作成する(S108)。

【0065】

次に、温度算出回路18により、各グリッドGの頻度分布データに仲上分布を適用し、各グリッドGの温度Tにおける仲上パラメータ $m_T$ を算出する(S109)。

次に、温度算出回路18により、各グリッドGのARCNを、上記の数式(3)を用いて算出する(S110)。

【0066】

次に、温度算出回路18により、ARCNと温度との関係を規定する近似式により、各グリッドGの温度を算出し、各グリッドGの温度に関する温度情報を作成する(S111)。

作成された温度情報は、診断装置103に送られる。

【0067】

次に、診断装置103は、診断領域R内において所定以上の温度もしくは温度上昇となる部位があるかどうかを判定する(S112)。

そして、診断領域R内において所定以上の温度もしくは温度上昇となる部分がある場合には、この部位に悪性腫瘍が存在する可能性があるかと判定する。

これに対して、診断領域R内の温度分布が均一である場合には、診断領域R内には悪性腫瘍が存在しないと判定する。

次に、診断装置103は、表示装置105により、2次元の温度分布とともに診断結果を表示する。

【0068】

上記実施形態によれば、電場発生装置2により生体の診断領域Rに電場を発生させることにより、診断領域R内に悪性腫瘍がある場合には悪性腫瘍が選択的に加熱されるため、温度測定装置4により測定された温度情報に基づき、非侵襲的に悪性腫瘍の有無を判定することができる。

【0069】

また、上記実施形態によれば、温度測定装置4により生体を含む平面もしくは体積における温度もしくは温度変化の空間分布を算出しているため、悪性腫瘍の有無のみならず、悪性腫瘍の位置及び大きさを検知することができる。

【0070】

なお、上記実施形態では、ARCNに基づき各グリッドの温度を算出したが、本発明はこれに限定されず、上述の通り、RCN、又は、仲上パラメータ $m$ から温度もしくは温度変化を推定することも可能である。

また、超音波エコー信号の振幅頻度分布の解析および温度情報の推定には、仲上分布以外の分布関数を使用してもよい。

【0071】

次に、本発明の第3実施形態である患部加熱システムについて説明する。

図12は、第3実施形態である患部加熱システムの構成を示すブロック図である。

同図に示すように、患部加熱システム201は、制御装置3と、制御装置3に接続された電場発生装置202と、制御装置3に接続された温度測定装置204と、温度測定装置4に接続されたアンテナ206とを備える。

電場発生装置202と温度測定装置204とはインターフェース207を介して接続されている。

電場発生装置2、制御装置3及び温度測定装置4の構成は、第1実施形態の患部加熱システムの電場発生装置2及び温度測定装置4と同様の構成である。

アンテナ206は、例えば、患者の患部近傍などの電場発生装置2により電場が発生される領域内に設けられており、電磁波を検知することができる。

【0072】

以下、第3実施形態の患部加熱システム201を用いた治療方法を説明する。

図13は、第3実施形態の患部加熱システムを用いた治療方法の流れを示すフローチャートである

10

20

30

40

50

。

まず、高周波電源 10 により電極間に電圧を印加していない状態で、患者 P を診療台 15 上に仰向けに寝かせ、温度測定装置 4 の超音波プローブ 20 及び電場発生装置 2 の電極 14 を腹部の患者 P の悪性腫瘍 C に相当する位置に配置する。そして、S 201 ~ S 204 により各グリッド G の参照温度  $T_R$  における仲上パラメータ  $m_{TR}$  を算出する。

## 【0073】

具体的には、まず、超音波プローブ 20 の各トランスデューサ 22 から超音波を送波し、超音波プローブ 20 の各トランスデューサ 22 により超音波エコーを受波する (S 201)。各トランスデューサ 22 により受波された超音波エコーは測定用端末 16 に送られる。

10

## 【0074】

次に、温度算出回路 18 により、測定用端末 16 は超音波エコーに基づき、悪性腫瘍 C を含む診断領域 R の各グリッド G に対応する温度検出用波形を作成する (S 202)。なお、各グリッド G に対応する温度検出用波形は、上述のように作成することができる。

