

(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2005-529673

(P2005-529673A)

(43) 公表日 平成17年10月6日(2005.10.6)

(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 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-512607 (P2004-512607)
 (86) (22) 出願日 平成15年6月4日 (2003.6.4)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年12月17日 (2004.12.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/002539
 (87) 国際公開番号 W02003/105692
 (87) 国際公開日 平成15年12月24日 (2003.12.24)
 (31) 優先権主張番号 10/174,316
 (32) 優先日 平成14年6月18日 (2002.6.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

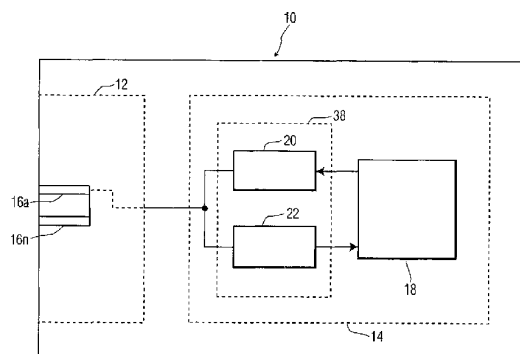
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 潜函病を検出する超音波装置

(57) 【要約】

血管が通常の表面気圧よりも上である潜函病について検査されている人の血管へ音響信号を伝搬し血管から音響信号を受信するトランスデューサと、血管の減圧中に血管中に自然に生ずる気泡の存在を決定するようトランスデューサからの受信された音響信号を解析することにより潜函病の発現を決定する制御器とを有する超音波装置である。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

潜函病について検査されている人の血管へ音響信号を送信し血管から音響信号を受信する音響トランスデューサと、

前記トランスデューサに結合され、前記血管内の自由な自然に生ずる気泡を検出するよう前記血管からの戻り音響信号を解析することにより潜函病の発現を判定するようプログラムされたプロセッサとを有する、

超音波装置。

【請求項 2】

前記プロセッサは、超音波造影剤検出技術によって前記戻り音響信号中の変化 / 共鳴を解析する、請求項 1 記載の超音波装置。 10

【請求項 3】

前記トランスデューサ及び前記プロセッサは、前記装置がボールペン程度の寸法であるよう、小型である、請求項 2 記載の超音波装置。

【請求項 4】

前記トランスデューサ及び前記プロセッサは、前記装置が懐中電灯程度の寸法であるよう、小型である、請求項 2 記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記プロセッサはハンドヘルド型コンピュータであり、線を介して前記トランスデューサに結合される、請求項 2 記載の超音波装置。 20

【請求項 6】

前記トランスデューサは、前記トランスデューサがボールペン程度の寸法であるよう、小型であり、前記プロセッサは、前記トランスデューサにワイヤレスに結合されたハンドヘルド型又はラップトップ型コンピュータである、請求項 2 記載の超音波装置。

【請求項 7】

前記トランスデューサは、人の鼠径部、腕、首、又は膝の裏に固定されるよう小型である、請求項 6 記載の超音波装置。

【請求項 8】

前記トランスデューサは、人の体へ連続波音響信号を送信し及び人の体から連続波音響信号を受信し、前記プロセッサは、受信された連続波音響信号に基づいてドップラ技術により人の体の中の血管の位置を決定するよう更にプログラムされる、請求項 1 記載の超音波装置。 30

【請求項 9】

通常の大気圧よりも上で血管へ音響信号を伝搬させ血管から音響信号を受信するトランスデューサと、

前記血管の減圧中に前記血管中に自然に生ずる気泡の存在を判定するよう前記トランスデューサから音響信号を受信する制御器とを有する、

超音波装置。

【請求項 10】

前記自然に生ずる気泡は水中のダイバーによって呼吸された気体からなり、請求項 9 記載の超音波装置。 40

【請求項 11】

前記気体は、酸素と、窒素、ヘリウム、水素、アルゴン、ネオン、又は水中のダイバーによって呼吸されるべき他の気体のうちの少なくとも 1 つとの混合気体である、請求項 10 記載の超音波装置。

【請求項 12】

前記制御器は、受信された音響信号に基づいて、気泡の音響的な検出を組織又は血液細胞等の他の源から生ずる受信された音響信号に優先して行う音響信号処理技術により自然に生ずる気泡の存在を決定する、請求項 11 記載の超音波装置。

【請求項 13】

前記トランスデューサは、人の中の血管の位置を決定するドップラ技術を行うよう、人の体へ連続波音響信号を伝搬し人の体から連続波音響信号を受信する、請求項 9 記載の超音波装置。

【請求項 14】

前記制御器は、音場中の音響圧力に従って共鳴又は変化する気泡を検出するよう最適化された超音波造影剤検出技術によって前記受信された音響信号を解析することにより、自然に生ずる気泡の存在を判定する、請求項 9 記載の超音波装置。

【請求項 15】

単一の超音波トランスデューサのビームを体を横切るよう向けることにより潜函病について検査されるべき人の体の中の血管の位置を決定する段階と、

10

前記超音波トランスデューサを体に固定する段階と、

前記固定された超音波トランスデューサのビームを前記位置が決定された血管に向かうよう照準を合わせる段階と、

水中にいる間に前記体へ超音波信号を伝搬し超音波信号を受信する段階と、

前記体が水中で上昇している間に前記血管中に自然に生ずる気泡を検出する段階と、

前記血管中に自然に生ずる気泡に基づいて前記人の中での潜函病の発現を判定する段階とを有する、方法。

【請求項 16】

前記気泡を検出するよう前記位置が決定された血管から受信される超音波信号中の変化 / 共鳴を音響圧力に従って解析する段階を更に有する、請求項 15 記載の方法。

20

【請求項 17】

人が水中にいる間に酸素と、窒素、ヘリウム、水素、アルゴン、ネオン、又は水中のダイバーによって呼吸されるべき他の気体のうちの少なくとも 1 つとの混合気体を呼吸し、自然に生ずる気泡は前記気体からなる気泡である、請求項 16 記載の方法。

【請求項 18】

前記超音波信号中の変化 / 共鳴は、最適化された超音波造影剤検出技術によって解析される、請求項 17 記載の方法。

【請求項 19】

体の中へ連続波超音波信号を伝搬し受信し、前記血管の位置を決定するよう前記受信された連続波信号をドップラ技術により解析する段階を更に有する、請求項 15 記載の方法

