

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6487932号
(P6487932)

(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019.3.20)

(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019.3.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-550768 (P2016-550768)
 (86) (22) 出願日 平成27年2月3日 (2015.2.3)
 (65) 公表番号 特表2017-506102 (P2017-506102A)
 (43) 公表日 平成29年3月2日 (2017.3.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/052105
 (87) 国際公開番号 WO2015/121098
 (87) 国際公開日 平成27年8月20日 (2015.8.20)
 審査請求日 平成30年1月31日 (2018.1.31)
 (31) 優先権主張番号 PCT/CN2014/071964
 (32) 優先日 平成26年2月11日 (2014.2.11)
 (33) 優先権主張国 中国 (CN)
 (31) 優先権主張番号 14166855.8
 (32) 優先日 平成26年5月2日 (2014.5.2)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ヒートシンクパラメータ決定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象内のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定装置であって、前記ヒートシンクが血管である、前記ヒートシンクパラメータ決定装置において、

前記対象の過熱を定義する熱源のパラメータを与える熱源パラメータ提供部と、

前記対象が前記熱源によって過熱されている間に、前記対象における温度分布を記述するモデルを与えるモデル提供部であって、該モデルは、前記ヒートシンクのパラメータ及び前記熱源のパラメータに依存する、前記モデル提供部と、

ヒートシンク位置を与えるヒートシンク位置提供部と、

前記与えられたヒートシンク位置に近い前記対象における温度分布を測定する温度分布測定部と、

前記与えられたヒートシンク位置の近くで測定された温度分布と、モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、前記ヒートシンクのパラメータを決定するパラメータ決定部であって、前記モデル化された温度分布は、前記与えられたモデルを使用することによって決定される前記ヒートシンクのパラメータと、前記与えられた熱源のパラメータとに基づき、モデル化されている、前記パラメータ決定部と

を有するヒートシンクパラメータ決定装置。

【請求項 2】

当該ヒートシンクパラメータ決定装置は、前記対象内の前記ヒートシンクの位置、前記ヒートシンクを通る流れ方向、前記ヒートシンクの半径、及び/又は前記ヒートシンクを

10

20

通る流速、を含む 1 つ以上のヒートシンクパラメータを決定するよう構成される、

請求項 1 に記載のヒートシンクパラメータ決定装置。

【請求項 3】

前記ヒートシンクパラメータ決定装置は、前記与えられたモデルを初期化する初期ヒートシンクパラメータを与える初期ヒートシンクパラメータ提供部を有し、

前記パラメータ決定部は、前記初期化されたモデルから前記ヒートシンクのパラメータの決定を開始するよう構成される、

請求項 1 に記載のヒートシンクパラメータ決定装置。

【請求項 4】

前記モデル提供部は、前記モデルが対象パラメータにも依存するように該モデルを提供するよう構成され、

前記パラメータ決定部は、前記測定された温度分布と前記モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、前記対象パラメータ及び前記ヒートシンクのパラメータを決定するよう構成され、

前記モデル化された温度分布は、前記与えられた熱源のパラメータと、前記与えられたモデルを使用することによって決定される前記ヒートシンクのパラメータ及び決定される前記対象パラメータとに基づき、モデル化されている、

請求項 1 に記載のヒートシンクパラメータ決定装置。

【請求項 5】

前記温度分布測定部は、前記対象の超音波データを取得する超音波プローブと、該取得された超音波データに基づき前記温度分布を決定する超音波サーモメトリー部とを有する

、

請求項 1 に記載のヒートシンクパラメータ決定装置。

【請求項 6】

前記ヒートシンク位置提供部は、前記超音波プローブによって取得された前記対象の超音波データに基づき前記ヒートシンク位置を決定するよう構成される、

請求項 5 に記載のヒートシンクパラメータ決定装置。

【請求項 7】

ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定する温度分布決定装置であって、前記ヒートシンクが前記対象の血管である、前記温度分布決定装置において、

前記ヒートシンクのパラメータを決定する、請求項 1 に記載のヒートシンクパラメータ決定装置と、

前記モデル提供部によって与えられたモデル、前記熱源パラメータ提供部によって与えられた熱源パラメータ、及び前記決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、前記対象内の温度分布を決定する温度分布決定部と

を有する温度分布決定装置。

【請求項 8】

前記熱源は、前記対象を、第 1 加熱周期では、与えられた第 1 熱源パラメータによって定義されているより低い温度へと、第 2 加熱周期では、与えられた第 2 熱源パラメータによって定義されているより高い温度へと加熱するよう構成され、

前記温度分布測定部は、前記第 1 加熱周期の間に、前記ヒートシンクのパラメータを決定するために使用される温度分布を測定するよう構成され、前記パラメータ決定部は、前記与えられたモデル、前記与えられた第 1 熱源パラメータ、及び前記測定された温度分布に基づき、前記ヒートシンクのパラメータを決定するよう構成され、

前記温度分布決定部は、前記第 2 加熱周期の間に、前記与えられたモデル、前記与えられた第 2 熱源パラメータ、及び前記決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、前記対象内の温度分布を決定するよう構成される、

請求項 7 に記載の温度分布決定装置。

【請求項 9】

当該温度分布決定装置は、前記第 2 加熱周期において、温度が前記温度分布測定部によ

10

20

30

40

50

って測定可能でない温度範囲内にある前記対象の温度を検知する温度検知要素を更に有し、

前記温度分布決定部は、前記第2加熱周期において、前記与えられたモデル、前記与えられた第2熱源パラメータ、前記決定されたヒートシンクのパラメータ、及び前記温度検知要素によって検知された温度に基づき、前記対象内の温度分布を決定するよう構成される、

請求項8に記載の温度分布決定装置。

【請求項10】

ヒートシンクを有する対象を加熱する加熱システムであって、前記ヒートシンクが前記対象の血管である、前記加熱システムにおいて、

前記対象を加熱する熱源と、

前記対象を加熱することによって引き起こされる前記対象内の温度分布を決定する、請求項7に記載の温度分布決定装置と

を有する加熱システム。

【請求項11】

当該加熱システムは、前記決定された温度分布に応じて前記熱源を制御する加熱制御部を更に有する、

請求項10に記載の加熱システム。

【請求項12】

対象内のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定方法であって、前記ヒートシンクが血管である、前記ヒートシンクパラメータ決定方法において、

熱源パラメータ提供部によって、前記対象の過熱を定義する熱源のパラメータを与えるステップと、

モデル提供部によって、前記対象が前記熱源によって過熱されている間に、前記対象における温度分布を記述するモデルを与えるステップあって、該モデルは、前記ヒートシンクのパラメータ及び前記熱源のパラメータに依存する、前記モデルを与えるステップと、ヒートシンク位置提供部によってヒートシンク位置を与えるステップと、

温度分布測定部によって前記与えられたヒートシンク位置に近い前記対象における温度分布を測定するステップと、

パラメータ決定部によって、前記与えられたヒートシンク位置の近くで測定された温度分布と、モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、前記ヒートシンクのパラメータを決定するステップであって、前記モデル化された温度分布は、前記与えられたモデルを使用することによって決定される前記ヒートシンクのパラメータと、前記与えられた熱源のパラメータとに基づき、モデル化されている、前記パラメータを決定するステップと

を有するヒートシンクパラメータ決定方法。

【請求項13】

ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定する温度分布決定方法であって、前記ヒートシンクが前記対象の血管である、前記温度分布決定方法において、

前記ヒートシンクのパラメータを決定する、請求項12に記載のヒートシンクパラメータ決定方法と、

温度分布決定部によって、前記モデル提供部によって与えられたモデル、前記熱源パラメータ提供部によって与えられた熱源パラメータ、及び前記決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、前記対象内の温度分布を決定するステップと

を有する温度分布決定方法。

【請求項14】

対象内のヒートシンクのパラメータを決定するコンピュータプログラムであって、前記ヒートシンクが血管である、前記コンピュータプログラムにおいて、

当該コンピュータプログラムが、請求項1に記載のヒートシンクパラメータ決定装置を制御するコンピュータで実行される場合に、該ヒートシンクパラメータ決定装置に、請求

10

20

30

40

50

項 1 2 に記載のヒートシンクパラメータ決定方法のステップを実施させるプログラムコード手段を有する、

コンピュータプログラム。

【請求項 1 5】

ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定するコンピュータプログラムであって、前記ヒートシンクが前記対象の血管であり、前記ヒートシンクのパラメータは、前記対象が熱源によって加熱される間の該対象の冷却を定義する、コンピュータプログラムにおいて、

当該コンピュータプログラムが、請求項 7 に記載の温度分布決定装置を制御するコンピュータで実行される場合に、該温度分布決定装置に、請求項 1 3 に記載の温度分布決定方法のステップを実施させるプログラムコード手段を有する、

コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象内のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定装置、方法及びコンピュータプログラムに関係がある。本発明は、決定されたヒートシンクパラメータを使用する、対象内の温度分布を決定する温度分布決定装置、方法及びコンピュータプログラムに更に関係がある。本発明は、温度分布決定装置を有する加熱システムにも関係がある。

【背景技術】

【0002】

米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 1 0 6 1 5 7 (A 1) 号明細書 (特許文献 1) には、組織の特定の部分に対して温熱治療を選択的に施すシステムが開示されている。システムは、熱源と、超音波撮像プローブと、組織の特定の部分が所定の温度に達した場合を識別する手段と、熱源を用いて組織の特定の部分の温度を変え、組織の特定の部分が前の温度に戻る場合の第 1 の組の超音波データを収集する機能を実装するよう構成されるコントローラとを有する。コントローラは、第 1 の組の超音波データを用いて、組織の特定の部分に対応する熱拡散パラメータを決定し、熱源を用いて、第 2 の組の超音波データを収集しながら組織の特定の部分の温度を所定の値に変え、組織の特定の部分の温度を所定値に変えるのに必要な時間の長さを決定する機能を実装するよう更に構成される。コントローラは、熱拡散パラメータ、第 2 の組の超音波データ、時間の長さ、及び生物組織熱伝達モデルを用いて、熱源及び組織の特定の部分に対応する熱源マグニチュードパラメータを決定し、それによって、生物組織熱伝達モデルを熱源及び組織の特定の部分に対して較正する機能を実装するよう更に構成される。

