

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7420746号  
(P7420746)

(45)発行日 令和6年1月23日(2024.1.23)

(24)登録日 令和6年1月15日(2024.1.15)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20			
A 6 1 B 34/10 (2016.01)	A 6 1 B 34/10			
A 6 1 B 18/18 (2006.01)	A 6 1 B 18/18	1 0 0		

請求項の数 15 (全17頁)

(21)出願番号	特願2020-565962(P2020-565962)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和1年5月8日(2019.5.8)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2021-525147(P2021-525147		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和3年9月24日(2021.9.24)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2019/061797		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/228767		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和1年12月5日(2019.12.5)		High Tech Campus 5 2 ,
審査請求日	令和4年4月8日(2022.4.8)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	18174504.3		etherlands
(32)優先日	平成30年5月28日(2018.5.28)	(74)代理人	100122769
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 笛田 秀仙
		(74)代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕
		(72)発明者	クストラ ヤチェック ルーカス
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 熱アブレーション装置の位置決め支援

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

治療計画において特定される計画アブレーション位置に基づいて、ユーザが患者の体の治療領域内に熱アブレーション装置を位置決めすることを支援するためのシステムであって、前記熱アブレーション装置は、

手術中に前記治療領域に熱線量を送達し、前記システムは、前記熱アブレーション装置の現在位置を決定するように適合される、位置決めユニットと、

評価ユニットと、

を有し、前記評価ユニットが、

前記現在位置で動作する前記熱アブレーション装置によって前記治療領域に送達可能な最適熱線量分布を計算するステップと、

前記現在位置から前記計画アブレーション位置へ前記熱アブレーション装置をステアリングするための経路を計算し、前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置をステアリングすることの推定される有害な影響をコストとして定量化し、前記計算される経路に前記コストを割り当てるステップと、

アブレーション治療が前記現在位置で実施されるべきか又は前記計画アブレーション位置で実施されるべきかを決定するために、前記現在位置での前記最適熱線量分布を表す情報と、前記計算される経路に割り当てられる前記コストを表す情報とを、ディスプレイユニットを通じて前記ユーザに提示するステップと、

を実行するよう構成されている、システム。

## 【請求項 2】

前記評価ユニットは、前記現在位置で動作する前記熱アブレーション装置によって前記治療領域に送達可能な前記最適熱線量分布を、前記熱アブレーション装置の動作からもたらされる計画熱線量分布と比較し、前記比較に基づいて前記最適熱線量分布にコストを割り当てるように適合される、請求項1にシステムの装置。

## 【請求項 3】

前記評価ユニットは、前記最適熱線量分布及び前記計画熱線量分布について少なくとも1つの所定の品質パラメータを決定し、前記最適熱線量分布及び前記計画熱線量分布について決定される前記品質パラメータの比較に基づいて、前記コストを前記最適熱線量分布に割り当てるように適合される、請求項2に記載のシステム。

10

## 【請求項 4】

前記評価ユニットは、前記計算される経路に割り当てられる前記コストと、前記最適熱線量分布に割り当てられる前記コストとを比較し、前記比較の結果を前記ユーザに提示するように構成される、請求項2又は3に記載のシステム。

## 【請求項 5】

前記評価ユニットは、前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置を移動させるときにもたらされる推定される組織損傷に基づいて、前記計算される経路に割り当てられる前記コストを決定するように適合される、請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 6】

前記評価ユニットは、前記熱アブレーション装置が前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置を移動させるときに、前記熱アブレーション装置が健全な組織を通過して移動する距離に基づいて、前記計算される経路に割り当てられる前記コストを決定するように適合される、請求項1又は5に記載のシステム。

20

## 【請求項 7】

評価ユニットは、一つ又は複数のセグメントから前記計算される経路を形成するように適合され、各セグメントにおいて、前記熱アブレーション装置は所定のステアリング操作のセットの1つに従ってステアリングされる、請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 8】

前記評価ユニットは、前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置を移動させるときにもたらされる異なるセグメントの間の多数の移行に基づいて、前記計算される経路に割り当てられる前記コストを決定するように適合される、請求項7に記載のシステム。

30

## 【請求項 9】

前記熱アブレーション装置は、前記ユーザの要求に応じて取得される前記治療領域の画像を使用して位置決めされることができ、各画像取得は、前記患者の体の電離放射線への曝露を含み、前記評価ユニットは、前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置を前記計画アブレーション位置に移動させるときに取得されるべき画像の推定される数に基づいて、前記計算される経路に割り当てられる前記コストを決定するように適合される、請求項1、7又は8に記載のシステム。

## 【請求項 10】

取得されるべき前記画像の推定される数は、前記計算される経路の前記セグメントの数に対応する、請求項7又は8を引用する請求項9に記載のシステム。

40

## 【請求項 11】

前記評価ユニットは、前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置を移動させるための推定時間に基づいて、前記経路に割り当てられる前記コストを決定するように適合される、請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 12】

前記評価ユニットは、所定の最小熱線量が標的組織に送達され、及び/又は所定の最大熱線量が前記標的組織を囲む健全な組織に送達されるように、前記熱アブレーション装置を前記現在位置で動作させるときに、前記治療領域に送達可能な前記最適熱線量分布を決

50

定するように適合される、請求項1に記載のシステム。

【請求項13】

前記位置決めユニットは、前記治療領域の画像に基づいて前記熱アブレーション装置の前記現在位置を決定するように適合される、請求項1に記載のシステム。

【請求項14】

治療計画において特定される計画アブレーション位置に基づいて、ユーザが患者の体の治療領域内に熱アブレーション装置を位置決めすることを支援するシステムの作動方法であって、前記熱アブレーション装置は、手術中に前記治療領域に熱線量を送達し、前記システムは、

前記熱アブレーション装置の現在位置を決定するステップと、

前記現在位置で位置決めされる前記熱アブレーション装置によって前記治療領域に送達可能な最適熱線量分布を決定するステップと、

前記現在位置から前記計画アブレーション位置へ前記熱アブレーション装置をステアリングするための経路を計算し、前記計算される経路に沿って前記熱アブレーション装置をステアリングすることの推定される有害な影響をコストとして定量化し、前記計算される経路に前記コストを割り当てるステップと、

アブレーション治療が前記現在位置で実施されるべきか又は前記計画位置で実施されるべきかを決定するために、前記現在位置での前記最適熱線量分布を表す情報と、前記計算される経路に割り当てられる前記コストを表す情報とを、前記ユーザに提示するステップとを実行する、作動方法。

【請求項15】

コンピュータ装置内でプログラムコードが実行される時、請求項14に記載の作動方法を実行するように前記コンピュータ装置に命令するためのプログラムコード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、特に癌を治療するための熱アブレーション療法に関する。より具体的には、本発明が熱アブレーション装置の位置決めを補助するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