30

【請求項 20】

連続波音響信号を含む音響信号を潜函病について検査されている人の血液プール領域へ送信し血液プール領域から受信する音響トランスデューサと、

前記トランスデューサに結合され、受信された連続波音響信号に基づきドップラ技術により体の中の血液プール領域の位置を決定し、前記血液プール領域の位置を決定している間、断続的に、前記位置が決定された血液プール領域中の自由な自然に生ずる気泡の推定量を与えるよう前記位置が決定された血液プール領域からの戻り音響信号を解析することにより潜函病の発現を決定するようプログラムされたプロセッサとを有する、

超音波装置。

40

【請求項 21】

前記自然に生ずる気泡は、水中にいる人によって呼吸された気体からなり、前記気体は、酸素と、窒素、ヘリウム、水素、アルゴン、ネオン、又は水中のダイバーによって呼吸されるべき他の気体のうちの少なくとも 1 つとの混合気体である、請求項 20 記載の超音波装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血流中の自然に生ずる気泡を検出する装置及び方法に関連する。特に、本発明は、体が圧縮された気圧に留まった後に周囲の圧力があまりにも急速に低下したときに

50

体の組織及び体液中に気泡が放出される状況において潜函病を検出する超音波装置に関連する。

【背景技術】

【0002】

減圧症又は「ベンド (the bends)」としても知られる潜函病 (ケイソン病: Caisson's disease) は、体が圧縮された気圧に留まった後に周囲の圧力があまりにも急速に低下したときに体の組織及び体液中に気泡が放出されることによって生じ、神経痛や麻痺、呼吸困難、そしてしばしば失神といった症状を伴う、致命的な疾患となる場合がありうる。潜函病が発現する一例としては、水中にいるダイバー (例えばスキューバダイバー) の体内があり、なぜならば水中にいるダイバーは通常の表面大気圧を上回る圧縮された気体を呼吸しており、ダイバーが上昇するとき、周囲の圧力が低下するにつれて、ダイバーの組織や血流といった体液中に気泡が形成されえ、潜函病を引き起こしうるからである。

10

【0003】

水中のダイバーについては、一般的に、生理学的な過程は以下のように説明できる。ダイバーが、一般的には圧縮された空気 (酸素) 及び窒素の混合物である約 80% の窒素からなる気体を呼吸するとき、ダイバーが水中に潜ると (下降すると) ダイバーの血流中に窒素が溶ける。ダイバーが水中により深く潜ると、呼吸した空気の圧力は高まる。時間を経て、血液や他の体液中に溶ける窒素の量は、窒素の量が、呼吸した気体中の窒素の部分圧力との均衡状態に達するまで高まる。ダイバーの血流中に溶けた窒素の通常の部分圧力よりも高いために、呼吸した窒素 (気体) の圧力があまりにも急速に低下すると、ダイバーの血流中に溶けた窒素の濃度は、溶けた窒素を気泡の形成の形で血流中の溶液から出させうる。呼吸した気体の圧力は、例えば急速な上昇中は、あまりにも急速に低下しうる。これらの気泡は、一般的には小さいが、気泡は、溶液から出ると、成長することができ、ある時点で血液循環系の中の毛細血管を閉塞させるのに十分な大きさに達することがあり、それにより広汎性塞栓形成 (即ち減圧症又は潜函病) を生じさせうる。

20

【0004】

潜函病の最初の徴候 (症状) は、ダイバーが水面に上がった直後に生ずることがあり、関節痛、時には皮膚の発疹、また時には脳中枢神経系の影響によって特徴を示すことができる。一般的には、この病気に対する唯一の処置は、病気を発症したダイバーを高圧室に入れ、ダイバーが再びより高い圧力下に置かれるようにすることである。より高い圧力は、気体を血流中の溶液に戻し、次に、気体が血流中の気泡の形で溶液から突然に再び導き出されないよう (出てこないよう)、圧力は長い時間に亘って非常にゆっくりと解放されうる。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

減圧症を発症した人を高圧室に入れることは、病気を発症した人に生じうる永久的な損傷を回避するために重要である。しかしながら、減圧症は、非常に軽い徴候を有することがあり、又は全く症状なしに生ずることがある。場合によっては、ダイバーは、減圧症によって生じた関節痛と、筋を違えたこと、関節を違えたこと、又は関節炎といった他の原因によって生じた関節痛とを区別することができないことがある。更に、再加圧は、ダイバーがいかなる症状を感じ始めるまで又は認識し始めるまでに既に行われているべきであるため、一般的には症状が明らかとなる頃には、制御された減圧を行うには遅すぎるかもしれない。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

従って、血流中に自然に生ずる気泡を検出する必要がある。本発明は、血流中に自然に生ずる気泡を実際的に効率的に検出しうる。特に、本発明は、潜函病を検出しうる。例えば、本発明の装置は、スキューバダイバー中の潜函病を検出すること及び / 又は上昇している水中のダイバー中の潜函病の発現を検出しうる。

50

【 0 0 0 7 】

本発明は、血管へ音響信号を伝搬させ血管から音響信号を受信するトランスデューサと、減圧症により血管中に自然に生ずる気泡の存在を判定／監視するようトランスデューサから音響信号を受信する制御器とを有する、ハンドヘルド式又は携帯型超音波装置によって達成されうる。

【 0 0 0 8 】

より特定のには、自然に生ずる気体は、窒素、ヘリウム、水素、アルゴン、及び／又は、ネオン等の自由な気泡である。更に、血管は大気圧よりも上の圧力であり、制御器は、スキューバダイバーの減圧中又は減圧後に血管中に自然に生ずる気泡の存在を判定／監視する。

10

【 0 0 0 9 】

更に、音響信号を受信する制御器は、ダイバーによる上昇中に水中のダイバーの中に自然に生ずる気泡の形成を監視する。より特定のには、制御器は、組織又は血球といった他の源から生ずる音響信号よりも優先的に、気泡の音響検出に特定の信号処理技術を用いる。

