

(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2005-160706

(P2005-160706A)

(43) 公開日 平成17年6月23日(2005.6.23)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-403141 (P2003-403141)

(22) 出願日 平成15年12月2日 (2003.12.2)

(71) 出願人 399030060

学校法人 関西大学

大阪府吹田市山手町3丁目3番35号

(74) 代理人 100074332

弁理士 藤本 昇

(74) 代理人 100114421

弁理士 薬丸 誠一

(74) 代理人 100114432

弁理士 中谷 寛昭

(74) 代理人 100117204

弁理士 岩田 徳哉

(72) 発明者 大場 謙吉

大阪府吹田市山手町3丁目3番35号 学

校法人 関西大学 工学部内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別方法

(57) 【要約】

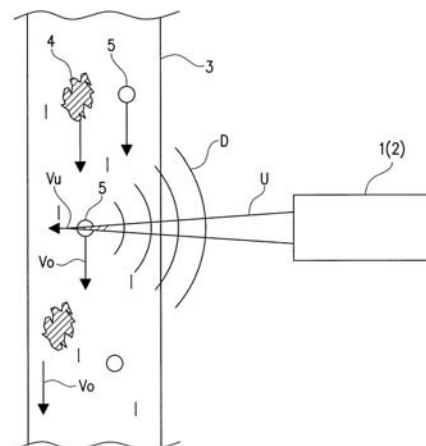
【課題】 測定者によらず、客観的かつ高精度に識別が可能な液体中の固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別方法を提供する。

【解決手段】 超音波ビームUの照射により誘起されるビーム軸方向の速度成分を速度測定工程において第2プローブ2を用いて超音波ドップラー法により測定する。被検体が気泡5である場合には、気泡5の速度変化が大きいことから高いドップラー周波数を有する信号が発生する一方、被検体が栓子4である場合には、栓子4の速度変化が気泡に比べて十分小さいことから低いドップラー信号がほとんど発生しない。すなわち、散乱波Dが観測された場合に、被検体識別工程において、第2プローブ2で検出された被検体の超音波ビームUの照射方向による速度成分の変化の違いをドップラー周波数の高低により識別し、栓子4か気泡5かを識別することができる。

。

【選択図】

図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

液体中の被検体である固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法であって、
第 1 プローブより超音波ビームを液流に対して交差する向きに照射する超音波照射工程と、

前記超音波ビームの音響放射圧力により前記液体中の被検体が前記超音波ビームの照射方向に運動する際の速度を第 2 プローブで測定する速度測定工程と、

前記速度測定工程で測定された速度の違いによるドップラー周波数の高低から前記被検体が固体粒子および / または液体粒子であるか気泡であるかを識別する被検体識別工程とを具備することを特徴とする固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法。

10

【請求項 2】

前記第 2 プローブとして、前記第 1 プローブを使用することを特徴とする請求項 1 記載の固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法。

【請求項 3】

前記第 1 プローブは、前記超音波ビームを前記液流に対して垂直な向きに照射すべく設置されることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法。

【請求項 4】

液体中の被検体である固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法であって、

第 1 プローブより超音波ビームを液流に対して平行に照射する超音波照射工程と、

前記超音波ビームの音響放射圧力により前記液体中の被検体が前記超音波ビームの照射方向に運動する際の速度を第 2 プローブで測定する速度測定工程と、

前記速度測定工程で測定された速度の違いによるドップラー周波数変化の大小から前記被検体が固体粒子および / または液体粒子であるか気泡であるかを識別する被検体識別工程とを具備することを特徴とする固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、液体中の固体粒子および / または液体粒子と気泡との識別方法に関し、特に、血液中の被検体である栓子と気泡との識別方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

液体中の固体粒子および / または液体粒子（以下、単に粒子と称する場合がある）と気泡とを検出・識別する要請がある。特に、血管壁や心臓弁等で形成された血栓（凝固した血液の塊）が剥離して血流に乗って血管中を移動すると、脳や肺、足等の細い血管において引っかかり、その血管を塞いでしまって、脳塞栓、肺塞栓、エコノミークラス症候群等を引き起こす危険性がある。この予防、診断のために血液中に流れる血栓（以下、栓子と称する）を検出することが重要である。

【0003】

これまでの血液中の栓子の検出方法として、例えば、径頭蓋超音波ドップラー法（TDC）による診断時に観測される通称 HITS（High Intensity Transient Signals）と呼ばれる超音波ドップラーエコー信号の不均一性により識別する方法が公知である（例えば、非特許文献 1，2 および特許文献 1）。

40

【0004】

このような TDC においては、血液中の赤血球によるドップラーエコーを利用するため、栓子や気泡を含まない場合は低強度の均一なエコー信号が得られるが、血液中に赤血球より大きな栓子や気泡が含まれる場合、それらが測定領域を通過すると高強度のエコーバースト信号（HITS）が観測されるため、この強いエコーバースト信号によって血液中の栓子または気泡の存在を検出することができる。

【非特許文献 1】スペンサー他「経頭蓋超音波ドップラー法による頸動脈の動脈内膜除去

50

手術中の中大脳動脈における栓子の検出」ストローク Vol21 pp.415-423 1990 (Spencer, Thomas, Nicolls and Sauvage「Detection of middle cerebral artery emboli during carotid endarterectomy using transcranial Doppler ultrasonography」Stroke Vol21 pp.415-423 1990)

【非特許文献2】古井、榛沢他「脳血管障害における微小栓子シグナルの検出」神経超音波医学 第13号第3巻 2000年8月 (Eisuke FURUI, Kazuhiko HANZAWA, Takashi NAKAJIMA, Nobuyoshi FUKUHARA, Kiyonobu KOMAI, Masahito YAMADA「Detection of Microembolic Signals in Patients with Cerebrovascular Disease」Neurosonology vol13 no3 pp.100-106 August 2000)

【特許文献1】特開2001-137242号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、このような従来の検出法においては、以下のような問題があった。すなわち、上記TDCにおいては、栓子によるエコーバースト信号と気泡によるエコーバースト信号との間に明確な違いがないため、HITSによって栓子と気泡とを識別することが困難であるという問題があった。特に、人口弁置換手術を受けた患者や補助人工心臓を装着した患者を検査する際、人口弁が心臓や補助人工心臓の拍動に伴って開閉することにより微小気泡が発生し易いため、栓子と気泡との識別はより困難となる問題があった。したがって、栓子と気泡との識別は、HITSの発生頻度や発生パターン等から測定者の勘や経験に頼らざるを得ず、画一的かつ確実な判断が得られないという問題があった。

