

特表2003 - 530941

(P2003 - 530941A)

(43)公表日 平成15年10月21日(2003.10.21)

(51) Int.CI <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
// B 0 6 B 1/06		B 0 6 B 1/06	Z 4 C 6 0 1 5 D 1 0 7

審査請求 未請求 予備審査請求(全 27数)

(21)出願番号 特願2001 - 577846(P2001 - 577846)  
 (86)(22)出願日 平成13年4月12日(2001.4.12)  
 (85)翻訳文提出日 平成13年12月26日(2001.12.26)  
 (86)国際出願番号 PCT/EP01/04182  
 (87)国際公開番号 WO01/080742  
 (87)国際公開日 平成13年11月1日(2001.11.1)  
 (31)優先権主張番号 00401153.2  
 (32)優先日 平成12年4月26日(2000.4.26)  
 (33)優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(71)出願人 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴイ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 S ELECTRONICS N.V.  
 オランダ国 5621 ベーアー アンドー  
 フェン フルーネヴァウツウェッハ 1  
 (72)発明者 ボンフ, オディル  
 オランダ国, 5656 アーアー アンドーフ  
 エン, プロフ・ホルストラーン 6  
 (74)代理人 弁理士 伊東 忠彦

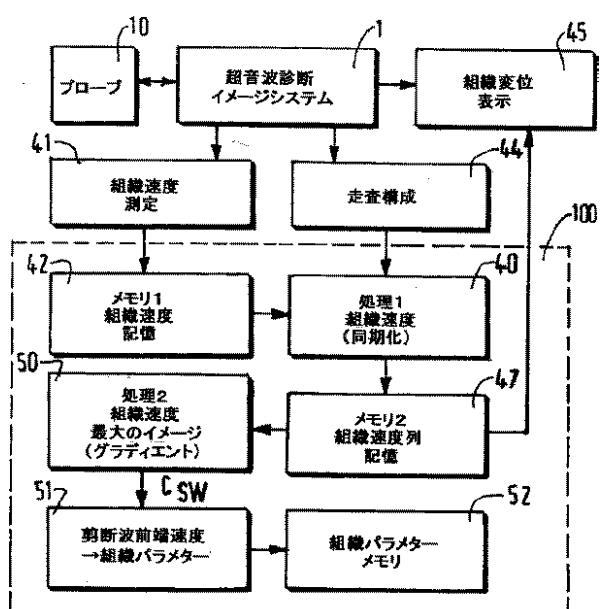
最終頁に続く

## (54)【発明の名称】剪断波パラメーター評価のための超音波方法およびシステム

## (57)【要約】

【課題】組織内における一時的剪断波の局地的伝搬速度を決定し、その一時的剪断波の速度イメージ列を表示し、組織弾性情報を決定するための超音波方法および超音波システムを提供する。

【解決手段】一時的剪断波前部の伝搬パラメーターを決定するための超音波診断イメージ方法であって、組織(5)内に一時的剪断波を形成する段階と；一時的剪断波前部が組織内のある深さ(z)に伝搬するための時間遅延( $T_{SW}$ )の間、イメージライン(1)に沿って、組織の超音波イメージデータ(S, S\*)を獲得する段階と；各ラインについて組織速度(V)を推定する段階と；超音波データ(S, S\*)およびライン上の組織速度(V)とから、組織速度イメージ列[1(V)]を構築する段階と；イメージ列の時点における剪断波前部の速度( $C_{SW}$ )を得る段階と；から構成される方法。弾性等の組織パラメーターが全部速度から計算される。さらに上記方法を実行するための処理手段(100、処理1、処理2)を有する超音波診断イメージシステム、およびこの目的を達成する命令を有するコンピュータプログラムも提供される。



**【特許請求の範囲】**

**【請求項1】** 一時的剪断波前部の伝搬パラメターを決定するための超音波診断イメージ方法であって：

組織(5)内に一時的剪断波を形成する段階；

一時的剪断波前部が前記組織内のある深さ(z)に伝搬するための時間遅延(T<sub>sw</sub>)の間、イメージライン(I)に沿って、組織の超音波イメージデータ(S, S\*)を獲得する段階；

各ラインについて組織速度(V)を推定する段階；

前記超音波データ(S, S\*)およびライン上の組織速度(V)から、組織速度イメージ列[I(V)]を構築する段階；

前記イメージ列の時点における剪断波前部の速度(C<sub>sw</sub>)を得る段階；

から構成される方法。

**【請求項2】** 請求項1に記載された方法であって、前記の超音波データを獲得する段階が：

一時的剪断波が組織内の任意の深さ(z)に伝搬するための時間遅延(T<sub>sw</sub>)を推定する段階、前記時間遅延の間に超音波走査され得る走査ライン(I<sub>sw</sub>)の数を計算する段階、所定の走査ライン数(I<sub>IM</sub>)から構成される超音波全イメージ列のための所定数(N)の全イメージを設定する段階、および超音波イメージ列の各全イメージ内で走査可能なラインの数(I<sub>k</sub>)を計算する段階；

各超音波全イメージ内の隣接サブイメージ(K<sub>k</sub>)の数(k)を推定する段階であって、各サブイメージは走査可能なライン(I<sub>k</sub>)の前記数により形成され、隣接サブイメージの前記推定数により前記イメージ列の各全イメージをカバーする、ところの段階；ならびに

隣接サブイメージの推定数と同数のサブイメージ列と同様に、前記列イメージの対応するサブイメージを走査するために超音波走査構成(44)を決定する段階；

から構成される、ところの方法。

**【請求項3】** 請求項2に記載された方法であって：

前記走査構成に従って組織を走査する一方、1つの超音波サブイメージ列を開

始するたびに 1 つの剪断波を始める段階；

から構成される方法。

【請求項 4】 請求項 3 に記載された方法であって、前記組織速度イメージ列の前記の推定のために：

前記超音波サブイメージ内のライン数 ( $I_k$ ) の関数として、かつ超音波サブイメージ列内のサブイメージ数 (n) の関数として、超音波データ (S, S\*) から前記走査ライン上の組織速度 (V) を推定する段階；

超音波サブイメージ列 [K(I)] に対応する組織速度サブイメージ列 [K(V)] を形成する段階；

各全イメージをカバーするのに適切な隣接サブイメージを考慮する段階であつて、1 つの剪断波の伝搬の間に 1 つの速度全イメージ列 [I(V)] を構築し、各全イメージに関する隣接組織速度サブイメージのラインを、前記速度全イメージ列を形成するための第 1 列のサブイメージに対応する第 1 ラインに同期する、ところの段階；

から構成される方法。

【請求項 5】 請求項 4 に記載された方法であって、前記剪断波前部速度を推定するために、

組織速度イメージの列 [I(V)] において、考慮された組織速度イメージの形成の時点 ( $t_{MAX}$ ) の関数として、前記組織速度が最大 ( $V_{MAX}$ ) になるところの、イメージライン上のポイントを決定する段階；

前記組織速度イメージ列から、最大速度のイメージ ( $I_{MAX}$ ) と呼ばれるさらなるイメージを形成する段階であつて、前記最大速度のイメージが、各々前記イメージライン上の位置を有するポイントでありかつ組織速度が前記組織速度イメージ列内で最大 ( $V_{MAX}$ ) になる時点 ( $t_{MAX}$ ) の値に帰するところのポイントで形成される、ところの段階；

