

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 534032

(P2003 - 534032A)

(43)公表日 平成15年11月18日(2003.11.18)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 18/00		A 6 1 B 8/00	4 C 0 6 0
8/00		8/12	4 C 3 0 1
8/12		17/00 320	4 C 6 0 1
17/00 320		H 0 4 R 17/00 332 B	5 D 0 1 9
H 0 4 R 17/00 332		A 6 1 B 17/36 330	
審査請求 未請求 予備審査請求 (全 46数)			

(21)出願番号 特願2001 - 557454(P2001 - 557454)

(86)(22)出願日 平成13年2月2日(2001.2.2)

(85)翻訳文提出日 平成14年8月9日(2002.8.9)

(86)国際出願番号 PCT/US01/03575

(87)国際公開番号 W001/058337

(87)国際公開日 平成13年8月16日(2001.8.16)

(31)優先権主張番号 09/500,708

(32)優先日 平成12年2月9日(2000.2.9)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 スペンサー テクノロジーズ, インコーポレイテッド

アメリカ合衆国 ワシントン 98122, シアトル, 701 - 16ティーエイチ アベニュー

(72)発明者 メーリング, マーク エイ.

アメリカ合衆国 ワシントン, シアトル, 2エヌディー アベニュー エヌ.ダブリュー. - 11609

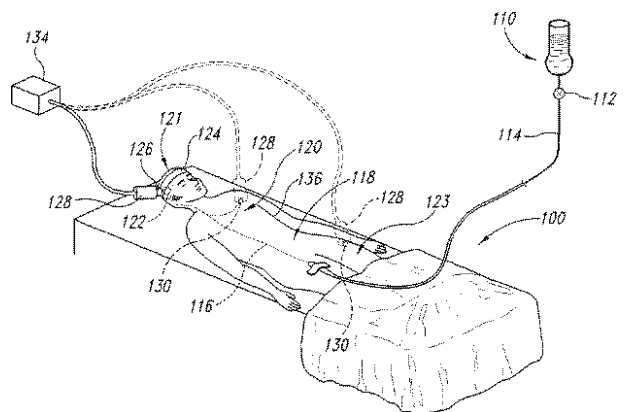
(74)代理人 弁理士 山本 秀策 (外 2 名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 診断用超音波と治療用超音波を合わせて血栓崩壊を増強する方法および装置

(57)【要約】

治療用パルス超音波または持続波超音波を診断用パルス超音波と組み合わせた方法および装置を記載する。治療モードおよび診断モードの両方において、超音波は単一のプローブから血栓症に罹患している患者に照射される。超音波は、診断モードおよび治療モードにおいて同じかまたは異なる周波数範囲を有し得る。治療モードにおけるパルス超音波または持続波超音波は、血栓崩壊剤の崩壊作用を増強する。診断モードにおけるパルス超音波は、血流のモニタリングによる血栓の位置決めを可能にし、治療用パルス超音波を照射するための最適な窓を決定することを可能にし、そしていつ再疎通が起こったかを決定することを可能にする。オペレータがこのデバイスに付き添う場合、画像ディスプレイが診断モードの間に血流の画像表示を提示するように作用する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 血栓症に罹患している患者を処置する方法であって、該方法は、以下：

単一の超音波プローブを該患者の身体表面に近接して位置付ける工程；

診断モードにおいて、該単一のプローブからのパルス超音波を、第1の周波数で第1の期間中、該患者に照射する工程；および

治療モードにおいて、該単一のプローブからの超音波を、第2の周波数で第2の期間中、該患者に照射して、血栓崩壊剤の血栓崩壊作用を増強する工程を含む、方法。

【請求項2】 前記治療モードにおける超音波の照射前に、前記患者内に前記血栓崩壊剤を外部から投与する工程をさらに包含する、請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記血栓崩壊剤を外部から投与する工程をさらに包含し、該血栓崩壊剤が、組織プラスミノゲン活性化因子（ $t-PA$ ）、組換え $t-PA$ （ $r-t-PA$ ）、 $TNK-t-PA$ 、ウロキナーゼまたはストレプトキナーゼを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記血栓崩壊剤が、前記患者中において天然に存在する因子を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項5】 前記治療モードにおいて照射される超音波が、パルス超音波または持続波超音波を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項6】 前記第1の周波数が、前記第2の周波数とは異なる、請求項1に記載の方法。

【請求項7】 前記第1および第2の周波数が、実質的に2MHzの周波数を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項8】 前記第1の周波数が、実質的に2MHzの周波数を含み、そして前記第2の周波数が、実質的に1MHzと3MHzとの間の周波数を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項9】 前記第2の周波数が、200kHz以下の周波数を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項10】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、コンピューターによって制御される、請求項1に記載の方法。

【請求項11】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、同時に生じる、請求項1に記載の方法。

【請求項12】 前記第2の期間が、前記第1の期間よりも長い、請求項1に記載の方法。

【請求項13】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、前記患者の頭部領域に超音波を適用することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項14】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、前記患者の脚部領域に超音波を適用することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項15】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、前記患者の心臓に超音波を適用することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項16】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、前記患者の肺動脈に超音波を適用することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項17】 前記超音波が、水中での $720\text{ mW} / \text{cm}^2$ 未満の低い空間ピーク時間的平均強度を有し、前記診断モードおよび治療モードにおいて前記単一のプローブから照射される、請求項1に記載の方法。

【請求項18】 前記治療モードにおいて超音波を照射する工程が、中大脳動脈で $50\text{ mW} / \text{cm}^2$ 未満の空間ピーク時間的平均強度を有する超音波を照射することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項19】 前記超音波の照射が、実質的に正弦波を有するシグナルを間欠的に発信することを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項20】 前記診断モードおよび治療モードにおける超音波が、間欠的に照射される、請求項1に記載の方法。

【請求項21】 前記診断モードにおいて照射されるパルス超音波よりも広

いビームプロフィールを有する、前記治療モードにおける超音波を照射する工程をさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 2】 血栓症が実質的に減少するまで、前記診断モードおよび治療モードにおける超音波の照射を繰り返す工程をさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】 請求項 1 に記載の方法であって、以下：

前記患者の身体表面上の領域を選択する工程；

該領域内の複数の部分を規定する工程；

前記診断モード中に該部分のうちの第 1 の部分に前記パルス超音波を照射し、そして該第 1 の部分を通る窓を評価する工程；

該第 1 の部分を通る窓が最適な窓でない場合に、該診断モードにおいて該部分のうちの第 2 の部分に該パルス超音波を照射し、そして該第 2 の部分を通る窓を評価する工程であって、該第 2 の部分の少なくとも一部は、該第 1 の部分の少なくとも一部を含む、工程；および

先にパルス超音波を照射した部分が最適な窓を実質的に含まない場合に、最適な窓を実質的に有する部分が位置決めされるまで、該診断モードにおいて別の部分に該パルス超音波を照射することを繰り返す工程をさらに包含する、方法。

【請求項 2 4】 複数の部分を規定する工程が、アレイ中に配列した複数の変換器要素を有する超音波プローブを、前記身体表面に配置することを包含し、該配列は、前記領域に対応する部分を規定する、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】 前記変換器要素の各々が、三角形状であり、そして前記部分が、六角形状である、請求項 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 6】 前記変換器要素の各々が、長方形形状であり、そして前記部分が、多角形状である、請求項 2 4 に記載の方法。

【請求項 2 7】 前記超音波を照射する工程および該照射を繰り返す工程が、コンピューターによって制御される、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 8】 請求項 1 に記載の方法であって、以下：

前記患者の身体表面上の領域を選択する工程；

該領域内の複数の部分を規定する工程；

前記診断モード中に該部分のうちの第 1 の部分に前記パルス超音波を照射し、
そして該第 1 の部分を通る窓を評価する工程；

該第 1 の部分を通る窓が最適な窓でない場合に、該診断モードにおいて該部分のうちの第 2 の部分に該パルス超音波を照射し、そして該第 2 の部分を通る窓を評価する工程であって、該第 2 の部分の少なくとも一部は、該第 1 の部分の少なくとも一部を含む、工程；

先にパルス超音波を照射した部分が最適な窓を実質的に含まない場合に、最適な窓を実質的に有する部分が位置決めされるまで、該診断モードにおいて別の部分に該パルス超音波を照射することを繰り返す工程；および

該最適な窓を実質的に有する部分を通して、前記治療モードにおいて超音波を照射する工程

をさらに包含する、方法。

【請求項 29】 複数の部分を規定する工程が、アレイ中に配列した複数の変換器要素を有する超音波プローブを、前記身体表面に配置することを包含し、該配列は、前記領域に対応する部分を規定する、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 30】 前記変換器要素の各々が、三角形状であり、そして前記部分が、六角形状である、請求項 29 に記載の方法。

【請求項 31】 前記変換器要素の各々が、長方形状であり、そして前記部分が、多角形状である、請求項 29 に記載の方法。

【請求項 32】 前記診断モードにおいて前記パルス超音波を照射する工程、該照射を繰り返す工程、および前記治療モードにおいて超音波を照射する工程が、コンピューターによって制御される、請求項 28 に記載の方法。

【請求項 33】 血栓症に罹患している患者を処置する方法であって、該方法は、以下：

単一の超音波プローブを該患者の身体表面に近接して位置付ける工程であって、該単一のプローブは、診断モードおよび治療モードを有する、工程；

該診断モードにおいて、該単一のプローブからの診断用超音波を、第 1 の周波数で該患者に照射する工程；および

該治療モードにおいて、該単一のプローブからの治療用超音波を、第2の周波数で該患者に照射して、血栓崩壊剤の血栓崩壊作用を増強する工程を包含する、方法。

【請求項34】 前記診断用超音波および治療用超音波が、同時に照射される、請求項33に記載の方法。

【請求項35】 前記治療用超音波が、前記診断用超音波よりも長い期間照射される、請求項33に記載の方法。

【請求項36】 前記診断用および治療用超音波の照射が、間欠的に繰り返される、請求項33に記載の方法。

【請求項37】 請求項33に記載の方法であって、前記単一の超音波プローブを位置付ける工程が、以下：

ヘッドフレームデバイス上に該単一の超音波プローブを取り付ける工程であって、該ヘッドフレームデバイスは、該単一の超音波プローブが該患者の身体表面に対して複数の異なる方向に位置付けられるのを可能にするよう構成された可動性の台を有する、工程；および

該患者の頭部領域に該ヘッドフレームを装着する工程を包含する、方法。

【請求項38】 前記単一の超音波プローブが、第2のクリスタル上に層化された第1のクリスタルを含み、そして前記第1の周波数が、前記診断モードにおいて該第1のクリスタルから照射され、かつ該第2の周波数が、前記治療モードにおいて該第2のクリスタルから照射される、請求項33に記載の方法。

【請求項39】 前記単一の超音波プローブが、内側要素の周辺に環状に配列された外側要素を備え、そして前記第2の周波数が、前記治療モードにおいて該内側要素から照射され、かつ第1の周波数が、前記診断モードにおいて該内側要素および外側要素から照射される、請求項33に記載の方法。