熱焼灼療法では、極端な温度(高温でも低温でもよい)を腫瘍に局所的に適用して、細胞傷害を誘導し、最終的には癌細胞の腫瘍アポトーシス凝固壊死を誘導する。このような温度を適用するために、小型化されるアブレーションプローブを体内に導入し、最小侵襲性介入によって、腫瘍を含む治療領域に誘導することができる。高温を適用するために、アブレーションプローブは、マイクロ波放射又は超音波を組織に送達し得る。低温を適用するために、アブレーションプローブは、クライオプローブを囲む組織を冷却するために冷媒が流れるクライオプローブとして構成されてもよい。

【0003】

アブレーションプローブを使用して、熱アブレーション治療は、治療計画に従って適用される。治療計画は特に、治療を適用するためにアブレーションプローブが配置される一つ又はそれより多くのアブレーション位置を特定し、治療を適用するために、介入従事者は、アブレーションプローブを、計画されるアブレーション位置にステアリングする。このプロセスではアブレーションプローブの位置が標的組織及びアブレーションプローブを示す画像に基づいて監視され、画像は通常、コンピュータトモグラフィ(CT)を使用して取得される。CTは連続的な撮像を可能にしないので、アブレーションプローブの地位を決定するために、CT画像は時々取得される。

【0004】

通常、治療を実行する介入従事者は、アブレーションプローブを、計画されるアブレーション位置にできるだけ正確に位置決めしようとする。しかしながら、これは、典型的に

は多数の反復位置決めステップと、アブレーションプローブの位置を特定するためのかなりの数の画像の取得とを必要とする。これにより、治療に要する時間が長くなり、撮像中に患者にかなりの放射線量が照射されることになる。さらに(すなわち、プローブが、異なる角度で引っ込められ、新たに挿入されなければならない場合)、アブレーションプローブの操作は健全な組織にさらなる損傷を引き起こし得る。

【0005】

他方、アブレーションプローブの正確な位置決めは、必ずしも必要ではない。むしろ、計画されるアブレーション位置から逸脱した位置から成功裏にアブレーションを実行することが可能であり得る。このような場合には、アブレーションプローブを正確に位置決めする追加のコストが正確な位置決めの利点を上回ることになる。しかしながら、介入従事者がそのようなケースを識別することは通常不可能であり、その結果、介入従事者は常に最大の精度でアブレーションプローブを位置決めするが、このアプローチは場合によっては無効である。

10

【0006】

国際公開第2015/148378号公報は、特にクライオプローブとして構成される、アブレーション装置のアブレーション治療計画及び術中位置更新のためのシステムを開示する。システムは、アブレーション治療のための治療計画を生成し、これは、特に、治療に使用されるクライオプローブの配置を特定する。治療を行うために、臨床医がCT-蛍光画像によるガイダンス下でクライオプローブを挿入する。臨床医がクライオプローブの配置が計画される配置に従っていないことを見ると、臨床医は、このずれを補正しようと試みることができる。クライオプローブを最終位置まで完全に挿入した後、臨床医は追加のCT-蛍光データを得る。クライオプローブの実際の最終位置がまだ治療計画に従って正確に配置されていない場合、臨床医は、計画されるクライオプローブ配置を、実際のクライオプローブ配置と一致するように再配置することによって、治療計画を修正することができる。

20

【0007】

米国特許第9,002,076号は、介入処置における軌道計画のためのシステムを開示している。このシステムでは、プロシージャのための目標点と、目標点に到達するために患者の体に器具を挿入するための侵入点とが特定される。次に、システムは、侵入点を相互接続する軌道を決定する。軌道の各々に対して、システムは、重み付けをそれぞれの軌道に割り当てるためにコスト関数を計算する。重み付けは、特に、特定の解剖学的部分と交差又は横断する軌道に適用される負のコストを含むことができる。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記に鑑みて、本発明の目的は、特にアブレーション装置の位置決めに関して、より効率的に熱アブレーション治療を実施する際に介入従事者を支援することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

第1の態様によれば、本発明は、ユーザが治療計画で特定される計画アブレーション位置に基づいて、患者の体の治療領域に熱アブレーション装置を位置決めするのを支援するためのシステムであって、熱アブレーション装置が動作中に治療領域に熱線量を送達する、システムを提供する。システムは、装置の現在位置を決定するように構成される位置決めユニットと、評価ユニットとを含む。評価ユニットは、(i)現在位置で動作する装置によって治療領域に送達可能な最適熱線量分布を計算し、(ii)装置を現在位置から計画位置にステアリングするための経路を計算し、決定される経路にコストを割り当て、コストは計算される経路に沿って装置をステアリングすることの推定される有害な影響を定量化し、(iii)最適熱線量分布及び計算される経路に割り当てられるコストに関する情報をユーザに提示するように適合される。

40

【0010】

現在位置で動作する装置によって治療領域に送達可能な最適熱線量分布に関する情報に

50

基づいて、及び/又は計算される経路に割り当てられるコストに関する情報に基づいて、ユーザは、装置を計画アブレーション位置にステアリングする代わりに、熱アブレーション装置の現在位置から切除を実行することがより有益である状況を識別することができる。このような状況で現在位置からアブレーションを実行することによって、治療の時間の増加、熱アブレーション装置の位置を位置決めするための追加の撮像中の放射線への患者の曝露の増加、及び追加の組織損傷など、計画されるアブレーション位置での熱アブレーション装置のより正確な位置決めからもたらされる有害な影響を回避することができる。

#### 【0011】

一実施形態では、評価ユニットは、現在位置で動作する装置によって治療領域に送達可能な最適熱線量分布を、熱アブレーション装置の動作からもたらされる計画熱線量分布と比較し、前記比較に基づいて前記最適熱線量分布にコストを割り当てるように適合される。このコストに基づいて、線量分布の質の低下を評価することができ、これは、現在位置からアブレーションを実行するときには生じることがある。この評価は計画されるアブレーション位置の代わりに、熱アブレーション装置の現在位置からアブレーションを実行することがより有益であるかを決定するのにさらに役立つことができる。

10

#### 【0012】

関連する実施形態は、評価ユニットが最適熱線量分布及び計画熱線量分布のための少なくとも1つの所定の品質パラメータを決定し、最適熱線量分布及び計画熱線量分布のために決定される品質パラメータの比較に基づいて、コストを最適熱線量分布に割り当てるように適合されることを含む。品質パラメータは、標的組織及び/又は標的組織を囲む健全な組織に送達される熱線量を記述する統計的パラメータに対応し得る。そのようなパラメータの例には、標的組織を囲む健全な組織に送達される最大線量、標的組織に送達される最小線量、又は特定の熱線量以下を受け取る健全な組織のパーセンテージ、又は少なくとも特定の熱線量を受け取る標的組織のパーセンテージなどの適切な線量 - 体積ヒストグラム(DVH)パラメータが含まれる。