【 0 0 1 0 】

更に、本発明は、血管が通常の大気圧よりも上である潜函病について検査されている患者の血管へ音響信号を伝搬し血管から音響信号を受信するトランスデューサと、血管の減圧中に血管中に自然に生ずる気泡の存在を決定するようトランスデューサから受信される音響信号を解析することにより潜函病の発現を判定する制御器とを有する超音波装置によって達成されうる。

20

【 0 0 1 1 】

本発明の利点については、添付の図面と共に以下の実施例の説明から明らかとなり、より容易に認められるであろう。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 2 】

ここで、添付の図面に図示された本発明の実施例について詳述する。全ての図面を通じて、同様の参照番号は同様の要素を指す。以下、図を参照することにより本発明を説明するために実施例について説明する。

【 0 0 1 3 】

医用診断超音波撮像の分野では、近年の進歩により、血流中のいかなる寸法のカプセル封入された微小気泡 (microbubble) 又は気泡の感度のよい検出及び撮像も可能となった (造影剤撮像法)。一般的には空気又は他の気体を含むカプセル封入された微小気泡から構成される心臓超音波造影剤といった超音波造影剤 (UCA) は、血流に導入されえ、UCAを検出するために調査され最適化されるいかなる数の検出技術によっても優先的に撮像されうる (以下詳述する)。特に、UCAは、体の組織に優先して画面上に検出され表示されうる。潜函病の気泡の典型的な寸法範囲にありうるUCAの検出を特に目的としたUCA検出技術が既に開発されているか、開発途中でありうる。例えば、血液循環系における最小の毛細血管は、直径が約7ミクロンであり得る。従って、潜函病の場合の一般的な気泡は、直径が7ミクロン以下でありうる。

30

40

【 0 0 1 4 】

本発明は、血流中に自然に生ずるマイクロバブルの存在を検出することにより潜函病を検出するために、超音波造影剤 (UCA) 検出技術を用いるよう設計され最適化された装置である。特に、本発明は、水中のダイバーの血流中に自然に生ずる窒素気泡を検出するためにUCA検出技術を使用しうる。医用超音波の分野ではUCAを検出するのにいくつかの技術が知られている。いかなる従来の又は将来のUCA検出技術も、以下のように本発明の装置において最適化され使用されうる。潜函病を生じさせる一般的な気体で充填された気泡は、2又は3メガヘルツ (MHz) 以上の範囲の共鳴周波数を有するであろう寸法を有する。一般的なUCA検出技術はまた、1乃至10メガヘルツの範囲の共鳴周波数で動作する。更に、以下詳述するように、いくつかのUCA検出技術は、組織に対して血

50

流中の微小気泡の検出を向上するよう最適化されており、これは有利には潜函病を検出するのに使用されうる。更に、潜函病による気泡は、気泡が、肺毛細血管の典型的な寸法である7ミクロンの寸法に達するまでは、より小さい寸法で存在する可能性が高い。気泡は、何らかの種類の空洞化の核から形成される。いったん気泡が存在すると、気泡は、気体はかなり素早く血流へ溶け出し、気泡内へ溶け込む界面を与える。従って、UCA検出技術は、血流中の自由に又は自然に生ずる微小気泡、例えば水中のダイバーの場合に潜函病を引き起こす微小気泡を検出するの非常によく適している。

【0015】

典型的なUCA検出技術は、ある種の殻又は被覆の中にカプセル封入された重い気体からなる柔軟なカプセル封入された微小気泡を検出する。例えば、殻は、気体が入った、薄い生物分解可能なポリマー被覆、脂質被覆、人間のアルブミン、シアノアクリレート、糖、又は他の化学式を使って形成したものでありうる。気体をカプセル封入した殻は、気体が血流中に拡散することを防止する。

【0016】

カプセル封入された微小気泡を検出するための1つの技術は、第2高調波を用いるものであり、これは微小気泡造影剤の高調波応答性質を用いるものである。超音波パルス（信号、エネルギー）が基本超音波周波数 F_0 で送信されるとき、線形散乱及び伝搬から生ずる受信された応答は、同じ周波数 F_0 で発生する。受信された（エコーした）超音波パルスはまた、第2高調波の非線形の伝搬から生ずる F_0 の2倍又は約2倍の第2高調波成分、即ち $2 \times F_0$ 、を含む。受信側のフィルタは、第2高調波信号を優先的に検出する。造影剤気泡は、やはり第2高調波応答を与えうる組織よりも高いレベル（振幅）の第2高調波成分を有するため、検出されうる。第2高調波技術は、組織に対する、又は組織反射体の存在下での造影剤気泡の検出を改善するが、一方で、技術は、造影剤気泡の優先的な検出を約8デシベルだけ改善する。

【0017】

他の技術が、微小気泡によって生じた反射の非線形性の捕捉を改善させうる。例えば、パルス反転技術は、当初はアドバンスド・テクノロジー・ラボラトリーズ（Advanced Technology Laboratories）に譲渡され、現在はフィリップス・エレクトロニクス・エヌ・エー（Philips Electronics, N. A.）社（本願の譲受人）に譲渡されており、その内容がここに参照として組み入れられる米国特許第5,706,819号明細書に開示されている。パルス反転技術では、超音波パルス送信は対として多数回発生し、その都度超音波パルスは体の中へ送信され、送信された超音波パルスの波形（位相）は順次に反転される。データセットとして記憶された、受信された（エコーされた）超音波パルスは、続いて受信される超音波パルスと加算され、反転により線形信号を打ち消させる。しかしながら、第2高調波から生ずる非線形信号は打ち消されない。実際、第2高調波信号は、2次であるため足し合わされない傾向がある。パルス反転技術は、造影剤を、第2高調波撮像によって得られるものよりも高い組織比へ改善させうる（即ち、組織の存在下でのUCAの検出を改善する）。