【請求項40】 前記単一の超音波プローブが、アレイ中に配列された複数の変換器要素を備え、該配列が、ある部分を規定する、請求項33に記載の方法。

【請求項41】 前記変換器要素の各々が、三角形状であり、そして前記部

分が、六角形状である、請求項40に記載の方法。

【請求項42】 前記変換器要素の各々が、長方形状であり、そして前記部分が、多角形状である、請求項40に記載の方法。

【請求項43】 前記複数の変換器要素が、128個の変換器要素を含む、請求項40に記載の方法。

【請求項44】 前記診断モードおよび治療モードにおいて超音波を照射する工程が、コンピューターによって制御される、請求項40に記載の方法。

【請求項45】 前記パルス超音波のビーム軸に沿った複数の位置での血流を示す画像情報を提示することによって、血流に関する情報をユーザに提供する工程をさらに包含する、請求項33に記載の方法。

【請求項46】 請求項33に記載の方法であって、以下：

前記パルス超音波のビーム軸に沿った複数の位置での血流を示す、第1の画像情報を提示すること；および

該位置の選択した位置での血流速度を示す、第2の画像情報を提示することによって、血流に関する情報をユーザに提供する工程をさらに包含し、該第1および第2の画像情報は、同時に提示される、方法。

【請求項47】 血栓症に罹患している患者を処置する方法であって、該方法は、以下：

該患者の身体表面上の領域を選択する工程；

アレイ中に配列した複数の変換器要素を有する単一の超音波プローブを該身体表面に配置する工程であって、該配列は、前記領域内の複数の部分を規定する、工程；

診断モード中に該部分のうちの第1の部分に該超音波プローブからパルス超音波を照射し、そして該第1の部分を通る窓を評価する工程；

該第1の部分を通る窓が最適な窓でない場合に、該診断モードにおいて該部分のうちの第2の部分に該パルス超音波を照射し、そして該第2の部分を通る窓を評価する工程であって、該第2の部分の少なくとも一部は、該第1の部分の少なくとも一部を含む、工程；

先にパルス超音波を照射した部分が最適な窓を実質的に含まない場合に、最適

な窓を実質的に有する部分が位置決めされるまで、該診断モードにおいて別の部分に該パルス超音波を照射することを繰り返す工程；および

該単一の超音波プローブから該最適な窓を実質的に有する部分を通して、前記治療モードにおいて超音波を照射する工程を包含する、方法。

【請求項 48】 前記治療モードで照射された超音波が、パルス超音波または持続波超音波を含む、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 49】 前記変換器要素の各々が、三角形状であり、そして前記部分が六角形状である、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 50】 前記変換器要素の各々が長方形形状であり、そして前記部分が多角形状である、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 51】 前記パルス超音波を診断モードで照射する工程が、前記治療モードで照射される超音波の周波数と異なる周波数でパルス超音波を照射する工程を包含する、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 52】 前記治療モードでの超音波が、前記診断モードのパルス超音波と同時に照射される、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 53】 前記診断モードでパルス超音波を照射する工程、該照射を繰り返す工程、および前記治療モードで超音波を照射する工程が、コンピュータにより制御される、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 54】 血栓崩壊剤を前記患者に投与する工程、および前記治療モードにおいて該血栓崩壊剤の血栓崩壊作用を増強する工程をさらに包含する、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 55】 前記第 1 の部分を通して前記窓を評価する工程が、前記パルス超音波のビーム軸に沿った複数の位置における血流を示す画像情報を提示することにより、ユーザに血流に関する情報を提供する工程を包含する、請求項 47 に記載の方法。

【請求項 56】 前記第 1 の部分を通して前記窓を評価する工程が、以下：
前記パルス超音波のビーム軸に沿った複数の位置における血流を示す第 1 の画像情報を提示すること；および

該位置のうちの選択された1つにおける血流速度を示す第2の画像情報を提示することであって、該第1の画像情報および該第2の画像情報が同時に提示されること、
により血流に関するユーザに情報を提供する工程を包含する、請求項47に記載の方法。

【請求項57】 前記超音波が、前記診断モードおよび前記治療モードで単一プローブから照射され、 720 W/cm^2 未満の低い空間ピーク時間的平均強度を有する、請求項47に記載の方法。

【請求項58】 前記診断モードおよび前記治療モードで超音波を照射する工程が、前記患者の頭蓋領域に超音波を適用する工程を包含する、請求項47に記載の方法。

【請求項59】 前記診断モードおよび前記治療モードで超音波を照射する工程が、前記患者の脚部領域に超音波を適用する工程を包含する、請求項47に記載の方法。

【請求項60】 前記診断モードおよび前記治療モードで超音波を照射する工程が、前記患者の心臓に超音波を適用する工程を包含する、請求項47に記載の方法。

【請求項61】 前記診断モードおよび前記治療モードで超音波を照射する工程が、前記患者の肺動脈に超音波を適用する工程を包含する、請求項47に記載の方法。

【請求項62】 前記治療モードで超音波を照射する工程が、中大脳動脈において 50 mW/cm^2 未満の空間ピーク時間的平均強度を有するパルス超音波を照射する工程を包含する、請求項47に記載の方法。

【請求項63】 血栓症に罹患している患者を処置するための装置であって、該装置は、以下：

診断モードのパルス超音波、および治療モードの超音波を発信するように構成される単一の超音波プローブであって、該超音波が、該診断モードのパルス超音波の特性と異なる、治療モードにおける特性を有する、単一の超音波プローブ；
ならびに

該単一の超音波プローブを該診断モードと治療モードとの間で切換え、かつ該診断モードの間に該単一超音波プローブにより戻される超音波ドップラー信号を処理するように構成される、コントローラ、
を備える、装置。

【請求項 6 4】 患者の頭部に着用されるように構成され、かつその上に前記単一超音波プローブが装着される可動性台を有するヘッドフレームデバイスをさらに備え、該可動性台が、該単一超音波プローブを該患者の体表面に対して複数の異なる方向に位置付けることを可能にするように構成される、請求項 6 3 に記載の装置。

【請求項 6 5】 前記単一の超音波プローブが、2 つの変換器要素を備える、請求項 6 3 に記載の装置。

【請求項 6 6】 前記 2 つの変換器要素が、それぞれ第 1 のクリスタルおよび第 2 のクリスタルを備え、該第 1 のクリスタルは該第 2 のクリスタル上に載せられ、そして前記単一の超音波プローブが、前記診断モードで該第 1 のクリスタルから第 1 の周波数を発信し、かつ前記治療モードで該第 2 のクリスタルから該第 1 の周波数と異なる第 2 の周波数を発信するように構成される、請求項 6 5 に記載の装置。

【請求項 6 7】 前記 2 つの変換器要素が、外側要素および内側要素を備え、該外側要素が、該内側要素上に環状に配置され、そして前記単一の超音波プローブが、前記治療モードで該内側要素から超音波を発信し、かつ前記診断モードで該内側要素および該外側要素から前記パルス超音波を発信するように構成される、請求項 6 5 に記載の装置。

【請求項 6 8】 前記単一の超音波プローブが、アレイ中に配列した複数の変換器要素を備え、該配列が部分を規定する、請求項 6 3 に記載の装置。

【請求項 6 9】 前記変換器要素の各々が、三角形状であり、そして前記部分が六角形状である、請求項 6 8 に記載の装置。

【請求項 7 0】 前記変換器要素の各々が、長方形形状であり、そして前記部分が多角形状である、請求項 6 8 に記載の装置。

【請求項 7 1】 前記複数の変換器要素が、128 個の変換器要素を備える

、請求項68に記載の装置。

【請求項72】 前記コントローラに応答し、かつ前記単一の超音波プローブに連結される、画像ディスプレイをさらに備える、請求項63に記載の装置であって、該画像ディスプレイは、血流が検出される超音波ビーム軸に沿った複数の位置を示すように構成される血液ロケータディスプレイを有し、該血液ロケータディスプレイが、前記ドップラー信号に基づいて前記診断モードの間の該複数の位置を示すように、該コントローラに応答する、装置。

【請求項73】 前記画像ディスプレイが、以下：

前記複数の位置のうちの選択された1つを同定するための位置指示器；および
該選択された位置において検出される血流速度を時間の関数として示すためのスペクトログラム、
をさらに備える、請求項72に記載の装置。

【請求項74】 前記コントローラが、前記単一の超音波プローブを駆動して、前記治療モードおよび前記診断モードの両方において、実質的に2MHzの周波数でパルス超音波を発信するように構成される、請求項63に記載の装置。

【請求項75】 前記コントローラが、前記単一の超音波プローブを駆動して、前記治療モードにおいてパルス超音波または持続波超音波を発信するように構成される、請求項63に記載の装置。

【請求項76】 前記コントローラが、前記単一の超音波プローブを駆動して、前記治療モードにおいてパルス超音波または持続波超音波を、前記診断モードにおけるパルス超音波を発信する期間よりも長い期間の間発信するように構成される、請求項63に記載の装置。

【請求項77】 前記コントローラが、前記単一超音波プローブを駆動して、前記治療モードおよび前記診断モードにおいて同時に超音波を発信するように構成される、請求項63に記載の装置。

【請求項78】 前記単一の超音波プローブが、前記診断モードにおけるパルス超音波のビームプロファイルよりも広いビームプロファイルで、前記治療モードにおいてパルス超音波または持続波超音波を発信するように構成される、請求項63に記載の装置。

【請求項 79】 コンピュータ読み取り可能媒体であって、該媒体の内容が、以下：

診断モードの間および治療モードの間の単一のプローブによる超音波の発信を制御すること；

該診断モードの間にパルス超音波のビーム軸に沿った複数の位置における血流を決定すること；および

該血流に従って治療モードにおいて超音波を発信するための最適の窓を位置付けること、

により、

該治療モードの間に超音波を用いる患者の処置を制御し、かつ該診断モードの間に該超音波ビーム軸に沿ったドップラー超音波信号を処理することにより検出される血流に関する情報を提供するように、コンピュータシステムを設定する、コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 80】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、前記血流を示す画像情報を提示すること、および該提示された画像情報を使用して、前記治療モードにおける超音波を発信するための最適の窓を位置付けることにより、前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 79 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 81】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、前記診断モードにおける前記パルス超音波の周波数と異なる周波数で前記治療モードにおける超音波を発信するように前記単一の超音波プローブを制御することにより、前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 79 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 82】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、前記診断モードにおける前記パルス超音波の期間よりも長い期間の間前記治療モードにおける超音波を発信するように前記単一の超音波プローブを制御することにより、前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 79 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 83】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、前記治療モ

ードおよび前記診断モードにおいて同時に超音波を発信するように前記単一の超音波プローブを制御することにより、前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 79 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 84】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、以下：

前記単一の超音波プローブからの前記パルス超音波を、前記診断モードの間に前記患者の体表面上に領域を規定する複数の部分のうちの第 1 の部分に照射し、そして該第 1 の部分を通る窓を評価すること；

該第 1 の部分を通る窓が最適な窓ではない場合、該診断モードにおける該単一の超音波プローブからの該パルス超音波を該部分のうちの第 2 の部分へ照射し、そして該第 2 の部分を通る窓を評価することであって、該第 2 の部分の少なくとも一部が該第 1 の部分の少なくとも一部を含む；および

