

[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01801808.4

[43]公开日 2002 年 12 月 4 日

[11]公开号 CN 1383374A

[22] 申请日 2001.4.12 [21] 申请号 01801808.4  
[30] 优先权  
[32]2000.4.26 [33]EP [31]00401153.2  
[86] 国际申请 PCT/EP01/04182 2001.4.12  
[87] 国际公布 WO01/80742 英 2001.11.1  
[85] 进入国家阶段日期 2002.2.26  
[71] 申请人 皇家飞利浦电子有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬  
[72] 发明人 O·博纳富

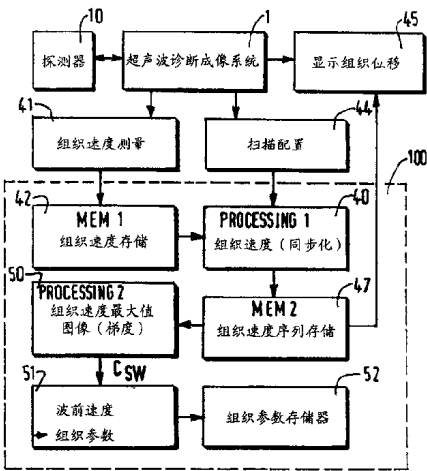
[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 吴立明 王忠忠

权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 4 页

[54] 发明名称 用于切变波参数估算的超声波方法和系统

[57] 摘要

本发明涉及一种超声波诊断成像方法,它用于确定瞬变切变波前的传播参数,该方法包括在组织(5)中形成瞬变切变波的步骤:获取组织的超声波图象数据( $S, S^*$ ),瞬变切变波前沿着图象线(1),在时间延迟( $T_{sw}$ )内传播一个深度( $z$ );估算每根线的组织速度( $V$ );由图象线上的超声波数据( $S, S^*$ )和组织速度( $V$ ),构造组织速度图象序列[ $I(V)$ ];以及导出在序列的指定时刻的切变波前速度( $C_{sw}$ )。然后,由该前端速度计算组织参数,例如:弹性。本发明也涉及到一种超声波诊断成像系统,含处理装置(100, PROCESSING 1, PROCESSING 2)以实现这种方法。为此,该处理装置可以是一种具有指令的计算机程序产品。



1. 一种用于确定瞬变切变波前传播参数的超声波诊断成像方法，该方法包括步骤：

在组织 (5) 中形成瞬变切变波；

5 获取组织的超声波图象数据 (S, S\*)，瞬变切变波前沿着图象线 ( $\ell$ )，在时间延迟 ( $T_{sw}$ ) 内传播一个深度 ( $z$ )；

估算每根线的组织速度 ( $V$ )；

从图象线上的超声波数据 (S, S\*) 和组织速度 ( $V$ )，构造组织速度图象序列  $[I(V)]$ ；

10 以及导出在该序列的時刻的切变波前速度 ( $C_{sw}$ )。

2. 权利要求 1 所要求的方法，该方法包括以下获取超声波数据的步骤：

估算瞬变切变波在组织中传播到一个给定深度 ( $z$ ) 的时间延迟 ( $T_{sw}$ )，计算在所述的时间延迟内能被超声波扫描的线数目 ( $\ell_{sw}$ )，对一个超声波全图序列的设置一个预定的全图数目 ( $N$ )，每一幅超声波全图包括预定的扫描线数目 ( $\ell_{lm}$ )，计算在超声波图象序列的每幅全图中可能要扫描的线数 ( $\ell_k$ )；

估算每一幅超声波全图中相邻亚图 ( $K_k$ ) 的数目 ( $k$ )，为了利用所估算数目的相邻亚图覆盖序列中的每一幅全图，每一幅亚图由数目为 ( $\ell_k$ ) 的可能扫描的线形成；

20 以及确定超声波扫描配置 (44)，以扫描序列图象的相应的亚图，这些亚图是可能和所估算的相邻亚图数目一样多的亚图序列中的亚图。

3. 权利要求 2 所要求的方法，该方法包括以下步骤：

按照扫描配置扫描组织，每次触发一个切变波，开始一个超声波亚图序列。

4. 权利要求 3 所要求的方法，该方法包括以下对组织速度图象序列估算的步骤：

从超声波数据 (S, S\*) 估算扫描线上的组织速度 ( $V$ )，该速度随超声波亚图中线的数目 ( $\ell_k$ ) 而变化，以及随超声波亚图序列中亚图的图象数目 ( $n$ ) 而变化；

形成对应于超声波亚图  $[K(I)]$  序列的组织速度亚图序列  $[K(V)]$ ；考虑相邻的亚图恰当地分别覆盖全图，以便在一个切变波在传播过

程中构造一个速度全图序列, 并且, 为了形成速度全图系列, 使涉及到每一幅全图的相邻组织速度亚图的线与第一个系列中相应亚图的第一根线同步。

5 5. 权利要求 4 所要求的方法, 该方法包括估算切变波前速度的步骤:

在组织速度图象  $[I(V)]$  序列中, 确定图象线上组织速度为最大值 ( $V_{MAX}$ ) 的点, 最大值 ( $V_{MAX}$ ) 随所考虑的组织速度图象形成时刻 ( $t_{MAX}$ ) 而变化;

10 从组织速度图象序列中, 形成另一种图象称为最大速度 ( $I_{max}$ ) 图象, 该图象由这样一些点所形成, 他们分别具有所述图象线上的位置, 以及被归结为这些时刻 ( $t_{MAX}$ ) 的值, 此时, 在所述的组织速度图象序列中, 这些组织速度 ( $V_{MAX}$ ) 为最大值;

连接同一时刻值的所有点, 在所述时刻值, 形成瞬变切变波前图象。

15 6. 权利要求 5 所要求的方法, 该方法包括估算切变波前的速度的步骤:

在最大速度 ( $t_{MAX}, V_{MAX}$ ) 图象中, 确定随图象点位置 ( $x, z$ ) 而变化的时间梯度值;

从所述最大速度图象的梯度值中, 估算瞬变切变波前速度 ( $C_{sw}$ )。

20 7. 一种通过确定瞬变切变波前传播参数来确定组织 (5) 的机械参数的超声波诊断成像方法, 该方法包括步骤:

依照权利要求 1 至 6 中任何一项要求的方法估算瞬变切变波前速度 ( $C_{sw}$ );