## 【0075】

次に、温度算出回路 18 により、各グリッド G の温度検出用波形の頻度分布データを作成する (S 203)。

次に、温度算出回路 18 により、各グリッド G の頻度分布データに仲上分布を適用し、各グリッド G の参照温度  $T_R$  における仲上パラメータ  $m_{TR}$  を算出する (S 204)。

## 【0076】

このようにして各グリッド G の参照温度  $T_R$  における仲上パラメータ  $m_{TR}$  を算出した後、制御装置 3 により電場発生装置 2 を駆動し、高周波電源 10 により電極 12、14 間に高周波電流を印加する (S 205)。これにより、患者 P の悪性腫瘍 C に電流が集束され、悪性腫瘍 C が発熱する。

20

## 【0077】

次に、所定の時間間隔で、S 206 ~ S 215 の工程を行い、各グリッドの温度を算出し、この算出した温度に関する温度情報に基づき高周波電源 10 により電極 12、14 間に印加する電圧を制御する。

## 【0078】

具体的には、まず、温度測定装置 4 が、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されているか、電場発生装置 2 が電場の発生を停止しているかを検知する (S 214)。詳細には、温度測定装置 4 による電場の発生の検知は、例えば、アンテナ 206 により所定の閾値以上の電磁波が検出されるかどうかに基づき行うことができる。アンテナ 206 により検出された電磁波の電場が所定の強度以上である場合には、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されていると判定し、アンテナ 206 により検出された電磁波の電場が所定の強度よりも小さい場合には、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されていないと判定することができる。また、インターフェース 207 を介して、電場発生装置 2 の駆動状態を検知することにより、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されているか停止しているかを判定してもよい。

30

## 【0079】

電場発生装置 2 による電場の発生が実施されていない場合 (S 214 において、NO) には、超音波プローブ 20 の各トランスデューサ 22 から超音波を送波し、超音波プローブ 20 の各トランスデューサ 22 により超音波エコーを受波する (S 206)。各トランスデューサ 22 により受波された超音波エコーは測定用端末 16 に送られる。これに対して、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されている場合 (S 214 において、YES) には、温度測定装置 4 はインターフェース 207 を介して電場発生装置 2 を制御し、少なくとも S 206 において超音波の送受信を行っている間、一時的に電場発生装置 2 による電場の発生を停止させる (S 215)。そして、超音波プローブ 20 の各トランスデューサ 22 から超音波を送波し、超音波プローブ 20 の各トランスデューサ 22 により超音波エコーを受波する (S 206)。なお、本実施形態では、電場発生装置 2 による電場の

40

50

発生が実施されている場合には、一時的に電場発生装置 2 による電場の発生を停止させることとしたが、これに限らず、電場発生装置 2 が自動的に電場の発生を一時停止させる場合には、電場発生装置 2 が電場の発生を停止するまで待機し、電場の発生が停止したら、超音波の送波及び超音波エコーの受波を行ってもよい。

【 0 0 8 0 】

次に、温度算出回路 1 8 により、測定用端末 1 6 は、超音波エコーに基づき、悪性腫瘍 C を含む診断領域 R の各グリッド G に対応する温度検出用波形を作成する ( S 2 0 7 )。

次に、温度算出回路 1 8 により、各グリッド G の温度検出用波形の頻度分布データを作成する ( S 2 0 8 )。

【 0 0 8 1 】

次に、温度算出回路 1 8 により、各グリッド G の頻度分布データに仲上分布を適用し、各グリッド G の温度 T における仲上パラメータ  $m_T$  を算出する ( S 2 0 9 )。

次に、温度算出回路 1 8 により、各グリッド G の A R C N を、上記の数式 ( 3 ) を用いて算出する ( S 2 1 0 )。

【 0 0 8 2 】

次に、温度算出回路 1 8 により、A R C N と温度との関係を規定する近似式により、各グリッド G の温度を算出し、各グリッド G の温度に関する温度情報を作成する ( S 2 1 1 )。作成された温度情報は、制御装置 3 に送られる。

次に、制御装置 3 は、温度情報に含まれる温度と、加熱目標温度とを比較する ( S 2 1 2 )。加熱目標温度としては癌細胞が自死する温度である約 4 2 . 5 度に設定されている。