20

#### 【0013】

さらなる関連する実施形態では、評価ユニットが計算される経路に割り当てられるコストと、最適熱線量分布に割り当てられるコストとを比較し、比較の結果をユーザに提示するように適合される。この比較の結果に基づいて、ユーザは計画されるアブレーション位置の代わりに、熱アブレーション装置の現在位置からアブレーションを実行することがより有益であるかを決定することができる。これは、計算される経路に割り当てられるコストが最適熱線量分布に割り当てられるコストよりも高い場合に特に当てはまる。

30

#### 【0014】

一実施形態では、評価ユニットは、決定される経路に沿って熱アブレーション装置を移動させるときには生じる推定される組織損傷に基づいて、計算される経路に割り当てられるコストを決定するように適合される。関連する実施形態は、評価ユニットが決定される経路に沿って熱アブレーション装置を移動させるときに、熱アブレーション装置が健全な組織を通して移動する距離に基づいて、計算される経路に割り当てられるコストを決定するように適合されることを含む。この距離に基づいて、決定される経路に沿って装置を移動させるときには生じる組織損傷を推定することができる。

40

#### 【0015】

さらなる実施形態では評価ユニットが1つ又は複数のセグメントから計算される経路を形成するように適合され、各セグメントにおいて、熱アブレーション装置は一組の所定のステアリング操作のうちの1つに従ってステアリングされる。所定のステアリング操作のセットは、好ましくは熱アブレーション装置のために可能なステアリング操作を含む。針状デバイスの場合、これらの操作は特に、挿入操作及び後退操作に対応する前後の動きを含み得る。また、前記移動は前記長手方向に沿って直線状であってもよいし、曲線状の軌道に沿っていてもよい。

#### 【0016】

一実施形態では、評価ユニットは、決定される経路に沿って熱アブレーション装置を移

50

動させるときに生じる異なるセグメント間の多数の移行に基づいて、計算される経路に割り当てられるコストを決定するように適合される。このコストは、異なる操作間の移行がしばしば追加の組織損傷をもたらすという事実を考慮に入れている。

【0017】

さらなる実施形態では熱アブレーション装置がユーザの要求に応じて取得される治療領域の画像を使用して位置決めされることができ、各画像取得は電離放射線への患者の体の曝露を含み、評価ユニットは、決定される経路に沿って熱アブレーション装置を計画位置に移動させるときに取得されるべき画像の推定数に基づいて、計算される経路に割り当てられるコストを決定するように適合される。このコストは、計算される経路に沿って装置をステアリングするときに、熱アブレーション装置を位置決めするために治療領域を撮像することから生じる放射線への患者の体のさらなる曝露を考慮に入れる。

10

【0018】

関連する実施形態は、取得されるべき画像の推定される数が決定される経路のセグメントの数に対応することを含む。この対応は、典型的にはセグメントが完了するたびに熱アブレーション装置は位置決めされるという観察に基づいている。

【0019】

さらなる実施形態では、評価ユニットは、決定される経路に沿ってデバイスを移動させるための推定時間に基づいて、経路に割り当てられるコストを決定するように適合される。このコストは、コンピュータ経路に沿って熱アブレーション装置をステアリングすることが介入時間を延長すること、及び延長される介入時間が例えば、麻酔の持続時間の延長により、患者にとって有害な影響を及ぼす可能性があるという事実を考慮に入れている。

20

【0020】

一実施形態では、線量計算ユニットは、処方される最小熱線量が標的組織に送達されるように、及び/又は処方される最大熱線量が標的組織を囲む健全な組織に送達されるように、デバイスを現在位置で動作させるときに、治療領域に送達可能な線量分布を決定するように適合される

したがって、処方される治療目標が達成されることは保証される。

【0021】

さらに、線量計算ユニットは、決定される線量分布を達成するために、熱アブレーション装置の動作パラメータを決定することもできる。これらの動作パラメータは、アブレーションが熱アブレーション装置の現在位置から実行されるときに使用されてもよい。

30

【0022】

さらなる実施形態では、位置決めユニットが治療領域の画像に基づいて装置の現在位置を決定するように適合される。しかしながら、位置決めユニットが別の方法で装置の現在位置を決定することも同様に可能である。

【0023】

さらなる態様では本発明は、ユーザが、治療計画で特定される計画アブレーション位置に基づいて患者の体の治療領域に熱アブレーション装置を位置決めするのを支援する方法であって、熱アブレーション装置は動作中に治療領域に熱線量を送達する、方法を提供する。該方法は、(i)装置の現在位置を決定するステップと、(ii)現在位置で位置決めされる前記装置によって前記治療領域に送達可能な最適熱線量分布を決定するステップと、(iii)現在位置から前記計画位置へ前記装置をステアリングするための経路を計算し、前記決定される経路にコストを割り当てるステップであって、前記コストは、前記計算される経路に沿って前記装置をステアリングすることの推定される有害な影響を定量化する、ステップと、(iv)最適熱線量分布及び前記計算される経路に割り当てられる前記コストに関する情報を前記ユーザに提示するステップとを有する。

40

【0024】

さらなる態様では、本発明がコンピュータ装置においてプログラムコードが実行されるときに、方法を実行するようにコンピュータ装置に命令するためのプログラムコードを含むコンピュータプログラムを提供する。

50

## 【0025】

請求項1のシステム、請求項14の方法、及び請求項15のコンピュータプログラムは特に従属請求項に定義されるように、類似及び/又は同一の好ましい実施形態を有することを理解されるい。

## 【0026】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項又は上記の実施形態とそれぞれの独立請求項との任意の組み合わせであってもよいことを理解されるい。

## 【0027】

本発明のこれら及び他の態様は以下に記載される実施形態から明らかになり、それを参照して説明される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0028】

【図1】本発明の一実施形態による熱アブレーション治療のためのシステムの構成要素を概略的かつ例示的に示し、

【図2】システムにおいて実行される方法のステップを概略的かつ例示的に示す。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0029】

図1は、熱アブレーション装置1と、サブシステムとして、ユーザが患者の体の治療領域内に熱アブレーション装置1を適切に位置決めするのを支援するためのシステムとを含む熱アブレーション治療システムを概略的かつ例示的に示す。熱アブレーション治療システムを使用して、患者の体2内の標的組織を治療するために、患者の体2内で熱アブレーションを実行することができる。標的組織は、特に腫瘍を含み得る。