【0003】

欧州特許出願公開第 2 3 8 7 9 6 3 (A 1) 号明細書 (特許文献 2) には、エネルギーを対象に加えることによって引き起こされる対象内の温度分布を決定する温度分布決定装置であって、対象が第 1 温度範囲内の温度に加熱されるようにエネルギーが対象に加えられる間に対象における空間的及び時間的に依存した第 1 温度分布を測定する温度分布測定部と、測定された第 1 温度分布の空間及び時間的な依存性に基づき、第 1 温度範囲とは異なる第 2 温度範囲内で対象における空間的及び時間的に依存した第 2 温度分布を推定する温度分布推定部とを有する温度分布決定装置が開示されている。

【0004】

米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 2 9 6 7 4 3 (A 1) 号明細書 (特許文献 3) には、スキャンシーケンスにおいて超音波ビームによりスキャンするよう動作可能な送信器と、治療計画の関数としてスキャンシーケンスを生成し、スキャンシーケンスの少なくとも一部分について送信器をオフするよう構成されるプロセッサとを有する超音波スキャナが開示されている。超音波スキャナは、治療デバイスヘトリガを出力するよう構成されるトリガ出力を更に有し、該トリガ出力はスキャンシーケンスに応答する。

【 0 0 0 5 】

国際公開第 2 0 1 0 / 1 4 0 1 2 5 (A 1) 号パンフレット (特許文献 4) には、高密度超音波により患者の身体の少なくとも一部分に高周波の音波を当てるよう構成される超音波治療部と、身体の部分から磁気共鳴信号を取得し、磁気共鳴信号からサーモグラフィー磁気共鳴画像を再構成するよう構成される磁気共鳴撮像部とを有する治療システムが開示されている。治療システムは、身体の部分から超音波信号を取得し、超音波信号から少なくとも 1 つの局所的な温度値を得るよう構成される超音波診断部を更に有する。

【 0 0 0 6 】

米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 6 0 2 2 1 (A 1) 号明細書 (特許文献 5) には、人の部分が、例えば、無線周波数 (R F) アブレーションプロシージャの間に、切除される時に、人体内の温度分布を決定する温度分布決定装置が開示されている。温度分布決定装置は、人体内の異なる位置での温度を表す温度に関連した超音波データを測定し、それらの超音波データを用いて人体内の温度分布を時間に依存した機械学習モデルによりモデル化するよう構成される。実施形態において、解剖学的な超音波情報は、人体内の血管を示すために使用され、この情報は、モデル化された温度分布を補正するために使用される。

10

【 0 0 0 7 】

解剖学的な超音波情報によって示されるのと同じ生体構造を有するよう見える異なる血管は、温度分布に異なる影響を及ぼし得るので、最終的に決定される補正された温度分布は不正確であり得る。

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 1 0 6 1 5 7 (A 1) 号明細書

【 特許文献 2 】 欧州特許出願公開第 2 3 8 7 9 6 3 (A 1) 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 2 9 6 7 4 3 (A 1) 号明細書

【 特許文献 4 】 国際公開第 2 0 1 0 / 1 4 0 1 2 5 (A 1) 号パンフレット

【 特許文献 5 】 米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 6 0 2 2 1 (A 1) 号明細書

【 発明の概要 】

【 0 0 0 9 】

30

本発明の目的は、対象内のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定装置、方法及びコンピュータプログラムであって、温度分布の改善された決定を可能にするものを提供することである。本発明の更なる目的は、対象内の温度分布を決定する温度分布決定装置、方法及びコンピュータプログラムであって、決定されたヒートシンクパラメータを使用し、従って、温度分布のより正確な決定を可能にするものを提供することである。更には、本発明の目的は、対象を加熱する加熱システムであって、温度分布決定装置を有するものを提供することである。

【 0 0 1 0 】

本発明の第 1 の態様において、対象内のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定装置であって、

40

ヒートシンク位置を与えるヒートシンク位置提供部と、

前記与えられたヒートシンク位置に近い前記対象における温度分布を測定する温度分布測定部と、

前記対象の過熱を定義する熱源のパラメータを与える熱源パラメータ提供部と、

前記対象が前記熱源によって過熱されている間に、前記対象における温度分布を記述するモデルを与えるモデル提供部であって、該モデルは、前記ヒートシンクのパラメータ及び前記熱源のパラメータに依存する、前記モデル提供部と、

前記与えられたヒートシンク位置の近くで測定された温度分布と、モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、前記ヒートシンクのパラメータを決定するパラメータ決定部であって、前記モデル化された温度分布は、前記与えられたモデルを

50

使用することによって決定される前記ヒートシンクのパラメータと、前記与えられた熱源のパラメータとに基づき、モデル化されている、前記パラメータ決定部と

を有するヒートシンクパラメータ決定装置が提供される。

【0011】

ヒートシンクのパラメータは、測定された温度分布と、与えられた熱源のパラメータ及び与えられたモデルを使用することによって決定される夫々のヒートシンクのパラメータに基づきモデル化されているモデル化された温度分布と、の間の偏差を最小限にすることによって決定されるので、ヒートシンクのパラメータの決定は、対象内の実際の温度分布を考慮しており、よって、温度分布に対するその実際の影響に基づいている。このことは、ヒートシンクのパラメータの改善された決定を、ひいては、決定されたヒートシンクのパラメータに基づき決定され得る、より正確な温度分布を、もたらすことができる。

10

【0012】

前記温度分布測定部は、空間的及び／又は時間的な温度分布を決定するよう構成され得る。前記温度分布測定部は、優先的には、前記対象の超音波データを取得する超音波プローブと、該取得された超音波データに基づき前記温度分布を決定する超音波サーモメトリ部とを有する。前記超音波プローブは、超音波を対象内に送り、後方散乱された超音波を対象から受けて、超音波データを取得するよう構成される。実施形態において、前記ヒートシンクは血管であり、前記超音波プローブは、3次元において超音波データを取得することが可能であってよく、温度分布を決定するために、血管を横断し得る1つ以上の面の超音波データが使用されてよい。3次元において超音波データを取得することができる前記超音波プローブを使用することによって、血管を横断する1つ以上の面の配置は非常に柔軟であり得る。

20

【0013】

前記ヒートシンク位置提供部は、前記超音波プローブによって取得された前記対象の超音波データに基づき前記ヒートシンク位置を決定するよう構成され得る。特に、前記超音波プローブは、前記ヒートシンク位置提供部が、例えば、既知のセグメンテーション技術を使用することによって、前記ヒートシンク、特に血管、を検出することができるボリュームデータセットを提供するために、3次元において超音波データを測定するよう構成され得る。前記超音波プローブは、従って、温度分布を測定すること、及びヒートシンク位置を決定すること、という少なくとも2つの目的のために使用され得る。このことは、よりコンパクトなヒートシンク決定装置をもたらすことができる。

30

【0014】

実施形態において、ヒートシンクのパラメータを決定するために、前記温度分布測定部は、前記与えられたヒートシンク位置の近くでのみ温度分布を測定してよく、該測定された温度分布は、ヒートシンクのパラメータを決定するために使用されてよい。実施形態において、ヒートシンクのパラメータを決定するために、温度分布は、前記与えられたヒートシンク位置の近くで、更には、該ヒートシンク位置からより離れた位置でも、測定されてよく、ヒートシンクのパラメータを決定するために、ヒートシンク位置の近くで測定された温度分布のみが使用されてよい。前記熱源パラメータ提供部は、前記対象の加熱を定義する1つ以上の熱源パラメータを決定し、該決定された1つ以上の熱源パラメータを提供するよう構成されてよい。あるいは、前記熱源パラメータ提供部は、以前に決定された及び／又は受け取られた1つ以上の熱源パラメータが記憶されており、1つ以上の熱源パラメータがそれらを提供するために取り出され得る単なる記憶部であってよい。1つ以上の熱源パラメータは、例えば、熱源の位置、対象へ運ばれる熱の量、特に、どの時点でどれくらいの熱が対象へ運ばれるのか、などを含む。

40

【0015】

実施形態において、前記対象は、人又は動物のような生物であり、前記ヒートシンクは血管であり、前記熱源は、生物の組織領域を切除するアブレーション要素である。この場合に、アブレーション要素の位置は、x線位置決めシステム、電磁(EM)位置決めシステム、光学形状検知(OSS)位置決めシステム、などのような位置決めシステムによっ

50

て決定されてよく、位置決めシステムによって決定された位置は、前記熱源パラメータ提供部が決定された位置を熱源パラメータとして提供することを可能にするために、前記熱源パラメータ提供部へ送られ得る。更には、アブレーション要素による加熱を制御する加熱制御部は、前記加熱パラメータ提供部が加熱時間及び加熱量に関する加熱情報を熱源パラメータとして提供することを可能にするために、この情報を前記加熱パラメータ提供部へ送るよう構成され得る。アブレーション要素は、RFアブレーション要素、マイクロ波アブレーション要素、高密度焦点式超音波（HIFU）アブレーション要素、又は対象を加熱するよう構成されているあらゆる他のアブレーション要素であることができる。

