

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-298941

(P2006-298941A)

(43) 公開日 平成18年11月2日(2006.11.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 K 49/00 (2006.01)	A 6 1 K 49/00	4 C 0 8 5
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 5 書面 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-205355 (P2006-205355) (22) 出願日 平成18年6月30日 (2006. 6. 30) (62) 分割の表示 特願平9-332921の分割 原出願日 平成9年12月3日 (1997. 12. 3)	(71) 出願人 000121936 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 (72) 発明者 竹内 康人 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会 社内 Fターム(参考) 4C085 HH09 JJ03 JJ08 KA28 KB75 KB82 4C601 BB02 BB03 DE04 DE06 DE07 DE10 EE04 GB04 GB06 KK12 KK19 KK22
--	---

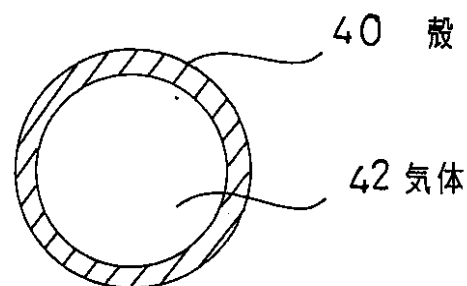
(54) 【発明の名称】 超音波造影剤および超音波撮像方法、並びに、超音波造影剤の製造方法

(57) 【要約】

【課題】 S N Rの良い造影撮像を可能にする。

【解決手段】 超音波造影剤は、生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡と、前記気泡の表面に付加された結合剤とを有する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡と、
前記気泡の表面に付加された結合剤と、を有することを特徴とする超音波造影剤。

【請求項 2】

生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡と、
前記気泡を内包する油滴と、を有することを特徴とする超音波造影剤。

【請求項 3】

被検体に超音波を送波してそのエコーに基づいて画像を生成する超音波撮像方法であって、

10

前記被検体に請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波造影剤のうちのいずれかを注入して撮像を行う、ことを特徴とする超音波撮像方法。

【請求項 5】

生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡を形成する工程と、
前記気泡の表面に結合剤を付加する工程と、を有することを特徴とする超音波造影剤の製造方法。

【請求項 6】

生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡を形成する工程と、
前記気泡を油滴の中に封入する工程と、を有することを特徴とする超音波造影剤の製造方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波造影剤の製造方法、超音波造影剤および超音波撮像方法に関し、特に、マイクロバルーン (micro balloon) 超音波造影剤の製造方法、マイクロバルーンを用いた超音波造影剤、磁性体を用いた超音波造影剤、および、そのような超音波造影剤を利用する超音波撮像方法に関する。

【背景技術】

【0002】

造影剤を用いる超音波撮像では、直径が数 μ m程度の多数の気泡(マイクロバルーン

30

)を液体に混入した造影剤を用い、マイクロバルーンの非線形なエコー (echo) 源性に基づく第 2 高調波エコーを利用して造影撮像を行うようにしている。マイクロバルーンの皮膜 (殻) は、例えばポリ乳酸等、生体内で分解可能な物質によって構成されている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

上記のようなマイクロバルーンは、通常の B モード (mode) 撮像に用いるような瞬時音圧が $\pm 1 \text{ MPa}$ 程度の超音波を照射すると破壊されて消滅して造影作用をなくするので、照射レベル (level) を $\pm 50 \text{ KPa}$ 以下まで下げる必要があるといわれている。超音波の照射レベルをここまで下げると、エコーレベルの低下により受信の SNR (signal-to-noise ratio) が悪くなり、造影画像の品質が低下するという問題がある。

40

【0004】

マイクロバルーンには、本発明者が発見した、仮にシンチレーション (scintillation) と呼ぶ現象に由来する信号がある。ここで、「シンチレーション」とは、エコー信号がその位相および振幅にランダム (random) な変調を受ける現象であり、エコー信号のドップラー (Doppler) 成分として検出することができる。このような「シンチレーション」を画像化する場合も、エコーレベルの低下は画像品質を劣化させる。

50

【 0 0 0 5 】

本発明は上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、S N Rの良い造影撮像を可能にする超音波造影剤の製造方法、超音波造影剤、および、そのような超音波造影剤を用いる超音波撮像方法を実現することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

(1) 上記の課題を解決する第 1 の発明は、架橋硬化性を有する物質からなる皮膜を持つ気泡を形成する工程と、前記気泡に波動エネルギーを照射する工程と、を有することを特徴とする超音波造影剤の製造方法である。

【 0 0 0 7 】

(2) 上記の課題を解決する第 2 の発明は、生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡を形成する工程と、前記気泡の表面に結合剤を付加する工程と、を有することを特徴とする超音波造影剤の製造方法である。

【 0 0 0 8 】

(3) 上記の課題を解決する第 3 の発明は、生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡を形成する工程と、前記気泡を油滴の中に封入する工程と、を有することを特徴とする超音波造影剤の製造方法である。

【 0 0 0 9 】

(4) 上記の課題を解決する第 4 の発明は、架橋硬化性を有する物質からなる皮膜を持つ気泡、を有することを特徴とする超音波造影剤である。

(5) 上記の課題を解決する第 5 の発明は、生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡と、前記気泡の表面に付加された結合剤と、を有することを特徴とする超音波造影剤である。

【 0 0 1 0 】

(6) 上記の課題を解決する第 6 の発明は、生体内で経時的に分解する物質からなる皮膜を持つ気泡と、前記気泡を内包する油滴と、を有することを特徴とする超音波造影剤である。

【 0 0 1 1 】

(7) 上記の課題を解決する第 7 の発明は、磁性体と、生体内で経時的に分解する物質からなり前記磁性体を包む皮膜と、を有することを特徴とする超音波造影剤である。

【 0 0 1 2 】

(8) 上記の課題を解決する第 8 の発明は、有機強磁性体を有することを特徴とする超音波造影剤である。

(9) 上記の課題を解決する第 9 の発明は、被検体に超音波を送波してそのエコーに基づいて画像を生成する超音波撮像方法であって、前記被検体に第 4 の発明による超音波造影剤乃至第 6 の発明による超音波造影剤のうちのいずれかを注入して撮像を行う、ことを特徴とする超音波撮像方法である。

【 0 0 1 3 】

(1 0) 上記の課題を解決する第 1 0 の発明は、被検体に第 7 の発明による超音波造影剤または第 8 の発明による超音波造影剤を注入し、前記超音波造影剤を磁氣的に刺激して超音波を発生させ、前記発生した超音波に基づいて画像を生成する、ことを特徴とする超音波撮像方法である。

【 0 0 1 4 】

第 1 の発明において、前記波動エネルギーは電子線であることが、架橋硬化の制御性が良い点で好ましい。第 2 の発明または第 5 の発明において、前記結合剤は界面活性剤であることが、結合性がゆるやかである点で好ましい。

【 0 0 1 5 】

第 7 の発明において、前記皮膜を有する前記磁性体は磁性細菌によって生産したものであることが、微粒子性が良い点で好ましい。

(作用)

10

20

30

40

50

第 1 の発明または第 4 の発明では、波動エネルギーの照射による架橋硬化により気泡の皮膜の強度を増す。

【 0 0 1 6 】

第 2 の発明または第 5 の発明では、結合剤により複数の気泡が団塊化する。団塊化した気泡では、超音波の各照射ごとに矢面に立つものから順に壊れ、全部の気泡が消滅するまでの時間を長引かせる。

【 0 0 1 7 】

第 3 の発明または第 6 の発明では、超音波の照射により気泡の皮膜が破れても、放出された気体は油滴内に気泡として留められ、消滅までの時間を長引かせる。

【 0 0 1 8 】

第 7 の発明または第 8 の発明では、磁性体が磁氣的刺激によって振動し、超音波を発生する。第 9 の発明では、超音波に対して耐性がある気泡を用い、高レベルの超音波照射による造影撮像を行う。

