

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-530780

(P2017-530780A)

(43) 公表日 平成29年10月19日(2017. 10. 19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2017-516890 (P2017-516890)
 (86) (22) 出願日 平成27年9月28日 (2015. 9. 28)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年4月14日 (2017. 4. 14)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/072290
 (87) 国際公開番号 W02016/050709
 (87) 国際公開日 平成28年4月7日 (2016. 4. 7)
 (31) 優先権主張番号 14187003.0
 (32) 優先日 平成26年9月30日 (2014. 9. 30)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 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 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療処置の超音波画像ガイダンス

(57) 【要約】

超音波診断撮像システムは、放射線療法中に、標的領域を画像化するために、患者にテープ又はベルトで取り付けられた薄型2次元アレイトランスデューサプローブを有する。放射線療法処置は、処置前に取得された標的領域の画像に基づいて行われた計画に基づいて行われる。アレイトランスデューサは、治療処置の区分の最中又は間に、電子ビーム操縦により標的領域の3次元画像を生成するために、超音波システムによって操作される。超音波画像は、治療処置中の標的解剖学的構造の動き又は変位にตอบสนองして、治療計画を調整するために使用される。

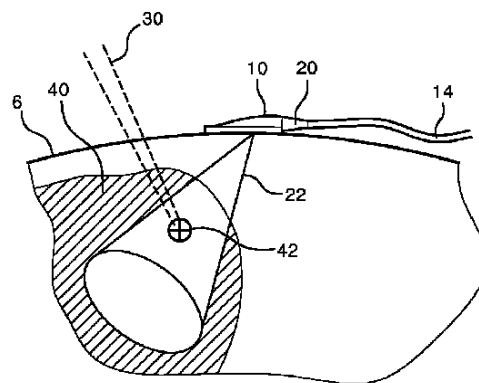


FIG. 4

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

２次元アレイトランスデューサと、前記２次元アレイトランスデューサに結合されたプローブケーブルとを含み、標的領域を含む容積領域内の超音波ビームを電子的に操縦する超音波プローブであって、幅及び長さの寸法を有する患者接触面を有し、前記幅及び長さの寸法よりも小さい前記患者接触面に垂直な厚さを有するアレイ超音波プローブと、

前記超音波プローブから離れて配置され、前記プローブケーブルによって前記超音波プローブに接続された超音波システムであって、前記超音波システムは、患者の前記標的領域の３次元画像の生成のために前記超音波プローブによって生成された超音波信号を処理する、超音波システムと、

前記患者に音響結合された前記患者接触面で前記患者への前記超音波プローブの取り付けを可能にするベルト又は粘着バンドと

を含む、放射線療法治療を受けている患者を撮像するための超音波診断撮像システムであって、

前記超音波プローブは、前記患者が放射線療法治療を受けている間、前記患者に取り付け可能であり、前記超音波システムは、治療中又は治療区分の間の何れかに、前記標的領域の画像を生成する、

超音波診断撮像システム。

【請求項 2】

前記超音波プローブは、前記２次元アレイトランスデューサに結合されたマイクロビーム形成器をさらに含み、前記プローブケーブルは前記マイクロビーム形成器に結合される、請求項 1 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 3】

前記超音波プローブは、前記２次元アレイトランスデューサ、前記マイクロビーム形成器及び前記プローブケーブルを支持するポリマーフレームを更に含む、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 4】

前記超音波システムは、前記標的領域の３次元画像を生成するボリュームレンダラを更に含む、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 5】

前記超音波システムは、前記超音波プローブによって走査される前記容積領域を前記超音波プローブに関して配向するように操作されるユーザ制御部を更に含む、請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 6】

前記ユーザ制御部は、前記超音波プローブの側面に横方向に配置された標的領域を走査するために配向されるように前記容積領域を配向するように操作される、請求項 5 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 7】

