



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103260527 B

(45)授权公告日 2016.11.02

(21)申请号 201180059913.5

H·谢

(22)申请日 2011.12.02

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 103260527 A

代理人 张伟 王英

(43)申请公布日 2013.08.21

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 8/00(2006.01)

61/422,468 2010.12.13 US

G01S 7/52(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2013.06.13

(56)对比文件

US 2004/0068184 A1,2004.04.08,

CN 1809317 A,2006.07.26,

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2011/055437 2011.12.02

US 2005/0252295 A1,2005.11.17,

CN 1530651 A,2004.09.22,

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02012/080895 EN 2012.06.21

Jérémy Bercoff等.Supersonic Shear

Imaging: A New Technique for Soft Tissue

Elasticity Mapping.《IEEE TRANSACTIONS ON

ULTRASONICS, FERROELECTRICS, AND

FREQUENCY CONTROL》.2004,第51卷(第4期),

(73)专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

审查员 郑亮

(72)发明人 J·D·弗雷泽 R·彼德森  
J-L·罗贝尔 V·沙姆达莎尼

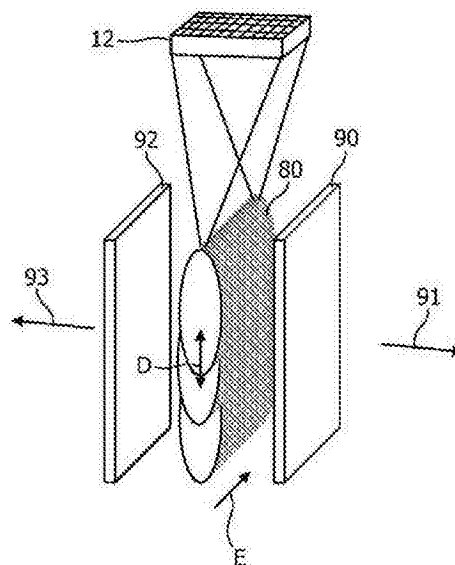
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

用于超声材料特性测量和成像的超声波声  
辐射力激励的系统

(57)摘要

用于剪切波测量的超声诊断成像系统传输  
以能量片的形式的推动脉冲。能量片产生为平面  
波的剪切波波前,该剪切波波前不遭受如沿着单  
个推动脉冲矢量产生的常规推动脉冲所遭受的  
推动脉冲力的1/R径向耗散。能量片可以是平面  
的、弯曲的、或以某个其它二维或三维形状。弯曲  
能量片可产生聚焦成细线的剪切波源,这增加了  
用于检测剪切波效应的测量技术的分辨率和敏  
感度。



1. 一种用于剪切波分析的超声诊断成像系统,包括:

超声阵列探头,其具有换能器元件的二维阵列,所述换能器元件能够被操作用于在受检者中沿着多个不同的矢量来传输推动脉冲以产生剪切波;以及

波束成形器,其耦合到所述二维阵列以使所述二维阵列在二个维度上产生推动脉冲区域,并从邻近所述推动脉冲区域处接收回波信号;

其中,所述推动脉冲形成了产生剪切波波前的能量片。

2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述能量片是平面能量片。

3. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述能量片是弯曲的能量片。

4. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲形成了产生平面波形式的剪切波波前的能量片。

5. 如权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述能量片在垂直于所述二维阵列换能器的面的平面中形成。

6. 如权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述能量片在与所述二维阵列换能器的面以非直角倾斜的平面中形成。

7. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲作为片光束被传输,用于在所述受检者中形成平面剪切波源。

8. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述二维阵列能够被操作用于通过在比所产生的剪切波的一个周期的时间短的时间间隔期间将推动脉冲焦点的位置从一个焦斑移动到另一焦斑,来传输推动脉冲。

9. 如权利要求8所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲在所述时间间隔期间被轴向和横向地移动。

10. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲形成弯曲的能量片,所述弯曲的能量片产生被聚焦成线的剪切波源。

11. 如权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲形成弯曲的能量片,所述弯曲的能量片产生被聚焦到衍射限制的点焦点的剪切波源。

12. 如权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲形成弯曲的能量片,所述弯曲的能量片产生被聚焦在有限轴向深度区域上的剪切波源。

13. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述探头还能够被操作用于沿着相邻于所述推动脉冲矢量的跟踪线来传输跟踪脉冲,并从沿着所述跟踪线的点接收回波信号;以及还包括:

波束成形器控制器,其耦合到所述阵列探头,所述波束成形器控制器控制所述阵列探头来以时间交错的顺序传输聚焦的跟踪脉冲并接收沿着所述跟踪线的回波;

A线存储器,其用于存储跟踪线回波数据;

运动检测器,其响应于跟踪线数据,来检测由穿过所述跟踪线位置的剪切波所引起的运动;

速度检测器,其测量穿过所述跟踪线位置的剪切波的速度;以及

显示器,其用于显示剪切波测量的结果。

14. 如权利要求13所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器检测由剪切波所引起的组织位移。

15. 如权利要求14所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还包括跟踪线回波数据交叉相关器和位移峰值检测器。