【 0 0 1 9 】

第 1 0 の発明では、磁氣的刺激によって超音波を発生する造影剤により造影撮像を行う。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、S N R の良い造影撮像を可能にする超音波造影剤の製造方法、超音波造影剤、および、そのような超音波造影剤を用いる超音波撮像方法を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は実施の形態に限定されるものではない。

【 0 0 2 2 】

(超音波造影剤)

図 1 にマイクロバルーンを用いた超音波造影剤の概念図を示す。本剤は本発明の実施の形態の一例である。同図に示すように、本剤は液体 2 の中にマイクロバルーン 4 を所定の濃度で混入したものである。マイクロバルーン 4 は、本発明における気泡の実施の形態の一例である。マイクロバルーン 4 は中空の球状体である。マイクロバルーン 4 の直径は例えば 1 ~ 5 μm である。このような直径を持つことにより、マイクロバルーン 4 は毛細血管をも通過することができる。

【 0 0 2 3 】

図 2 にマイクロバルーン 4 の断面図を示す。同図に示すように、マイクロバルーン 4 は殻 4 0 を有する。殻 4 0 は、本発明における皮膜の実施の形態の一例である。殻 4 0 は生体内で経時的に分解する物質によって構成される。そのような物質の例としては、加水分解性ポリマーが生体内での経時的な分解が確実に行われる点で好ましい。具体的には、例えば乳酸、グリコール (g l y c o l) 酸、リンゴ酸等のオキシ (o x y) 酸の重合体またはそれらの共重合体が、分解によって生成する物質が生体に無害である点で好ましい。

【 0 0 2 4 】

乳酸の重合体はポリ乳酸 (p o l y l a c t i d e (P L A)) と呼ばれる。グリコール酸の重合体はポリグリコール酸 (p o l y g l y c o l i d e (P G A)) と呼ばれる。乳酸とグリコール酸の共重合体としては、例えば P G A / P L L A (g l y c o l i d e / L - l a c t i d e c o p o l y m e r s) がある。

【 0 0 2 5 】

殻 4 0 の内部には気体 4 2 が封入されている。気体としては、例えば空気、窒素ガス、炭酸ガス等が用いられる。空気は調達容易な点で好ましい。窒素ガスは不活性な点で好ましい。炭酸ガスは生体に無害な点で好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 6 】

このようなマイクロバルーン 4 は、例えば次のようにして形成される。図 3 にマイクロバルーン製造装置の一例の模式図を示す。同図に示すように、本装置は、2 重管によって構成されるノズル (n o z z l e) 3 0 0 の先を、容器 3 0 2 の天井を貫通して内部に挿入したものとなっている。

【 0 0 2 7 】

ノズル 3 0 0 の内管 3 0 4 にはマイクロバルーン 4 に封入する気体 4 2 が供給される。ノズル 3 0 0 の外管 3 0 6 にはマイクロバルーン 4 の殻 4 0 を構成するポリマー 3 0 8 が供給される。内管 3 0 4 の先端は外管 3 0 6 の先端より適宜の距離だけ奥に後退している。気体 4 2 の圧力 P_1 と温度 T_1 、ポリマー 3 0 8 の圧力 P_2 と温度 T_2 および容器 3 0 2 内に供給する空気 3 1 0 の圧力 P_3 と温度 T_3 は適宜の関係に保たれる。

10

【 0 0 2 8 】

このような装置において、気体 4 2 を吹き込むと、あたかもシャボン玉ができるように、気体 4 2 を封入したポリマー 3 0 8 の中空球 (マイクロバルーン) 4 ができる。ノズル 3 0 0 の内管 3 0 4 と外管 3 0 6 の口径、気体 4 2 の圧力 P_1 と温度 T_1 、ポリマー 3 0 8 の粘度 (重合度) と圧力 P_2 と温度 T_2 、および、容器 3 0 2 内の空気 3 1 0 の圧力 P_3 と温度 T_3 等を適宜に定めることにより、所望の直径、殻厚および内圧を有するマイクロバルーン 4 を形成することができる。

【 0 0 2 9 】

マイクロバルーン 4 は容器 3 0 2 の底に滴下して多数個の溜まりを作る。それらのマイクロバルーン 4 を適宜のフィルタ (f i l t e r) 等で選り分けて $1 \sim 5 \mu m$ の直径を有するマイクロバルーン群を得る。それを例えば生理的食塩水等の適宜の液体に適量混入することにより、所望の濃度の超音波造影剤を得る。

20

【 0 0 3 0 】

本剤を生体の被検体に注入したとき、マイクロバルーン 4 の殻 4 0 は、生体内での加水分解反応等により外側から徐々に分解して行く。このため殻 4 0 の強度が次第に弱くなりやがて破壊する。すなわちマイクロバルーン 4 が自ら破壊する。

【 0 0 3 1 】

例えば、殻厚が $0.5 \mu m$ 程度の場合、マイクロバルーン 4 は体内注入後 1 時間程度で破壊する。この時間は、殻厚やポリマーの重合度等を選ぶことにより、所望の時間となるように設定することができる。このように、加水分解性ポリマーは、生体内での破壊の経時性が明確な点で好ましい。

30

【 0 0 3 2 】

このままのマイクロバルーン 4 を造影撮像に用いた場合、前述した通り、超音波によって破壊し易いので、次のようにして超音波に対する破壊の耐性を持たせる。

【 0 0 3 3 】

1 つの方法は、電子線架橋により殻 4 0 を硬化させる方法である。すなわち、例えば図 4 に示すように、電子線照射装置 3 1 2 から、容器 3 1 4 内のマイクロバルーン 4 に電子線を照射する。電子線は、本発明における波動エネルギー (e n e r g y) の実施の形態の一例である。殻 4 0 を構成するポリマーは電子線架橋により硬化する性質を有するので、電子線照射によってマイクロバルーン 4 の機械的強度を増すことができ、超音波に対する耐性を上げることができる。

40

【 0 0 3 4 】

電子線の照射エネルギーや照射時間等を図示しない制御装置で制御することにより、殻 4 0 の硬化度すなわちマイクロバルーン 4 の機械的強度を適宜に調節する。電子線は、殻 4 0 の硬化度の制御性が良い点で好ましい。これによって、用途に合わせて種々の強度のマイクロバルーン 4 を得ることができる。

【 0 0 3 5 】

ポリマーは、また、紫外線および赤外線で架橋する性質を持つので、電子線照射装置 3 1 2 の代わりに、紫外線照射装置または赤外線照射装置を用いるようにしても良い。紫外線および赤外線は、それぞれ、本発明における波動エネルギーの実施の形態の一例である。

【0036】

耐性を持たせる他の方法は、複数個のマイクロバルーン 4 を、例えば図 5 に示すように、結合剤 4 4 で結び付けて団塊化する方法である。結合剤 4 4 は、本発明における結合剤の実施の形態の一例である。結合剤 4 4 として例えば界面活性剤等を用いる。界面活性剤は、比較的弱い力でマイクロバルーン 4 同士を結び付けるので、団塊の形状の自由な変形を許容し、毛細血管等の通過を容易にする点で好ましい。また、血管壁等の生体組織に弱く張りついてその位置にとどまり易い点でも好ましい。

【0037】

界面活性剤としては、例えば、糖エステル、脂肪アルコール、脂肪族アミノオキシド、ヒアルロン酸脂肪族エステル、ヒアルロン酸脂肪族エステル塩、ドデシルポリ(エチレンオキシ)エタノール、ノニルファノキシポリ(エチレンオキシ)エタノール、澱粉誘導体、ヒドロキシエチル澱粉脂肪酸エステル、市販の食品植物澱粉、デキストラン、デキストラン脂肪酸エステル、ソルビトール、ソルビトール脂肪酸エステル、ゼラチン、血清アルブミン、およびこれらの組み合わせ等を用いる。