前記時点の値において一時的剪断波前部のイメージを形成するために、同じ時点を有するポイントを結合する段階；

から構成される方法。

【請求項 6】 請求項 5 に記載された方法であって、前記剪断波前部速度を

推定するために、

前記の最大速度 ( $t_{MAX}$ ,  $V_{MAX}$ ) イメージ内において、イメージポイント位置 ( $x$ ,  $z$ ) の関数として時間グラディエント値を決定する段階；および

前記最大イメージのグラディエント値から、一時的剪断波前部速度 ( $C_{sw}$ ) を推定する段階；

から構成される方法。

**【請求項 7】** 一時的剪断波前部の伝搬パラメターの決定によって組織 (5) の機械的パラメターを決定するための超音波診断イメージ方法であって：

請求項 1 から 6 のうちの何れかの請求項に記載された方法に従って、前記一時的剪断波前部速度 ( $C_{sw}$ ) を推定する段階； および

前記一時的剪断波前部速度から組織の局部的機械的パラメターを推定する段階；

から構成される方法。

**【請求項 8】** 一時的剪断波前部の伝搬パラメターを決定によって組織の機械的パラメターを決定するための超音波診断イメージシステムであって：

外部の機械的パルスを用いて、組織 (5) 内に一時的剪断波を生成するための振動発生器 (2, 4)；

一時的剪断波前部が前記組織内のある深さ ( $z$ ) に伝搬するための時間遅延 ( $T_{sw}$ ) の間、イメージラインに沿って、組織の超音波データ ( $S$ ,  $S^*$ ) を獲得するための、かつ各ラインについて組織速度を推定するための標準的超音波イメージシステム (1, 10, 44, 41)； ならびに

処理システム (100)；

から構成され、

前記処理システムが、

前記ライン上の組織速度および超音波データから、組織速度イメージ列を構築するための第 1 の処理手段 (処理 1)；

前記イメージ列のある時点における剪断波前部の速度を得るための第 2 の処理手段 (処理 2)； および

前記一時的剪断波前部速度 ( $C_{sw}$ ) から組織の局部的機械的パラメターを推定

するための計算手段(51)；

から構成される、ところのシステム。

**【請求項9】** 請求項8に記載されたシステムであって、イメージデータを獲得するために走査構成手段(44)から構成され、該走査構成手段が：

一時的剪断波が組織内の任意の深さに伝搬するための時間遅延( $T_{sw}$ )を推定し、前記時間遅延の間に超音波走査され得る走査ラインの数を計算し、所定の走査ライン数( $I_{IM}$ )から構成される超音波全イメージ列のための所定数( $N$ )の全イメージを設定し、かつ超音波イメージ列の各全イメージ内で走査可能なラインの数( $I_k$ )を計算し； かつ

前記の走査可能なライン数で形成された、各超音波全イメージ内のサブイメージの数( $k$ )を推定し、隣接サブイメージの前記推定数により前記イメージ列の各全イメージをカバーする；

ことを特徴とし、

前記走査構成手段(44)が、

隣接サブイメージの推定数と同数の超音波サブイメージ列と同様に、前記列イメージの対応する超音波サブイメージが走査されるように、かつ1つの剪断波が開始されるたびに1つの超音波サブイメージ列が始められるように、組織を走査する；

ことを特徴とするシステム。

**【請求項10】** 請求項9に記載されたシステムであって、さらに：

前記超音波サブイメージ内のライン数の関数として、かつ超音波サブイメージ列内のイメージ数の関数として、超音波データから前記走査ライン上の組織速度を推定するための速度測定手段(41)であり、かつ前記超音波サブイメージ列に対応する組織速度サブイメージ列を形成するための速度測定手段；

から構成されるシステム。

**【請求項11】** 請求項10に記載されたシステムであって、前記第1処理手段(処理1)が、

組織速度イメージ列を受信し、各全イメージをカバーするのに適切な隣接サブイメージを処理し、各全イメージに関する隣接組織速度サブイメージのラインを

、前記の組織速度全イメージ列を形成するために第1列の対応するサブイメージの第1ラインに同期させることにより、1つの剪断波の伝搬の間に速度全イメージの1つの列を構築する、  
ことを特徴とするシステム。

【請求項12】 請求項11に記載されたシステムであって、前記第2の処理手段が、

組織速度全イメージ列を受信し、  
考慮された組織速度イメージの形成の時点の関数として、前記組織速度が最大になるところの、イメージライン上のポイントを決定し；  
各々前記イメージライン上の位置を有するポイントで形成され、かつ前記組織速度イメージ列内で組織速度が最大になる時点の値に帰するところのポイントで形成される、最大のイメージと呼ばれる、さらなるイメージを形成し； かつ  
前記の時点の値における一時的剪断波前部のイメージを形成するために同じ時点の値を有するポイントを結合する；  
ことを特徴とするところの、システム。

【請求項13】 請求項8から12のうちの何れかの請求項に記載されたシステムであって、さらに

組織速度イメージ列および前部伝搬のイメージを表示するための表示手段(4)から構成されることを特徴とするシステム。

【請求項14】 医療用超音波データを獲得する手段(1,10)を有し、前記医療用超音波データへのアクセスを有し、請求項8から13の何れかの請求項に記載されたデータを処理し、かつ前記処理されたイメージを表示させるための手段(45)を有する、装置。

【請求項15】 請求項1から7までのうちの何れかの請求項に記載された方法を実行するための命令セットから構成されるコンピュータプログラム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

(発明の属する技術分野)

本発明は、組織内における一時的剪断波の局地的伝搬速度を決定し、その一時的剪断波の速度イメージ列を表示し、組織弾性情報を決定するための超音波方法および超音波システムに関する。

**【0002】**

本発明は、患者組織内の腫瘍や水腫などの診断異常に対するツールとして組織弾性情報を用いることに応用できる。これらの診断異常は、音背景組織に関して機械的特性の変化を示すものとして知られている。剪断波伝搬情報によって、その診断異常を局在化することができる。

**【0003】**

(従来の技術および解決すべき課題)

身体の様々な部位における組織弾性を決定する方法の1つとして、Sarvazyanの米国特許第5,606,971号が知られている。その方法によれば、超音波を収束領域へと伝える収束された超音波源を用いて、その超音波を組織の様々な異なる部位に収束する。収束された超音波源は好適には、整相列タイプの超音波トランステューサである。収束された超音波は、組織の異なる部位において剪断波(shear wave)を発生させるために、振幅変調される。その剪断波は、組織表面上の超音波振幅および位相を測定することにより、検出される。剪断波速度、減衰係数や伝搬する剪断波内の組織粒子の剪断変位の速度などの、組織内における剪断波の少なくとも1つの伝搬パラメーターが、超音波の位相および速度の測定から決定される。これらの測定に基づいて計算が実行され、剪断弾性モジュール、ヤング係数(Young modulus)、動的剪断粘性などの、少なくとも1つの組織の機械的パラメーターが公知の関係を使って決定される。様々な部位に収束される全ての振幅変調された超音波について、上記の方法の工程が反復される。それらの部位の座標の関数として、動的剪断粘性および弾性係数の計算値が表示される。

**【0004】**

しかし、この公知の剪断波生成方法は、組織内で剪断波を生成すべき部位へと多量の超音波エネルギーを伝えるために、整相列トランステューサなどの収束超音波源を用いなければならない。収束超音波源は、局部的に印加されると、患者組織上に破壊的効果を生じさせてしまうという問題点があった。