16. 如权利要求15所述的超声诊断成像系统,其中,所述速度检测器适合于通过比较两个位移峰值的出现时间来确定速度。

## 用于超声材料特性测量和成像的超声波声辐射力激励的系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,且尤其是涉及使用剪切波来执行对组织硬度或弹性的测量的超声系统。

### 背景技术

[0002] 已开发了为了诊断目的而远程地探询组织机械特性的各种手段,这些手段利用超声波束的辐射力来将力远程地施加到患者的身体内的组织的区域(声辐射力;也被称为“推动(push)”脉冲)。可如此施加声辐射力,以便可局部地在变形点处通过直接经由另外的超声成像的使用来跟踪变形以准静态地追踪变形的图案并在视觉上辨别硬度变化的区域,从而测量弹性特性。参见例如Nightingale,K.R.等人的“On the feasibility of remote palpation using acoustic radiation force”(J.Acoust.Soc.Am.,vol.110no.1(2001),pp.625-34)和M.L.Palmieri等人。由声辐射力引起的变形也可用作远离变形区域的横向传播的剪切波的源,变形区域可接着被成像以通过时域剪切波速度成像来针对它们的材料特性探询相邻区域。在这方面,参见Sarvazyan,A.等人的“Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics”(Ultrasound Med.Biol.24,pp 1419-1435(1998))和“Quantifying Hepatic Shear Modulus In Vivo Using Acoustic Radiation Force”(Ultrasound in Med.Biol.,vol.34,2008)。这种技术也可用于评估频域剪切波模量和粘度。参见Fatemi,M.等人的“Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography”(Science 280,pp 82-85(1998))。这些技术使用一维阵列换能器来产生剪切波,并因此由于与限制用于有效测量的穿透深度的不利的衍射效应结合的、强加在激励波束的最大功率上的弱耦合和安全限制的组合而被穿透的有限有效深度束缚。参见Bouchard,R.等人的“Image Quality,Tissue Heating,and Frame Rate Trade-offs in Acoustic Radiation Force Impulse Imaging”(IEEE Trans.UFFC 56,pp63-76(2009))。

[0003] 此外,由于推动脉冲激励和二维成像方法的有限范围,现有的技术不能够在成像平面内的特性变化的区域和可能位于平面附近但在平面之外的那些区域之间区分。在成像过程期间这些平面外特性值与平面内值的混合可能在这些技术的输出中导致准确度和诊断值的不必要的减小。

[0004] 在如目前实践的常规声辐射力成像和点量化中,推动由1D阵列产生,该1D阵列产生波束,波束可在单个成像平面中被很好地控制,但通过固定焦点的机械透镜被限制到横切面或立面中的单个的适度地紧密的焦点。这导致在阵列的平面内外的在所有方向上横向地建立响应的机械推动力。由这个推动激发的组织运动通常在所有横向方向上径向地传播,并除了由组织粘性引起的正常衰减以外还在径向方向上遭受为 $1/R$ 的因子的下降(在推动脉冲方向上的线源的实例中)。在声辐射力定性和定量成像的情况下,这是有害的,因为硬度变化的平面外区域将导致图像平面中的轴向位移,使图像平面中的硬度测量的准确度混乱。在点量化的情况下,径向传播远离成像平面分配有用的剪切波能量,减小了准确的特性估计所需的信号振幅。

[0005] 由在诊断放射限制内的声辐射力传输产生的运动是非常小的,振幅大约是0.1微米到15微米。这样微小的运动的测量是通过跟踪从正被研究的组织中的局部异质性的反射来实现的,这意味着剪切波的所接收的信号效应可能难以区分。此外,剪切波运动在组织中被严重减弱,组织在性质上是粘弹性的。因此,足够的信噪比难以得到,且穿透范围非常有限。任何干扰信号将不利地影响结果。干扰的显著来源是用于研究的换能器与正被研究的组织的区域的相对运动。这可由外部来源(例如操作员的手的不稳定性)或内部来源(例如受检者的呼吸、心跳或其它自发或非自发的运动)引起。针对声辐射力技术的信噪比改进的现有技术尝试将对信号进行带通滤波以消除来自数据的较低频率。大部分运动伪影低于50Hz,所以可做出一些改进。参见,例如Urban等人的“Error in Estimates of Tissue Material Properties from Shear Wave Dispersion Ultrasound Vibrometry”(IEEE Trans.UFFC,vol.56,No.4,(Apr.2009))。然而,该干扰中的一些在振幅上相当大,且带通滤波并不总是足以消除不利效果。以错估的位移的形式的伪影和因而算错的剪切波速度和模量是常见的。

### 发明内容

[0006] 因此,本发明的目的是提高声辐射力效应(例如剪切波)的穿透的有效深度。本发明的另一目的是减小在材料评估期间的平面外效应。本发明的又一目的是减小在基于声辐射力的研究中归因于换能器的相对运动的测量误差。

[0007] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声成像系统和方法,该系统和方法使用户能够获取足以测量组织运动或穿过组织传播的剪切波的特征的高分辨率图像数据。具有二维阵列的换能器元件的超声探头将以能量片(a sheet of energy)的形式的推动脉冲传输到组织中。能量片可以是平面的或非平面的,并可由一序列单独地传输的超声脉冲或通过平面波前的传输而产生。与现有技术的单个矢量推动脉冲不同,该能量片的二维推动脉冲产生不遭受现有技术的能量发散的 $1/R$ 下降的平面或半平面剪切波波前。根据本发明的另一方面,在推动脉冲的位置和剪切波将被检测到的所关注的场周围传输多个背景跟踪脉冲。从背景跟踪脉冲接收的回波信号随着时间的过去而相互关联以估计在剪切波的传播期间所关注的场中的背景运动,这用于调节由剪切波的通过引起的所测量的位移。

### 附图说明

[0008] 在附图中:

[0009] 图1以方框图形式示出根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0010] 图2a-2c示出一序列推动脉冲传输到不同的深度以产生剪切波波前。

[0011] 图3在空间上示出沿着脉冲矢量的一序列推动脉冲、因而产生的剪切波波前和一系列跟踪脉冲矢量。

[0012] 图4示出从推动脉冲矢量发出的剪切波波前的径向扩散。

[0013] 图5示出根据本发明的原理产生的二维推动脉冲。

[0014] 图6示出根据本发明的原理产生的弯曲二维推动脉冲。

[0015] 图7-9示出根据本发明的原理的使用背景跟踪脉冲来估计剪切波的区域中的背景组织运动。

## 具体实施方式

[0016] 首先参考图1,以方框图形式示出根据本发明的原理构造的用于测量剪切波的超声系统。超声探头10具有用于发送和接收超声信号的换能器元件的二维阵列12。二维阵列换能器可通过在身体中的单个平面上发送波束和接收返回的回波信号来扫描二维(2D)平面,并可用于通过在不同的方向和/或身体的体积(3D)区域的平面中传输波束来扫描体积区域。阵列元件耦合到位于探头中的微波束成形器38,探头通过元件来控制传输并将从元件的组或子阵列接收的回波信号处理成部分地波束成形的信号。部分地波束成形的信号通过发射/接收(T/R)开关14从探头耦合到超声系统中的多线接收波束成形器20。由耦合到多线接收波束成形器和发射控制器18的波束成形器控制器16来控制波束成形器的发射和接收的协调,发射控制器18向微波束成形器提供控制信号。波束成形器控制器对响应于用户控制面板40的用户操纵而产生的信号作出响应以控制超声系统及其探头的操作。