【 0 0 8 3 】

そして、温度情報に含まれる温度が加熱目標温度以下の場合には、制御装置 3 は、電場発生装置 2 を高周波電源 1 0 により電極 1 2、1 4 間に電圧を印加した状態を継続する。また、温度情報に含まれる温度が加熱目標温度を超えた場合には、制御装置 3 は、電場発生装置 2 を高周波電源 1 0 により電極 1 2、1 4 間に印加する電圧を低くする ( S 2 1 3 )。なお、制御装置 3 は、診断領域 R の温度分布を表示装置 5 に表示するとよい。

以上の工程 S 2 0 6 ~ S 2 1 3 を所定の時間間隔で繰り返すことにより、悪性腫瘍 C を所定の温度に維持することができ、オンコサーミアによる治療を行うことができる。

【 0 0 8 4 】

超音波プローブ 2 0 は、超音波の発振及び受信に圧電素子を用いており、構造的にキャパシタンスを有するため、周囲で高周波電磁波が生じているような状況では、高周波電磁波による雑音が入り込み正確な測定を行うことができない。これに対して、本実施形態によれば、電場発生装置 2 が電場を発生しているどうかを検知し、電場発生装置 2 が電場を発生していない時に、温度測定装置 4 により超音波の送波及び超音波エコーの受波を行っている。電場発生装置 2 による超音波プローブ 2 0 への影響を防ぎ、正確な測定を行うことができる。

【 0 0 8 5 】

なお、上記の実施形態では、患部加熱システムにおいて、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されているか、停止しているかをアンテナ 2 0 6 又はインターフェース 2 0 7 を介して検知し ( S 2 1 4 )、電場の発生が実施されている場合 ( S 2 1 4 において、Y E S ) には、一時的に電場発生装置 2 による電場の発生を停止させることとしたが、このような制御は、第 2 実施形態の腫瘍診断システムにも適用できる。すなわち、腫瘍診断システムにアンテナ及びインターフェースの何れかを設け、S 1 0 5 の後に、電場発生装置 2 による電場の発生が実施されているか、停止しているかをアンテナ又はインターフェースを介して検知し、電場の発生が実施されている場合には、一時的に電場発生装置 2 による電場の発生を停止させればよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

1 患部加熱システム

10

20

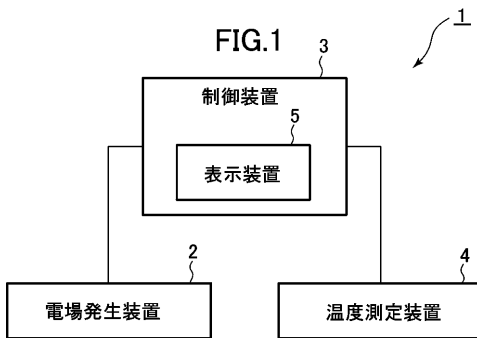
30

40

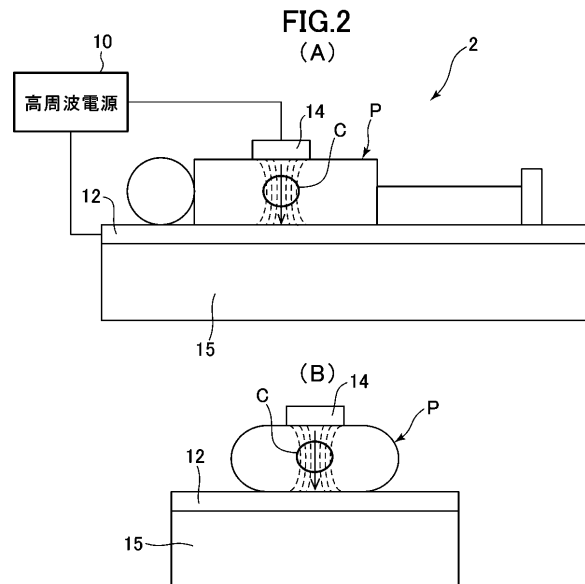
50

- 2 電場発生装置
- 4 温度測定装置
- 5 表示装置
- 10 高周波電源
- 12、14 電極
- 15 診療台
- 16 測定用端末
- 18 温度算出回路
- 20 超音波プローブ
- 22 トランスデューサ
- 101 腫瘍診断システム
- 103 診断装置
- 105 表示装置
- 201 患部加熱システム
- 202 電場発生装置
- 204 温度測定装置
- 206 アンテナ
- 207 インターフェース