【0038】

マイクロバルーン 4 の団塊に、例えば図 5 に矢印で示すように超音波を照射すると、超音波に関し矢面になるマイクロバルーン 4 a は破壊する可能性が高いが、その背後のマイクロバルーン群は破壊を免れる確率が高い。すなわち、超音波の照射に対して、マイクロバルーンの生き残り量が多くなり、実質的に超音波への耐性が増す。

【0039】

マイクロバルーン 4 の団塊化は、例えば図 6 に示すように、容器 3 1 6 中の結合剤(界面活性剤) 4 4 を弁 3 1 8 の開閉により、容器 3 2 0 中のマイクロバルーン 4 に適量添加することによって行う。その際、容器 3 2 0 の内容物を適宜の手段で攪拌し、マイクロバルーン 4 と結合剤 4 4 とをよく混和することが、団塊化を効果的に行う点で好ましい。

【0040】

耐性を持たせるさらに他の方法は、例えば図 7 の(a)に示すように、マイクロバルーン 4 を油滴 4 6 中に封入する方法である。油滴 4 6 は、本発明における油滴の実施の形態の一例である。このようにした場合、超音波の照射によってマイクロバルーン 4 が破壊したとき、同図の(b)に示すように、破壊した殻 4 0 から放出された気体 4 2 が気泡として油滴 4 6 の中にとどまる。この気泡が第 2 高調波エコー源として機能するので、造影剤としての機能が保たれ、実質的に超音波への耐性が増す。

【0041】

マイクロバルーン 4 を封入した油滴 4 6 を得るには、例えば図 8 に示すように、容器 3 2 2 中の油 4 6 0 を、弁 3 2 4 の開閉により、容器 3 2 6 中のマイクロバルーン 4 に適量注ぎ、適宜の手段でよく攪拌して油 4 6 0 とマイクロバルーン 4 の懸濁液を作る。そして、この懸濁液を、弁 3 2 8 の開閉およびポンプ 3 3 0 の運転により、容器 3 3 2 の水 3 3 4 の中にノズル 3 3 6 から噴射する。油性の懸濁液を水 3 3 4 の中に噴射したことにより油滴 4 6 が形成され、この油滴 4 6 の中にマイクロバルーン 4 が含まれる。

【0042】

マイクロバルーン 4 を封入した油滴 4 6 の形成は、例えば図 9 に示すような器具を用いて行うこともできる。すなわち、同図に示すように、注射器 3 3 8 の先端に 3 方弁 3 4 0 を介して注射針 3 4 2 を取り付け、3 方弁 3 4 0 の第 3 の入口に、油 4 6 0 とマイクロバルーン 4 の懸濁液を入れた柔軟な容器 3 4 4 (アイドルチェンバー(idle chamber))を接続した器具を用いる。

【0043】

10

20

30

40

50

この器具の使用にあたり、３方弁３４０を、注射器３３８とアイドルチェンバー３４４が連通し、注射針３４２が封止されるように切り換える。この状態で、注射器３３８のピストンを引き、アイドルチェンバー３４４内の懸濁液を適量シリンダ内に吸引する。

【００４４】

次に、３方弁３４０を、注射器３３８と注射針３４２が連通し、アイドルチェンバー３４４が封止されるように切り換える。この状態で注射器３３８のピストンを押して懸濁液を注射針３４２の先端まで行き渡らせる。

【００４５】

次に、注射針３４２を患者の静脈等に穿刺し、注射器３３８のピストンを押して懸濁液を注射する。注射された懸濁液は血液中で油滴を形成する。この油滴の中にマイクロバルーン４が含まれる。以後、３方弁３４０を切り換えながらピストンを往復させて、所望の量の造影剤を注射する。

【００４６】

次に、磁性体を用いた超音波造影剤について説明する。微小な磁石を被検体内に注入して対外から磁氣的に刺激することにより、被検体内に超音波振動を発生させることができる。そこで、この超音波を受信し、受信信号に基づいて磁石の分布像すなわち造影画像を生成することができる。

【００４７】

図１０に、そのような超音波造影剤として用いる磁石の実施の形態の一例を示す。同図に示すように、この超音波造影剤は、皮膜４８で表面が覆われた磁石５０で構成される。皮膜４８は、本発明における皮膜の実施の形態の一例である。皮膜４８は例えばタンパク質の２分子膜等で構成される。磁石５０は、本発明における磁性体の実施の形態の一例である。磁石５０は、磁極方向の長さが例えば５０～１００ｎｍ程度の微粒子である。このようなタンパク質の皮膜を持つ磁石は、例えば磁性細菌を利用してつくり出せることが知られている。

【００４８】

タンパク質の皮膜４８を有することにより分散性が良く、複数の磁石５０同士が寄り固まることがないので、毛細血管等を詰まらせるようなことはない。また、タンパク質の皮膜４８を有することにより生体への適合性が良い。

【００４９】

磁石は、有機強磁性体によっても実現できることが知られている。有機強磁性体は平行な複数の電子スピンを有し、それら電子スピンにより磁気を生じる。有機強磁性体としては、例えばポリアセチレン、ポリジアセチレン、電荷移動錯塩等がある。これら有機強磁性体は、有機物であるから生体への適合性が良く、また、生体内での経時的分解性を有する。したがって被検体に注入する超音波造影剤として利用することができる。

【００５０】

（超音波撮像）

上記のような造影剤を用いる超音波撮像について説明する。図１１に、超音波撮像装置のブロック（block）図を示す。本装置の動作によって、本発明の超音波撮像方法に関する実施の形態の一例が示される。

【００５１】

本装置の構成を説明する。図１１に示すように、本装置は、超音波プローブ（probe）７２を有する。超音波プローブ７２は、図示しない超音波振動子アレイ（array）を有する。超音波振動子アレイは、例えば前方に張り出した円弧に沿って形成されている。すなわち、超音波プローブ７２はコンベックスプローブ（convex probe）となっている。超音波プローブ７２は、図示しない操作者により被検体７４に当接されて使用される。

【００５２】

被検体７４にはマイクロバルーン造影剤７４０が注入されている。マイクロバルーン造影剤７４０は、前述のように、電子線架橋等により殻４０の機械的強度を増したマイ

10

20

30

40

50

クロバルーン、結合剤 44 でゆるやかに団塊化されたマイクロバルーン、または、油滴 46 中に封入されたマイクロバルーンのいずれかを用いたものである。

【0053】

超音波プローブ 72 は送受信部 76 に接続されている。送受信部 76 は、超音波プローブ 72 に駆動信号を与えて被検体 74 内に超音波を送波させるようになっている。送受信部 76 は、また、超音波プローブ 72 が受波した被検体 74 からのエコー信号を受信するようになっている。

【0054】

送受信部 76 のブロック図を図 12 に示す。同図において、送波タイミング (timing) 発生回路 602 は、送波タイミング信号を周期的に発生して送波ビームフォーマ (beamformer) 604 に入力するようになっている。 10

【0055】

送波ビームフォーマ 604 は、送波タイミング信号に基づいて、送波ビームフォーミング (beam forming) 信号、すなわち、超音波振動子アレイ中の複数の超音波トランスデューサ (transducer) を時間差をもって駆動する複数の駆動信号を発生し、送受切換回路 606 に入力するようになっている。

【0056】

送受切換回路 606 は、複数の駆動信号をセクタ (selector) 608 に入力するようになっている。セクタ 608 は、超音波トランスデューサのアレイの中から送波アパーチャ (aperture) を構成する複数の超音波トランスデューサを選択 20 し、それらに複数の駆動信号をそれぞれ与えるようになっている。