【0016】

前記パラメータ決定部は、1つ以上のヒートシンクパラメータを決定するよう構成され得る。更には、前記モデル提供部は、1つ以上のヒートシンクパラメータに依存し、且つ／あるいは、1つ以上の熱源パラメータに依存するモデルを提供するよう構成され得る。実施形態において、ヒートシンクパラメータ決定装置は、前記対象内の前記ヒートシンクの位置、且つ／あるいは、前記ヒートシンクが流動流体を含む管状構造を有する場合には、流れ方向及び／又は前記管状構造の半径及び／又は流速、を含む1つ以上のヒートシンクパラメータを決定するよう構成される。それらのヒートシンクパラメータは、改善された温度分布を決定するのに非常に良く適している。なお、ヒートシンクパラメータ決定装置は、代替的に、又は追加的に、他のヒートシンクパラメータを決定するよう構成されることもできる。

【0017】

他の実施形態において、ヒートシンクパラメータ決定装置は、前記与えられたモデルを初期化する初期ヒートシンクパラメータを与える初期ヒートシンクパラメータ提供部を有し、前記パラメータ決定部は、前記初期化されたモデルから前記ヒートシンクのパラメータの決定を開始するよう構成される。前記初期ヒートシンクパラメータ提供部は、例えば、ヒートシンクの位置、且つ／あるいは、ヒートシンクが流動流体を含む管状構造を有する場合には、管状構造の直径及び／又は流速及び／又は流れ方向を提供するよう構成され得る。それらの初期ヒートシンクパラメータは、測定された温度分布とモデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、1つ以上のヒートシンクパラメータを決定するプロセスの良好な開始を提供することができる。このことは、より速い決定プロセスと、決定プロセスが全体的な最小値よりも大きい局所的な最小値を見つける可能性の低減とをもたらすことができる。

【0018】

ヒートシンクパラメータ決定装置は、ヒートシンク位置を与えるヒートシンク位置提供部を有し、前記温度分布測定部は、前記与えられたヒートシンク位置の近くで温度分布を測定するよう構成される。このように、前記温度分布測定部は、優先的には、前記与えられたヒートシンク位置に隣接して又はその位置の近くで温度分布を測定するよう構成される。特に、前記ヒートシンク位置までの距離は、予め定義されてよく、ヒートシンクのパラメータを決定するために、温度分布は、予め定義された距離以下である前記ヒートシンク位置までの距離を有する前記対象の部分において測定され得る。このとき、前記対象のそれらの部分は、前記ヒートシンク位置に近いと見なされてよい。温度分布が前記対象の他の部分でも測定される場合に、優先的には、前記対象の近傍部分で測定された温度分布のみが、ヒートシンクのパラメータを決定するために使用される。前記予め定義された距離は、優先的には3 cm、より好ましくは2 cm、よい一層好ましくは1 cmである。実施形態において、温度分布は、ヒートシンク（特に、血管）を横断する1つ以上のスキャン面において超音波プローブによって取得された超音波データを使用することによって測定されてよい。そのように、1つ以上のスキャン面は、ヒートシンクが夫々のスキャン面と交差する交差領域を夫々有する。ヒートシンクのパラメータを決定するために、1つ以上のスキャン面内にある温度分布の部分のみが使用されてよく、それらの部分は、前記予め定義された距離よりも短い交差領域の境界までの最短距離を有する。このとき、温度分布のそれらの部分は、ヒートシンクに近いと見なされてよい。よって、例えば、夫々の交

10

20

30

40

50

差領域の周りのマージン（特に、環帯）に対応する温度分布の部分のみが使用されてよく、マージンの厚さは前記予め定義された距離によって定義される。加えて、実施形態において、温度分布の近傍部分から、ヒートシンクを通過していない後方散乱された超音波に対応する超音波データに基づき決定された部分のみが、ヒートシンクのパラメータを決定するために使用されてよい。ヒートシンクを通過していない後方散乱された超音波に対応する超音波データは、例えば、ヒートシンクでの反射によって影響を及ぼされず、従って、より良い品質を有することができる。このことは、より高い品質の温度分布をもたらすことができる。例えば、超音波サーモメトリーの場合に限らず、他の温度測定技術を使用する場合にも、温度は、限られた温度範囲でのみ測定可能であり得るので、加熱プロセスの間、前記温度分布測定部は、熱源の近くの温度測定と比較して相対的に長い時間にわたってヒートシンクの近くの温度を測定することが可能であってよい。更なる温度データは、従って、ヒートシンクの近くで測定可能であってよく、このようにして、ヒートシンクのパラメータを決定するために利用可能であってよい。このことは、ヒートシンクのパラメータの更に改善された決定をもたらすことができる。実施形態において、前記ヒートシンク位置提供部及び前記初期ヒートシンクパラメータ提供部は、一体化されたユニットであり、この場合に、前記ヒートシンク位置は、初期ヒートシンクパラメータとして提供される。

10

【0019】

前記モデル提供部は、前記モデルが対象パラメータにも依存するように該モデルを提供するよう構成されることが好ましい。このとき、前記パラメータ決定部は、前記測定された温度分布と前記モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、前記対象パラメータ及び前記ヒートシンクのパラメータを決定するよう構成され、前記モデル化された温度分布は、前記与えられた熱源のパラメータと、前記与えられたモデルを使用することによって決定される前記ヒートシンクのパラメータ及び決定される前記対象パラメータとに基づき、モデル化されている。前記モデル提供部は、前記モデルが1つ以上の対象パラメータに依存するように該モデルを提供するよう構成され得る。前記対象パラメータは、例えば、熱パラメータ及び/又は電気パラメータ、すなわち、前記対象の熱的及び/又は電氣的な特性を定義するパラメータを含んでよい。熱的及び電氣的なパラメータは、例えば、特に、前記対象が人である場合に、組織の熱的及び電氣的な伝導性であることができる。温度分布を決定するために前記決定された1つ以上のヒートシンクのパラメータに加えて使用され得る1つ以上の対象パラメータを更に決定することは、1つ以上のヒートシンクのパラメータ及び1つ以上の対象パラメータに基づき決定され得る温度分布の正確さを更に改善することができる。

20

30

【0020】

本発明の更なる態様において、ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定する温度分布決定装置であって、

前記ヒートシンクのパラメータを決定する、請求項1に記載のヒートシンクパラメータ決定装置と、

前記モデル提供部によって与えられたモデル、前記熱源パラメータ提供部によって与えられた熱源パラメータ、及び前記決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、前記対象内の温度分布を決定する温度分布決定部と

40

を有する温度分布決定装置が提供される。

【0021】

前記決定されたヒートシンクのパラメータ及び前記モデルを使用することによって、前記対象内の温度分布は、たとえ温度分布が、例えば、温度が前記温度分布測定部によって測定可能な温度範囲の外にあることで、該温度分布測定部によって測定可能でないとしても、決定され得る。

【0022】

実施形態において、前記熱源は、前記対象を、第1加熱周期では、与えられた第1熱源パラメータによって定義されているより低い温度へと、第2加熱周期では、与えられた第

50

2 熱源パラメータによって定義されているより高い温度へと加熱するよう構成される。このとき、a) 前記温度分布測定部は、前記第 1 加熱周期の間に、前記ヒートシンクのパラメータを決定するために使用される温度分布を測定するよう構成され、前記パラメータ決定部は、前記与えられたモデル、前記与えられた第 1 熱源パラメータ、及び前記測定された温度分布に基づき、前記ヒートシンクのパラメータを決定するよう構成される。そして、b) 前記温度分布決定部は、前記第 2 加熱周期の間に、前記与えられたモデル、前記与えられた第 2 熱源パラメータ、及び前記決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、前記対象内の温度分布を決定するよう構成される。更には、温度分布決定装置は、前記第 2 加熱周期において、温度が前記温度分布測定部によって測定可能でない温度範囲内にある前記対象の温度を検知する温度検知要素を更に有することが好ましい。このとき、前記温度分布決定部は、前記第 2 加熱周期において、前記与えられたモデル、前記与えられた第 2 熱源パラメータ、前記決定されたヒートシンクのパラメータ、及び前記温度検知要素によって検知された温度に基づき、前記対象内の温度分布を決定するよう構成される。前記第 2 加熱周期において温度分布を決定する前記温度検知要素によって前記第 2 加熱周期で測定された温度を使用することは、前記決定された温度分布の品質を更に改善することができる。

10

【0023】

更には、前記温度分布測定部は、温度分布が前記温度分布測定部によって測定可能である第 1 空間領域において前記第 2 加熱周期に温度分布を測定するよう構成され得る。このとき、前記温度分布決定部は、前記与えられたモデル、前記与えられた第 2 熱源パラメータ、前記決定されたヒートシンクのパラメータ、及び前記第 1 空間領域で前記第 2 加熱周期に測定された温度分布に基づき、温度分布が前記温度分布測定部によって測定可能でない第 2 空間領域内の温度分布を前記第 2 加熱周期に決定するよう構成され得る。ヒートシンクのパラメータを決定することに加えて、対象パラメータも、前記与えられたモデル、前記与えられた第 1 熱源パラメータ、及び前記第 1 加熱周期の間に測定された温度分布に基づき決定され得る。このとき、前記第 2 加熱周期において、前記第 2 空間領域内の温度分布は、次いで、前記与えられたモデル、前記与えられた第 2 熱源パラメータ、前記決定されたヒートシンクのパラメータ、及び前記決定された対象パラメータに基づき決定され得る。

20

【0024】

前記対象は、優先的には、前記熱源によって生成された熱によって除去される組織を有し、ヒートシンクパラメータ決定装置は、組織が除去された領域を決定する除去領域決定部を更に有してよい。

30

【0025】

本発明の更なる態様において、ヒートシンクを有する対象を加熱する加熱システムであって、

前記対象を加熱する熱源と、

前記対象を加熱することによって引き起こされる前記対象内の温度分布を決定する、請求項 7 に記載の温度分布決定装置と

を有する加熱システムが提供される。

40

【0026】

好適な実施形態において、加熱システムは、前記決定された温度分布に応じて前記熱源を制御する加熱制御部を更に有する。特に、関心領域（熱を関心領域に加えることによって除去されるべき領域。例えば、腫瘍部位。）が与えられ、決定された除去領域と比較され得る。このとき、前記除去領域は、前記決定された温度分布に応じて決定され得る。前記加熱制御部は、次いで、関心領域が完全に除去されていることを確かにするために、前記決定された除去領域が関心領域を完全に覆うように加熱を制御するよう構成され得る。このように、前記対象の加熱は改善され得る。