#### 【0005】

本発明の一目的は、患者組織への潜在的な二次的効果を回避するため収束超音波源を用いない、超音波方法および超音波方法を実行する超音波システムを提供することである。本発明に従えば、外部の機械的振動源を用いることによって、組織内に剪断波が生成される。この剪断波は、組織粒子の変位を生じさせる。本発明に従えば、標準的な超音波診断システムが、組織粒子の速度、および剪断波の前端速度を測定する。この超音波診断システムは、剪断波前端伝搬のイメージ列を表示させるための手段を有する。

#### 【0006】

組織内の数センチメートル、例えば4cmにわたって、剪断波が毎秒1mの速度で伝搬することが問題である。この場合において、伝搬時間は約4ミリ秒になる。この速度は大きすぎ、かつ伝搬時間遅延は小さすぎる。その結果、標準的な超音波診断システムによって生成される標準的な超音波イメージ列を用いて、組織への剪断波効果を視覚化するのが困難になる。超音波診断システムのイメージフレーム速度は、剪断波伝搬の視覚化に適合しない。何故ならば、剪断波伝搬の視覚化は毎秒15イメージのオーダーであり、剪断波の視覚化には毎ミリ秒約1イメージ（毎秒1000イメージ）のフレーム速度が必要だからである。

#### 【0007】

本発明の一特徴に従って提供される、一時的剪断波前部の伝搬パラメターを決定するための超音波診断イメージ方法は、組織内に一時的剪断波を形成する段階；一時的剪断波前部が組織内のある深さ( $z$ )に伝搬するための時間遅延( $T_{sw}$ )の間、イメージライン(1)に沿って、組織の超音波イメージデータ( $S, S^*$ )を獲得する段階；各ラインについて組織速度( $V$ )を推定する段階；超音波データ( $S, S^*$ )およびライン上の組織速度( $V$ )から、組織速度イメージ列[1(V)]を構築する段階；イメージ列の時点における剪断波前部の速度( $C_{sw}$ )を得る段階

; から構成される。

#### 【0008】

本発明の他の特徴に従って提供される超音波診断イメージ方法は、一時的剪断波前部速度 ( $C_{sw}$ ) から、組織の局部的機械的パラメターを決定する。

#### 【0009】

本発明の他の特徴に従えば、上記の方法を実行するためのシステムが提供される。

#### 【0010】

本発明によれば、標準的超音波およびエコー信号をそれぞれ、送受信する標準的トランスデューサを備えた、標準的超音波診断イメージシステムを用いて、剪断波の影響下で移動する組織の列を視覚化することができる。本発明によってさらに、バックグラウンドに関して対照的な機械的特性を有する組織領域の局地化が可能となり、かつ上記の組織領域の機械的パラメターの決定が可能となった。

#### 【0011】

(発明の実施の形態)

図面を使って、本発明の実施の形態を説明する。

#### 【0012】

図1Aは、標準的な超音波診断イメージシステム1を表すブロック図である。超音波診断イメージシステム1は、プローブと表記されたトランスデューサ10、および振動発生器2に接続されている。超音波診断イメージシステム1は、処理システム100に接続されている。処理システム100は、一時的剪断波の局部伝搬速度を決定し、一時的剪断波前端イメージ列を表示し、組織弾性などの組織パラメターを決定する。

#### 【0013】

図1Bを参照すると、プローブ10が、検査すべき組織5との超音波接触状態に位置づけられ、その組織5を通して超音波パルスを放出する。プローブ10は、組織表面に平行かつ、Xと表記されたOX軸に平行に配列されて配置されたトランスデューサ素子から構成される。トランスデューサ素子は、X軸に直交するZ軸と表記されたOZ軸に平行な超音波パルスの数本の超音波ビームを放出できる。超

音波ビームの総本数 $I_{IM}$ は、例えば $I_{IM} = 128$ または $I_{IM} = 256$ であって良い。各ビームは、以後、Z軸に平行な超音波ラインと呼ぶ。 $x_1$ から $x_{I_{IM}}$ までのX軸上の座標を有する。超音波パルスが座標 $x_i$ （指標 $i$ は1から $I_{IM}$ までの整数）における一本のラインに沿って組織5を通って伝搬するにつれて、そのラインに沿って遭遇する組織粒子によって対応するエコーが発生される。これらのエコーはプローブにより即座に受信され、それらのエコーはZ軸に平行なライン上のエコー形成の深さ $z$ の関数である。座標 $x_i$ における一本のラインに沿った反射から発生される全てのエコーの結合が、その組織の1ラインの超音波データを形成する。そのデータは複素数であり、Sおよび $S^*$ と表記される。約4cmの深さ $z$ まで一本のラインを走査するのに、約 $T_{IM} = 100$ マイクロ秒以下の時間を要する。説明の簡単化のために、以後、この時間を $T_{IM} = 100$ マイクロ秒とする。 $I_{IM}$ ラインの走査が一本ずつ順番に行われて、超音波データ（Sおよび $S^*$ ）の完全な2Dイメージを形成する。このイメージは超音波イメージと呼ばれ、Z軸に平行であり、規則正しい間隔（ $x_1, x_2, \dots, x_{I_{IM}}$ ）で配置された $I_{IM}$ 本のライン（128または256本）から構成される。これらのラインは、Z軸に沿って約4cmの深さまで測定する。上述の仮定に従い、4cmの深さまでの1つの2D超音波イメージを形成するのに、 $T_{IM} = I_{IM} \times 100$ マイクロ秒だけの時間を要する。

#### 【0014】

$T_{IM} = 12.8$ ミリ秒 128本のラインの超音波イメージについて または

$T_{IM} = 25.6$ ミリ秒 256本のラインの超音波イメージ

図1Aを参照すると、超音波診断イメージシステム1が、外部の機械的パルス発生器2である振動発生器2に接続されている。この外部の機械的パルス発生器は、患者に対しては無害であり、実施者にとっては非常に使いやすいという効果がある。各機械的パルスが、接触体4の手段によって組織5に印加され、組織5中Z軸に沿って約4cmの深さまで剪断波を伝搬させる。伝搬の速度は、アプリオリに見積もられ、それは以下の式で表される。

#### 【0015】

$C_{sw} =$  約1m/s

この見積もられた速度 $C_{sw}$ の場合において、剪断波が4cmの深さまで組織中を

伝搬するのに以下の時間を要する。

### 【0016】

$$T_{sw} = 40\text{ms}$$

本発明が提案する方法およびシステムによれば、標準的な超音波診断システム1に接続された表示45上に一時的剪断波前端を表示する。この目的のために、図1Aの超音波診断システム1は、標準的超音波診断システム1と振動発生器2とプローブ10と連携する処理システム100から構成される。プローブ10は、標準的超音波診断システム1が剪断波伝搬組織5の超音波イメージを形成するのに好適なように、振動発生器2に関して位置づけられる。

### 【0017】

一時的剪断波の前端を視覚化するために、先ず、剪断波前端伝搬の遅延時間中に、一時的な超音波イメージ列を形成する。図1Cを参照すると、この伝搬を正しく視覚化するために、一時的なN枚の超音波イメージ列を形成することが提案される。Nは、例えば10から50までの整数である。以後の実施形態例においては、一時的な列として、N = 40超音波イメージが選択された。 $I_1, I_2$ から $I_N$ までのイメージが、 $T_{sw} = 40$ ミリ秒の遅延時間中に規則正しく取り込まれる。一本のラインの走査時間 $T_1$ に関する上記の仮定に従い、超音波イメージシステムは、剪断波を視覚化するために、1ミリ秒毎に1枚の超音波イメージを供給しなければならない。一方、標準的超音波診断システムは、時間 $T_{IM}$ である12.8ミリ秒または25.6ミリ秒毎に1枚の超音波イメージしか供給できない。そこで、そのような標準的超音波診断システムは、一時的剪断波前端伝搬の視覚化に要する一時的な超音波イメージ列を構築するのに適切な速度でイメージ列を供給するのには、適さない。処理システム100は、この問題を解決できる。

