

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480017100.X

[43] 公开日 2006 年 7 月 26 日

[51] Int. Cl.

A61N 7/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

[22] 申请日 2004.4.12

[21] 申请号 200480017100.X

[30] 优先权

[32] 2003.4.17 [33] US [31] 60/463,589

[32] 2004.4.9 [33] US [31] 10/822,019

[86] 国际申请 PCT/US2004/011378 2004.4.12

[87] 国际公布 WO2004/093994 英 2004.11.4

[85] 进入国家阶段日期 2005.12.19

[71] 申请人 布赖汉姆妇女医院

地址 美国马萨诸塞州

[72] 发明人 库勒沃·海尼内

格雷戈里·T·克莱门特

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 过晓东

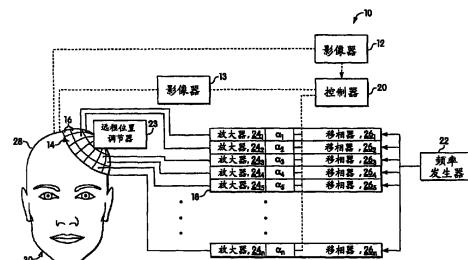
权利要求书 5 页 说明书 40 页 附图 18 页

[54] 发明名称

剪切式治疗超声波

[57] 摘要

释放使用剪切波的超声波信号的方法，方法包括一部分至少第一超声波波束以至少与对象的表面相关的第一入射角度照射到对象以在对象中产生剪切波，剪切波的能量形成在临床水平上对象的所需要部位中的第一超声波能量的实质部分。



1. 释放使用剪切波的超声波信号的方法，方法包括一部分至少第一超声波波束以至少与对象的表面相关的第一入射角度照射到对象以在对象中产生剪切波，剪切波的能量形成在临床水平上对象的需要部位中的第一超声波能量的实质部分。
2. 根据权利要求 1 的方法，其中运用于骨骼表面的部分第一超声波主波束介于与对象相关的纵向波临界角度和与对象相关的剪切波临界角度之间。
3. 根据权利要求 1 的方法，其中运用的部分至少第一超声波主波束包括在多入射角度时运用超声波能量在所需要的部位聚焦超声波能量，多个入射角度介于与对象相关的纵向波临界角度和与对象相关的剪切波临界角度之间。
4. 根据权利要求 1 的方法进一步包括：

对对象运用至少一部分第二超声波波束，以致在对象中产生剪切波并在对象的所需要的部位产生第二超声波；
产生至少一部分所需要的部位的图像；以及
从图像中识别，部分第二超声波波束的超声波能量是否以需要的方式到达所需要的部位。
5. 根据权利要求 1 的方法，其中部分第一超声波主波束的运用包括在骨骼中至少部分第一超声波波束的运用。
6. 根据权利要求 5 的方法，其中骨骼是指头骨，而且其中部分第一超声波波束以至少第一临界角度照射到头骨上，以便于在头骨范围内到达需要部位。

7. 根据权利要求 1 的方法，其中部分第一超声波波束在不同频率的多次脉冲中运用。
8. 根据权利要求 7 的方法，其中不同的频率在大约 0.1MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。
9. 根据权利要求 7 的方法，其中不同的频率在大约 0.2MHz - 3MHz 的频率范围内。
10. 根据权利要求 7 的方法，其中脉冲持续时间在大约 1 周期到连续周期的范围内。
11. 根据权利要求 1 的方法，其中部分至少第一超声波波束的运用包括对对象使用一部分第三超声波波束以在对象中产生剪切波，并在需要部位产生第三超声剪切波。
12. 根据权利要求 11 的方法，其中部分第三超声波波束与部分第一超声波波束分离。
13. 根据权利要求 1 的方法，其中部分至少第一超声波波束的运用包括在第四临界角度对对象使用一部分第四超声波波束，第四临界角度小于与对象相关的纵向波临界角度。
14. 将使用剪切波的超声波信号释放到对象的目标部位的系统，该系统包括：

光源经过配置发射超声波能量；以及
引导装置，与光源耦合，用于产生一部分至少发射出去的超声波能量的第一主波束，第一主波束将入射到对象表面以在对象中产生剪切波，剪切波的能量形成在临床水平上对象的目标部位中的第一超声波能量的实质部分。

15. 根据权利要求 14 的系统，其中引导装置经过配置用于以第一角度引导对象表面的第一主波束，第一角度介于与对象相联系的纵向波临界角度和与对象相联系的剪切波临界角度之间。
16. 根据权利要求 15 的系统，其中引导装置包括至少 (1) 远程位置调节器用于机械引导与光源相关的法线方向以第一角度照射到表面，和 (2) 相位/延迟调节器，其中光源包括多个辐射元件，配置的相位/延迟调节器用于调节至少多个辐射元件的相位和延迟电控操纵到至少第一主波束。
17. 根据权利要求 16 的系统，其中远程位置调节器经过配置至少 (1) 以固定的方式与对象和光源耦合以致法线在第一角度直接照射表面，和 (2) 机械调整光源以致法线在第一角度直接照射表面。
18. 根据权利要求 16 的系统，其中光源包括发射超声波能量的多个元件，系统包括控制器配置和耦合以产生至少一部分光源以发射超声波能量，处理器发射出去的能量中反射能量的标签以确定与光源相关的至少一部分表面的定位，以及激发带有至少部分位于介于纵向临界角度和剪切波临界角度之间的一部分表面的主波束的光源唯一元件。
19. 根据权利要求 18 的系统，其中控制器处理返回能量的标签以形成至少一部分表面的图像。
20. 根据权利要求 15 的系统，其中控制器与光源耦合并用于激发光源产生第一主波束和第二主波束，至少部分第一主波束和第二主波束以第二角度入射到对象表面，第二角度介于与对象相联系的纵向波临界角度和与对象相联系的剪切波临界角度之间。