以及从瞬变切变波前速度估算组织局部机械参数。

25 8. 一种超声波诊断成象系统, 该系统通过确定瞬变切变波前传播参数来确定组织的机械参数, 该系统包括:

一种振动发生器 (2, 4), 使用外加机械脉冲, 在组织 (5) 中产生瞬变切变波;

30 以及一种标准超声波成象系统 (1, 10, 44, 41), 该系统用于针对瞬变切变波沿着图象线 ( $l$ ), 在时间延迟 ( $T_{sw}$ ) 内传播一个深度 ( $z$ ) 获取组织的超声波数据 ( $S, S^*$ ), 以及用于估算每根线的组织速度 ( $V$ );

一个处理系统 (100), 该系统具有:

第一处理装置 (PROCESSING 1), 它用于从超声波数据和线上的组织速度构造组织速度图象序列,

第二处理装置 (PROCESSING 2), 它用于导出在该序列的時刻的切变波前速度,

5 以及一个计算装置 (51), 它用于从瞬变切变波前速度 ( $C_{sw}$ ) 估算组织局部机械参数。

9. 权利要求 8 所要求的系统, 该系统包括用于获取图象数据, 扫描配置的装置 (44), 该系统被限定如下:

10 估算一个瞬变切变波在组织中传播一个给定深度的时间延迟 ( $T_{sw}$ ), 计算在所述时间延迟内能被超声波扫描的扫描线的数目, 设置超声波全图序列的全图的预定数目 ( $N$ ), 每一幅超声波全图包括扫描线的预定数目 ( $\ell_{IM}$ ), 计算超声波图象序列每幅全图中可能要扫描的线的数目 ( $\ell_k$ );

15 估算每一幅超声波全图中亚图的数目 ( $k$ ), 每一幅亚图由所述数目的可能被扫描的线形成, 以使用所估算数目的相邻亚图覆盖序列的每一幅全图;

那个超声波扫描配置 (44) 是用于扫描组织, 只要扫描序列图象中相应的超声波亚图, 这些亚图是和所估算的相邻亚图数目一样多的亚图序列中的亚图, 以及只要每次开始一个超声波亚图序列, 就触发一个切变波。

10. 权利要求 9 所要求的系统, 该系统包括:

25 速度测量装置 (41), 它用于从超声波数据估算扫描线上的组织速度, 该速度随超声波亚图中线的数目而变化 and 随超声波亚图序列中亚图图象数目而变化, 以及用于形成对应于超声波亚图序列的组织速度亚图序列。

11. 权利要求 10 所要求的系统, 其中第一个处理装置 (PROCESSING 1) 接收组织速度图象序列, 处理相邻的亚图恰当地分别覆盖全图, 以便构造一个切变波在传播过程中的速度全图序列, 为了形成所述组织速度全图序列, 使涉及到每一幅全图的相邻组织速度亚图的

30 线与第一序列中相应亚图的第一根线同步。

12. 权利要求 11 所要求的系统, 其中第二处理装置 (PROCESSING 2) 接收组织速度全图序列,

确定图象线上组织速度为最大值的点，最大值随所考虑的组织速度图象的形成时刻而变化；形成另一种被称为最大速度图象的图象，该图象由这样一些点所形成，他们分别含所述图象线上的位置，以及归结为这些时刻的值，此时，在所述的组织速度图象序列中，对应着组织速度的最大值；

以及，连接同一时刻值的所有点，以便在所述时刻值形成瞬变切变波前图象。

13. 权利要求 8 至 12 中任何一项所要求的系统，该系统包括显示装置（45），它用于显示组织速度图象序列和前端传播图象。

10 14. 一种设备，该设备具有获取医学超声波数据的装置（1，10）和系统（100），该设备可以访问所述的医学超声波数据，并按权利要求 8 至 13 中任何一项所要求的方式来处理数据，以及该设备具有显示处理图象的装置（45）。

15 15. 一种计算机程序产品，该产品包括一组用于实现权利要求 1 至 7 中任何一项所要求的方法的指令。

## 用于切变波参数估算的超声波方法和系统

### 发明领域

- 5 本发明涉及一种超声波方法和一种超声波系统。该方法和系统用于：确定瞬变切变波在组织中的局部传播速度，显示一个瞬变切变波速度图象的序列，确定组织弹性信息。

本发明应用这种信息作为工具，诊断患者组织的异常，例如肿瘤或  
10 浮肿。已知这些异常相对于声音背底组织展示出其机械性质的变化，切变波传播信息可以确定该异常的位置。

### 发明背景

- 已有一种用于确定身体各个不同部位组织弹性的方法，见 Sarvazyan 的美国专利 5, 606, 971。根据这种已知的方法，用聚焦的  
15 超声源，把超声波聚焦到组织的不同位置，该超声源能把超声波传输到它的焦点区域。这种超声源最好是一种相控阵种类的超声换能器。该聚焦超声波是调幅的，它用于在组织中的不同位置产生切变波。所述切变波进一步通过测量其在组织表面的振幅和相位来进行测量。至少组织中切变波的一个传播参数从相位和振幅的测量值确定，例如在传播的切变  
20 波的切变波速度、衰减系数、组织质点切变位移的振幅和速度。基于这些测量值，用已知的关系式计算，至少确定组织的一个机械参数，例如：切变弹性模量，杨氏模量，动态切变粘度。对所有调幅的聚焦超声波，重复该方法的步骤，使其聚焦在所述不同位置。显示的动态切变粘度和弹性模量的计算值随所述位置坐标而变化。

- 25 这种产生切变波的已知方法必须使用聚焦的超声源，例如相控阵超声换能器，它用于传送大量的超声波能量到组织中产生切变波的位置。由于必须有一定量的超声波能量用于局部组织，聚焦的超声源可能对患者的组织有一定的破坏效应。

### 30 发明概述

本发明的目的是提供一种方法和一种系统，来实现不用聚焦超声源的方法，以避免对患者组织可能的二次效应。根据本发明，组织中的切

变波由一种外部机械振动源产生。该切变波产生组织质点的位移。根据本发明，一种标准的超声波诊断系统用于测量组织质点的速度和切变波前的速度。这种超声波诊断系统也具有显示切变波前传播图象序列的装置。