### 【0018】

図2は、処理システム100を表すブロック図である。処理システム100は、一時的な超音波サブイメージ列を獲得するための手段、剪断波の作用下にある組織粒子の局部的速度を推定する手段、組織速度完全イメージ列を構築する手段、剪断波前端速度を推定する手段、および一時的剪断波伝搬の影響下における組織の変位を視覚化する手段を有する。

## 【0019】

図3Aを参照すると、第1の時点<sub>1</sub>において、振動発生器が、超音波診断システム1の走査構成44を用いて、組織5内で第1の剪断波を発生する。第1の時点<sub>1</sub>において、組織5に結合したプローブ10が、座標x<sub>1</sub>における第1のラインの走査を開始して、SおよびS\*と表記された第1ラインの超音波データをもたらす。一本のラインを走査するのにT<sub>1</sub> = 100マイクロ秒の時間がかかり、剪断波が伝搬する4cmを走査するのにT<sub>sw</sub> = 40ミリ秒かかり、そしてミリ秒あたり1枚の超音波イメージの速度をもってN = 40枚の一時的超音波イメージを供給しなければならない。そして超音波診断システムは、座標x<sub>1</sub>, x<sub>2</sub>, ...x<sub>10</sub>における、第1の超音波イメージI<sub>1</sub>のI<sub>k</sub>本(1 < I<sub>k</sub> < 10)の隣接ラインを走査する時間がある。こうして、第1の超音波イメージI<sub>1</sub>内でK<sub>1</sub>と表記された超音波データ(SおよびS\*)のラインから構成される第1バンドを形成する。例えば、I<sub>k</sub> = 10ラインである。

## 【0020】

図3Aを参照すると、超音波診断システムは、同じ座標x<sub>1</sub>, x<sub>2</sub>, ...x<sub>10</sub>における第2の一時的超音波イメージI<sub>2</sub>のI<sub>k</sub> = 10本の隣接ラインを走査する。こうして、第1の超音波イメージI<sub>2</sub>内で同じ座標にある、I<sub>k</sub> = 10のうちK<sub>1</sub>(I<sub>2</sub>)と表記された超音波データ(SおよびS\*)のラインから構成される第1バンドを形成する。

## 【0021】

図3Aを参照すると、超音波診断システムはさらに、I<sub>40</sub>を含む各一時的超音波イメージのI<sub>k</sub> = 10本の隣接ラインを走査する。そして、各一時的超音波イメージI<sub>1</sub>からI<sub>40</sub>までの中で、座標x<sub>1</sub>からx<sub>10</sub>までに配置されたI<sub>k</sub> = 10本のラインからなる一のバンドを形成する。第1のバンドK<sub>1</sub>は、実行されるべき128または256ラインの完全な超音波イメージのうち、第1のサブイメージK<sub>1</sub>と表記されたものである。超音波診断システムが超音波データ(SおよびS\*)のN = 40枚の一時的超音波イメージK<sub>1</sub>(I<sub>1</sub>)からK<sub>1</sub>(I<sub>40</sub>)までを実行するのに、T<sub>sw</sub> = 40ミリ秒かかる。このことにより、超音波イメージ(SおよびS\*)からなる第1の超音波サブイメージ列を形成する。

### 【0022】

当業者には良く分かるように、超音波サブイメージのライン数は以下の方法により計算される。その方法とは、剪断波の伝搬時間 $T_{sw}$ の間に操作可能な合計 $I_{sw}$ 本のラインを決定すること、1つのラインを走査するための時間 $T_1$ を知ること、剪断波前端変位を視覚化するために適切な列のN枚の超音波イメージを固定することである。これにより、振動発生器2の1パルスの時間の間に、 $I_1$ から $I_N$ までの超音波イメージあたりに走査可能な以下の式の $I_K$ 本のラインが与えられる。

### 【0023】

$$I_K = I_{sw}/N$$

第2の時点 $t_2$ において、振動発生器2が、超音波診断システム1の走査構成44を用いて、組織5の同じ領域内で第2の剪断波を発生する。第2の時点 $t_2$ において、組織5に結合したプローブ10が、座標 $x_{11}$ における第1のラインの走査を開始して、第1の一時的超音波イメージ $I_1$ の第2のバンド $K_2(I_1)$ の第1ラインの超音波データ( $S$ および $S^*$ )を形成する。超音波診断システムは、座標 $x_{11}$ から $x_{20}$ までにおいて $I_K = 10$ 本のラインを走査する。こうして、第2のバンドの超音波データ( $S$ および $S^*$ )を形成する。このバンドは、 $K_2(I_1)$ と表記され、第1の一時的超音波イメージ $I_1$ 内の $I_K = 10$ 本のラインから構成される。

### 【0024】

図3Aを参照して上述したように、超音波診断システムはさらに、座標 $x_{11}, x_{12}, \dots, x_{20}$ における、各一時的超音波イメージ $I_1$ から $I_{40}$ までの $I_K$ 本( $I_K = 10$ )の隣接ラインを走査して、一時的超音波サブイメージ( $K_2(I_1)$ から $K_2(I_{40})$ )のバンドを形成する。

### 【0025】

さらに、引き続く時点 $t_3$ から $t_K$ において、振動発生器2が、超音波診断システム1の走査構成44を用いて、組織5の同じ領域内で伝搬する剪断波を発生させる機械的パルスをもたらす。これらの時点において、組織5に結合したプローブ10が、 $I_K = 10$ 本のうちの第1のラインの走査を開始し、一時的超音波イメージ $I_1$ から $I_{40}$ までの対応するバンドKの超音波イメージを形成する。

### 【0026】

各超音波イメージ ( $I_1$  から  $I_{40}$  まで) について、超音波サブイメージ ( $K_1$  から  $K_k$  まで) が構築されるまで、あるいは  $k$  個のバンドが構築されるまで、上記の走査が繰り返される。超音波サブイメージの数  $k$  および各超音波サブイメージ内のラインの本数  $I_K$  が、各全イメージのライン数  $I_{IM}$  の関数としてユーザにより適切に選択される。 $K_k$  の時点において、超音波サブイメージの最後の列が構築される。

。

### 【0027】

図2を参照すると、超音波サブイメージ列の超音波データが用いられて、組織速度サブイメージの対応列が構築される。剪断波の作用下で、組織粒子の速度が、超音波サブイメージ列の各走査ラインに沿って、測定される。組織変位速度の測定は、当業者に周知の動作であり、組織速度測定の手段4.1を有する標準的超音波診断システム1を用いて実行される。

### 【0028】

超音波診断イメージシステム1は、異なる手法を用いて、各列 ( $K_1$  から  $K_k$  まで) の超音波サブイメージの座標  $x_1$  から  $x_1$  までの各走査ライン上で、組織速度測定を実行する。公知の方法として例えば位相シフト法があり、それによれば、超音波サブイメージ列のラインの超音波データ  $S$  および  $S^*$  から、処理手段4.1によって組織速度  $[V(n, I, z)]$  が以下の数1の公式によって供給される。

### 【0029】

#### 【数1】

$$V(n, \ell, z) = \frac{C}{4\pi(\ell K T_\ell f_0)} \operatorname{Arg} \sum_{m=n-p}^{m=n+p} S(m, \ell, z) S^*(m+1, \ell, z)$$