20

【0006】

本発明は、かかる従来技術の問題点を解決するべくなされたもので、測定者によらず、客観的かつ高精度に識別が可能な液体中の固体粒子および/または液体粒子と気泡との識別方法を提供することを目的とし、特に、血液中の栓子と気泡との識別方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る固体粒子および/または液体粒子と気泡との識別方法の一態様は、液体中の被検体である固体粒子および/または液体粒子と気泡との識別方法であって、第1プローブより超音波ビームを液流に対して交差する向きに照射する超音波照射工程と、前記超音波ビームの音響放射圧力により前記液体中の被検体が前記超音波ビームの照射方向に運動する際の速度を第2プローブで測定する速度測定工程と、前記速度測定工程で測定された速度の違いによるドップラー周波数の高低から前記被検体が固体粒子および/または液体粒子であるか気泡であるかを識別する被検体識別工程とを具備するものである。

30

【0008】

上記構成の固体粒子および/または液体粒子と気泡との識別方法によれば、まず、超音波照射工程において、液流(液体の流れ)に対して交差する向きに第1プローブを向け、超音波ビームが照射される。超音波ビームが照射された液体中に被検体である上記粒子または気泡が存在する場合、超音波ビームは、当該被検体の表面において散乱・反射する。この散乱波を検出することにより、粒子または気泡の存在を検出することができる。

40

【0009】

さらに、超音波がこのような液体中に照射される際、音響放射圧力が生じる。被検体によって固有音響インピーダンスおよび質量がそれぞれ異なるため、被検体が超音波から受ける音響放射圧力は、それぞれ異なることとなる。この音響放射圧力により、当該液体中の被検体である上記粒子および気泡に超音波ビームの照射方向への運動が誘起され、超音波ビームの照射方向の速度成分が変化する(非線形効果)。

【0010】

この超音波ビームの照射方向の速度成分が速度測定工程において第2プローブを用いて超音波ドップラー法により測定される。

50

【 0 0 1 1 】

ここで、例えば、固体粒子である栓子と気泡との関係において、気泡は、固有音響インピーダンスが高く、その質量は血液の約 1 0 0 0 分の 1 程度である。一方、栓子は、固有音響インピーダンスが低く、その質量は血液より一般的に重い。つまり、気泡は、栓子より固有インピーダンスが高く、約 1 0 0 0 倍以上軽いため、超音波ビームの照射により気泡が有する加速度は、栓子が有する加速度より大きくなり、結果として、気泡の超音波ビームの照射による速度成分の変化が栓子（すなわち、固体粒子および／または液体粒子）の場合と比べて非常に大きくなる。

【 0 0 1 2 】

したがって、被検体が気泡である場合には、気泡の速度変化が大きいことから高いドップラー周波数を持つ信号が発生する一方、被検体が固体粒子および／または液体粒子である場合には、固体粒子および／または液体粒子の速度変化が気泡に比べて十分小さいことからドップラー周波数は極めて低い。 10

【 0 0 1 3 】

すなわち、散乱波が観測された場合に、被検体識別工程において、第 2 プローブで検出された被検体の超音波ビームの照射方向による速度成分の変化の違いをドップラー周波数の高低により識別し、固体粒子および／または液体粒子か気泡かを識別することができる。

【 0 0 1 4 】

このように、被検体の超音波ビームの照射方向についての速度成分変化に起因するドップラー周波数の高低で液体中の固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別を判断することができるため、測定者によらず、客観的かつ高精度に識別することができる。 20

【 0 0 1 5 】

好ましくは、前記第 2 プローブとして、前記第 1 プローブを使用するように構成される。

【 0 0 1 6 】

この場合、超音波ビームを照射するための第 1 プローブにおいて、被検体の速度変化を測定する第 2 プローブを兼ねることができるため、より簡便な装置で識別することができる。

【 0 0 1 7 】

好ましくは、前記第 1 プローブは、前記超音波ビームを液流に対して垂直な向きに照射すべく設置されるように構成される。 30

【 0 0 1 8 】

この場合、被検体に誘起される運動により変化した速度成分の方向が液流に対して垂直であるので、液流に垂直な方向に散乱・反射された超音波ビームを受信するように設置された第 2 プローブにおいて測定される速度変化は、液流に対して平行な成分を含まない。

【 0 0 1 9 】

したがって、液流に対して垂直な向きに超音波ビームを照射するとともに、液流に対して垂直な向き（超音波ビームの照射方向）の速度成分変化を測定することにより、超音波ビームの照射に起因するすべての速度変化量を測定することができるため、ドップラー周波数の高低をより明確に確認することができる。すなわち、より明確に固体粒子および／または液体粒子と気泡とを識別することができる。 40

【 0 0 2 0 】

また、本発明に係る固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別方法の他の態様は、液体中の被検体である固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別方法であって、第 1 プローブより超音波ビームを液流に対して平行に照射する超音波照射工程と、前記超音波ビームの音響放射圧力により前記液体中の被検体が前記超音波ビームの照射方向に運動する際の速度を第 2 プローブで測定する速度測定工程と、前記速度測定工程で測定された速度の違いによるドップラー周波数変化の大小から前記被検体が固体粒子および／または液体粒子であるか気泡であるかを識別する被検体識別工程とを具備するものである。 50

【 0 0 2 1 】

上記構成の固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別方法によれば、まず、超音波照射工程において、液流（液体の流れ）に対して平行に第１プローブを向け、超音波ビームが照射される。超音波ビームが照射された液体中に被検体である上記粒子または気泡が存在する場合、超音波ビームは、当該被検体の表面において散乱・反射する。この散乱波を検出することにより、粒子または気泡の存在を検出することができる。さらに、超音波がこのような液体中に照射される際、音響放射圧力が生じる。被検体によって固有音響インピーダンスおよび質量がそれぞれ異なるため、被検体が超音波から受ける音響放射圧力は、それぞれ異なることとなる。この音響放射圧力により、当該液体中の被検体である上記粒子および気泡に超音波ビームの照射方向への運動が誘起され、超音波ビームの照射方向の速度成分が変化する（非線形効果）。 10

【 0 0 2 2 】

この超音波ビームの照射方向の速度成分（すなわち、被検体の流速）が速度測定工程において第２プローブを用いて超音波ドップラー法により測定される。

【 0 0 2 3 】

ここで、例えば、血液中の栓子と気泡との関係において、気泡は、固有音響インピーダンスが高く、その質量は血液の約 1 0 0 0 分の 1 程度である。一方、栓子は、固有音響インピーダンスが低く、その質量は血液より一般的に重い。つまり、気泡は、栓子より固有インピーダンスが高く、約 1 0 0 0 倍以上軽いため、超音波ビームの照射により気泡が有する加速度は、栓子が有する加速度より大きくなり、結果として、気泡の超音波ビームの照射による速度成分の変化が栓子（すなわち、固体粒子および／または液体粒子）の場合と比べて非常に大きくなる。つまり、超音波ビームの照射により、気泡は、液体の流速に対して遅くなる（または、速くなる）が、固体粒子および／または液体粒子は、液体の流速とそれほど変わらない速度を維持することとなる。 20