【0018】

微小気泡によって生ずる反射の比線形性の捕捉を改善する他の技術は、当初はヒューレット・パッカード（Hewlett-Packard）社に譲渡され、現在はフィリップス・エレクトロニクス・エヌ・エー（Philips Electronics, N. A.）社（本願の譲受人）に譲渡されており、その内容がここに参照として組み入れられる米国特許第5,577,505号明細書に開示されたパワー変調である。パワー変調技術は、パルス反転技術と同様の技術であるが、送信される超音波パルス対の位相を反転させる代わりに、超音波パルス対の振幅が変化される（例えば変調される）点が異なる。システム利得は、受信された超音波パルス対を振幅変化について補償（補正）し、次にシステムは各超音波パルスに対する減算を行い、線形信号を打ち消させ、目標（例えばUCA）からのいかなる非線形信号も残るようにする。このパワー変調技術はまた、造影剤対組織比（contrast agent to tissue ratio）を改善させうる（即ち、組織の存在下でUCAの検出を改善させる）。

【 0 0 1 9 】

微小気泡によって生ずる反射の非線形性の捕捉を改善する他の技術は、その内容がここに参照として組み入れられる米国特許第 5, 6 3 2, 2 7 7 号明細書 (シーメンス (Siemens) 社) に開示されている。シーメンス社の技術は、パルス反転技術に似ているが、この技術は超音波パルス対又はシーケンスの波形の搬送波位相をそれらが伝送されるにつれて変化させる。システムは受信された超音波パルスを補償移相で処理し、次に減算又は比較を行い、線形信号を打ち消させ、目標 (例えばUCA) からのいかなる非線形信号も残らせる。シーメンス社の技術もまた、造影剤対組織比を改善しうる (即ち、組織の存在下でのUCAの検出を改善する)。

【 0 0 2 0 】

微小気泡によって生じた反射の非線形性の捕捉を改善する他の技術は、その内容がここに参照として組み入れられる米国特許第 5, 9 0 2, 2 4 3 号明細書 (アキュソン (Acuson) 社) に開示されている。アキュソン社の技術は、送信された超音波パルス波形の位相又は他の成分を変調し、受信された超音波パルスに対する変更を補償し、次に超音波パルス対に対して比較操作を行うことを含む。アキュソン社の技術もまた、造影剤対組織比を改善しうる (即ち、組織の存在下でのUCAの検出を改善する)。

【 0 0 2 1 】

微小気泡によって生じた反射の非線形性の捕捉を改善する他の技術は、その内容がここに参照として組み入れられる米国特許第 5, 9 8 0, 4 5 9 号明細書 (ゼネラル・エレクトリック (General Electric) 社) に開示されている。ゼネラル・エレクトリック社の技術は、一組の位相符号化された超音波パルスを送信し、受信された超音波パルスに対して位相符号化に対応するフィルタリング技術を用いる。ゼネラル・エレクトリック社の技術もまた、造影剤対組織比を改善しうる (即ち、組織の存在下でのUCAの検出を改善する)。

【 0 0 2 2 】

体の組織中の自然に生ずる微小気泡を検出するために、本発明は、以下説明するような改善された装置及び改善されたUCA検出技術を提供する。本発明は、体の組織中に自然に生ずる (自由な) 微小気泡を検出するためにUCA検出技術の最適化を提供する。典型的なUCA検出技術の最適化検出技術は、殻のない自由な気泡を検出するために最適化されえ、なぜならばUCA検出技術は、モデルとして自由な気泡を用いる数学的、物理的な研究及び分析に基づいて様々な線形的及び非線形的な数学式を用いて既に最適化されているからである。

【 0 0 2 3 】

気体の殻 (カプセル封入) は、必ずしも共鳴周波数の全ての制御因子を与えるわけではない。例えば、室温では液体として存在し、体温で沸点に達する、殻のない実験用のUCAがある。かかる実験用のUCAは、液体として体内に投与され、いったん血流に入ると加熱され蒸気となり、殻のない気泡を形成する。しかしながら、かかる実験用UCA中の気体は、潜水に用いる窒素又は他の気体ではない。従って、殻は、UCAの検出に役立つ気泡の自然共鳴周波数をいくらかいずれかの方向へシフトさせるのに役立つが、共鳴周波数に対する制御因子は、カプセル封入された気泡がその中に入っている流体、カプセル封入の内部の気体、及びカプセル封入された気泡の寸法特性によってより多く特徴付けられている。特に、殻は、体の中の目標領域へ到達するよう血流中でも引き続き存在しうるカプセル封入された気泡 (造影剤) を提供することを目的とする。特に、典型的には、殻は、気泡が肺を通して血流中で存在することを可能とするよう与えられる。例えば、心臓の状態を評価するためにUCAを用いる場合、造影剤は一般的には静脈に注射される。すると、注射された造影剤は心臓へ戻って流れねばならず、次に心臓の右側へ、次に肺を通り、次に心臓の左側へ流れる。

【 0 0 2 4 】

従って、本発明では、UCA検出技術は、音場中の音圧に従って共鳴又は変化する気泡を検出するために最適化される。特に、潜函病を検出するために体の中の自由な気泡を検

10

20

30

40

50

出することは、実質的には、自由な気泡中の気体の種類（例えば窒素）、自由な気泡の寸法、自由な気泡に関連付けられる流体の密度、及び周囲圧力に基づく自由な気泡の圧縮可能性（即ち水中のダイバーが上昇している間）に依存する。特に、本発明は、上述のUCA検出技術を用いて、血管からの音響信号中の変化／共鳴を音圧に従って解析することにより、ダイバーの水中での上昇中の血管中での自由な自然に生ずる窒素気泡の形成を検出する。

【0025】

更に、本発明は、血流中に自然に生ずる微小気泡の存在を決定又は検出するために（即ち、殻のない微小気泡を検出するために）超音波を検査する方法で最適化されたUCA検出技術を用いるよう最適化された装置を提供する。特に、上述のUCA検出技術を具現化する典型的な超音波撮像装置は、以下のように水中のダイバーの血流中に自然に生ずる微小気泡を検出するのにあまり良く適していない及び／又は最適でないかもしれない。従来の超音波撮像装置は、潜函病を検出するには高価すぎ不必要な多くの機能を有するため、潜函病の検出にあまりよく適しておらず、また、潜函病を検出するのに必要な機能を含んでいないことや、潜函病を検出するのに十分な機能を含んでないことがある。更に、典型的な超音波撮像装置は、大きすぎるため携帯可能でなく、手持ち式ではなく、船上での操作、過酷な気候、及び／又は環境条件（例えば耐水性及び／又は防水性）といった水中ダイビングの場面での使用のために最適化されていない。従って、本発明は、水中での上昇中の体の組織中に自由な気泡の形成についての警告を与えるための、小型化され（例えば、モバイルプロセッサ技術を用いることによる）、強化され、耐水性のある自由気泡検出器を提供する。