ここで、  $n$  は  $N$  個の超音波サブイメージ列内のイメージ数 ( $1 < n < N-1$ ) であり、  $I$  は任意の超音波サブイメージ  $n$  のうち上記の超音波サブイメージ ( $K_1$  から  $K_k$  まで) 内のライン数であり、その中で組織の速度が推定される。  $T_I$  は一本のラインの走査時間であり、  $f_0$  はエコー信号の中間周波数であり、  $S$  および  $S^*$  は複素超音波信号の値であり、  $z$  は速度を推定するところのポイントの深さであり、  $C$  は組織内

の超音波速度である（例えば、 $1 \leq n \leq 39$ 、 $I_k = 10$  および  $T_1 = 100$  マイクロ秒）。上記の数1の公式において、 $p$ は、速度を計算するために平均されるデータの数であり、例えば2であって良い。 $m$ は $n$ および $p$ から計算される。

#### 【0030】

図3Bを参照すると、本方法に従って、組織サブイメージ列が構築されており、 $N - 2p$ 枚（例えば、 $N - 2p = 40 - 4 = 36$ ）のサブイメージから構成されている。 $N - 2p$ は、超音波サブイメージ列のサブイメージの枚数 $N$ とは異なる数である。しかしながら、組織速度サブイメージ列の個数 $k$ は、超音波サブイメージ列の場合と同じである。

#### 【0031】

ユーザが選択する周知の一時的シフト法その他の方法により、様々な組織速度を測定することができる。

#### 【0032】

組織速度サブイメージ列がメモリ1と表記された第1の記憶手段内に記憶される。組織速度値が、 $P(x, z, t)$ と表記されたこれらの位置の関数として記憶される。ここで、 $x$ はX軸に沿った走査ラインの座標であり、 $t$ は上記のイメージ数 $n$ に対応する値（ $n$ とは異なる）で有り、 $z$ は、Z軸に沿った深さである。 $P(x, z, t)$ は、座標 $x$ および深さ $z$ において $n$ に対応する値 $t$ における組織速度サブイメージ内にあり、かつ $(N - 2p)$ 枚の組織速度サブイメージの $k$ 列のサブイメージ $(K_1 [V(n, l, z)]$ から $K_k [V(n, l, z)]$ まで)内のポイントである。

#### 【0033】

図2を参照すると、 $k$ 枚の組織速度サブイメージ $(K_1 [V(n, l, z)]$ から $K_k [V(n, l, z)]$ まで)がさらに処理されて、 $(I_1 [V(n, l, z)]$ から $I_{N-2} [V(n, l, z)]$ まで)と表記される $(N - 2p)$ 枚の組織速度全イメージの一時的な列を構築する。

#### 【0034】

この動作は、処理システム100の処理1と表記された第1の処理手段40を用いて実行される。この第1の処理手段40は、組織速度全イメージを形成するために、全ての組織速度サブイメージのラインを同期化する。この動作において

、隣にある、全てのk枚の組織速度サブイメージの第1列の全てが、第1の時点<sub>1</sub>において形成された第1のサブイメージの第1列に同期される。それにより、第1の全イメージをカバーできる。そして、任意の全イメージに対応する全k枚の組織速度サブイメージの全てのラインが、各イメージラインの形成間の時間遅延を考慮して、上記の第1ライン上に同期化される。次に、組織速度列の全ての隣接するサブイメージ列が、隣接するサブイメージのうちの第1のサブイメージの形成の時点に関して、同様に処理され、組織速度全イメージをカバーする。

#### 【0035】

図4を参照すると、結果としての組織速度列が、 $N - 2p = 36$ 枚の組織速度全イメージ( $I_1 [V(n, l, z)]$ から $I_{N-2p} [V(n, l, z)]$ まで)によって構成される。この同期動作によって、組織速度列の各組織速度全イメージ( $I_1 [V(n, l, z)]$ から $I_{N-2p} [V(n, l, z)]$ まで)が、組織内の剪断波伝搬の各時点tに対応する。tは前に定義したnの関数である。

#### 【0036】

同期動作を実行するために、メモリ1に記憶されたラインに関する速度値が引き出されて、同期手段である処理1に入力される。処理1は、走査動作により生じる時間遅延を訂正するための機能を有する。第1に、組織速度列の一つの時点tにおける全イメージを構築するために、k個の組織速度列の各組織速度サブイメージのラインを、上記の組織速度全イメージに対応する第1の組織速度サブイメージの第1ラインに同期する必要がある。第2に、上記の全イメージのライン上のポイントを、組織速度サブイメージ列から推定した対応する組織速度値に同期する必要がある。そのときに、超音波サブイメージ列は時点nにおいて提供されるN枚の超音波サブイメージから構成され、一方組織速度サブイメージ列は時点tにおいて提供される $N - 2p$ 枚の組織速度サブイメージから構成されることを考慮を入れる。同じ深さであり、それぞれ $V(n, l, z)$ および $V(n, l+1, z)$ である2つの隣接ライン上の速度に対応する時点 $t_l$ と $t_{l+1}$ との間の実時間遅延が $T_l$ (1つのラインを走査するための時間遅延)であることに留意すべきである。1つの超音波サブイメージを走査するのに必要な時間は $I_k T_l$ であることにも留意すべきである。そして、速度 $V(n, 1, z)$ および $V(n, l, z)$ に対応する時点 $t_l$ と $t_1$ との間の時

間遅延は、 $t_1 - t_0 = (l - 1)T_1$  で与えられる。

#### 【0037】

上述の理由により、組織速度サブイメージ内の任意のライン数 $l$ 上の実際の速度を見いだすことは、以下の公式に従って、時間 $t$ の関数における速度データの補間関数 ( $l$ と表記される) を用いて行われる。

#### 【0038】

$$f_l(t) = l [V(n, l, z)] \quad n = p \text{ から } N - 2p \text{ について}$$

ただし、 $t = [n + (l - 1)]$  であり、 $T_k T_1$  より小さい。

#### 【0039】

この関数 $f_l(t)$ は、構築すべき組織速度イメージの考慮したラインでの実組織速度を提供する速度データに適用されるフィルタ関数である。このフィルタ関数は、当業界で知られたタイプのもの、例えば立方スプライン関数 (cubic spline function) またはサイナスカーディナル関数 (sinus cardinal function) であって良い。

#### 【0040】

サブイメージの数 $k$ 、一時的超音波イメージの数 $N$ 、および一時的超音波イメージを形成するラインの数 $l$ は、ユーザの選択による。この位相3の終了時において、組織速度全イメージの数 $N - 2p = 40 - 2p$ の一時的な列が、 $N$ 枚の超音波サブイメージの $k$ 個の獲得列および組織速度の推測から構築された。

#### 【0041】

図2を参照すると、処理1で発行されたデータがメモリ2と表記された第2の記憶手段47内に記憶される。全イメージは、剪断波が伝搬する領域5の組織速度イメージであり、システム1の表示手段45を用いて順番に表示される。この処理段階における表示は、振動発生器2により供給される機械的パルスの作用下で移動する組織領域を示す。

#### 【0042】

図2を参照すると、次の位相において、組織速度イメージ列のデータが、メモリ2から引き出されて、処理2と表記された第2の処理手段50へと供給される。各イメージの各ポイントでの、また剪断波伝搬の各時点 $t$ での組織速度値から