## 【0030】

熱アブレーション装置1は温熱腫瘍アブレーションのために構成されてもよく、すなわち、組織(特に腫瘍)を加熱して細胞(特に癌細胞)を死滅させるために、組織(特に腫瘍)にエネルギーを印加するように構成されてもよい。例えば、エネルギーは、高周波(RF)電流の手段(この手法はRFアブレーションとも呼ばれる)によって、又は熱アブレーション装置1によって放出されるマイクロ波放射又は超音波によって提供されてもよい。高周波アブレーションでは、熱アブレーション装置1の電極を被検体内の標的組織に接触させることによって、電流が標的組織に直接的に印加される。電流は、標的組織に第2の電極に流れ、この電極はまた、標的組織に直接接触してもよく、又は患者の体2の皮膚表面に固定されてもよい。マイクロ波アブレーションのために、熱アブレーション装置1は、患者の体2の外側のマイクロ波発生器によって生成され、熱アブレーション装置1とマイクロ波発生器とを接続するケーブルを介してアンテナに案内され得るマイクロ波放射を放出するためのアンテナを備える。超音波アブレーションのために、熱アブレーション装置1は、超音波を組織に印加するために標的組織と接触させることができる小型超音波トランスデューサを含むことができる。

## 【0031】

さらなる実施形態では、熱アブレーション装置1が低体温腫瘍アブレーションのために構成されてもよく、すなわち、標的組織を冷却してもよい。この実施形態では、熱アブレーション装置1が冷却流体を標的組織に送達するためのクライオプローブとして構成されてもよい。このようなプローブではアルゴンのような気体冷媒が装置1の先端に送達され、そこではジュール-トムソン効果によって冷却され、隣接組織を冷却するヒートシンクを生成するように膨張することができる。膨張したガスは、患者の体2から放出するために、装置1内に吸い戻されてもよい。代替手段として、冷媒を膨張させることなく、適切な冷媒を装置内に導くことができる。この実施形態では冷媒が特に、その臨界点に保持されるガスであってよく、そこでは高い熱容量を有し、したがって、大きなヒートシンクを生成する。

## 【0032】

異なる実施形態では、熱アブレーション装置1が最小侵襲性介入の範囲内で介入従事者

10

20

30

40

50

によって患者の体2に挿入され得る針状装置として構成されてもよい。このプロシージャでは、介入従事者が熱アブレーション装置1を患者の体2に挿入し、以下でより詳細に説明するように、一つ又はそれより多くのアブレーション位置で組織アブレーションを実行するように装置を制御する。処置中、装置1は、介入従事者によって、患者の体から、例えば、処置中に患者の体2の外側に維持される装置1の近位端に配置されるハンドルを操作することによって、手動でステアリングされる。

#### 【0033】

熱アブレーション装置1の位置を監視するために、システムは、適切な画像形成モダリティに従って、標的組織を含む治療領域及び標的組織の周囲の領域の画像を取得するように構成される撮像装置3を含むことができる。撮像装置3によって取得される画像は好ましくは3次元画像であり、画像は、撮像装置3の視野内の治療領域にあるときに、標的組織及び熱アブレーション装置1を示すことが好ましい。さらに、撮像装置1によって取得される画像は、好ましくは標的組織を囲む高感度組織を示す。一実施形態では、撮像装置3が従来の方法で構成することができるCT装置である。

10

#### 【0034】

撮像装置3によって取得される画像はディスプレイ4上で介入従事者に提示されてもよく、介入従事者は治療領域に熱焼灼装置1を位置決めするために画像を検査してもよい。本発明の実施形態では、撮像装置3が治療領域を連続的に撮像するために使用されず、かつ/又は使用可能にされない。むしろ、撮像装置1は、介入従事者の要求に応じて治療領域の画像を取得することができる。アブレーション処置中、介入従事者が熱アブレーション装置1を治療領域内でステアリングするときに、熱アブレーション装置1を正確に位置決めする必要があると考えるとき、画像を取得するように撮像装置を制御することができる。画像が取得される間、熱アブレーション装置1をそれ以上動かさなくてもよい。画像の取得後のさらなる動きは、取得される画像を使用して決定されるような装置1の位置に基づいて、介入従事者によって制御されてもよい。

20

#### 【0035】

熱アブレーション装置1により、治療計画に基づいてアブレーション治療が実行される。アブレーション治療のための治療計画は特に、アブレーションが熱アブレーション装置1によって実行される一つ又はそれより多くのアブレーション位置と、熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にステアリングするための経路とを特定する。さらに、治療計画は、アブレーションを実行するための1つ又は複数の治療パラメータを特定することができる。そのような治療パラメータは計画されるアブレーションに関連するアブレーション時間、すなわち、組織を加熱又は冷却するためにアブレーション位置で熱アブレーション装置1を動作させるための持続時間を含むことができ、さらに、計画されるアブレーション位置に関連する熱アブレーション装置1の1つ又は複数の動作パラメータを含むことができる。

30

#### 【0036】

温熱アブレーションの場合、治療プランで特定される動作パラメータは特に、熱アブレーション装置1によって組織に送達されるエネルギーの量を制御することができる。RFアブレーションの場合、対応する動作パラメータは特に、組織に印加される電流の大きさであってもよい。マイクロ波及び超音波アブレーションの場合、対応する動作パラメータは特に、熱アブレーション装置1によって放射される電磁放射又は超音波のパワーを決定することができる。

40

#### 【0037】

治療計画は、熱アブレーション治療システムの計画ユニット5において生成される。一実施形態では、半自動計画プロシージャは計画ユニット5によって実行されてもよい。この目的のために、計画ユニット5は、計画プロシージャの間に実行されるルーチンを提供する計画ソフトウェアを含むコンピュータ装置として構成することができる。計画プロシージャ中に計画者と対話するために、コンピュータ装置は、表示装置及び適切な入力装置を備えるか、又はそれらに接続されてもよい。表示装置上で、計画ユニット5は特に、計

50

画者が計画プロシーダを制御することを可能にするグラフィカルユーザインタフェースを提供することができる。

【0038】

計画プロシーダでは、特定の患者について、アブレーション位置に到達するための1つ又は複数のアブレーション位置及び関連する軌跡が決定される。標的組織の全ての細胞が切除され、標的組織を囲む健全な組織への損傷が可能な限り最小であるように、最小数のアブレーション位置を決定することが、計画プロシーダの目標である。より小さな腫瘍の場合、この目標は単一のアブレーション位置に基づいて達成されることがある。より大きな腫瘍の場合、2つ以上のアブレーション位置が必要となることがある。さらに、熱アブレーション装置1が患者の体2を通る軌道に沿って移動されるときに、その位置に到達するための関連する軌道が実現可能であり、患者の体に最小限の損傷が生じるように、アブレーション位置は決定される。

