

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3902233号

(P3902233)

(45) 発行日 平成19年4月4日(2007.4.4)

(24) 登録日 平成19年1月12日(2007.1.12)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 9 0

A 6 1 F 7/00 (2006.01)

A 6 1 F 7/00 3 2 2

G O 1 R 33/48 (2006.01)

G O 1 N 24/08 5 1 0 Y

請求項の数 2 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願平9-521887                  (86) (22) 出願日 平成8年11月27日(1996.11.27)                  (65) 公表番号 特表平11-500948                  (43) 公表日 平成11年1月26日(1999.1.26)                  (86) 国際出願番号 PCT/IB1996/001314                  (87) 国際公開番号 W01997/022015                  (87) 国際公開日 平成9年6月19日(1997.6.19)                  審査請求日 平成15年11月25日(2003.11.25)                  (31) 優先権主張番号 95203489.0                  (32) 優先日 平成7年12月14日(1995.12.14)                  (33) 優先権主張国 オランダ(NL)</p>	<p>(73) 特許権者 590000248                  コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ                  オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1                  (74) 代理人 100070150                  弁理士 伊東 忠彦                  (72) 発明者 ファン フェールス, ヨハネス ヤコブス                  オランダ国, 5656 アーアー アインドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6番</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージ化によって導かれた超音波による加熱処理の方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

目標領域の位置を磁気共鳴法により決定し、超音波によって前記目標領域を照射する装置であって前記目標領域の動きを磁気共鳴法により決定する装置の制御方法であって、

a . 前記装置の制御ユニットが、発生されるべき前記超音波の焦点領域を1つの位置に調節する段階と、

b . 前記制御ユニットが、前記焦点領域が前記目標領域内にある時間を前記磁気共鳴法により決定する段階と、

c . 前記制御ユニットが、前記決定された時間内に少なくとも1つの超音波パルスを前記装置に発生させる段階と、を有することを特徴とする方法。

【請求項2】

超音波を発生する超音波源と、

人体の中で磁気共鳴信号を発生させる磁気共鳴装置と、

発生させた磁気共鳴信号を受信し、処理する手段と、

制御ユニットと、を含む、超音波によって人体の中の目標領域を照射する装置であって、

前記制御ユニットが、前記人体の中の目標領域の決定される位置に応じて前記超音波源を制御するため、処理された磁気共鳴信号から前記人体の中の目標領域の位置を決定し、前記決定された位置に応じてトリガ信号を発生するように構成され、

超音波ユニットが、前記トリガ信号が与えられると超音波を発生するように構成され、

前記超音波が実質的に前記目標領域内だけに集中されて前記目標領域外の組織がほとんど

加熱されないように、前記超音波の焦点領域が前記目標領域内にある時間であって前記磁気共鳴信号に基づき決定される時間内に、少なくとも1つの超音波パルスが発生されることを特徴とする装置。

【発明の詳細な説明】

本発明は、目標領域の位置が磁気共鳴法によって決定される超音波によって目標領域を照射する方法に関する。本発明はまた、そのような方法を行う装置に関する。

この種類の方法は、米国特許出願第5,307,812号によって知られている。この既知の方法は、超音波によって、例えば患者の人体の中といった対象の目標領域を加熱するために使用される。このため、MR画像が形成され、操作者はそこから目標領域の位置を得る。続いて、発生されるべき超音波の焦点領域は、目標領域の中に配置されるよう調節される。超音波源の作動の後、目標領域は発生された超音波によって加熱される。加熱処理を監視するため、続いて磁気共鳴によって目標領域の温度-位置形状が決定される。操作者は温度-位置形状から焦点領域の位置を得る。操作者は続いて焦点領域の位置を再調節しうる。この既知の方法の適用は、患者の人体の中の腫瘍が加熱され、従って腫瘍の細胞を破壊する例えば癌療法の分野で見いだされうる。

例えば患者の呼吸により、人体の目標領域が動くとき、目標領域に属さない人体の組織が焦点領域に入り、それにより超音波によって望ましくなく加熱されることは既知の方法の欠点である。

本発明は、中でも超音波による加熱処理が動く目標領域の中に集中することを確実にする方法を提供することを目的とする。このため、本発明による方法は、目標領域の動きが適当な磁気共鳴法によって決定されることを特徴とする。この段階により、処理ユニットは受信されたMR信号から目標領域の動き又は瞬時の位置を決定する。この情報は続いて超音波源を制御するために使用される。このように、超音波による加熱処理が実質的に動く目標領域の中のみ集中され、目標領域の外側の目標領域はほとんど加熱されないことが達成される。