パルス超音波で先に照射された部分が最適な窓を実質的に含まない場合、該最適な窓を実質的に有する部分が位置付けられるまで、別の部分への該診断モードにおける該単一の超音波プローブから該パルス超音波の照射を繰り返すこと、により、処置を制御しかつ情報を提供するように前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 79 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 85】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、前記治療モードにおいて前記単一の超音波プローブから最適な窓を実質的に有する部分を通して超音波を照射することにより、前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 84 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 86】 前記コンピュータ読み取り可能媒体の内容が、前記治療モードにおいてパルス超音波または持続波超音波のいずれかを発信することにより、前記コンピュータシステムをさらに設定する、請求項 79 に記載のコンピュータ読み取り可能媒体。

【発明の詳細な説明】**【0001】****（技術分野）**

本発明は、一般的に、医療の診断的および治療的な手順およびデバイスに関し、より詳細には、血栓崩壊を促進する診断的超音波を治療的超音波と組合わせた、超音波方法および超音波装置に関する。

【0002】**（発明の背景）**

心血管系、特に動脈、静脈および心臓における血栓症は、多くの病気（例えば、発作、心臓発作、跛行、深静脈血栓症、および肺動脈塞栓症）を引き起こす。詳細には、発作は、その犠牲者および社会全体のクオリティ・オブ・ライフを明らかに損なわせる。経済的な関係では、発作の総費用は、年々、数10億ドルに達する。直接的な費用としては、病院および個人病院での滞在、医師および保健専門家による処置、薬物、ならびに家庭での医療費用および他の医療耐久財に関連する費用が挙げられる。間接的な費用としては、病的状態に起因する失われた生産性および大量死に起因する失われた生産性から生じる費用が挙げられる。40歳以上のアメリカ人の1995年のデータによって、入院中および医師の費用の平均は、発作に関して11,010ドルおよび一過性脳虚血発作（TIA）に関して4,940ドルであったことが示された。

【0003】

発作を理解し回避するための過去60年間における技術進歩としては、血管造影法、頸動脈疾患の大脳梗塞との関係、頸動脈動脈血管内膜切除手術、補てつ心臓弁、診断的物理療法としてのドプラ超音波、凝固を回避するためのアスピリンの使用、異なる診断のためのコンピュータ連動断層撮影（CT）スキャン、経頭蓋ドプラー（TCD）、および動脈病変を処置するためのステントが挙げられる。1995年以前の多くの主要な進歩はいずれも、発作の開始においてその発作のための直接的な治療範囲ではなかった。1995年まで、血栓崩壊剤（例えば、組織プラスミノゲン活性化因子（t-PA））の投与を含む技術が、神経学的損傷を減少する際に効果があることは示されていなかった。

【0004】

2つの一般的な発作の型がある。塞栓性閉塞は、一般的に、全発作のうちの80%の原因であり、そしてその処置は、脳内出血（ICH）の処置と著しく異なる。塞栓性発作の起源は、いくつかの種類におおまかに分けられる：潰瘍化頸動脈斑または大動脈斑を含む種々の供給源から移動させられた血栓、心臓起源の血栓、および静脈系由来の奇異起源の血栓。

【0005】

発作の最初の診断は、塞栓性発作とICH発作との間を区別するため、および虚血性傷害を有する組織の容積を決定するために、放射線画像技術（例えば、CTまたは磁気共鳴画像法（MRI））を必要とする。一般的に、発作の患者は、ICHが除外される場合、血栓崩壊治療の候補であり、そしてCTまたはMRIによって、虚血性変化は第3の中大脳動脈（MCA）領域を越えず、血圧は正常かまたは制御可能であり、そして診断は発症の3時間以内になされることが、決定され。しかし、これらの状況下でのt-PA治療の広範な採用は、起こっていない。なぜなら、米国の病院は、発作患者の緊急の処置を強調していないからであり、そして発作における緊急の医療介入の必要性に関する公の認知が、高くないからである。さらに、ICHの10倍増加した危険性に起因して（たとえこの危険性が死亡率における全体の増加と関連していなくても）、t-PA治療を避けている。全体的に、t-PA治療に適格の発作患者のうちの約2%のみが、この治療を受けている。

【0006】

超音波は、大脳血行力学を評価するための診断的物理療法として利用可能であるが、そして近年の研究によって非経頭蓋適用のための治療的物理療法として超音波が、t-PAの存在下で使用される場合に凝固溶解を促進し得ることが示されたが、発作の初期段階の間に大脳の血流をモニターするために超音波を使用すること、および発作の犠牲者を処置するために超音波を使用することは、標準的な慣行ではない。使用しないことの1つの原因は、現在市場に出ているかつ臨床使用の設備を用いてTCD信号を獲得および解釈するために必要とされる技術のレベルが高いことに起因する。この技術レベルは、一般的に、病院の緊急治療室

において利用可能ではない。傷病者の優先順位づけおよびモニタリングにおけるTCD性能の正しい認識もまた、欠けている。例えば、血栓崩壊治療が灌流を再確立する（例えば、血管を通した血流）の時点を決断するための超音波モニタリングの使用が、完全に認識されていないからである。

【0007】

超音波の使用の欠如に関する別の理由は、既存の装置が、診断的／モニタリング超音波も治療的超音波も両方とも、簡便に発信し得ないことである。超音波は、血栓症と関連する病気の診断に対して広範であり、そしてこの診断的物理療法および新規治療的物理療法を実行するデバイスは、臨床用途があるデバイスである。すなわち、標準的な超音波装置は、所定の周波数範囲での診断的／モニタリング超音波の発信に関して単に設計されているだけであり、そして激烈に異なる周波数範囲、適用時間の長さ、ビームプロフィール／適用範囲、または出力レベルを必要とし得る治療適用に簡単に切り替えることができない。従って、緊急治療室の人員によって操作され得、そして簡単に解釈される診断的血流情報を示す超音波設備に対する必要性があるだけではなく、治療的に発作患者（および他の型の血栓症を患う個体）を処置するために同時に使用され得る超音波装置に対する必要性がある。

【0008】

（発明の要旨）

本発明の1つの局面に従って血栓症を患う患者を同時に処置およびモニタリングする方法は、患者の体表面に最も近接して単一超音波プローブを配置する工程、および診断モードの間に、この単一プローブ由来のパルス超音波を、第1の期間わたって第1の周波数で患者に施す工程を包含する。この方法はまた、治療モードの間に、この単一プローブ由来の超音波を第1の期間よりも大きく第2の期間にわたって第2の周波数でこの患者に施し、血栓崩壊剤の血栓崩壊作用を増強する工程を包含する。この方法はまた、診断的超音波および治療的超音波の同時の適用を可能にする（ただし、診断受信機が診断超音波エコーを治療超音波エコーと区別し得る場合）。

【0009】

本発明の別の局面に従って超音波を用いて血栓症を患う患者を処置する方法は、この患者の体表面上の領域を選択する工程、およびこの領域内で複数の部分を規定する工程を包含する。この方法は、診断モードの間に、単一超音波プローブ由来のパルス超音波をこの部分の第1の部分に施す工程、およびこの第1の部分を通じて窓を評価する工程を包含する。第1の部分を通じて窓が最適な窓でない場合、この方法はさらに、この単一超音波プローブを再配置する工程、および診断モードにおいて、この部分の第2の部分にパルス超音波を施す工程、およびこの第2の部分を通じて窓を評価する工程（この第2の部分の少なくとも一部は第1の部分の少なくとも一部を含む）を包含する。次いでこの方法は、診断モードにおいて、パルス超音波を用いて施された前の部分が実質的に最適な窓を含まない場合に、実質的に最適な窓を有する部分が配置されるまで、パルス超音波を別の部分に施す工程を反復し、次いで、治療モードにおいて、この実質的に最適な窓を有する部分を通じて単一超音波プローブ由来の超音波を施す。

【0010】

本発明のなお別の局面は、血栓崩壊剤の血栓崩壊作用を強化することによって、超音波を用いて血栓症に罹患する患者を処置するための装置を提供する。この装置は、治療モードにおけるパルス超音波または連続的な波状超音波、ならびに診断モードにおけるパルス超音波の両方を発信するように構成された単一の超音波プローブを含み、この超音波は、診断モードにおけるパルス超音波の特徴とは異なる治療モードにおける特徴を有する。制御装置は、診断モードと治療モードとの間の単一の超音波プローブを切り換えるように、そして、診断モードの間に単一の超音波プローブによって回復した超音波ドップラー信号を処理するように、構成される。図解表示は、制御装置に応答性であり、そして、単一の超音波プローブに連結される。図解表示は、血流が検出される超音波ビーム軸に沿った多数の位置を示すために構成された血液ロケータ表示を有する。この血液ロケータ表示は、制御装置に応答性であり、ドップラー信号に基づいた診断モードの間に多数の位置を示す。

【0011】

（例示された実施形態の詳細な説明）

本発明の実施形態は、ドップラー超音波方法およびデバイスを提供し、このデバイスは、大脳の血液の流れの速度をモニターし、同時に血栓崩壊剤（例えば、t - P Aまたはウロキナーゼ）の溶解効果を強化する。これらの実施形態は、病院の緊急サービスと関連して特に有用である。経頭蓋適用に関して、本発明の実施形態は、脳卒中の初期段階の間の大脳の血液の流れのリアルタイム検出のために存在するTCDモードを提供する。本発明の実施形態は、一般に、経頭蓋適用の状況において、本明細書中に記載されるが、本発明は、この特定の適用に制限されない。本発明の原理のいくつかまたは全部が、血栓症によって影響された患者の心臓成分および心臓血管系の他の成分（例えば、心臓、肺動脈および脚の深部静脈）に適用され得ることが理解される。

【0012】

特定の詳細が、本発明の十分な理解を提供するために開示される。しかし、本発明は、これらの具体的な詳細なしで実施され得ることが当業者に明らかである。他の例において、周知の回路、コントロール信号、タイミングプロトコール、およびソフトウェア操作は示されていないが、または発明を不必要にわかりにくくすることを避けるために、詳細に記載される。

【0013】

（患者の処置）

最初に図1を参照すると、本発明の実施形態に従う、診断用超音波と治療用超音波を組み合わせるための方法および/または装置100が示される。血栓崩壊剤（例えば、t - P A、組換えt - P Aまたはrt - P A、TNK t - P A、ウロキナーゼ、またはストレプトキナーゼ）を有するバイアル110が、弁112およびカテーテル114を通して患者に投与される。このカテーテル114は、患者の身体118内の血管116に血栓崩壊剤を注射、導入、または送達する。血栓崩壊剤は、カテーテル114を通して身体118に導入されるように、図1に示されるが、血栓崩壊剤は、任意の従来の方法（例えば、皮下組織針を介する方法を含む）で、血栓症の近位に注射され得るが、超音波は、血栓の部位に送達される。