界角度之间，以致光源的第二主波束的超声波能量可以在对象中产生剪切波，而且第二主波束的能量将到达目标部位，其中第二角度不同于第一角度。

21. 权利要求 14 的系统包括与光源耦合的控制器被配置用于激发光源产生向目标部位发出能量的第一主波束。
22. 权利要求 14 的系统包括与光源耦合的控制器和配置用于激发光源产生具有多个不同频率的脉冲的第一主波束。
23. 根据权利要求 22 的系统，其中不同的频率在大约 0.1MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。
24. 根据权利要求 23 的系统，其中不同的频率在大约 0.2MHz - 大约 3MHz 的频率范围内。
25. 根据权利要求 22 的系统，其中脉冲持续时间在大约 1 周期到连续周期的范围内。
26. 权利要求 14 的系统包括与光源耦合的控制器被配置用于激发光源产生第一主波束和第三波束，至少部分第一主波束和第三波束以第三角度入射到对象表面，第三角度小于与对象相关联的纵向临界角度。
27. 释放使用剪切波的超声波信号到对象的目标部位的系统，系统包括：
光源经过配置用于发射超声波能量；
与光源耦合的控制器被配置用于激发光源向对象发射超声波能量；以及

定位装置与光源耦合并且确保第一主波束的一部分波束来自至少一部分光源，光源以第一角度照射骨骼的一部分表面，第一角度介于与对象相关的纵向临界角度和与对象相关的剪切临界角度之间，以致第一主波束的超声波能量在对象中产生剪切波，同时发射的超声波能量将到达目标部位；

其中控制器激发光源发射多脉冲的能量，每一个脉冲具有不同的频率。

28. 根据权利要求 23 的系统，其中光源包括发射超声波能量的多个元件，其中经过配置的控制器抑制至少如下激发：(1)一部分光源产生第二主波束，至少部分第二主波束以第二角度入射到对象的部分表面，第二角度小于纵向临界角度，和(2)一部分光源产生第三主波束，至少部分第三主波束以第三角度入射到对象的部分表面，第三角度大于剪切波临界角度。
29. 根据权利要求 27 的系统，其中不同的频率在大约 0.1MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。
30. 根据权利要求 29 的系统，其中不同的频率在大约 0.2MHz - 大约 3MHz 的频率范围内。
31. 根据权利要求 29 的系统，其中脉冲持续时间在大约 1 周期到连续周期的范围内。
32. 根据权利要求 27 的系统，其中定位装置与对象耦合以机械确定与需要的对象相关的光源位置。
33. 根据权利要求 27 的系统，其中光源包括发射超声波能量的多个元件，其中定位装置被配置同于影响元件的相位以电控操纵第一主波束。

而且控制器从返回能量中产生线性图像。

剪切式治疗超声波

作为联邦资助的研究项目的陈述

本发明的进行至少部分得到政府的支持，由美国国立卫生研究院授予国家自然科学基金 NIH CA 76550。政府享有本发明的某些权利。

发明领域

本发明涉及使用剪切波的超声波诊断和临床运用。

发明背景

自 1980 年早期以来，穿透头颅的多普勒超声波成像在其初期就已经证明具有测量脑内流血量、脑内出血和脑血流分布血流分布的能力。新近的研究同样调查诊断某些退行性障碍疾病的可能，例如帕金森氏病和抑郁症。这些方法使用经颅多普勒超声波检查法 (TCD)，或者相关的经颅彩色多普勒超声检查法 (TCCS) 来记录发射和背向散射的信号的转换频率。信号通常与相对低频 (小于 2MHz) 的探针结合使用穿透颅骨，信号也经常与造影剂结合使用。在运用大约 2MHz 的频率时似乎优势很小，由于在较高频率下的头骨衰减增加导致骨骼起到低通过滤器的作用，只能返回较低的光谱频率。中心频率为 1MHz 和低于 1MHz 的也要受到检查，中心频率展现的是较强的信号强度，但是带有预期减少的分辨率。

经颅程序的主要障碍是由头骨外形的不规则、密度和音速导致的强烈衰减和失真。这些性质共同破坏超声波的聚焦和/或减弱空间寄存器接收诊断信息的能力。

通过人脑的超声波的连贯非创性性调焦为大多数的大脑治疗和诊断结论提供建议。举例而言，在脑瘤的穿骨治疗、靶向药物制剂治疗、改进的脑卒中溶栓治疗、血流量成像、检测内出血和脑内 X 射线断层成像等的治疗中把超声波作为一种工具。尽管人类的头骨对于上述多个治疗的临床实现构成障碍，但是研究已经证明：微创和非创性像差修正方法都适用于穿骨调焦。微创法使用接收探头，该探头将导管插入大脑以测量由头骨引起的振幅和相位失真，然后修正使用一排超声波变频器的波束。可以选择的是，完整的微创法使用 X 射线计算机体层成像 (CT) 预测由头骨引起的纵向波失真。具有治疗排列的非创性调焦已经被证实带有纵向波传播模型，但是当聚焦直接靠近头骨表面时，可以观察到聚焦振幅下落。

经颅声波主要由纵向模组成的假设对微入射光角度是有效的，但是在超过大约 25° 之后，由于接近其临界角度，纵向波快速中止。这或许是一种对于使用纵向模减少振幅的可信解释，振幅使用焦点直接照射大脑外围，不断增长的数组元素数量被以较高的入射角定向射入头骨。

放弃剪切波建模的原因是：可以忽略的振幅或者导致波束的不连贯或难以预测的显著振幅。由于缺少重要的头骨骨骼信息，建模中对弹性波速度的考虑因素也受到抑制。类似的问题也存在于关于超声波穿越其它的骨瘦嶙峋的结构中。

发明内容

已经发现超声波波束可以有效地、借助剪切波连续地穿越骨骼。这可以通过例如增加在骨骼表面射入的波束和法线之间的角度超过导致纵向波的完全反射的临界角度（大约 20° ）来实现。当角度在大约 25° 和 60° 之间时，剪切波产生并且穿过骨骼，并在骨骼内表面再次转变为纵向波，纵向波传播到骨骼另一面的软组织。上述发现有几个结论：第一，在骨骼中剪切波的传播速度与软组织中纵向波的传播速度大致相同。因此，波前不会由于可变的骨厚度产生显著失真，对于骨骼中较高声速（ $2500 - 3000$ 毫秒/秒）产生的纵向波也一样。聚焦超声波波束穿过未经综合的特别病患的相位修正的骨骼是可行的。举例而言，可以使用相对简单的设备完成脑超声波诊断成像以及超声波大脑治疗和诊断。第二个结论是可以增加波束的入射角度，而且与使用纵向波相比较高的增加可以达到较大的脑容量。第三，通过剪切波传播模型与纵向波传播模型的结合，可以显著提高对穿透头骨的超声波调焦的预测。进一步说，不需要的骨层反射可能会减少或消除，这使得诊断信息更加容易分析。