10

20

【0026】

図1は、超音波トランスデューサ（プローブ）組立体12及び微小気泡検出器14を有する本発明による微小気泡検出システム10を示す機能ブロック図である。トランスデューサ12は更に、1つ又はそれ以上のトランスデューサ素子16a乃至16nを有する。トランスデューサ素子16は、圧電性、方向性、磁気抵抗性、又は他の利用可能なトランスデューサ素子といった従来のトランスデューサ素子でありうる。各トランスデューサ素子16は、電気を音に変換し、音を電気に変換する超音波トランスデューサである。トランスデューサ素子16は、電気信号を音へ変換し、音は、例えば人間の体の組織へと伝搬され、内部の体の構造から反射される。トランスデューサ素子16は、反射された音を電気信号に戻すよう変換し、電気信号は微小気泡検出器14へ送信される。微小気泡検出器14は、ユーザに潜函病の発現を知らせる（通知する）ために気泡検出制御器18によってハードウェア／ソフトウェア中で実施される微小気泡検出技術に従ってトランスデューサ素子16から受信される電気信号を処理する。例えば、上昇中の水中のダイバーに、微小気泡が形成され始めていることを知らせることができ、これは、ダイバーに対して制御された減圧又は（場合によっては）他の処置を素早く見つけるための重要な早期の警告を与える。

30

【0027】

一つの実施例では、電気から音響へ、及び、音響から電気への変換を行うための単一の方向性圧電トランスデューサ素子16aが設けられる。単一チャンネル超音波送信器20は、単一の方向性圧電トランスデューサ素子16a及び気泡検出制御器18に結合される。超音波受信器22は、同じ方向のトランスデューサ素子16a及び気泡検出制御器18に接続される。他の典型的な実施例では、トランスデューサ12は、送信及び受信用の2つの方向性圧電トランスデューサ素子16a及び16bを有する。動作上、いずれのトランスデューサ素子16a及び16bも同じ点及び空間に向けられ合焦される。素子16は、ユーザが検査のために目標とすべき血管の存在を検出しようとする指向性を与えるよう方向性でありうる。

40

【0028】

フェーズドアレイ又は他のアレイトランスデューサといった典型的な超音波トランスデューサは、電気から音響へ、及び、音響から電気への変換を行い、受信された電気信号に

50

基づくリアルタイム撮像に適合する多くのトランスデューサ素子（例えば、64個乃至288個の素子）を有する。従って、本発明では、単一チャンネル送信器20及び受信器22を有する単方向及び／又は双方向トランスデューサ素子16は、有利に指向性を与えるとともに、トランスデューサ12の寸法をかなり小さくし、携帯可能性及び／又はハンドヘルド型システム10に適合する。もちろん合焦といった追加的な機能を与える対応する送信器／受信器を有するフェーズドアレイトランスデューサもまた、本発明に使用されうる。

【0029】

システム10は、ハードウェア及び／又はソフトウェア中で実施されるような従来のUCA技術を具現化しうる。システム10は、ハンドヘルド型でありうる。実施例では、システム10は、ポケット懐中電灯、万年筆、腕時計のサイズまで小型化されるか、費用に容易且つ非常に携帯可能な使用のための他のダイビング機器に組み込まれる。更に、他の実施例では、システム10がダイバーによって潜水中に連続的に持ち運び（装着）されるよう、システム10は耐水性（水密）且つ耐圧性である。

【0030】

図2は、本発明による例としての微小気泡検出器14を詳細に示すブロック図である。従来の医用超音波撮像技術を組み込んだ検出器14は、必ずしも各構成要素を示すものではなく、その代わりに本発明による及び／又は本発明に関連する構成要素が強調されている。微小気泡検出器14は、体の組織中の自然に生ずる気泡の発現を検出するよう微小気泡検出技術を実行する微小気泡検出制御器30を有する。例えば、検出制御器30は、ハードウェア及び／又はソフトウェア中で、自然に生ずる気泡を検出するよう典型的な超音波造影剤撮像技術を実施しうる。特に、制御器30は、最適化されたUCA検出技術により音響信号中の変化／共鳴を音圧に従って解析することにより、ダイバーが水中で上昇している間に血管中の自由な自然に生ずる気泡を検出しうる。検出制御器30は、ハードウェア及び／又はソフトウェア中で、水中のダイバー中で上昇中に形成される微小気泡といった血管中の自然に（自由に）生ずる気泡を検出するよう気泡対組織比を改善させる（即ち、組織の存在下での気泡の検出を改善する）従来の又は将来の最適化されたUCA検出技術を実施しうる。水中のダイバー中で自然に生ずる微小気泡を検出する場合、検出制御器30によって実施されるUCA検出技術は、窒素、又は、スキューバダイビング用の空気-非空気混合物中で用いられる他の非空気気体混合物、例えばヘリウム（ヘリウムと酸素の混合気体（heliox））、水素、アルゴン、ネオン、及び／又は、トライミックス（trimix）を含む微小気泡を検出しうる。例えば、酸素とヘリウムの混合物は、一般的には深いダイビング状況において用いられる。

【0031】

送信側では、送信波形変調器32及び送信周波数制御器34は、微小気泡検出制御器30の制御下で、送信信号の送信周波数を設定し、夫々の送信された信号線を夫々変調する。例えば、検出制御器30は、第2高調波、パルス反転、パワー変調、又は他の技術といった体の組織中の自然に生ずる微小気泡を検出するのに用いられる微小気泡検出技術により送信信号を制御する。制御器30は、周波数制御器34及び送信波形変調器32を介して、同じ視線又は同じ角度方向に沿って、制御器30中で実施される微小気泡検出技術によって要求される送信変調の特性を有する信号を送信しうる。