本発明による方法の異形は、超音波による目標領域の照射は、発生されるべき超音波の焦点領域をMR法によって得られた位置及び/又は動きの情報によって目標領域の中の位置に調節し、少なくとも1つの超音波パルスを発生することにより行われ、これらの段階はある期間の間繰り返されることを特徴とする。このように、焦点領域が動く目標領域の中に延長された期間の間とどまり、加熱処理は従ってその中に集中されることが確実にされる。発生されるべき音波の焦点領域がこのように動く目標領域の中の連続する位置に動かされ、それにより動く目標領域が実質的に均一に加熱されうることは更なる利点である。

本発明による方法の異形は、超音波パルスの発生の際に、MR法によって目標領域の中の位置を決定する段階と、発生されるべき超音波の焦点領域を目標領域の中にそのように決定された位置に調節する段階とが実行されることを特徴とする。

超音波のパルスの際に連続的に繰り返される超音波のパルスの際の焦点領域の再調節は、目標領域は、焦点領域がもはや目標領域の中ではないような範囲には移されないことを確実にする。

本発明による方法の更なる異形は、超音波による目標領域の照射は、発生されるべき超音波の焦点領域をある位置に調節し、焦点領域がMR法によって目標領域の中に配置されている期間を決定し、決定された時間の際に少なくとも1つの超音波パルスを発生することにより行われることを特徴とする。調節された焦点領域が動く目標領域の中であるか、それと一致する期間の際に1つ以上の超音波パルスが発生される結果として、動く目標領域の中の体積は加熱される。この目標領域の外側の組織は従って、超音波によって全く、又はほとんど加熱されず、そのため損傷されない。概して、選択されるべき焦点領域の位置は患者の人体の中に配置されるが、これは一時的に人体の直ぐ外側に配置されうる。

本発明による方法はまた、目標領域の動きは、

a. 人体の中でMRナビゲータ信号を発生し及び受信する段階と、

10

20

30

40

50

b. 受信されたMRナビゲータ信号から目標領域の位置を決定する段階とを実行することによって決定されることを特徴とする。

動く領域の位置は、人体の中でMRナビゲータ信号を発生し、それを受信することによって決定されうる。この動き領域は、動く目標領域そのもの、又はその位置が動く目標領域の位置に明白に関連づけられている人体の他の領域でありうる。MRナビゲータ信号が発生される領域は、例えば第1の方向に動く目標領域と、人体に隣接する領域とを含む。MRナビゲータ信号は周波数符号のみを有し、他の空間的に符号化されたMR信号から独立して発生される。周波数符号は、その傾斜方向が、望ましくは目標領域又は他の領域の動きの方向である動きの成分が測定される方向に対応する傾斜磁界によって、MRナビゲータ信号の受信の間に与えられる。

10

1次元のMRナビゲータ信号は、例えばその縦軸が動きの方向と平行に伸び、動く部分の目標領域を含む円筒状の領域の中で発生されうる。続いて、第1の方向における領域の1次元の陽子密度形状は、例えば1次元のフーリエ変換によって、受信されたMRナビゲータ信号から得られる。目標領域の位置は処理ユニットにより陽子密度形状から決定される。引用された米国特許出願第5,307,812号で開示された方法との相違点は、既知の方法によれば、温度変化に感応し、そこから温度-位置形状が得られるMR信号が発生されることからなる。更なる相違点は、位置が自動的に得られる代わりに、操作者が温度-位置形状から人体の中の焦点領域の位置を決定することからなる。

本発明の方法はまた、目標領域の動きを決定するために、

- a. 流れ補正されたMRナビゲータ信号を発生し及び受信する段階と、
- b. 流れに感応しないMRナビゲータ信号を発生し及び受信する段階と、
- c. 受信されたMRナビゲータ信号から動く領域の速度を決定する段階とが実行されることを特徴とする。

20

このように、目標領域の速度、又はその速度が目標領域の速度に明白に関連づけられた他の領域の速度が決定される。測定された速度は様々な方法で超音波を制御するために使用されうる。第1の方法は、速度が閾値を超えることが見いだされ、それにより超音波による目標領域の所望の温度を超える値への加熱が不確実になるとき、超音波の発生は目標領域の速度が閾値以下に降下するまで延期されうることからなる。他の方法は、決定された目標領域の速度が所定の調節期間の後の目標領域の位置を推定するために使用され、調節期間の後の目標領域の位置は焦点領域の位置として調節されることからなる。調節期間は、例えば超音波の焦点領域の様々な位置信号への調節のための超音波装置の応答時間である。