【0014】

図1に例示されるように、血管116は、例えば、患者が発作を被った場合、頭蓋領域121に位置した血栓122へ血栓溶解剤を運ぶ。この方法および装置100の別の適用において、頭蓋領域に位置する血栓を処置するために頭蓋領域120の付近に血管116が血栓溶解剤を運ぶように、カテーテル114は、身体118の中に配置され得る。同様に、血栓溶解剤は、患者の脚の深部血管において血栓を処置するために、身体118の脚部領域123に投与され得る。

【0015】

身体118に対する血栓溶解剤の投与後、超音波プローブ128は血栓が存在する患者の身体118の領域の近位に配置される。例えば、図1は、血栓をそれぞれの領域（例えば、心臓または肺動脈）において照射するために頭蓋領域120付近に配置されたプローブ128を示す。あるいは、プローブ128は、その領域で血栓を照射するために身体118の脚領域123付近に配置されてもよい。図1はさらに頭蓋領域121付近に配置されたプローブ128を例示する。特定の実施形態において、患者への超音波の経頭蓋投与の間、ヘッドフレーム124は、患者の頭蓋領域121にわたって適合される。ヘッドフレーム124は、構造化された装着アタッチメント126を備え、適当な位置に超音波変換器またはプローブ128を保持する。以前に言及したように、血栓が存在し得る身体118の他の領域の近位に、血栓溶解剤がまた投与され、そして超音波プローブ128が配置され得る。

【0016】

プローブ128は、チップ130を備え、超音波が身体表面136を通して、経皮的に付与されることを可能にする。プローブ128の特定の構造的詳細および関連する操作特徴は、以下にさらに詳細に記載される。プローブ128は、数ミリワット～数ワットにわたる調節可能な出力を有し得るドライバー134に連結される。このドライバー134およびプローブ128は、超音波が100%の負荷サイクル（例えば、持続波）で発信されるように操作され得るか、または種々の負荷サイクル（例えば、3%～80%の負荷サイクルなど）でパルス操作され得る。本発明の実施形態は、パルス波または持続波の診断超音波およびパルス波または持続波の治療超音波を提供する。パルス診断超音波およびパルス治療超

音波が、この特定の実施形態において考慮されるが、当業者は、持続波が代わりに用いられ得ることを理解する。以下に記載の実施形態の「診断的」なモードでは、パルス超音波は、目的の血流の容易な空間的識別を可能にするという、持続波を上回る利点を提供する。パルス超音波の診断的利点は以下に詳述する。

【0017】

図1は、血栓溶解剤がバイアル110から外因的に投与されることを示すが、外因的な血栓溶解剤を投与することなく、本発明の実施形態を実施することがまた可能である。このような実施形態は、ヒトの身体が体液中に自然発生的な血栓を含むという事実を考慮する。天然に存在する血栓の濃度は、外的な血栓溶解剤が付与される場合に得られた濃度よりも低い。本発明の実施形態はなお、天然に存在する血栓溶解剤の血栓溶解作用を増強する治療用超音波を使用し得る。

【0018】

(超音波プローブおよび対応する超音波ビーム)

図2は、患者に2つの異なる超音波周波数を付与するために用いられ得る、プローブ128の実施形態を示す。図2に示されるプローブ128の実施形態を用いて、血流をモニターする診断モードの間、約2MHzの超音波周波数を発信し、そして血栓溶解剤の血栓溶解作用を増強する治療モードの間、200kHzの超音波周波数を発信する。

【0019】

プローブ128は2つの変換器要素、すなわち、2MHzクリスタル210および200kHzクリスタル212を備える。誘電性層214がクリスタル210および212を隔てる。プローブ128はさらに減衰層216およびポッティング層218を備える。この減衰層216およびポッティング層218は、プローブ128のドライバー末端に配置されている。マッチング層220はプローブ128の患者側端に配置されている。

【0020】

従って、図2に示されるプローブ128の実施形態は「二重周波数スタック (dual frequency stack)」構成であり、ここでは、クリスタル210は、2MHz近傍の帯域範囲を有する変換器として機能する。クリスタル212は、200kHz近傍の帯域範囲を有する変換器として機能する。

タル212はクリスタル210のすぐ後ろにあり、200kHz近傍の帯域範囲を有する変換器として機能する。2MHzおよび200kHzに加えて他の周波数対が、異なる周波数範囲のクリスタルを有するプローブ128を選択することによって発信され得る。例えば、100kHzおよび2MHzの周波数対、または1MHzおよび2MHzの周波数対が発信され得る。さらに、ドライバー134の周波数出力を調節することによって、異なる周波数対が、発信され得、この結果クリスタル210および212の出力周波数は、それらのそれぞれの2MHzおよび200kHzの設計周波数とはわずかに異なる。従って、180kHzおよび2MHzの周波数対が発信され得る。

【0021】

クリスタル210および212は直径が13mmであり得るが、超音波ビーム222および224の所望の焦点直径によって、他の直径（お互いに等しい必要はない）が使用され得る。図2で示されるプローブ128は、本明細書に記載される診断および治療の超音波適用のためにカスタムメイドされ、そしてLebanon, IndianaのEtalon, Incから入手可能である。さらに、プローブ128スタックの種々の要素210～220のインピーダンス（電気抵抗）は、出力発信を最大にし、かつ要素間の損失を最小にするように、適合するインピーダンスで設計され得る。

【0022】

上記のように、図2に示されるプローブ128は、異なる周波数および形状を有する2つの超音波ビーム222および224を生じ得る。低い周波数を有する治療ビーム222は、クリスタル212から発信される。高い周波数を有する診断ビーム224は、クリスタル210から発信される。この診断ビーム224は、診断ビーム224の横方向の空間的分解能を最適化するために、この2つのビームのうち狭い焦点またはビーム形状を有する。治療ビーム222は、血栓症の近傍におけるこのビームの有効な照射領域を最大にするために、より広い焦点を有する。

【0023】

プローブ128の代替の実施形態は、図3に示される。この実施形態は、治療

ビームおよび診断ビーム222および224をそれぞれ生じ、この両方は、2MHz（または他の周波数）の同じ周波数を有する。プローブ128は、13mmの外径を有する環状トランスデューサ要素312によって囲まれた直径7mmのピストントランスデューサ要素310へと環状に配列された、2つのトランスデューサ要素を含む。この同心性の形状は、プローブ128の両方の要素（例えば、ピストン310および環312）への発射（fire）、および診断ビーム2224を使用して血流の診断測定を行う場合の両方の要素での受容を可能にする。治療ビーム222が2MHzで発信される場合に、ピストン310のみが発射される。このピストン310は、治療モードの間に単一の要素として活性化される場合に、より広い治療ビーム222を発信する。診断モードの間にピストン310および環312の両方が活性化される場合、一体化した2つの要素は、より狭い診断ビーム224を発信する。

【0024】

要約すると、図2におけるプローブ128の実施形態は、2つの周波数体制で作動し得、異なるプロファイルを有する2つの超音波ビームを発信する。図3に示されるプローブ128の代替の実施形態について、診断用途および治療用途の両方のために、このプローブ128によって同じ周波数が発信されるが、このプローブ128の構成は、超音波ビーム222および224がまた2つの異なる形状を有することを可能にする。以下に記載されるように、プローブ128の両方の実施形態によって発信される超音波ビーム222および224の周波数、サイクル数、強度、衝撃係数、および得られる時間的ピーク強度は、身体の特定の場所における血栓溶解を増大するためのパラメータの最適なセットを容易にするために変化し得る。

【0025】

（治療超音波の照射）

本発明の実施形態は、血栓溶解剤の溶解効果を増大するために、治療超音波を照射する。超音波が、t-PAのような血栓溶解剤の存在下で血栓溶解を潜在的に増大し得る3つの機構は、以下である：「キャビテーション」（負の圧力を介する気泡の形成、これは、次々に局在的な流体の運動を引き起こし得る）、「流

動 (streaming) 」および「微小流動 (microstreaming) 」 (伝播する超音波エネルギーの、組織内の流体運動への転換)、ならびにフィブリン構造の可逆的变化。後者の機構は、フィブリンのマトリックス流動抵抗を減少し、そしてt - PAに対するフィブリンの結合部位を増加する。この治療超音波の周波数は、これらの異なる根本的な機構について異なり得る。

【0026】

本発明の実施形態の特徴は、より高い周波数の治療超音波 (例えば、2 MHz) が、血栓溶解を増大するために効率的に使用され得るということである。これは、低周波数の使用を提唱する従来のアプローチとは正反対である。本発明における治療超音波は、診断超音波と交互の時間で照射される。この治療時間は、一般に長く (~ 1 分)、その後、治療の進行をモニターするために、診断超音波が短時間 (~ 4 秒) 使用される。

【0027】

さらに、パルス超音波が、低い出力レベル (例えば、 $50 \text{ mW} / \text{cm}^2$ 以下の平均強度) で、キャビテーションまたは有意な流動を誘導しないと推定される強度レベルおよびモードで、インビボで行われる。低い出力レベルの使用はまた、インビトロで高出力での持続波超音波を調査し、そして経頭蓋モニタリングおよび同じプローブからの処置を利用しない低周波数の文献報告とは対照的である。本発明の実施形態についての空間ピーク時間的平均 (spatial peak temporal average) 超音波強度レベルは、産業で協定された診断レベルが $720 \text{ mW} / \text{cm}^2$ を超えないことを固守する (これは、水中でなされたレベルを下げた (derated) 測定である)。この水中でレベルを下げた強度を有する超音波ビームは、超音波の中大脳動脈への適用においてはるかに低い強度を有することが理解される。この低い強度レベルは、脳組織を介する減衰損失に加えて、側頭骨で生じる反射および減衰損失に起因する。2 MHz で $40 \text{ dB} / \text{cm}$ の骨の減衰、2 MHz で $0.5 \text{ dB} / \text{cm}$ の脳組織の減衰、ならびに想定される 3 mm の骨の厚みおよび 5 cm の脳組織を使用する未発達の算出は、得られる強度が $50 \text{ mW} / \text{cm}^2$ 未満であることを示した。

【0028】

(診断超音波の照射)

本発明の実施形態は、2MHzの診断超音波が、治療超音波と同時に照射されることを可能にする。本発明の実施形態の診断モードは、血流のDoppler超音波モニタリング(例えば、同時係属中の米国特許出願番号09/190,402、1998年11月11日出願のタイトル「DOPPLER ULTRASOUND METHOD AND APPARATUS FOR MONITORING BLOOD FLOW」(現在係属中であり、そして参考として援用される)に詳細に記載されるもの)と関連して、情報表示を提供する。

【0029】

図4は、本発明の1つの局面に従うドップラー超音波情報のディスプレイモード600の第1の実施形態を示す模式図である。このディスプレイモード600は、プローブ128を向けることと関連して用いられる。このディスプレイモード600において、2つの異なる超音波ディスプレイのうちの1つまたは両方がユーザーに提供される。深度モードディスプレイ602は、時間の関数(水平軸)として超音波ビーム軸(垂直軸)に沿って種々の深度で、超音波プローブ128から離れる血流およびこのプローブに向かう血流を色をつけて示す。

【0030】

深度モードディスプレイ602は、色をつけた領域604および606を含む。各領域は、赤色または青色いずれかの色がつけてある。ここで、赤色はプローブ128に向かう流れを示し、青色は、プローブから離れる流れを示す。この色をつけた領域は、一樣の色ではなく、色の彩度は、反射ドップラー超音波シグナルの検出強度の関数として変化する。