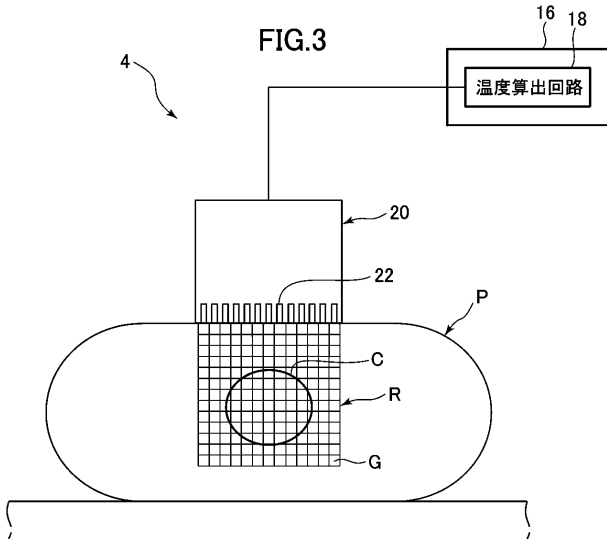
【図1】



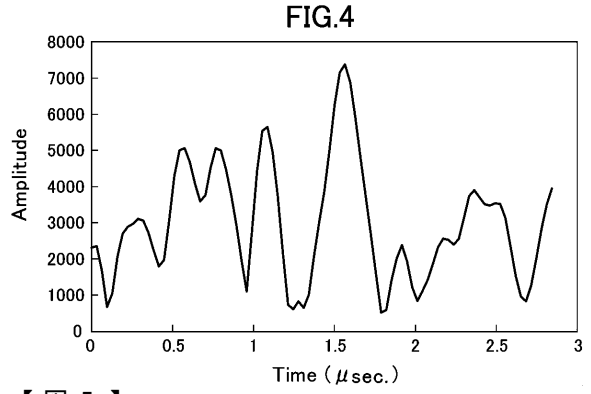
【図2】



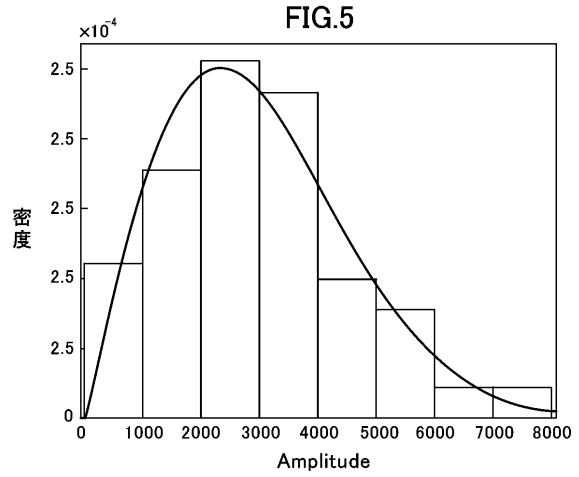
【 図 3 】



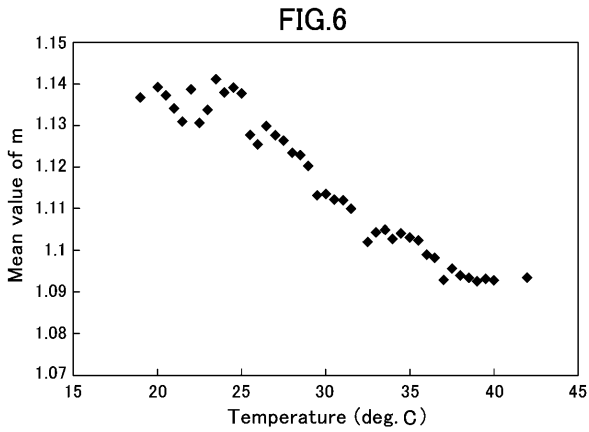
【 図 4 】