30

本発明による方法はまた、目標領域の動きが高速MRイメージ化パルスシーケンスによってMR画像を再構築し、続いてMR画像から動く領域の位置を決定することによって決定されることを特徴とする。目標領域の動きもまた高速MRイメージ化パルスシーケンスを適用することによって決定されうる。MR画像の中で再生された動く領域は目標領域それ自体、又はその位置が目標領域の位置に明白に関連づけられた他の領域を表わしうる。そのようにして決定された動きに基づき、加熱処理は上述の方法と類似した方法で制御されうる。本特許出願の文中では、高速イメージ化パルスシーケンスはMR画像の視野の中の目標領域の変位時間よりも実質的に短い期間の間の、再構築を含む、動く目標領域の画像を生成するMRイメージ化パルスシーケンスを意味すると理解される。そのような高速イメージ化パルスシーケンスは例えば、傾斜及びスピンエコー(GRASE)方法、エコー平面イメージ化方法、又は投射-再構築方法であり、受信されたMR信号からのMR画像の再構築が続く。

40

本発明はまた、MR装置を含み超音波の手段によって人体の中の目標領域を照射する装置であって、制御ユニットはまた、決定された位置に応じて超音波源を制御するため、処理されたMR信号から人体の中の目標領域の位置を決定するよう配置されていることを特徴とする装置に関する。超音波源は、例えば陽子密度形状又は再構築された画像といった受信されたMR信号のデータから位置を得ることにより直接制御されうる。

本発明による装置の実施例はまた、制御ユニットは決定された位置を表わす位置信号を發

50

生し、超音波ユニットは位置制御入力を含み、発生されるべき超音波の焦点領域は位置制御入力に与えられた位置信号に依存することを特徴とする。この段階の結果、焦点領域の調節が実行されよう、動く目標領域に対して決定された位置は超音波源に対して直接適用される。発生した位置信号の電圧は、例えば超音波源に対する動く目標領域の瞬時の位置を表わす。

本発明による装置の更なる実施例はまた、制御ユニットは決定された位置に依存してトリガ信号を発生し、超音波ユニットはトリガ信号が与えられると同時に超音波を発生するよう配置されていることを特徴とする。この段階は焦点領域が目標領域の中に存在する期間を決定する。目標領域はこの期間の間、超音波によって加熱される。

本発明の上記、及び他の面は以下において説明される実施例を参照して明らかとなり、説明されよう。

図中、

図 1 は MR 装置及び超音波装置を含む装置を示す図であり、

図 2 は画像化パルスシーケンスを示す図であり、

図 3 は MR ナビゲータ信号を発生するパルスシーケンスを示す図であり、

図 4 は 1 次元の陽子密度形状を示す図であり、

図 5 は制御ユニットを有する超音波源を示す図であり、

図 6 は超音波トランスデューサの 2 つの形態を示す図であり、

図 7 は目標領域の位置が印されている MR 画像を示す図であり、

図 8 は流れ補正された MR ナビゲータ信号を発生するパルスのシーケンスを示す図である

。図 1 は本発明による装置 100 を示す図である。この装置は磁気共鳴装置及び超音波装置を含む。MR 装置は、静磁場を発生する第 1 の磁気システム 101 と、3 つの直交する方向に一時傾斜磁界を発生する第 2 の磁気システム 102, 103, 104 と、第 2 の磁気システム 102, 103, 104 のための電源ユニット 115 とを含む。第 1 の磁気システム 101 用の電源は図示されていない。装置はまた、支持体 107 の上に配置されうる検査又は処置されるべき人体の部分 106 を収容するのに十分大きい検査空間を有する。慣習どおり、この図に示される座標系の z 方向は、静磁場の方向を示す。更に、MR 装置は、RF 磁界を発生するよう作用し、RF 源及び変調器 108 に接続された RF 送信器コイル 105 を含む。送信器コイル 105 は、検査空間の中の人体の周り又は付近に配置される。MR 装置は磁気共鳴信号を受信する受信器コイル 114 を含む。このコイルは RF 送信器コイル 105 と別々のコイル又は同じコイルであり得る。RF 送信器 / 受信器コイル 105 は、送信 / 受信回路 109 を通じ、信号増幅器及び復調ユニット 110 に接続される。サンプリングされた位相及びサンプリングされた振幅は、信号増幅器及び復調ユニット 110 で受信された MR 信号から得られる。続いて、サンプリングされた位相及びサンプリングされた振幅は、再構築ユニット 111 に供給される。再構築ユニット 111 は、例えば画像を形成するよう 2 次元のフーリエ変換といった方法によって供給された位相及び振幅を処理する。この画像はモニタ 112 によって表示される。磁気共鳴装置 100 はまた MR 制御ユニット 113 を含む。MR 制御ユニット 113 は、RF 送信器 108、電源ユニット 115 及び再構築ユニット 111 に対する制御信号を発生する。本発明では、MR 装置の細部は本質的に重要ではない。本発明はまた、図 1 に示される装置とは違う種類の MR 装置と共に使用されうる。