【0031】

ディスプレイモード600は、提示された分光写真608を含み得る。図6は、特徴的な収縮 - 拡張パターンを示す速度包絡線(velocity envelope)を示す。深度モードディスプレイ602と同様に、分光写真608は、速度包絡線内のデータ点(示さず)を含み、この速度包絡線は、反射超音波シグナルの検出強度の関数として強度が変化する際に色がつく。分光写真608が適用される特定のサンプル容積は、深度インジケータまたはポイント609に

より深度モードディスプレイ602において示される深度である。このようにして、超音波装置100のユーザーは、特定の深度を従来どおり見て選択して、この深度で分光写真608を測定する。深度モードディスプレイ602は、容易かつ簡便に適切な深度の範囲に関する情報を提供し、この深度で意味のある分光写真が得られ得る。

【0032】

上記のように、領域604および606の色の彩度は、反射超音波シグナルの検出強度の関数として変化し得る。フィルタリング技術（例えば、クラッターフィルタリング）もまた、強いが低速度であり得るシグナルと関連する（例えば、組織運動に起因する）か、または低出力のシグナルと関連する（例えば、ノイズに起因する）擬似情報の提示を避けるために利用され得る。

【0033】

深度モードディスプレイ602の実施形態により、シグナル強度の関数として色の彩度マッピングを用い、さらにプローブ128に向かう流方向またはこのプローブから離れる流方向に従って赤色または青色に色がつけられるが、当業者は、検出速度の関数として色の彩度が代わりに用いられ得ることを理解する。当業者はまた、シグナル振幅の関数としてのみまたは速度の関数としてのみ色の彩度を変化させる代わりに、有利には、シグナル振幅および速度の両方の関数として色の彩度を変化させ得るか、またはいくつかの他のデータ提示を用い得る。

【0034】

特に示された深度モードディスプレイ602は、1つの十分に規定された赤色領域604、および1つの十分に規定された青色領域606の単純化したディスプレイを示す。当業者は、色をつけた領域の数および特徴がプローブ128の配置および方向に依存して変化することを理解する。実際、特徴的な深度モードディスプレイのカatalogは、特に所望の血管が実際に位置しているか否かをユーザーが決定することを補助するために提供され得る。一旦ユーザーが所望の血管について特徴的な深度モードディスプレイを見出すと、ユーザーは、分光写真608を測定する深度を簡便に決定し得る。

【0035】

ディスプレイモード600は、ユーザーが超音波プローブ12を、例えば、頭蓋（または頭部領域121）を通じて超音波窓に隣接して、迅速に配置することを可能にする。その結果、頭蓋血流が検出され得る。この手順は、図9および10を参照して以下に記載される。シグナル振幅の色をつけた提示を用いると、この目的に関しては特に有利である。なぜなら、強いシグナルは良好なプローブ位置および方向の指標であるからである。すなわち、診断ビーム224は、色の彩度が血流量および血流速度とともに増加するにつれて十分に向けられているからである。この増加は、一般規則として、診断ビームが血流に集中している場合に生じる。

【0036】

図5は、ディスプレイモード700の第2の代替的实施形態を示す。このディスプレイモード700は、図6の頭部領域121の解剖学的模式図とともに見られる。このディスプレイモード700は、頭部領域121（例えば、発作（stroke）に罹患した患者）の血流を見る場合に特定の有用性を有するが、図4に示される実施形態もまた用いられ得る。ディスプレイモード600とは異なり、ディスプレイモード700は、深度モードディスプレイ602を含むのみで、分光写真608は有さない。深度モードディスプレイ602の範囲を拡げてディスプレイ全体を埋め、分光写真608（これは、深度モードディスプレイより、理解するために優れた技術を必要とする）を排除することにより、超音波についての専門知識を習得していない救急治療室職員が中大脳循環を観察するための単純化したユーザーインターフェイスを提供する。

【0037】

中大脳循環における複数の血管の同時観察は、ディスプレイモード700により可能である。例えば、図6において、診断ビーム224の軸と整列した3つの血管がある：右中大脳動脈（RMCA）、右前大脳動脈（RACA）、および左前大脳動脈（LACA）。図5は、図4のディスプレイモード600に示した領域604および606に類似した3つの領域710、712、および714を示す。この領域710、712、および714は、それぞれ、診断ビーム224のビーム軸に沿った種々の深度におけるRMCA、RACA、およびLACAにお

ける血流を示す。例えば、領域710は、ポイント609に沿って集中させた50mmゲート深度でのRMCAにおける血流を示す。領域604および606と同様に、領域710、712、および714は、シグナル強度、血流速度、この両方の組み合わせ、またはいくつかの他のデータの表示を示すために彩度が変化した赤色または青色を有する。

【0038】

従って、色のm - モードドップラーは、一度に1つの深度ではなく、ユーザーがビーム軸に沿った全ての深度で血流を同時に見ることを可能にする。シングルゲートドップラー機器を越えるこの利点は、側頭骨（ここを介して血流が観察され得る）を介して窓を位置決めするための時間を短縮する。さらに、血流（シングルゲートドップラーの間違ったゲート深度設定に起因して見失う可能性がある）を、ディスプレイモード700により見失うことはない。さらに、m - モードは、梗塞した血管を位置決めするために有用であり、この血管で、梗塞した血管を取り囲む領域におけるわずかなシグナルが認識される

（組み合わせた診断的および治療的超音波のためのシステム）

図7は、本発明の実施形態に従う超音波システム910を示す機能的ブロック図である。超音波システム910は、図4および5に関連して上に示した種々のディスプレイモード600および700を一体化平面パネルディスプレイ912上にまたはディスプレイインターフェイスコネクタ914を介して他の所望のディスプレイフォーマット上に生成する。ドップラー超音波システム910のシグナル処理コアは、診断パルスドップラー回路916および治療パルサー回路918である。診断モードの間に、診断パルスドップラー回路916のみが作動する。治療モードの間に、診断パルサードップラー回路916および治療パルサー回路918の両方が同時に作動し得る。ドップラープローブ128は、診断パルサードップラー916および治療パルサー回路918に連結される。診断パルスドップラーおよび治療パルサー回路916および918の両方を設けることにより、超音波システム910は、2つの別々のモード（例えば、診断モードおよび治療モード）の間で切り換えられ得る。診断パルスドップラー回路916は、プローブ128により検出された超音波シグナルを受信し、以下により詳細に記載さ

れるように、シグナルおよびデータ処理操作を行う。次いで、データは、多目的ホストコンピュータ924に送られ、この多目的ホストコンピュータ924は、データ格納およびディスプレイを提供する。適切なホストコンピュータ924は、ディスプレイ、キーボード、内部ハードディスク、および外部格納コントローラを有する200MHzペンティアム（登録商標）プロセッサベースのシステムであるが、種々の適切に適合されたコンピュータシステムのいずれも用いられ得る。この実施形態は、診断超音波および治療超音波の交互適用を利用するが、当業者はまた、診断レシーバーが治療超音波反射から診断超音波反射を区別し得るならば、本発明がまた診断超音波および治療超音波の同時適用を用いて実施され得ることを理解する。

【0039】

超音波システム910はまた、オーディオスピーカー926を介して、そして格納または代替の媒体を介しての出力のためのオーディオライン928を介して、ドップラーオーディオ出力信号を提供する。超音波システム910はまた、ユーザによる可聴情報入力を受信のための、マイクロホン930を備える。次いで、この情報は、外部格納またはボイスライン932を介しての再生のために、出力され得る。ユーザは、主としてホストコンピュータ924に接続されたキーボードまたは他の遠隔入力制御ユニット934を介して、超音波システム910とインターフェースする。

【0040】

先に記載したように、超音波システム910の操作は、上記のような作業（例えば、診断および治療超音波の照射の制御）を実行するようホストコンピュータ924をプログラムすることによって、自動的に実行され得る。以下でさらに詳細に説明されるように、一列に並んだ複数の変換器要素を有するプローブ128が、治療超音波のための最適なプローブ位置を位置決めするために使用され得る。ホストコンピュータ924は、このようなプローブを利用するように、適切なパターン認識ソフトウェアを用いてプログラムされ得る。超音波を照射するために最適な窓の位置を決定した後に、ホストコンピュータ924は、治療モードに切り替わり、そして治療超音波を照射する。超音波システム910の自動操作の

ための、ホストコンピュータ 924 のさらなるプログラミングは、当該分野において周知である。

【0041】

図 8 は、診断パルスドップラー回路および治療パルサー回路（本明細書中以下において、「組み合わせパルサー回路」916 ともまた称される）の詳細を特に示す。図 8 はまた、マイクロホン 930、スピーカー 926、ならびにオーディオ出力ライン 928 および 932（これらの作動は、診断パルスドップラー回路 916 によって制御される）を介して、超音波システム 910 へまたは超音波システム 910 からのオーディオ情報の入力および出力を考慮した詳細を示す。

【0042】

プローブ 128 の入力 / 出力段階において、マスターパルスドップラー回路 916 は、タイミングおよび制御回路 1012 の制御下で作動する発信 / 受信切替回路 1010 を備える。診断パルスドップラー回路 916 および治療パルサー回路 918 による作動の特定のタイミングは、診断パルスドップラー回路 916 のタイミングおよび制御回路 1012 によって制御される。

【0043】

タイミングおよび制御回路 1012 はまた、診断モードの間にプローブ 128 にパルス超音波診断ビーム 224 を放出させる、出力駆動信号を提供する診断発信回路 1014（マスターカード上）の作動を制御する。タイミングおよび制御回路 1012 は、さらに、治療モードの間に出力駆動信号を提供してプローブ 128 にパルス超音波治療ビーム 222 を放出させる、治療発信回路 1014 の作動を制御する。タイミングおよび制御回路 176 は、さらに、受信器回路 1020 を介して発信 / 受信スイッチ 1010 に接続される、アナログデジタル変換器回路 1018 を制御する。回路 1010 ~ 1020 の機能および作動は、当業者に周知であり、本明細書中にさらに記載する必要はない。

【0044】

診断パルスドップラー回路 916 の主要な信号処理機能は、4 つのデジタル信号プロセッサ P1 ~ P4 によって実行される。P1 は、前端にあり、そしてアナログデジタル変換器回路 1018 およびデータバッファまたは先入れ先出し（F

I F O) 回路 1 0 2 2 を介して、デジタル化された変換器データを受信器回路 1 0 2 0 から受信する。P 4 は、後端にあり、そして最終表示準備のようなより高レベルの作業を実行する。P 1 に対する適切なデジタル信号プロセッサは、T e x a s I n s t r u m e n t s T M S 3 2 0 L C 5 4 9 整数プロセッサであり、そして P 2 ~ P 4 に対する適切なデジタル信号プロセッサは、T e x a s I n s t r u m e n t s T M S 3 2 0 C 3 1 浮動小数点プロセッサであるが、他のデジタル信号処理回路が使用されて、本発明の実施形態に従って、実質的に同じ機能を実行し得る。