【0027】

本発明の他の態様において、対象内のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシン

50

クパラメータ決定方法であって、

ヒートシンク位置提供部によってヒートシンク位置を与えるステップと、

温度分布測定部によって前記与えられたヒートシンク位置に近い前記対象における温度分布を測定するステップと、

熱源パラメータ提供部によって、前記対象の過熱を定義する熱源のパラメータを与えるステップと、

モデル提供部によって、前記対象が前記熱源によって過熱されている間に、前記対象における温度分布を記述するモデルを与えるステップであって、該モデルは、前記ヒートシンクのパラメータ及び前記熱源のパラメータに依存する、前記モデルを与えるステップと、

パラメータ決定部によって、前記与えられたヒートシンク位置の近くで測定された温度分布と、モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、前記ヒートシンクのパラメータを決定するステップであって、前記モデル化された温度分布は、前記与えられたモデルを使用することによって決定される前記ヒートシンクのパラメータと、前記与えられた熱源のパラメータとに基づき、モデル化されている、前記パラメータを決定するステップと

10

を有するヒートシンクパラメータ決定方法が提供される。

【0028】

本発明の更なる態様において、ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定する温度分布決定方法であって、

前記ヒートシンクのパラメータを決定する、請求項12に記載のヒートシンクパラメータ決定方法と、

20

温度分布決定部によって、前記モデル提供部によって与えられたモデル、前記熱源パラメータ提供部によって与えられた熱源パラメータ、及び前記決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、前記対象内の温度分布を決定するステップと

を有する温度分布決定方法が提供される。

【0029】

本発明の更なる態様において、対象内のヒートシンクのパラメータを決定するコンピュータプログラムであって、

当該コンピュータプログラムが、請求項1に記載のヒートシンクパラメータ決定装置を制御するコンピュータで実行される場合に、該ヒートシンクパラメータ決定装置に、請求項12に記載のヒートシンクパラメータ決定方法のステップを実施させるプログラムコード手段を有する、

30

コンピュータプログラムが提供される。

【0030】

本発明の更なる態様において、ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定するコンピュータプログラムであって、前記ヒートシンクのパラメータは、前記対象が熱源によって加熱される間の該対象の冷却を定義する、コンピュータプログラムにおいて、

当該コンピュータプログラムが、請求項7に記載の温度分布決定装置を制御するコンピュータで実行される場合に、該温度分布決定装置に、請求項13に記載の温度分布決定方法のステップを実施させるプログラムコード手段を有する、

40

コンピュータプログラムが提供される。

【0031】

請求項1のヒートシンクパラメータ決定装置、請求項7の温度分布決定装置、請求項10の加熱システム、請求項12のヒートシンクパラメータ決定方法、請求項13の温度分布決定方法、ヒートシンクのパラメータを決定する請求項14のコンピュータプログラム、及び温度分布を決定する請求項15のコンピュータプログラムは、特に、従属請求項で定義されている、類似した及び/又は同じ好適な実施形態を有している点が理解されるべきである。

【0032】

本発明の好適な実施形態は、夫々の独立請求項と従属請求項又は上記の実施形態との如

50

何なる組み合わせであることもできる点が理解されるべきである。

【 0 0 3 3 】

本発明のそれら及び他の態様は、以降で記載される実施形態から明らかであり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】ヒートシンクを有する対象を加熱する加熱システムを概略的に且つ例として示す。

【図 2】アブレーション針の先端を概略的に且つ例として示す。

【図 3】異なるパラメータに応じた平均二乗の異なるプロットを概略的に且つ例として示す。

【図 4】異なるパラメータに応じた平均二乗の異なるプロットを概略的に且つ例として示す。

【図 5】異なるパラメータに応じた平均二乗の異なるプロットを概略的に且つ例として示す。

【図 6】異なるパラメータに応じた平均二乗の異なるプロットを概略的に且つ例として示す。

【図 7】測定された温度及びモデル化された温度を表す。

【図 8】対象内の温度分布を決定する温度分布決定方法の実施形態を例として表すフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 5 】

図 1 は、ヒートシンクを有する対象を加熱する加熱システムの実施形態を概略的に且つ例として示す。この実施形態において、システム 1 は、患者台のような支持手段 4 に横たわっている人 3 の中の腫瘍を除去するアブレーションシステムである。システム 1 は、エネルギーを人 3 に、特に、人 3 の中の腫瘍に加えるエネルギー印加要素である熱源 2 を有する。この実施形態において、エネルギー印加要素 2 は、図 2 で概略的に且つ例として表されるようにアブレーション針 2 の先端 5 にアブレーション電極 4 0 及び温度検知要素 4 1 を有するアブレーション針である。アブレーション針 2 の先端 5 にある温度検知要素 4 1 は、この実施形態では熱電対であり、熱電対から受信された電気信号に応じてアブレーションカテテル 2 の先端 5 での温度を決定するために、ワイヤ様の導電体 4 2 を介して先端温度測定決定部 1 8 へ電氣的に接続されている。

【 0 0 3 6 】

アブレーション電極 4 0 によって人 3 に加えられるエネルギーは、優先的には、RF エネルギーである。このとき、アブレーション電極 4 0 は、特に、導電体 4 3 を介してアブレーションエネルギー制御部 1 2 へ接続されている。アブレーションエネルギー制御部 1 2 は、加熱制御部 1 2 であるとも見なされてよく、RF エネルギーの印加を制御するよう構成される。導電体 4 3 はワイヤであってもよい。導電体 4 2、4 3 は、アブレーション針 2 内に且つアブレーション針 2 をアブレーションエネルギー制御部 1 2 と接続するケーブル 7 2 内に配置されてよい。この実施形態において、アブレーションエネルギー制御部 1 2 は、RF エネルギーを供給する RF 源を有する。

【 0 0 3 7 】

システム 1 は、RF エネルギーが人 3 に加えられている間に、人 3 の中の空間的及び時間的に依存した温度分布を測定する温度分布測定部を更に有する。温度分布測定部は、人 3 の超音波データを取得する超音波プローブ 7 1 と、取得された超音波データに基づき温度分布を決定する超音波サーモメトリー部 1 3 とを有する。

【 0 0 3 8 】

システム 1 は、人 3 がアブレーション針 2 を使用することによって加熱されている間の人 3 の中の温度分布を記述するモデルを与えるモデル提供部 1 5 を更に有する。モデルは、人 3 がアブレーション針 2 によって加熱されている間の人 3 の冷却を定義する 1 つ以上

10

20

30

40

50

のヒートシンクパラメータと、アブレーション針 2 による人 3 の加熱を定義する 1 つ以上の熱源パラメータとを含む、変更可能なモデルパラメータに依存する。変更可能なパラメータは、対象の熱パラメータ又は電気パラメータのような対象パラメータを更に含んでよい。この実施形態において、人 3 の肝臓 20 における腫瘍は、変更可能なモデルパラメータが肝臓 20 の熱伝導率及び導電率を含み得るように、切除されるべきである。

【0039】

ヒートシンクは、肝臓 20 内の血管である。ヒートシンクパラメータは、例えば、夫々の血管の位置、夫々の血管の直径、夫々の血管を通る流速、夫々の血管を通る流れの方向、などを含む。熱源パラメータは、例えば、人 3 の中のアブレーション針の位置、エネルギーが人 3 に加えられる回数、人 3 に加えられるエネルギーの量、などを含む。熱源パラメータは、熱源パラメータ提供部 14 によって与えられ得る。熱源パラメータ提供部 14 は、アブレーションエネルギー制御部 12 から、エネルギーが加えられる回数に関する、及び加えられたエネルギーの量に関する情報を受け取ってよい。特に、アブレーションエネルギー制御部 12 から熱源パラメータ提供部 14 へこの情報を送るために、アブレーションエネルギー制御部 12 から熱源パラメータ提供部 14 への連続したデータストリームが存在することができる。人 3 の中のアブレーション針 2 の位置に関する情報は、位置決めシステム 6 によって、熱源パラメータ提供部 14 へ提供されてよい。これは、以下で更に詳細に記載される。

【0040】

システム 1 は、測定された温度分布とモデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによってヒートシンクのパラメータを決定するパラメータ決定部 16 を更に有する。モデル化された温度分布は、提供されたモデルを使用することによって決定されるヒートシンクのパラメータと、与えられたヒートシンクのパラメータとに基づき、モデル化されている。パラメータ決定部 16 は、モデルリングステップの間に、肝臓組織の熱的及び電氣的な伝導性のような対象パラメータを更に考慮してよく、それによって、それらの対象パラメータも決定する。パラメータ決定部 16 は、アブレーション針 2 の先端 5 で熱電対 41 によって測定された温度を更に使用するよう構成され得る。この場合に、モデル化された温度分布は、a) 温度分布測定部 13, 71 によって測定される測定された温度分布、及びアブレーション針 2 の先端 5 で熱電対 41 によって測定された温度と、b) モデル化された温度分布と、の間の偏差が最小限にされるように、モデル化される。

【0041】

位置決めシステム 6 は、人 3 の中のアブレーション針 2 の先端 5 のポジションを検出するよう構成される。この実施形態において、位置決めシステム 6 は、x 線透視システム、特に、x 線 C アームシステムである。x 線透視システムは、支持手段 4 の上にいる人 3 をトラバースする x 線 8 を生成する x 線源 7 を有する。人 3 をトラバースした x 線 8 は、x 線検出器 9 によって検出される。x 線透視システム 6 は、x 線源 7 及び x 線検出器 9 を制御する透視制御部 10 を更に有する。x 線検出器 9 は、人 3 の x 線画像を生成する。x 線画像は、ディスプレイ 19 で示されてよく、アブレーション針 2 の先端 5 のポジションを決定するために使用され得る。