【0032】

受信側では、A/D変換器及びフィルタ42は、微小気泡検出制御器30の制御下で、トランスデューサ12から受信したアナログ信号をデジタル信号へ変換し、受信されたデータから所望の受信帯域外の信号をフィルタするためにデジタルフィルタ（例えばRFフィルタ）を使用する。特に、A/D変換器及びフィルタ42は、戻ってくる信号のレベルを制御するよう可変利得段を有する前置増幅器及び関心となる周波数範囲を選択するフィルタを提供する。或いは、夫々が送信器29（送信器及び受信器38）の一回の発射に対応する順次のサンプルがメモリ43に格納され、結合操作により結合されるようメモリ43から自動的に読み出される。結合操作は、算術的な加算、減算、又は、気泡情報を

10

20

30

40

50

検出制御器 30 へ与えるための他の結合技術を含みうる。

【0033】

第 2 高調波微小気泡検出技術を使用する場合、高調波フィルタ 36 は、第 2 高調波を優先的にフィルタで取り出し、気泡存在解析のために第 2 高調波を制御器 30 へ与える。或いは、高調波フィルタ 36 を、A/D 変換器及びフィルタ 42 の前方のアナログフィルタとして使用することが望ましい。従って、本発明は、ダイバーの上昇中に水中のダイバーの血流中に自然に生ずる微小気泡の存在を検出する（即ち、潜函病によって生ずる血流中の微小気泡を検出する）ために非線形気泡検出技術を用いる装置を提供する。

【0034】

トランスデューサ 12 と通信可能な送信器及び受信器 38 は、トランスデューサ 12 へ電気情報を送信し / からトランスデューサ 12 から電気情報を受信する。T/R スイッチ 40 は、送信器及び受信器 30 を送信又は受信モードとすることができ、それによりトランスデューサ 12 を送信又は受信モードとする。T/R スイッチ 40 は、トランスデューサ 12 から受信したアナログ信号を A/D 変換器及びフィルタ 42 に与える。

【0035】

出力プロセッサ 44 は、出力装置 46 へ情報を出力するために微小気泡検出制御器 30 から出力された情報を処理する。出力装置 46 は、例えば、ユーザに潜函病の発現について視覚的に、可聴に（例えばアラームを介して）、又は振動により警告 / 注意を与えるよう、ディスプレイ、オーディオ装置、又はシステム 10 を振動させる振動機構でありうる。実施例はトランスデューサ 12 と微小気泡検出器 14 の間の統合されたインタフェースを示しているが、本発明はかかる実施例に限られるものではない。例えば、トランスデューサ 12 と微小気泡検出器 14 の間の統合されていないインタフェースは以下のように提供されうる。トランスデューサ 12 と微小気泡検出器 14 は、トランスデューサ 12 と微小気泡検出器 14 の間で電気信号を交換する従来の線（ケーブル）といった導体素子（図示せず）を介してインタフェース接続しうる。従って、線は、従来のインタフェース接続技術を用いてトランスデューサ 12 を微小気泡検出器 14 に接続する機構を提供する。ワイヤレス方式といった他の従来のインタフェース技術は、トランスデューサ 12 を検出器 14 とインタフェース接続しうる。遠隔検出器 14 は、例えばハンドヘルド、ラップトップ、又はデスクトップコンピュータ中で実施されうる。統合されていないインタフェースは、水中でリアルタイムに、ダイバーが上昇している間に潜函病の発現を検出するようダイバーによってシステム 10 が装着されることを適合しうる。例えばプローブ 12 は、ダイバーの皮膚上に、ダイバーの動きによって邪魔されず、例えば鼠径の中の大腿動脈、膝の裏の膝窩動脈といった目標となる血管に向けられる位置に平らに置かれうる。ダイバーはローカルに、又は操作者は遠隔に、例えば水上位置（場合による）において、水中で上昇しているとき又はダイバーが水面に出た後からダイバー中の潜函病の発現を検出するようプローブ 12 を制御するように、ダイバーにローカルに又はダイバーに対して遠隔に配置された検出器 14 とインタフェース接続する。潜函病が検出されると、圧縮室中での制御された減圧といった適切な処置がとられうる。

【0036】

典型的な実施例で統合された出力装置 44 が示されているが、本発明はかかる実施に限られるものではない。他の実施例は、以下のような外部出力装置 44 を提供しうる。外部装置 44 は、遠隔であり例えばハンドヘルド又はラップトップコンピュータであってもよく、有線又は無線といった従来の通信技術を用いてシステム 10 と通信しうる。上昇する水中のダイバーの場合、水上又は陸上にいる要員に対して潜函病の発現に関する進んだ警告を与え、その要員が再圧力室の準備を始めることができるようにしてもよい。

【0037】

他の実施例では、トランスデューサ 12 は更に、指向性のナロービーム・トランスデューサ素子 16c を有する。トランスデューサ素子 16c は、自然に生ずる微小気泡が検出されうる血液プールへと向けられる。微小気泡検出制御器 30 は更に、血管の位置を見つけるのに役立つよう連続波（CW）ドップラを用いた別の動作モードを提供する。送信器

及び受信器 38 は、CWドップラモードではトランスデューサ素子 16c に連続信号を与える。他の実施例では、CWドップラモードでは、更なるトランスデューサ素子 16c を提供する代わりに、2つのトランスデューサ素子 16a 及び 16b のうちの一方が使用されうる。

【0038】

特に、CWドップラ技術は、血管上のトランスデューサ素子 16b のビームの位置を見つけるのを支援するために使用されうる。典型的なドップラ技術は、血管中の血流の速度を測定するよう、超音波を体内へ、及び、目標血管へ送信する。超音波は、動いている赤血球に当たって散乱する。赤血球の動きは、反射された超音波に、ドップラシフトによってシフトされた周波特性を与える。ドップラシフトは、音の速度及び血球の速度に関連する。ドップラシフトは、可聴音として測定され、復調され、提示されうる。ドップラシフトは、血管中の血液の動きを測定し/定量化するのに使用されえ、それにより自然に生ずる微小気泡を検出するために適切な目標血管の位置を見つけるのに役立つ。