【0057】

複数の超音波トランスデューサは、複数の駆動信号の時間差に対応した位相差を持つ複数の超音波をそれぞれ発生する。それら超音波の波面合成によって超音波ビームが形成される。超音波ビームの送波方向は、セクタ 608 が選択する送波アパーチャによって定まる。

【0058】

超音波ビームの送波は、送波タイミング発生回路 602 が発生する送波タイミング信号により、一定の時間間隔で繰り返し行われる。超音波ビームの送波方向は、セクタ 608 で送波アパーチャを切り換えることにより順次変更される。それによって、被検体 74 の内部が、超音波ビームが形成する音線によって走査される。すなわち被検体 74 の内部が音線順次で走査される。 30

【0059】

セクタ 608 は、また、超音波トランスデューサのアレイの中から受波アパーチャを構成する複数の超音波トランスデューサを選択し、それら超音波トランスデューサが受信した複数のエコー信号を送受切換回路 606 に入力するようになっている。

【0060】

送受切換回路 606 は、複数のエコー信号を受波ビームフォーマ 610 に入力するようになっている。受波ビームフォーマ 610 は、複数のエコー受信信号に時間差を付与して位相を調整し、次いでそれら加算して受波のビームフォーミング、すなわち、受波音線上のエコー受信信号を形成するようになっている。セクタ 608 により、受波の音線も送波に合わせて走査される。 40

【0061】

超音波プローブ 72 および送受信部 76 によって、例えば図 13 に示すような走査が行われる。すなわち、同図に示すように、放射点 200 から発する音線 202 が円弧 204 上を移動することにより、扇面状の 2 次元領域 206 が θ 方向に走査され、いわゆるコンベックスキャンが行われる。音線 202 を超音波の送波方向 (z 方向) とは反対方向に延長したとき、全ての音線が一点 208 で交わるようになっている。点 208 は全ての音線の発散点となる。

【0062】

送受信部 76 は B モード処理部 710 およびドップラ処理部 712 に接続されている。送受信部 76 から出力される音線毎のエコー受信信号は、B モード処理部 710 およびドップラ処理部 712 に入力される。

【0063】

B モード処理部 710 は B モード画像データ (data) を形成するものである。B モード処理部 710 は、図 14 に示すように 2 系統のフィルタ (filter) 100, 102 と、各フィルタに接続されたシグナルコンディショナ (signal conditioner) 110, 112 を備えている。フィルタ 100, 102 に受波ビームフォーマ 610 の出力信号が入力される。

【0064】

フィルタ 100, 102 は、それぞれ、図 15 15 に示す周波数通過帯域 B1, B2 を有する。帯域 B1 は、送波超音波の基本周波数 f_0 に合わせてある。帯域 B2 は、送波超音波の第 2 高調波 $2f_0$ に合わせてある。

【0065】

シグナルコンディショナ 110, 112 は、それぞれ、フィルタ 100, 102 を通過した信号について、対数増幅、包絡線検波、レベル調整、遅延時間調整等の処理を行うようになっている。

【0066】

シグナルコンディショナ 110, 112 は、いずれも、対数増幅および包絡線検波により音線上の個々の反射点でのエコーの強度を表す信号、すなわち A スコープ (scope) 信号を得て、この A スコープ信号の各瞬時の振幅をそれぞれ輝度値として、B モード (mode) 画像データを形成するようになっている。これによって、2 系統の B モード画像データを得るようになっている。

【0067】

A スコープ信号は、シグナルコンディショナ 110, 112 のレベル調整機能によりそのレベルが調整できるようになっている。また、遅延時間調整機能により遅延量を調整できるようになっている。

【0068】

ドップラ処理部 712 はドップラ画像データを形成するものである。ドップラ処理部 712 は、図 16 16 に示すように直交検波回路 120、MTI フィルタ (moving target indication filter) 122、自己相関回路 124、平均流速演算回路 126、分散演算回路 128 およびパワー (power) 演算回路 130 を備えている。

【0069】

ドップラ処理部 712 は、直交検波回路 120 でエコー受信信号を直交検波し、MTI フィルタ 122 で MTI 処理し、自己相関回路 124 で自己相関演算を行い、平均流速演算回路 126 で自己相関演算結果から平均流速を求め、分散演算回路 128 で自己相関演算結果から流速の分散を求め、パワー演算回路 130 で自己相関演算結果からドブラ信号のパワーを求めるようになっている。

【0070】

これによって、被検体 74 内の血流やその他のドップラ信号源 (以下、血流等という) の平均流速とその分散およびドブラ信号のパワーを表すそれぞれのデータ (ドップラ画像データ) が音線毎に得られる。なお、流速は音線方向の成分として得られる。流れの方向は、近づく方向と遠ざかる方向とが区別される。

【0071】

マイクロバルーン造影剤 740 も、前述の「シンチレーション」によりドップラ信号源となる。したがって、それについてのドップラ画像データも得ることができる。

【0072】

B モード処理部 710 およびドップラ処理部 712 は画像処理部 714 に接続されている。画像処理部 714 は、B モード処理部 710 およびドップラ処理部 712 からそ

10

20

30

40

50

れぞれ入力されるデータに基づいて、それぞれ B モード画像およびドップラ画像を生成するものである。

【0073】

画像処理部 714 は、図 17 に示すように、バス (bus) 140 によって接続された音線データメモリ (data memory) 142、ディジタル・スキャンコンバータ (digital scan converter) 144、画像メモリ 146 および画像処理プロセッサ (processor) 148 を備えている。

【0074】

B モード処理部 710 およびドップラ処理部 712 から音線毎に入力された B モード画像データおよびドップラ画像データは、音線データメモリ 142 にそれぞれ記憶される。音線データメモリ 142 内に音線データ空間が形成される。

10

【0075】

ディジタル・スキャンコンバータ 144 は、走査変換により音線データ空間のデータを物理空間のデータに変換するものである。ディジタル・スキャンコンバータ 144 によって変換された画像データは、画像メモリ 146 に記憶される。すなわち、画像メモリ 146 は物理空間の画像データを記憶する。画像処理プロセッサ 148 は、音線データメモリ 142 および画像メモリ 146 のデータについてそれぞれ所定のデータ処理を施すものである。データ処理については、のちにあらためて説明する。

【0076】

画像処理部 714 には表示部 716 が接続されている。表示部 716 は、画像処理部 714 から画像信号が与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。表示部 716 は、カラー (color) 画像が表示可能なものとなっている。

20

【0077】

以上の送受信部 76、B モード処理部 710、ドップラ処理部 712、画像処理部 714 および表示部 716 は制御部 718 に接続されている。制御部 718 は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するようになっている。また、制御部 718 には、被制御の各部から各種の報知信号が入力されるようになっている。制御部 718 の制御の下で、B モード動作およびドップラモード動作が遂行される。

【0078】

制御部 718 には操作部 720 が接続されている。操作部 720 は操作者によって操作され、制御部 718 に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部 720 は、例えばキーボード (keyboard) やその他の操作具を備えた操作パネル (panel) で構成される。

30

【0079】

本装置の動作を説明する。操作者は、予めマイクロバルーン造影剤 740 を被検体 74 に注入し、超音波プローブ 2 を被検体 74 の所望の個所に当接し、操作部 720 を操作して、例えば B モードとドップラモードとの併用による撮像を行う。

【0080】

撮像は、制御部 718 による制御の下で、B モードとドップラモードの時分割動作により行われる。すなわち、例えばドップラモードのスキンを数回行う度に B モードのスキンを 1 回行う割合で、B モードとドップラモードの混合スキンを行う。

40

【0081】

B モードにおいては、送受信部 76 は、超音波プローブ 72 を通じて音線順次で被検体 74 の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。音線がマイクロバルーン造影剤 740 の注入部位を走査したとき、エコーには、体内組織からの基本波エコーに加えて、マイクロバルーン造影剤 740 からの第 2 高調波エコーが含まれる。これらのエコーの混在した信号が、送受信部 76 から B モード処理部 710 に入力される。