【0042】

x 線透視システムは、優先的には、異なる取得方向において x 線投影画像を取得することを可能にする x 線 C アームシステムである。このとき、透視制御部 10 は、異なる取得方向において取得された x 線投影画像からコンピュータ断層撮影 (CT) 画像を再構成するよう構成されてよい。CT 画像において、アブレーション針 2 の先端 5 は、そのポジションを決定するために、セグメント化されてよい。

【0043】

システム 1 は、優先的に、再構成された CT 画像に基づきヒートシンク位置を与えるヒートシンク位置提供部 17 を更に有する。このとき、温度分布測定部 13, 71 は、与えられたヒートシンク位置の近くで、ヒートシンクのパラメータを決定するために使用される温度分布を測定するよう構成され得る。例えば、ヒートシンク位置提供部 17 は、血管

10

20

30

40

50

の位置を提供するために、再構成されたCT画像において肝臓20内の血管をセグメント化するように構成され得る。血管のそれらの位置は、初期ヒートシンクパラメータとしても使用され得る。初期ヒートシンクパラメータは、ヒートシンクのパラメータを決定するプロセスが初期化されたモデルから開始されるように、パラメータ決定部16がヒートシンクのパラメータを決定するより前に、モデルを初期化するために使用され得る。ヒートシンク位置提供部17は、従って、初期ヒートシンクパラメータ提供部であるとも見なされ得る。他の実施形態において、ヒートシンク位置提供部17は、他の方法で、例えば、CTシステムによって生成されたCT画像、MRIイメージングシステムによって生成された磁気共鳴(MR)画像、超音波プローブによって、特に、超音波サーモメトリーのために既に使用されている超音波プローブによって生成された超音波画像、などのような他の画像に基づき、ヒートシンク位置を決定するように構成され得る。

10

【0044】

超音波プローブ71は、1つ以上のスキャン面について超音波データを測定するように構成されてよい。このとき、熱源パラメータ提供部14は、1つ以上のスキャン面の位置に対してアブレーション針2の位置を提供するように構成されてよい。例えば、CT画像は、CT画像においてアブレーション針2及び超音波プローブ71をセグメント化することによって、且つ、超音波プローブ71と1つ以上のスキャン面との間の既知の空間関係を使用することによって、1つ以上のスキャン面に対してアブレーション針2の位置を決定するために使用され得る。この既知の空間関係は、超音波プローブ71によって提供され得る。また、超音波プローブ71を使用することによって又は他の超音波プローブを使用することによって生成され得る超音波画像のような他の画像も、1つ以上のスキャン面の位置に対してアブレーション針2の位置を決定するために使用され得る。

20

【0045】

他の実施形態において、EMセンサ、OSSセンサ、などに基づく位置決め技術のような、人体内の針先端のポジションを検出するための他の位置決め技術が使用され得る。

【0046】

温度分布測定部13, 71、熱源パラメータ提供部14、モデル提供部15、パラメータ決定部16、及びヒートシンク位置提供部17は、人3の中の1つ以上のヒートシンクパラメータ、すなわち、この実施形態では、血管のパラメータ、を決定するために使用される。それらのユニットは、従って、人3の中のヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定装置を形成すると見なされ得る。

30

【0047】

システム1は、与えられたモデル、熱源パラメータ提供部14によって与えられた熱源パラメータ、及び決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、人3の中の温度分布を決定する温度分布決定部22を更に有する。特に、アブレーション針2は、優先的には、人3を、第1加熱周期では、熱源パラメータ提供部14によって与えられた第1熱源パラメータによって定義されている、より低い温度へと、第2加熱周期では、熱源パラメータ提供部14によって与えられた第2熱源パラメータによって定義されている、より高い温度へと加熱するために使用される。第2加熱周期で、温度は、肝臓20内の腫瘍部位を除去するほど十分に高い。温度分布測定部13, 71は、優先的には、第1加熱周期の間に、ヒートシンクのパラメータを決定するために使用される温度分布を測定するために使用される。このとき、パラメータ決定部16は、与えられたモデル、与えられた第1熱源パラメータ、及び測定された温度分布に基づき、ヒートシンクのパラメータを決定する。更には、温度分布決定部22は、優先的に、第2加熱周期の間に、与えられたモデル、与えられた第2熱源パラメータ、及び決定されたヒートシンクのパラメータに基づき、人3の中の温度分布を決定する。更には、温度分布測定部13, 71は、温度分布測定部13, 71によって温度分布が測定可能である第1空間領域において第2加熱周期に温度分布を測定するように構成されてよい。このとき、温度分布決定部22は、温度分布測定部13, 71によって温度分布が測定不可能である第2空間領域内の温度分布を、第2加熱周期において、与えられたモデル、与えられた第2熱源パラメータ、決定されたヒートシンクの

40

50

パラメータ、及び第 1 空間領域で第 2 加熱周期に測定された温度分布に基づき、決定するよう構成されてよい。例えば、第 2 空間領域は、アブレーション針 2 の位置に近い領域であってよい。この例において、第 2 空間領域はアブレーション針 2 の位置に近いので、第 2 空間領域内の温度は比較的高く、特に、摂氏 50 度よりも高く、従って、超音波サーモメトリーによっては測定不可能である。第 1 空間領域は、優先的に、超音波サーモメトリーによって測定可能である温度範囲内の温度を有するほど十分に大きいアブレーション針 2 までの距離を有する。第 2 空間領域における温度分布は、次いで、与えられたモデル、与えられた第 2 熱源パラメータ、決定されたヒートシンクのパラメータ、及び第 1 空間領域において測定された温度分布を使用して、第 1 空間領域において測定された温度分布と第 1 空間領域におけるモデル化された温度分布との間の偏差が最小限にされるように、決定されたヒートシンクのパラメータを用いてモデルを適応させることによって、決定され得る。第 2 空間領域における、適応されたモデルによって提供される温度分布は、次いで、この第 2 空間領域における温度分布であると見なされる。このように、温度分布は、たとえ第 2 空間領域において直接には測定され得ないとしても、第 2 空間領域において提供され得る。温度分布のモデリングは、熱的及び電気的な組織伝導性のような対象パラメータを更に考慮することができる。対象パラメータは、第 1 加熱周期の間に実行された温度測定に基づき決定されていてよい。更には、モデリングは、アブレーション針 2 の先端 5 にある熱電対 4 1 によって第 2 加熱周期の間に測定された温度を考慮することができる。この場合に、モデリングは、a) 第 1 空間領域において測定された温度分布及び熱電対 4 1 によって測定された温度と、第 1 空間領域における及び熱電対 4 1 の位置でのモデル化された温度分布と、の間の偏差が最小限にされるように、実行され得る。

【0048】

第 1 加熱周期は、優先的には、人 3 の組織が、超音波サーモメトリーによって測定可能である温度へと加熱される加熱期間である。この低温フェーズにおいて、ヒートシンクのパラメータ、更には任意に、熱的及び電気的な伝導性のような対象パラメータは、決定される。第 2 加熱周期の間に、人 3 の組織は、優先的に、組織の領域、特に、腫瘍部位を除去するために使用され得る温度へと加熱される。この場合に、アブレーション針の近くの温度分布は、上述されたようにモデル化され得る。

【0049】

第 1 空間領域は、優先的には、アブレーションエネルギーが第 2 加熱周期において人 3 に加えられる場合に、第 1 空間領域における温度が摂氏 50 度に満たないようなアブレーション針 2 の先端 5 までの距離を有する。これは、温度分布測定部 1 3 , 7 1 が、第 1 空間領域においてアブレーションプロシージャの間にも温度分布を測定することができることを確かにする。第 2 空間領域は、アブレーション針 2 の先端 5 により近い。優先的には、第 2 空間領域は、アブレーション針 2 の先端 5 に隣接し、除去されるべき関心領域及び関心領域を囲む周囲領域をカバーする。この例において、関心領域は、肝臓 20 内の腫瘍部位である。このように、ヒートシンクパラメータ決定装置 2 3 , 7 1 及び温度分布決定部 2 2 は、優先的に、温度分布が腫瘍領域において及び腫瘍領域の周りの周囲領域において推定され得るように構成される。このとき、それらの領域は、第 2 空間領域を画定してよい。第 2 空間領域はまた、アブレーション針 2 の先端 5 から更に離れている更なる領域もカバーするより広い領域であることができ、この領域でも、組織は、摂氏 50 度よりも高い温度へと加熱される。

【0050】

ヒートシンクパラメータ決定部 2 3 , 7 1 及び温度分布決定部 2 2 は、人 3 の中の温度分布を決定するための、特に、第 1 及び第 2 空間領域内の全体の温度分布を決定するための温度分布決定装置 2 1 , 7 1 の部分である。

【0051】

温度分布決定装置は、除去されている人 3 の中の領域を画定する除去領域を決定する除去領域決定部 2 4 を更に有する。除去領域決定部 2 4 は、第 2 空間領域における推定された温度分布が、予め定義された温度閾値よりも高い温度を有するか又は有していた人 3 の

部分を決定することによって、除去領域を決定するよう構成される。温度分布決定装置 21, 71 は、除去されるべき関心領域（この実施形態では、腫瘍部位）を与える関心領域提供部 25 を更に有する。決定された除去領域及び腫瘍部位はディスプレイ 19 において示され得る。例えば、決定された除去領域及び腫瘍部位のオーバーレイがディスプレイ 19 において示され得る。好ましい温度閾値は、例えば、摂氏 60、65 又は 70 度である。

【0052】

アブレーションエネルギー制御部 12 は、決定された温度分布に応じて、アブレーション針 2、すなわち、アブレーションの電力、を制御するよう構成され得る。特に、アブレーションエネルギー制御部 12 は、腫瘍部位が完全に除去されるようにアブレーション電力を制御するよう構成され得る。