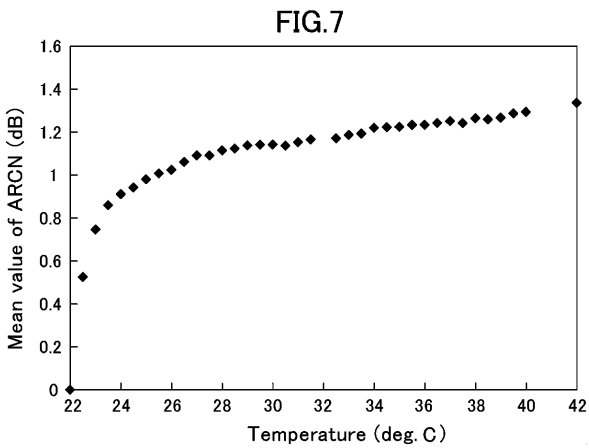
【 図 5 】



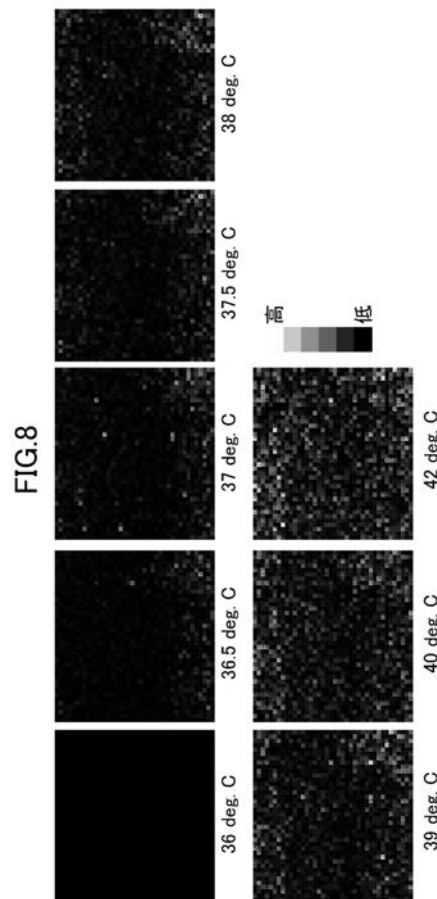
【 図 6 】



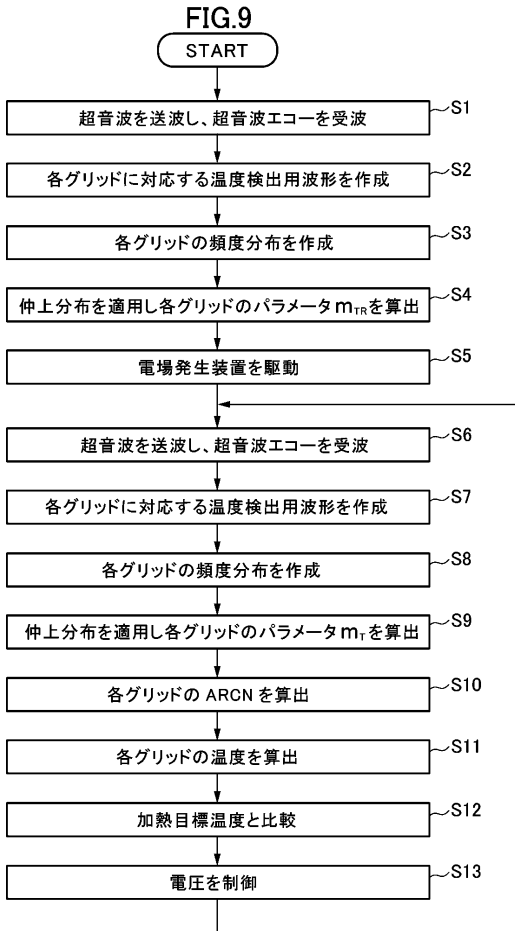
【 図 7 】



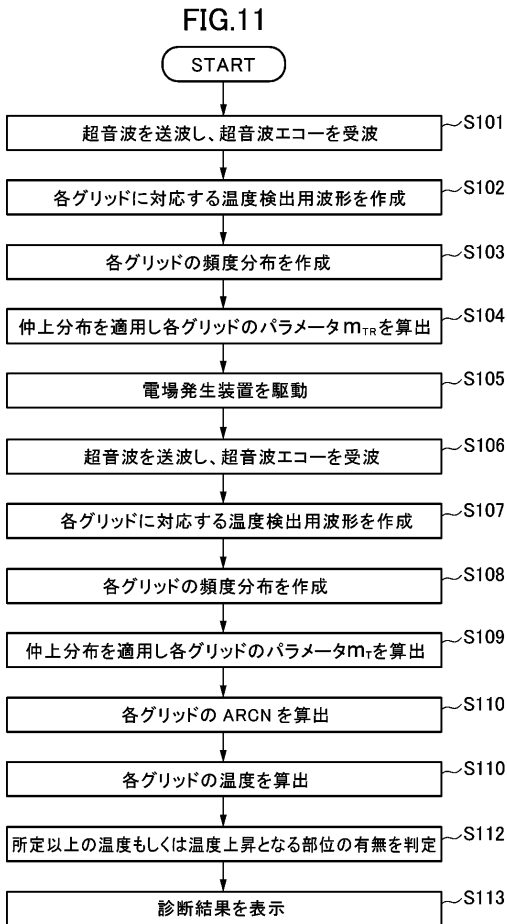
【 図 8 】