10

【0039】

計画プロシーダは、標的組織を含む患者の体の領域の画像に基づいて実行されてもよい。画像は、治療前に取得されてもよく、本明細書では以下では計画画像とも呼ばれる。これは、熱アブレーション治療システムの撮像装置3を使用して、又は別の撮像装置を使用して取得することができる。計画画像において、標的組織及び患者の体2のさらなる構造を含む患者の体2の領域は、手動、半自動又は自動の描写手順を使用して、当業者に公知の方法で描写され得る。さらなる構造は特に、熱アブレーション装置1が横切ることができる、又は横切るべきではない構造を含むことができる。

20

【0040】

患者画像に示されるような解剖学的構造に基づいて、アブレーション位置(複数可)を見つけるために最適化プロシーダを実行することができる。最適化プロシーダは、当業者に知られているように構成することができる。このような処置の1つの例示的な実施形態では、患者の体内への熱アブレーション装置1の可能な侵入点のセットを特定することができる。これは、プランナによって手動で行うことができる。それから、計画ユニット5は、各侵入点について、侵入点から始まる軌道上で標的組織に到達することができるか、及び熱アブレーション装置1が軌道上の1つ又は複数の点で能動的に動作されるときに標的組織が完全に切除され得るかを決定することができる。この決定は特に、熱アブレーション装置1を使用して実行されるアブレーションプロセスのモデルを使用して、侵入点から始まる多数の軌道について行うことができる。いくつかの適切な軌跡が見つかった場合、計画ユニット5は、予め定義される基準に基づいて、治療に使用されるべき軌跡を選択することができる。そのような基準に従って、計画ユニット5は例えば、最小数の切除点を必要とする、及び/又は健全な組織への最小限の損傷をもたらす軌道を特に選択することができる。標的組織を完全に切除するために、異なるアブレーション位置でのいくつかの切除が必要である場合、計画ユニット5はまた、各々がアブレーション位置のうちの1つ以上を含むいくつかの軌跡を選択し得、これらの軌跡は、同じ侵入点で、又は異なる点で開始し得る。

30

【0041】

アブレーションプロセスの前述のモデルは、装置の異なる動作パラメータに対して、ある位置での熱アブレーション装置1の動作から生じる熱線量分布を近似することを可能にし得る。熱線量分布は、熱アブレーション装置1を囲む領域の各体積要素について、熱アブレーション装置1を囲む組織に送達される熱線量を特定する。熱アブレーション装置1の動作によって影響を受ける領域の幾何学的形状に基づいてモデル化することができ、これは特に熱アブレーション装置1の設計から生じる。さらに、この領域は、均一な熱線量がこの領域内の組織に送達されるという仮定の下でモデル化され得る。より現実的で複雑なモデルを使用して、領域内の組織に適用される熱線量のグラデーションをモデル化することができる。

40

【0042】

最適化される軌跡が計画ユニット5において決定されると、計画ユニット5は対応する治

50

療計画を生成し、患者の後続する治療のための治療計画を提供する。治療計画は特に、選択される軌道、軌道上のアブレーション位置、及び特定されるアブレーション位置でのアブレーションのために適用される熱アブレーション装置1の動作パラメータを特定する。

【0043】

患者に治療を適用するために、介入従事者が治療を行うことによって治療計画は考えられる。次に、介入従事者は治療計画で特定される1つ又は複数の侵入点で熱アブレーション装置1を患者の体に挿入し、治療計画で特定される1つ又は複数の軌道に沿って治療計画で特定される計画アブレーション位置に熱アブレーション装置1をステアリングしようと試みる。この処置において熱アブレーション装置1を位置決めするために、介入従事者は、介入従事者の要求に応じて撮像装置3によって時々取得される治療領域の画像を検査する。

10

【0044】

従来から、画像は、介入従事者が熱アブレーション装置1は正しく位置決めされていると信じるときに、アブレーションを開始する前に少なくとも取得されてもよい。この画像では、熱アブレーション装置1の位置がチェックされ、熱アブレーション装置1の正しい位置が確認できれば、アブレーションが開始される。さもなければ、すなわち、装置が正しく位置決めされていないと判定される場合、介入従事者は、熱アブレーション装置1を再位置決めしなければならない。再位置決めが、例えば、数ミリメートル前後の直線運動のような容易な操作のみを含む場合、アブレーション処置は、さらなる画像を取得することなく、再位置決め時に開始されてもよい。再位置決めがより複雑な操作を伴う場合、熱アブレーション装置1の位置決めをチェックするために、再位置決め時にさらなる画像を取得することができ、熱アブレーション装置1が正しく位置決めされている場合にのみ、アブレーション処置を開始することができる。それが正しく位置決めされていない場合、前述のように、さらなる再位置決め操作が実行される。

20

【0045】

さらに、介入従事者は、熱アブレーション装置1の現在位置について完全には確信していない場合、撮像装置3によって画像の獲得を要求することができる。そのような状況では、介入従事者が熱アブレーション装置1を位置決めし、熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にステアリングするための次のステアリングを計画するために、画像の取得を要求することができる。

30

【0046】

熱アブレーション装置1を予定されるアブレーション位置にステアリングする手順において、評価ユニット6は、予定されるアブレーション位置の代わりにこれらの位置でアブレーションを実行する可能性を考慮して、予定されるアブレーション位置の近傍における熱アブレーション装置1の少なくともいくつかの位置を分析する。熱アブレーション装置1の評価される各位置について、評価ユニット6は、熱アブレーション装置1をそれぞれの位置で動作させることによって標的組織に送達することができる熱線量を決定することができる。さらに、評価ユニット6は分析される位置から計画アブレーション位置に到達する経路を決定し、この経路にコストを関連付け、コストは、経路に沿った動きから生じる有害な影響を示す。そのような有害な影響には健全な組織の損傷、及び熱アブレーション装置1を位置決めするための治療領域の追加の撮像が含まれ、これは撮像装置3が上述のようにCT装置として構成される場合に、患者の体をx線放射線に追加的に曝露することを伴う。

40

【0047】

評価ユニット6によって提供される情報に基づいて、介入従事者は、評価ユニット6によって評価される位置からアブレーションを実行することが有益であるか、又は熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置に向かってさらにステアリングすることが有益であるかを決定することができる。介入従事者が熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にさらにステアリングすることを決定する場合、計画されるアブレーション位置への経路上の一つ又はそれより多くのさらなる位置が同様に、評価ユニット6によって評価されてもよく、この評価に基づいて、介入従事者は、アブレーションがこ

50

これらの位置のうちの1つから実行されるか、又はアブレーションを実行するために熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にステアリングすることが必要又は有益であるかを決定してもよい。