【 0 0 2 4 】

したがって、被検体が気泡である場合には、気泡の速度変化が大きいことから反射した超音波ビームのドップラー周波数変化が大きく生じる一方、被検体が固体粒子および／または液体粒子である場合には、固体粒子および／または液体粒子の速度変化が気泡に比べて十分小さいことから反射した超音波ビームのドップラー周波数変化がほとんど発生しない。 30

【 0 0 2 5 】

すなわち、被検体識別工程において、第２プローブで検出された散乱波のドップラー周波数変化の大小（または有無）を識別することにより、固体粒子および／または液体粒子か気泡かを識別することができる。

【 0 0 2 6 】

このように、被検体の超音波ビームの照射方向についての速度変化に起因するドップラー周波数変化の大小で液体中の固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別を判断することができるため、測定者によらず、客観的かつ高精度に識別することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 7 】

本発明に係る固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別方法によれば、被検体の超音波ビームの照射方向についての速度成分変化に起因するドップラー周波数の高低（超音波ビームを液流に交差する方向（垂直を含む）に照射する場合）またはドップラー周波数変化の大小（超音波ビームを液流に平行に照射する場合）で液体中の固体粒子および／または液体粒子と気泡との識別を判断することができるため、測定者によらず、客観的かつ高精度に識別することができる。 40

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 8 】

以下、添付図面を参照しつつ、本発明を実施するための最良の形態について、血液中の栓子と気泡との識別を例にとって説明する。図１は本発明の第１実施形態に係る血液中の 50

栓子と気泡との識別方法を示す図である。

【0029】

本実施の形態に係る血液中の栓子と気泡との識別方法は、図1に示すように、血液中の被検体である栓子4と気泡5との識別方法であって、第1プローブ1より超音波ビームUを血管3（血液の流れる方向）に対して垂直な向きに照射する超音波照射工程と、前記超音波ビームUの音響放射圧力により前記血液中の被検体が前記超音波ビームUの照射方向に運動する際の速度を第2プローブ2で測定する速度測定工程と、前記速度測定工程で測定された速度の違いによるドップラー周波数の高低から前記被検体が栓子4であるか気泡5であるかを識別する被検体識別工程とを具備するものである。

【0030】

上記構成の栓子と気泡との識別方法によれば、まず、超音波照射工程において、血管3に対して垂直に第1プローブ1を向け、超音波ビームUが照射される。超音波ビームUの有効範囲（超音波ビームUの焦点付近であって図1の超音波ビームUにおいて斜線で示される部分）に照射された血液中に被検体である栓子4または気泡5が存在する場合、超音波ビームUは、当該被検体の表面において散乱・反射する。この散乱波Dを第1プローブ1で検出することにより、栓子4または気泡5の存在を検出することができる。さらに、超音波ビームUがこのような血液中に照射される際、音響放射圧力が生じる。被検体によって固有音響インピーダンスおよび質量がそれぞれ異なるため、被検体が超音波から受ける音響放射圧力は、それぞれ異なることとなる。この音響放射圧力により、当該血液中の被検体である栓子4および気泡5に超音波ビームUの照射方向（すなわち、血管3に垂直な方向）への運動が誘起され、血管3に垂直な方向の速度成分 v_u が生じる。

【0031】

この速度成分 v_u が速度測定工程において第2プローブ2として機能する第1プローブ1を用いて超音波ドップラー法により測定される。超音波ドップラー法においては、プローブから超音波ビームUを照射し、かつ、それを速度検出プローブにおいて検出するため、一般的な超音波ドップラー流速計を第1プローブ1として使用すれば、当該第1プローブ1を第2プローブ2としても機能させることができる。したがって、超音波ビームUを照射するための第1プローブ1において、被検体の速度変化を測定する第2プローブ2を兼ねることができるため、より簡便な装置で識別することができる。

【0032】

ここで、気泡5は、固有音響インピーダンスが高く、その質量は血液の約1000分の1程度である。一方、栓子4は、固有音響インピーダンスが低く、その質量は血液より一般的に重い。つまり、気泡5は、栓子4より固有インピーダンスが高く、約1000倍以上軽いため、超音波ビームUの照射により気泡5が有する加速度は、栓子4が有する加速度より大きくなり、結果として、気泡5の超音波ビームUの照射による速度成分の変化が栓子4の場合と比べて非常に大きくなる。

【0033】

ここで、上記現象を裏付ける実験結果を以下に示す。図5は液体中の超音波ビーム照射による影響を調べるための実験装置を示す図である。図5に示すように、血管3に模した筒状の筐体30に液体（純水もしくは血液に模したグリセリン水溶液（45%濃度））をポンプ33により流すとともに筐体30の入り口付近に設けられた気泡発生装置31より液体中に気泡5を流入させる。また、図5に示すように、第1プローブとして超音波ドップラー流速計10を筐体30に直交する向きに設置し、超音波ビームUを照射する。そして、このときの筐体30中の気泡の様子をアルゴンイオンレーザ11からのシート状のレーザビームによって高輝度化した上で、ハイスピードビデオカメラ32で撮影した。

【0034】

図6は図5のハイスピードビデオカメラで撮影した気泡の動きを示す図である。図6（a）は純水中の気泡についての実験結果であり、図6（b）はグリセリン水溶液（45%濃度）中の気泡についての実験結果である。なお、図6は何れも画面に向かって下から上へ液体が流れており、当該液流に対して垂直に画面右方向から直径約2mmの超音波ビ

10

20

30

40

50

ムUが照射されているものである。図6に示すように、気泡5が液流とともに画面に向かって下から上昇してくるが、画面中央付近において画面右から照射された超音波ビームUの影響を受け、気泡5が大きく画面左方向へ変位したことが観測された。

【0035】

なお、図7は超音波ビームの照射により誘起された気泡の速度 v_u と気泡の直径 d_b との関係を示す図である。図7は図5のレーザドップラー流速計12により計測したものである。図7によれば、粘度の低い純水中の方が粘度の高いグリセリン水溶液中よりも誘起速度が大きいこと、および気泡径が大きいほど音響放射圧力を受ける断面積が増すため誘起速度が大きくなることが分かる。