【0082】

マイクロバルーン造影剤 740 中のマイクロバルーンは、超音波に対する耐性が高いので、超音波の送波レベルを上げることができる。このため、高レベルのエコーすなわ

50

ちS N Rの良いエコーを得ることができる。

【0083】

Bモード処理部710は、フィルタ100および102で、基本波エコーおよび第2高調波エコーをそれぞれ抽出する。このとき、マイクロバルーンのエコー発生メカニズム(mechanism)により、第2高調波エコーは、基本波エコーよりも超音波振動の半サイクルまたはそれ以上遅れて発生する。また、第2高調波エコーを抽出するフィルタ102の狭帯域性は当然に信号の遅延量を大きくする。

【0084】

このような遅れは、画像を形成したときの各画像間の位置ずれとなって表れるので、シグナルコンディショナ110, 112の遅延時間調整機能により、それぞれの信号の遅延時間を調整して相互間の遅れを無くす。そして、そのような信号に基づいて、それぞれのエコーに対応する2種類のBモード画像データを形成する。

10

【0085】

画像処理部714は、Bモード処理部710から入力される2種類のBモード画像データを音線データメモリ142にそれぞれ記憶する。これによって、音線データメモリ142内に、Bモード画像データについての2系統の音線データ空間がそれぞれ形成される。

【0086】

ドップラモードにおいては、送受信部76は超音波プローブ72を通じて音線順次で被検体74の内部を走査して逐一そのエコーを受信する。その際、1音線当たり複数回の超音波の送波とエコーの受信が行われる。

20

【0087】

ドップラ処理部712は、エコー受信信号を直交検波回路120で直交検波し、MTIフィルタ122でMTI処理し、自己相関回路124で自己相関を求め、自己相関結果から、平均流速演算回路126で平均流速を求め、分散演算回路128で分散を求め、パワー演算回路130でパワーを求める。

【0088】

これらの算出値は、それぞれ、例えば血流等の平均流速とその分散およびドップラ信号のパワーを音線毎に表すドップラ画像データとなる。また、マイクロバルーン造影剤740の「シンチレーション」を示すドップラ画像データとなる。なお、MTIフィルタ122でのMTI処理は1音線当たりの複数回のエコー受信信号を用いて行われる。

30

【0089】

画像処理部714は、ドップラ処理部712から入力される音線毎のドップラ画像データを音線データメモリ142に記憶する。これによって、音線データメモリ142内にドップラ画像データについての音線データ空間が形成される。

【0090】

画像処理プロセッサ148は、音線データメモリ142の2系統のBモード画像データとドップラ画像データを、ディジタル・スキャンコンバータ144でそれぞれ走査変換して画像メモリ146に書き込む。その際、ドップラ画像データを、流速に分散を加えたCFM(color flow mapping)画像用の画像データおよびパワードップラ画像用の画像データとしてそれぞれ書き込む。

40

【0091】

画像処理プロセッサ148は、2系統のBモード画像、CFM画像およびパワードップラ画像を別々な領域に書き込む。基本波エコーによるBモード画像は、走査面における体内組織の断層像を示すものとなる。第2高調波エコーによるBモード画像は、走査面におけるマイクロバルーン造影剤740の広がりを示すものとなる。

【0092】

CFM画像は、走査面における血流等の速度およびマイクロバルーン造影剤740の「シンチレーション」の2次元分布を示す画像となる。パワードップラ画像は、走査面における血流等および「シンチレーション」の所在を示す画像となる。この「シンチレー

50

ション」も、マイクロバルーン造影剤 740 の像を独特の態様で示すものとなり、B モード画像とは異なった観点での有用性がある。

【0093】

操作者は、操作部 720 を操作して、上記のような各種の B モード画像ないしドップラ画像を表示部 716 に表示させる。すなわち、例えば図 18 に示すように、組織の断層像 160 と第 2 高調波エコー像 162 との合成画像、および、組織の断層像 160 と CFM 像（またはパワードップラ像）164 との合成画像を 1 画面中に並べて表示させる。これにより、組織に対する位置関係が明確な造影剤像をそれぞれ得ることができる。エコーの SNR が良いのでこれらの表示画像は高品質のものとなる。

【0094】

組織の断層像 160、第 2 高調波エコー像 162 および CFM 像（またはパワードップラ像）164 は、それぞれ表示の色等を違えるのが区別を容易にする点で好ましい。このような 2 つの態様の表示画像を比較対照することにより、病理診断等を効果的に行うことができる。

【0095】

次に、前述の磁石型の造影剤を用いる超音波撮像について説明する。図 19 に、超音波撮像装置のブロック図を示す。本装置の動作によって、本発明の超音波撮像に関する実施の形態の一例が示される。

【0096】

図 19 に示すように、本装置は、超音波プローブ 52 を有する。超音波プローブ 52 は、被検体 54 に当接されて超音波の受波に使用される。被検体 54 には前述の磁性造影剤 540 が予め注入されている。超音波プローブ 52 の近辺には、磁界発生器 522 が配置されている。磁界発生器 522 は、例えばソレノイドコイル (solenoid coil) 等によって構成される。磁界発生器 522 は、駆動部 524 から駆動信号が与えられ、磁性造影剤 540 に作用させる磁界を発生するようになっている。

【0097】

超音波プローブ 52 は、図 20 に示すような超音波トランスデューサ 530 の 2 次元アレイ 532 を備えている。2 次元アレイ 532 は例えば 128 × 128 個の超音波トランスデューサ 530 のマトリクス (matrix) によって構成される。個々の超音波トランスデューサ 530 は、例えば PZT (チタン (Ti) 酸ジルコン (Zr) 酸鉛) セラミックス (ceramics) 等の圧電材料によって構成される。

【0098】

超音波プローブ 52 は受信部 56 に接続されている。受信部 56 は、超音波プローブ 52 の個々の超音波トランスデューサ 530 が受波した超音波信号をそれぞれ受信するものである。

【0099】

受信部 56 は、図 21 に示すように複数の増幅器 561 ~ 56n と複数の A/D (analog-to-digital) 変換器 571 ~ 57n とを備えている。増幅器 561 ~ 56n と A/D 変換器 571 ~ 57n は、2 次元アレイ 532 における個々の超音波トランスデューサ 530 に対応して設けられている。

【0100】

増幅器 561 ~ 56n は、個々の超音波トランスデューサ 530 が受波した超音波信号をそれぞれ増幅するものである。A/D 変換器 571 ~ 57n は増幅器 561 ~ 56n の個々の出力信号をそれぞれアナログ・デジタル変換するものである。

【0101】

これによって個々の超音波トランスデューサ 530 が受波した超音波信号がそれぞれデジタルデータ (digital data) に変換される。これらのデジタルデータは、2 次元アレイ 532 が受信した超音波信号のホログラム (hologram memory) を形成する。

【0102】

10

20

30

40

50

受信部 5 6 は画像形成部 5 1 4 に接続されている。受信部 5 6 から出力されるデジタルデータが画像形成部 5 1 4 に入力される。画像形成部 5 1 4 は、デジタルデータに基づいて被検体 5 4 内における超音波発生源の分布を示す画像を形成するものである。画像形成部 5 1 4 は、図 2 2 に示すように、データ処理回路 5 5 0、ホログラムメモリ (hologram memory) 5 5 2、データメモリ 5 5 4 および画像メモリ 5 5 6 を備えている。データ処理回路 5 5 0、ホログラムメモリ 5 5 2、データメモリ 5 5 4 および画像メモリ 5 5 6 は、バス (bus) 5 5 8 によって接続されている。

【0103】

受信部 5 6 から入力されたデジタルデータは、ホログラムメモリ 5 5 2 に記憶される。これによって、ホログラムメモリ 5 5 2 には受波した超音波のホログラムが記憶される。