前記標的領域は、標的解剖学的構造を含み、

前記標的解剖学的構造は、前記超音波プローブに隣接する前記患者を通過する治療ビームによって治療される、

請求項 6 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 8】

前記２次元アレイトランスデューサから離れた前記プローブケーブルの端部に配置されたプローブコネクタを更に含み、

前記プローブコネクタは前記超音波プローブの電子部品を更に含む、

請求項 2 に記載の超音波診断撮像システム。

【請求項 9】

患者に２次元アレイトランスデューサを含む超音波プローブを取り付けるステップであって、前記超音波プローブは、幅及び長さの寸法を有する患者接触面を有し、前記幅及び

10

20

30

40

50

長さの寸法よりも小さい前記患者接触面に垂直な厚さを有する、ステップと、
前記患者の標的領域上に放射線療法を行うステップと、
標的領域を含む容積領域内の超音波ビームを操縦するステップと、
前記超音波プローブによって生成された信号から前記標的領域の３次元超音波画像を生成する超音波システムを提供するステップと、
前記３次元超音波画像に基づいて前記放射線療法を調整するステップと
を含む、放射線療法治療を受けている患者を超音波撮像するための方法。

【請求項１０】

前記取り付けのステップは、前記超音波プローブをベルト又は粘着バンドで前記患者に取り付けるステップを更に含む、請求項９に記載の方法。

10

【請求項１１】

治療計画画像を生成するために前記容積領域を走査するステップと、
前記治療計画画像を使用して放射線療法を計画するステップと
を更に含む、請求項９に記載の方法。

【請求項１２】

前記取り付けのステップは、２次元アレイ及びマイクロビーム形成器を含む超音波プローブを前記患者に取り付けるステップを更に含む、請求項１１に記載の方法。

【請求項１３】

前記標的領域が前記超音波プローブの下にないように、前記患者に前記超音波プローブを取り付けるステップを更に含む、請求項１２に記載の方法。

20

【請求項１４】

超音波システムは前記超音波システムに結合されたユーザ制御部を更に含み、前記超音波プローブの下にない標的領域を視覚化するように前記ユーザ制御部を調整するステップを更に含む、請求項１３に記載の方法。

【請求項１５】

前記提供するステップは、治療計画の治療区分の間に前記標的領域の３次元画像を生成するために、超音波システムを使用するステップを更に含み、

前記放射線療法を調整するステップは、治療区分の間に生成された前記標的領域の３次元超音波画像に基づいて前記放射線療法を調整するステップを更に含む、
請求項９に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、放射線治療処置、特に、このような処置をガイドするための超音波撮像の使用に関する。

【背景技術】

【０００２】

放射線治療又は放射線療法の準備において、処置を計画するために、治療標的（腫瘍）の医用診断画像が撮影される。腫瘍の位置（深さ）、及び、周囲の健康な組織構造の存在の両方が、処置を計画する際に考慮される。これらの考慮は、放射線量の強度と焦点、治療区分が送達される腫瘍内の位置、及び、周囲の健康な組織を通る放射線ビームの経路の選択を導く。典型的には、計画画像は、シミュレーションＣＴスキャンと呼ばれる、標的領域のＣＴ画像である。ＣＴ画像に基づき、計画の結果は、通常は線形加速器である、治療送達装置に送られる一連の指示である。指示は、患者の体内での放射線送達の経路及び計画された線量分布を規定する。計画画像は治療の開始前に取得されるので、治療標的（腫瘍）及び周囲の構造（健康な組織）が、各治療区分の前にシミュレーションＣＴスキャンに表示されるように正確に位置決めされることが非常に重要であり、さもなければ線量は安全かつ正確に伝達されない。したがって、治療の所望の結果を得るために、患者の位置決めがますます関心を集めている。