10

【0039】

血管の位置を見つけることは、システム 10 が、自然に生ずる微小気泡を検出するための妥当な目標となるのに十分に大きい血液供給を含まない体の組織又は筋肉の領域に呼び掛けするのを防止しうる。例えば、可聴信号を与える CWドップラ技術は、自然に生ずる微小気泡の存在の正確な評価を与えるための重要な血液プールを与える大腿動脈、上腕動脈、又は何らかの他の大血管といった血管の位置を見つけるのに使用されうる。

【0040】

20

図 3 は、本発明による血流中の気泡を検出する方法のフローチャートである。ステップ 60 において、操作者は、トランスデューサ 16 を検査を受けるダイバーの体に音響的に結合させる。ステップ 62 において、システム 10 は、CWドップラモードを有し、ステップ 64 において操作者はダイバーの体の中の所望の血管といった潜函病の検査のための目標となる体の領域の位置を見つけるために CWドップラモードを使用する。特に、ステップ 62 において、CWドップラモードは、所望の血管を決定/位置を見つけるため、及び/又は選択するために、視覚的な信号又は可聴信号といった情報、又は、選択オプションを提供しうる。

【0041】

ステップ 62 において、システム 10 が CWドップラモードを有さないか、操作者が CWドップラモードを既に行っているとき、ステップ 66 において操作者は、視野内の大腿動脈又は膝窩動脈でありうる検査のための体の中の適当な場所の位置を見つけうる。ステップ 66 において、操作者は、体の中の微小気泡の形成及び/又は存在を検出するよう(即ち、潜函病の発現を検出するよう)、システム 10 に検査シーケンスを開始させる。特に、ステップ 66 において、検査シーケンスは、微小気泡検出制御器 30 の制御下で送信器及び受信器 38 を介してステップ 64 又は 66 において選択された目標領域へ超音波信号を送信し目標領域から超音波信号を受信することを交互に又は同時に行う。ステップ 66 において、微小気泡検出制御器 30 は、血流といったダイバーの体の組織中に水中のダイバーによって呼吸された気体(例えば窒素)からなる自由な自然に生ずる微小気泡(要求され/指定される任意の寸法の気泡)が存在するかどうかを判定するよう、体から戻る音響信号を分析するよう、ハードウェア及び/又はソフトウェア中で実施されるように最適化されたUCA検出技術を実行する。

30

40

【0042】

より特定のには、微小気泡検出器 14 が CWドップラモードを提供する場合、ステップ 64 において、操作者は検出器 14 を CWドップラモードにし、次にトランスデューサ素子 16 が CWドップラ技術に従って強い信号を受信し、超音波ビームが血液プール領域に合焦されていることを示しうるまでプローブ 12 の向きを調整しうる。次に、操作者は、検出器 14 を CWドップラ動作モードから造影剤動作モードへ切り換えてもよく、又は、断続的に、検出器 14 は、血液プール領域中に存在する微小気泡の量の推定値を与えるようコントラスト検出モードで動作しうる。

50

【 0 0 4 3 】

ステップ 6 8 において、コントラスト検出モードでは、制御器 3 0 は、パルスの発射、パルスのエコーの受信、ダイバーが水中にいる間に上昇中に気泡を検出するよう最適化されたものを含む水中のダイバーによって呼吸された気体からなる気泡を検出するよう最適化された公知の気泡検出技術のうちのいずれかによるエコーの解析、及び、気泡の存在を表わす信号の決定を制御する。

【 0 0 4 4 】

ステップ 7 0 において、微小気泡検出制御器 3 0 は、体からの受信された音響信号に基づく解析結果を出力する。例えば、気泡の存在は、アラーム（音声又は振動）又は情報の視覚的表示を介して示されうる。更に、気泡の存在は、実施される U C A 検出技術のうちの 1 つによって制御器 3 0 によってステップ 6 8 において決定される気泡対組織信号比に基づいて信頼性スコア / 尺度として示されうる。信頼性スコアは、例えば産業（例えば医療産業）及び / 又は政府規格に従った感度及び / 又は特異性に従った所定の目標閾値に基づくものでありうる。

10

【 0 0 4 5 】

本発明の例としての超音波装置は、2つの指向性圧電トランスデューサ素子 1 6 を介して音響信号を血管へ伝搬し及び血管から受信するトランスデューサ 1 2 と、血管中の自由な自然に生ずる気泡の存在を決定するようトランスデューサ素子 1 6 から音響信号を受信する制御器 3 0 とを有する。特に、血管は大気圧を上回る圧力でありえ、制御器 3 0 は血管の減圧中に血管中に自然に生ずる気泡の存在を決定する。自然に生ずる気泡は大気圧を上回る圧力で（例えば水中で）ダイバーによって呼吸された、例えば窒素気体といった気体からなる。

20

【 0 0 4 6 】

制御器 3 0 は、トランスデューサ素子 1 6 から発せられる超音波ビーム中の血管の配置を容易とするよう C W ドップラ呼び掛けを行う。制御器 3 0 は、自然に生ずる気泡の存在を判定するよう気泡検出技術を行う。特に、制御器 3 0 は、自然に生ずる気泡を検出するよう公知の U C A 検出技術に従って最適化される公知の U C A 検出技術を使用しうる。制御器 3 0 によって使用される U C A 検出技術は、選択的に気泡信号の測定に達し、組織信号を実質的に排除する。かかる U C A 検出技術は、第 2 高調波撮像法、パルス反転撮像法、パワー変調撮像法、又は気泡対組織信号比を改善するために示される任意の他の技術を含みうる。制御器 3 0 は、組織信号に対する気泡信号の比率を測定することに基づいて信頼性の指標を与えうる。

30

【 0 0 4 7 】

本発明によれば、装置 1 0 は、携帯可能に、例えばスーツケース、ノートブック型コンピュータの寸法に構築され、又は、ハンドヘルド式に、例えばボールペンの寸法に構築される。他の実施例では、装置 1 0 は、水中で活動しているダイバーによって連続的に装着されるよう、例えば移動プロセッサ技術を用いて耐水性に且つ小型にされうる。装置 1 0 は、ダイバーの上昇中に気泡が形成されていることに関する可聴、視覚的、又は振動のアラームを与えうる。

【 0 0 4 8 】

本発明の幾つかの実施例について示し説明したが、当業者によれば、特許請求の範囲及びそれらと均等のものにより定義される範囲の本発明の原理及び趣旨を逸脱することなく、実施例の変更がなされることが認識されるであろう。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 9 】