[0017] 多线接收波束成形器20在单个发射-接收间隔期间产生回波信号的多个空间上不同的接收线(A线)。由信号处理器22通过滤波、噪声减小等来处理回波信号,接着将回波信号存储在A线存储器24中。与同一空间矢量位置有关的在时间上不同的A线样本在与图像场中的公共点有关的全体回波中彼此相关。由A线r.f.交叉相关器26将相同空间矢量的连续A线采样的r.f.回波信号交叉相关以针对矢量上的每个采样点产生组织位移的一序列样本。可替代地,空间矢量的A线可以是被多普勒处理以检测沿着矢量的剪切波运动,或可使用其它相敏技术,例如在时域中的散斑跟踪。波前峰值检测器28对沿着A线矢量的剪切波位移的检测作出响应以检测在A线上的每个采样点处的剪切波位移的峰值。在优选实施例中,这通过曲线拟合来完成,虽然如果需要,也可使用交叉相关和其它内插技术。注意到,剪切波位移的峰值出现的时间与在其它A线位置处的相同事件的时间有关,所有时间都相对于公共时间参考,且这个信息被耦合到波前速度检测器30,波前速度检测器30根据在相邻A线上的峰值位移时间微分地计算剪切波速度。这一速度信息被耦合到速度显示图32中,速度显示图32指示在2D或3D图像场中的空间上不同的点处的剪切波的速度。速度显示图耦合到图像处理器34,图像处理器34处理优选地覆盖在组织的解剖超声图像上的速度图,用于显示在图像显示器36上。

[0018] 图2a-2c示出沿着单个矢量方向的一序列聚焦高M1推动脉冲(例如,1.9或更小的M1以便在FDA诊断限制内)的传输以产生剪切波波前。使用高M1和长持续时间的脉冲,使得传输足够的能量以沿着传输矢量向下移动组织并引起剪切波的发展。在图2a中,在皮肤表面11处的探头10将第一推动脉冲40传输到在具有波束剖面41a、41b的组织内到达由阴影区域40指示的给定焦距深度。这个推动脉冲将向下移动在焦点处的组织,导致剪切波波前42从被移动的组织向外发出。

[0019] 图2b示出沿着同一矢量由探头10传输并聚焦在阴影区域50的较深深度处的第二推动脉冲50。这个第二推动脉冲50移动在焦距深度处的组织,使剪切波波前52从被移动的组织向外发出。因此,剪切波波前42和52都穿过组织横向传播,根据这两个推动脉冲的传输之间的时间间隔和由于到焦点的传播距离的变化所致的传播延迟差异,初始波前42在第二个波前之前。

[0020] 图2c示出在较大的深度处第三推动脉冲60通过探头10的传输,其产生向外发出的

剪切波波前62。在图2c中看到,由42、52和62的复合波前剖面指示的这三个推动脉冲的复合波前,针对组织中可感知的深度,从第一推动脉冲40的浅深度延伸到第三推动脉冲60的最深深度。这使能在组织的可感知的深度上的剪切波测量。在图1的系统的实施方式中,例如如此序列的推动脉冲序列可用于检测在6cm的深度上的剪切波传播,该深度是用于乳腺肿块成像和诊断的适当深度。

[0021] 将认识到,可将较大或较小数量的推动脉冲(包括单个脉冲)沿着推动脉冲矢量传输。可以按任何顺序传输多个推动脉冲,该顺序决定了复合剪切波波前的形状和方向。例如,如果图2a-2c的推动脉冲从最深处(60)到最浅处(40)的顺序来传输的,而在传输之间有适当的延迟,则图2c的复合剪切波波前将具有与图2c中所示的相反的倾斜。一般,每个推动脉冲是持续时间为50微秒到200微秒的长脉冲。典型持续时间是例如100微秒。在100微秒脉冲持续时间期间产生的超声波是压缩波脉冲,并可具有例如7MHz或8MHz的频率。推动脉冲优选地在1到2的f数处被很好地聚焦。在一个典型实施方式中,每2.5毫秒传输一推动脉冲(只要从(40)到(50)和(50)到(60)的剪切波源移动速度大于剪切波传播速度),给定这些推动脉冲具有400Hz传输频率。在另一实施方式中,在一个序列中传输所有三个推动脉冲以在跟踪A线开始之前发射全剪切波波前。

[0022] 图3是使用三个推动脉冲来产生复合剪切波波前的另一图示。沿着矢量44、54和64来传输这三个推动脉冲,矢量44、54和64被看出在图3中沿着单个矢量方向对齐。当矢量64的最深推动脉冲(后面是在连续较浅的深度处聚焦的推动脉冲)首先被传输时,相应的推动脉冲的剪切波波前将在最后一个推动脉冲(矢量64)被传输之后很短时间内一次性如波46、56和66所指示那样传播。推动脉冲的传输时间之间的时间间隔由剪切速度和纵向速度确定,因为到焦点的传播时间需要被考虑。当剪切波46、56和66从推动脉冲矢量向外行进时,通过在沿着附图的顶部以空间连续的形式示出的跟踪脉冲80来探询这些剪切波。跟踪脉冲可出现在推动脉冲之间以及在推动脉冲之后。与图2c的描绘不同,图3的复合波前的剪切波46、56和56的图示显示传播的剪切波基本上在时间和水平传播距离上是对齐的。从大约100比1的在组织中的纵向推动脉冲和剪切波之间的传播速度中的明显差异的角度来看,这是当各个推动脉冲快速连续地被传输时的代表性描绘。因为推动脉冲的唯一功能是在组织上产生力且对于回波接收来说不需要后面的时间段(如在脉冲-回波超声波成像的情况),基本上在每个脉冲之后不需要停滞时间,且推动脉冲可非常快速连续地被传输。推动脉冲在组织中的渡越时间大约为100微秒(超声波在组织中以大约1560米/秒的速度行进),而在组织中的剪切波周期大约为2到10毫秒(剪切波在组织中以大约1-5米/秒的速度行进)。因此,从剪切波的周期和速度的角度来看,推动脉冲的快速连续性是几乎瞬间的,产生单个波前。