- 5 问题是切变波在组织中以大约每秒 1 米的速度传播几个厘米，例如 4 厘米。在这种情况下，传播的时间大约是 40ms（毫秒）。这种速度太快，传播时间延迟太短以至于用标准超声波诊断成像系统产生的标准超声波图象序列，无法显现切变波在组织上的效应。这样一种系统的图象帧速率不适合显现切变波的传播，因为它只有每秒 15 幅图象的量级，
- 10 而显现切变波需要大约每毫秒 1 幅图（每秒 1000 幅图）的图象帧速率。

- 如权利要求 1 所要求的那样，本发明提供了一种确定瞬变切变波前传播参数的超声波诊断成像方法，该方法包括在组织中形成瞬变切变波的步骤：获取组织的超声波图象数据（ $S, S^*$ ），瞬变切变波前沿着图像线，在时间延迟内在所述组织中传播一个深度（ $z$ ）；估算每条图像线的组织速度（ $V$ ）；由图象线上的超声波数据（ $S, S^*$ ）和组织速度（ $V$ ），
- 15 构造组织速度图象序列  $[I(V)]$ ；以及导出在序列的指定时刻的切变波前速度（ $C_{sw}$ ）。如权利要求 7 所要求的那样，本发明也提供了一种超声波诊断成像方法，该方法用于从瞬变切变波前速度（ $C_{sw}$ ），确定组织局部的机械参数。

- 20 如权利要求 8 所要求的那样，本发明还提供一种实现所述方法的系统。

- 本发明使得利用带有标准换能器的标准超声波诊断成像系统在切变波影响下组织移动的序列可视化，该标准换能器分别发射和接收标准超声波信号和反射信号。本发明还使得对组织区域进行定位和确定组织
- 25 区域的机械参数，该区域相对于背景有明显不同的机械参数。

## 附图简述

下文结合以下附图对本发明进行了详细描述，其中

- 图 1A 是超声波诊断成像系统的方框图，该系统包括在组织中产生切变波的装置，以及处理反射信号和显示相应图象的装置；图 1B 说明一幅图象中超声线的扫描；图 1C 说明一种超声波全图序列的形成；
- 30

图 2 是超声波诊断成像系统的方框图，该系统用于处理在切变波影

响下组织区域的超声波信号, 以及用于测量波前速度和组织局部机械参数;

图 3A 和 3B 分别说明超声波亚图序列的形成和相应的组织速度亚图序列的形成;

5 图 4 说明组织速度全图序列的构成;

图 5 说明由组织速度全图序列构成的图象以提供切变波前速度测量。

### 发明详述

10 图 1A 展示出一个方框图, 表示标准超声波诊断成像系统 1, 它与标记为探测器的超声换能器 10 及振动发生器 2 连接。该超声波诊断系统与处理系统 100 连接, 以便确定瞬变切变波的局部传播速度, 显示瞬变切变波前的图象序列, 确定组织参数, 例如: 组织弹性。

参照图 1B, 探测器 10 被定位在与待检测组织 5 相接触的位置, 并  
15 发射超声波脉冲穿过所述组织。该探测器包括超声换能器元件, 这些元件布置成与组织表面平行及与标记为 X 轴的 OX 轴平行。该换能器元件能够发射若干超声波束, 这些超声波束的超声波脉冲平行于标记为 Z 轴的 OZ 轴, 且正交于 X 轴。超声波束的总数  $\ell_{IM}$ , 例如, 可以是  $\ell_{IM}=128$  或  $\ell_{IM}=256$ 。以下每个超声波束称为一根平行于 Z 轴的超声线, 且它们在 X  
20 轴上的坐标为  $x_1$  到  $x_{\ell_{IM}}$ 。当超声波脉冲传播通过组织 5 时, 沿着横坐标为  $x_i$ , 指数为  $i$ , 如  $1 \leq i \leq \ell_{IM}$  的一条线, 沿所述线遇到的组织质点产生相应的反射波。探测器接收到这些反射波, 其被接收的时刻与平行于 Z 轴的超声线上反射波形成的深度  $z$  相关。从沿位于横坐标为  $x_i$  的线的反射的所有反射波的集合形成了该组织的一根超声波数据线, 该数据是复  
25 数数据, 标记为  $S$  和  $S^*$ 。扫描一根深度  $z$  约为 4cm 的线需要的时间小于或大约  $T_t=100\mu s$ ; 为了解释的简便, 以下假设这个时间是  $T_t=100\mu s$ 。逐一扫描  $\ell_{IM}$  根线, 形成一种全二维的超声波数据 ( $S$  和  $S^*$ ) 图象, 称作超声波图象。这种超声波图象包括  $\ell_{IM}$  根线 (128 或 256 根线), 这些线平行于 Z 轴, 按规律的间隔 ( $x_1, x_2, \dots, x_{\ell_{IM}}$ ) 排列。这些线沿 Z 轴方  
30 向测量大约有 4cm 长。根据上面的假设, 大约需要时间  $T_{IM}=\ell_{IM} 100\mu s$  来形成一幅深度达 4cm 的二维超声波图象:

对一幅 128 线的超声波图象,  $T_{IM}=12,8 \text{ ms}$ 。



或一幅 256 线的超声波图象,  $T_{IM}=25,6 \text{ ms}$ .

参照图 1A, 超声波诊断成像系统 1 与一个振动发生器 2 连接, 该发生器是一种外部机械脉冲发生器 2. 对患者来说, 外部机械脉冲发生器的优点是显而易见的, 且从业医生很容易使用. 各种机械脉冲借助接触  
5 体 4 被施加于组织 5, 并在组织 5 内产生切变波, 该切变波在组织 5 内以一个速度传播的深度  $z$  约为 4cm, 先验地估算的传播速度为:

$$C_{sw} \approx 1\text{m/s}$$

用该估算的速度  $C_{sw}$ , 该切变波在组织内传播达 4cm 深度处需要的时间为:

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

本发明提出了用于瞬变切变波前在显示器 45 上可视化的一种方法和一种系统, 显示器 45 与标准超声波诊断系统 1 连接. 为此目的, 图 1A 的超声波诊断系统包括处理系统 100, 该处理系统与标准超声波诊断系统 1、脉冲振动发生器 2 及探测器 10 相关联. 探测器 10 相对于振动  
15 发生器 2, 可以以任何恰当的方式放置, 以使用标准超声波诊断系统 1 形成切变波传播组织区域 5 的超声波图象.