【0036】

以上より、被検体が気泡5である場合には、気泡5の速度変化が大きい（速度成分 v_u が大きい）ことから高いドップラー周波数を有する信号が発生する一方、被検体が栓子4である場合には、栓子4の速度変化が気泡5に比べて十分小さいことから極めて低いドップラー周波数を有する信号しか発生しない。

【0037】

すなわち、散乱波Dが観測された場合に、被検体識別工程において、第2プローブ2として機能する第1プローブ1で検出された被検体の超音波ビームUの照射方向による速度成分 v_u の変化の違いをドップラー周波数の高低により識別し、被検体が栓子4か気泡5かを識別することができる。

【0038】

より具体的に説明する。図2は図1のプローブで検出された散乱波の光強度の時間変化を概念的に示す図である。図2(a)は栓子が検出された場合を示す図であり、図2(b)は気泡が検出された場合を示す図である。図2の波形は、概念的に示されたものであり実測値ではないが、上記原理に基づくものである。図2(a)および図2(b)ともに、散乱が生じた時間（気泡5が通過している間）、光強度 I_0 が全体的に強くなり、散乱が生じたことが確認できる（図2(a)の実線部および図2(b)の破線部）。そして、図2(b)において、散乱波形上にドップラー効果に起因する波形が加わっていることが確認できる。したがって、図2(b)における被検体は、超音波ビームUの照射により、血管3に垂直な方向へ大きく動いたものと考えられ、当該被検体は、気泡5であることが識別できる。一方、図2(a)において、散乱波形上にはドップラー効果に起因する波形が加わっていない（ドップラー周波数が極めて低いため、散乱波形と区別できない）。したがって、図2(a)における被検体は、超音波ビームUの照射により、血管に垂直な方向へあまり動かなかったものと考えられ、当該被検体は、栓子4であることが識別できる。

【0039】

本実施形態においては、被検体に誘起される運動により変化した速度成分の方向が血管3に対して垂直、すなわち、血流方向に対して垂直であり、第2プローブ2は、測定される速度変化が血管3の血流方向成分（血管に対して平行な成分）を含まないように設定されているので、第2プローブ2のドップラー信号は、血管3に対して垂直な方向のドップラー信号のみになる。

【0040】

したがって、血管3に対して垂直な向きに超音波ビームUを照射するとともに、血管3に対して垂直な向き（超音波ビームUの照射方向）の速度成分変化を測定することにより、超音波ビームUの照射に起因するすべての速度変化量を測定することができるため、図2において、ドップラー周波数の高低（または有無）をより明確に確認することができる。すなわち、より明確に栓子4と気泡5とを識別することができる。

【0041】

このように、被検体の超音波ビームUの照射方向についての速度成分変化に起因するドップラー周波数の高低で血液中の栓子4と気泡5との識別を判断することができるため、測定者によらず、客観的かつ高精度に識別することができる。

【0042】

10

20

30

40

50

なお、本実施形態においては、超音波ビームUの照射方向が血管3に対して垂直な場合について説明したが、血管3に対して垂直でなくても交差する方向に照射することとしてもよい。この場合、超音波ビームUの照射により、被検体の血管3に平行な速度成分および血管3に垂直な速度成分の双方が変化する。したがって、第2プローブ2で照射方向の速度成分を超音波ドップラー法により検出すると、被検体が栓子4の場合であってもドップラー信号が検出されることとなるが、気泡5の方にドップラー信号が顕著に表れるため、両者を識別することができる。また、血管3に垂直な成分のみを第2プローブ2で検出することとしてもよい。さらに、血管3に平行な成分についても測定可能であるため、栓子4と気泡5との識別に加えて、血液の流速も併せて測定することができる。

【0043】

10

次に、本発明の他の実施形態について説明する。図3は本発明の第2実施形態に係る血液中の栓子と気泡との識別方法を示す図である。本実施形態において、第1実施形態と同様の構成については同じ符号を付し説明を省略する。

【0044】

本実施形態における栓子と気泡との識別方法において第1実施形態と異なるのは、超音波照射工程において、第1プローブ1より超音波ビームUを血管3に対して平行に照射し、被検体識別工程において、速度測定工程で測定された速度の違いによるドップラー周波数変化の大小から前記被検体が栓子4であるか気泡5であるかを識別する点である。

【0045】

本実施形態の栓子と気泡との識別方法によれば、まず、超音波照射工程において、血管3に対して平行に第1プローブ1を向け、超音波ビームUが照射される。第1実施形態と同様に、超音波ビームUの有効範囲（超音波ビームUの焦点付近であって図3の超音波ビームUにおいて斜線で示される部分）に照射された血液中に被検体である栓子4または気泡5が存在する場合、超音波ビームUは、当該被検体の表面において散乱・反射する。この散乱波Dを検出することにより、栓子4または気泡5の存在を検出することができる。

20

【0046】

さらに、超音波ビームUがこのような血液中に照射される際、音響放射圧力が生じる。被検体によって固有音響インピーダンスおよび質量がそれぞれ異なるため、被検体が超音波から受ける音響放射圧力は、それぞれ異なることとなる。この音響放射圧力により、当該血液中の被検体である栓子4および気泡5に超音波ビームUの照射方向への運動が誘起され、超音波ビームUの照射方向（血管3に平行な方向）の速度成分 v_0 が速度 $v_0 - v_u$ に変化する（非線形効果）。

30

【0047】

この超音波ビームUの照射方向の速度成分（すなわち、被検体の流速）が速度測定工程において第2プローブ2を用いて超音波ドップラー法により測定される。

【0048】

第1実施形態と同様に、栓子4と気泡5とでは音響放射圧力が異なり、超音波ビームUの照射方向への運動に差が生じる。被検体が気泡5である場合には、気泡5の速度変化が大きいことから反射した超音波ビームUのドップラー周波数変化が大きく生じる一方、被検体が栓子4である場合には、栓子4の速度変化が気泡5に比べて十分小さいことから反射した超音波ビームUのドップラー周波数変化がほとんど発生しない。

40

【0049】

すなわち、被検体識別工程において、第2プローブ2で検出された散乱波Dのドップラー周波数変化の大小（または有無）を識別することにより、栓子4か気泡5かを識別することができる。本実施形態においては、第1プローブ1（第2プローブ2）を血流に対向する向きに設置し、血流に対向する向きに超音波ビームUを照射するため、被検体に加えられる音響放射圧力によって、被検体に血流とは逆方向の速度成分 v_u が作用する（被検体の流速を血液の流速 v_0 より遅らせる（速度 $v_0 - v_u$ ）ように作用する）こととなる。