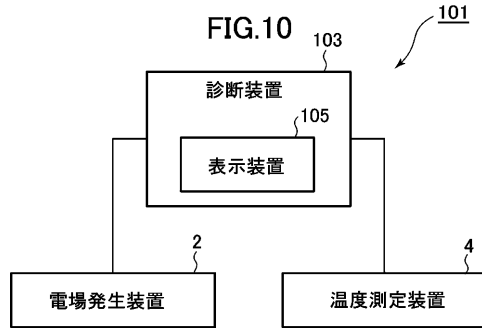
【 図 9 】



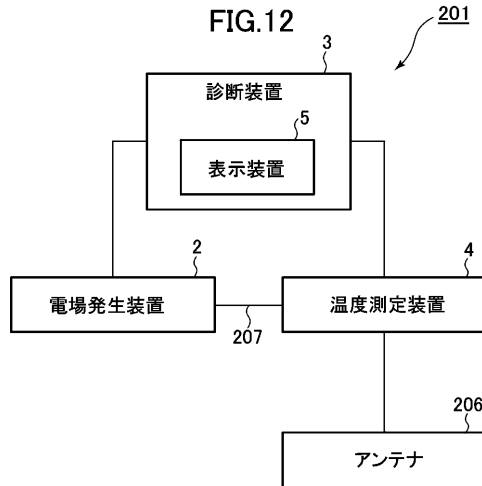
【 図 1 1 】



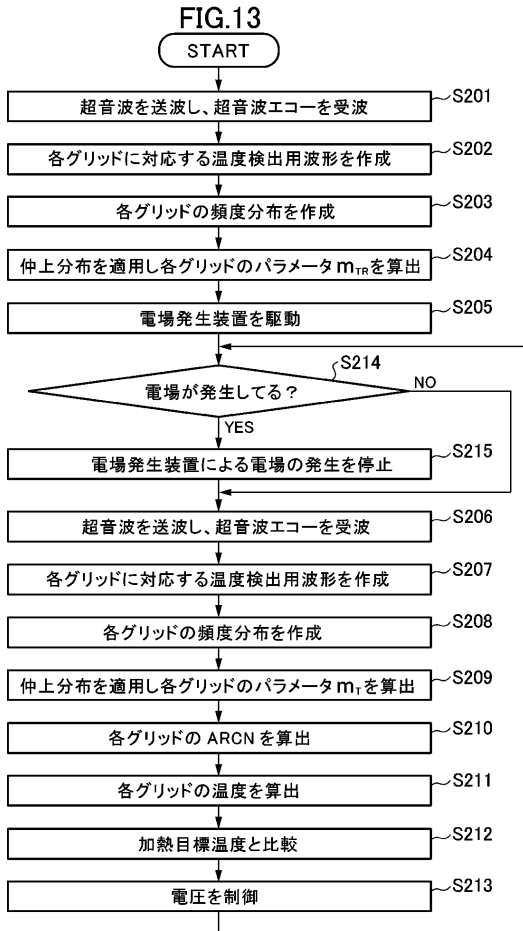
【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/018394