本发明的实施例提供一种或更多如下功能并且可以在下述一种或更多的使用中适用。本发明可以在超声波诊断和/或治疗和作为依赖于发射超声波穿过骨骼的方法的辅助手段中使用。尤其是，本发明可以应用在试图拍摄骨骼中血流量的系统中，或者对现存的超声波成像和/或治疗设备有促进和/或增强作用，或在刺骨超声波治疗的单独设备和/或运用于依赖使用超声波的脑血管障壁（BBB）通道的技术中，或者任何其它引导使用超声波的诊断或治疗过程。超声波的调焦可以大为简化，并且可以减少和可能消除相位失真修正。可以增加通常与超声波延伸的组织容积。

另外，本发明的实施例可以通过减少或消除的来自骨骼表面的不需要的反射来发现骨骼结构中的空洞和/或发现/确定空洞容量。

一般而言，在某一方面，本发明提供通过释放使用剪切波的超声波信号对对象进行诊断的方法，方法包括一部分超声波主波束以相对于骨骼表面的入射角照射到骨骼表面以在骨骼中产生剪切波，剪切波的能量形成第一超声波能量的实质部分并在对象的需要部位穿过骨骼，检测至少运用的超声波主波束的反射能和散射能之一，并且为诊断的目的分析检测到的能量。

执行本发明可能包括一种或更多的如下特征。运用于骨骼表面的部分超声波主波束介于与对象相关的纵向波临界角度和与对象相关的剪切波临界角度之间。分析包括产生至少一部分需要部位的图像。需要部位是沿超声波主波束直线传输的线性区域。运用的部分超声波主波束包括骨骼中运用的一部分超声波主波束。这里所指的骨骼是头骨，而且为到达头骨中需要部位，部分超声波主波束以入射角直接照射到头骨。需要部位是窦腔和内耳腔其中之一，方法进一步包括提供在需要部位是否至少部分地充满液体的指示。需要部位是牙齿或颚骨之一，方法进一步包括至少提供需要部位是否至少有空洞或脓肿的指示，以及获得至少需要部位的解剖和血血流分布的图像。

执行本发明也可以包括一种或更多如下特征。至少第一超声波主波束运用在不同频率的多次脉冲中。不同的频率在大约0.3MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。不同的频率在大约 1MHz - 大约 3MHz 的频率范围内。脉冲持续时间在大约 1 周期 - 100 周期的范围内。不同的脉冲对应不同的振幅以补偿与不同频率相关的不同的衰减量。至少第一超声波主波束运用在多周期的脉冲中，至少两个周期中带有至少不同频率、不同相位和不同的振幅。

通常在另一方面，本发明提供通过释放使用剪切波的超声波信号到达对象的目标部位对对象进行诊断的系统，系统包括发射超声波能量的无线收发器；引导装置，与无线收发器耦合，引导装置用于致使发射的超声波能量的一部分主波束入射到对象的骨骼表面，以致来自光源的一部分主波束的超声波能量在骨骼中产生带有能量的剪切波，在目标部位中剪切波形成超声波能量的实质部分；分析装置，与无线收发器耦合，用于分析来自一部分主波束的能量，出于诊断目的主波束从目标部位返回。

执行本发明也可以包括一种或更多如下特征。引导装置的耦合导致部分主波束以第一角度入射到骨骼表面，第一角度介于与骨骼相关的纵向临界角度和与骨骼相关的剪切临界角度之间。引导装置包括至少（1）远程位置调节器机械引导与光源相关的法线方向以第一角度照射到骨骼表面；（2）相位/延迟调节器，其中无线接收器包括多个辐射元件，配置的相位/延迟调节器用于调节至少多个辐射元件的相位和延迟之一为至少第一主波束的电控操纵；以及（3）继电器调控器，其中无线接收器包括多个辐射元件，配置的继电器调控器用于在不同时间激发元件指向需要的主波束。配置的远程位置调节器至少（1）以固定的方式与对象和无线接收器耦合，以致法线以第一角度直接照射到表面，以及（2）机械调整无线接收器以致法线以第一角度直接照射到表面。无线接收器包括多个元件用于放射超声波能量，系统包括控制器的配置和耦合导致至少一部分无线接收器发射超声波能量，处理器发射出去的能量中返回能量的标签以确定与无线接收器相关的至少一部分表面的定位，以及激发带有至少部分位于介于纵向临界角度和剪切波临界角度之间的一部分表面的主波束的光源唯一元件。控制器处理返回能量的标签以形成至少一部分表面的图像。

执行本发明也可能包括一种或更多如下特征。系统包括耦合到无线接收器的控制器和激发无线接收器产生主波束将能量发射到目标部位，而且对象的表面是对象头骨的外表面。系统包括耦合到无线接收器的控制器和激发无线接收器在多个不同频率和振幅的脉冲中产生主波束。不同的频率在大约 0.5MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。不同的频率在大约 1MHz - 3MHz 的频率范围内。脉冲持续时间在大约 1 周期 - 100 周期的范围内。不同的振幅补偿与不同的频率相关的不同的衰减量。系统包括耦合到无线接收器的控制器和配置用于激发无线接收器在多周期脉冲中产生主波束，至少两个周期中带有至少不同频率、不同相位和不同的振幅。配置的分析装置提供目标部位是否至少部分充满液体的指示。

一般而言，在某一方面，本发明提供释放使用剪切波的超声波信号到对象的目标部位的系统，系统包括配置的变频器装置用于发射和接收超声波能量，控制器与变频器装置耦合并且激发变频器装置向对象发射超声波能量，定位装置与变频器装置耦合并且确保一部分第一主波束来自至少一部分变频器装置，变频器装置以入射角度对准骨骼的部分表面，入射角度介于法线入射和与对象相关的剪切临界入射角度之间，以致第一主波束的超声波能量在对象中产生剪切波同时第一主波束的能量可以到达目标部位，在目标部位中剪切波的能量形成超声波能量的实质部分，配置的控制器用于促使变频器装置发射至少以下能量：多周期的单一脉冲、至少其中两个周期带有至少不同的频率、不同相位和不同振幅，和多个脉冲，不同脉冲带有不同频率和振幅，控制器分析第一主波束的超声波能量，该超声波能量从目标部位返回并且由变频器装置接收以便从返回的能量中确定诊断信息。