10

【0104】

データ処理回路 5 5 0 は、ホログラムメモリ 5 5 2、データメモリ 5 5 4 および画像メモリ 5 5 6 のデータデータについて所定のデータ処理を行うものである。このデータ処理により、ホログラムメモリ 5 5 2 に記憶されたホログラムデータに基づいて、超音波発生源の 3 次元位置が算出される。そのような計算は例えば逆伝播法または逆フーリエ変換法等の手法を利用して行われる。算出された超音波発生源の 3 次元位置はデータメモリ 5 5 4 に記憶される。

【0105】

データ処理回路 5 5 0 は、また、データメモリ 5 5 4 に記憶された 3 次元位置データに基づいて、超音波発生源の分布を表す画像を形成する。画像は、所定の視点から眺めた 3 次元像または所定の断面における断層像として形成される。この画像が画像メモリ 5 5 6 に記憶される。

20

【0106】

画像形成部 5 1 4 には表示部 5 1 6 が接続されている。表示部 5 1 6 は画像形成部 5 1 4 から画像データが与えられ、それに基づいて画像を表示するようになっている。

【0107】

以上の受信部 5 6、画像形成部 5 1 4、表示部 5 1 6 および駆動部 5 2 4 は制御部 5 1 8 に接続されている。制御部 5 1 8 は、それら各部に制御信号を与えてその動作を制御するものである。制御部 5 1 8 の制御の下で超音波撮像が実行される。

30

【0108】

制御部 5 1 8 には操作部 5 2 0 が接続されている。操作部 5 2 0 は操作者によって操作され、制御部 5 1 8 に所望の指令や情報を入力するようになっている。操作部 5 2 0 は、例えばキーボードやその他の操作具を備えた操作パネルで構成される。

【0109】

次に、本装置の動作を説明する。磁性造影剤 5 4 0 の注入から所定時間経過後に、操作者は、超音波プローブ 5 2 および磁界発生器 5 2 2 を被検体 5 4 の所望の個所に位置決めし、操作部 5 2 0 を操作して撮像を開始させる。

【0110】

これにより、制御部 5 1 8 による制御の下で撮像が遂行される。制御部 5 1 8 は、駆動部 5 2 4 を制御して磁界発生器 5 2 2 にパルス的な磁界を発生させる。このパルス磁界によって磁性造影剤 5 4 0 中の個々の微小磁石が振動し、被検体 5 4 内から超音波が発生する。発生する超音波の強度は、印加する磁界の強さによって適宜に調節することができるので、所望の高レベルの超音波を発生させることが容易である。超音波は球面波として超音波プローブ 5 2 の 2 次元アレイ 5 3 2 に到達し、その波面が同心円を描いて 2 次元アレイ 5 3 2 の面上を伝播する。

40

【0111】

このような超音波が、2 次元アレイ 5 3 2 の各超音波トランスデューサ 5 3 0 によって受波される。高レベルの超音波を発生させることにより、S N R の良い受信信号を得ることができる。受信部 5 6 は、このような 2 次元アレイ 5 3 2 の個々の超音波トランス

50

デューサ 530 の受波信号に基づいて、超音波のホログラムを形成する。

【0112】

ホログラムは画像形成部 514 のホログラムメモリ 552 に記憶される。データ処理回路 550 は、ホログラムメモリ 552 に記憶されたホログラムデータを用い、逆伝播法もしくは逆フーリエ変換法によって超音波発生源の 3 次元位置、すなわち、磁性造影剤 540 中の個々の微小磁石の 3 次元位置を算出する。算出された 3 次元位置データはデータメモリ 554 に記憶される。

【0113】

データ処理回路 550 は、このような 3 次元位置データに基づいて、所定の視点から見た 3 次元像を形成し、それを画像メモリ 556 に記憶する。視点は操作部 520 を通じて操作者によって適宜に指定される。

10

【0114】

画像メモリ 556 に記憶された画像データが表示部 516 に与えられ、可視像として表示される。これによって、例えば図 23 に示すような磁性造影剤 540 についての 3 次元造影画像 542 が得られる。視点の設定を様々に変えることにより、種々の視点から見た 3 次元造影画像を表示させることができる。受信信号の S N R が高いので、品質の良い画像を得ることができる。

【0115】

操作者がこの画面上でラインカーソル (line cursor) 544 によって所望の断面を指定すると、データ処理回路 550 によって、指定断面における造影画像が形成される。これによって、例えば図 24 に示すような断層造影画像 546 が得られる。受信信号の S N R が高いので、品質の良い画像を得ることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0116】

【図 1】本発明の実施の形態の一例のマイクロバルーン造影剤の模式図である。

【図 2】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンの模式図である。

【図 3】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンを製造する装置の模式図である。

【図 4】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンに処理を施す装置の模式図である。

30

【図 5】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれる団塊化したマイクロバルーンを示す模式図である。

【図 6】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンに処理を施す装置の模式図である。

【図 7】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンの油滴封入状態を示す模式図である。

【図 8】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンに処理を施す装置の模式図である。

【図 9】本発明の実施の形態の一例の造影剤に含まれるマイクロバルーンに処理を施す装置の模式図である。

40

【図 10】本発明の実施の形態の一例の磁性造影剤の模式図である。

【図 11】超音波撮像装置のブロック図である。

【図 12】超音波撮像装置における送受信部のブロック図である。

【図 13】超音波撮像装置による音線走査の概念図である。

【図 14】超音波撮像装置における B モード処理部のブロック図である。

【図 15】超音波撮像装置におけるフィルタの通過帯域を示すグラフである。

【図 16】超音波撮像装置におけるドップラ処理部のブロック図である。

【図 17】超音波撮像装置における画像処理部のブロック図である。

【図 18】超音波撮像装置における表示画像の模式図である。

50

【図 19】超音波撮像装置のブロック図である。

【図 20】超音波撮像装置における超音波トランスデューサの 2 次元アレイの模式図である。

【図 21】超音波撮像装置における受信部のブロック図である。

【図 22】超音波撮像装置における画像形成部のブロック図である。

【図 23】超音波撮像装置における表示画像の模式図である。

【図 24】超音波撮像装置における表示画像の模式図である。

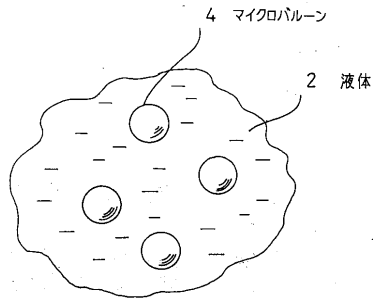
【符号の説明】

【0117】

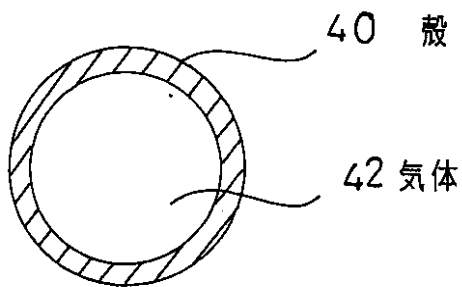
2	液体	10
4	マイクロバルーン	
40	殻	
42	気体	
300	ノズル	
302	容器	
304	内管	
306	外管	
308	ポリマー	
310	空気	
312	電子線照射装置	20
314	容器	
44	結合剤	
316	容器	
318	弁	
320	容器	
46	油滴	
322	容器	
460	油	
324	弁	
326	容器	30
328	弁	
330	ポンプ	
332	容器	
334	水	
336	ノズル	
338	注射器	
340	3 方弁	
342	注射針	
344	容器	
48	皮膜	40
50	磁石	
72	超音波プローブ	
74	被検体	
740	マイクロバルーン造影剤	
76	送受信部	
710	B モード処理部	
712	ドップラ処理部	
714	画像処理部	
716	表示部	
718	制御部	50

