



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102481144 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201080035230. 1

代理人 黄必青

(22) 申请日 2010. 06. 11

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006. 01)

09/02856 2009. 06. 11 FR

G01H 5/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2012. 02. 09

WO 03045251 A1, 2003. 06. 05, 说明书第3页30-34行, 权利要求1-14, 说明书第3页11-17行, 第4页31-33行, 第6页13-25行, 第7页5-15行, 说明书附图1, 附图2, 附图5-附图8.

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2010/051175 2010. 06. 11

CN 1809317 A, 2006. 07. 26, 全文.

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/142927 FR 2010. 12. 16

CN 101401732 A, 2009. 04. 08, 全文.

(73) 专利权人 国家研究中心

地址 法国巴黎

专利权人 皮埃尔与玛丽·居里-巴黎第六大学

WO 2008001280 A2, 2008. 01. 03, 全文.

US 6449566 B1, 2002. 09. 10, 全文.

EP 2043525 A2, 2009. 04. 08, 全文.

(72) 发明人 J-G·米农齐奥 M·塔尔芒

P·洛吉耶

审查员 桂叶晨

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

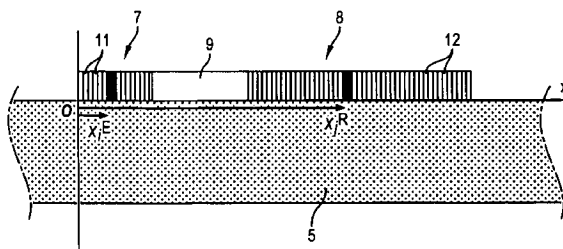
权利要求书1页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

用于确定介质特征的超声方法和装置

(57) 摘要

将包括 N^E 个超声发射器 (11) 和 N^R 个超声接收器 (12) 的探头施加在要确定特征的介质上。相继启动每个发射器 (11), 且每次提取在一时间窗口内的所有接收器 (12) 的信号。提取的 $N^E \times N^R$ 个信号的每个通过时间傅立叶变换转换为振动分量的和, 每个振动分量具有其时间频率。从中得出对于每个频率的具有该频率的振动分量的复幅度的 $N^E \times N^R$ 矩阵。对这些矩阵 (每个频率一个) 进行奇异值分解, 消除最弱的, 并对于每个频率用与保留的奇异值相关的奇异向量形成接收信号空间的基底。计算该基底中每个平面波的贡献, 平面波以其速度 (空间频率) 为特征。将该贡献以频率-传播速度坐标系中的灰度水平的形式表示。本发明用于更好地确定介质、特别是有噪声的介质的特征。



CN 102481144 B

1. 确定介质特征的超声方法, 该超声方法包括:

—给介质施加超声激励信号;

—检测由距已施加超声激励信号的发射点 (11) 不同距离的多个接收点 (12) 收到的超声激励信号构成的响应;

—从全部的收到的超声激励信号出发, 提取在频率—传播速度坐标系中传播的模式图形,

该超声方法的特征在于, 对于每个接收点 (12), 对至少两个不同的超声激励信号连续地进行检测, 使得在每个接收点通过至少两个其振动分量不同和 / 或不同地叠加的响应; 对于每个频率, 建立对于 N^R 个不同接收点和 N^E 个不同发射信号的能量水平和响应相位差的 $N^E \times N^R$ 矩阵; 并且, 对初始频率响应矩阵进行奇异值分解, 其中对于每个频率, 产生在激励空间中的奇异向量基底、在沿接收器传播的波的空间中的奇异向量基底、以及奇异值。

2. 如权利要求 1 所述的超声方法, 其特征在于, 不同超声激励信号的不同在于它们各自的施加点与每个接收点之间的距离不同。

3. 如权利要求 2 所述的超声方法, 其特征在于, 除了施加点与每个接收点之间的距离之外, 超声激励信号基本相同。

4. 如权利要求 1 至 3 之一所述的超声方法, 其特征在于, 不同的超声激励信号在不同时刻施加, 并且对于每个超声激励信号单独地检测响应。

5. 如权利要求 1 至 3 之一所述的超声方法, 其特征在于, 通过计算每个收到信号的时间傅立叶变换, 确定每个收到的超声激励信号的振动分量谱。

6. 如权利要求 1 至 3 之一所述的超声方法, 其特征在于, 对于每个频率, 在接收奇异向量基底中表达平面波基底, 并指出对接收奇异向量参与最多的平面波。

7. 实施权利要求 1 至 3 之一所述的超声方法的装置, 该装置包括配有超声发射部件 (11) 和一行超声接收器 (12) 的探头 (4)、用于启动超声发射部件并在超声发射部件启动后的时间窗口内接收来自超声接收器的信号的部件、及处理部件, 处理部件用于从接收信号提取传播的模式在频率—传播速度坐标系中的图形, 该装置的特征在于, 超声发射部件包括多个发射器 (11), 并且处理部件通过对响应发射器的不同激励状态的收到信号的数学组合来建立图形; 并且, 处理部件实现:

—由每个超声接收器响应于每个激励状态而收到的每个信号的时间傅立叶变换, 以便对于每个频率, 得到由 N^R 个检测器响应 N^E 个激励状态而获得的 N^E 个响应的 $N^E \times N^R$ 矩阵;

—将这些矩阵进行奇异值分解, 以便从每个矩阵提取至少一个奇异向量, 该奇异向量形成接收空间基底的构成部分;

—计算代表接收奇异向量基底中的给定平面波的向量的坐标。

8. 如权利要求 7 所述的装置, 所述装置包括用于消除对应于较低能量水平的奇异向量的部件。

用于确定介质特征的超声方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定一介质的特征的超声方法和装置。

[0002] 本发明尤其应用于确定构成物体的固体介质的特征,其涉及了解介质的性质、成分、均匀度、状态、尺寸等,特别是通过与对已知介质先前建立的结果的比较。

[0003] 特别是,可以涉及以非破坏方式检测机械零件的状态。更特别的是,可以涉及探测人或动物的骨头状态,特别是骨头皮层的状态,例如用于了解儿童的骨头生长期,在某些影响骨骼的不利情况下的骨头状态,或者发现一些骨骼病理、如骨质疏松,及必要时评价检测出的病理的严重程度。

背景技术

[0004] 与 X 射线方法相比,超声方法提供许多优点,X 射线方法需要昂贵的设备和适当的环境,并且具有一些不希望的副作用,因此在同一个体上的应用频率需要被限制。

[0005] 人们已知的确定特征的方法在于,在一发射地点施加超声激励,并在多个相继的接收地点检测由该激励产生的第一信号的到达,然后计算该第一信号的传播速度。该方法可以通过在病人身体的外表面上施加探头来实施。文献 FR2839877 记载了消除探头与要探测的骨头之间的软组织(皮肤、肌肉)的可能变化的厚度的影响的方法和装置。在骨头皮层中,第一信号的速度随一些参数变化,如皮层厚度、骨质疏松的存在等。因此,只测量第一信号的速度不是总能够区分不同的症状。

[0006] 然而,在接收器上观察到的响应于激励、如脉冲或其它多频激励的超声信号包含多个与波相关的贡献,这些波以不同的速度传播且速度随频率而变化,并具有不同的能量水平。已知的是在时间上连续检测分布在信号路径上的多个接收器的激励状态,并用这些检测结果建立沿被研究介质传递的超声信号的依据时间和空间的能量水平的图像。该能量水平的空间-时间图像包含丰富的信息,因为,在激励方面,它重组了激励信号在被研究介质中产生的不同振动模式的结果。人们已知从相继的检测器得到的信号得出根据频率和传播速度的能量水平的图形。该图形的形式例如是通过颜色或灰度水平表示的频率-传播速度坐标系的每个点的能量。从中看到出现一些称为“路径”的强能量线条,每一个反映一个振动模式,并形成传播介质的特征整体。

[0007] 在旨在得到该图形的一个实施例中,空间-时间图像可以经过处理,特别是通过二维数字傅立叶变换,以便从中提取时间频谱和空间频谱,尤其是建立空间频率值与时间频率值之间的对应关系。通过在时间和空间(由于接收器的有限数量)上的取样,接收的信号形成能量水平在空间和时间上的(时间-空间)矩阵的形式。然后实施能量水平矩阵的二维数字傅立叶变换(TF2D),以便从时间和空间变量过渡到频率和传播速度变量。前述的图形相当于二维傅立叶变换(TF2D)的视觉化。

[0008] 但是该技术具有一些局限性和/或缺点。弱能量模式有被更强能量的模式掩盖的趋势。在噪声介质中得到的图像质量会变差。另外,现有技术要求大量的采集,尤其是如果检测器的数量受到包含要确定特征的介质的物体的形状或尺寸的限制。特别是,一种改进

已知方法的性能的技术在于将每个测量进行许多次,然后对由实施的测量的平均值形成的矩阵进行数学处理(TF2D)。这消除了大部分随机发生的误差,但不能消除某些系统误差源。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于克服至少某些上述缺点,提出一种本质上比现有技术性能更好的通过超声途径确定特征的方法和/或装置。

[0010] 根据本发明,用于确定介质特征的超声方法包括:

[0011] - 在介质上施加超声激励信号;

[0012] - 检测由距施加激励信号的发射点不同距离处的多个接收点接收到的超声信号构成的响应;

[0013] - 从全部的收到的超声信号出发,提取在频率-传播速度坐标系中传播的模式图形;