本発明による装置はまた、超音波を発生する超音波装置 118 を含む。超音波装置 118 は多数の超音波トランスデューサ及び制御ユニット 119 を含む。円形の超音波トランスデューサは、例えば MR 装置の支持体 107 の平面の中の支持体 107 の上に同心的に設けられる。超音波トランスデューサは、制御ユニット 119 によって超音波に与えられた電気制御信号を変換する。制御ユニット 119 はまた、中でも位置信号入力 120 及び / 又はトリガ入力 121 を含む。制御ユニット 119 が位置信号入力 120 を含むとき、超音波装置 118 の制御ユニット 119 は、位置入力 120 の上の位置信号 122 の値から夫々の制御信号の振幅及び位相を決定する。制御信号は超音波トランスデューサを制御す

10

20

30

40

50

る。結果として、焦点領域は例えば10ミリ秒以下で非常に迅速に、実質的に超音波トランスデューサの平面と直角をなす、図示された座標系のY軸に平行な線に沿った位置に調節される。

制御ユニット119が位置信号入力120に加えて、又はその代わりにトリガ入力121を含むならば、制御ユニット119はトリガ信号124がトリガ入力121の上で作動されたとき、調節可能な期間の間、調節可能な数の超音波パルスが発生する。超音波パルスの数又は超音波パルスの持続時間は、操作者によって調節されうる。

本発明による装置はまた、1次元のフーリエ変換を実行するフーリエ変換回路116と、フーリエ変換回路116の結果から位置を決定し、位置信号122を発生する位置回路117とを含む。位置回路117はまた再構築ユニット111からの再構築された画像から位置を決定するよう配置されうる。

10

人体の中の目標領域の画像を得るようMR信号を発生させるために、例えば傾斜エコーイメージ化パルスシーケンスといった既知のイメージ化パルスシーケンスが使用されることが望ましい。このシーケンスは図2を参照して説明される。

図2は、例えば2次元のフーリエイメージ化技術によって、そこから画像を再構築するために対象又は人体の中でMR信号240, 241を発生させるために使用される既知のイメージ化パルスのシーケンスの例を示す。パルスシーケンス200はフリップ角 $\theta$ を有する励起パルス201から開始する。フリップ角 $\theta$ は例えば90°である。パルス201は、その傾斜方向がz方向に対応する第1の一時傾斜磁界210への適用と同時に人体のスライスを選択的に励起する。励起パルス201は、第1の磁気共鳴信号240を発生する。第1の磁気共鳴信号240は、x方向に対応する傾斜方向を有する与えられた第2の一時傾斜磁界230によって個々の核スピンの位相がはずされることによって急速に衰退する。図2の期間tの後、その傾斜方向が第2の一時傾斜磁界230の方向と反対である第3の一時傾斜磁界231が与えられる。位相をはずすことはこのように、期間 $t_1$ の後に第2のMR信号241が起こるよう、再び位相を合わせることに変換される。第2のMR信号241の位相符号化は、Y方向に対応する傾斜方向を有する第4の一時傾斜磁界220によって決定される。スライス全体のMR信号の空間的な符号化は、例えば256の段階に最小値から最大値までの連続するパルスシーケンスで、一時傾斜磁界230, 231の間隔に適用された、一時傾斜磁界 $G_y$ の強さを増加させることによって達成される。第4の一時傾斜磁界220の位相をはずす効果は、第2のMR信号241の出現の後、傾斜方向が前に適用された第4の一時傾斜磁界220の方向と反対である第5の一時傾斜磁界221の適用によって除去される。第2のMR信号241の周波数符号化は、第3の一時傾斜磁界231によって実現される。例えば256のMR信号がパルスシーケンス200の繰り返しの適用によって発生された後、動く部分の画像は例えば再構築ユニット111の中の2次元のフーリエ変換の実行により受信され、サンプリングされたMR信号から決定される。画像は続いてモニタ112に表示される。

20

30

画像の中では、人体の中の目標領域は発生されるべき超音波によって加熱されるよう示される。目標領域の位置は続いて超音波装置119に適用される。目標領域は、例えば患者の人体106の肝臓の中の約2cmの断面を有する癌組織の領域である。超音波の焦点領域は、例えば直径2mm、長さ10mmを有する円筒である。

40

目標領域の組織を加熱するため、目標領域は超音波装置の制御の下の焦点領域によって走査され、焦点領域の中に存在する組織のみが所与の選択可能な制限温度を超えて加熱される。加熱された箇所の温度はMRによって測定されうる。加熱処理の間の問題は、例えば肝臓癌が呼吸によって動き、それにより加熱されず、一方この動きによって他の癌ではない組織が焦点領域に入り、それにより加熱されることである。目標領域の動きに関する情報が決定されるとき、超音波装置は、望ましくない領域の加熱を避けるようこの情報によって直接制御されうる。

患者の人体の中の目標領域の動きを決定するため、本発明の第1の実施例ではMRナビゲータ信号が発生される。例えば、目標領域は図1に示される座標系のY軸に平行な第1の方向に動くことと仮定される。MRナビゲータ信号を発生するために、例えば目標領域を含み