执行本发明也可能包括一种或更多如下特征。变频器装置包括配置的用于发射超声波能量的多个元件，而且控制器抑制激发至少(1)一部分变频器装置产生以第二角度入射到对象的部分表面的第二主波束，第二角度小于纵向临界角度，和(2)一部分变频器装置产生以第三角度入射到对象的部分表面的第三主波束，第三角度大于剪切波临界角度。不同的频率在大约0.1MHz - 大约5MHz的频率范围内。不同的频率在大约0.31MHz - 3MHz的频率范围内。脉冲持续时间在大约1周期 - 100周期的范围内。定位装置与对象耦合以机械确定至少与需要的对象和骨骼相关的光源位置。变频器包括用于发射超声波能量的多个元件，用于影响元件的相位电控操纵到第一主波束的定位装置。变频器包括用于发射超声波能量的多个元件，控制器影响元件的激发计时以电控操纵到第一主波束。控制器提供指示：取决于由返回能量的控制器决定的诊断信息的目标部位是否至少部分充满液体。

执行本发明也可能包括一种或更多如下特征。控制器导致在目标部位指向的第二主波束在目标部位内进行刺激动作，控制器提供取决于由返回能量的控制器决定的诊断信息的目标部位的动作的指示。第一和第二主波束有不同的频率。控制器导致在目标部位指向的第二和第三主波束在目标部位内进行刺激动作，控制器提供取决于由返回能量的控制器决定的诊断信息的目标部位的动作的指示。控制器产生至少部分返回能量中目标部位的图像。目标部位是对象的直线区域而且控制器产生返回能量的线性图像。

一般而言，在某一方面，本发明提供释放使用剪切波的超声波信号方法，方法包括对对象运用一部分至少第一超声波波束，波束以与对象表面相关的至少第一临界角度在对象部位产生剪

切波，剪切波的能量形成在临床水平上对象的需要部位中的第一超声波能量的实质部分。

执行本发明可能包括一种或更多如下特征。部分第一超声波主波束运用于对象的介于与对象相联系的纵向波临界角度和与对象相联系的剪切波临界角度之间表面。至少部分第一超声波主波束的运用包括多个入射角度的超声波的运用，多个入射角度介于与对象相联系的纵向波临界角度和与对象相联系的剪切波临界角度之间以在需要部位内聚焦超声波能量。方法进一步包括对对象运用至少一部分第二超声波波束，以致在对象的部位产生剪切波并在对象的需要部位产生第二超声波，产生至少一部分需要部位的图像，并且从图像中证实：部分第二超声波波束的超声波能量是否以需要的方式到达需要部位。至少部分第一超声波主波束的运用包括在骨骼中至少部分第一超声波波束的运用。这里的骨骼是指头骨，而且部分第一超声波波束以至少第一临界角度照射到骨骼上，以便于在头骨范围内到达需要部位。

执行本发明可能包括一种或更多如下特征。至少部分第一超声波波束在不同频率的多次脉冲中运用。不同的频率在大约 0.1MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。不同的频率在大约 0.2MHz - 3MHz 的频率范围内。脉冲持续时间在大约 1 周期 - 100 周期的范围内。部分至少第一超声波波束的运用包括对对象使用一部分第三超声波波束以在对象的部位产生剪切波，并在需要部位产生第三超声剪切波。部分第三超声波波束与部分第一超声波波束分离。部分至少第一超声波波束的运用包括在第四临界角度对对象使用部分第四超声波波束，第四临界角度小于与对象相关的纵向波临界角度。

一般而言，在某一方面，本发明提供将使用剪切波的超声波信号释放到对象的目标部位的系统，系统包括发射超声波能量的

光源和与光源耦合的引导装置，光源用于产生部分至少发射出去的超声波能量的第一主波束，第一主波束将入射到对象表面以在对象中产生剪切波，剪切波的能量形成在临床水平上对象的目标部位中的第一超声波能量的实质部分。

执行本发明可能包括一种或更多如下特征。引导装置以介于与对象相联系的纵向波临界角度和与对象相联系的剪切波临界角度之间的第一角度引导对象表面的第一主波束。引导装置包括至少（1）远程位置调节器用于机械引导与光源相关的法线方向以第一角度照射到表面；和（2）相位/延迟调节器，其中光源包括多个辐射元件，配置的相位/延迟调节器用于调节至少多个辐射元件的相位和延迟电控操纵到至少第一主波束。远程位置调节器配置为至少（1）以固定的方式与对象和光源耦合以致法线在第一角度直接照射表面，和（2）机械调整光源以致法线在第一角度直接照射表面。光源包括发射超声波能量的多个元件，系统包括控制器配置和耦合以产生至少一部分光源以发射超声波能量，处理发射出去的能量中反射能量的标签以确定与光源相关的至少一部分表面的定位，以及激发带有至少部分位于介于纵向临界角度和剪切波临界角度之间的一部分表面的主波束的光源唯一元件。控制器处理返回能量的标签以形成至少一部分表面的图像。系统包括与光源耦合的控制器和配置用于激发光源产生第一主波束和第二主波束，至少部分第一主波束和第二主波束以第二角度入射到对象表面，第二角度介于与对象相联系的纵向波临界角度和与对象相联系的剪切波临界角度之间，以致光源的第二主波束的超声波能量可以在对象部位产生剪切波而且第二主波束的能量将到达目标部位，其中第二角度不同于第一角度。

执行本发明可能包括一种或更多如下特征。系统包括与光源耦合的控制器和配置用于激发光源产生向目标部位发出能量的

第一主波束。系统包括与光源耦合的控制器和配置用于激发光源产生具有多个不同频率的脉冲的第一主波束。不同的频率在大约 0.1MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。不同的频率在大约 0.2MHz - 大约 3MHz 的频率范围内。脉冲持续时间在大约 1 周期 - 100 周期的范围内。系统包括与光源耦合的控制器和配置用于激发光源产生第一主波束和第三波束，至少部分第一主波束和第三波束以第三角度入射到对象表面，第三角度小于与对象相关联的纵向临界角度。