[0023] 在常规声辐射力成像和点量化中,推动脉冲沿着单个矢量方向被传输。当由1D阵列(具有单行换能器元件的换能器)产生推动时,阵列产生波束,该波束可在该阵列的单个成像平面中被很好地控制,但该波束被探头的固定聚集机械透镜限制到横切面或立面中的单个适度地紧密的焦点。这导致产生响应的机械推动,该响应在该阵列的单个成像平面内外,在所有方向上横向地辐射。由这个推动能量引起的组织运动大致在所有横向方向上径向地传播(如在图4中的围绕推动脉冲矢量的圆形波前72和向外辐射箭头70所示的那样),并除了正常组织衰减以外,该组织运动还在径向方向上遭受根据 $1/R$ 的能量的下降。在声辐射力定性和定量成像的情况下,这是有害的,因为硬度变化的平面外区域将导致在图像平

面中的组织轴向移动,使图像平面中的硬度测量的准确度混乱。在声辐射力点量化的情况下,径向传播将有用的剪切波能量从成像平面益处,减小了特性估计所需的信号振幅。

[0024] 根据本发明的原理,推动脉冲被形成为二维能量片,而不是单个一维矢量。这样的二维推动波束片在深度维度D上并且也在如图5中的推动波束片80所示的仰角(elevation)或方位角(azimuth)维度E上延伸。推动波束片80导致具有如图5中的平面波前90、92所示那样的平面波前的剪切波的产生,该剪切波如箭头91、93指示的从推动脉冲片80的力场横向行进。这个剪切波激励类似平面波源而不是图4的线源,消除了辐射能量耗散中的 $1/R$ 下降。使用二维阵列12的用于在任意方向上以及从阵列的表面上的各个位置中的明显中心形成波束的可编程性和响应性来通过对焦斑的轴向和/或横向扫描、从一个焦斑到从一个位置快速跳到另一位置或这两者来产生推动的一般形状、尺寸和方向的被推动组织区域,利用在组织中的纵向推动波和剪切波之间的传播速度的极大的比率(大约100比1)以允许具有稍微任意的尺寸、形状和方位的剪切波的有效来源,使得可形成具有期望方位、形状和范围的聚焦和引导的二维或三维剪切波波束源。

[0025] 在图5所示的本发明的简单实施方式中,被推动的组织80的平的延伸片被激励,这产生在片90、93中的剪切波,该剪切波横向传播而不是径向向外传播,减小了随着剪切波的行进距离的衰减。这提高了各种辐射力模态的穿透的距离。该片可通过在组织内深度聚焦并启动超声波的长脉冲串(long burst)的传输而形成。当脉冲串被传输时,焦点被朝着换能器拖动得较浅以形成线源。推动波束力的多个这样的线在垂直于如图5所示的换能器的面的平面内被传输。可替代地,推动波束力的平面在不垂直于换能器阵列的面的其它平面中并在阵列的方向性的范围内被传输,以产生剪切波的平面源。这样的传输将有效地在二维中产生一致的推力,只要整个激励序列的持续时间稍微快于将被产生的剪切波的周期。因为纵向超声波传播路径渡越时间大约为100微秒,而期望剪切波周期大约为2毫秒,因此有时间来进行多次传输以产生能量片90、92。

[0026] 图5的传输技术的变型是传输片波束,通过在仰角或方位角上的二维换能器阵列的元件的同时激励来从二维阵列传输片波束。因为2D阵列的延迟剖面是完全可编程的,传输在场中深处聚焦的片并接着以与剪切波速度可比较的速率将焦点移动得较近将允许简单的平面剪切波源的形成。这个平面源可以以任何旋转角被传输,所以剪切波可在任何横向方向上传播。此外,可改变平面源的倾斜度,所以剪切波源可被定向到不垂直于阵列的平面中。

[0027] 在图6中示出了本发明的第三实施方式。在这个实施方式中,片波束由在空间中或在延迟剖面中或这两者中横向弯曲的二维阵列换能器来传输,使得得到的剪切波源聚焦成细波束,进一步增加了用于检测它的技术的分辨率和敏感度。甚至可能的是,产生沿着如图6中的推动波束片(PBS)所示的轴向方向的弯曲,建立剪切波的二维聚焦。如这个附图示出的,二维换能器阵列12产生弯曲的推动波束片PBS。PBS的弯曲使得剪切波波前SWF在行进时逐渐会聚,如SWF1、SWF2和SWF3朝着有方格的平面98的逐渐会聚所示的那样。这个会聚也由弯曲剪切波波前的剖面96指示。在附图右边的是剪切波波前SWF2',示出当剪切波波前超越在SWF3处的其最大会聚的线时剪切波波前的反向弯曲。聚焦剪切波的这种方法最适合于线测量技术而不是平面测量技术。数据收集速率急剧减小,以换取在SWF3处的剪切波焦点附近的敏感度的大量增加。该方法也可用于将二维弯曲剪切波波前聚焦到衍射限制的点焦点