40

【０００３】

50

放射線療法の画像ガイダンスに使用されることができるモダリティの1つは、超音波撮像であり、これにはいくつかの独自の特徴がある。超音波は癌の診断に広く使用されてきた。それは比較的安価で使い易く、画質が改良され続けるため、それは、MRI又はCT撮像に匹敵する診断値を有することができる。標的の二次元(2D)超音波画像は、従来、放射線療法計画のために使用される対応するCT投影と比較される。MRIと同様、超音波撮像は、良性であり、患者に余分な望ましくない放射線量を追加することはなく、一般的に非侵襲性撮像モダリティである。したがって、超音波撮像は、適応型アプリケーションに必須条件である治療区分間の臓器運動モニタリングによく適している。

【0004】

放射線療法における超音波の最初の使用は、標的の2つの垂直面を視覚化するための超音波多断面再構成の典型的な使用に従っていた。超音波のこの最初のアプリケーションは、前立腺癌治療のためだけに利用可能であって、多くの制約が示され、文献にドキュメント化されている。Langenらの「Evaluation of ultrasound-based prostate localization for image-guided radiotherapy」Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Physics、第57巻(2003)、635-44頁、及び、Van den Heuvelらの「Independent verification of ultrasound based image-guided radiation treatment, using electronic portal imaging and implanted gold markers」Med. Phys.、第30巻(2003)、2878-87ページを参照されたい。現時点では、前立腺癌治療のみが、照射中に標的を経会陰的に連続的にスキャンする機械的に掃引されたトランスデューサを用いて、臨床的に実施されている。前立腺の位置は、治療計画に使用される処置の開始前に取得された経会陰超音波画像における前立腺の位置と比較される。各治療区分に対する患者のセットアップ中、超音波ガイダンスは、標的の位置及び危険にさらされている近くの臓器を決定する。標的の現在の位置は、線量を再計算し、必要に応じて、適応型アプリケーションにおける患者治療を再計画するために使用されることができる。Abramowitzらの「Noninvasive Real-time Prostate Tracking Using a Transperineal Ultrasound Approach」Int. J. Rad., Oncol., Biol. & Physics、第84巻(2012)、S133頁、及び、Courtらの「Automatic online adaptive radiation therapy techniques for targets with significant shape change: a feasibility study」Phys. Med. Biol.、第51巻(2006)、2493-50頁を参照されたい。

【0005】

放射線治療ガイダンスのための超音波の適用において固有の問題の1つは、超音波プローブの患者の身体への良好な音響結合を維持する必要性である。典型的な超音波プローブは、臨床医に把持され、プローブの保持のため、及び、患者の皮膚との良好な音響接触のために押されるハンドルを有する。これが放射線療法においてもたらす問題は、患者に対してプローブを押し付けるために必要な強い圧力により、腫瘍並びに隣接し介在する組織及び臓器が変位することである。したがって、超音波そのものの使用は、計画画像に示されているものから患者の解剖学的構造の再位置決めのソースとなってしまう、結果として治療の再計画及び治療送達システムの再プログラミングを必要とする。よって、安全で効果的な放射線療法処置のために必要な臓器及び組織の定位置を乱さないような態様で、放射線療法画像誘導のために超音波を使用することが望ましい。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の原理に従って、治療計画段階中に観察された組織及び臓器の位置を変位することなく、放射線療法中の画像ガイダンスに使用される超音波診断撮像システム及び撮像プローブが説明される。撮像プローブは、従来の超音波プローブの他の部品から物理的に切り離された、制御マイクロビーム形成器及び圧電トランスデューサの薄く構成されたマトリクス(2次元)アレイである。この薄く最小限のプローブ構造により、医療用の粘着テープ又はベルトを用いてプローブを患者との音響接触状態に維持されることができ、プローブと患者との音響接触を維持するのに必要な圧力の量、及び、結果として組織変位の問題を最小限に抑える。マトリクスアレイの使用により、撮像プローブを、治療標的領域を

含む身体の容積領域にわたって撮像ビームを操縦できる３次元位相アレイとして、動作させることができる。したがって、治療部位の３次元撮像は、電子的に（可動部分なしで）リアルタイムで行うことができる。撮像プローブと患者との音響接触を維持するためのベルト又は粘着バンドの使用は、操作者が放射線発生システムによってプローブを室内に保持する必要性をなくし、ロボットアームシステムのような複雑で高価なプローブ保持装置の必要性を排除する。最後に、最小限のプローブの薄い構成は、治療ビームの干渉問題を低減する。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