一般而言，在某一方面，本发明提供释放使用剪切波的超声波信号到对象的目标部位的系统，系统包括发射超声波能量的光源，与光源耦合的控制器和激发光源向对象发射超声波能量，定位装置与光源耦合并且确保第一主波束的一部分波束来自至少一部分光源，光源以第一角度照射骨骼的一部分表面，第一角度介于与对象相关的纵向临界角度和与对象相关的剪切临界角度之间，以致第一主波束的超声波能量在对象中产生剪切波，同时发射的超声波能量将到达目标部位，控制器激发光源发射多脉冲的能量，每一个脉冲具有不同的频率。

执行本发明可能包括一种或更多如下特征。光源包括发射超声波能量的多个元件，控制器抑制至少如下激发：(1)一部分光源产生第二主波束，至少部分第二主波束以第二角度入射到对象的部分表面，第二角度小于纵向临界角度，和(2)配置一部分光源产生第三主波束，至少部分第三主波束以第三角度入射到对象的部分表面，第三角度大于剪切波临界角度。不同的频率在大约 0.1MHz - 大约 5MHz 的频率范围内。不同的频率在大约 0.2MHz - 大约 3MHz 的频率范围内。脉冲持续时间在大约 1 周期 - 100 周期的范围内。定位装置与对象耦合以机械确定与需要

的对象相关的光源位置。光源包括发射超声波能量的多个元件，影响元件的相位以电控操纵到第一主波束的定位系统。

本发明的各个方面提供了一种或更多如下性能。超声波可以在骨骼中传播，举例而言，头骨，当经历减少失真和提高信号强度后，得到更加清晰和精确的大脑图像，与现有技术相比为治疗运用提供更好的调焦。减少骨层上层的不必要的回音，使从目标组织接收的诊断信息的分析变得更加容易。消除骨骼空洞和/或骨骼空洞内的物质。穿骨剪切模式的传播可以在多个成像问题中使用，包括导管检测、肿瘤检测、组织形态和大脑出血。与现有技术相比，穿骨超声波可以提供减少失真和/或较高的精确定位。

在参考下列附图、详细说明书和权利要求后，本发明的上述性能和其它性能以及发明本身将会得到更加全面地理解。

对附图地描述

附图 1 是部分头骨的成像和头骨层次的简化线。

附图 2 对应于本发明的超声波治疗系统的原理图。

附图 3-9 是附图 2 中各种运用中使用的系统范例部分的原理图。

附图 10 是使用附图 2 中显示的超声波诊断应用系统的流程图。

附图 11-12 是在穿骨测量实验中使用的两种不同的安装程序。

附图 13 是作为入射角功能的实验和模拟压力振幅和相位的一对示意图。

附图 14A - B 作为穿骨试验的入射角功能的压力振幅和相位的曲线图。

附图 15 是以各种入射角度的发射超声波穿越头骨的图像。

附图 16 是超声波以 32° 的入射角穿越头骨的测量和模拟领域的曲线图。

附图 17A - B 是非规范化和规范化的编码激发的图像。

附图 18A - B 是响应于附图 17 的激发的变频器的极点、过滤和未过滤地、个别地的总和曲线图。

附图 19 是剪切波和纵向波的 A 线扫描。

附图 20 是以 0° 和 33° 入射角穿越头骨的尼龙螺母的成像。

附图 21 是使用剪切波的超声波传播来检测空洞图像的实验步骤原理图。

附图 22A - B 是响应于剪切波和纵向波的、个别地入射到注水和注入空气的腔体的曲线图。

附图 23 是作为入射角功能照射到可塑层上由纵向波和剪切波引起的压力振幅的图示。

附图 24 是范例图，窄主波束天线模式。

附图 25 是范例图，宽主波束天线模式。

附图 26 是使用附图 2 中用于超声波诊断应用的系统的流程图。

对优选实施方案的详细说明

本发明的实施例提供穿透头骨和其它穿骨传播技术以有意导致骨骼中的剪切模式。对于穿骨传播，入射波经历由入射纵向波转变为骨层中的剪切波后又转变为大脑中的纵向波的模式。头骨剪切速度或许提供更好的声音阻抗匹配、较少的折射和与它的纵向配对物相比具有较少相位变化。使用剪切波时，超声波可以在大脑内聚焦。如果超声波以超过 Snell's 的临界角度入射到骨骼中，那么在骨骼中不会产生纵向波。提供的数据分析和示范现象与塑料模型和使用体外人类头骨一起研究。本发明的实施例可以适用于各种运用，包括治疗和临床诊断，以下进行分别讨论。其它实施例在本发明的范围内。

在某些条件下可以观察到：通过使用高的入射角度减少失真和较高的信号振幅使超声波穿越骨骼是可行的。数字和实验研究都表明：在骨骼中产生的剪切波模式的行为引发超声波穿越骨骼的可行性。当入射的超声波角度大于纵向压力波的 Snell'的临界角度时，骨骼中的传播完全归因于剪切波。这种从纵向波（皮肤）转变为剪切波（头骨）后又转变回纵向波（大脑）的变换并不必然产生高度失真和小振幅的光波。对等方性模型材料和最新的体外人体骨骼样本的研究支持上述假设。甚至，已经发现如同穿过头骨中的剪切波一样，聚焦的光波可能比纵向波具有较少的失真。在某些实例中，观察到的聚焦光波的振幅大于穿越同等面积的头骨的纵向波的振幅。纵向波 - 剪切波 - 纵向波的传播的成功主要归因于弹性（剪切波）波速（~1400m/s）和水（~1500m/s）、皮肤（~1525m/s）和大脑（~1550m/s）和其它软组织中的声速的相似性。形成对比的是，头骨中相应频率的纵向声速的范围大

约是上述值的两倍。因此，在头骨中刻意产生的剪切模式可以作为一种机构用于产生大脑图像，或用于检测大脑异常。类似技术可以在身体其它部位的治疗和/或诊断中运用，或运用于除人体以外的其它动物身上。