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> Int.Cl. A61N1/06 (2006.01) i, A61B8/14 (2006.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61N1/06, A61N1/40, A61B8/14		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan 1922-1996		
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018		
Registered utility model specifications of Japan 1996-2018		
Published registered utility model applications of Japan 1994-2018		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 03-049716 Y2 (SHIMADZU CORPORATION) 23 October 1991, column 3, line 17 to column 4, line 40, all drawings (Family: none)	1-2, 5-6 7 3-4, 8-10
Y	JP 05-042229 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 23 February 1993, paragraphs [0011]-[0038], all drawings (Family: none)	7
A	JP 04-329968 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 18 November 1992, paragraph [0015] (Family: none)	1-10
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 12.07.2018		Date of mailing of the international search report 31.07.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 8 3 9 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61N1/06(2006.01)i, A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61N1/06, A61N1/40, A61B8/14			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y A Y A	JP 03-049716 Y2 (株式会社島津製作所) 1991.10.23, 第3欄第17行-第4欄第40行, 全図 (ファミリーなし) JP 05-042229 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.02.23, 段落 [0011]-[0038], 全図 (ファミリーなし) JP 04-329968 A (オリンパス光学工業株式会社) 1992.11.18, 段落 [0015] (ファミリーなし)	1-2, 5-6 7 3-4, 8-10 7 1-10	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。	
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 12.07.2018		国際調査報告の発送日 31.07.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮崎 敏長 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	3 I 9 1 3 4

## フロントページの続き

(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

(74)代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(74)代理人 100130937

弁理士 山本 泰史

(74)代理人 100170634

弁理士 山本 航介

(72)発明者 竹内 道雄

富山県富山市月岡町3丁目6番地 株式会社立山科学デバイステクノロジー内

(72)発明者 長谷川 英之

富山県富山市五福3190 国立大学法人富山大学内

Fターム(参考) 4C053 DD03 DD09

4C601 DD22 EE09 EE16 FF13 GB03 JB22 JC05

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	患部加热系统和肿瘤诊断系统		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2018212104A1</a>	公开(公告)日	2020-02-06
申请号	JP2019518754	申请日	2018-05-11
[标]申请(专利权)人(译)	TATEYAMA KAGAKU DEVICE TECH 国立大学法人富山大学		
申请(专利权)人(译)	有限公司立山科学设备技术 国立大学法人富山大学		
[标]发明人	竹内道雄 長谷川英之		
发明人	竹内 道雄 長谷川 英之		
IPC分类号	A61N1/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61N1/06		
FI分类号	A61N1/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C053/DD03 4C053/DD09 4C601/DD22 4C601/EE09 4C601/EE16 4C601/FF13 4C601/GB03 4C601/JB22 4C601/JC05		
代理人(译)	田中真一郎 ▲▼吉尔场和彦 须田博之 山本泰史		
优先权	2017098050 2017-05-17 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种患病部位加热系统，该患病部位加热系统能够通过对人体施加高频电流并通过温度测量装置防止恶性肿瘤以外的细胞破坏而进行非侵入性的高温和体温过高。用于对身体中的患部进行热处理的患部加热系统具有高频电源，并且具有被布置为将患部夹在中间的一对电极，以及通过利用高频电源C对一对电极施加电压而形成的恶性肿瘤C。电场产生器，其在包括α的区域中产生电场，朝着患处产生超声波，换能器22，其从身体接收超声波回波，并且活体基于换能器22接收的回波而活体。温度测量装置16具有用于计算温度信息的温度计算电路18，并且基于由温度测量装置测量的温度信息，控制由电场发生器的高频电源施加的电压，以使患部具有预定温度。和控制装置。