或有限的轴向深度区域。

[0028] 通过测量剪切波来执行的组织硬度的诊断高度依赖于剪切波波前随着时间的精确跟踪,使得能够准确地测量当剪切波波前穿过不同的组织时其在传播速度中的变化。在现有技术的系统中,这些测量被执行,同时假设在超声探头和组织之间没有相对运动,从而唯一的相对组织运动是推动脉冲力所产生的运动。这个假设常常是不正确的,因为相对运动也可能由于探头的不稳定保持、患者运动或由呼吸和心跳运动产生的解剖学运动而产生。由辐射力引起的位移非常小,大约 $10\mu\text{m}$ 。虽然超声RF跟踪的精确度可达到 $1-2\mu\text{m}$ ,但是剪切波运动可隐藏在大得多的患者运动(例如心脏和呼吸运动)以及环境干扰中。虽然滤波可用于努力消除频率在剪切波谐波频率的范围之外的噪声,根据本发明的另一方面,额外的步骤被采用以减少噪声。这由以下构成:使用远离激励的区域的估计的位移(例如,在深度方向上与焦点远离景深的至少一半的深度处的)作为背景噪声,因为能够假设没有显著的辐射力被施加在该区域中。从在所关注的区域处估计的剪切波位移减去以位移估计的形式这个噪声“源”。

[0029] 在图7中示出背景运动感测的简单例子。被聚焦的单个矢量推动波束沿着其波束轴在焦深110附近具有最明显效果。图7示出矢量推动波束的剖面100,其中推动波束的力被聚集。一些基于声辐射力的弹性成像技术只涉及沿着与推动波束相同的轴的跟踪,且在这种情况下,可采用来自已经在使用中的跟踪波束的数据来感测背景运动,但来自比焦距明显更短和更长的范围,即,在聚焦的推动波束的景深之外,以进行轴向运动估计以用于从样本测量结果中减去。星102和星104示出两个背景跟踪波束的聚焦区域,一个聚焦区域在推动脉冲的聚焦区域之上,而一个位于其之下。背景跟踪波束的聚焦区域由在背景跟踪波束的任一侧上的虚线的波束剖面来指示。在推动脉冲的传输之前、期间和/或之后的多个时间处采样来自这些背景跟踪位置的回波。通常通过相关来比较这些时间上不同的回波,且该比较用于评估轴向背景运动的存在。从归因于剪切波的运动估计减去归因于背景效应的组织的任何位移以针对背景效应来校正所估计的剪切波运动。

[0030] 图8示出背景运动感测的另一例子。在这个例子中,可在测量间隔期间跟踪横向地完全位于剪切波跟踪的所关注的区域120之外的额外位置106、107、108和116、117、118,以获取使能对在所关注的区域内或周围的任何位置处的背景运动估计的计算的数据。可以用这种方式感测在测量间隔期间来自探头的倾斜或旋转的运动效应。例如,如果随着时间在点106、107、108处的回波变化的比较指示了到所关注的区域120的左边的向上运动,且在点116、117、118处的差异同时指示了到所关注的区域120的右边的向下运动,则可推断出,存在探头相对于所关注的区域的总的旋转或倾斜运动,针对该旋转或倾斜运动应当在测量中进行补偿。

[0031] 如图9所示,也可能的是,并且在一些情况中也可能需要的是,在推动时间之前和之后偶尔地,沿着相邻于推动区域100的所关注的区域200内的几条线在2D图像的平面中进行跟踪。在本例中,在推动脉冲矢量100的左边,背景运动跟踪样本126、127、128和136、137、138的两条线在测量间隔期间被周期性地采样,且在推动脉冲矢量的右边,背景运动跟踪样本146、147、148和156、157、158的两条线被采样。通常,需要在推动事件之前的一个背景运动采样和在推动事件之后的几个背景运动采样来得到归因于推动事件的运动估计。然而,如果获取在推动之前的两个或多个背景运动采样总体,也可得到背景运动的估计。如果在

推动之后的足够长的时间也获取了至少一个背景运动回波总体,则背景运动的附加估计也可被得到,因为运动可能被内插在从推动脉冲之前的时间到推动脉冲之后的时间中,而不是外插。可以在从推动波束的轴的多个横向偏移处执行这种技术。如果背景运动在所关注的区域上是不一致的,则可得到在样本体积内的轴向运动分量的标量场估计。

[0032] 将认识到,除了仅仅平面以外,还可针对在3D空间中进行的测量来执行背景运动校正。如图1所示的二维阵列换能器的使用使得能够执行在三维中的弹性成像以带来提高的临床效用,因为在弹性特性中的平面外变化可能不利地影响单平面弹性成像测量的有效性。推动波束几何结构通过二维阵列的额外3D控制可增强信噪比性能并带来额外的功能。在这种情况下,之前和之后的背景运动跟踪波束和/或在测量间隔期间在所关注的区域之外的额外的背景运动跟踪波束可被添加到所关注的3D区域(如上面针对2D情况所指示的)内,以得到轴向运动的完全的3D体积估计,以用于校正对推动波束激励的所测量的响应。例如,可以以推动脉冲矢量周围的90°间隔来传输四个背景运动跟踪线。可在如上所述的2D推动脉冲片的前面和后面传输背景运动跟踪线,以感测在剪切波被测量的三维空间中的组织运动。