【0050】

50

より具体的に説明する。図4は図3のプローブで検出された散乱波のドップラーエコー信号の時間変化を概念的に示す図である。図4(a)は栓子が検出された場合を示す図であり、図4(b)は気泡が検出された場合を示す図である。図4においても図2と同様、図4の波形は、概念的に示されたものであり実測値ではないが、上記原理に基づくものである。ただし、図4においては、信号波形の直流成分と低周波数成分が除去され、ドップラー信号に対応する高周波数成分のみが残されている。図4(a)および図4(b)ともに、散乱が生じた時間(気泡5が通過している間)、ドップラー信号が観測され、散乱が生じたことが確認できる(図4(a)および図4(b)において波形が生じている部分)。そして、図4(b)において、ドップラー信号の周波数変化(波長変化)が確認できる。したがって、図4(b)における被検体は、超音波ビームUの照射により、血管3の流速 v_0 に対して遅くなった(血流方向に逆向きの力を受けて速度 $v_0 - v_u$ となった)ものと考えられ、当該被検体は、気泡5であることが識別できる。一方、図4(a)においては、ドップラー信号中に周波数変化は確認できない。したがって、図4(a)における被検体は、超音波ビームUの照射によっても、流速に変化を受けず、血液の流速 v_0 に略等しい速度を維持しているものと考えられ、当該被検体は、栓子4であることが識別できる。

10

【0051】

本実施形態においては、被検体に誘起される運動により変化した速度成分の方向が血管3に対して平行であるので、第2プローブ2において血液の流速 v_0 の測定と同時に検出することができる。

20

【0052】

このように、被検体の超音波ビームの照射方向についての速度変化に起因するドップラー周波数変化の大小で血液中の栓子と気泡との識別を判断することができるため、測定者によらず、客観的かつ高精度に識別することができる。

【0053】

なお、本実施形態においては、第1プローブ1(第2プローブ2)を血流に対向する向きに設置したが、第1プローブ1(第2プローブ2)を血流に沿った向き(血流が遠ざかる向き)に設置し、血流に沿った向きに超音波ビームUを照射することとしてもよい。この場合は、被検体に血流と同方向の速度成分 v_u が作用する(被検体の流速を血液の流速 v_0 より速める(速度 $v_0 + v_u$)ように作用する)こととなる。

30

【0054】

また、上記第1および第2実施形態においては、第1プローブ1を第2プローブ2として機能させているが、別のプローブをもって第2プローブ2としてもよいことは言うまでもないことである。

【0055】

また、本発明は、上記に記載のように、血液中の被検体である栓子および気泡の識別に好適であるが、その他、化学、医薬品、食品工業、石油採掘等における液体中の微粒子の識別方法としても利用可能である。

【0056】

具体的には、例えば、原油試掘井における上湧原油液中における油塊、砂粒と気泡との識別方法等としても利用可能である(油塊、砂粒が上記栓子4、気泡が上記気泡5にそれぞれ相当する)。この場合、気泡は、油塊、砂粒より固有インピーダンスが高く、質量が軽いため、超音波ビームの照射により気泡が有する加速度は、油塊、砂粒が有する加速度より大きくなり、結果として、気泡の超音波ビームの照射による速度成分の変化が油塊、砂粒の場合と比べて非常に大きくなる。

40

【0057】

したがって、被検体が気泡である場合には、気泡の速度変化が大きい(速度成分 v_u が大きい)ことから高いドップラー周波数を有する信号が発生する一方、被検体が油塊、砂粒である場合には、油塊、砂粒の速度変化が気泡に比べて十分小さいことから極めて低いドップラー周波数を有する信号しか発生しない。

50

【 0 0 5 8 】

すなわち、散乱波が観測された場合に、被検体識別工程において、第2プローブで検出された被検体の超音波ビームの照射方向による速度成分 v_U の変化の違いをドップラー周波数の高低により識別し、被検体が油塊、砂粒か気泡かを識別することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 9 】

【 図 1 】 本発明の第1実施形態に係る血液中の栓子と気泡との識別方法を示す図である。

【 図 2 】 図 1 のプローブで検出された散乱波の光強度の時間変化を概念的に示す図である。

【 図 3 】 本発明の第2実施形態に係る血液中の栓子と気泡との識別方法を示す図である。

10

【 図 4 】 図 3 のプローブで検出された散乱波のドップラーエコー信号の時間変化を概念的に示す図である。

【 図 5 】 液体中の超音波ビーム照射による影響を調べるための実験装置を示す図である。

【 図 6 】 図 5 のハイスピードビデオカメラで撮影した気泡の動きを示す図である。

【 図 7 】 超音波ビームの照射により誘起された気泡の速度と気泡の直径との関係を示す図である。

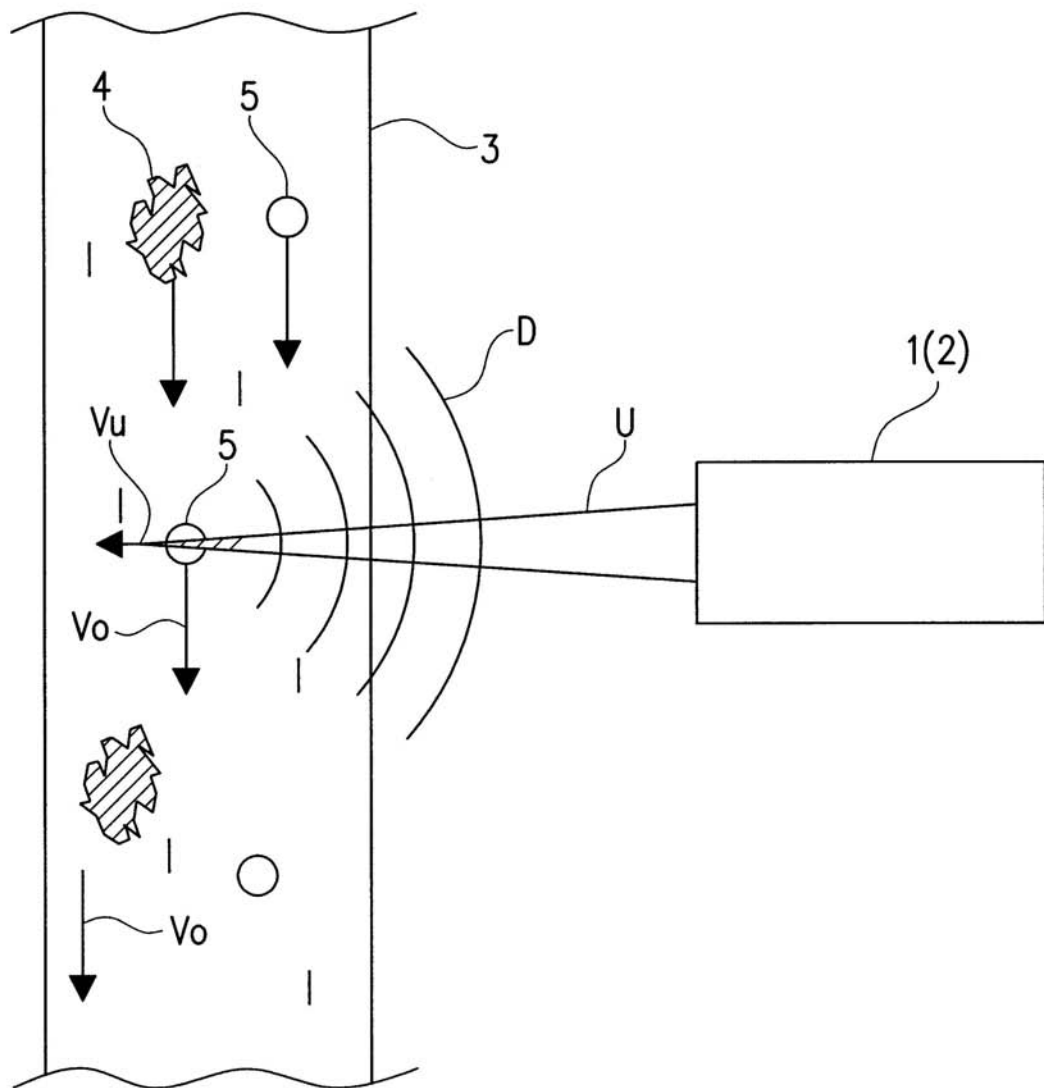
【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