10

【0053】

他の実施形態において、モデリングは、サーモメトリー計測を考慮することなしに、アブレーション針 2 の先端 5 にある熱電対 41 によって第 2 加熱周期の間に測定された温度を考慮してよい。この場合に、モデリングは、a) 熱電対 41 によって測定された温度と、b) 熱電対 41 の位置でのモデル化された温度分布と、の間の偏差が最小限にされるように、実施され得る。特に、実施形態において、第 2 加熱周期の間にモデリングにおいて入力される温度測定のみが、熱電対 41 の温度測定であってよい。また、この実施形態において、除去領域決定部 24 は、決定された温度分布に基づき除去領域を決定するために使用され得る。

20

【0054】

この実施形態において、アブレーション針 2 は、直接に手で導かれる。他の実施形態において、システムは、アブレーション針、特に、針先端を、人体内の所定の位置へと導くナビゲーション部を更に有することができる。ナビゲーション部は、ユーザが、完全に手で、又は半自動的に、アブレーション針を導くことを可能にするよう構成され得る。アブレーション針は、ナビゲーション部によって制御され得る内蔵式の誘導手段を有してよい。アブレーション針は、例えば、針先端を人体内の所定の位置へと導くために、ステアリングワイヤの使用によって操縦され導かされ得る。

【0055】

熱アブレーション技術は、最も経験豊かな外科医によってさえリスクを生じさせ得る大手術に対する優れた代替案である。そのような技術は、RF 治療、凍結療法又はマイクロ波アブレーション治療を実施するよう適応され得る針しか必要とせず、最小限に侵襲的である。あるいは、それらは、非侵襲的であり、例えば、高密度焦点式超音波（HIFU）源のような超音波加熱源などの非侵襲的な熱源が使用される。プロシージャの大部分において、癌組織は、摂氏 60 度を上回る温度へと加熱され、凝固される。

30

【0056】

RF アブレーション（RFA）プロシージャを実施するために、図 1 を参照して上述されたシステムは、アクティブ電極チップ、すなわち、アブレーション針、を備えたプローブを有し、それに優先的に 460 乃至 500 kHz の交流が流される。電流は、人 3 の身体を通して、人 3 の背中又は大腿部のいずれかに置かれた接地パッド（明りょうさのために図 1 では図示せず。）へと伝わる。電流は、イオン性攪乱（ionic agitation）及び摩擦熱を引き起こす。熱は、次いで、腫瘍部位を除去するよう熱伝導を通じて放散される。この実施形態において、RFA は、肝臓癌を治療するために使用される。

40

【0057】

図 1 を参照して上述された実施形態において、RFA は、x 線 C アームシステムを使用することによって、x 線ガイダンスの下で実施される。なお、RFA は、超音波イメージング、CT イメージング又は MR イメージングガイダンスに基づくことができる他のガイダンスシステムを使用することによっても実施され得る。フォローアップ検査は、優先的に、例えば、ひと月内に CT スキャン又は MRI スキャンを用いてアブレーションの有効性を評価し、3 ヶ月の間隔で再び腫瘍マーカに沿って残存病変又は再発を検出することに

50

よって、行われる。腫瘍細胞を適切に死滅させるほど十分にアブレーションサイズをモニタし制御することがしばしば不可能であることにより、最新のアブレーションプロシージャが実施された後、比較的高い再発率がしばしば観測される。図1を参照して上述されたシステムは、従って、除去区間の温度マップを提供することによって、実時間のフィードバックを医師に提供する。これは、MRに基づく温度イメージングによっても、妥当な正確性を有して達成され得る。しかし、MRイメージングは高価であり、容易に利用可能でないことがある。超音波は、針の設置の間の画像ガイダンスのために使用され得る他のモダリティである。その使用の容易さ及び利用可能性により、それは、病変をモニタする好ましい方法であり得る。しかし、先行技術において、超音波は、一般的に、Bモード画像において高エコー病変を視覚化することによって治療をモニタするために使用される。そのような視覚化は、近似的でしかなく、治療有効性の優れたインジケータではない。

10

【0058】

図1を参照して上述されたシステムは、3次元超音波サーモメトリーを実施するために超音波プローブ71及び超音波サーモメトリー部13を使用する。超音波プローブ71及び超音波サーモメトリー部13は、優先的に、例えば、文献“Three-dimensional spatial and temporal temperature imaging in gel phantoms using backscattered ultrasound”, A. Anand et al. 著, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 54(1), 23 ~ 31 頁 (2007年) で記載されるように、3次元の空間的及び時間的な温度部分を測定するよう構成される。この文献は、参照により本願に援用される。

20

【0059】

超音波サーモメトリーの基礎をなす原理は、組織における音響の速度が温度の関数として変化し、超音波エコーにおいて明らかなシフト、すなわち、変位として現れることである。結果として得られる“温度誘導ひずみ (temperature-induced strain)” は、超音波ビーム方向に沿って変位を識別することによって数学的に導出されるものであり、摂氏50度までの範囲において温度上昇に名目上比例する。しかし、問題は、様々な組織ごとに音響の速度の温度依存性の傾向が異なることにある。例えば、肝臓組織について、音響の速度は、摂氏50度の温度範囲まで温度とともに略線形に増大するが、その後傾向は横ばい状態となる。従って、この温度範囲を超える温度によっては、超音波エコーシフトに対する感受性はない。また、組織壊死の開始及び組織構造における結果として起こる変化により、超音波エコーのシグニチャは大いに変化し、変位を決定するための超音波エコーの比較を困難にする。従って、摂氏50度を上回る温度に関して、音響の速度の変化を追跡することに基づく超音波サーモメトリーは、組織の温度の信頼できる指標ではない。

30

【0060】

第1加熱周期において、組織は、従って、少なくとも、温度分布を決定するための超音波データが測定される空間領域において、優先的に、摂氏50度までしか加熱されない。それらの超音波データは、優先的に、血管の近くの面において測定される。近傍面は血管と平行であるか、あるいは、血管を横切ってよい。更には、第2加熱周期の間に、超音波データが測定され得る第1空間領域は、優先的に、温度が第1空間領域内で摂氏50度よりも高くないように、選択される。

40

【0061】

癌に関連した切除治療がしばしば適用される、肝臓のような臓器は、大いに血管が発達している。血管、特に、3mmよりも大きい直径を有する血管は、RFアブレーションのような切除治療の有効性に影響を及ぼす。アブレーション計画及びアブレーションモニタリングは、従って、それらの血管の影響が考慮される場合に、改善され得る。このように、図1を参照して上述されたシステムは、それらのヒートシンク効果を特性化し、それが如何にして周囲組織に作用し、不完全なアブレーションを生じさせ得るかを判定する。この情報は、アブレーションプロシージャ全体が完了される前に、施術パラメータを適応させるためにも使用されてよい。例えば、アブレーションが第2加熱周期において実施される前に、第1加熱周期において、ヒートシンク効果を示すヒートシンクパラメータが決定

50

されてよい。それらのヒートシンクパラメータは、腫瘍部位が除去されるべき第2加熱周期の間にアブレーション針の近くでも温度分布を決定するために使用され得る。アブレーションプロシージャの間に、組織に加えられる加熱量のような熱源パラメータは、アブレーション針の近くの目下推定されている温度分布に基づき実時間で変更され得る。

【0062】

図1を参照して上述されたシステムは、優先的に、アブレーション熱源の近くにあるヒートシンクの例えば形態、すなわち、ポジション及びサイズのような幾何学的パラメータ、を定義するヒートシンクパラメータを決定して、治療有効性に対するその潜在的に有害な効果を判定するよう構成される。システムは、優先的に、低電力加熱実行の間、すなわち、第1加熱周期の間に、夫々のヒートシンクの近くで超音波データを取得するよう構成される。その後、超音波データは、少なくともヒートシンクパラメータを含むモデルパラメータを推定するようヒートシンクをモデル化する能力を備えた熱モデルへ結合される。熱モデルは、次いで、優先的に、加熱区間の中心を含む全体のボリュームにわたる温度を推測するために使用される。最後に、推定された温度マップ、すなわち、時間的及び空間的な温度分布は、優先的に医師に提供され、アブレーション区間の範囲は、優先的に、推定された温度マップに基づき決定される。

【0063】

図1を参照して上述されたシステムは、優先的に、血管の存在下でアブレーション加熱を優先的にシミュレーションする熱モデルを、超音波サーモメトリーを使用することによって得られる実時間の温度測定を用いて適応させるよう構成される。優先的に、アブレーション区間全体にわたる温度分布が推定され、血管の存在によって引き起こされる過小治療が取り出される。システムは、優先的に、先行技術の以下の問題を解決する。

【0064】

除去領域の範囲は、より正確に決定されてよい。更には、先行技術において、除去領域の高エコー視覚化によって導かれる超音波Bモード検査はしばしば正確でなく、治療の有効性を評価するのを困難にし得る。Bモード画像上で視覚化される高エコー(hyperechoes)は、気体及び蒸気泡によって引き起こされる。それらの泡を発生させ、超音波に対する治療領域を視覚化するために、アブレーション治療プロトコルは、ほぼ摂氏100度程度の温度への加熱を伴う。この温度は、摂氏70乃至80度までの温度しか必要としない壊死を達成するためには過剰である。従って、超音波Bモードイメージングが、アブレーションプロシージャを視覚的にモニタするために使用される場合には、治療時間は、必要とするよりも長い。更には、既知の非侵襲的な方法は、血管による冷却の影響の機能評価を実施しない。例えば、CT又は超音波ドップラー画像は、血管の位置及びサイズ並びに血管を流れる血液の速度に関して解剖学的情報を提供することができるが、それらの構造の熱的影響は、それら既知の非侵襲的な方法によっては決定及び考慮されない。対照的に、図1を参照して上述されたシステムは、血管による冷却の機能的影響を評価し、この機能的影響を、アブレーションプロセスの間に、すなわち、第2加熱周期の間に温度分布を決定する時に考慮する。容易に利用可能な超音波データの実効性は、従って、RFアブレーション治療の間に改善され得、且つ、治療に関する瞬時フィードバックが提供され得る。