【 図 1 】 本発明による血流中の自然に生ずる気泡を検出するシステムを示す機能ブロック図である。

【 図 2 】 本発明による微小気泡検出器を示す機能ブロック図である。

【 図 3 】 本発明による血流中の気泡を検出する方法を示すフローチャートである。

【図 1】

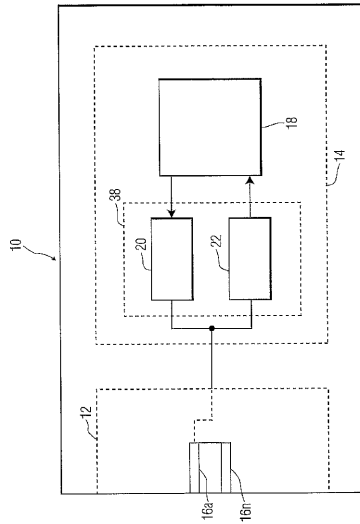


FIG. 1

【図 2】

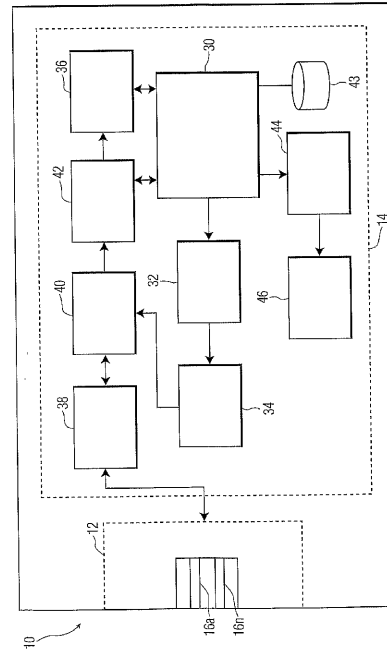
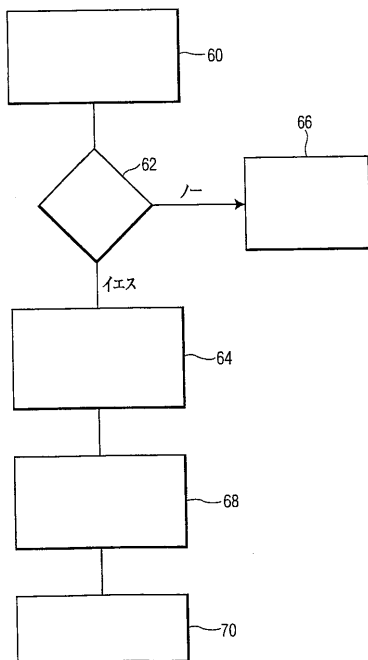


FIG. 2

【図 3】



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Internal Application No. 1
PCT/IB 03/02539

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PALISSON P ET AL: "EVALUATION AUTOMATIQUE DU DEGRE DE BULLES DANS LE SANG: METHODES PARAMETRIQUES. \PARAMETRIC METHODS FOR AUTOMATIC EVALUATION OF BUBBLE GRADE IN BLOOD" TRAITEMENT DU SIGNAL, CENTRALE DES REVUES, MONTRouGE, FR, vol. 9, no. 2, 1992, pages 201-210, XP000309680 ISSN: 0765-0019 section 1.2 "Le signal doppler" section 5. "Conclusion", last sentence	1-5,7, 9-14,20, 21
X	EFTEDAL O ET AL: "DETECTING INTRAVASCULAR GAS BUBBLES IN ULTRASONIC IMAGES" MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, PETER PEREGRINUS LTD. STEVENAGE, GB, vol. 31, no. 6, 1 November 1993 (1993-11-01), pages 627-633, XP000415776 ISSN: 0140-0118 section 1. "Introduction", first sentence page 630, left-hand column, line 11 - 23; right-hand column, line 24 - 31	1,2,5, 8-14,20, 21
X	US 3 622 958 A (TUCKER DAVID GORDON ET AL) 23 November 1971 (1971-11-23) column 2, line 9 - line 24	1,2, 9-12,14, 20,21
A	WO 99 08597 A (LANG PHILIPP; MENDLEIN JOHN D (US)) 25 February 1999 (1999-02-25) page 36, line 1; claim 91	1,2,6,9, 20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB 03/02539

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 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.: 15-19
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Diagnostic method practised on the human or animal body
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 II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 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 fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
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.
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International	Application No.
PCT/JP	03/02539

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 3622958	A	23-11-1971	GB 1268640 A	29-03-1972
WO 9908597	A	25-02-1999	AU 9026098 A	08-03-1999
			AU 9026298 A	08-03-1999
			AU 9109298 A	08-03-1999
			CA 2300817 A1	25-02-1999
			CA 2300843 A1	25-02-1999
			CA 2300845 A1	25-02-1999
			EP 1014857 A1	05-07-2000
			EP 1014858 A1	05-07-2000
			EP 1014859 A1	05-07-2000
			WO 9908596 A1	25-02-1999
			WO 9908597 A1	25-02-1999
			WO 9908598 A1	25-02-1999
			US 2002068871 A1	06-06-2002

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ブロック - フィッシャー , ジョージ エイ

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 0 5 1 0 - 8 0 0 1 ブライアクリフ・マナー ピー・オー
・ボックス 3 0 0 1

Fターム(参考) 4C601 DD03 DE02 DE06 EE16 EE30

专利名称(译)	用于检测隐藏病变疾病的超声波装置		
公开(公告)号	JP2005529673A	公开(公告)日	2005-10-06
申请号	JP2004512607	申请日	2003-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ブロックフィッシャー ジョージ エイ		
发明人	ブロック-フィッシャー, ジョージ エイ		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/4472		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/DE06 4C601/EE16 4C601/EE30		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	10/174316 2002-06-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种换能器，其将声信号传播到正被检查的人的血管，用于其血管高于正常表面气压的病药，并且接收来自血管的声信号和在血管减压期间在血管中自然发生的换能器。以及控制器，用于通过分析来自换能器的接收声信号来确定其存在的确定疾病的发作。