为了显现瞬变切变波前, 首先在切变波前传播的时间延迟内形成一种暂时的超声波图象序列. 参照图 1C, 为了正确地显现这种传播, 建议形成有  $N$  幅超声波图象的暂时序列, 例如  $N=10$  至 50 幅图象. 在下文  
20 给出的一个实例中, 选择形成一种暂时序列, 它有:

$$N=40 \text{ 幅超声波图象,}$$

标记为  $I_1, I_2, \dots, I_N$ , 这些超声波图象在时间延迟内有规律地获得, 时间延迟为:

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

25 所以, 利用前面涉及一根线的扫描时间  $T_l$  的假设, 超声波诊断成像系统必须每 1ms 提供一幅超声波图象, 以使切变波可视化, 而标准超声波诊断成像系统只能够每 12, 8ms 或 25, 6ms 提供一幅超声波图象, 这就是时间  $T_{IM}$ . 所以, 这样一种标准超声波诊断系统不适应提供恰当的图象帧速率, 来构造暂时的超声波图象序列, 而暂时的超声波图象序列是显  
30 现瞬变切变波前传播所需要的. 处理系统 100 能够解决这个问题.

图 2 展示的方框图表示具有获取暂时超声波亚图序列的装置系统 100, 它用于估算切变波作用下的组织质点的局部速度, 用于构造组织

速度全图序列, 用于估算切变波前速度, 和用于显现瞬变切变波传播影响下的组织的位移。

参照图 3A, 在第一个时刻  $\alpha_1$ , 振动发生器在组织 5 中产生第一个切变波, 并且, 使用超声波诊断系统 1 的扫描配置 44, 在同一时刻  $\alpha_1$ , 与组织 5 耦合的探测器 10 在横坐标为  $x_1$  处开始扫描第一根线, 以便提供标记为 S 和 S\* 的超声波数据的第一根线。系统扫描一根线需要时间  $T_l=100\mu s$ , 所述系统安排  $T_{sw}=40ms$  来扫描切变波传播过的 4cm, 且必须以每毫秒一幅超声波图象的速率提供  $N=40$  幅暂时的超声波图象。所以该系统有时间来扫描第一幅超声波图象  $I_1$  的数目为  $1<\ell_k\leq 10$  的相邻线, 这些线布置在横坐标  $x_1, x_2, \dots, x_{10}$ , 形成超声波数据 (S 和 S\*) 线的第一波段, 在该第一幅超声波图象  $I_1$  中, 该波段标记为  $K_1(I_1)$ 。例如,  $\ell_k=10$  根线。

参照图 3A, 该系统还扫描第二幅暂时超声波图象  $I_2$  的数目为  $\ell_k=10$  的相邻线, 这些线布置在相同的横坐标  $x_1, x_2, \dots, x_{10}$ , 形成超声波数据 (S 和 S\*) 线的第一波段, 在第二幅超声波图象  $I_2$  中, 标记为有相同横坐标的  $\ell_k=10$  线的  $K_1(I_2)$ 。

参照图 3A, 该系统还扫描每幅包括  $I_{40}$  在内的暂时超声波图象的数目为  $\ell_k=10$  的相邻线, 在每幅暂时超声波图象  $I_1$  至  $I_{40}$  中, 仅仅形成一个  $\ell_k=10$  线的波段  $K_1$ , 这些线布置在横坐标  $x_1 \sim x_{10}$ , 第一个波段  $K_1$  标记为要完成 128 线或 256 线的每幅完整超声波图象的第一幅亚图  $K_1$ 。系统需要花  $T_{sw}=40ms$ , 完成  $N=40$  个超声波数据为 S 和 S\* 的暂时超声波亚图  $K_1(I_1)$  至  $K_1(I_{40})$ 。这便形成超声波数据 (S 和 S\*) 的第一个超声波亚图序列。

正像本技术领域的熟练人员可能理解的那样, 超声波亚图象线的数目这样计算: 确定在切变波传播时间  $T_{sw}$  内, 可能扫描过的线的总数目  $\ell_{sw}$ ; 已知扫描一根线的时间  $T_l$ ; 固定序列中超声波图象的数目  $N$ , 该数目的超声波图象能够恰当地显现切变波前位移。这就给出了在振动发生器 2 的一个脉冲时间内, 从  $I_1$  至  $I_N$  每幅超声波图象可能扫描的线数  $\ell_k$ :

$$\ell_k = \ell_{sw} / N$$

在第二个时刻  $\alpha_2$ , 振动发生器 2 在组织 5 的相同区域中产生第二个切变波, 使用扫描配置 44, 在同一时刻  $\alpha_2$ , 与组织 5 相耦合探测器

10 开始在横坐标为  $x_{11}$  处扫描第一根线，这就形成第一幅暂时超声波图象  $I_1$  的第二波段  $K_2(I_1)$  的超声波数据 ( $S$  和  $S^*$ ) 的第一根线。所以，现在该系统在横坐标  $x_{11}$  至  $x_{20}$  处扫描  $\ell_k = 10$  根线，因此，形成超声波数据 ( $S$  和  $S^*$ ) 的第二波段，标记为  $K_2(I_1)$ ，它在第一个暂时超声波图象  $I_1$  中，包括  $\ell_k = 10$  根线。

然后，和前面关于图 3A 的描述一样，该系统进一步扫描每一幅暂时超声波图象  $I_1$  至  $I_{40}$  的  $\ell_k = 10$  根相邻线，这些相邻线布置在横坐标  $x_{11}$  至  $x_{20}$  处，形成暂时超声波亚图  $K_2(I_1)$  至  $K_2(I_{40})$  的波段。

在接下来的时刻  $\alpha_3$  至  $\alpha_k$ ，振荡发生器 2 提供一个机械脉冲，产生一个在组织 5 同一区域中传播的切变波，并且，使用扫描配置 44，在同一时刻，与组织 5 相耦合的探测器 10 开始扫描  $\ell_k = 10$  根线的第一根线，形成暂时超声波图象  $I_1$  至  $I_{40}$  的相应波段  $K$  的超声波图象。

对每一幅超声波图象  $I_1$  至  $I_{40}$  进行扫描，直到构造完  $k$  个波段或超声波亚图  $K_1$  至  $K_k$ 。在每一幅超声波亚图中，按照每一幅全图的线数目  $\ell_{IM}$  的不同，用户恰当地选择超声波亚图的数目  $k$  及其线的数目  $\ell_k$ 。在时刻  $\alpha_k$ ，构造最后一个超声波亚图序列。