7 2 0	操作部	
6 0 2	送波タイミング発生回路	
6 0 4	送波ビームフォーマ	
6 0 6	送受切換回路	
6 0 8	セレクタ	
6 1 0	受波ビームフォーマ	
2 0 0	放射点	
2 0 2	音線	
2 0 4	円弧	
2 0 6	2次元領域	10
2 0 8	発散点	
1 0 0 , 1 0 2	フィルタ	
1 1 0 , 1 1 2	シグナルコンディショナ	
1 2 0	直交検波回路	
1 2 2	M T I フィルタ	
1 2 4	自己相関回路	
1 2 6	平均流速演算回路	
1 2 8	分散演算回路	
1 3 0	パワー演算回路	
1 4 0	バス	20
1 4 2	音線データメモリ	
1 4 4	デジタル・スキャンコンバータ	
1 4 6	画像メモリ	
1 4 8	画像処理プロセッサ	
1 6 0	組織の断層像	
1 6 2	第2高調波エコー像	
1 6 4	C F M (パワードップラ) 像	
5 2	超音波プローブ	
5 4	被検体	
5 4 0	磁性造影剤	30
5 6	受信部	
5 1 4	画像形成部	
5 1 6	表示部	
5 1 8	制御部	
5 2 0	操作部	
5 2 2	磁界発生器	
5 2 4	駆動部	
5 3 0	超音波トランスデューサ	
5 3 2	2次元アレイ	
5 6 1 ~ 5 6 n	増幅器	40
5 7 1 ~ 5 7 n	A / D 変換器	
5 5 0	データ処理回路	
5 5 2	ホログラムメモリ	
5 5 4	データメモリ	
5 5 6	画像メモリ	
5 5 8	バス	
5 4 2	3次元造影画像	
5 4 4	ラインカーソル	
5 4 6	断層造影画像	