[0014] 其特征在于,对于每个接收点,对至少两个不同的激励信号连续地进行检测,使得每个接收点通过至少两个其振动分量不同和/或不同地叠加的响应。

[0015] 人们知道,对超声激励的响应解析为振动分量的叠加,每个分量具有幅度(能量水平)、频率、时间位置(相位)和传播速度。

[0016] 激励本身(例如 Dirac 脉冲)解析为由振动分量形成,每个分量具有频率和幅度(能量水平)。激励还由施加激励的发射点来表示特征,因为在本发明中,如果两个激励信号的组成相同,但在不同的发射点施加,则认为它们是不同的。

[0017] 与第一激励信号不同的第二激励信号在每个检测器中产生与同一检测器中响应于第一激励信号所产生的响应不同的响应。

[0018] 该特性可以不同的方式进行利用。例如,可以实施多次已知的方法,每次改变激励信号,每次得到与发射的激励信号对应的图形,然后比较和/或叠加得到的图形,以便形成更可靠的结果图形。

[0019] 本发明考虑优选使用两个以上的不同激励信号,例如大约十多个,以进一步提高本发明的基础性能。

[0020] 根据本发明,优选地使不同激励信号的各自发射点与每个接收点之间的距离不同。在这种情况下,优选地使激励信号之间没有其它不同,即它们的基础振动分量谱基本相同。例如,可以系统地使用 Dirac 脉冲作为激励信号。人们知道,超声换能器对这种脉冲的响应具有位于一定间隔中的频率形成的频谱,并且具有在中心频率两侧的幅度的高斯分布。

[0021] 由于激励在给定介质中的响应由以不同速度传播的振动分量形成,对两个组成相同但在给定检测器的不同距离上施加的激励信号的两个响应的振动分量在该检测器前通过时不同地进行叠加。因此,每个检测器俘获的两个信号是不同的。这里同样,可以利用两个以上的不同信号,例如十多个,每个信号在各自的发射点施加。

[0022] 因此,在通常情况下,该方法的优选方案使用 N^E 个发射器和 N^R 个接收器。优选地,发射器被相继激励,每次一个,且每次只激励一个发射器,进行 N^E 个时间信号的采集,在 N^R 个接收器的每一个上采集一个。总共得到 $N^E \times N^R$ 个时间信号。

[0023] 实践中,为了细化检测,每个测量可以被执行预定的次数,并且上述的为后续保留

的每个时间信号可以由响应于这些预定次数的相同激励得到的信号的平均值构成。下面，为了陈述清楚，不再描述为后续方法获取的每个时间信号实际为多个有效检测信号的平均值的可能性。

[0024] 人们知道，任何时间函数都可以解析为具有幅度、频率和相位（时间位置）的时间正弦函数的叠加。幅度和相位可以分别表达为称为“复幅度”的同一复数的模和幅角。复数由实部和虚部构成。可以在由实轴和虚轴确定的坐标系中把复数表示为一个向量，实轴和虚轴在向量的原点垂直相交。模为向量的长度，幅角为向量与实轴形成的角度。

[0025] 通过计算机数字化实现的傅立叶变换可以得知与构成函数的每个正弦函数相关的复幅度。施加给时间函数以得到振动分量的和的变换称为时间傅立叶变换。在时间傅立叶变换中出现的正弦函数的频率间距（两个相邻频率之间的间隔）被随意选定，通常在希望结果的精细度、计算持续时间及必要时使用的信息部件的容量限度之间的折中范围内。

[0026] 在本发明的一个优选实施例中，确定每个收到的超声信号的振动分量谱，特别是通过时间傅立叶变换，换言之，即上面所说的 $N^E \times N^R$ 个时间信号中的每一个。对所有傅立叶变换使用的频率级数（série）是相同的。因此，对级数的每个频率得到与 $N^E \times N^R$ 个时间信号的每一个相关的复幅度。

[0027] 因此，对于每个频率， $N^E \times N^R$ 个复幅度可以表示为 $N^E \times N^R$ 维的矩阵。

[0028] 相对于通过二维傅立叶变换直接由测量信号过渡到图形的现有技术，本发明在此阶段提出通过一维傅立叶变换，即只是时间的，而不是空间 - 时间的。

[0029] 人们发现，在介质中传播的能量具有取决于频率的线性特性。这表明，与激励信号中振动分量相关的能量处于对该激励的响应的相同频率的振动分量中。该特点使得可以应用矩阵计算。

[0030] 如果知道相速度，就能以协调的方式以相应频率激励所有发射器，特别是在时间位置（相位）方面，以便从第二发射器开始，使每个发射器强化从它前面通过的来自于上游的发射器的信号。因此，一方面可以放大激励，另一方面可以更好地观察介质对该激励的响应，特别是在能量水平方面。

[0031] 已经发现，矩阵计算可以模拟该研究，并精确标注在要确定特征的介质中对于每个频率的能量移动速度。

[0032] 矩阵计算是用于任何矩阵的称为“奇异值分解”（SVD）的操作。根据该数学技术， $M \times N$ 维矩阵分解为一定数量的三元组，每个组包括一个奇异值和两个相关的奇异向量。其中一个向量为 M 维，另一向量为 N 维。三元组的数量等于矩阵的两个维数 M 和 N 中的最小的。

[0033] 将该奇异值分解用于上述每个矩阵，每个矩阵与一频率相关，对每个矩阵（每个频率）得到 N^E 个三元组，三元组包括一个具有 N^E 个复坐标的发射向量、一个具有 N^R 个复坐标的接收向量和一个为正实数的奇异值。

[0034] 对于一给定频率， N^E 个发射向量构成激励的数学空间的正交向量的基底。

[0035] 奇异值是与该频率相关的模式的能量水平的指示。

[0036] 对于每个频率， N^E 个接收奇异向量构成响应的数学空间的正交向量的基底。

[0037] 然后，研究接收奇异向量与哪个平面波相关。构成代表在每个接收点的平面波的向量。在接收奇异向量的基础上计算给定频率和固定相速度的向量的坐标。这样，对于每

个频率,通过改变相速度探查所有的平面波。

[0038] 将这样计算的坐标的平方与每对值(频率、相速度)相关联。因此构成灰度水平的图像,水平值在 0 到 1 之间。这样得到的图像显示出沿接收器网络传播的模式的速度曲线。

[0039] 在频率-传播速度坐标系中,所有路径的能量水平不相同,甚至能量水平可能沿路径剧烈变化。直接通过现有的 TF2D 技术得到的实际能量水平的直观显示实际上缺乏清晰度,因为某些弱能量路径可能不出现,甚至某些中等能量路径也会被强能量路径的环境遮盖。因此,使能量水平的表示规范化是有利的,例如使每个频率的最大能量水平的值为 1。

[0040] 提出的方法自动地使在图形上表示的能量水平规范化,因为能量水平表达在奇异值中,并且在本发明的优选方法中,这些奇异值在一定阶段从图形表示的水平的计算中被消除。

[0041] 根据本发明的一个重要特征,对于图形,只保留具有最强能量水平的频率响应。在包括频率响应矩阵的奇异值分解的实施例中,可以非常简单地只保留最强能量的频率响应的过滤,这是通过只保留与超过一定阈值的奇异值相关的接收奇异向量。例如,对于每个频率,可以只保留预定数量的接收奇异向量,这些向量与对该频率所得到的最高的奇异值相关。作为变型,对于每个频率,可以只保留与超过预定的一定阈值的奇异值相关的接收奇异向量,该阈值对所有的频率可以都是相同的,或者根据频率或频率范围变化。

[0042] 该过滤可以取消对弱能量模式的分析,因为人们认为弱能量模式相当于噪声。

[0043] 在图像的每个点表示的能量水平表达给定平面波在接收奇异向量基底中的贡献程度。该水平越高,振动模式对振动反应的贡献越大。

[0044] 还可以通过在产生的图像中只保留大于预先确定的某一阈值,例如 0.6 或 0.7,来进一步改进结果的质量。可以通过施加该阈值选择只表示贡献最大的模式。例如所有没有保留的点都视为为它们的能量水平为零。

[0045] 强能量区域的形状有点像具有山脊的山脉,山脊相当于上面定义的路径。可以对结果进行处理,以便只出现路径。

[0046] 根据本发明的第二方面,实施上述方法的装置包括装有超声发射部件的和一行超声接收器的探头、用于激励发射部件和在发射部件激励后在时间窗口内接收来自接收器信号的部件,和从接收信号提取频率-传播速度坐标系中的能量水平图形的处理部件,该装置的特征在于,发射部件包括多个发射器,并且处理部件通过对响应于发射器的不同激励状态的接收信号进行数学组合建立图形。

[0047] 如前所述,发射器的不同激励状态可以例如在于,每次只有一个发射器被激励,其它发射器静止,每次激励的发射器不同。

[0048] 优选地,处理部件实现:

[0049] - 每个接收器响应于每个激励状态收到的每个信号的时间傅立叶变换,以便对于每个频率得到由 N^R 个检测器响应于 N^E 个激励状态而获得的 N^E 个响应的 $N^E \times N^R$ 矩阵;

[0050] - 将这些矩阵进行奇异值分解,以便从每个矩阵得到至少一个形成接收空间基底的构成部分的奇异向量;

[0051] - 计算代表接收奇异向量基底中给定的平面波的向量的坐标。

[0052] 这将是上面解释的提供的图像的起源。

附图说明

[0053] 通过下面与两个非限定的实施例相关的描述,可以了解本发明的其它特征和优点。

[0054] 附图中:

[0055] - 图 1 是根据本发明的装置的示意图;

[0056] - 图 2 示意地示出施加在厚度为 2 毫米的铜板上的图 1 探头的发射器和检测器或接收器杆;

[0057] - 图 3 示出在图 2 所示的实施例中,在每个接收器上响应第 i 个发射器施加的激励信号而得到信号;