参照图 2，该超声波亚图序列的超声波数据用于构造相应的组织速度亚图序列。沿着超声波亚图序列的每根扫描线，测量在切变波作用下组织质点的速度。对本技术领域的熟练人员来说，这种组织位移速度的测量是一种众所周知的操作，常常在具有组织速度测量装置 41 的标准超声波系统 1 上进行。

超声波诊断成象系统 1 可以用不同的方法进行组织速度的测量，这是在序列分别为  $K_1$  至  $K_k$  的超声波亚图中，横坐标为  $x_1$  至  $x_\ell$  的每一根扫描线上进行的。例如一种已知的方法是“相移法”，根据这种方法，组织速度  $[V(n, \ell, z)]$ ，依照下列公式，由超声波亚图序列超声线的超声波数据  $S$  和  $S^*$ ，通过处理装置 41 获得。

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

其中： $n$  是超声波亚图数为  $N$  的序列中图象的数目， $1 \leq n \leq N-1$ 。  
 $\ell$  是所考虑的超声波亚图的线的数目，该数目属于一个给定的超声波亚

图  $n$  的  $K_1$  至  $K_k$  中超声亚图中的线总数  $\ell_k$ , 从中估算组织的速度.  $T_t$  是一根线的扫描时间,  $f_0$  是反射信号的平均频率,  $S$  和  $S^*$  是复数超声波信号的数值,  $z$  是要估算速度点处的深度,  $C$  是组织中的超声波速度 (在本实例中,  $1 \leq n \leq 39$ ,  $\ell_k = 10$  和  $T_t = 100\mu s$ ). 在上式中,  $p$  是为计算速度而被平均数据的数目, 例如:  $p$  可能等于 2;  $m$  由  $n$  和  $p$  计算得到.

参照图 3B, 用这种方法构造组织速度亚图序列, 该序列由  $N-2p$  (例如  $N-2p=40-4=36$ ) 幅亚图组成, 它的数目不同于超声波亚图序列的亚图数目  $N$  ( $N=40$ ). 然而, 组织速度亚图序列的数目  $k$  与超声波亚图序列的数目相同.

在一个变型中, 该组织速度可以用众所周知的“暂时移位方法”测量, 或者由用户选择的其他方法测量.

然后, 将组织速度亚图序列储存在标记为 MEM1 的第一存储器装置 42 中, 明显地, 组织速度值存作其位置的函数, 并标记为  $P(x, z, t)$ , 其中,  $x$  是沿着  $x$  轴的扫描线的横坐标,  $t$  是不同于  $n$  的时刻, 它对应着所述图象序号  $n$ ,  $z$  是沿着  $z$  轴的深度. 所以,  $P(x, z, t)$  是  $t$  时刻组织速度亚图中横坐标为  $x$  和深度为  $z$  的一个点,  $t$  时刻对应着序号为  $n$  的该组织速度亚图, 该点在 (含  $N-2p$  幅) 组织速度亚图的  $k$  个序列  $K_1[V(n, \ell, z)]$  至  $K_k[V(n, \ell, z)]$  中的序号为  $n$  的该组织速度亚图上.

参照图 2, 对  $k$  幅组织速度亚图  $K_1[V(n, \ell, z)]$  至  $K_k[V(n, \ell, z)]$  进一步的处理, 以便将它们组成用于构造一个  $N-2p$  幅组织速度全图的暂时序列, 标记为  $I_1[V(n, \ell, z)]$  至  $I_{N-2p}[V(n, \ell, z)]$ .

该操作采用第一种处理装置 40 进行, 该装置记为处理系统 100 中的 PROCESSING 1. PROCESSING 1 使所有组织速度亚图的线同步, 以形成组织速度全图. 在该操作中, 使全部  $k$  个相邻序列中组织速度第一亚图的第一线与第一时刻  $\alpha_1$  形成的第一亚图的第一线同步. 为了覆盖第一幅全图, 考虑每根图象线形成之间所需要的时间延迟, 使全部对应所给出的全图的  $k$  幅组织速度亚图的所有线同步于所述的第一线. 然后, 根据相邻亚图序列中第一亚图形成的时刻, 用相同的方式处理组织速度序列的全部相邻的亚图, 以覆盖组织速度全图.

参照图 4, 于是, 作为结果的组织速度系列建立起来了, 它是由如此构造的  $N-2p = 36$  幅组织速度全图  $I_1[V(n, \ell, z)]$  至  $I_{N-2p}[V(n, \ell, z)]$  所构成. 通过这种同步操作, 组织速度系列的每一幅组织速度全图

$I_1[V(n, \ell, z)]$ 至  $I_{N-2p}[V(n, \ell, z)]$ 与各自的切变波在组织中传播的时刻  $t$  相对应,  $t$  为以前已定义过的  $n$  的函数。

为了进行该同步操作, 把储存在存储器 MEM1 中涉及到这些线的速度值取出, 输入到同步装置 PROCESSING 1 中, PROCESSING 1 具有校正时间延迟的功能, 这种时间延迟是由扫描操作所产生的。首先, 为了构造  $t$  时刻的组织速度序列的一幅全图,  $k$  个组织速度序列中的每一幅组织速度亚图的线必须同步于第一幅组织速度亚图的第一根线, 这里的第一幅组织速度亚图对应于所述的组织速度全图。其次, 全图的线上的点必须同步于对应的组织速度值, 该速度值从组织速度亚图序列中估算, 考虑到: 超声波亚图序列包括  $N$  幅出现在  $n$  时刻的超声波亚图, 而组织速度亚图序列包括  $N-2p$  幅出现在  $t$  时刻的组织速度亚图。将会注意到: 时刻  $t_\ell$  和  $t_{\ell+1}$  间的实际时间延迟为  $T_\ell$ , 这两个时刻分别对应着相同深度  $z$  处两相邻线上的速度  $V(n, \ell, z)$  和  $V(n, \ell+1, z)$ ,  $T_\ell$  就是扫描一根线的时间延迟。也将注意到: 扫描一幅超声波亚图所必需的时间是  $\ell_k T_\ell$ 。所以, 对应着速度  $V(n, 1, z)$  和  $V(n, \ell, z)$  的时刻  $t_1$  和  $t_\ell$  间的时间延迟为:

$$t_\ell - t_1 = (\ell - 1) T_\ell.$$

为了上述原因, 根据下述公式, 利用标记为  $I$  的内插函数在组织速度亚图中寻找标号为  $\ell$  的线上的实际速度, 该内插函数是随时间  $t$  变化的速度数据的插值函数:

$$f_\ell(t) = I[V(n, \ell, z)], \text{ 从 } n=p \text{ 到 } N-2p$$

$$\text{其中: } t = [n + (\ell - 1)] \ell \text{ 小于 } \ell_k T_\ell$$

函数  $f_\ell(t)$  是一个对速度数据进行筛选的函数, 对所构造的组织速度图象, 该函数提供所考虑线上的实际组织速度。这种筛选函数可以是本技术领域的熟练人员所知道的一种, 例如: 三次样条函数或正弦基本 (sinus cardinal) 函数。