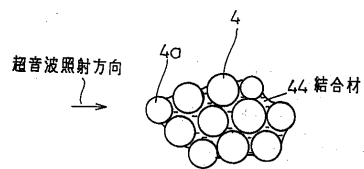
【図 1】



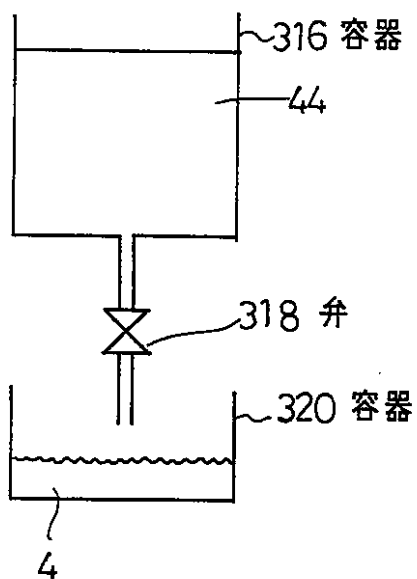
【図 2】



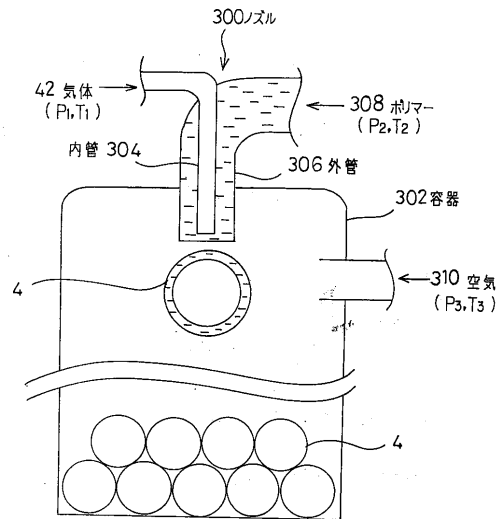
【図 5】



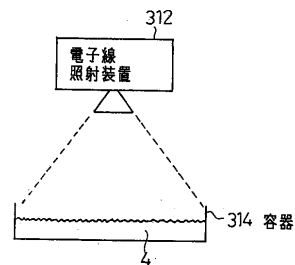
【図 6】



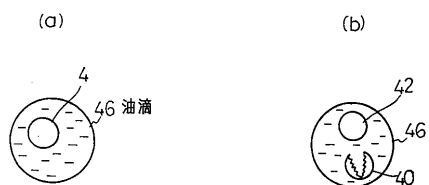
【図 3】



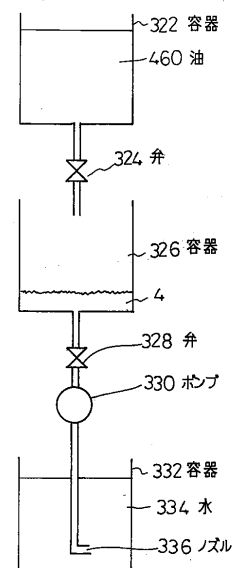
【図 4】



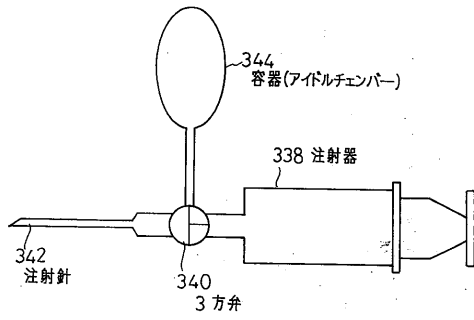
【図 7】



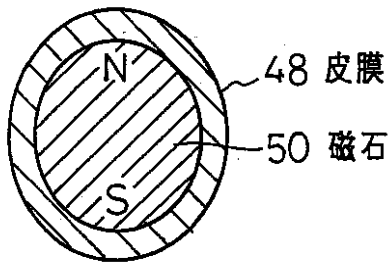
【図 8】



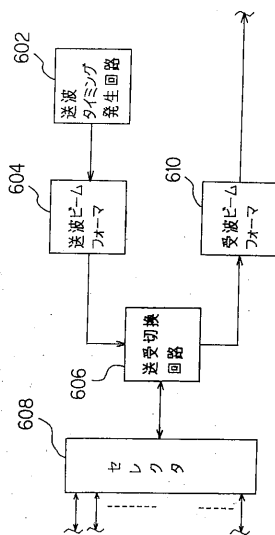
【図 9】



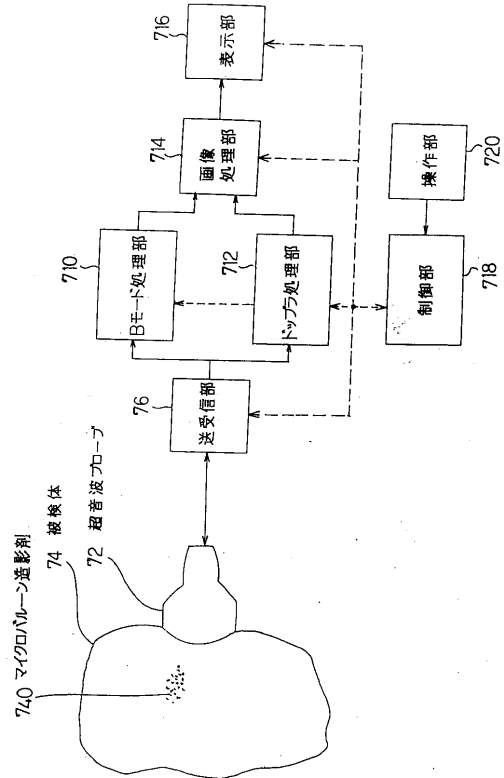
【図 10】



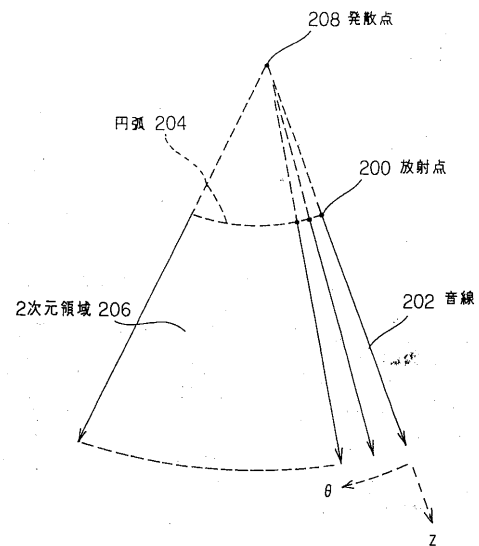
【図 12】



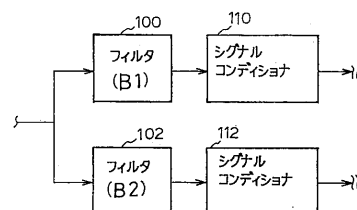
【図 11】



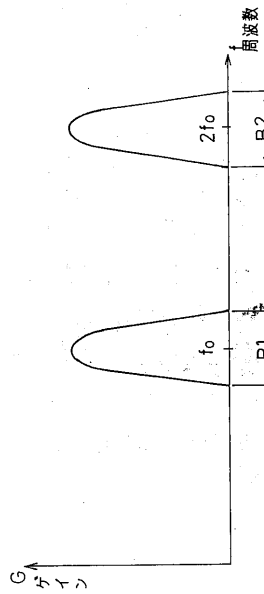
【図 13】



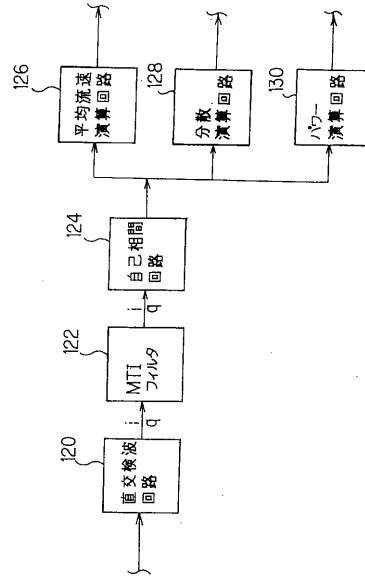
【図 14】



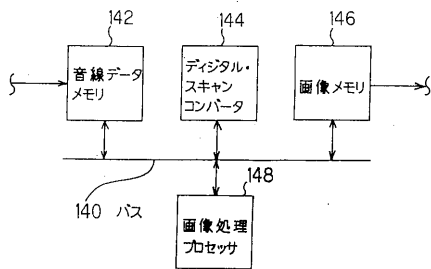
【図 15】



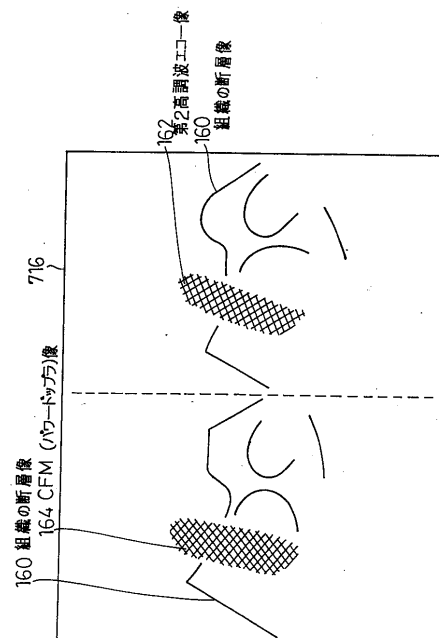
【図 16】



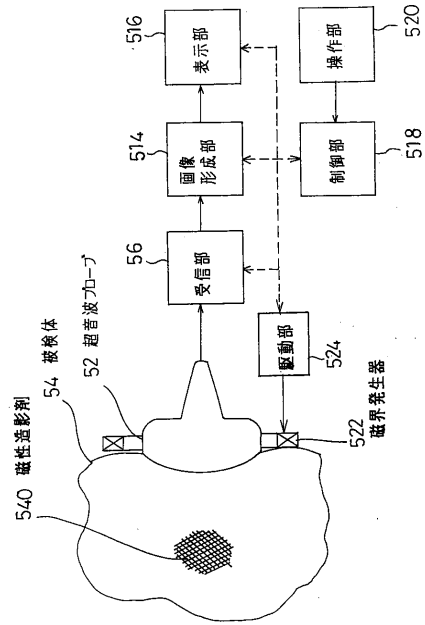
【図 17】



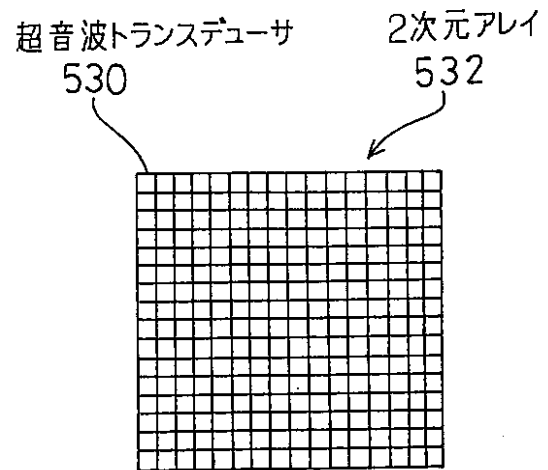
【図 18】



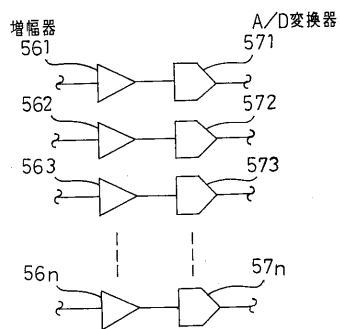
【図 19】



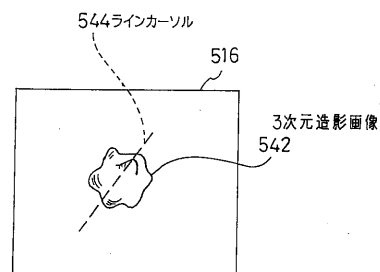
【図 20】



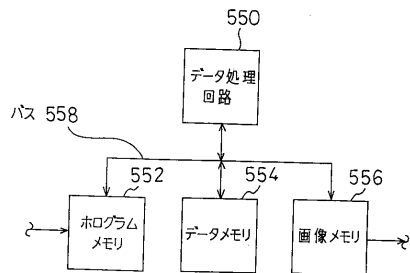
【図 21】



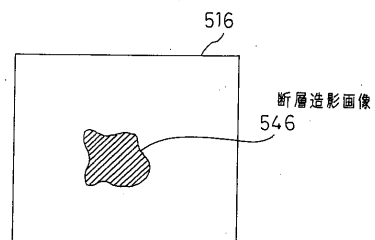
【図 23】



【図 22】



【図 24】



专利名称(译)	超声造影剂和超声成像方法及超声造影剂的制造方法		
公开(公告)号	JP2006298941A	公开(公告)日	2006-11-02
申请号	JP2006205355	申请日	2006-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	通用电器横河医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	ジーイー横河メディカルシステム株式会社		
[标]发明人	竹内康人		
发明人	竹内 康人		
IPC分类号	A61K49/00 A61B8/00		
FI分类号	A61K49/00.C A61B8/00 A61B8/14 A61K49/00 A61K49/22		
F-TERM分类号	4C085/HH09 4C085/JJ03 4C085/JJ08 4C085/KA28 4C085/KB75 4C085/KB82 4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE07 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要使具有良好SNR（信噪比）的对比度图像成为可能。
 解决方案：超声造影剂具有带有皮肤的气泡，所述皮肤包括随时间在体内可降解的材料，以及添加到气泡表面的粘合剂。 Ž