[0058] - 图 4 示出根据频率的奇异值的模数;

[0059] - 图 5 示出接收奇异向量基底的使用图;

[0060] - 图 6 通过频率-传播速度坐标系中的灰度水平示出,在消除与小于固定阈值的奇异值相关的基底向量后,在接收奇异向量基底中的平面波分量的模数平方的图形;

[0061] - 图 7 示出只考虑平面波后的图 6 的图形,使得在接收奇异向量基底中相关的向量具有大于 0.7 的范数 (norm) 平方;

[0062] - 图 8 示出从图 7 的图形提取的路径;

[0063] - 图 9 是利用二维傅立叶变换 (TF2D) 的现有技术与利用本发明得到的结果的比较图;

[0064] - 图 10 局部示意示出本发明的探头施加在病人手臂上;

[0065] - 图 11 与图 5 类似,但探头施加在活体外桡骨 (radius in vitro) 上;

[0066] - 图 12 示出相应的图形,其中示出灰度水平的水平线条;

[0067] - 图 13 示出使用本发明技术得到的路径;

[0068] - 图 14 示出使用 TF2D 现有技术得到的路径;

[0069] - 图 15 示出相应的理论路径;

[0070] - 图 16 与图 11 类似,但是当本发明应用于厚度为 2 毫米的“仿”骨材料板时,奇异值以分贝表示;

[0071] - 图 17 示出相应的图形;及

[0072] - 图 18 示出得到的路径和仿骨材料板的理论路径。

具体实施方式

[0073] 在图 1、2 所示的例子中,本发明的装置包括处理单元 1,该单元与显示屏 2 和打印机 3 以及探头 4 连接。

[0074] 探头 4 具有工作面 6,工作面 6 的形状一般为平面,并且用于直接或间接施加在要确定特征的介质上。工作面 6 主要具有发射部分 7 和接收部分 8,两部分被遮挡 9 分开,遮挡 9 防止发射部分 7 与接收部分 8 之间的直接超声传递。

[0075] 如图 2 所示,发射部分 7 包括一定数量 N^E 个发射器 11,并且接收部分 8 包括一定数量 N^R 个接收器 12。为了不加重图 2 的负担,图中只出示少量的发射器 11 和接收器 12。发射器 11 排列成行,并且接收器 12 与发射器 11 排列在同一条线上。发射器和接收器的间

距例如为 0.8 毫米。该例中,发射器和接收器的间距相同。但选择不同的间距可能是有利的,特别是互相不为倍数,也不是公因数的倍数。

[0076] 处理单元 1 自身以已知方式包括用于通过探头的发射部分 7 即时启动超声激励发射的部件、计时器、以及在从发射启动起的预定时间的窗口期间每个接收器 12 上收到的信号的记录器。

[0077] 图 3 示出对包括十四个接收器 12 的探头在横坐标上表示的 $40 \mu s$ 的窗口期间记录的图形显示,接收器 12 的编号示于纵坐标。对每个接收器,信号的零水平相当于与该接收器相关的信号在坐标垂直轴线上的出发点。

[0078] 每个发射器 11 是超声换能器,它把处理单元 1 收到的电信号转换为超声信号,该超声信号传输给介质 5,探头施加在介质 5 上面。每个接收器 12 也是超声换能器,它把探头贴靠的介质 5 收到的超声信号转换为输送给处理单元 1 的电信号。如下面将详细描述,处理单元 1 包含处理来自探头 4 的接收部分 8 的信号,并从中得到相速度随沿接收器传播的超声波频率的变化。

[0079] 根据本发明,处理单元 1 能够产生探头 4 的发射部分 7 的多个激励状态,并对每个激励状态记录探头 4 的所有接收器 12 收到的信号。产生二个两个相邻状态之间的时间间隔至少与处理单元 1 记录两个收到信号的时间窗口相同(图 3 例子中的 $40 \mu s$)。

[0080] 在将要描述的例子中,每个激励状态在于只激励发射器 11 中的一个,其它发射器保持静止。通过被激励的发射器的编号互相区分激励状态。所有发射器被激励时发射相同的激励信号,该信号一般为对 Dirac 脉冲的响应。因此,该例中,激励状态的数量等于发射器的数量 N^E ,但这不是限定性的。

[0081] 图 2 中, X 轴与两个发射器 11 和接收器 12 的排列方向平行, i 表示沿 X 轴的位置为 X_i^E 的接收器 11 的编号, j 表示沿 X 轴的位置为 X_j^R 的接收器 12 的编号。

[0082] 因此,对每个激励状态,处理单元 1 记录 N^R 个空间-时间响应,形成与图 3 所示类似的一组。一旦处理单元 1 生成 N^E 个激励状态,每个状态对应与其中一个发射器 11 的激励,则处理单元 1 采集 N^E 组 N^R 个空间-时间响应,因此总计 $N^R \times N^E$ 个空间-时间响应。后面把第 j 个检测器响应于第 i 个发射器的一个激励而获得的空间-时间响应称为 $r_{ji}(t)$ 。因此在图 3 看到十四个对第 i 个发射器的激励的连续的空间-时间响应 $r_{i1}(t)$ 到 $r_{i14i}(t)$ 。

[0083] 现在描述处理单元 1 对空间-时间响应的处理。

[0084] 通过时间傅立叶变换,接收器 j 响应于激励状态收到的每个时间信号 $r_{ji}(t)$ 在发射器 i 的激励例子中是振动分量的叠加,每个分量具有可以通过下式对每个频率计算的频率和复幅度:

$$[0085] \quad R_{ji}(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} r_{ji}(t) e^{-i2\pi ft} dt$$

[0086] 因此,对于每个频率 (f),得到 $N^R \times N^E$ 个复幅度,可以把这些幅度写为具有 N^R 行和 N^E 列的矩阵形式:

$$[0087] \quad \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & \dots & R_{1N^E} \\ R_{21} & R_{22} & \dots & R_{2N^E} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ R_{N^R1} & R_{N^R2} & \dots & R_{N^RN^E} \end{bmatrix}$$

[0088] 根据奇异值分解的定律,每个频率响应的矩阵 $R(f)$ 可以写为相当于 N^E 项的和的以下形式,其中每一项为一个矩阵:

$$[0089] \quad R(f) = \sum_{n=1}^{N^E} U_n(f) \cdot \sigma_n(f) \cdot V_n(f)^*$$

[0090] 和的每一项由一向量(列矩阵) $U_n(f)$ 乘以正实数 $\sigma_n(f)$, 乘以标记为另一向量 $V_n(f)$ 的共轭转置的行矩阵。

[0091] 该式中, $U_n(f)$ 是有 N^R 个复坐标的所谓的“奇异”向量,称为“接收向量”, $V_n(f)$ 是有 N^E 个复坐标的所谓的“奇异”向量,称为“发射向量”, $\sigma_n(f)$ 是奇异值。可以看到,对于每个频率 f , 有 N^E 个(激励状态数,该例中等于发射器数)三元组,每个三元组由一个发射奇异向量、一个接收奇异向量和一个奇异值形成。

[0092] 根据本发明得到,每个发射奇异向量是模拟响应模式的不同发射器的组合激励的描述,每个奇异值表示与相应发射奇异向量相关的模式的能量水平,并且每个接收奇异向量可以看作是接收信号空间基底的单位向量之一。每个与频率相关的基底的单位向量互相正交。

[0093] 然后进行第一次过滤,该过滤在于只保留与最高奇异值相关的奇异向量,如已经看到的,它们相当于能量最大的响应。

[0094] 图 4 示出奇异值 $\sigma_n(f)$ 随频率的变化。任意确定一阈值 S_1 。认为小于阈值 S_1 的奇异值与噪声现象相关,因此对后面的数学处理消除相应的接收向量。

[0095] 矩阵的奇异值的数量等于它的两个维数中的最小值。该例中,有 $N^E = 8$ 个发射器,和 $N^R = 14$ 个接收器,则矩阵最小的维数为 $N^E = 8$ 。因此对于每个频率有八个奇异值。过滤后,对于每个频率得到具有 N^{EK} 维数的接收空间,该数不是总是相同的,它小于或可能等于激励状态数 N^E , 并小于接收器的数量 N^R 。

[0096] 可以以稍微不同的方式进行第一过滤,例如根据频率改变阈值,或者对于每个频率只保持预定数量的奇异值,该数量对所有频率都相同,或者根据频率或频率范围变化。无论使用何种过滤方式,对于每个频率得到对以该频率沿接收器网传播的波的 N^{EK} 个接收奇异向量的基底。

[0097] 因此,可以在与该频率相关的基底中表达任何的平面波(与一对频率 f 和相速度 c 相关)。该波通过有 N^R 个坐标的向量 $e^{test}(f, c)$ 表达,它的 j 行的坐标通过下式给出:

$$[0098] \quad e^{test}(f, c, j) = \frac{1}{\sqrt{N^R}} \exp\left[i \frac{2\pi f}{c} x_j\right]$$

[0099] 除以 N^R 的方根用于使 N^R 个分量的平方和,即向量的模,等于 1。在接收奇异向量的基底中,测试向量 $e^{test}(f, c)$ 以下面的方式表示:

$$[0100] \quad e^{test}(f, c) = \sum_{n=1}^{N^{EK}} \langle e^{test}(f, c) | U_n(f) \rangle U_n$$

[0101] $\langle \dots | \dots \rangle$ 表示标量乘积。图 5 示出该操作在于将测试向量投影在二维 ($N^{EK} = 2$) 基底的两个轴上。