亚图序列  $K$  的数目  $k$ , 暂时超声波图像的数目  $N$ , 以及用于形成暂时超声波图像线的数目  $\ell$ , 需要由用户选定。在阶段 3 的结尾, 从  $N$  幅超声波亚图的  $k$  个已获的序列和该组织速度的估算中, 一个暂时的组织速度

全图系列已经构造出来了，该系含有  $N-2p = 40-2p$  幅组织速度全图象。

参照图 2，从 PROCESSING 1 获得的数据储存在存储器装置 47，该装置被标记为 MEM2，这些全图象是切变波传播区域 5 的组织速度像，用系统 1 的显示装置 45 按序列显示这些图像。在该处理阶段，显示器  
5 展示出机械脉冲作用下移动的组织区域，机械脉冲由振动发生器 2 提供。

参照图 2，在下一阶段，组织速度图象序列的数据从 MEM2 中提取，并供给标记为 PROCESSING 2 的第二个处理装置 50，组织速度序列数据包括每一幅图象每一点和切变波传播的每一时刻  $t$  的组织速度值，由  
10 此，接下来，被称为  $I_{\max}$  的图象在 PROCESSING 2 中构造得到。

参照图 5，在 PROCESSING 2 中，通过写操作建立这种新的图象  $I_{\max}$ ，又叫做最大速度图象，在  $t_1$  到  $t_{N-2p}$  间称作  $t_{\max}$  的时刻，在所述图像线上的点进行写操作，当组织速度为最大值时，标记为  $V_{\max}$ 。图象  $I_{\max}$  的不同点用标记为  $L_t$  的线连接起来，图象  $I_{\max}$  对应着同一时刻  $t_{\max}$  的组织速度最大值。同一根线上的所有点是同一时刻  $t$  的最大速度点，这些线  
15 为速度等高线。所以，这些线展示出切变波前传播的时刻。对图象  $I_{\max}$  的时间梯度的估算容许确定切变波前的速度。该波前速度标记为  $C_{sw}$ ，用 PROCESSING 2 估算，在新图象  $I_{\max}$  中随梯度变化，并用下式表示：

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

20

从 PROCESSING 2 提取得到的传播波前速度数据进一步用计算装置 51 进行处理，用于估算组织参数，例如，组织区域的弹性，见引言部分参考文献的已知公式。这些组织参数储存在存储器装置 52 中，以便进一步用作协助诊断肿瘤和其他疾病的工具。

25 该超声波诊断成象系统可以是一种标准超声波设备 1，10，辅以一种处理装置 100，该处理装置包括一个适当编程的计算机、一个工作站处理器、或者一个特殊用处的处理器，这种处理器含线路装置，例如：LUTs、存储器、滤波器、逻辑算子，这些用于依据本发明实现本方法各步骤的功能。该工作站可以包括一个键盘、一个屏幕 45 和一个鼠标。  
30 该处理系统可以连接到辅助的存储装置以储存医学图象。