50

人体の組織を囲む領域は、RF信号によって励起される。目標領域の代わりに、その位置及び速度が目標領域の位置と速度に明白に関連づけられている人体の中の他の動く領域を選択することが可能である。これは例えばその位置及び速度が、患者の肝臓の位置及び速度に実質的に明白に関連づけられた患者の人体106の隔膜であり得る。それによる利点は、隔膜がMR画像の中で適当なコントラストでイメージ化され、それにより適当な位置測定を可能にすることからなる。MRナビゲータ信号の発生は、図3を参照して説明される。

図3は、MRナビゲータ信号341の発生のためのパルスシーケンス300の例を示す。RFパルス301、302は、適当に選択されたその傾斜がx方向に伸びた第6の一時傾斜磁界310と、適当に選択されたその傾斜がz方向に伸びた第7の一時傾斜磁界330との組合せで発生される。円筒はこのように励起される。任意の方向で動きを決定するため、円筒の主軸の方向は、X、Y及びZ方向に傾斜方向を有する適当に選択された一時傾斜磁界によって適合せらる。RFパルス301、302は更に、実部301及び虚部302、又は換言すれば所与の振幅及び位相を有する。RFパルスの実部301及び虚部302の決定及び1次元又は2次元の領域の選択的な励起のための一時傾斜磁界の強さ及び方向の決定は、J.Pauli 他による1989年のJournal of Magnetic Resonance第82号、571乃至587ページの論文「A linear class of Large-Tip-Angle Selective Excitation Pulses」で説明されている。引用された論文は、フーリエ分析を使用した選択的な励起パルスのシーケンスの分類を提案し、励起過程は、データ獲得で使用されたものと同様のK空間の適用されたRFエネルギーのサンプリングとして考慮されている。

励起RFパルス301、302は第1の磁気共鳴信号340を発生する。この信号は一時傾斜磁界320の中の個々の核スピンの位相がはずされることによって急速に衰退する。期間tの後、その傾斜方向が前の一時傾斜磁界320の傾斜方向の反対である一時傾斜磁界321に適用される。個々のスピンは再び位相が合わせられ、それにより期間 $t_1$ の後に第2のMR信号、即ちMRナビゲータ信号341が現れる。周波数変調は、MRナビゲータ信号341の受信の間に第9の一時傾斜磁界321を適用することによって達成される。MRナビゲータ信号341の受信の後、それは例えば、その後サンプリングされた振幅及びサンプリングされた位相が各点に対して決定される256の点でサンプリングされる。

目標領域の動きを決定するため、位置は連続してサンプリングされたMRナビゲータ信号から連続して決定される。このため、1次元のフーリエ変換が実行される。領域の1次元の陽子密度形状は1次元のフーリエ変換の結果から得られる。Y軸に沿った目標領域の位置は、例えば縁検出アルゴリズムによってそこから決定せらる。縁検出アルゴリズムは、図4を参照して説明される。

図4は、1次元の陽子密度形状400を示す。縁検出アルゴリズムは例えば高域フィルタに直列に配置された低域フィルタからなる。低域フィルタは存在する全ての雑音を取り除き、フィルタリングされた1次元の陽子密度形状401を生成する。高域フィルタはフィルタリングされた陽子密度形状401の中の変化部から存在する縁402、403を決定する。縁402は例えば肝臓とそれを囲む組織との間の変化部を表わす。目標領域の位置は縁402の位置から得られる。

本発明による装置では、目標領域の動きは連続的に決定されえ、それにより超音波による人体の照射は実質的に連続的に制御せらる。目標領域の位置の決定の速度は、しかしながら十分に速くなくてはならない。このため、例えば1次元のフーリエ変換は独立した高速フーリエ変換回路116で実行され、デジタルフィルタリング操作及び目標領域の位置の決定は独立した位置回路117で実行される。これらの回路は特別な目的のデジタル回路又は1次元のフーリエ変換、デジタルフィルタリング及び目標領域の位置の決定を実行するためのプログラムを記憶した市販のプログラミング可能なデジタル処理ユニットでありうる。

本発明の他の実施例では、超音波は目標領域の中の焦点領域を連続的に調節することによって制御され；他の実施例ではこれは焦点領域が目標領域の中にある期間を決定すること

10

20

30

40

50

によって実現され、超音波はこの期間の間のみ発生されている。

発生される超音波の焦点領域がY軸に平行な線に沿った目標領域に調節される装置では、目標領域の測定された位置は、超音波装置118の制御ユニット119の位置信号入力120に供給される位置信号122に変換される。焦点領域の調節は、図5を参照にして詳述される。