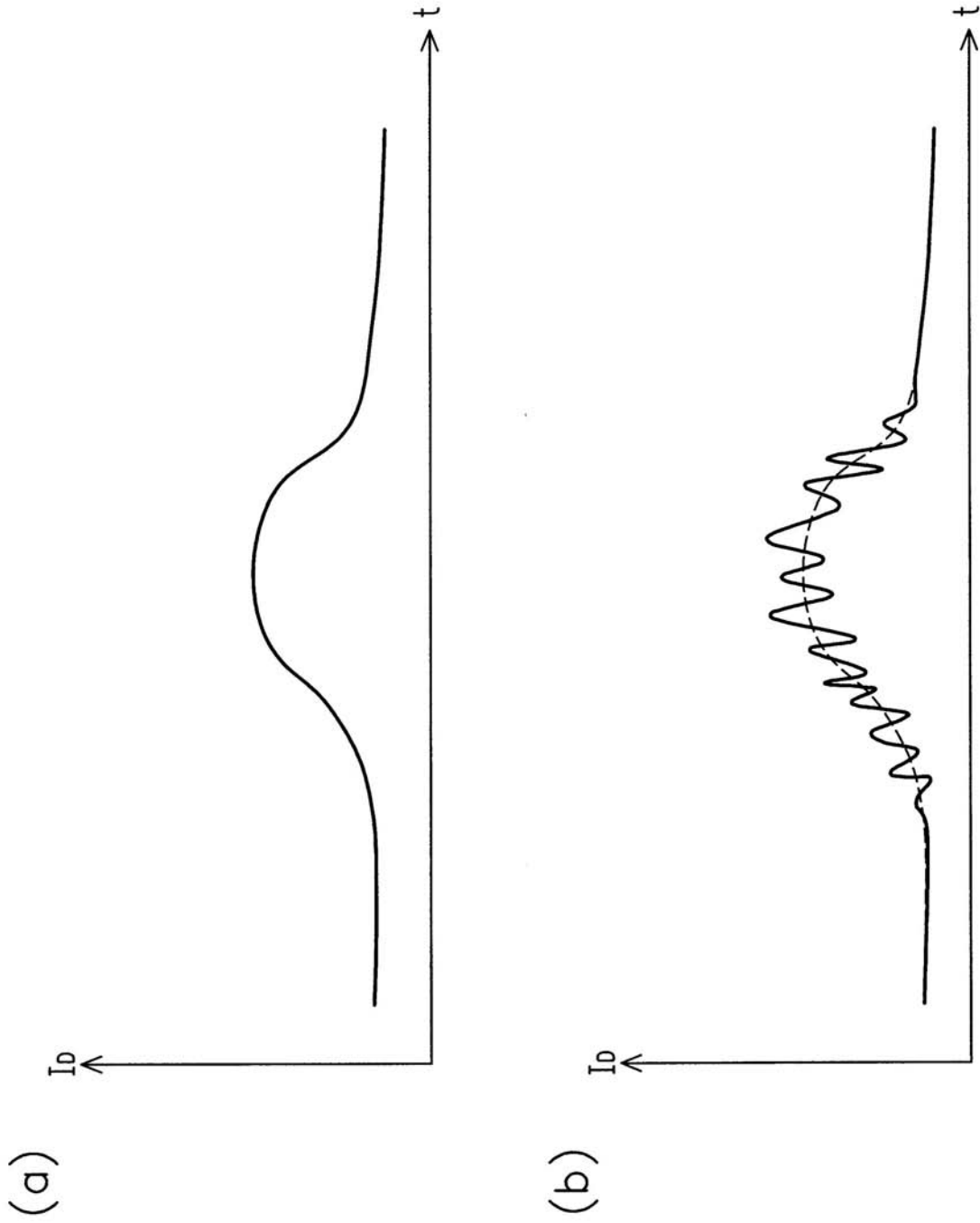
- 1 第1プローブ
- 2 第2プローブ
- 4 栓子
- 5 気泡
- U 超音波ビーム