【図１】本発明の超音波撮像プローブによって治療標的がリアルタイムで視覚化される間に、線形加速器を用いて放射線療法処置を受けている患者を示す。

10

【図２】本発明の撮像プローブと共に使用するのに適した超音波撮像システムを示す。

【図３】本発明の撮像プローブの底面図である。

【図４】本発明の撮像プローブを用いた放射線療法中の腫瘍の３Ｄ撮像を示す。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

放射線療法において、各治療区分の前後、及び、場合によっては各治療区分中に、放射線療法治療計画の準備中に使用される標的の位置に関して患者内の治療標的の位置を評価することが必要である。現在、走査中に患者と音響接触するトランスデューサを保持するために提案された代替案は、人間の操作者又はロボット式／機械式アームシステムを含む。これの主な理由は、放射線療法アプリケーションのために特別に設計されたプローブがないからである。外用の従来の診断撮像プローブは、一般に技術者又は医師によって操作され、トランスデューサの結晶及び電子部品を取り囲むハンドル付きのケースを有する。しかし、放射線療法処置中の超音波画像誘導のためには、プローブは、理想的には、遠隔操作されなければならない。治療室で人間の操作者を必要とすることなく作動しなければならない。本発明は、圧電アレイ素子及びそのマイクロビーム形成器が、一般に超音波プローブ内に組み込まれた他の電子部品から分離されている、放射線療法用に特別に設計されたプローブを含み、圧電素子は、リアルタイム３次元撮像のための２次元マトリクスに配列され、素子及びマイクロビーム形成器は、平らで軽いケース内に組み立てられ、他の任意の電子部品は、ケーブル内に、又は、好ましくは、プローブケーブルの端のコネクタ内に組み込まれる。したがって、プローブの能動的撮像素子は、患者の上に位置決めされ、粘着性の部品又はベルトを用いて、定位置に保持されることができる。

20

30

【０００９】

まず、図１を参照すると、放射線療法治療を受けている患者８が示されている。線形加速器１２は、患者の上に位置決めされ、患者内の解剖学的構造を標的とするために、治療区分と呼ばれる間隔で放射線ビームを送達する。この例において、治療ビームは、肝臓腫瘍への治療の送達のために患者の肝臓に向けられる。粘着テープ又はベルトによって患者の腹部に取り付けられているのが、本発明の超音波撮像プローブである。プローブケーブル１４は、プローブによって取得された撮像信号を、図２に記載されるような超音波撮像システムに伝達する。遠隔操作者が治療の行われている間の患者の任意の動きを観察できるように、プローブは、処置中に腫瘍の撮像を行う。また、プローブは、治療を再開する前に、腫瘍の位置を計画画像に関連して評価されることができるよう、治療区分間で腫瘍の領域を画像化する。撮像プローブのために、患者がいる治療室内には操作者が必要ではなく、プローブの薄型デザインは、放射線治療の送達にほとんど障害を与えない。

40

【００１０】

図２は、本発明の原理に従って構成された超音波システムをブロック図形式で示す。この実施形態では、プローブ１０は、２次元アレイトランスデューサ５００とマイクロビーム形成器５０２とを含む。マイクロビーム形成器は、アレイトランスデューサ５００の素子のグループ（「パッチ」）に印加される信号を制御する回路を含み、部分的にビーム形成された信号を生成するために、各グループの素子によって受信されるエコー信号の処理

50

を行う。プローブ内でのマイクロビーム形成は、プローブと超音波システムとの間のケーブル 503 の導体の数を有利に減少させ、これは米国特許第 5,997,479 号明細書 (Savord ら) 及び米国特許第 6,436,048 号 (Pesque) に記載されている。