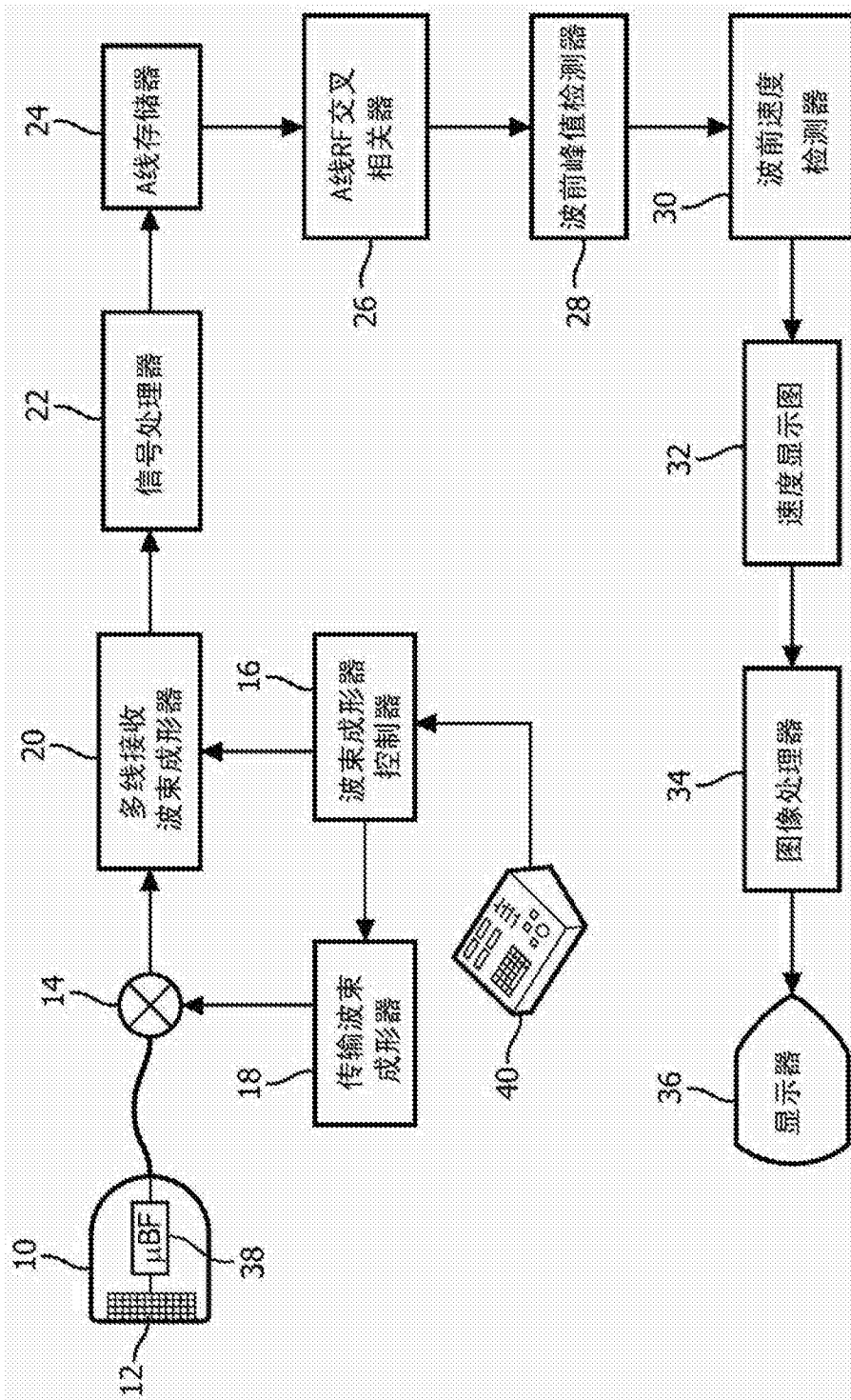


图1

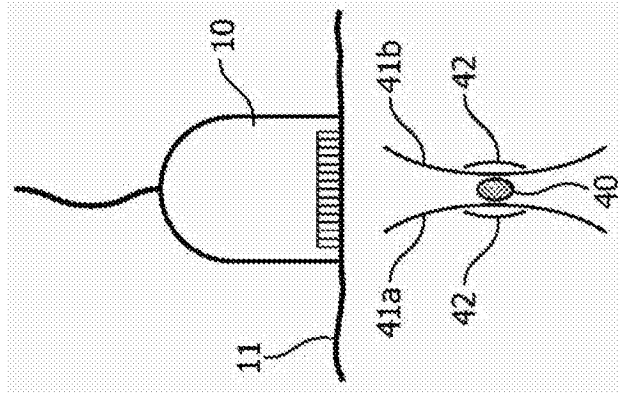


图2a

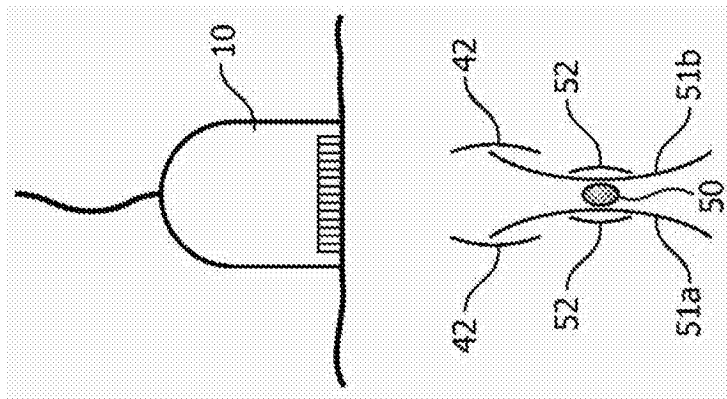


图2b

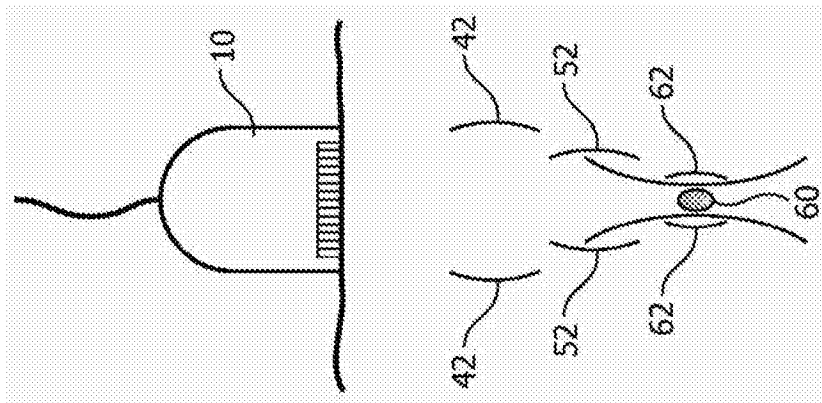


图2c

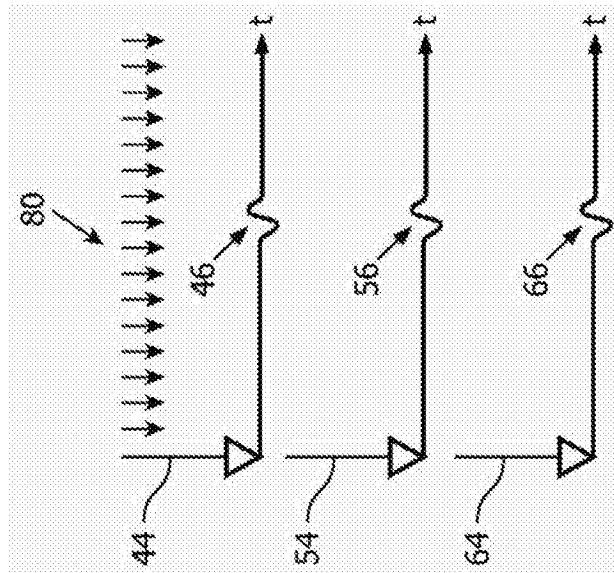


图3

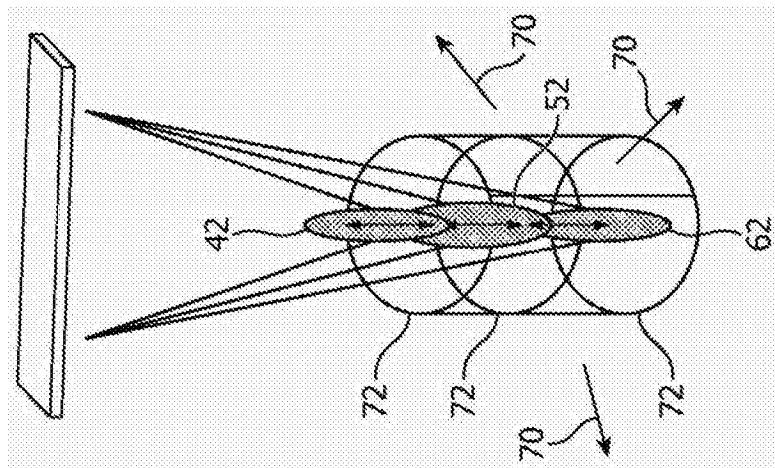


图4

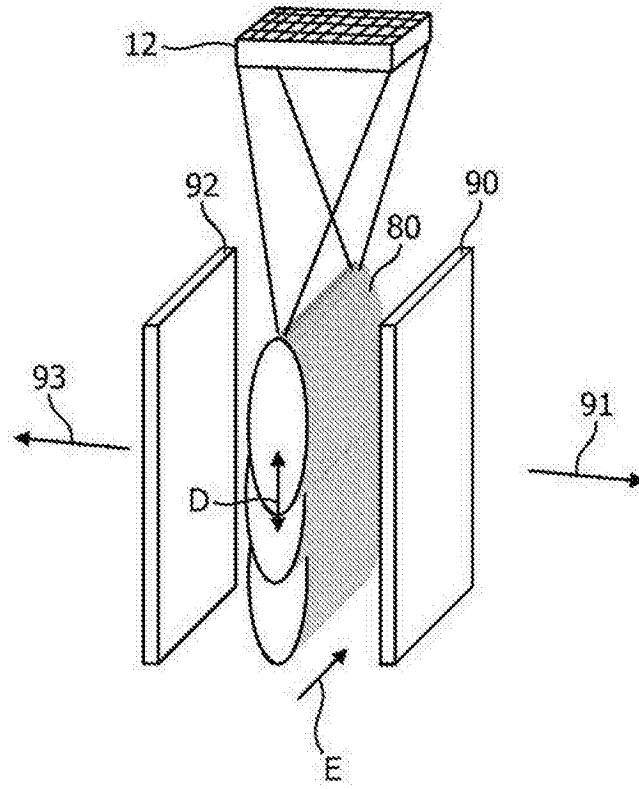


图5

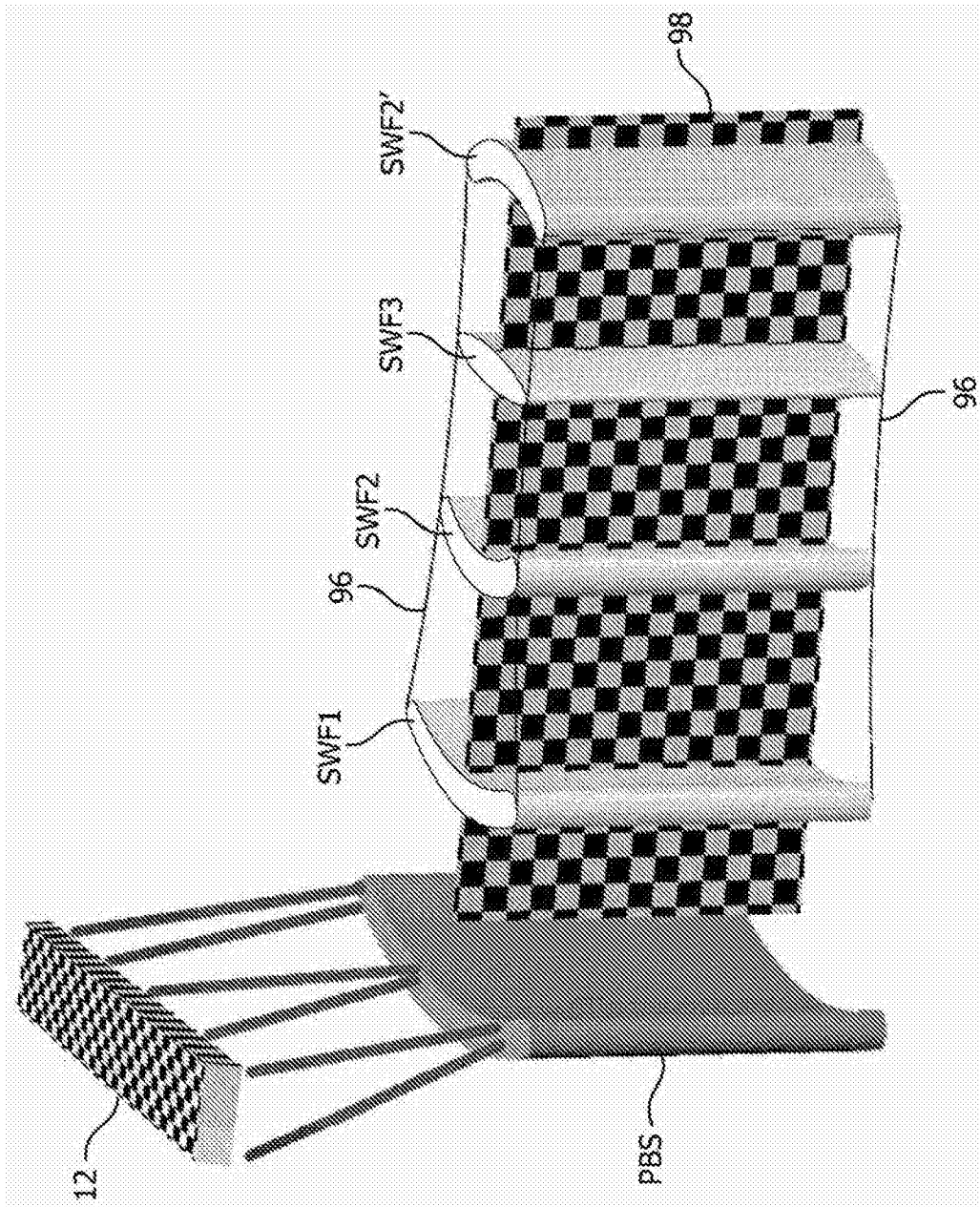


图6

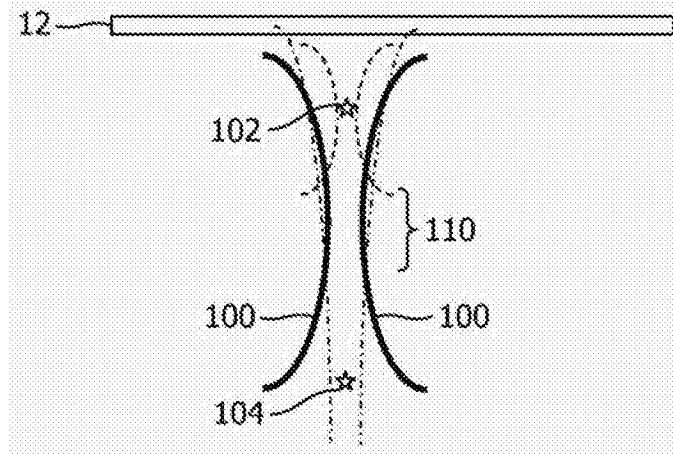


图7