本发明的实施例在头骨中使用刻意产生的剪切模式作为一种机构用于产生和增强穿过头骨的聚焦。与经颅传播模式合并的剪切模式证明了在高的临界角度下预测超声波相位和振幅的能力。为解释这种方法，首先要模拟穿过单一塑料层的场。然后在人骨的截面上使用这种与实验测量相比较的方法。使用该方法可以在大脑中获得更加准确的调焦，而且可以扩展使用现行方法获得的调焦范围。

治疗基础

在与超声波波长相关的头骨的微小弯曲部分的基础上，将头骨的内表面和外表面分割成每一块都接近平面的区域，但是并非必须完全平行。这种接近是为了简化分析并不是执行本发明所必须的。附图 1 显示了这个问题的图像，显示的是在超声波磁场分割的面积上入射到头骨表面的区域。每一个区域是根据具有作为整个传播区域的平均密度函数确定的拉梅常数的各向同性固体的单一层进行模拟的。

通过任意导向的等方向性的头骨层的传播可以通过入射波的频谱分析和射线途径的确定，和当磁场横穿头骨时角度波数的函数衰减获得。每一个最初的纵向谐波光谱光波组分是根据它的速度势考虑的。没有概念缺失的给定组分可能在表面法线沿介于传播轴和表面矢量之间的向量积的单位矢量确定的笛卡尔坐标系的 Y 轴和 Z 轴方向定位的参考框架中考虑。

$$\phi^I = A_L^I e^{i(\omega t - k_x^I x \sin \theta^I - k_y^I y \cos \theta^I)} + A_{LR}^I e^{i(\omega t - k_x^I x \sin \theta^I + k_y^I y \cos \theta^I)}, \quad (1)$$

其中 A_L 代表入射表层的纵向波组分振幅, A_{LR} 代表反射纵向波振幅, θ 代表入射角度, K_x 和 K_y 代表特别参考框架中的光波矢量组分。上标 I - III 分别表示皮肤、头骨和大脑, 上标 L 和 S 指的是纵向波或剪切波。因此, 纵向势在头骨中的传播由

$$\phi^{II} = A_L^{II} e^{i(\omega t - k_x^{II} x \sin \theta^{II} - k_y^{II} y \cos \theta^{II})} \quad (2)$$

剪切矢量由

$$\bar{\psi}^{II} = A_S^{II} e^{i(\omega t - k_{Sx}^{II} x \sin \theta_S^{II} - k_{Sy}^{II} y \cos \theta_S^{II})} \hat{z}. \quad (3)$$

确定

使用上述描述, 每一光谱光波组分必须在其独特的参考框架中考虑。在界面上, 入射光波分成反射光波、传播纵向光波和传播剪切波。上述光波的振幅可能通过运用与由 Kino (Acoustic Waves: Devices, Imaging, and Analog Signal Processing, Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1987) 总结提出的方法相关的入射光波确定。特别是, 粒子位移的法线组分,

$$\vec{r} = \nabla \phi + \nabla \times \vec{\psi} \quad (4)$$

在界面上必须是连续的以及法向应力

$$S_{yy} = \lambda \frac{\partial r_x}{\partial x} + (\lambda + 2\mu) \frac{\partial r_y}{\partial y} \quad (5)$$

和剪切力

$$S_{xy} = \mu \left(\frac{\partial r_x}{\partial y} + \frac{\partial r_y}{\partial x} \right), \quad (6)$$

给定媒介相关的剪切和纵向声速与拉梅常数 μ 和 λ 有关

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}, \quad (7)$$

$$c_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}}.$$

附录 A 提供了振幅计算的细节。每一个平面波方案描述单一角波数行为。为每一组分光波矢量间隔计算上述振幅。然而，可能容易以封闭的解析式完成前述计算，在附录 B 中提供。

在头骨中完成传播之后，分别处理纵向波和剪切波，总波到达大脑后等于

$$\phi^{III} = A_{LL}^{III} e^{i(\omega t - k_x^{III} x \sin \theta^{III} - k_y^{III} y \cos \theta^{III})} + A_{LS}^{III} e^{i(\omega t - k_x^{III} x \sin \theta_S^{III} - k_y^{III} y \cos \theta_S^{III})}, \quad (8)$$

其中 A_{LL}^{III} 和 A_{LS}^{III} 代表起因于入射到头骨中的纵向波和剪切波的纵波振幅。

头骨界面中在取代方程式 (1) - (3) 后，速度势的值可以根据方程式 (4) - (6) 确定，并解释 A_L^{II} 和 A_S^{II} 。在大脑头骨界面，入射的剪切和纵向速度势振幅将会相等于骨骼中传播振幅和吸收损失经历的乘积。既然每一光谱组分将会有自己独立的路径长度穿过头骨，那么组分之间的总的吸收通常是不一样的。附图 1 提供了这个问题的二维表示法。

为在大脑中发现光波振幅, A_{LL}^{III} 和 A_{LS}^{III} , 问题一旦再次通过循环进入参考框架并归纳为二维, 参考框架的表面法线沿笛卡尔坐标的 Y 轴和 X-Y 平面上的相关光波矢量定位。由于大脑的软组织类似流体, 入射头骨的纵向波将进一步分成反射剪切波、反射纵向波和传播纵向波。头骨中的剪切波也有类似划分, 但是具有不同的反射和传播角度。

大脑中给定点的声压可以通过分别解决平面范围内的每一光谱的组分的振幅和相位而获得。光谱通过反变换在测量平面上施加压力。压力振幅等于与大脑中无向量速度势的振幅相关的法向应力的负数。由方程式 (4) 和 (5) 确定 A_{LL}^{III} 和 A_{LS}^{III} 。附录 A 描述了压力振幅的计算。附图 23 表示起因于水中的无限平面波在穿过理想的可塑层 (例如丙烯酸) 后的 A_{LL}^{III} 和 A_{LS}^{III} 的角度相关。

在头骨的高衰减系数的基础上, 头骨中由多反射引起的附加成分被忽略。大脑中任何一点的声压总量可以通过计算路径长度和每一光谱的组分的传播振幅总量确定。计算相关的声学的相位和所有的衰减 (包括吸收的损失)。附录 B 提供了确定从变频器到大脑中测量点的磁场路径中的算法。