【0048】

評価ユニット6は、計画プロシージャの間に実行されるルーチンを提供する計画ソフトウェアを含むコンピュータ装置として構成することができる。アブレーション治療中に介入従事者と対話するために、コンピュータ装置は、表示装置及び適切な入力装置を備えるか、又はそれらに接続されてもよい。表示装置は撮像ユニット3によって取得される画像を提示する表示装置4に対応してもよいし、別個の表示装置であってもよい。さらに、評価ユニット6は、撮像ユニット3の画像を受け取るためのインターフェースを備える。アブレーション治療システムが、本明細書で以下に記載されるように、熱アブレーション装置1を追跡するための追跡ユニットをさらに備える場合、アブレーション治療システムは、追跡ユニットから追跡情報を受信するためのインターフェースを同様に備える。

10

【0049】

評価ユニット6によって分析が実行される位置は、介入従事者の要求に応じて撮像ユニット3によって取得される画像を使用して熱アブレーション装置1が位置決めされる位置に対応することができる。評価ユニット6は、取得した画像に基づいて評価を行う。上述したように、このような画像は熱アブレーション装置1の正しい位置決めを確認するために、及び/又は熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置に向けてステアリングするための次のステアリングを計画するために、アブレーション処置の開始前に取得されてもよい。

20

【0050】

画像に基づいて、評価ユニット6の位置決めユニット7は特に、標的組織に対する熱アブレーション装置1の位置を決定する。この位置を決定するために、標的組織を画像内に描写することができる。これは例えば、標的組織が既に描写されているさらなる画像と画像をレジストレーションすることによって、当業者に公知の方法で行われてもよく、さらなる画像は計画画像に対応してもよい。熱アブレーション装置1は同様に、画像内に位置決めされてもよい。熱アブレーション装置1の位置決めは、装置に取り付けることができ、画像内で明確に識別することができる1つ又は複数の特別なマーカに基づいて実行することができる。代替例として、熱アブレーション装置1は、その特性(針状の)形状に基づいて、画像内で識別されてもよい。さらなる代替実施形態では熱アブレーション装置1が例えば電磁追跡などの別の(すなわち、非画像ベースの)追跡モダリティに従って構成される追跡ユニットによって位置決めされてもよく、追跡ユニットによって決定される熱アブレーション装置1の位置は標的組織の位置も提供される同じ基準フレームに変換されてもよい。

30

【0051】

標的組織及び熱アブレーション装置1の位置を決定すると、位置決定ユニット7は、標的組織と熱アブレーション装置1との間の相対位置を決定する。この相対位置に基づいて、評価ユニット6の線量計算ユニット8は、熱アブレーション装置1の現在位置から、アブレーションを実行するとき治療領域、特に標的組織に送達することができる熱線量分布を決定する。線量分布を決定するために、熱アブレーション装置1のモデルが使用され、このモデルは、アブレーション治療の異なる動作パラメータに対して、熱アブレーション装置1によって放出される熱線量の分布をモデル化する。この点で、線量計算ユニット8は、上述の計画プロシージャで使用されるのと同様の又は同じモデルを使用することができる。

40

【0052】

特に、線量計算ユニット8は、可能な限り大きい標的組織の一部が組織のアブレーションのために十分に大きい熱線量を受け取るように、熱アブレーション装置1の現在位置から達成可能な最適な線量分布を決定してもよい。同時に、最適な線量分布は、標的組織を囲む健全な組織が組織に特定される最大線量未満の熱線量を受け取るように決定されてもよい。換言すれば、線量計算ユニット8は周囲組織に対する線量制約に反することなく、熱アブレーション装置1の現在位置から切除可能な標的組織の最大可能部分を決定し、これ

50

は、この組織に対して処方される最大線量に対応し得る。さらに、線量計算ユニット8はこの線量分布を達成するために、熱アブレーション装置1のアブレーション時間及び動作パラメータを決定する。そのような方法で熱アブレーション装置1の最適な達成可能な線量分布及び動作パラメータを決定するために、線量計算ユニット8は、熱アブレーション装置1の現在位置に関して上述した計画プロシージャと同様の手順を実行することができる。計画プロシージャのように、線量計算ユニット8は特に、アブレーションプロセスのモデルを使用して、熱アブレーション装置1の現在位置から達成可能な熱線量分布を推定することができる。

#### 【0053】

最適な達成可能な線量分布は、評価ユニット6の表示ユニットにおいて介入従事者に視覚化されてもよい。この目的のために、標的組織及び熱アブレーション装置1を示す現在の画像に、線量分布を表すカラーマップを重ね合わせることができる。更に、又は代替として、線量計算モジュールは、標的組織に対する最適な線量分布のための線量 - 体積ヒストグラム(DVH)を決定してもよく、表示ユニットにおいて介入従事者にDVHを視覚化してもよい。DVHは、横軸に熱線量を有し、縦軸に標的組織の体積(例えば、標的組織の総体積のパーセンテージで特定される)を有する、プロット又は対応するテーブルに対応し、標的組織のどの体積が特定の熱線量を受け取るかを示す。DVHに基づいて、介入従事者は、熱線量分布を容易に評価することができる。

10

#### 【0054】

さらに、又は代替として、評価ユニット6は、最適到達可能線量分布に基づいて、アブレーション治療の目標を果たすことができるかを決定することができる。したがって、評価ユニット6は、十分に大きい熱線量が標的組織に送達されるか、及び周囲の健全な組織に送達される熱線量が、処方される最大線量未満のままであることをチェックし得る。そうではない場合、評価ユニット6は、熱アブレーション装置1の現在位置からアブレーションを実行することが望ましくないと判断し、それに応じて介入従事者に通知することができる。

20

#### 【0055】

アブレーションが熱アブレーション装置1の現在位置から実行されるときに治療目標が満たされ得る場合、評価は、熱アブレーション装置1の現在位置から達成可能な最適な線量分布と、計画プロシージャにおいて決定され、計画されるアブレーション位置から達成され得る計画分布とをさらに比較してもよい。比較の結果として、熱アブレーション装置1は、この線量分布が計画される線量分布よりも低い品質を有するとき、熱アブレーション装置1の現在位置から達成可能な最適な線量分布に負のコストを割り当てることができる。コストは、アブレーション処置が計画されるアブレーション位置の代わりに、熱アブレーション装置1の現在位置から実行される場合に生じる品質の損失を定量化する。

30

#### 【0056】

コストを決定するために、評価ユニット6は両方の線量分布について1つ又は複数の品質パラメータを評価することができ、線量分布について決定される品質パラメータの値の間の比較のための差又は他の尺度に基づいてコストを割り当てることができる。例示的な品質パラメータは、標的組織を囲む健全な組織に送達される最大線量、標的組織に送達される最小線量、又はこの組織のための処方される最大線量よりも小さく選択され得る、特定の熱線量以下を受け取る健全な組織のパーセンテージ、又は標的組織の処方される最小線量よりも高く選択され得る、少なくとも一つの特定の熱線量を受け取る標的組織のパーセンテージなどの適切なDVHパラメータを含む。