図5は、例えば4つである多数の円形の同心の超音波トランスデューサ500を含む超音波装置118を示す。超音波トランスデューサは支持体505の上に同心的に設けられる。制御ユニット119は続いて発生されるべき超音波の焦点領域を、位置信号入力120に存在する位置信号122の値に従ってY軸に沿った位置に調節する。このように、制御ユニット119は幾つかのトランスデューサ500及び夫々のトランスデューサ500に対して4つの制御信号501, 502, 503及び504を発生し、夫々の制御信号501, 502, 503及び504の位相及び振幅は、制御信号に関連づけられた超音波トランスデューサ500と調節されるべき焦点領域の位置Sの間で超音波の通過時間に調節されており、それにより発生した波の複合波頭の干渉は調節されるべき焦点領域の中で最大である。使用された超音波の周波数は、例えば1乃至1.5MHzの間の一定の値を有する。供給された音波の電力は例えば500Wである。組織の中の焦点領域は、例えば2mmの直径と、例えば10mmの長さとを有する例えば円筒状の領域に対応する。超音波トランスデューサ500が、例えばMR装置の支持体107の中に作られた機械的な位置決定装置506に取り付けられていれば、超音波の焦点領域の調節はまた、X, Z平面の中で可能である。同心的な超音波トランスデューサが使用されておらず、代わりに超音波トランスデューサ500が例えば支持体107に平行なマトリックスになるよう規則的に配置されれば、焦点領域の位置はまた支持体の上の3次元の空間の中に調節されうる。支持体上に超音波トランスデューサを配置するための様々な実行可能な形態は図6を参照して説明される。

図6は、支持体107の中心602に関して同心的に配置された4つの同心的な超音波トランスデューサ500からなる第1の形態600と、例えば支持体の中の4角形603に配置された4つの同心的な超音波トランスデューサ500からなる第2の形態601とを示す。

目標領域は、本発明による方法を十分に速く実行することにより、即ちMRナビゲータ信号を発生することにより、超音波の焦点領域によって追従され、MRナビゲータ信号から目標領域の位置を決定し、焦点領域の位置を調節することができる。このように焦点領域は常に目標領域の中に配置され、加熱処理は動く目標領域の中に集中される。

装置の中で本発明を使用する他の可能性は、超音波のパルス持続時間と比較して速い、目標領域の照射の間のMRナビゲータ信号からの位置情報の決定と、それに基づいた焦点の連続的な調節からなる。このため、例えば10秒のパルス持続時間を有する超音波パルスの間、MRナビゲータ信号は目標領域に明白に関連づけられた領域でパルスシーケンス300によって連続的に発生される。電気回路116, 117を使用して、位置制御信号122は受信され、サンプリングされたMRナビゲータ信号から得られる。続いて、焦点領域の位置は、位置制御信号122及び超音波制御装置119によって新たな位置情報に基づいて連続的に再調節される。

本発明による更なる可能性は、超音波の所定の焦点領域が目標領域の中であれば、1つ以上の超音波パルスがもっぱら発生されることからなる。この焦点領域は患者の人体の中の目標領域の中で調節されるが、焦点領域はまた、焦点領域が時折しか人体の動く領域の中に配置されないような方法で人体の外側の位置に配置されうる。例えば、本出願では、患者の肝臓の中に位置する目標領域が選択されている。例えば呼吸の結果としてz方向に平行な肝臓の動きにより、しかしながら発生されるべき超音波の焦点領域は短い期間のみ目標領域の中にとどまる。生成されたMR信号から得られた動きの情報から、超音波装置の焦点領域が目標領域の中に配置される期間が決定される。このため、MRナビゲータ信号は、例えば人体の目標領域を含み、縦軸がZ方向に平行に伸びるよう選択された円筒状の領域の中で発生される。受信されたMRナビゲータ信号に基づく動きの決定は、フーリエ

10

20

30

40

50

変換回路 116 及び位置回路 117 によって実行される。焦点領域が目標領域の中に配置されている期間は、トリガ回路 123 によって位置信号 122 から決定される。焦点領域が目標領域の中に配置されているとき、トリガ回路 123 はトリガ信号 124 を作動させる。トリガ信号 124 は超音波装置 118 の制御装置 119 のトリガ入力 121 に供給される。トリガ信号 124 が作動しているとき、超音波装置 118 の制御装置 119 は、予め決定されるべき多数の超音波パルスを発生する。この方法により超音波は焦点領域がもっぱら目標領域の中に配置されている期間の間に発生されるため、加熱処理は動く部分の目標領域の中に集中される。