[0102] 值得注意的是:

$$[0103] \quad \langle e^{test}(f, c) | U_n(f) \rangle = \tilde{U}(f, c)$$

[0104] 其中, $\tilde{U}(f, c)$ 是奇异向量 U_n 的傅立叶空间变换。

[0105] 该例中, 构成图像的每个点 (固定频率、固定相速度) 由下式确定:

$$[0106] \quad im(f, c) = \sum_{n=1}^{N^{EK}} \left| \left\langle e^{test}(f, c) \middle| U_n \right\rangle \right|^2$$

[0107] 这就是测试向量在 N^{EK} 个保留的接收奇异向量基底中的投影的模的平方。其为部分任意的, 例如, 也可以把模本身作为代表值, 则值的平方根与上式对应。由于测试向量的模等于 1, 因此它在保留的接收奇异向量基底中的投影的模始终小于或等于 1。同样地, 该模的平方也始终小于或等于 1。

[0108] 图 6 示出这样得到的图像, 该图像可以在图 1 的屏幕 2 上看到, 或者作为通过图 1 的打印机 3 图形打印的对象。图右边的标尺示出与每个灰度水平相关的值。灰度水平在 0 到 1 之间, 因为图像表示代表平面波的向量的模的平方, 即根据前面陈述的结构, 该模不能大于 1。图的下部和左边有两个完全空白的三角形区域, 相当于没有计算的点, 因为它们都是几乎没有意义的。

[0109] 如图 7 所示, 该阶段还可进行第二次过滤, 这次将选择的第二阈值 S_2 施加在产生的图像上, 该例中 S_2 等于 0.7。因此, 在参与接收奇异向量的平面波中只保留给出更大贡献的平面波 (通过测试向量的范数平方的最高值)。

[0110] 在图 7 看到, 与大于第二阈值 S_2 的灰度水平对应的点的整体形状为具有山脊的山脉。在图 8 的表示中, 只保留山脊, 因此得到前面定义的路径表示。

[0111] 在图 9 的表示中, 厚度为 2 毫米的铜板的已知理论路径以实线和虚线出现, 通过 TF2D 的现有方法得到的路径通过每个表示一个点的小圈表示。用经过奇异值分解 (SVD) 的本发明方法得到的路径用黑点表示。一方面, 本发明使路径更接近理论, 因此可能更正确, 另一方面, 本发明提供了现有方法在 2.5-3MHz 的区域完全不能检测的模式。

[0112] 图 10 示出将探头 4 用于病人, 在骨头 16 的皮层 14 之上, 骨头例如为股骨、桡骨等。一定厚度的肌肉软组织 16 位于探头 4 与皮层 14 的外表面之间。

[0113] 图 11 示出在活体外 (in vitro) 实验的范围内用有 5 个直接施加在桡骨上的发射器的探头根据频率得到的奇异值。因为有五个发射器, 所以对于每个频率有五个奇异值。该图还表示对所有频率恒定的阈值 S_1 的例子。在后面的数学处理中没有保留与位于该阈值以下的奇异值对应的奇异向量。

[0114] 图 12 示出上面解释的在数学处理后得到的图像。在右边的标尺中, 等于 0.6 的灰度水平被圈出, 表示它可以选择为第二阈值 S_2 , 在它以下的点为灰度水平等于零, 和前面参照图 7 描述的基本相同。

[0115] 图 13 示出与图 12 的显示对应的路径。图 14 示出在与使用 TF2D 的现有技术相似的实验条件下得到的路径。图 13 和 14 的路径与图 15 的理论路径进行比较。用本发明得到的结果 (图 13) 可以辨认出理论模式, 而用现有技术得到的结果 (图 14) 因为充满噪声点而很难利用。

[0116] 因此, 本发明的方法显示出它提供更准确结果的能力, 它的噪声大部分被消除。

[0117] 图 16-18 与一些实验有关, 这些实验在于在由位于美国华盛顿州 Vashon 的太平洋研究实验室的 Sawbones 分部制造的 2 毫米的材料板上实施本发明。开发该合成材料的目的是使其具有尽可能接近骨头的物理 - 机械特征。

[0118] 图 16 示出随时间频率变化的奇异值。奇异值以相对于值 1 (相当于 0 减弱分贝) 的减弱分贝表达。该分贝表达的目的是例如比图 11 更清楚地显示弱值。另外,选择的阈值 S1 不是恒定的,而是随频率变化。在间距例如等于 0.2MHz 的选定频率,关联一经验确定的阈值。更特别的是,与每个频率相关的阈值选择得足够低,以保留尽可能多的有用信息,但又足够高,以尽可能消除噪声。为此,调节阈值,观察图 17 的图像中与所针对的频率对应的水平带,使该带具有尽可能多的在浅色背景上显示出的暗区。

[0119] 图 17 示出在装置屏幕上提供的、奇异值在时间频率 (纵坐标)-空间频率 (横坐标) 平面上投影的图像。对给定的时间频率,空间频率表示传播速度。在这个意义上,图 17 的图形与图 6、7 为同一类型,但其中时间频率为横坐标。在图 17,和参照图 6 解释的一样,右边的垂直标尺显示灰度水平。

[0120] 图 18 示出通过图 17 的图像的最大值得到相速度。得到的点用小圈表示。实线和虚线表示理论路径。

[0121] 对某些路径得到的结果相当令人满意,但某些路径和路径的某些部分没有得到。结果没有使用铜板的结果完整。这不奇怪,因为骨头是比铜有更多噪声和衰减的介质,因此记录的信号质量较差。