【 0 0 4 5 】

受信された超音波信号は、最初にデジタル信号プロセッサ P 1 によって処理され、次いでデジタル信号プロセッサ P 2、P 3、および P 4 の信号処理パイプラインに通される。上で示した同時係属中の米国特許出願番号 0 9 / 1 9 0 , 4 0 2 にさらに詳細に記載されるように、デジタル信号プロセッサ P 1 は、受信されたデジタルデータから横軸ベクトルを構成し、フィルタリング操作を実施し、そして 6 4 の異なる距離ゲート位置に関連するドップラーシフト信号を出力する。デジタル信号プロセッサ P 2 は、全てのゲート深さにおいて、クラッター相殺を実行する。デジタル信号プロセッサ P 3 は、種々の計算（自己相関、フェーズ、およびパワーの計算を含む）を実行する。P 3 はまた、ステレオオーディオ出力のための横軸データの準備を提供する。デジタル信号プロセッサ P 4 は、スペクトル図の表示に関する計算の大部分を実行し、そしてまた表示モード 6 0 0 または 7 0 0 の準備に関連する最終計算を準備する。

【 0 0 4 6 】

デジタル信号プロセッサ P 1 ~ P 4 の各々は、ホストバス 1 0 2 4 を介してホストコンピュータ 9 2 4（例えば、図 7 を参照のこと）に接続され、そして対応する F I F O 1 0 2 6 (1) ~ 1 0 2 6 (4) のようなデータバッファ回路構造を制御する。このバッファ回路構造は、デジタル信号プロセッサ P 1 ~ P 4 の開始およびプログラムローディング、ならびにデジタル信号プロセッサ P 1 ~ P 4 とホストコンピュータ 9 2 4 との間の他の作動的通信を可能にする。デジタル信号プロセッサ P 1 ~ P 4 の各々は、関連する高速メモリまたは S R A M 1 0 2 8

(1) ~ 1028(4) に接続され、これらのメモリは、関連する信号プロセッサのためのプログラムおよびデータメモリとして機能する。デジタル信号プロセッサP1が十分な内部メモリを有する場合には、外部プログラムおよびデータメモリSRAM1028(1)が提供される必要はない。1つのデジタル信号プロセッサから次のものへのデータの発信は、介在データバッファまたはFIFO回路構造1030(2) ~ 1030(4)によって提供される。デジタル信号プロセッサP4によって処理された超音波データは、デュアルポートSRAM1032のようなデータバッファ回路構造を介して、ホストコンピュータ924に提供される。

【0047】

図8において、診断パルスドップラー回路916のデジタル信号プロセッサP4はまた、マイクロホン930(これは、増幅器1036に接続され得る)を介するオーディオ入力を処理し、そしてスピーカー926およびオーディオ出力ライン928、932へのオーディオ出力信号の提供を制御する。P4は、オーディオ制御回路1034(これは、診断パルスドップラー回路916および治療パルサー回路918の両方から、オーディオ信号を受信する)の作動を制御することによって、オーディオ出力信号を制御する。

【0048】

上記のように、図8に示す回路は、2つの別個のカード(例えば、マスターカードおよびスレーブカード)に埋包され得るが、図示を簡単にするために、図8においては組み合わされている。2つの別個のカードが使用される場合には、マスターカードは、治療発信回路1016を除いて、図8に示される実質的に全ての要素を有する。その代わりに、スレーブカードは、治療発信回路1016(これは、マスターカード上のタイミングおよび制御回路1012からタイミングおよび制御情報を受信する)を有し、そしてそれ自体が、ホストバス1024を介してホストコンピュータ924に接続される。

【0049】

操作において、診断パルスドップラー回路916は、診断モードの間にイネーブルされて、診断ビーム224を発信し、次いで、血流情報を処理し、そして表

示する。治療パルサー回路 918 は、診断モードの間にはイネーブルされない。タイミングおよび制御回路 1012 は、診断モードと治療モードとの間で交互に超音波システム 910 を切り替えるよう作動可能であり、その結果、診断パルスドップラー回路 916 と治療パルサー回路 918 との両方が、治療モードの間にイネーブルされ得る。治療モードにおいて、タイミングおよび制御回路 1012 は、治療ビーム 222 を発信するために、治療発信回路 1016 の作動を制御する。

【0050】

(側頭部 (temporal) 窓の配置および照準)

図 9 は、増強した血栓溶解のために診断的超音波および治療的超音波を組み合わせるためのプローブ 128 の別の実施形態を例示する。この実施形態のために、診断的周波数および治療的周波数は、同一である。使用者に、図 2 および 3 に関して上で記載したように、2 個の変換器要素から構成される単一プローブの再配置するのではなく、側頭部の骨領域を実質的に覆うアレイに配置された複数の変換器要素 1112 から選択することによる側頭部窓を配置するための能力が与えられる。図 9 において、六角形の領域 1110 は、変換器の全表面として規定されている。領域 1110 は、これらの頂点を横切る、128 個の等辺の三角形から構成される。各三角形は、変換器要素 1112 である。この 128 個の三角形の変換器要素 1112 は、数 128 の二進法を理由として領域 1110 のために選択され、得られた大きな六角形の領域は、ヒトの側頭部の骨領域の良好な適用範囲を維持する。しかし、領域 1110 は、全体のサイズを減少または増加させることによるか、または基礎の等辺の三角形単位を変化させることによって、任意の数の三角形要素 1112 を有し得ると理解される。変換器要素 1112 の制御は、タイミングおよび制御機能ブロック 1012 ならびに発信 / 受容スイッチ 1010 を介して達成される。制御するために 2 個の変換器要素の代わりに、図 2 および 3 に例示されるプローブのように、本実施例の 128 要素を制御するため、そして 6 個の六角形グループを利用するために複数の等辺の要素が存在する。

【0051】

6個の変換器要素のグループ（例えば、三角形37～39および55～57）は、診断的ビーム224が最初に発光される、六角形領域1116を形成する。この等辺要素1112の側部の長さは、六角形領域1116の頂点の間の距離が約11mmであるように選択される。六角形領域1116の11mmの「幅」は、11mmの同様の直径を有する円形プローブ128と適合性である。六角形領域の他のサイズは、所定の周波数に対して異なるビーム幅を達成するために選択され得る。

【0052】

11mmの幅を有する六角形領域1116に関して、六角形領域1110の高さは、約38mmである。六角形領域1110の水平方向の上側部および下側部は、約33mmの長さを有し、そして診断的側部は、約22mmの長さを有する。

【0053】

操作において、六角形領域1116から発光される診断ビームは、六角形領域1116の中心点1118を含む軸を有する。得られた、この軸に沿った血流のドップラー画像は、例えば、上に記載したディスプレイモード700に示される。この画像が、不十分な側頭部窓を示して不十分である場合、点1118から発せられる診断ビームは、中心点1118に隣接する新しい点（例えば、点1120）から向けられるように再配置される。点1120から診断ビームを発光することによって、新しい六角形領域1122を規定する三角形要素39-41および57-59が、ここで、活性化する。

【0054】

隣接点1120にビーム軸を再配置することの利点は、六角形領域1122が、前の六角形領域1116から三角形要素39および57を含むか、または覆うことである。活性的な三角形要素を覆い、続いて、一方の隣接する点から別の点に診断的ビームを向けることによって、この頭蓋領域121に、最良の側頭部窓を見出すために診断的ビームを用いて徹底的に与え得る。あるいは、隣接する六角形領域の三角形を覆うことにより、ドップラー画像間に空隙が存在する「ピケットフェンス（picket fence）」効果が避けられる。一旦、この最

良の側頭部窓が配置されると、同一の六角形領域から発信される。

【0055】

プローブ128の別の実施形態は、図10に例示されている。この実施形態は、三角形要素1112が六角形領域1110に配置され、複数の変換器要素が、多角形領域1210に配置される以外は、図9に例示されるプローブに類似しており、配列の各々は、変換器要素1212を示す。この四角形要素1212は、複数の点1214で共に連結されている。診断的ビームは、四角形領域1216から照射され、活性化平方要素30-31および43-44によって規定され、そして点1218の周りに中心を置く。以前のように、次いで、この診断ビームは、隣接点1220に続いて再配置され、例えば、この超音波ビームは、四角形領域1222の四角形要素31-32および44-45から発光される。この四角形要素31および44は、最初の四角形領域1216で重複領域を形成する。

【0056】

図9および10に示されるプローブ128の実施形態は、さらに、関連する放射要素を電氣的にフェーズすることによって、特定の点1118または1218から発出するビームを進める能力を含む。このビームを進めることにより、血流およびビーム中心(1118または1218)が変換器の表面に対して垂直な軸に必ずしも存在するわけではないという事実を受け入れる。このような超音波ビームを進める方法は、当業者に周知であり、より詳細な説明は、簡潔にする目的で省略した。

【0057】

ホストコンピュータ924をプログラミングして、図9および10に例示されるプローブ128を使用して、上記の手順で実施し得る。このような様式で超音波システムを自動化することによって、有用な結果が、超音波に関する専門家でない者によって得られ得る。上記のように、ホストコンピュータは、従来のパターンの認識ソフトウェアを用いてプログラミングされ得、得られた血流ドップラー画像を解釈し、そして最適の側頭部窓を決定し得る。最適な窓を配置した後に、ホストコンピュータ924により、治療モードのパルス超音波を与える。超音波システムの自動化は、経頭蓋適用において治療的超音波および診断的超音波を

与えることに関して記載されるが、コンピュータ制御超音波システムが、心臓および他の生理学的システムに適用され得ることは明らかである。

【0058】

本発明の例示の実施形態の上の記載は、徹底的であること、および上記の正確な形態に本発明を限定することを意図しない。本発明の特定の実施形態および実施例は、例示の目的のために本明細書中に記載され、当業者に理解されるように、種々の均等物の改変体は、本発明の範囲内である。例えば、特定の周波数が、発明の詳細な説明わたって同定されるが、発明の実施形態は、他の周波数を使用することで実施し得る。さらに、組み合わせた診断的超音波および治療的超音波の効果を決定する種々のパラメータは、患者によって変化し得る。従って、治療ビーム222の所定の周波数は、ある患者に対して、別の患者に対してよりもより有効であることが可能である。

【0059】

これらの改変および他の改変がまた、この詳細な説明に照らし合わせて成され得る。従って、本発明は、開示によって限定されず、代わりに、本発明の範囲は、特許請求の範囲の構築された理論に従って解釈されるべく、以下の特許請求の範囲によって全体として決定されるべきである。図面において、同様の参照番号は、同様の要素または工程を参照する。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明の原理に従って、診断用超音波と治療用超音波とを組み合わせる、装置および方法の実施形態の等角図である。