40

#### 【0057】

さらに、評価ユニットは、熱アブレーション装置1の現在位置から計画されるアブレーション位置までの計算される経路に正のコストを割り当て、熱アブレーション装置1が経路に沿ってステアリングされる場合に生じ得る有害な影響をほぼ定量化する。熱アブレーション装置1の現在位置から実行されるアブレーションの低下した品質を定量化する負のコスト、及び/又は現在位置から計画されるアブレーション位置に熱アブレーション装置

50

1をステアリングすることに関連する負のコストに基づいて、介入従事者は、現在位置からアブレーションを実行するか、又は熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にステアリングする価値があるかを判断することができる。後者は、線量計算ユニット8において決定される最適な達成可能な線量分布に関連する正のコストが、熱アブレーション装置1の現在位置から計画されるアブレーション位置までの経路に関連する負のコストよりも高い絶対値を有する場合に特に当てはまる。そうではない場合、すなわち、線量計算ユニット8において決定される最適な達成可能な線量分布に関連する正のコストが、熱アブレーション装置1の現在位置から計画されるアブレーション位置までの経路に関連する負のコストよりも低い絶対値を有する場合、介入従事者は、熱アブレーション装置1の現在位置からアブレーションを実行することを考慮し得る。この場合、熱アブレーション装置1を、計画されるアブレーション位置にステアリングすることの有害な影響は、計画されるアブレーション位置から達成可能な線量分布のより高い品質を上回る可能性がある。

10

**【0058】**

熱アブレーション装置1を計画アブレーション位置にステアリングするための経路に関連するコストを決定するために、評価ユニット6は該当する経路を計算し、コストを計算される経路に割り当てる。関連するコストは例えば、熱アブレーション装置1の動きによって引き起こされる組織の損傷に関連する寄与、患者の体の追加の撮像が必要な場合の追加の放射線への患者の体の曝露、及び熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にステアリングするための追加の時間を含む、いくつかの寄与に基づいて導出されてもよく、これは、介入の延長される時間をもたらす。

20

**【0059】**

経路を計算するために、評価ユニット6は、熱アブレーション装置1の現在位置から計画されるアブレーション位置までの経路を計算することができる経路計算ユニット9を備える。計算では、熱アブレーション装置1で実行できる可能性のある操作が考慮される。針状熱アブレーション装置1の場合、これらの操作は長手方向に前後に直線的に移動すること、すなわち、針状装置を組織に挿入したり、組織から後退させたりすることを含む。さらに、ある半径を有する湾曲した経路に沿って熱アブレーション装置1をステアリングすることができる場合がある。この目的のために、装置1は例えば、ベベルチップを含むことができる。可能な操作は経路計算ユニット9に記憶され、経路計算ユニット9は可能な操作を用いて、熱アブレーション装置1をその現在位置から計画アブレーション位置までステアリングすることができる最適化される経路を計算する。したがって、経路は、各セグメントが前述のステアリング操作の1つが実行される経路の一部に対応する、いくつかのセグメントを含み得る。最適化は、好ましくは現在位置から計画アブレーション位置までの最短経路、又は異なる種類の連続する操作の最小数を含む経路を計算するために実行される。

30

**【0060】**

例えば、熱アブレーション装置1をステアリングするための可能な操作に従って実現可能な半径を有する湾曲した経路上で、又は直線に沿って、現在位置から計画アブレーション位置まで熱アブレーション装置1をステアリングすることができるかをチェックすることができる。これが可能であれば、それに応じて経路を計算することができる。これが不可能な場合には、熱アブレーション装置1を一定の距離だけ後退させたときに、計画アブレーション位置が直線経路に沿って到達することができるか、又は適切な半径を有する湾曲経路に沿って到達することができるかをチェックすることができる。そうである場合、経路は、それに応じて再び計算されてもよい。

40

**【0061】**

熱アブレーション装置1を経路計算ユニット9内の計画アブレーション位置にステアリングするための経路を計算した後、評価ユニット6は、計算される経路に負のコストを割り当てる。上述したように、コストへの第1の寄与は、熱アブレーション装置1が計算される経路に沿って移動されるときに生じる組織損傷を反映することができる。このコストの寄

50

与は、計算される経路に従うために、熱アブレーション装置1が健全な組織を通してステアリングされなければならない距離に基づいて決定されてもよい。関連するコストの寄与は特に、熱アブレーション装置1を組織内に挿入することによって引き起こされる医用合併症の確率を推定するためのモデルを使用して決定されてもよい。このようなモデルは熱アブレーション装置1の移動の単位長さ当たりのコストを計算するために使用されてもよく、このコストは、計算される経路をたどるために熱アブレーション装置1が、損傷を受けていない組織に挿入されなければならない距離によって乗算されてもよい。

【0062】

計算される経路がいくつかのセグメント、例えば、異なる角度での挿入に続く熱アブレーション装置1の後退を含む経路を含む場合、追加のコストは、新しいセグメントが始まる位置ごとに計算される経路に関連付けられてもよい。この更なるコストの理由は、熱アブレーション装置1のステアリング運動の変化が追加の組織損傷をもたらすことである。

10

【0063】

組織損傷を考慮に入れる前述のコストに加えて、評価ユニット6は計算される経路にコストを割り当てることができ、このコストは、熱アブレーション装置1を計画されるアブレーション位置にステアリングするときに必要な更なる撮像による放射線への患者の体2の更なる曝露を考慮に入れる。この目的のために、評価ユニット6は、取得される画像毎に経路に所定のコスト値を割り当てることができる。さらに、上記のように、動きが数ミリメートルの長手方向変位を伴うだけでない限り、介入従事者がアブレーションプロセスを開始する前に熱アブレーション装置1の位置をチェックするために、経路に沿って計画されるアブレーション位置をステアリングした後に、画像の取得は通常必要である。さらに、画像の取得は通常、経路の1つのセグメントから経路の次のセグメントへの移行において必要である。したがって、評価ユニット6は、計算される経路に、経路のセグメントの数を乗算した所定のコスト値を割り当てることができる。しかしながら、上述したように、数ミリメートルの長手方向移動を伴うだけでないこのプロセスでは、セグメントのみを考慮することができる。

20

【0064】

さらに、上記のように、評価ユニット6は、経路に沿って熱アブレーション装置1をステアリングするための更なる時間を考慮に入れる更なるコストを、計算される経路に割り当てることができる。このコストの割り当ては、介入の時間の延長が麻酔時間の延長をもたらすため、有害な医学的効果があるという事実に基づいている。ここで、パスの各セグメントにコスト値を割り当ててもよい。このコスト値は、セグメントに割り当てられる操作に従って、熱アブレーション装置1をステアリングするための典型的な速度に基づいて選択することができる。また、上述したように、画像を取得すると推定される位置毎にコスト値を割り当ててもよい。このコスト値は、撮像装置3を用いて画像を取得し、画像を評価するための典型的な時間に基づいて選択することができる。