【0011】

プローブ 10 は、超音波システムのスキャナサブシステム 310 に結合される。ユーザ制御部 60 に応答し、送信ビームのタイミング、周波数、方向及び集束についてプローブに指示する制御信号をマイクロビームフォーマ 502 に供給するビーム形成器コントローラ 312 を、スキャナは含む。ビーム形成器コントローラはまた、アナログ - デジタル (A/D) 変換器 316 及びビーム形成器 116 への結合によって、受信されたエコー信号のビーム形成を制御する。プローブによって受信されたエコー信号は、スキャナ内のプリアンプ及び TGC (時間利得制御) 回路 314 によって増幅され、次いで A/D 変換器 316 によってデジタル化される。次いで、デジタル化されたエコー信号は、ビーム形成器 116 によって完全にコヒーレントビームに形成される。任意に、アレイの素子から及び素子への信号は、ビーム形成器のみでビーム形成され得る。エコー信号は、デジタルフィルタリング、B モード検出、ドップラ処理を行う画像プロセッサ 318 によって処理され、高調波分離、周波数合成によるスペックル低減、及び他の所望の画像処理等の、他の信号処理も行うことができる。

【0012】

スキャナサブシステム 310 によって生成されたエコー信号は、所望の画像形式で表示するためにエコー信号を処理する、デジタルディスプレイサブシステム 320 に結合される。エコー信号は、エコー信号のサンプリング、ビームのセグメントの完全なライン信号へのスプライス化、及び、信号対雑音比改善又はフロー持続のためのライン信号の平均化が可能な、画像ラインプロセッサ 322 によって処理される。画像ラインは、当技術分野で知られているように、R - θ 変換を行う走査変換器 324 によって、所望の画像形式に走査変換される。走査変換器は、補間によって、受信されたビーム間の画像エリアを埋めることもできる。個々の画像又は画像シーケンスは、画像ループのキャプチャ中にシネメモリ 326 に格納される。また、メモリ内の画像は、例えば、患者識別情報の入力又はカーソルの移動のためのユーザ制御にตอบสนองするグラフィクス生成器 330 によって生成された、画像と共に表示されるグラフィクスが重ね合わされる。

【0013】

リアルタイム容積撮像のために、ディスプレイサブシステム 320 はまた、3D データセット又は空間的に分離された 2D 画像のセットを受信しそれらをリアルタイム 3 次元画像にレンダリングするボリュームレンダラ 328 を含む。走査された解剖学的構造の 3D 画像がディスプレイ 150 に表示される。ユーザインターフェース 60 は、2 次元アレイプローブによって走査された容積領域の配向の制御のための制御部 62 - 66 を含む。ユーザは、走査される領域の配向等、制御部 66 によって制御される機能を選択できる。次いで、ユーザはジョイスティック又はトラックボール 62 を使用して、走査された領域を位置決めする。走査された領域が設定されると、ユーザは制御部 64 を押して設定をロックする。ビーム形成器コントローラ 312、ビーム形成器 116、及びマイクロビーム形成器 502 は、2 次元アレイ 500 の素子を用いた段階的送信によって所望の方向にビームを送信することで、これらの設定変更に応答し、次いで、走査される容積領域全体にわたって一連の受信ビームを取得するために、受信されたビームを同じ方向に操縦する。これらの受信ビームは 3D 空間内の走査線に処理され、次いで、ボリュームレンダリングによって走査されたボリュームの 3D 画像にレンダリングされる。したがって、容積領域は、プローブ内の可動素子なしで再配置され、走査される。これらの制御の動作の効果は図 4 に示される。

【0014】

図 3 は、患者接触側から見た本発明の撮像プローブ 10 の平面図である。プローブは、例えば PZT セラミック製の圧電トランスデューサ素子の 2 次元 (マトリクス) アレイ 16 を含む。圧電素子は、図 1 に示されるような腹部適用におけるプローブの性能を改善す