【図2】

図2は、図1の装置において使用される超音波プローブの第1の実施形態を示す図である。

【図3】

図3は、図1の装置において使用され得る超音波プローブの第2の実施形態の図である。

【図4】

図 4 は、本発明の実施形態に従うドップラー超音波システム表示モードを示す図表である。

【図 5】

図 5 は、本発明の実施形態に従うドップラー超音波システム表示モードの代替的な実施形態を示す図表である。

【図 6】

図 6 は、患者の頭蓋領域の解剖図である。

【図 7】

図 7 は、本発明の実施形態に従うドップラー超音波システムを示す機能的なブロック図である。

【図 8】

図 8 は、図 9 のドップラー超音波システムに含まれる回路機構を処理するパルスドップラー信号の具体的な詳細を示す機能的なブロック図である。

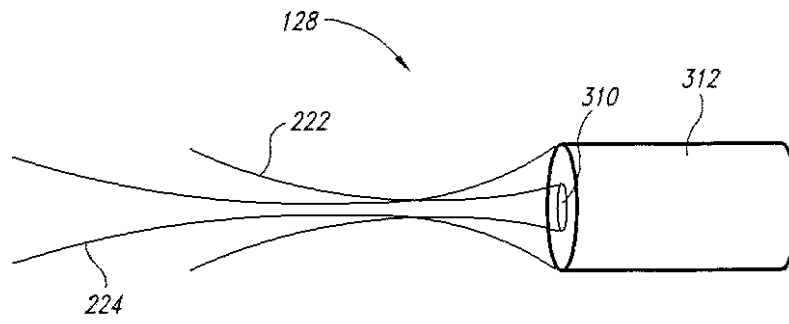
【図 9】

図 9 は、図 1 の装置において使用され得る超音波プローブの第 3 の実施形態の概略図である。

【図 1 0】

図 1 0 は、図 1 の装置において使用され得る超音波プローブの第 4 の実施形態の概略図である。

【図3】

*Fig. 3*

【図4】

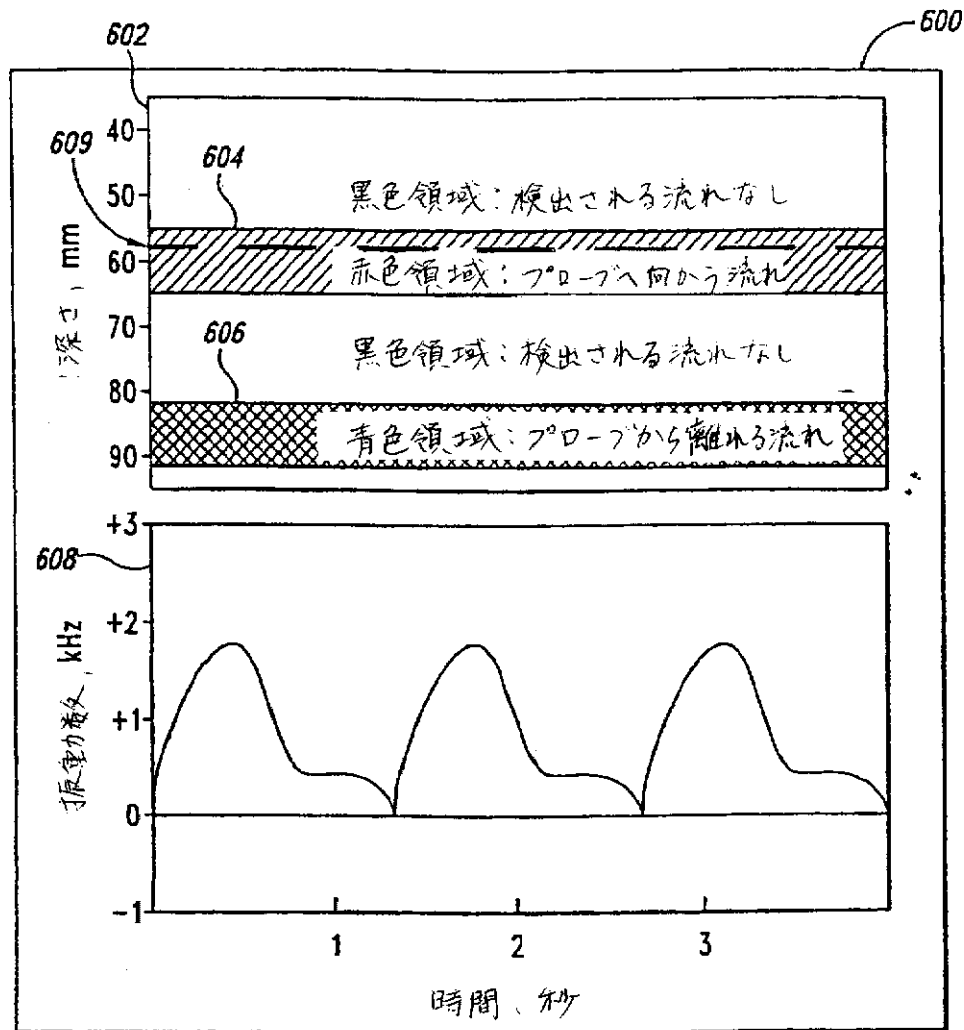


Fig. 4

【図5】

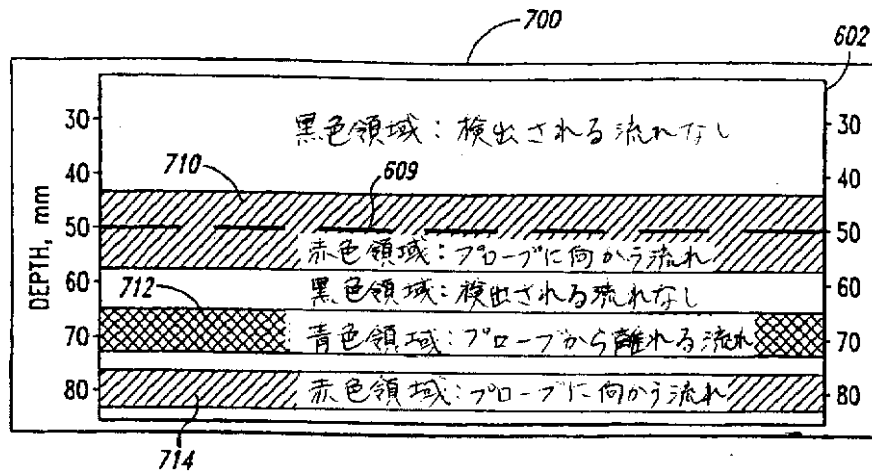


Fig. 5

【図6】

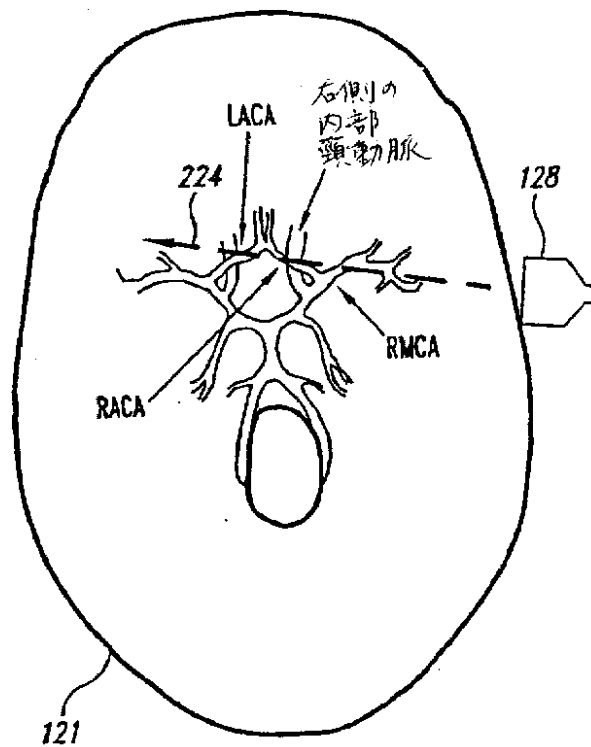


Fig. 6

【図7】

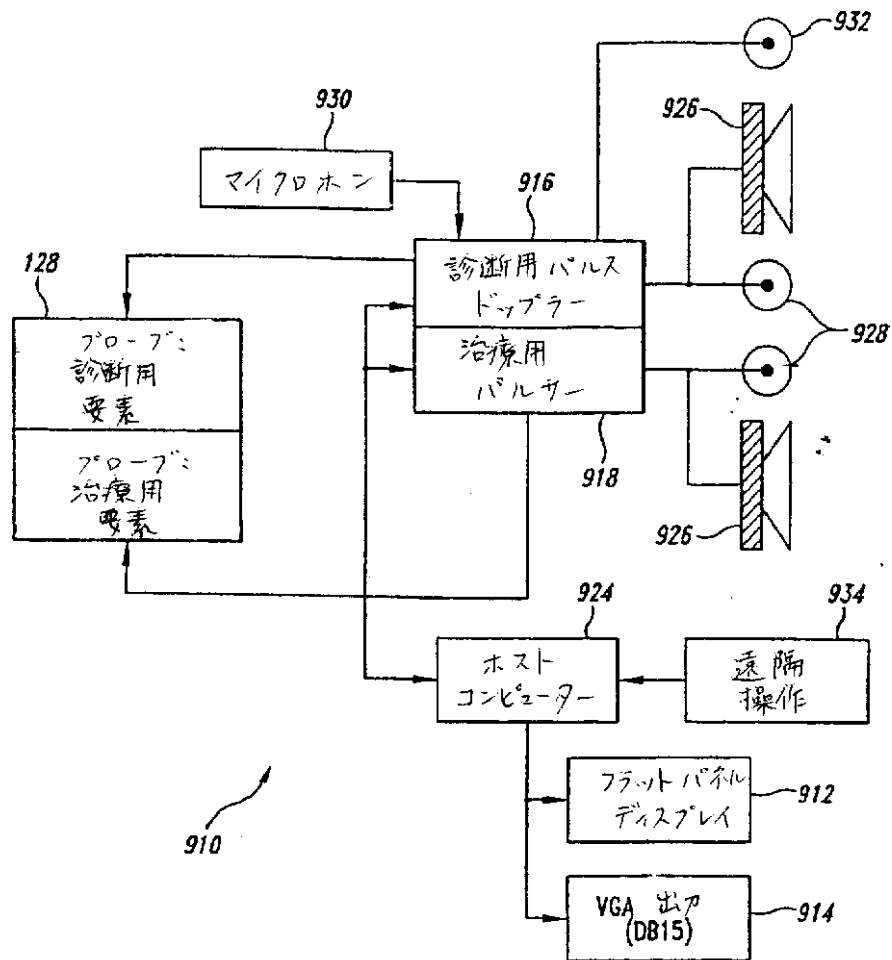


Fig. 7

【図8】

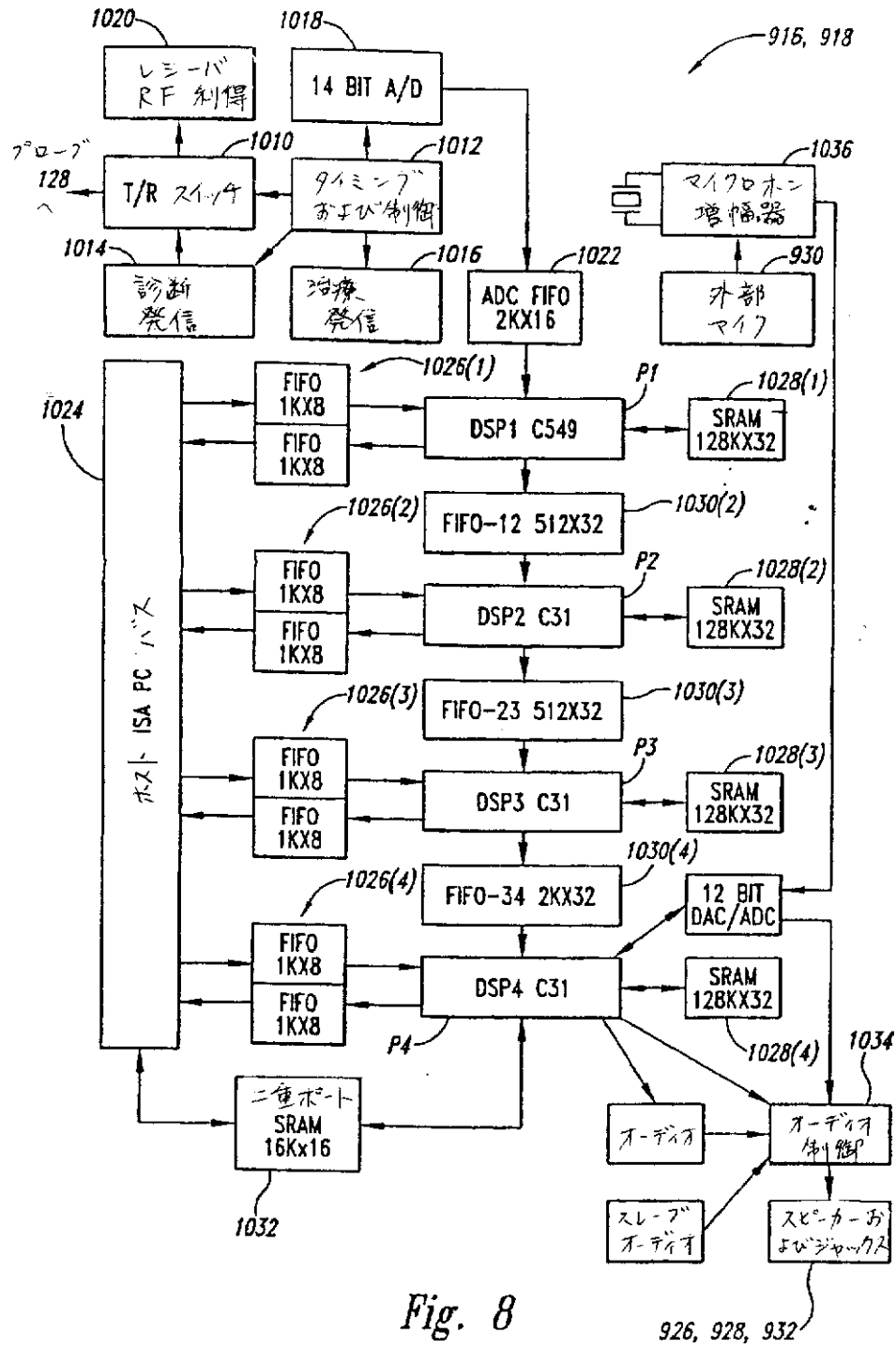


Fig. 8

926, 928, 932

【図9】

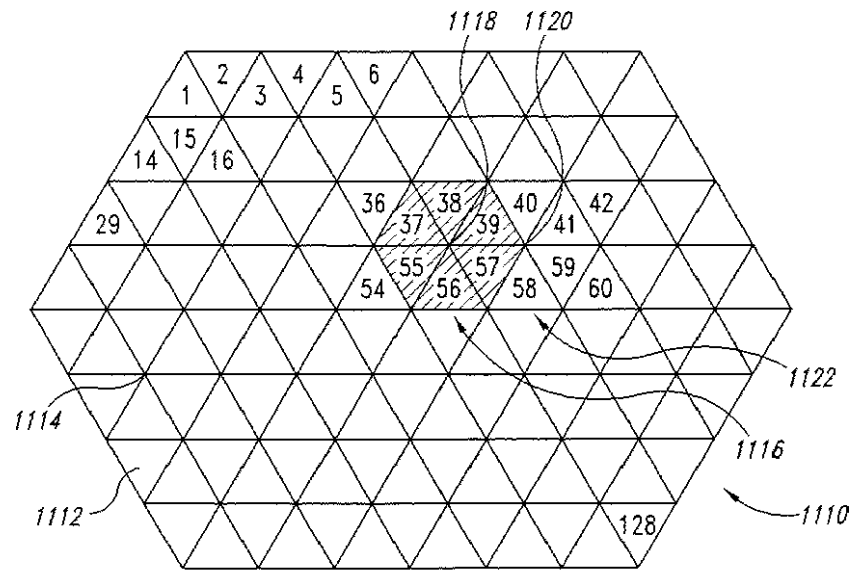


Fig. 9

【図10】

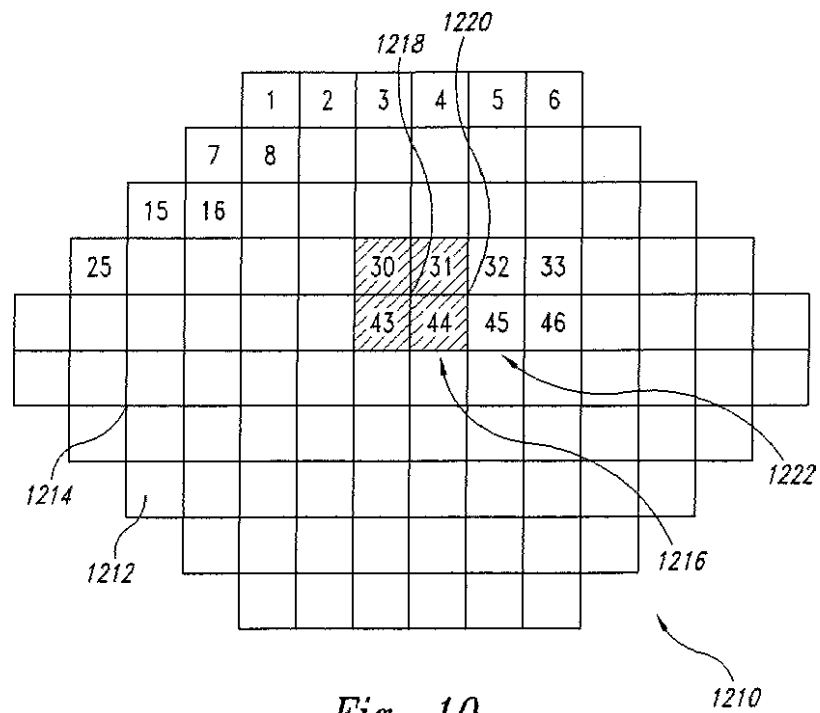


Fig. 10

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US01/03575

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(7) : A61B 8/00

US CL : 600/639, 454, 459, 601/2, 604/22

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)

U.S. : 600/639, 454, 459, 601/2, 604/22

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
NONEElectronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
NONE

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X ---	US 5,307,816 A (HASHIMOTO et al.) 03 May 1994, see entire document.	33, 35, 36, 38, 40, 45, 46
Y		1-22, 34, 37, 41-44, 63-65, 66, 68-83, 86
Y	US 5,720,287 A (CHAPELON et al.) 24 February 1998, see figure 8.	10, 44, 63-65, 68, 72, 73, 75, 76, 79, 80, 82, 86
Y	US 5,961,456 A (GILDENBERG) 05 October 1999, see entire document.	37, 64
Y	US 5,558,092 A (UNGER et al.) 24 September 1996, see figure 6, column 14, lines 3-9.	7, 10, 17, 18, 44, 63-65, 68, 72-76, 79, 80, 82, 86
Y	US 5,509,896 A (CARTER) 23 April 1996, see entire document.	7, 64, 74

☒ 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 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

28 January 2002 (28.01.2002)

Date of mailing of the international search report

13 FEB 2002

Name and mailing address of the ISA/US