構成される組織速度列のデータから、さらなる1つのイメージ( $I_{MAX}$ と呼ぶ)が処理2内で構築される。

#### 【0043】

図5を参照すると、処理2内において、最大速度のイメージと呼ぶこの新しいイメージ $I_{MAX}$ が、以下の方法により作られる。その方法とは、組織の速度が最大値( $V_{MAX}$ と表記される)であるとき、そのイメージのライン上のポイントにおいて、 $t_1$ から $t_{N-2p}$ までのうちの $t_{MAX}$ の時点を書き込むことである。同じ時点 $t_{MAX}$ における組織速度の最大値に対応する、イメージ $I_{MAX}$ の異なるポイントが、 $L_t$ と表記されるラインにより統合される。同じライン上の全てのポイントは、同じ時点 $t$ についての最大速度のポイントである。ラインは、速度の等レベルである。そして、これらのラインは、剪断波前端の伝搬の時点を表す。このイメージ $I_{MAX}$ 内の時間の勾配またはグラディエント(gradient)の推定によって、上記剪断波の前端の速度を決定できる。 $C_{SW}$ と表記される剪断波前端速度が、以下の数2の公式により、上記の新しいイメージ $I_{MAX}$ 内のグラディエントの関数として、処理2で推定される。

#### 【0044】

#### 【数2】

$$C_{SW} = \left( \frac{dt_{MAX}^2}{dx} + \frac{dt_{MAX}^2}{dz} \right)^{-\frac{1}{2}}$$

処理2から引き出された伝搬前端速度データは、本明細書の従来技術の説明の部分において引用した書類で知らされた公式から、例えば組織領域の弾性などの組織パラメターを推定するための計算手段51内で、処理される。この組織パラメターは、記憶手段52内に記憶され、腫瘍その他の疾病的診断を助ける診断ツールとしてさらに使用することができる。

#### 【0045】

本発明に従った超音波診断イメージシステムは、処理手段100と連携する標準的超音波装置1, 10であって良い。処理手段100は、適切にプログラムさ

れたコンピュータ、ワークステーション、または本発明に従った工程を実行するように適合されたLUTs, メモリ、フィルタ、論理演算器などの回路手段を有する専用プロセッサから構成される。このワークステーションは、キーボード、スクリーン45およびマウスを含んでも良い。本処理システムは、医療イメージを記憶するための補助的記憶手段に接続しても良い。