10

20

30

40

50

る、音響送信エネルギー及び感度が優れていることから、マイクロマシン変換素子（MUTs）と比較して好ましい。マトリクスアレイは、アレイの素子の動作を制御し、マトリクスアレイの素子のパッチからケーブル14の同軸導体を介して超音波システムに部分的にビーム形成された信号を生成するマイクロビーム形成器アプリケーション固有の集積回路によって支持される。ケーブルの導体は、マイクロビーム形成器集積回路の接続パッドに結合される。プローブの側面図に見られるカバーはケーブル接続を覆っている。マトリクスアレイ及びマイクロビーム形成器アセンブリは、平らなポリマーフレーム18内に取り付けられ、プローブには実質的に平らな外観を与える。プローブは、一般に、その幅又は長さ（図3参照）よりも小さい厚さ又は高さ（図1及び図4参照）を有し、患者にしっかりとテープ又はベルトで固定されることが出来る。この薄いプローブには更に利点があり、張力緩和部20は、ケーブル14のプローブ本体及びフレームへの取り付けを支援し、保護する。その限定された数の部品によって補助されたプローブの、実質的に平坦な構成は、プローブが患者の皮膚にしっかりとテープ又はベルトで固定され、放射線療法処置中ずっと静止したままにすることを可能にする。

10

【0015】

トランスデューサ素子16の面上の整合層及び被覆層（レンズ）等、他の通常使用される材料は、一般に、マトリクスアレイの面上で使用される。熱発散素子は、マイクロビーム形成器の背面に配置され得る。受信信号用のインピーダンス整合素子及びプリアンプ等、他の電子部品は、ケーブル14に沿って一列に、又は、ケーブルの端部のコネクタ内に配置され、それによりプローブが超音波システムに差し込まれる。

20

【0016】

図4は、本発明の撮像プローブ10の電子的に操縦された撮像ビームが、どのようにプローブを取り付け、患者内の標的領域への治療ビームの送達を妨げることなく使用されるかを示す。この図は、患者の肝臓40内の腫瘍42を示す。撮像プローブ10は、患者の皮膚表面6に取り付けられ、撮像のための円錐形パターン22の超音波ビームを走査する。この例において、撮像プローブは、標的領域のすぐ上ではなく、その側面に隣接して取り付けられていることがわかる。ユーザ制御部60は、円錐形走査領域22をある角度で操縦するように操作され、その結果、標的領域42をプローブ10の側面に包含する。これは、患者の体内に治療ビームをまっすぐに導き、腫瘍42に到達するために、短い又は最短の経路を進むことを可能にする。したがって、最小の健康な組織は、治療ビームに影響される。治療ビームをどこに導くかには柔軟性があることがわかっており、プローブからの干渉なしに、体内及び標的領域への侵入点に再配置されることが出来る。これは、治療ビーム30が、腫瘍において最も効果的に導かれ、治療部位周辺の健康な器官及び組織に損傷を与えないように、必要に応じて配置されることを可能とする。この例から、本発明にしたがって構成された超音波プローブの更なる利点が、より明らかになる。2次元アレイは、プローブに隣接する領域内でのビーム操縦を可能にし、最小限の（小型の）プローブの薄い構造は、治療ビームとの干渉を低減する。これは、治療計画手順の柔軟性を増加し、その結果、プローブの電子部品との干渉を引き起こすことなく、治療ビーム経路を減少させ、プローブの近くに導くことができる。