30

【0065】

熱アブレーション装置1の現在位置から計画されるアブレーション位置までの計算される経路に割り当てられる前述の正のコスト値は、計算される経路に割り当てられる正の全体コストを決定するために、評価ユニット6によって合計される。この全体的なコストは、熱アブレーション装置1の現在位置から達成可能な最適線量分布に割り当てられる負のコストと共に、介入従事者に提示されてもよい。それから、線量分布の質を改善するために、熱アブレーション装置1の現在位置からアブレーションを実行することがより有益であるか、又は熱アブレーション装置1を、計画されるアブレーション位置にステアリングすることがより有益であるかを決定するために、介入従事者はコスト値を比較することができる。

40

【0066】

図2は、上述の手順のステップを概略的かつ例示的に示すステップ201において、熱アブレーション装置1の現在位置が決定される。上述したように、この判定は、撮像装置3によって取得される画像に基づいて、及び/又は非画像ベースの追跡ユニットによって取得

50

される情報を用いて行うことができる。さらに、ステップ202において、最適な熱線量分布が決定され、熱アブレーション装置1が現在位置で動作されるときに達成可能である。一実施形態では、上述のように、決定される線量分布にコストがさらに割り当てられる(ステップ203)。さらに、ステップ204において、熱アブレーション装置1をその現在位置から、計画されるアブレーション位置にステアリングするための経路が決定され、ステップ205において上述したように、この経路にコストが関連付けられる。次に、ステップ206において、決定される最適な熱線量分布に関する情報と、計算される経路に割り当てられるコストに関する情報とが介入従事者に提示される。決定される最適熱線量分布に関する情報は、線量分布の視覚化及び/又は線量分布に割り当てられるコストを含むことができる。提示される情報に基づいて、介入従事者は、熱アブレーション装置1の現在位置からアブレーションを実行するか、又は熱アブレーション装置1を計画位置にステアリングするかを決定することができる。

10

**【0067】**

上述のように、計画されるアブレーション位置に熱アブレーション装置1をステアリングする代わりに、この位置からアブレーションを実行することがより有益である場合、単一の計画アブレーション位置を異なる位置、すなわち、上述のような装置を撮像するときの熱アブレーション装置1の現在位置に置換するかを介入従事者が決定することを支援することは可能である。同様に、複数の計画アブレーション位置のうちの1つを異なる位置に置き換えるかを決定する際に、介入従事者を支援することが可能である。複数の計画アブレーション位置がある場合、これらの位置でのアブレーションは熱アブレーション装置1を使用して連続的に、又は複数の熱アブレーション装置を使用して並行して実行することができる。両方の場合において、上記の手順は、同様に適用され得る。

20

**【0068】**

このプロシージャにおける第1のアブレーション位置の可能な置換に関して熱アブレーション装置1の現在位置を評価するとき、さらなる計画アブレーション位置は置換されないと仮定することができる。したがって、これらの位置でのアブレーションは、関連する計画線量分布をもたらすと仮定することができる。この場合、上述したように現在位置を評価することができる。さらに、この位置から達成可能な線量分布の起こり得る欠陥は例えば、これらの位置でアブレーションを実行するための動作パラメータを適合させることによって、さらなる計画位置で実行されるアブレーションによって補償され得ることを考慮に入れることができる。第2の計画アブレーション位置も置換され得るかについて評価が行われる場合、この評価は好ましくは第1の計画位置から治療領域に送達される計画熱線量の代わりに、第1の置換位置から切除することによって、治療領域に送達される実際の熱線量を考慮に入れる。

30

**【0069】**

開示される実施形態に対する他の変形は図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の検討から、特許請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。

**【0070】**

特許請求の範囲において、単語「有する」は他の要素又はステップを排除するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は複数を排除するものではない。

40

**【0071】**

コンピュータプログラムは他のハードウェアと一緒に、又はその一部として供給される、光記憶媒体又はソリッドステート媒体などの適切な媒体上に記憶/配布することができるが、インターネット又は他の有線もしくは無線電気通信システムなどを介して、他の形態で配布することもできる。

**【0072】**

特許請求の範囲におけるいかなる参照符号も、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

50

【図面】  
【図 1】

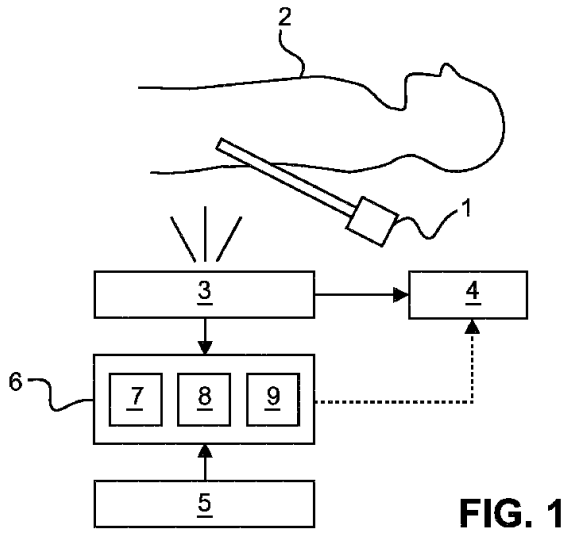


FIG. 1

【図 2】

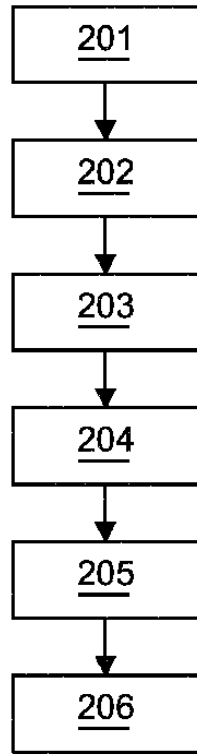


FIG. 2

10

20

30

40

50

## フロントページの続き

- オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 アールダート ヤン エレヴェルト アールダート ヤン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 ビンネカンブ ダーク  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 グローン ヨハネケ ジェリッゲ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5  
(72)発明者 ファン ダイク エドモンド  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5  
審査官 野口 絢子  
(56)参考文献 国際公開第2015/148378(WO, A1)  
米国特許出願公開第2009/0259230(US, A1)  
特表2015-500664(JP, A)  
(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 3 / 0 0 - 1 8 / 1 8  
A 6 1 B 3 4 / 0 0