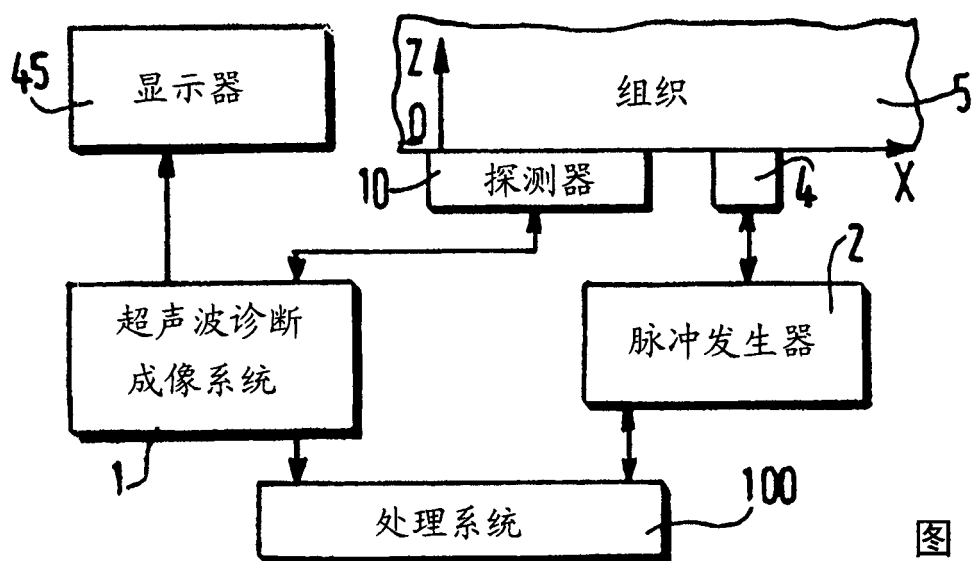


图 1A

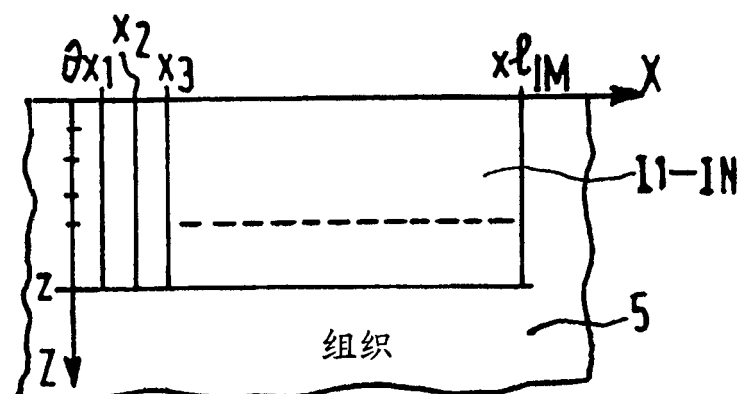


图 1B

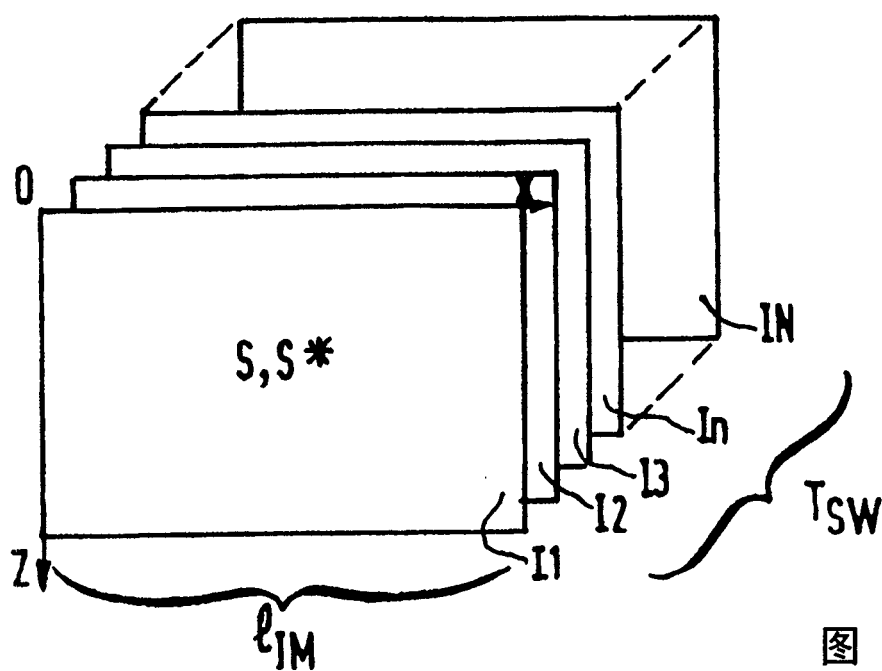


图 1C

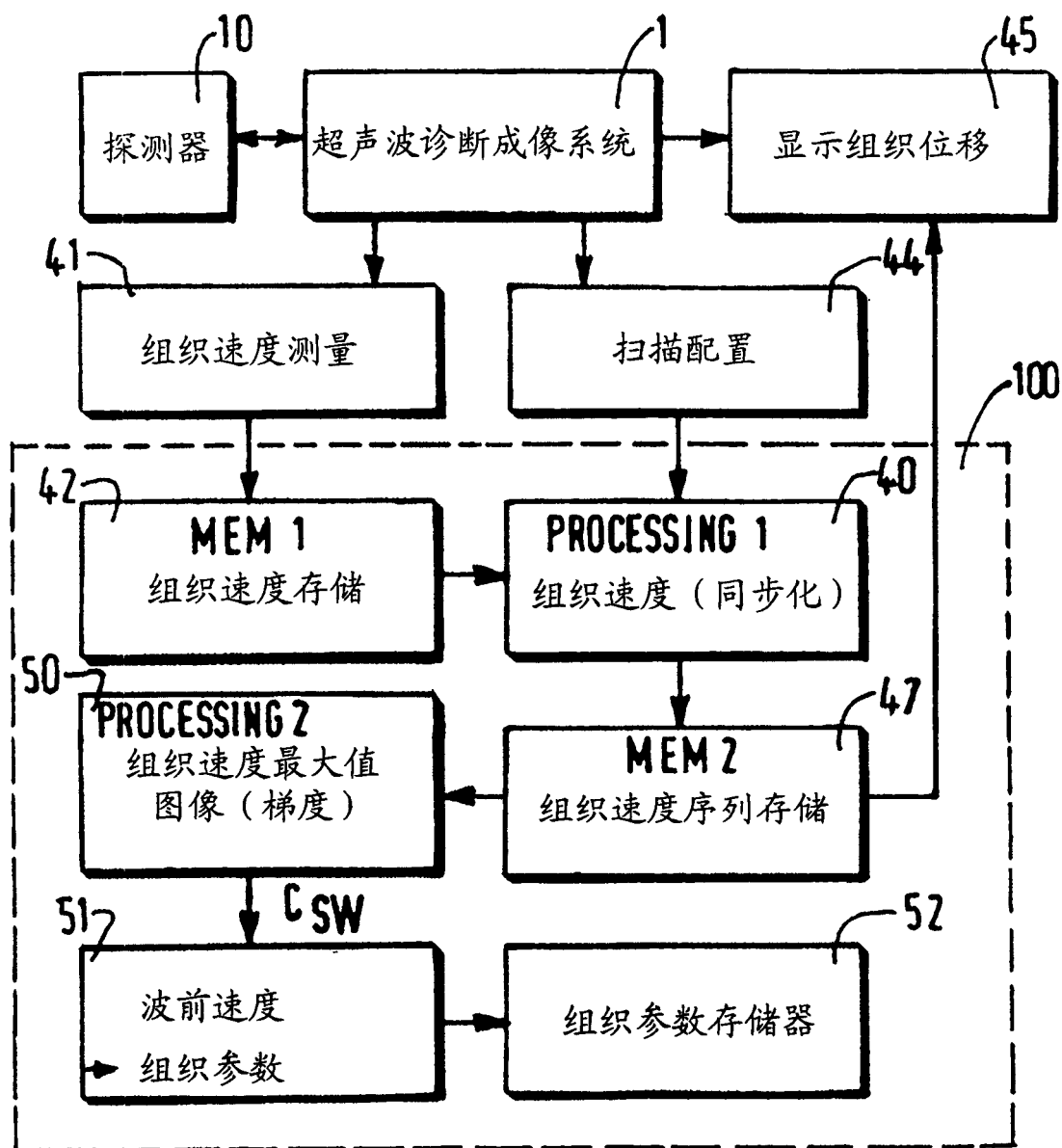


图 2



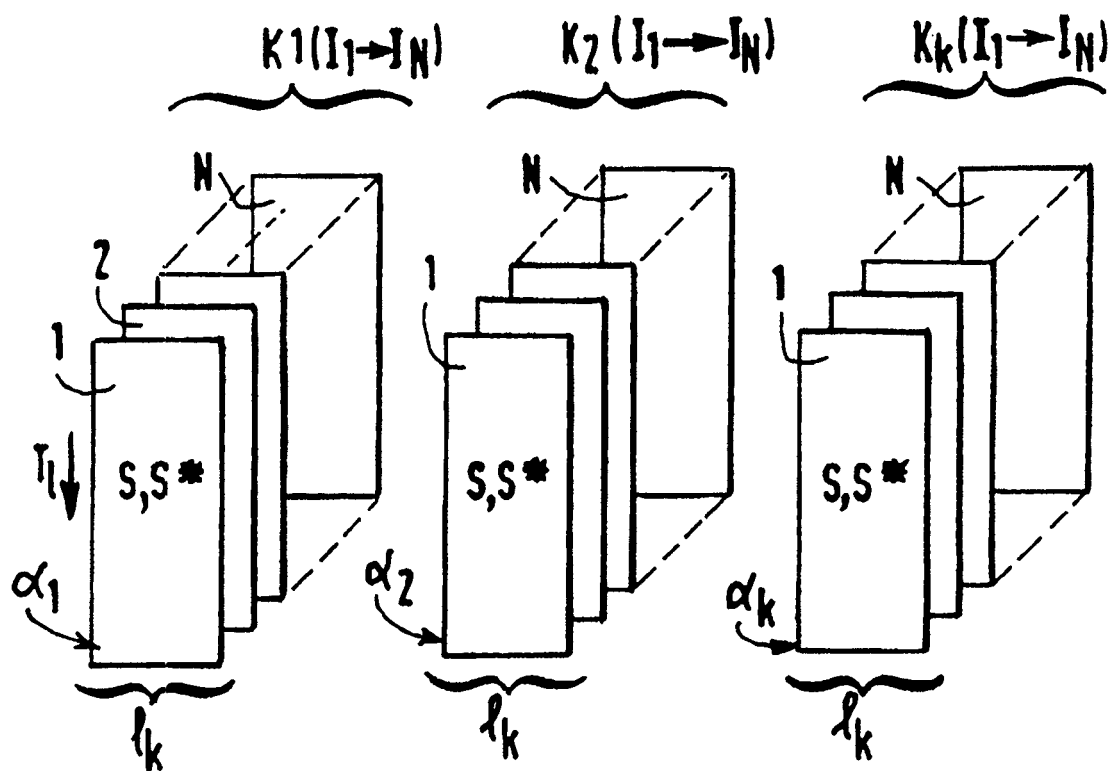


图 3A

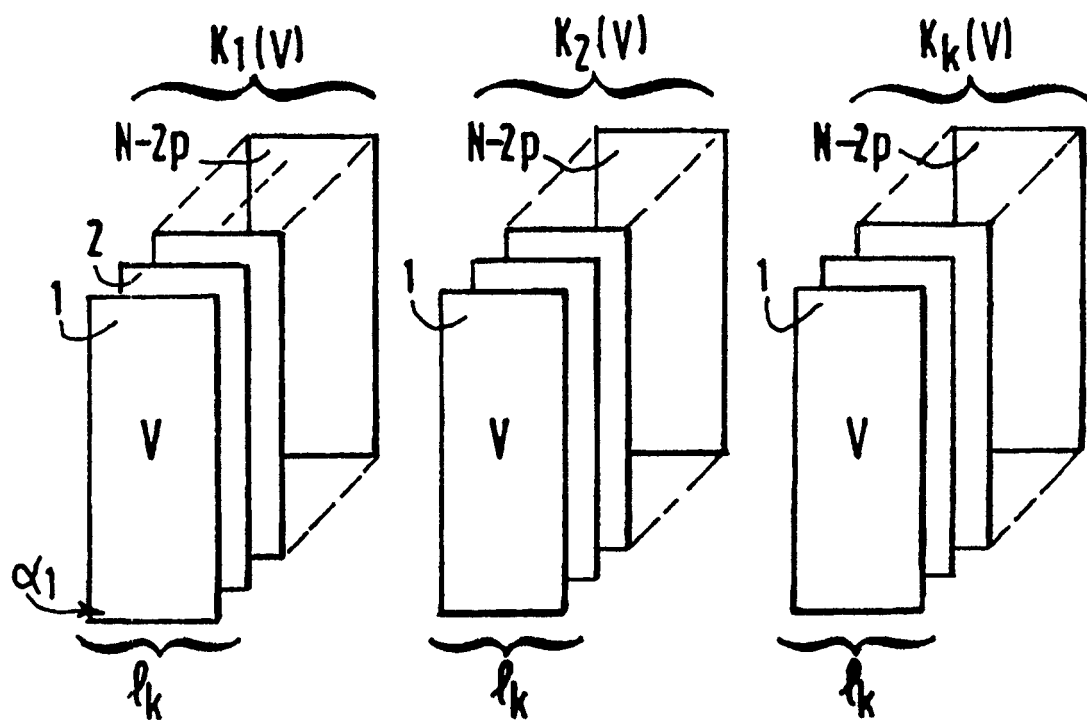


图 3B



专利名称(译)	用于切变波参数估算的超声波方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN1383374A</a>	公开(公告)日	2002-12-04
申请号	CN01801808.4	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)	皇家飞利浦电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子N.V.		
[标]发明人	O博纳富		
发明人	O·博纳富		
IPC分类号	A61B8/08 B06B1/06		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/485		
代理人(译)	吴立明 王忠忠		
优先权	2000401153 2000-04-26 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

本发明涉及一种超声波诊断成像方法,它用于确定瞬变切变波前的传播参数,该方法包括在组织(5)中形成瞬变切变波的步骤:获取组织的超声波图象数据( $S, S^*$ ),瞬变切变波前沿着图象线( $l$ ),在时间延迟( $T_{sw}$ )内传播一个深度( $z$ );估算每根线的组织速度( $V$ );由图象线上的超声波数据( $S, S^*$ )和组织速度( $V$ ),构造组织速度图象序列 $[I(V)]$ ;以及导出在序列的指定时刻的切变波前速度( $C_{sw}$ )。然后,由该前端速度计算组织参数,例如:弹性。本发明也涉及到一种超声波诊断成像系统,含处理装置(100, PROCESSING 1, PROCESSING 2)以实现这种方法。为此,该处理装置可以是一种具有指令的计算机程序产品。