20

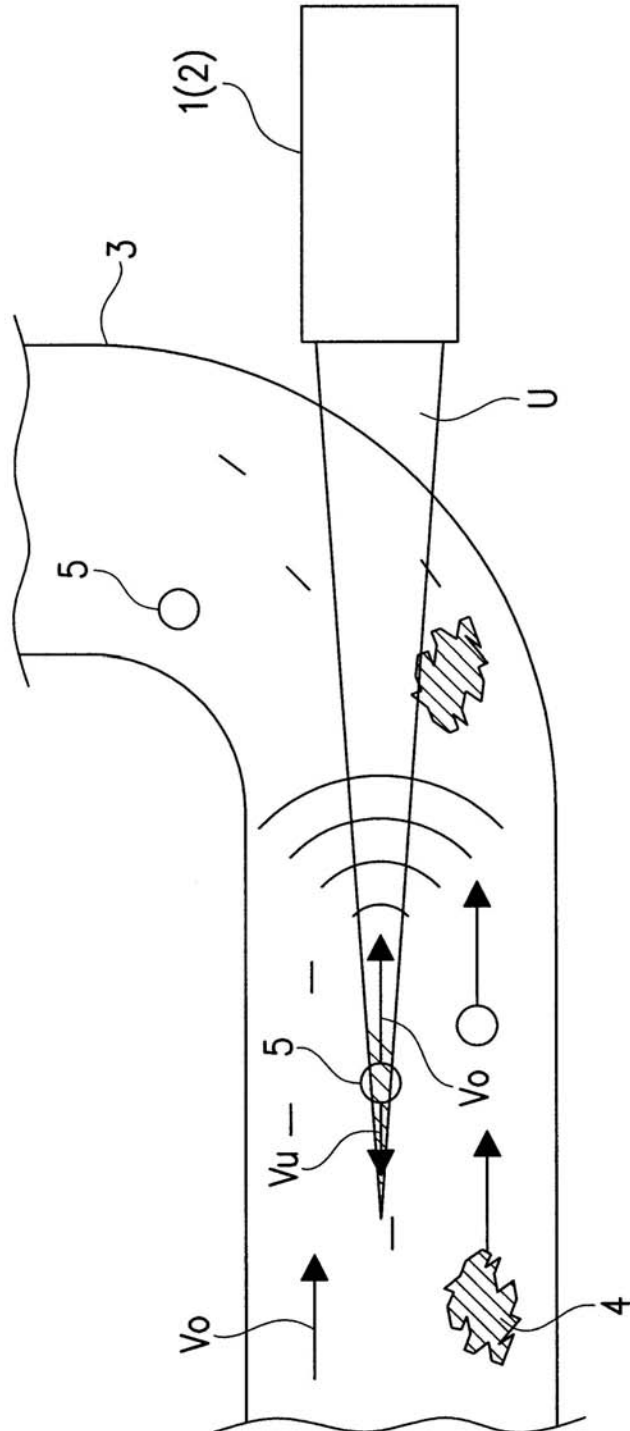
【図 1】



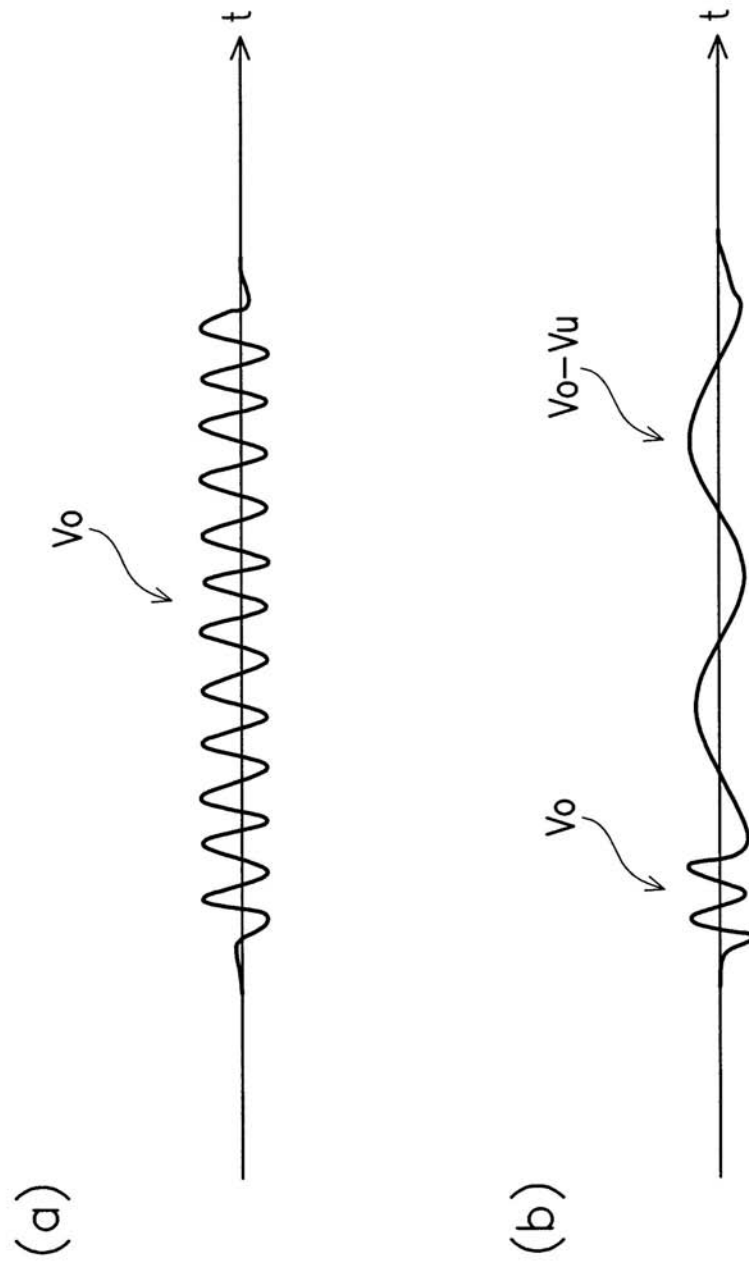
【 図 2 】



【図 3】

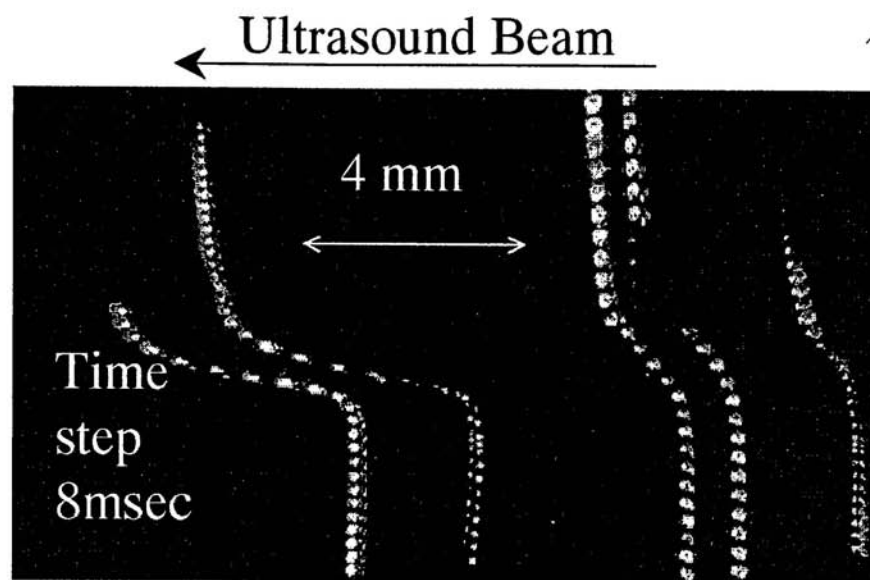


【 図 4 】

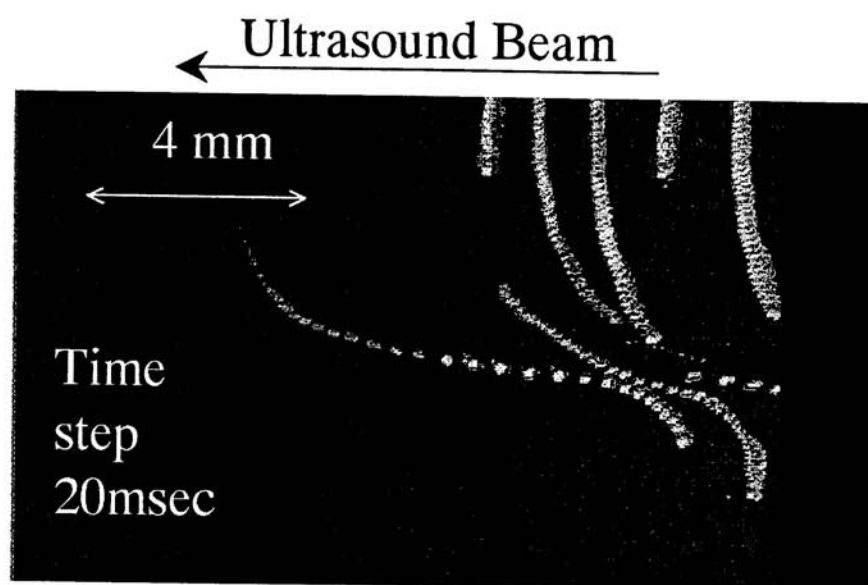


【 図 6 】

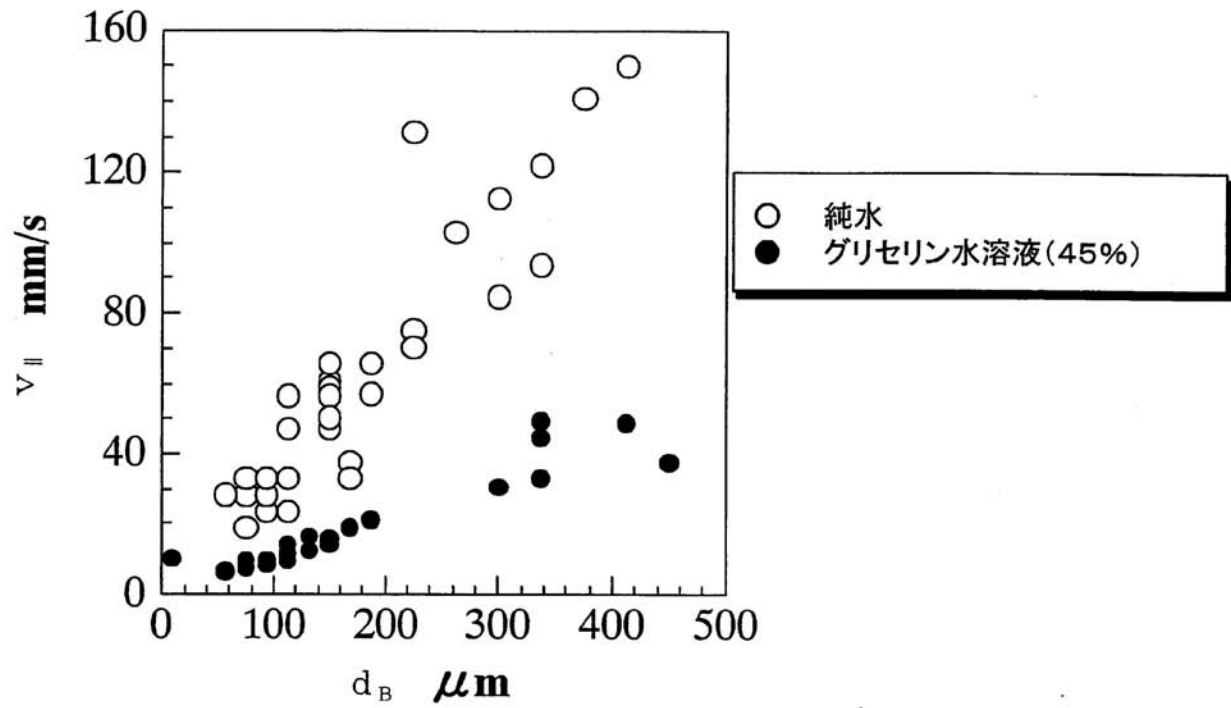
(a)



(b)



【 図 7 】



$v_{||}$: 超音波ビームにより誘起された気泡の速度
 d_B : 気泡の直径

フロントページの続き

(72)発明者 阿部 裕一

大阪府吹田市山手町 3 丁目 3 番 3 5 号 学校法人 関西大学 工学部内

(72)発明者 田地川 勉

大阪府吹田市山手町 3 丁目 3 番 3 5 号 学校法人 関西大学 工学部内

F ターム(参考) 4C601 DD03 DD20 DE01 DE03 EE09 FF01 GA03 JB35 JB49

专利名称(译)	用于从气泡中区分固体颗粒和/或液体颗粒的方法		
公开(公告)号	JP2005160706A	公开(公告)日	2005-06-23
申请号	JP2003403141	申请日	2003-12-02
申请(专利权)人(译)	学校法人关西大学		
[标]发明人	大場謙吉 阿部裕一 田地川勉		
发明人	大場 謙吉 阿部 裕一 田地川 勉		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD20 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/FF01 4C601/GA03 4C601/JB35 4C601/JB49		
代理人(译)	藤本登 岩田 德哉		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种区分液体中的固体颗粒和/或液体颗粒和气泡的方法，无论测量者如何，都可以客观，高度准确地对其进行区分。 解决方案：在速度测量步骤中，使用第二个探头2通过超声多普勒方法测量由超声波束U辐射引起的沿光束轴方向的速度分量。当被检体是气泡5时，由于气泡5的速度变化大，所以产生具有高的多普勒频率的信号，而当被检体是密闭装置4时，密闭装置4的速度变化为0。由于其足够小于气泡，因此几乎不会产生低多普勒信号。即，当观察到散射波D时，在物体识别步骤中，由多普勒频率识别由第二探头2检测出的物体的超声波束U的照射方向所引起的速度分量变化的差异。然后，可以在封闭器4和气泡5之间进行区分。[选型图]图1