[0122] 当然,本发明不限于所描述和示出的例子。

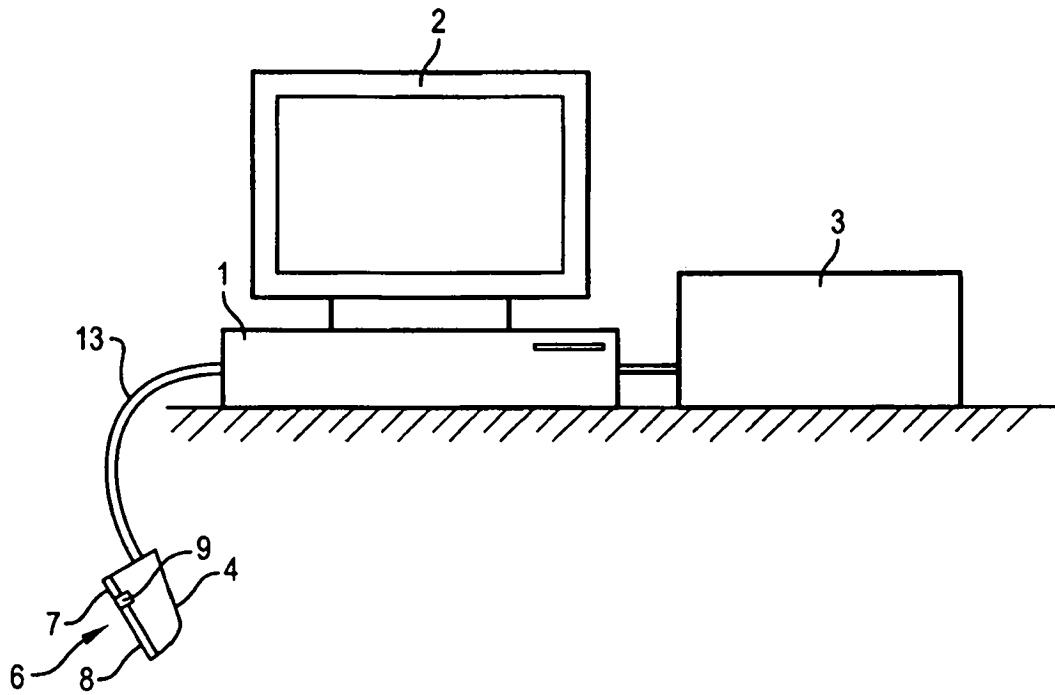


图 1

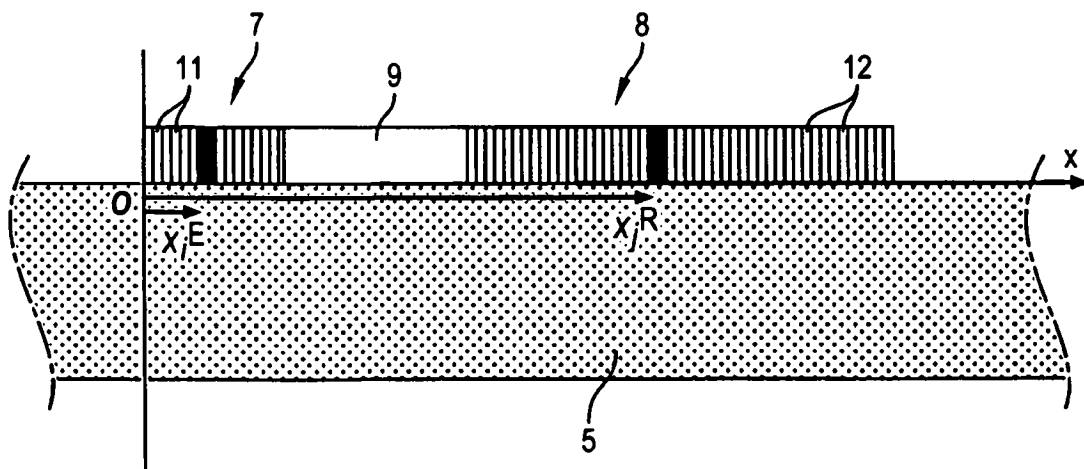


图 2

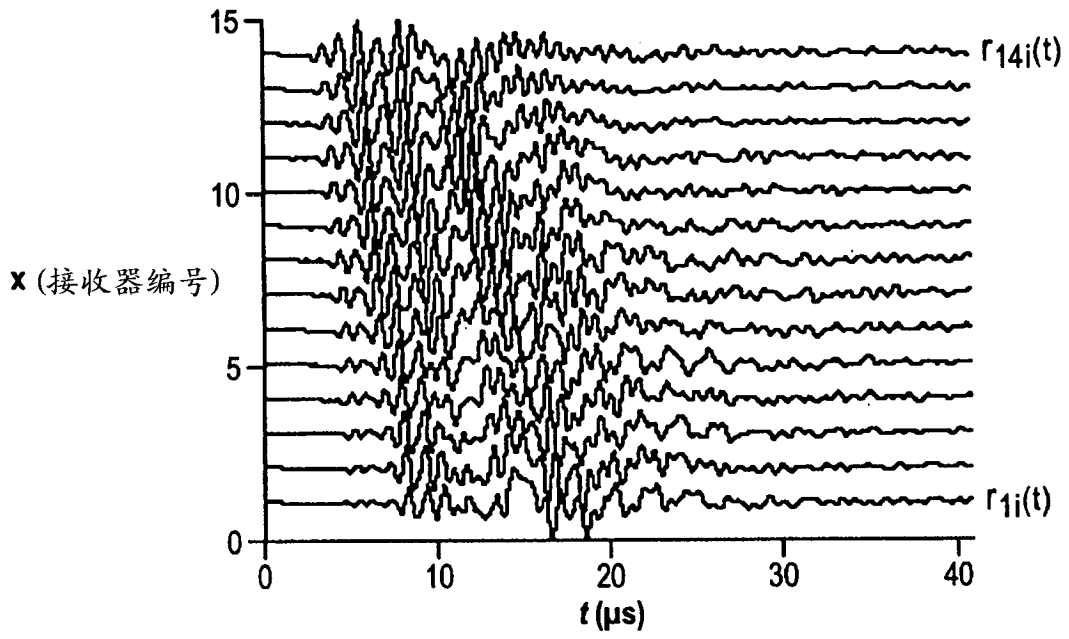


图 3

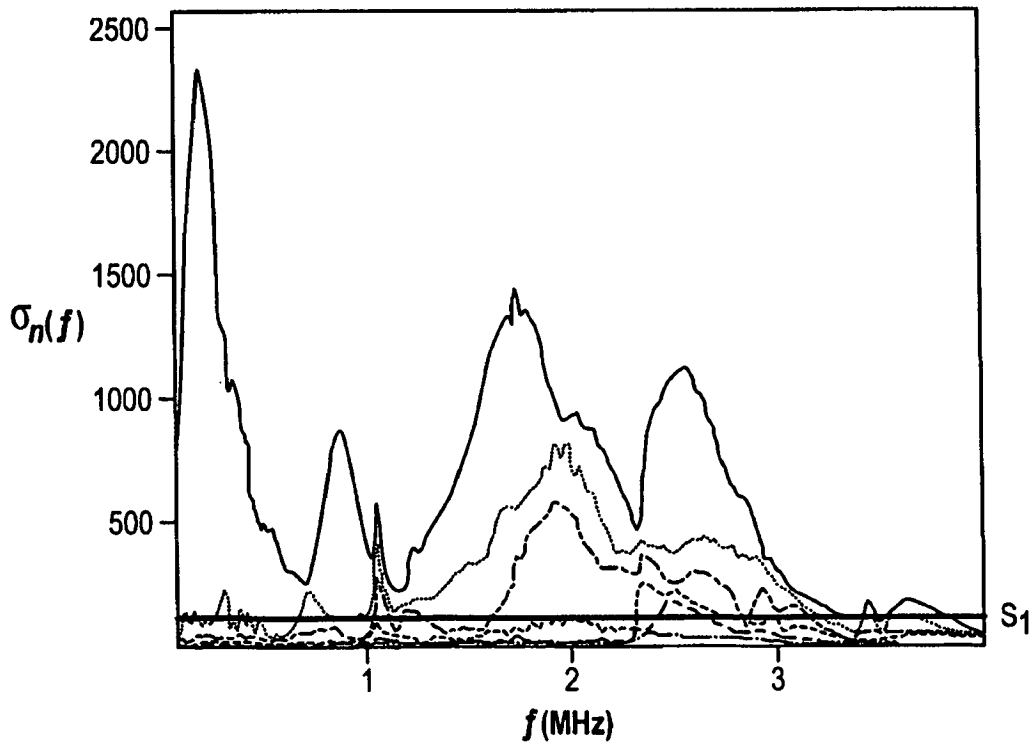


图 4

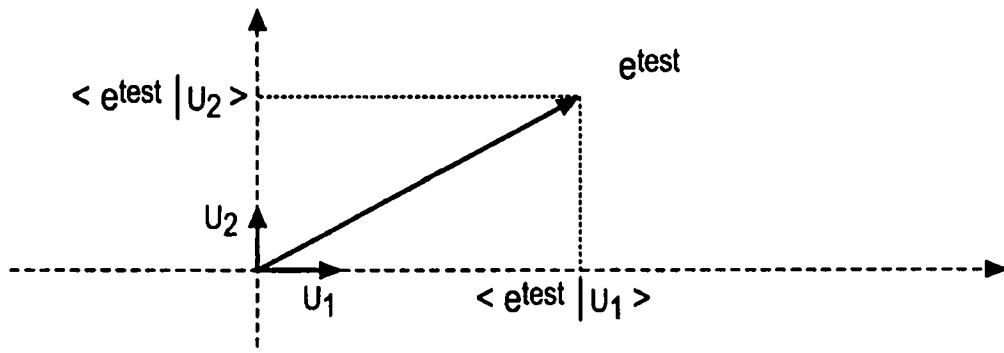


图 5

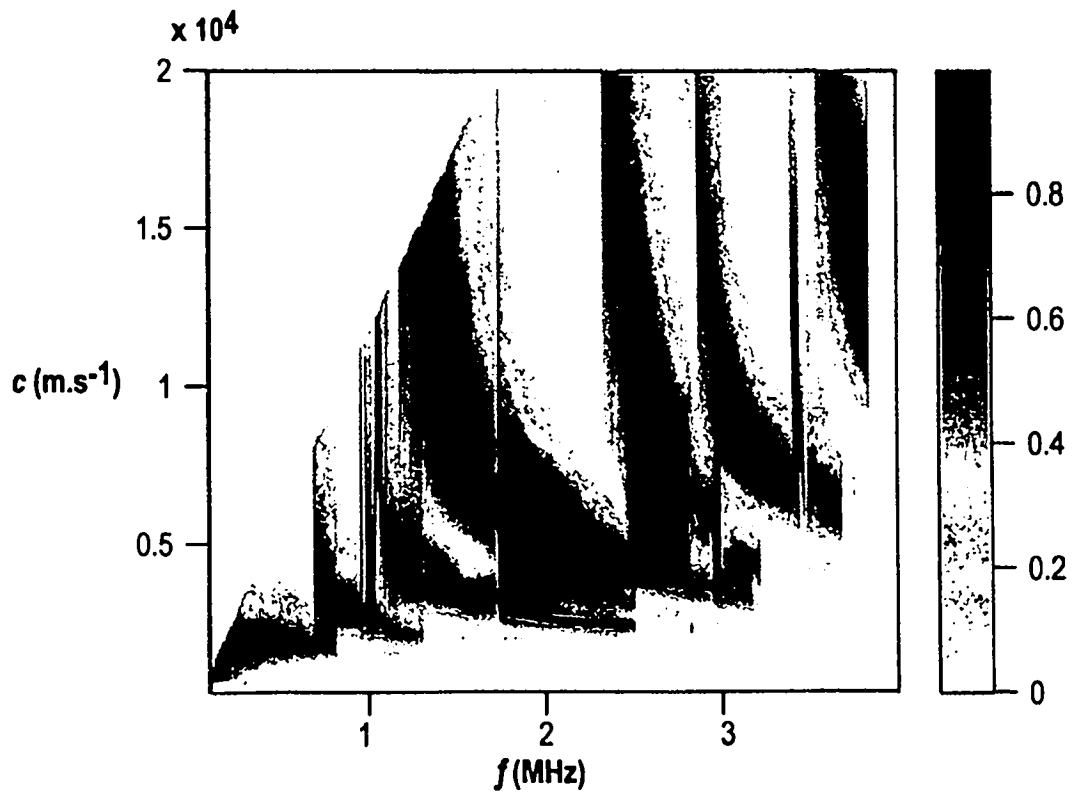


图 6

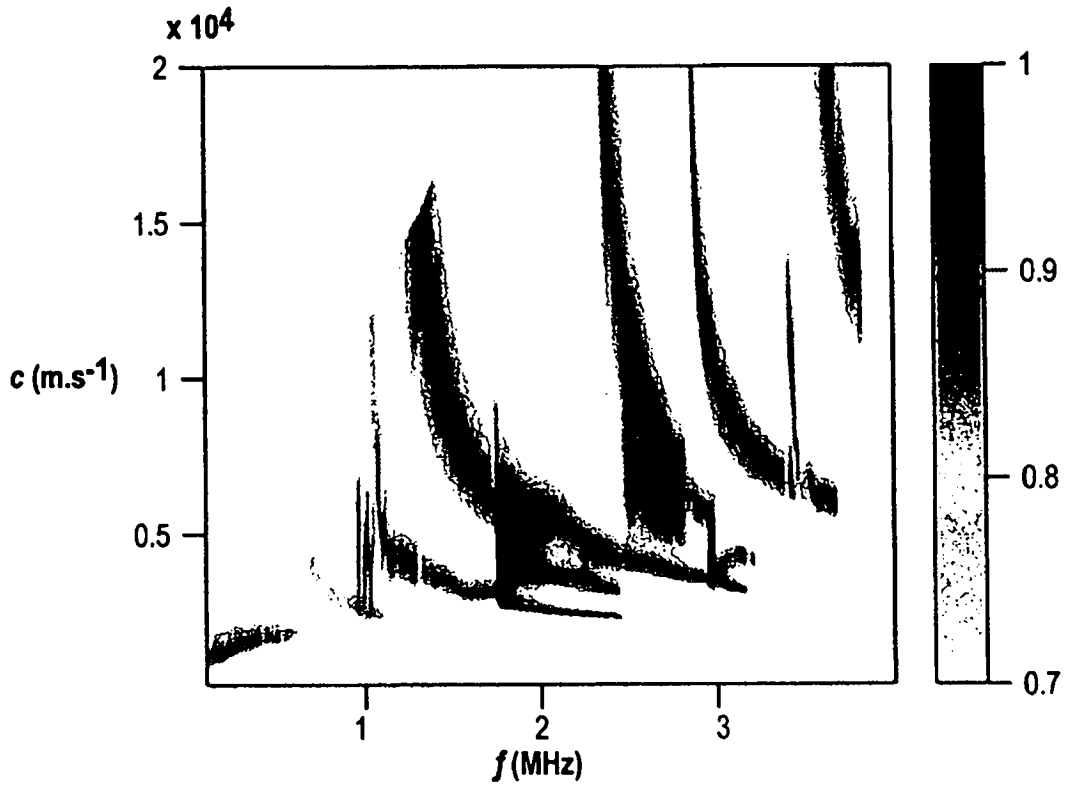


图 7

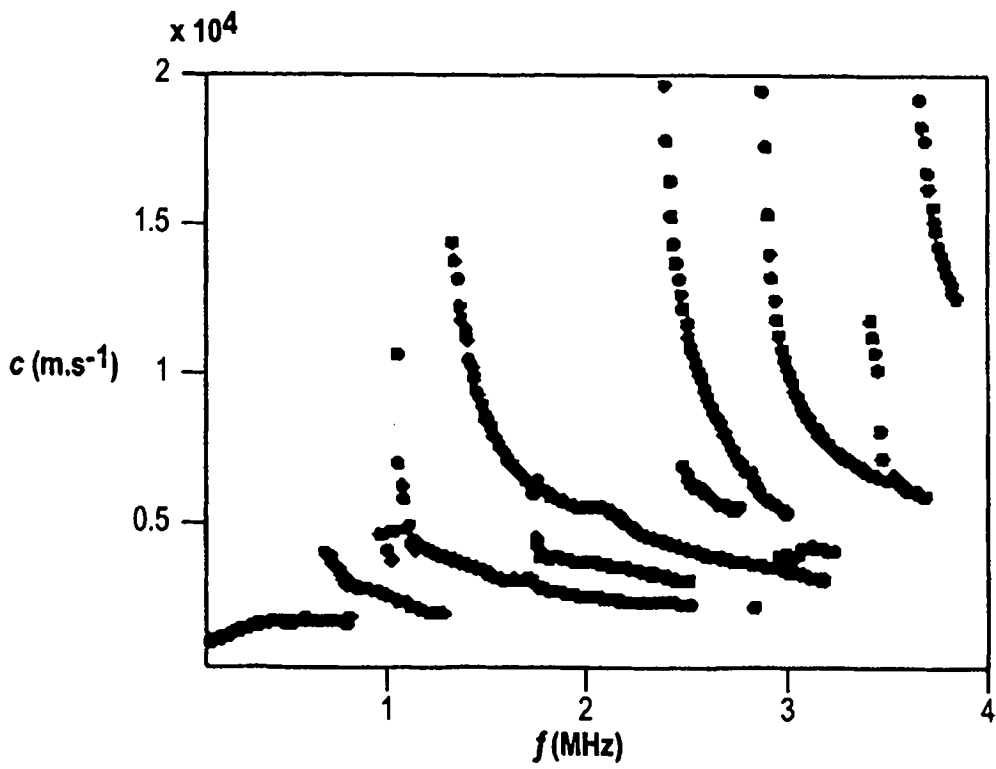


图 8