Commissioner of Patents and Trademarks

Box PCT

Washington, D.C. 20531

Facsimile No. (703)305-3230

Authorized officer

RUTH S. SMITH

Telephone No. (703) 308-0858

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US01/03575

C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4,622,978 A (MATSUO et al.) 18 November 1986, see entire document.	1-5, 7, 10, 12-22, 63-65, 68, 72-76, 79, 80, 82, 86 17-18
Y	US 5,509,413 A (AKAMA et al.) 23 April 1996, see column 1, lines 16-19.	
Y, P	US 6,102,860 A (MOONEY) 15 August 2000, see column 5, lines 42-48.	41-43, 69-71

フロントページの続き

(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, 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, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72)発明者 ヴァ, アルヌ エイチ.
アメリカ合衆国 ワシントン 98107,
シアトル, エヌ.ダブリュー. 69ティ
ーエイチ ストリート 2836

(72)発明者 スペンサー, メリル ピー.
アメリカ合衆国 ワシントン 98105,
シアトル, エヌ.イー. ローレルクレ
スト レーン 5219

Fターム(参考) 4C060 JJ25 JJ27 MM25
4C301 DD01 DD07 DD30 FF09 FF21
GD06
4C601 DD03 DD15 DD30 FE03 FF11
GA17 GA19 GA21
5D019 BB03 BB17 FF04

专利名称(译)	通过组合诊断超声和治疗超声来增强血栓溶解的方法和设备		
公开(公告)号	JP2003534032A	公开(公告)日	2003-11-18
申请号	JP2001557454	申请日	2001-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	斯潘塞Technologies公司		
申请(专利权)人(译)	斯潘塞Technologies公司		
[标]发明人	メーリングマークエイ ヴァアルヌエイチ スペンサーメルルピー		
发明人	メーリング, マーク エイ. ヴァ, アルヌ エイチ. スペンサー, メリル ピー.		
IPC分类号	A61B17/00 A61B8/00 A61B8/06 A61B8/12 A61B17/22 A61B18/00 A61B19/00 A61N7/00 H04R17/00		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/06 A61B8/0816 A61B8/0833 A61B8/463 A61B8/481 A61B17/22004 A61B17/2256 A61B2090/378 A61N7/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61B17/00.320 H04R17/00.332.B A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/MM25 4C301/DD01 4C301/DD07 4C301/DD30 4C301/FF09 4C301/FF21 4C301/GD06 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD30 4C601/FE03 4C601/FF11 4C601/GA17 4C601/GA19 4C601/GA21 5D019/BB03 5D019/BB17 5D019/FF04		
优先权	09/500708 2000-02-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

描述了将治疗性脉冲或连续波超声与诊断性脉冲超声结合的方法和设备。在治疗和诊断模式下，都将超声从单个探头传递给有血栓形成的患者。在诊断和治疗模式下，超声波可以具有相同或不同的频率范围。治疗模式下的脉冲或连续波超声可增强溶栓剂的崩解作用。诊断模式下的脉冲超声可通过监视血流来进行血栓定位，可确定输送治疗性脉冲超声的最佳窗口，并确定何时进行再通。能够做到。当操作员陪同该设备时，图像显示的作用是在诊断模式期间呈现血流的图像显示。