【図面の簡単な説明】

【図1A】

エコー信号を処理して対応イメージを表示させるための、組織内に剪断波を生成するための手段を有する、超音波診断イメージングシステムのブロック図である。

【図1B】

1つのイメージ内での超音波ラインの走査を示した図である。

【図1C】

超音波全イメージ列の形成を示した図である。

【図2】

剪断波前端速度および組織の機械的局地パラメターを測定するための、剪断波の影響下での、組織領域の超音波信号を処理する超音波診断イメージ装置のブロック図である。

【図3A】

超音波サブイメージ列の形成を示す図である。

【図3B】

超音波サブイメージ列に対応する組織速度サブイメージ列の形成を示す図である。

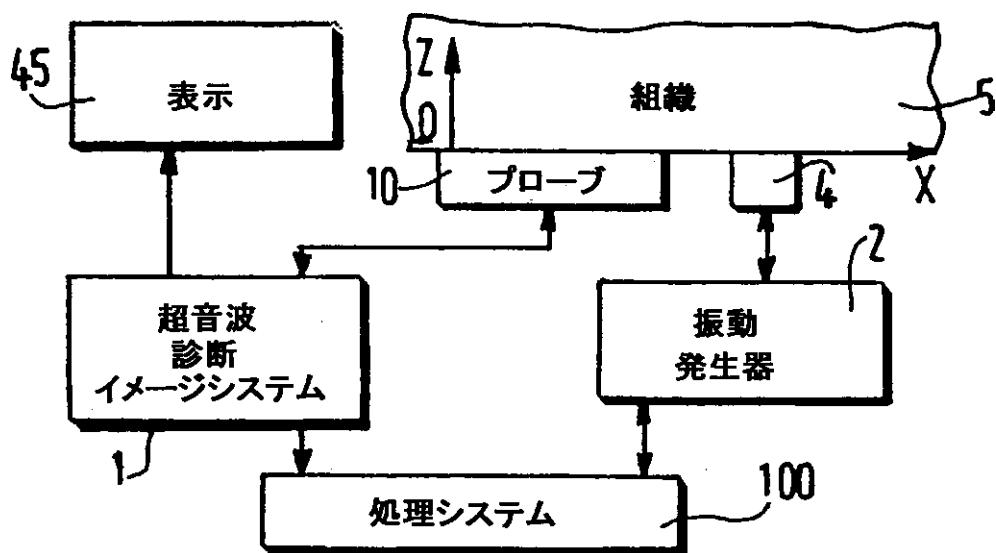
【図4】

組織速度全イメージ列の構成を示す図である。

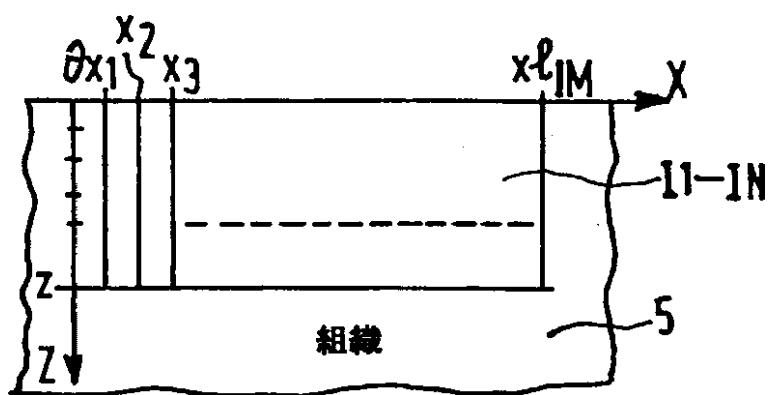
【図5】

剪断波前端速度測定をもたらす、組織速度全イメージ列から構成されたイメージを示す図である。

【図1A】



【図1B】



【図1C】

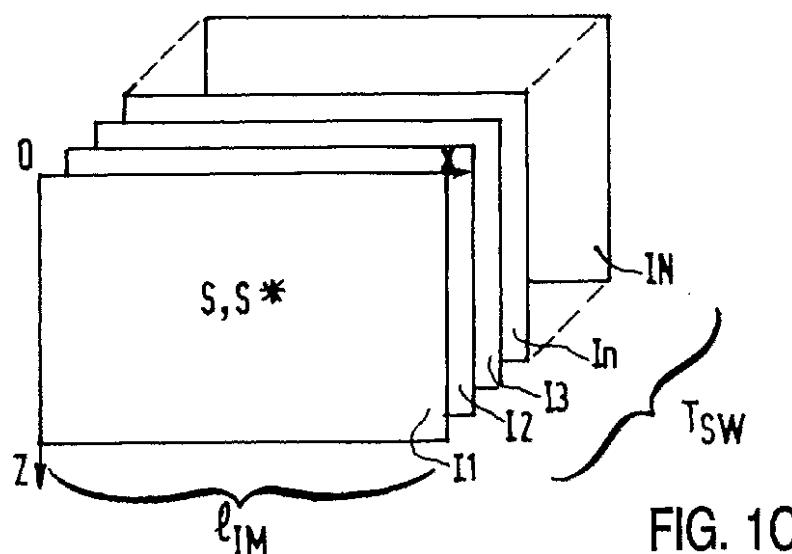
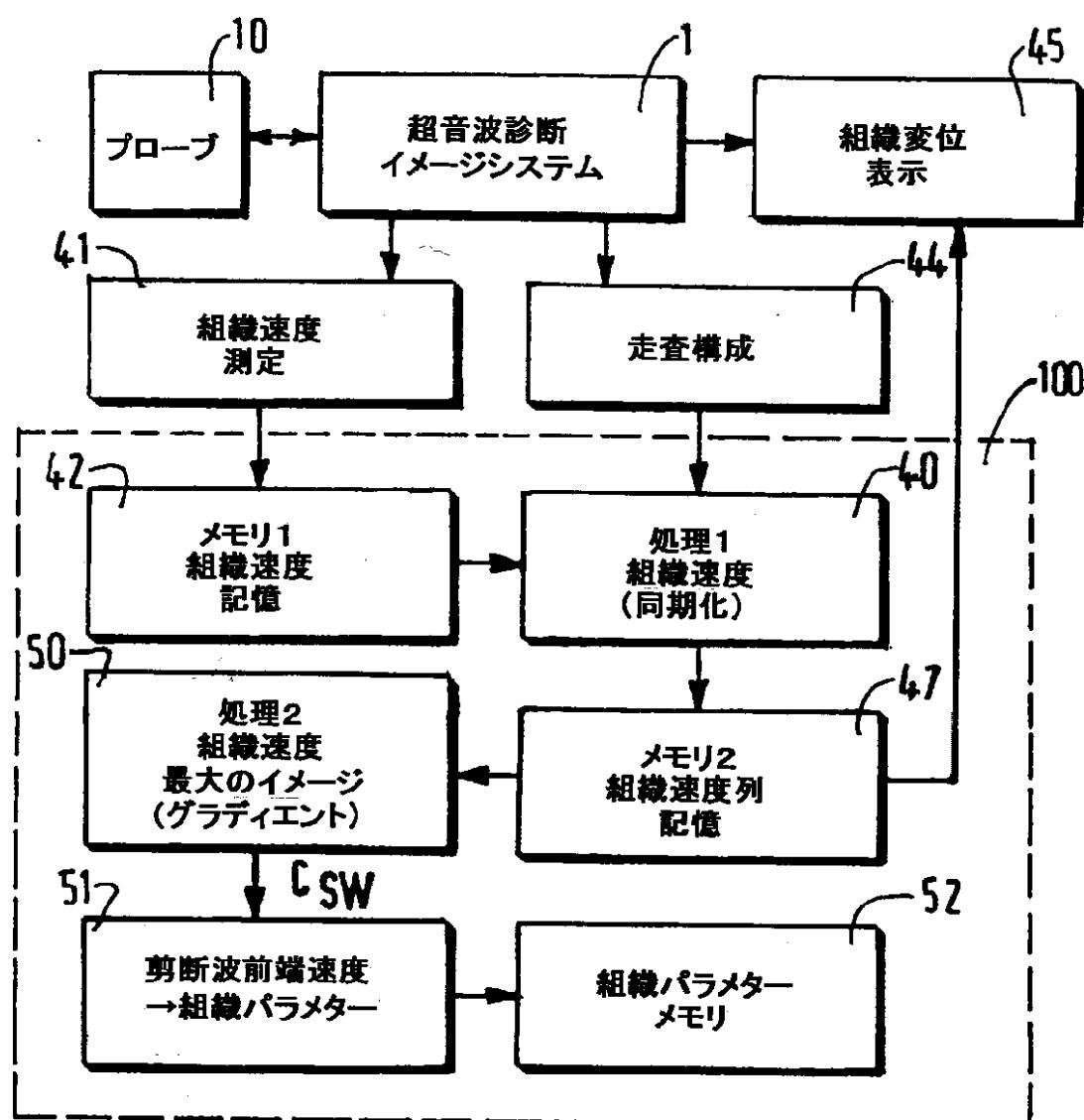