30

【 図 1 】

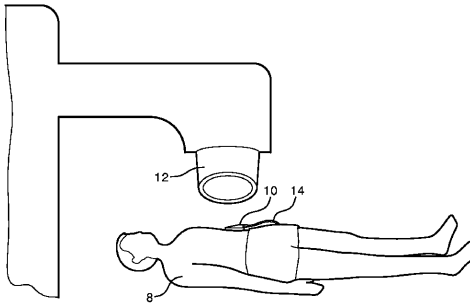
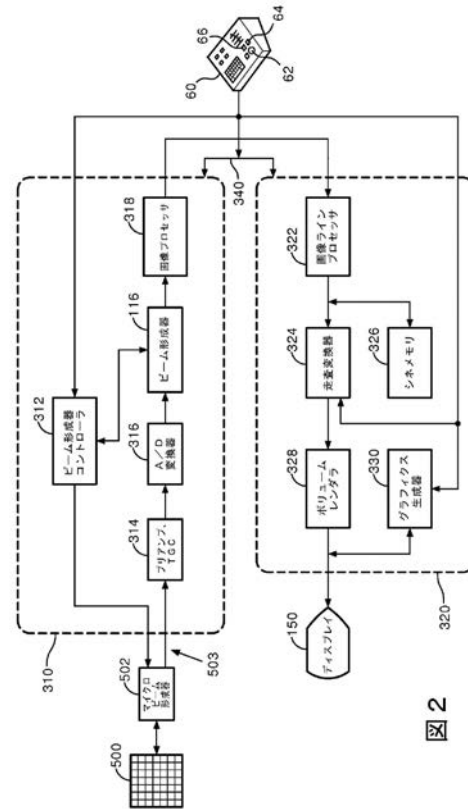


FIG. 1

【 図 2 】



2
☒

【 図 3 】

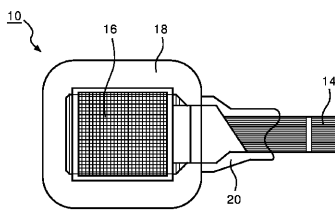


FIG. 3

【 図 4 】

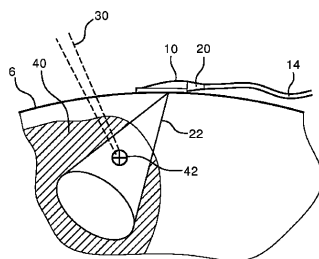


FIG. 4

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT	International application No. PCT/EP2015/072290
Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)	
This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons: 1. ☒ Claims Nos.: 9-15 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210 2. ☐ Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically: 3. ☐ Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).	
Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)	
This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows: 1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims. 2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees. 3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.: 4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee. ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation. ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/072290

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/00 A61N5/10
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 358 276 A1 (MEDIRI GMBH [DE]) 24 August 2011 (2011-08-24)	1-3,5-8
Y	abstract figures 1,3 paragraph [0062] - paragraph [0069] paragraph [0098] - paragraph [0102] -----	4
Y	US 6 019 724 A (GRONNINGSAETER AAGE [NO] ET AL) 1 February 2000 (2000-02-01) abstract figures 1-17 column 9, line 27 - column 9, line 58 -----	4
A	US 2011/009742 A1 (LACHAINE MARTIN [CA] ET AL) 13 January 2011 (2011-01-13) abstract figures 1-6 paragraph [0026] - paragraph [0047] -----	1-8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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

Z document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 December 2015

Date of mailing of the international search report

07/01/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Moehrs, Sascha

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/072290

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2358276	A1	24-08-2011	NONE

US 6019724	A	01-02-2000	NONE

US 2011009742	A1	13-01-2011	CA 2767566 A1 13-01-2011
			EP 2451355 A1 16-05-2012
			US 2011009742 A1 13-01-2011
			WO 2011003202 A1 13-01-2011

International Application No. PCT/ EP2015/ 072290

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 9-15

The subject-matter of claims 9 - 15 is related to a method for the treatment of the human or animal body by surgery, as a radiation beam is used to modify the body tissue (see the description, page 1 of this application). Moreover, the subject-matter of these claims is also related to a method for the treatment of the human or animal body by therapy, as the radiotherapy is used for tumor ablation (see the description, page 1 of this application) using the ultrasound imaging for tracking / adjustment of the procedure. Therefore, no search is carried out with respect to this subject-matter (Rule 39.1(iv)PCT).

フロントページの続き

(81)指定国 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 フォンタナロサ ダヴィデ

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE12 EE14 EE16 FF15 GB06 KK22