本発明によって提供された最後の可能性によれば、MR 画像は目標領域の動きを決定するために使用される。このため、MR 信号は高速イメージ化パルスシーケンスによって発生される。再構築ユニット 111 は受信され、サンプリングされた信号から MR 画像を再構築する。続いて、動く目標領域の位置は、連続する MR 画像から決定される。十分な数の MR 信号を発生し、MR 画像を再構築するために必要とされる速度は、目標領域の動きの速度に依存する。この目的で使用されうる MR 法の例は、傾斜及びスピンエコー (GRASE) 方法である。GRASE 方法は米国特許出願第 5,270,654 号によって既知である。この高速の方法は、1 秒あたりに動く目標領域の幾つかの MR 画像の形成を可能にする。画像の平面方向は、適当な一時傾斜磁界の適用により、目標領域の動きの方向に従って選択される。GRASE 方法を使用して磁気共鳴装置は、MR 信号を発生し、受信する。処理ユニット 111 は受信された MR 信号から MR 画像を再構築する。再構築された MR 画像の夫々から、例えばセグメント化技術により目標領域の位置が決定される。そのようなセグメント化は、例えばこの目的のための適当な電気回路又はソフトウェアを含む位置回路 117 の中で実行されうる。目標の位置を決定するセグメント化技術は例えば閾値処理によるものからなる。目標領域のセグメント化のあと、回路 117 は目標領域の位置の差から再び位置信号 122 を得る。

概して言えば、セグメント化技術の実行のためには、1 次元の陽子密度形状又は MR 画像には十分なコントラストがなくてはならない。そのようなコントラストは、中でも磁化転移コントラスト、選択的飽和、逆転、脂肪抑制といった様々の既知の磁気共鳴コントラスト強調技術を使用して強調されうる。コントラストを強調する他の可能性は、目標領域の代わりに、MR 画像の中でより高いコントラストを提供する他の動く領域を選択することである。これは、例えば患者の人体の隔膜の中の領域を選択することによって実行されうる。他の可能性は、患者に対して MR コントラスト媒体を投与することである。

図 7 では、目標領域 700 の外形の形式で閾値処理技術の結果が示されている。位置信号 122 は第 1 の画像の目標領域の第 1 の位置 700 と、次の MR 画像の目標領域 701 の第 2 の位置との間の差  $p$  から得られる。位置信号 122 は続いて超音波を制御するために使用される。更に、磁気共鳴法による動きの決定のために、目標領域又は目標領域に明白に関連づけられた人体の他の領域の速度を測定することも可能である。決定された速度を制御に使用する第 1 の方法は、例えばそれを超えて超音波が発生しないような制限速度の決定である。超音波を制御するために決定された速度を使用する他の方法は、例えば目標領域の所与の位置及び所与の速度に基づいて、例えば位置信号の変化までの超音波装置の応答時間といった所与の期間の後の目標領域の位置を推定し、続いて推定された位置によって超音波源の制御装置を制御することである。

目標領域の速度を決定するためには、例えば 2 つの連続する MR ナビゲータ信号が目標領域の中で発生すれば、第 1 の MR 信号は流れ補正された MR ナビゲータ信号である一方で、第 2 の MR 信号は選択されるべき方向の流れに対して流れに感応する MR ナビゲータ信号である。流れ補正された MR ナビゲータ信号の発生は図 8 を参照して説明される。

図 8 は流れ補正された MR ナビゲータ信号 841 を発生するパルスシーケンスを示す。流れ補正された MR ナビゲータ信号を発生するパルスシーケンス 800 へ、一時磁界 822 を除いては、図 3 に示される流れに感応する MR ナビゲータ信号を発生するパルスシーケンス 300 と同様である。この一時傾斜磁界は MR ナビゲータ信号 841 の流れ補正を提供する。MR 信号 341 を発生するパルスシーケンス 300 の流れ感応性は、一時傾斜

10

20

30

40

50

磁界 3 2 0 の選択された傾斜方向に方向付けられている。この例では流れの方向、即ち目標領域の動きの方向は、Y 方向に方向付けられるように選択されている。ここで、 $s(i, n)$  が流れ補正された MR ナビゲータ信号 8 4 1 であり、 $t(i, n)$  が流れに感応する MR ナビゲータ信号 3 4 1 であり、FT は MR ナビゲータ信号  $s(i, n)$  又は  $t(i, n)$  のフーリエ変換であるとする、時点  $i$  における Y 軸に沿った点  $y_n$  の速度は：

$$V(i, n) = \arg(FT\{t(i, n)\}) - \arg(FT\{s(i, n)\})$$

によって与えられる。

本発明による方法を使用している間に、熱伝導による目標領域の外側の組織への超過加熱に対抗するため、超音波パルスのパルス持続時間は、例えば約 0.5 秒のパルス持続時間