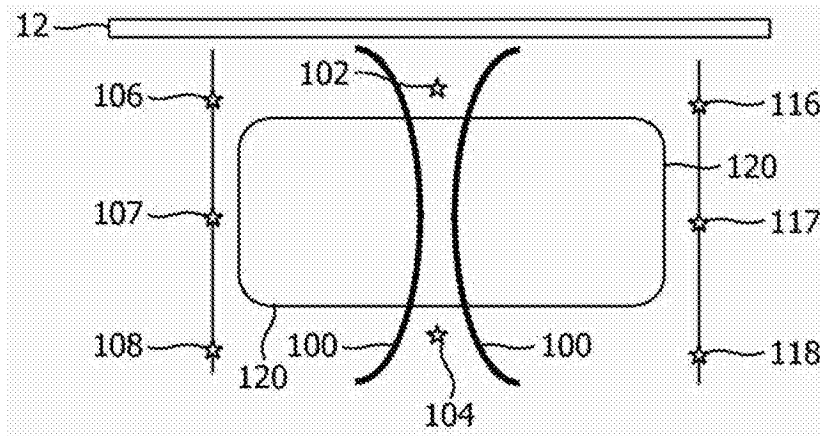


图8

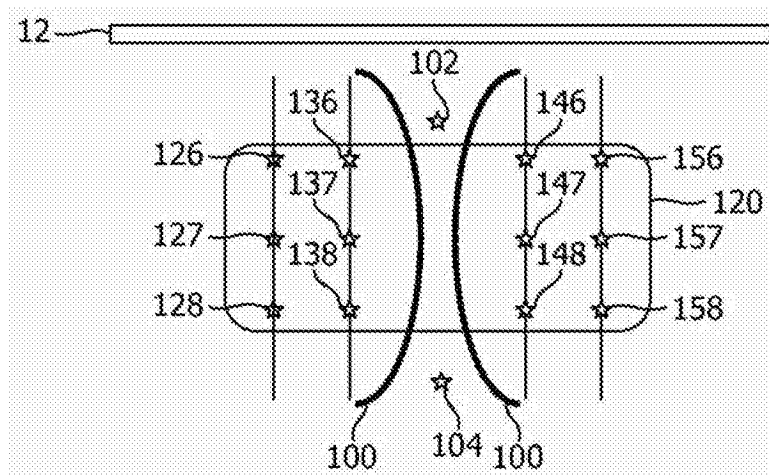


图9

专利名称(译)	用于超声材料特性测量和成像的超声波声辐射力激励的系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN103260527B</a>	公开(公告)日	2016-11-02
申请号	CN201180059913.5	申请日	2011-12-02
[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		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	JD弗雷泽 R彼德森 J L罗贝尔 V沙姆达莎尼 H谢		
发明人	J·D·弗雷泽 R·彼德森 J·L·罗贝尔 V·沙姆达莎尼 H·谢		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/0825 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/5202 G01S7/52042 G01S7/52046 G01S7/52095 A61B8/4483 A61B8/461		
代理人(译)	张伟 王英		
审查员(译)	郑亮		
优先权	61/422468 2010-12-13 US		
其他公开文献	CN103260527A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

用于剪切波测量的超声诊断成像系统传输以能量片的形式推动脉冲。能量片产生为平面波的剪切波波前，该剪切波波前不遭受如沿着单个推动脉冲矢量产生的常规推动脉冲所遭受的推动脉冲力的1/R径向耗散。能量片可以是平面的、弯曲的、或以某个其它二维或三维形状。弯曲能量片可产生聚焦成细线的剪切波源，这增加了用于检测剪切波效应的测量技术的分辨率和灵敏度。