诊断应用

参考附图 2, 超声波诊断系统 10 包括影像器 12、变频器元件 16 的相控阵 14、信号调节器 18、控制器 20、频率发生器 22 和远程位置调节器 23。系统 10 经过配置具有超声波诊断能力。系统 10 确定目标的一种或更多特征, 在此是病患 30 的头骨 28, 并且运用超声波能量 (例如在大约 0.01MHz - 大约 10MHz 的频率范围内, 而且更优选的是在大约 0.1MHz - 大约 3MHz 的频率

范围内)在目标内聚焦,本文是指在病患脑内聚焦。本文讨论的在头骨中的聚焦在其它目标上也可以使用,例如远离大脑的区域,比如窦腔、耳道等。进一步说,本发明可以在牙科(牙齿)、穿越肋骨、脊骨或其它任何骨骼中运用。本发明可以用于确定骨骼中的空洞是否包含空气或液体和/或液体粘质。另外,本发明可以用于骨髓或骨神经和骨骼中的脉管的图像。椎管成像也是可能的。本发明也可以通过剪切波速和纵向波速的对比或在骨骼中使用力(例如,超声波产生的辐射力或机械力)和使用超声波检测位移来确定骨骼性质。

排列 14 的信号由驱动排列提供。上述排列可能与 Daum 等人在报告 “Design and Evaluation of a Feedback Based Phased Array System for Ultrasound Surgery” (IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. FReq. Control 45 (2) :431-4, 1998) 中的排列相似,但是要在大约 0.1MHz - 大约 10MHz 的频率范围内选择驱动频率。驱动也可以通过其它提供需要的超声波信号的技术来完成。每一个变频器元件 16 的动力和相位可以手动控制或使用软件和反馈进行自动控制。然而元件排列是更优选的,系统 10 可以使用于非协调的元件组,或者甚至单一元件,都取决于运用。

经过配置的变频器元件 16 的排列 14 被安装在病患头部的外表面或骨骼 28 的其它上表面之上或附近。经过配置的排列 14 具有弯曲外形,例如球形,尽管其它外形的截面也是可能的,例如平面,包括直线。排列 14 安装在病患头部或附近和在距离排列 14 的一定位置聚焦超声波能量。排列 14 可以有各种型号,例如直径为 30 厘米或足以围绕头部一周的长度,或者直径只有 1 毫米或更小。更可取的是,经过配置的元件 16 用于发射脉冲,直接地,功率级超声波都取决于运用,另外还接收超声波能量。排列 14 的变频器元件 16 更优选的是所示的安排在排列 14 中的压

电变频器元件。变频器元件 16(例如中心距为 $\lambda/2$ 的压电陶瓷片) 被安装在硅胶中或其它适合于元件 16 的阻尼机械耦合的材料中。其它材料也可以在排列结构中适用。例如, 排列 14 由一片或多片压电材料, 或其它任何可以将电能转变为声能的材料组成。

与信号调节器 18 耦合的排列 14 进一步与频率发生器 22 耦合。频率发生器 22 发射普通的无线电频率 (RF) 信号作为信号调节器 18 的输入信号。特殊信号发生器也可以使用于部分或全部元件 16。无线电频率发生器 22 选用任何可以向信号调节器 18 输出适合信号的型号。个别频率也可以使用。使用个别频率的信号发生器 (例如数字定型波发生器) 时, 可以由无附加电路的信号发生器设定相位、振幅和每个信号的延迟。激励致使超声波能量在病患的头骨 28 内传播, 和如果需要在病患脑内的选定区域内聚积能量, 取决于相对延迟。发生器 22 与调节器 18 耦合将发生器的输出信号分成 n 个调节器 18 的输入信号。

与接收的频率发生器 22 发射的 n 个输入信号中的每一个信号耦合是信号调节器 18 的 n 对放大器 $24_1 - 24_n$ 和相关的延迟电路 $26_1 - 26_n$ 。每一对延迟电路 26 和放大器 24 代表信号调节器 18 的一条通道。延迟电路 26 通过改变或调整即将由具有各自的延迟系数 $a_1 - a_n$ 的发生器 22 发出信号的延迟 (或许振幅) 为放大器 24 提供 n 个独立输入信号。经过配置的放大器 $24_1 - 24_n$ 将延迟电路 26 的信号放大, 并通过线路向变频器元件 16 提供放大的信号, 例如同轴电缆, 放大器 24 与变频器元件 16 的个别连接。

延迟电路 26 的延迟系数 $a_1 - a_n$ 提供超声波波束的操纵在超声波能量的路径上偏离目标。每一个与操纵相关的元件 16 的相位延迟可以通过已知技术计算。控制器 20 提供延迟系数 $a_1 - a_n$ 。控制器 20 包括由软件、硬件、固件、硬编码或上述的结合提供的逻辑。例如, 控制器 20 可以是一般目的、或特殊目的、

为延迟电路 26 提供和运用延迟系数 $a_1 - a_n$ 而以传统方式用软件指令编程的数字数据信息处理器，尽管可以使用其它的配置结构。

经过配置的远程位置调节器 23 帮助确保排列 14 以一定角度向目标 28 发射超声波能量以致在目标 28 中产生剪切波。定形远程位置调节器 23 以确定与目标 28 的外表面相关的排列 14，或信号元件 16 的位置，以致与排列 14 或信号元件 16 相关的法线方向介于纵向临界角度 (Snell's 角) 加上较低安全系数和小于剪切临界角度 (相应的剪切波不能在目标 28 中传播) 减去上面的安全系数之间。对于头骨软组织的界面，Snell's 角大约是 20° ，剪切临界角度大约是 65° ，因此，优选的是引向头骨的超声波角度介于大约 $25^\circ - 60^\circ$ 之间。安全系数可以帮助计算排列 14 或元件 16 的主波束的宽度。参考附图 24-25，排列 14 的主波束 200 相对窄，例如在 3 分贝 (dB) 法线在 0° 以下的 $\pm 3^\circ$ 。信号元件 16 的主波束 202 相对宽，例如在 3dB 法线在 0° 以下的 $\pm 30^\circ$ 。对于诊断应用，无论排列 (大或小) 或单一元件的主波束优选窄的主波束。远程位置调节器 23 帮助确保至少主波束 200、202 的需要部分可以介于纵向和剪切临界角度之间的角度引导至目标 28。例如，对于信号元件 16，远程位置调节器 23 可能是配置用于接收元件 16 的设备，安装在目标 28 的表面以根据需要排列元件 16。例如，远程位置调节器 23 可能放置在人的面部接近鼻子的地方，和确定元件 16 的位置以致至少主波束 202 的需要部分 (例如，具有至少能量极限值) 将会以介于纵向和剪切临界角度之间的角度被引向人的头骨 (例如对准人的窦腔)。同时，也可以使用介于纵波临界角度和法线之间的较浅的角度。