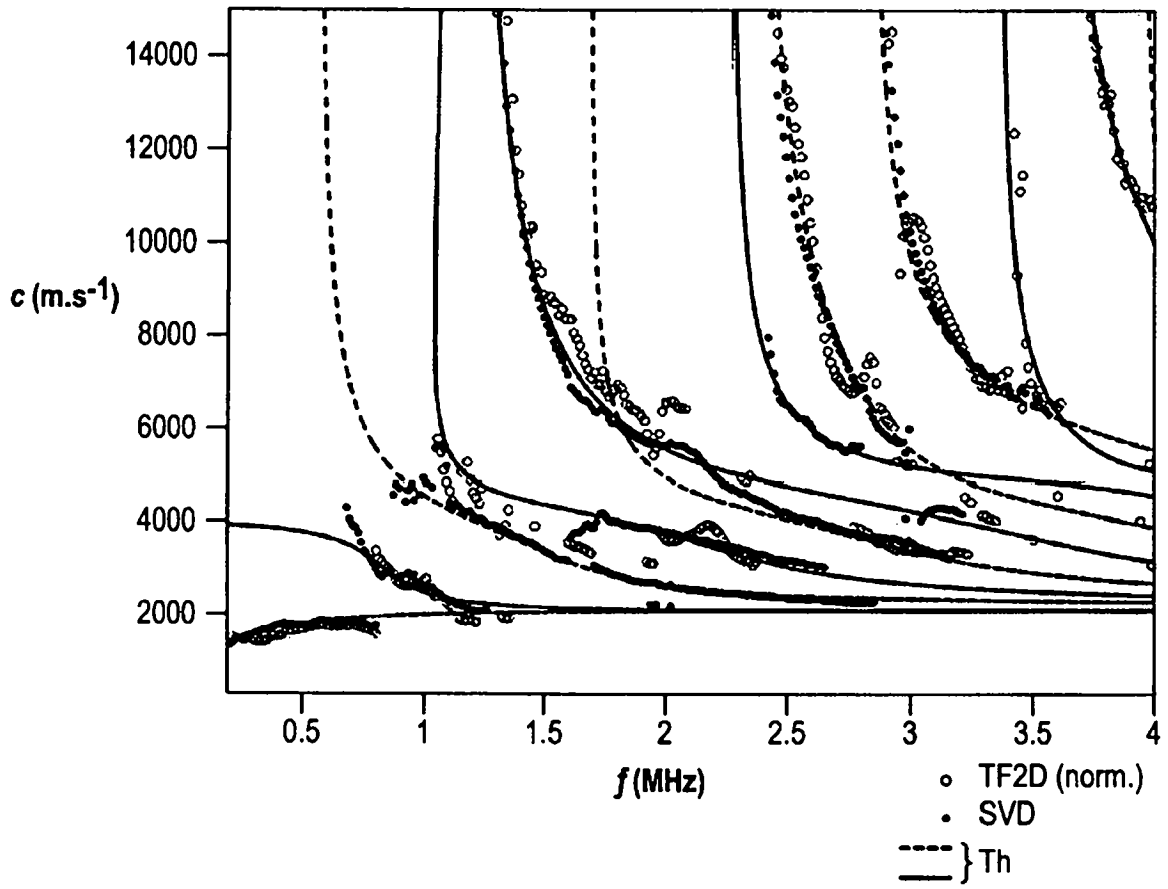


图 9

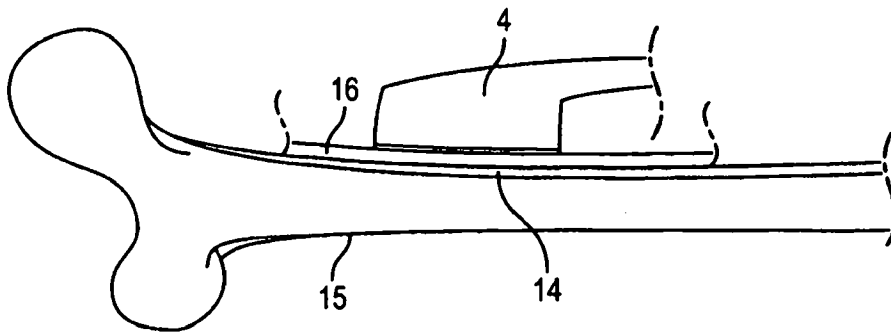


图 10

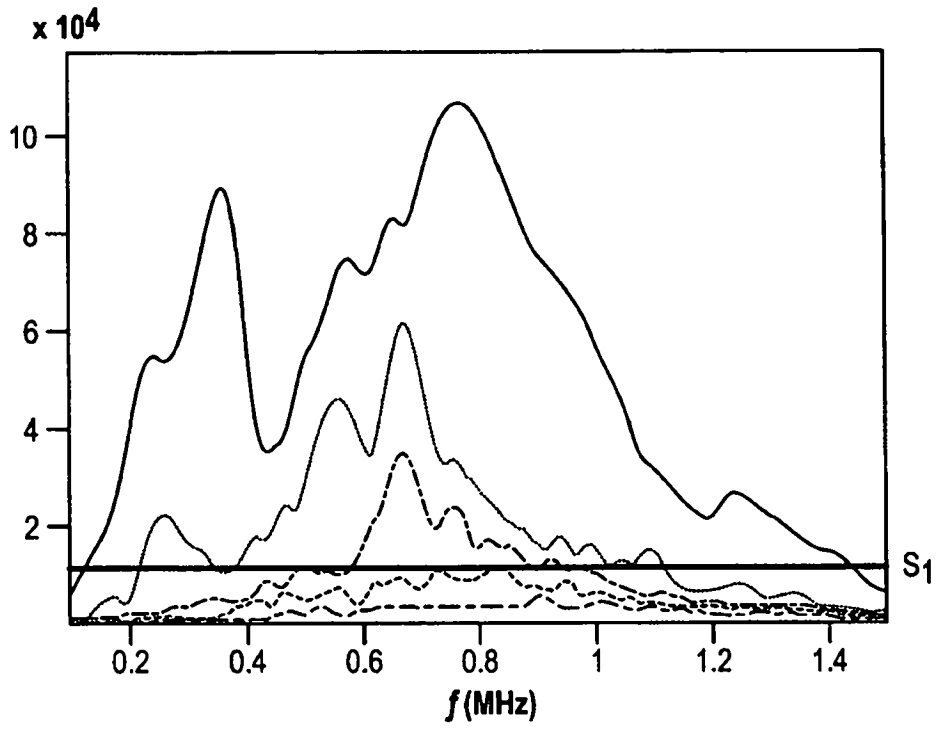


图 11

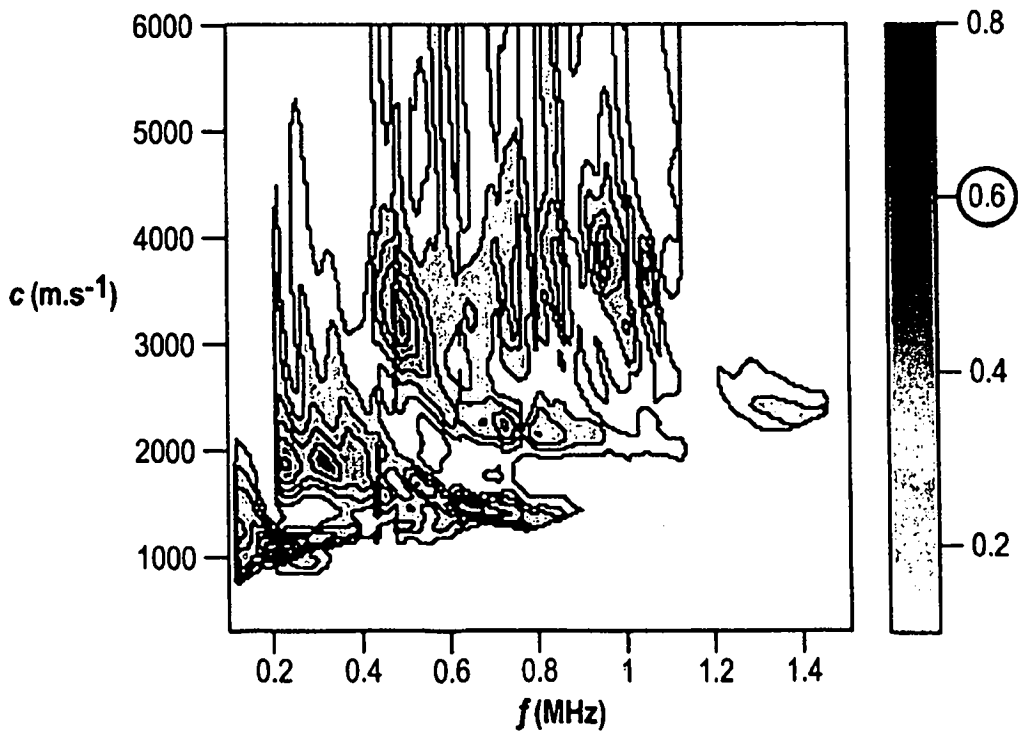


图 12

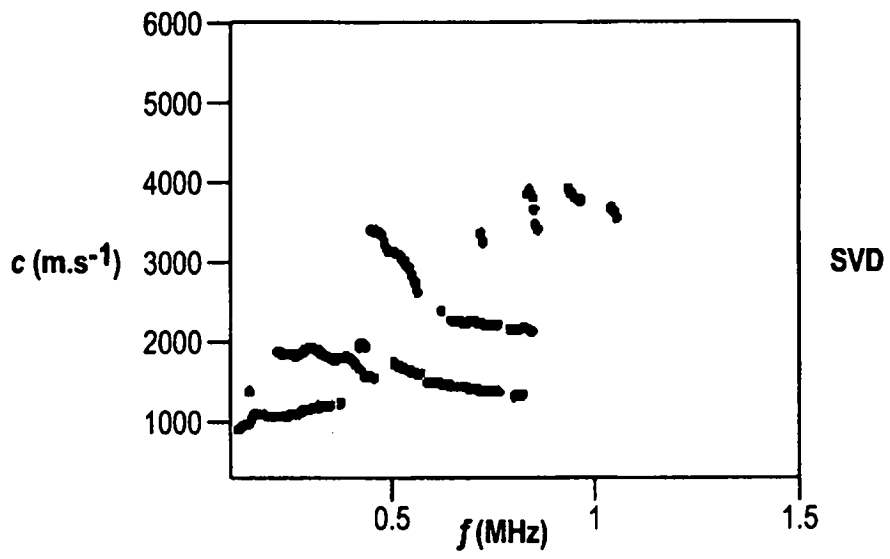


图 13

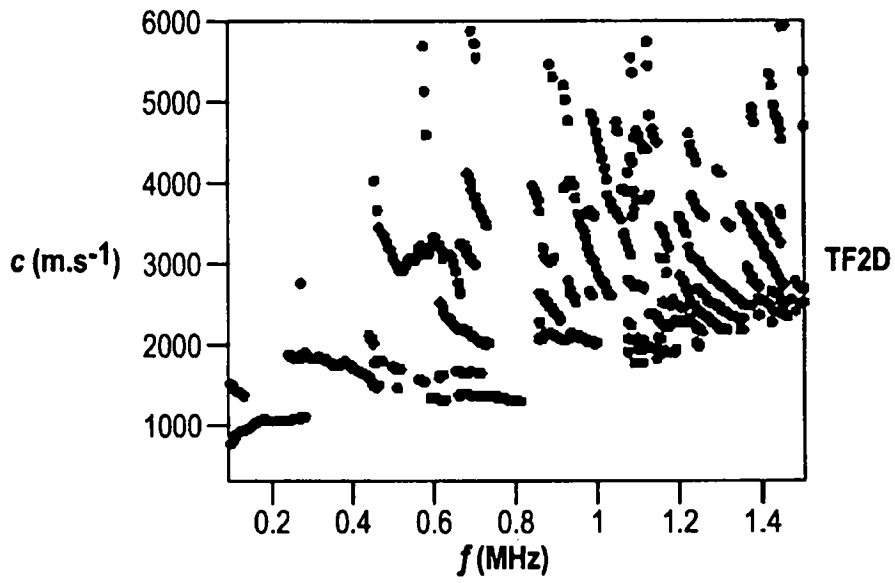


图 14

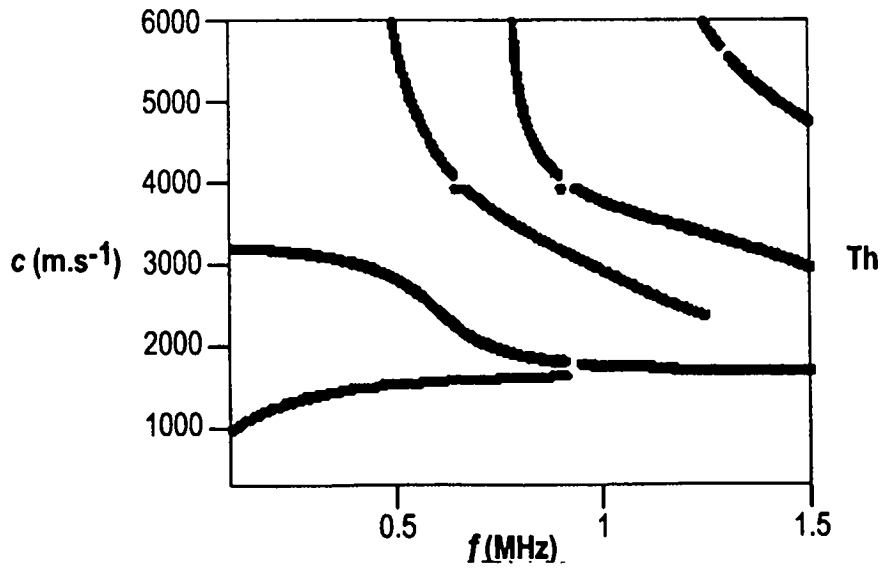


图 15

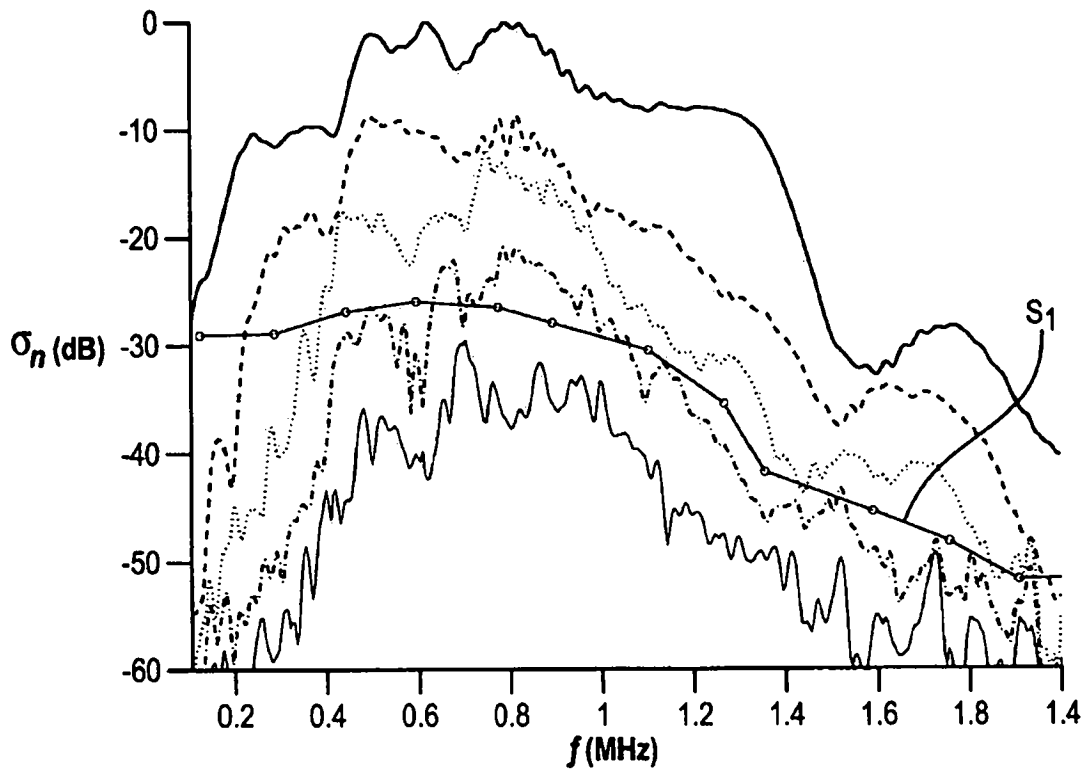


图 16

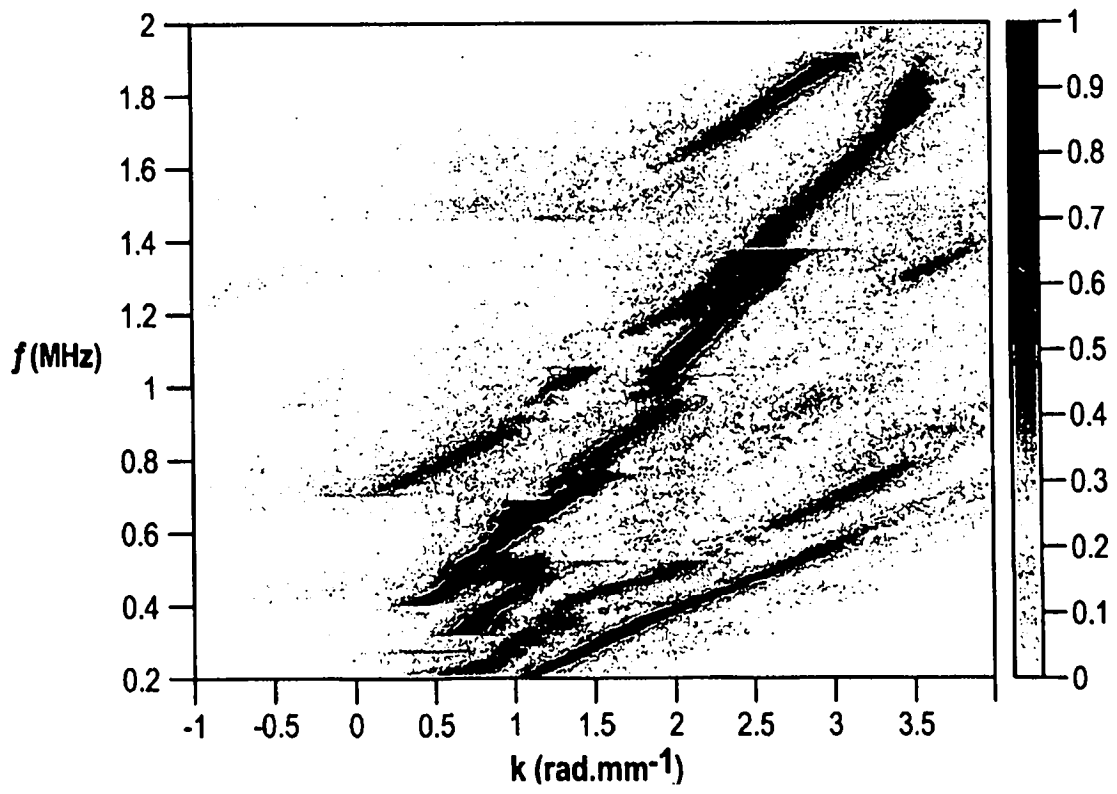


图 17