【0065】

図1を参照して上述されたシステムは、超音波サーモメトリーを利用し、血管のようなヒートシンクの存在下で全体のボリュームにわたって温度分布を推定するよう構成される。システムは、アブレーションプロシージャの開始の直前に、すなわち、第2加熱周期の直前に、優先的には低電力加熱パルスの際に、すなわち、第1加熱周期の間に、サーモメトリー推定を提供する超音波捕捉システム、すなわち、温度分布測定部を有する。超音波データは、優先的には1つ以上のスキャン面において取得され、このとき、2次元の超音波トランスデューサマトリクスが、熱源(この実施形態では、アブレーション針2である。)の周りで、使用されてよい。望ましくは、1つ以上のスキャン面は、血管の近くに位置付けられ、それにより、血管の冷却効果は最適に捕捉され得る。1つ以上のスキャン面

は、血管と平行であるか、あるいは、血管を横切ってよい。熱モデルが提供される。熱モデルは、マルチフィジクスモデルであることができ、使用されるモダリティ（この実施形態ではRFアブレーション針であるが、マイクロ波熱源又はHIFU熱源のような他の熱源であってもよい。）に基づき組織におけるエネルギー沈積をシミュレーションするよう構成される。モデルは、熱源による熱の発生及び血液のような流体における熱伝達から生じる熱拡散をシミュレーションするよう更に構成される。熱的及び電気的なパラメータのような、組織に特有の特性、並びにヒートシンクの、それらのポジション、直径などのようなパラメータは、優先的には未知のパラメータとして考えられ、温度分布測定部によって測定された超音波サーモメトリデータを用いて優先的にあるがままで推定される。任意に、解剖学的情報が、予め取得されたイメージングデータから利用可能である場合には、この情報は、モデルにおいて血管の位置を初期化するために使用されてよく、例えば超音波ドップラーデータから利用可能であるならば、流れ方向がモデルにおいて初期化されてよい。解剖学的情報は、血管の近くでサーモメトリを実施するよう超音波スキャン面を位置付けるためにも使用されてよく、スキャン面は血管と平行であるか、あるいは、血管を横切ってよい。解析モジュールであるとも見なされ得るパラメータ決定部は、次いで、ポジション、直径、流速、などのような、関連する血管パラメータを推定するよう、優先的には、更に、電気的及び熱的なパラメータのような組織パラメータを推定するよう構成される。最後に、それらのパラメータは、モデルを使用することによって、任意に、印加される加熱量及び/又は病変サイズとともに、体積温度分布を決定するために、使用されてよい。

10

20

【0066】

図1を参照して上述されたシステムは、アブレーション熱源（この実施形態ではアブレーション針である。）の存在下で、ヒートシンクを特性化する熱モデルにおける関連パラメータ、すなわち、この実施形態では、血管を特性化するヒートシンクパラメータ、を推定するよう構成される。ヒートシンクパラメータ、任意に、更に、組織パラメータのようなパラメータが熱モデルにおいて推定されると、体積温度分布はフォワードシミュレーションによって推定され得る。

【0067】

熱モデルは、優先的には有限要素法（FEM）モデルであり、企業COMSOL, Inc.からのソフトウェアCOMSOL Multiphysicsを使用することによって開発されてよい。熱モデルは、アブレーション針の先端5にあるアブレーション電極に加えられる電力によって引き起こされる加熱をシミュレーションする。このとき、熱モデルは、優先的に、次の式を使用する：

30

【0068】

【数1】

$$\nabla \cdot [\sigma \nabla V] = 0 \quad (1)$$

$$\rho C \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \sigma |\nabla V|^2 \quad \text{及び} \quad (2)$$

40

$$\rho_f C_f \left(\frac{dT}{dt} \right) + \rho_f C_f \mathbf{v} \cdot \nabla T = \nabla \cdot (k_f \nabla T) + \sigma_f |\nabla V|^2 \quad (3)$$

それらの式において、Vは電位分布を表し、Tは温度分布を表し、σは導電率を表し、ρは密度を表し、Cは比熱を表し、tは時間を表し、kは熱伝導率を表し、vは血管における流速を表す。下付き文字を伴わない変数は、組織の変数を表し、下付き文字fを伴う変数は、流体の変数を表す。密度ρ及び比熱Cは、優先的に、知られていると考えられ、

50

資料から知られる典型的な値に基づいてよい。熱伝導率 k 及び導電率 σ は、優先的には未知と見なされる。更には、血管の位置及び直径並びに血管を流れる血液の流速のようなヒートシンクのパラメータも、未知であると見なされる。それらの未知のパラメータは、モデルと測定された超音波サーモメトリデータとの間の比較からパラメータ決定部によって決定される。実施形態において、導電率 σ は、式 (1) が：

$$(\sigma - \sigma_0)^2 V = 0 \quad (4)$$

になるように、温度と無関係であると考えられる。

【 0 0 6 9 】

シミュレーションは、血液領域及び組織領域のような、2つの異なる種類の空間領域を考慮してよく、熱伝導率、密度、比熱及び導電率のようなパラメータは2つの異なる種類の空間領域において異なってよい。なお、実施形態において、シミュレーションは、更なる別の種類の空間領域も考慮してよい。更には、シミュレーションは、空間の関数として組織特性分布及び組織パラメータの対応する分布を考慮してよい。

【 0 0 7 0 】

パラメータ決定部は、未知のパラメータの、すなわち、ヒートシンクのパラメータの、更には任意に、電氣的及び熱的な組織パラメータのような対象パラメータの、種々の組み合わせについて熱モデルを実行するよう構成され得る。導電率 σ に関し、導電率 σ は、先の式 (2) から分かるように温度分布に単に線形に作用し、それは単純なスケール動作によって推定され得るので、種々の組み合わせによるシミュレーションの間に1の値が使用されてよい。パラメータの夫々の組み合わせについて、温度分布は、夫々の超音波スキャン面ごとにモデル化されてメモリにおいて記憶され得る。未知のパラメータについてのスイープ範囲は、優先的には、物理的に有意味であるよう選択される。パラメータの最良の組み合わせを決定するために、パラメータ決定部は、実験データ、すなわち、測定された温度分布を、記憶されているモデル化された温度分布と比較し、線形回帰を実施して未知のパラメータ σ を推定することができる。比較は、平均自乗誤差 (M S D ; mean square difference) のような類似尺度に基づくことができる。パラメータ決定部は、夫々のモデル化された温度分布と測定された温度分布との間の最大の類似度を提供するパラメータの組み合わせを決定するよう構成され得る。

【 0 0 7 1 】

図3乃至6は、夫々のパラメータについて一次元の M S D プロットを概略的に且つ例として示し、このとき夫々の他のパラメータは一定であり、夫々の最小 M S D をもたらす値を有する。特に、図3は、熱伝導率 k に応じて M S D を概略的に且つ例として示し、図4は、血管の位置の次元 d に応じて M S D を概略的に且つ例として示し、図5は、血管の半径 r に応じて M S D を概略的に且つ例として示し、図6は、血管を流れる血液の流れの流速 f に応じて M S D を概略的に且つ例として示す。それらのプロットの夫々において、パラメータは任意の単位で示されている。図7は、温度が超音波サーモメトリによって測定された空間直線沿いの温度上昇 ΔT を概略的に且つ例として示す。空間直線沿いの異なる位置は m によって示されており、円50は、測定された温度を示し、曲線51は、決定されたパラメータを用いて熱モデルによって定義される温度情報を表す。図7から分かるように、決定されたパラメータを用いる熱モデルは、測定された温度と非常に良く合う。パラメータ決定部がそれらのパラメータを決定した後、温度分布決定部は、体積温度分布を決定するために、熱モデルとともにそれらのパラメータを使用することができる。

【 0 0 7 2 】

以下で、ヒートシンクを有する対象内の温度分布を決定するための温度分布決定モデルの実施形態は、図8に示されるフローチャートを参照して、例として記載される。

【 0 0 7 3 】

熱源が対象内に設置された後、ステップ101で、第1加熱周期において、対象は、熱源によって、相対的に低い温度へと加熱され、一方、温度分布は、温度分布測定部によ

10

20

30

40

50

て測定される。特に、熱源は、除去されるべき肝腫瘍内に置かれたアブレーション要素であり、アブレーション要素は、優先的に摂氏50度に満たない相対的に低い温度へと肝腫瘍を加熱するために使用され、一方、温度分布は、優先的に、超音波サーモメトリーによって測定される。

【0074】

ステップ102で、対象の加熱を定義する熱源のパラメータは、熱源パラメータ提供部によって提供され、対象が熱源によって加熱されている間の対象における温度分布を記述する熱モデルは、モデル提供部によって提供される。モデルは、ヒートシンクのパラメータ及び熱源のパラメータに依存する。優先的には、ヒートシンクのパラメータは、血管の位置、血管の直径、血液の流れ方向、及び血液の流速を含む。熱源のパラメータは、優先的には、肝腫瘍が加熱される回数、肝腫瘍に加えられる熱の量、及び熱源の位置を含む。

10

【0075】

ステップ103で、ヒートシンクのパラメータは、パラメータ決定部によって、測定された温度分布とモデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることで決定される。モデル化された温度分布は、与えられた熱源のパラメータと、与えられたモデルを使用することによって決定されるヒートシンクのパラメータとに基づき、モデル化されている。ステップ101乃至103は、対象内のヒートシンクのパラメータを決定するためのヒートシンクパラメータ決定方法のステップであると見なされ得る。