FIG. 1C

【図2】



【図3A】

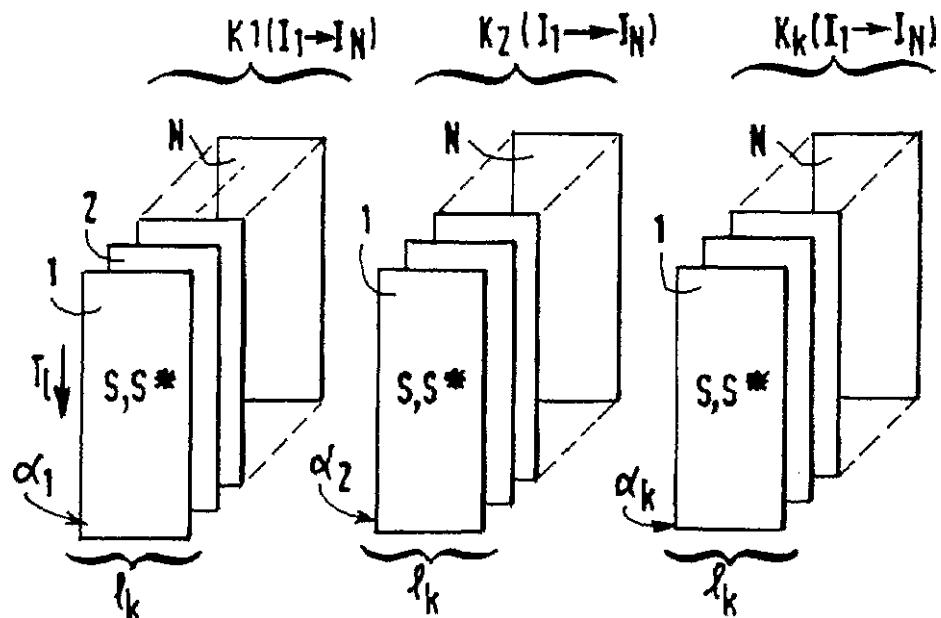


FIG. 3A

【図3B】

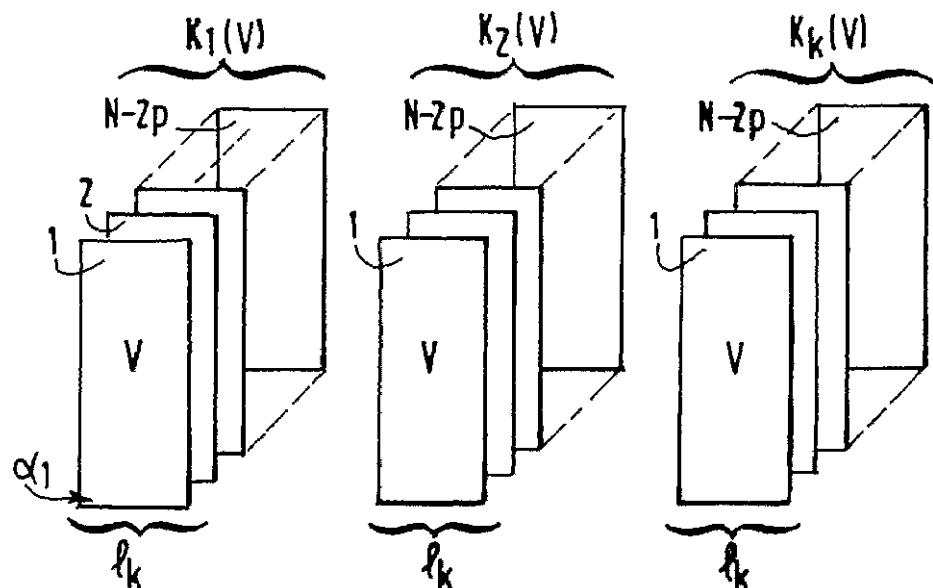


FIG. 3B

【図4】

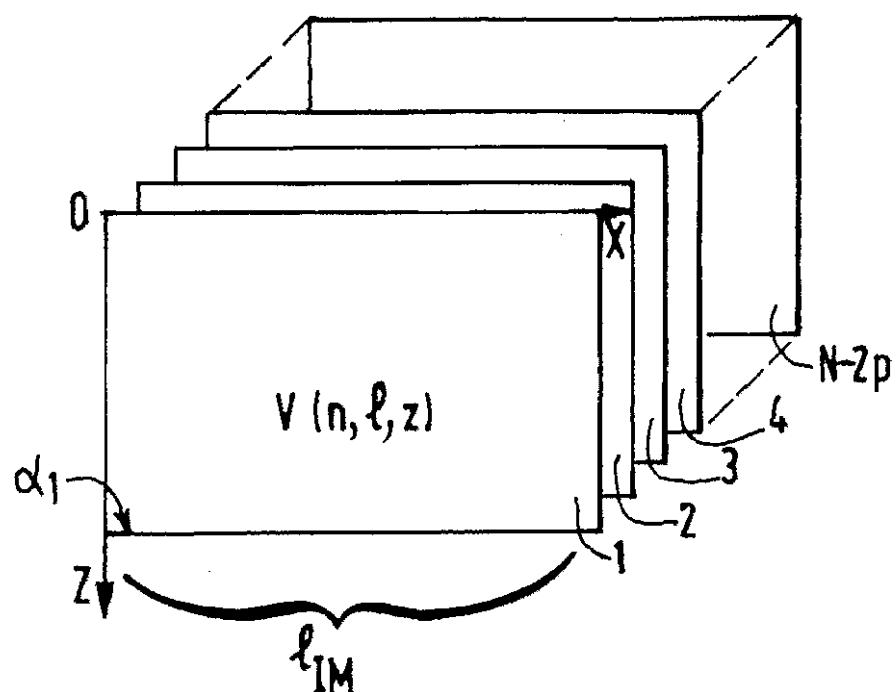


FIG. 4

【図5】

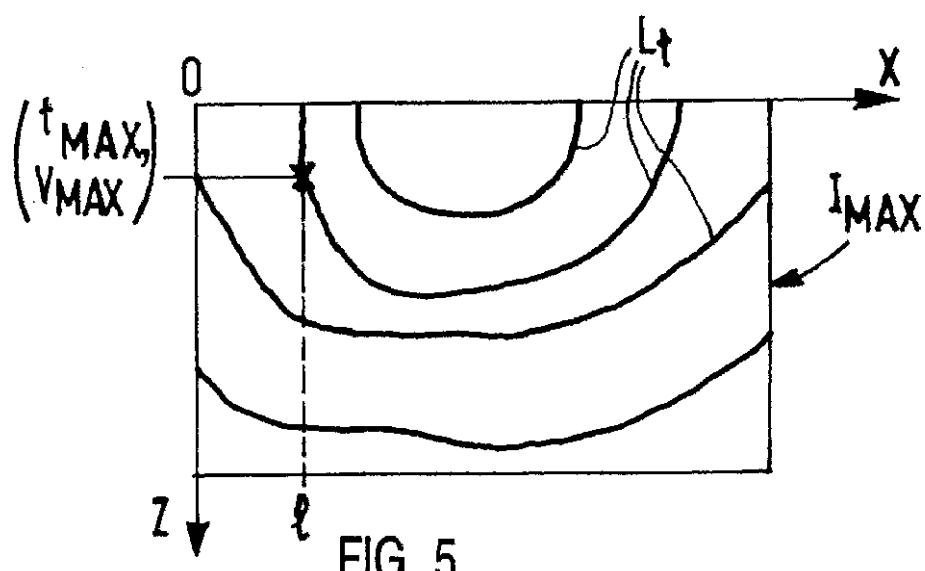


FIG. 5

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		National Application No PCT/EP 01/04182
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/08		
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) IPC 7 A61B G01S		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>YOSHIKI YAMAKOSHI ET AL: "ULTRASONIC IMAGING OF INTERNAL VIBRATION OF SOFT TISSUE UNDER FORCED VIBRATION" IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS, FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 37, no. 2, 1 March 1990 (1990-03-01), pages 45-53, XPO00125773 ISSN: 0885-3010 page 45, right-hand column, line 11 -page 48, left-hand column, line 21; tables 1-3 ---</p> <p>US 5 810 731 A (RUDENKO OLEG V ET AL) 22 September 1998 (1998-09-22) column 3, line 30 -column 4, line 20; table 1 ---</p> <p>-/-</p>	1,7
A		1,7
		-/-
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
<p>* Special categories of cited documents:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</li> <li>'E' earlier document but published on or after the international filing date</li> <li>'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)</li> <li>'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</li> <li>'P' document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</li> </ul> <p>*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</p> <p>*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</p> <p>*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</p> <p>*&amp;* document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
6 August 2001	10/08/2001	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 661 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Weihs, J	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/EP 01/04182
C(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>WALKER W F ET AL: "REAL-TIME IMAGING OF TISSUE VIBRATION USING A TWO-DIMENSIONAL SPECKLE TRACKING SYSTEM"            PROCEEDINGS OF THE ULTRASONICS SYMPOSIUM.            BALTIMORE, OCT. 31 - NOV. 3, 1993, NEW YORK, IEEE, US,            vol. 2, 31 October 1993 (1993-10-31),            pages 873-877, XP000475223            page 873, column 1, line 1 -page 874,            right-hand column, line 32; tables 1,2            ----</p>	1,7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT Information on patent family members				National Application No PCT/EP 01/04182	
Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date	
US 5810731 A	22-09-1998	US	5606971 A	04-03-1997	

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 CC02 CC06 DD11 DD12  
GB02 JB17 LL03  
4C601 GB01 GB03 JB51 KK12 KK15  
LL01 LL02 LL04  
5D107 AA05 AA14 BB07 CC01 CC13  
CD03 FF01

【要約の続き】

る。

专利名称(译)	剪切波参数评估的超声波方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003530941A</a>	公开(公告)日	2003-10-21
申请号	JP2001577846	申请日	2001-04-12
[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	ポンフオディル		
发明人	ポンフオディル		
IPC分类号	A61B8/08 B06B1/06		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/485		
FI分类号	A61B8/08 B06B1/06.Z		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/CC02 4C301/CC06 4C301/DD11 4C301/DD12 4C301/GB02 4C301/JB17 4C301/LL03 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/JB51 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5D107/AA05 5D107/AA14 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC13 5D107/CD03 5D107/FF01		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2000401153 2000-04-26 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声方法和超声系统，用于确定组织中瞬时剪切波的局部传播速度，显示瞬时剪切波的速度图像序列以及确定组织弹性信息。要做。一种用于确定瞬时剪切波阵面传播参数的超声诊断成像方法，该方法包括：在组织中形成瞬时剪切波（5）；在时间延迟（T西南）期间沿图像线（l）获取组织的超声图像数据（S，S\*），以传播到组织中的特定深度（z）并且；估计每条线的组织速度（V）的步骤；以及组织速度图像序列[l（V）]由超声数据（S，S\*）和线上的组织速度（V）构成。并在图像序列时获得横波前速度（C西南）。所有组织参数（例如弹性）均由速度计算得出。还提供了一种超声诊断成像系统，该超声诊断成像系统具有用于执行上述方法的处理装置（100，处理1，处理2），以及具有用于实现该目的的指令的计算机程序。