10

に制限されうる。連続する超音波パルスの間隔の持続時間もまた適合されうる。適当な間隔の持続時間は、例えば 30 乃至 60 秒である。

【 図 1 】

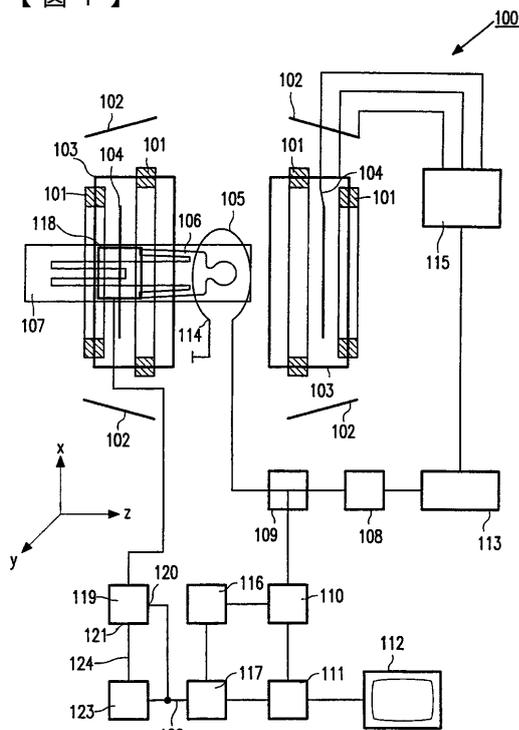


FIG. 1

【 図 2 】

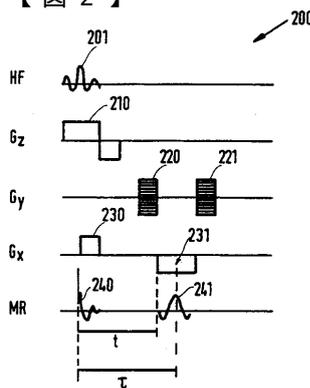


FIG. 2

【 図 3 】

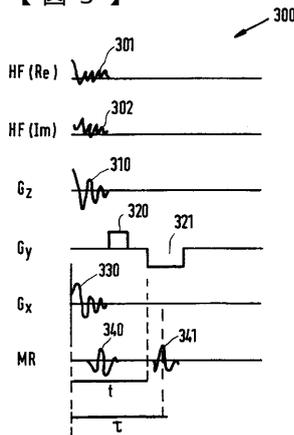


FIG. 3

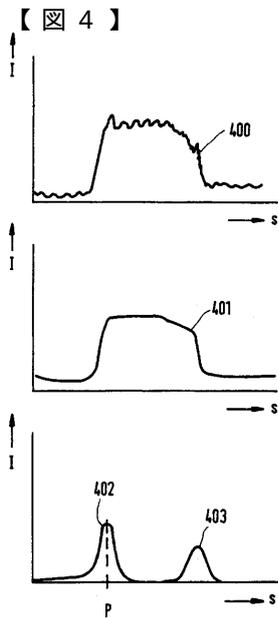


FIG.4

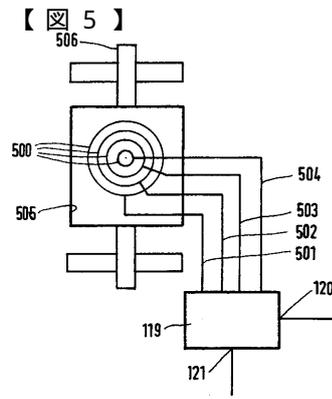


FIG.5

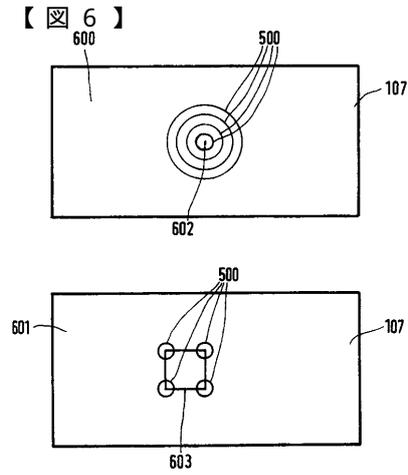


FIG.6

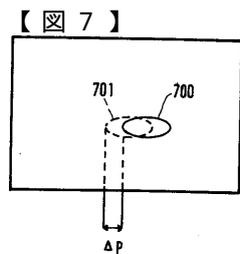


FIG.7

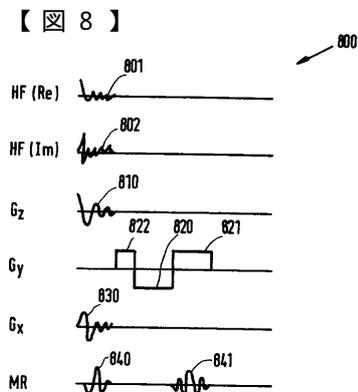


FIG.8

---

フロントページの続き

(72)発明者 ホフロント, レナルト  
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6 番

審査官 田中 洋介

(56)参考文献 特開平05 - 300910 (JP, A)  
特開平06 - 254111 (JP, A)  
特表平05 - 509240 (JP, A)  
特開平05 - 154161 (JP, A)  
特開平07 - 303657 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 17/22

G01N 24/00 - 24/14

G01R 33/20 - 33/64