【0076】

ステップ104で、第2加熱周期において、対象は、より高い温度へと加熱され、対象内の温度分布は、温度分布決定部によって、モデル提供部によって与えられたモデルと、熱源パラメータ提供部によって与えられた第2加熱周期の間の加熱を定義する熱源パラメータと、決定されたヒートシンクのパラメータとに基づき、決定される。特に、ステップ104で、アブレーションプロシージャが実施され、アブレーションプロシージャの間に、温度分布は、アブレーションプロセスをモニタするために、決定されたヒートシンクのパラメータとともにモデルを使用することによって決定される。

20

【0077】

上記の実施形態では、サーモメトリーによって温度分布を測定するために、超音波プローブが1つ以上のスキャン面において超音波データを測定するが、他の実施形態では、超音波プローブは、サーモメトリーによって3次元の温度分布を測定するために、3つの次元において超音波データを測定するよう構成されてよい。

30

【0078】

上記の実施形態では、アブレーション要素は単一のアブレーション電極を有するが、他の実施形態では、アブレーション要素は、更なるアブレーション電極を更に有することができる。更には、上記の実施形態では、アブレーション要素は、単一の温度検知要素、すなわち、記載されている実施形態では、単一の熱電対を有するが、他の実施形態では、アブレーション要素は、複数の温度検知要素を更に有することができ、あるいは、温度検知要素を有さなくてもよい。

【0079】

上記の実施形態では、アブレーション要素はRFアブレーション要素であるが、他の実施形態では、他のアブレーション要素が、HIFUアブレーション要素、マイクロ波アブレーション要素又はレーザアブレーション要素のように、組織を切除するために使用されてよい。

40

【0080】

開示されている実施形態に対する他の変形は、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、請求されている発明を実施する際に当業者によって理解及び達成され得る。

【0081】

特許請求の範囲において、語「有する (comprising)」は他の要素又はステップを除外せず、単称 (不定冠詞a又はanの使用) は複数個を除外しない。

50

【 0 0 8 2 】

単一のユニット又はデバイスは、特許請求の範囲において挙げられている複数の項目の機能を満たしてよい。特定的手段が相互に異なる従属請求項で挙げられているという単なる事実は、それらの手段の組み合わせが有利に使用され得ないことを示すものではない。

【 0 0 8 3 】

1つ以上のユニット又はデバイスによって実施されるヒートシンクパラメータの決定、温度分布の決定、モデルの提供、などのようなプロシージャは、いくつかのユニット又はデバイスによっても実施され得る。それらのプロシージャ及び/又は温度分布決定方法に従う温度分布決定装置の制御及び/又はヒートシンクパラメータ決定方法に従うヒートシンクパラメータ決定装置の制御は、コンピュータプログラムのプログラムコード手段として及び/又は専用のハードウェアとして実装され得る。

10

【 0 0 8 4 】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアとともに又はその部分として供給される、光記憶媒体又はソリッドステート媒体のような適切な媒体において記憶/分配されてよいが、他の形態において、例えば、インターネット又は他の有線若しくは無線電気通信システムを介しても、分配されてよい。

【 0 0 8 5 】

特許請求の範囲における如何なる参照符号も、適用範囲を制限するものとして解釈されるべきではない。

【 0 0 8 6 】

20

本発明は、優先的には超音波サーモメトリーによって測定された、測定された温度分布と、所与の温度モデルを使用することによって決定されるヒートシンクパラメータ及びアプレーション針(2)の位置のような与えられた熱源パラメータに基づきモデル化されている、モデル化された温度分布との間の偏差を最小限にすることによって、人のような対象内の、血管のようなヒートシンクのパラメータを決定するヒートシンクパラメータ決定装置に関する。幾何学的な及び/又はフローのパラメータであり得るこのヒートシンクパラメータの決定は、実際の温度分布を考慮し、よって、温度分布に対する実際のヒートシンクの影響に基づいている。これは、ヒートシンクパラメータの改善された決定を、ひいては、決定されたヒートシンクパラメータに基づき決定され得るより正確な温度分布をもたらし得る。

30

【図 1】

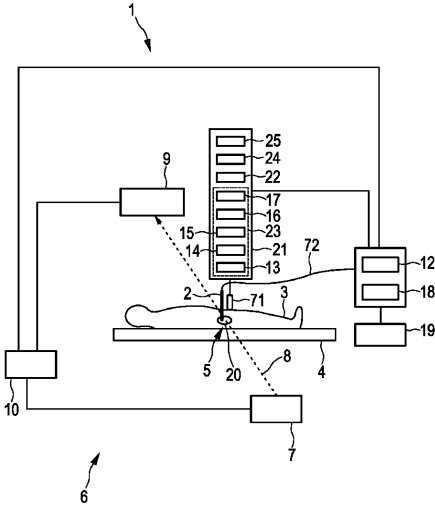


FIG. 1

【図 2】

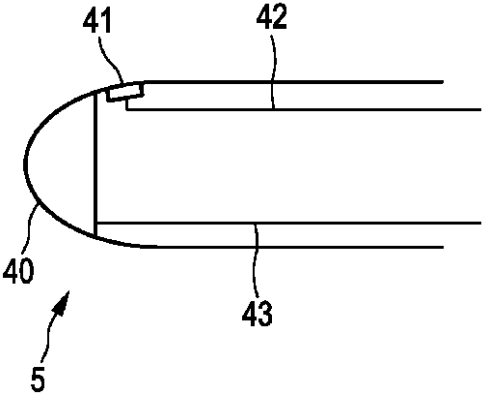


FIG. 2

【図 3】

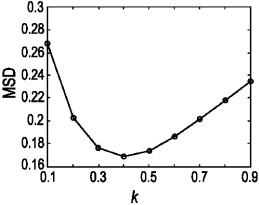


FIG. 3

【図 6】

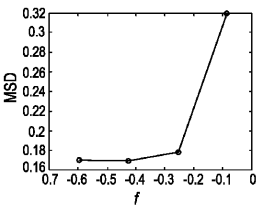


FIG. 6

【図 4】

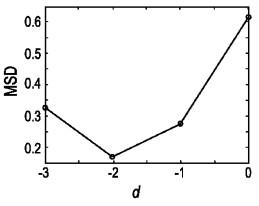


FIG. 4

【図 7】

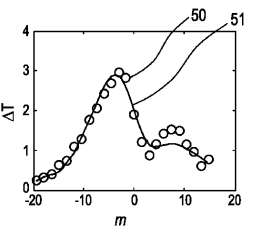


FIG. 7

【図 5】

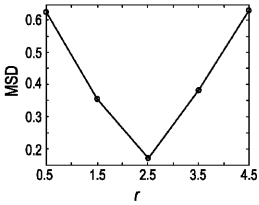


FIG. 5

【 図 8 】

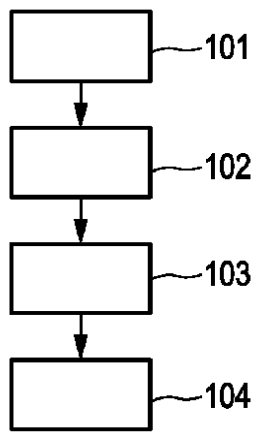


FIG. 8

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 アナンド, アジャイ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 セトゥラマン, シュリラム

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ホアン, シェン - ウェン

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 リー, ジュンボ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

審査官 森口 正治

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 1 0 6 1 5 7 (U S , A 1)

特開 2 0 1 3 - 1 7 8 2 4 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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

专利名称(译)	散热器参数确定装置		
公开(公告)号	JP6487932B2	公开(公告)日	2019-03-20
申请号	JP2016550768	申请日	2015-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	アナンドアジャイ セトゥラマンシュリラム ホアンシェンウエン リージュンボ		
发明人	アナンド,アジャイ セトゥラマン,シュリラム ホアン,シェン-ウエン リー,ジュンボ		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B18/14 A61B18/1492 A61B18/1815 A61B2018/00577 A61B2018/00642 A61B2018/00648 A61B2018/00714 A61B2018/00791 A61B2018/00845 A61B2018/00994 A61N7/02		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	PCT/CN2014/071964 2014-02-11 WO 2014166855 2014-05-02 EP		
其他公开文献	JP2017506102A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明通过使用测量的温度分布和给定的温度模型提供给定的热源参数，例如消融针（2）的位置，优选通过超声波测温法测量并且通过最小化模拟的温度分布和散热器参数之间的偏差来确定诸如人（3）之类的对象中的诸如血管的散热器。它涉及一种确定参数的散热器参数确定装置。确定散热器参数（可以是几何和/或流量参数）考虑了实际温度分布，因此基于实际散热器对温度分布的影响。这可以导致改进的散热器参数的确定，并因此导致更精确的温度分布，其可以基于所确定的散热器参数来确定。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6487932号 (P6487932)
(45) 発行日 平成31年3月20日 (2019. 3. 20)		(24) 登録日 平成31年3月1日 (2019. 3. 1)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 0 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 0 0	
請求項の数 15 (全 24 頁)			
(21) 出願番号 特願2016-550768 (P2016-550768) (86) (22) 出願日 平成27年2月3日 (2015. 2. 3) (65) 公表番号 特表2017-506102 (P2017-506102A) (43) 公表日 平成29年3月2日 (2017. 3. 2) (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/052105 (87) 国際公開番号 W02015/121098 (87) 国際公開日 平成27年8月20日 (2015. 8. 20) 審査請求日 平成30年1月31日 (2018. 1. 31) (31) 優先権主張番号 PCT/CN2014/071964 (32) 優先日 平成26年2月11日 (2014. 2. 11) (33) 優先権主張国 中国 (CN) (31) 優先権主張番号 14168855. 8 (32) 優先日 平成26年5月2日 (2014. 5. 2) (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)		(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦	
		最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 ヒートシンクパラメータ決定装置			