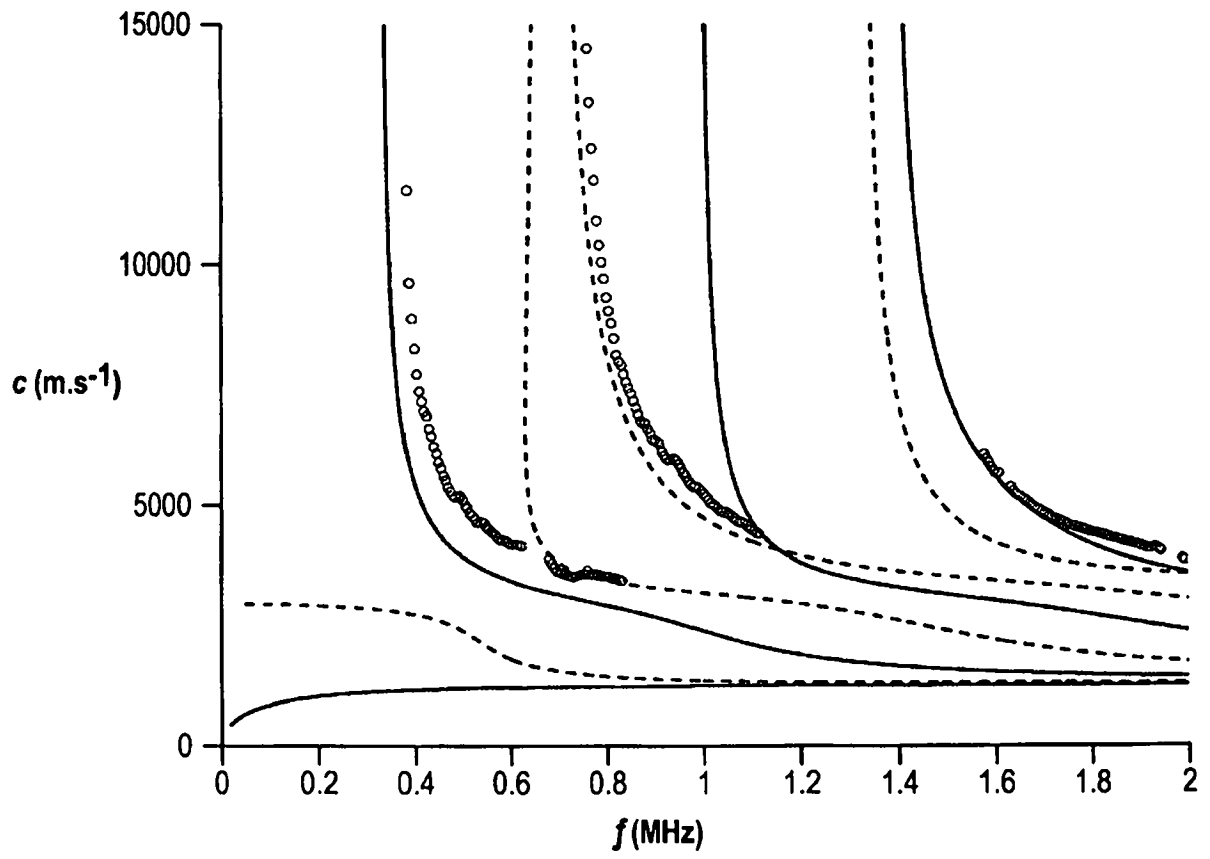


图 18

专利名称(译)	用于确定介质特征的超声方法和装置		
公开(公告)号	CN102481144B	公开(公告)日	2014-12-24
申请号	CN201080035230.1	申请日	2010-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	国家研究中心		
申请(专利权)人(译)	国家研究中心		
当前申请(专利权)人(译)	国家研究中心 皮埃尔与玛丽·居里·巴黎第六大学		
[标]发明人	J G米农齐奥 M塔尔芒 P洛吉耶		
发明人	J-G·米农齐奥 M·塔尔芒 P·洛吉耶		
IPC分类号	A61B8/08 G01H5/00		
CPC分类号	G01N2291/02483 G01N29/0654 G01N29/46 G01N2291/106 A61B8/0875 G01N29/07		
优先权	2009002856 2009-06-11 FR		
其他公开文献	CN102481144A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将包括NE个超声发射器(11)和NR个超声接收器(12)的探头施加在要确定特征的介质上。相继启动每个发射器(11)，且每次提取在一时间窗口内的所有接收器(12)的信号。提取的NE×NR个信号的每个通过时间傅立叶变换转换为振动分量的和，每个振动分量具有其时间频率。从中得出对于每个频率的具有该频率的振动分量的复幅度的NE×NR矩阵。对这些矩阵(每个频率一个)进行奇异值分解，消除最弱的，并对于每个频率用与保留的奇异值相关的奇异向量形成接收信号空间的基底。计算该基底中每个平面波的贡献，平面波以其速度(空间频率)为特征。将该贡献以频率-传播速度坐标系中的灰度水平的形式表示。本发明用于更好地确定介质、特别是有噪声的介质的特征。