控制器 20 按照需要从排列 14 引导超声波。经过配置的控制器 20 从排列 14 通过机械和/或电操纵和/或引导超声波能量。控

制器 20 向远程位置调节器 23 发出指令信号以机械改变排列 14 的位置和排列 14 的物境指示(例如排列 14 的主波束方向和/或定位, 在上述位置上主波束入射到目标 28 中)。控制器 20 进一步控制由移相器 26 提供的相位, 或元件 16 的激励时间, 电子扫描排列 14 的超声波波束。通过控制激励时间可以使用几项用于操纵的技术, 例如控制器 20 发出延迟激励信号, 或控制器 20 发出普通激励信号是不同元件 16 的不同数量的时间延迟, 等等。控制器 20 确保获得至少超声波主波束的需要的能量, 通过机械和/或电操纵, 以介于纵向和剪切临界角度之间的角度引向目标 28。超声波能量从纵向波转变为剪切波并且作为剪切波在目标 28 内传播。然而, 某部分能量可能以高于或低于纵向和剪切临界角度范围外的角度被引向目标 28。进一步, 如果在目标 28 内存在产生变换(例如, 从头骨到大脑的转变)的转变(例如, 声阻抗变化), 那么剪切波可能变换回纵向波。

排列 14 的机械引导/定位可以通过手动调整。更优选的是, 目标 28 的表面棱角由视觉确定, 无需使用例如 CT(计算机体层)或磁力共振(MR)扫描成像设备。然而, 当波束法线射向排列 14 将在目标 28 内产生剪切波时, 指南可能提供指示。控制器 20 进一步配置用于选择性地激励元件 16。因此, 控制器 20 可以选择性地激励元件将产生目标 28 的入射角度并在目标 28 中产生剪切波, 如果没有激励元件将不会在目标 28 中产生剪切波。进一步地, 排列 14 在不同地位置同时产生相似的或不同的频率和/或振幅的多波束。

经过配置的控制器 20 用于控制延迟回路 26 和放大器 24, 处理接收到的目标 28 的数据, 在此是指头骨 28, 提供诊断能力。控制器 20 导致发射的超声波在目标 28 中沿直线发出, 并被扫描(例如, 系统地移动)目标 28 内的较宽的利害区域。穿过目标 28

的超声波直线可能会改变方向（例如，变化的声阻抗界面）。控制器 20 将排列 14 接收的反射能量处理为取决于波束方向和发出和接收能量的时间的图像。同时，控制器 20 不是必须要将接收的能量处理为目标 28 的图像。控制器 20 处理接收的能量以提供其它诊断信息，例如，是否检测空间（例如，牙齿或骨骼中的空洞或脓肿，比如颚骨）的二元指示，或在空间中是否存在材料（例如，窦腔或内耳中的液体）等等。控制器 20 也可以处理信息以形成图像，例如目标 28 的解剖图，目标 28 的血血流分布成像等等。

进一步配置控制器 20 用于控制频率发生器 22、放大器 24 和延迟回路 26 以影响频率、量值和排列 14 提供的超声波能量的相位以运用于目标 28 的诊断。已经发现不一致的激励方案有利于克服传播衰减，从而改进能量释放和接收特征。控制器 20 引发一系列扩展脉冲激励排列以产生一系列扩展的超声波脉冲传播到目标 28。优选的是，脉冲在频率范围内重复而且连接返回的信号数字。例如，在大约 0.5MHz - 大约 2.0MHz 的频率范围内以间隔 0.01MHz 的频率向头骨 28 发出 10 个周期的能量。放大器 24 更可取的是控制这样需要的（例如，统一的）信号被发出（或接收）到光谱的任一组分。而且，传递信号的能量可取的是，能量越高频率衰减越多（例如，对于头骨大约是 1MHz），例如与双向衰减损失成比例以致接收的信号有更多或更少的需要（例如，相等）信号在接收的频谱之内。控制器 20 进一步配置用于总和接收的信号以及将匹配滤波器运用于信号以恢复结构界面。同样可以在单一传输超声波脉冲时执行，当以需要的方式调整振幅以补偿与不同的频率相关的不同衰减时，在需要的区域扫描频率。脉冲之间或脉冲之内的频率可以任何方式实质地变化，例如，线性增加或减少，非线性增加或减少，单调增加或减少，无规则地，等等。控制器 20 进一步配置用于控制延迟回路 26 以改变脉冲之

间或之内的相位。控制器 20 引发延迟回路 26 产生具有不同相位的不同脉冲，和/或脉冲之内的不同定相的单一脉冲。

诊断应用的功率级的变化取决于运用。然而，典型地，对于诊断应用来说，脉冲持续周期为频率大约 0.1MHz - 大约 5MHz 之间的 1 周期 - 100 周期，优选的是介于大约 0.5MHz - 大约 3MHz 之间，尽管这些取值只是可以效仿的，在本发明的范围内并无限制。

变频器 16 接收的反射信号被转变为由影像器 12 处理的电子信号。影像器 12 处理电子信号形成扫描区域的图像。向控制器 20 提供图像，可能与排列 14（例如，通过间歇运用能量获得图像，或通过使用部分元件 16 获得图像以及出于其它目的使用其它元件 16）的其它应用同时获得。

控制器 20 分析排列 14 的数据和影像器 12 的图像。控制器 20 可以处理反射信号，元件 16 接收分析的返回信号（或缺少它的信号）以识别特殊情况的标记特征，例如病患窦腔内的液体。

对照附图 2，附图 3-5 显示系统 10 的各种配置，仅仅显示系统 10 的在诊断应用中的特殊使用部分。例如，参考附图 3-4，在排列 14 的场所内，单一变频器或小的变频器排列作为超声波变送器 32 使用。附图 3 显示的配置更可取的是在不需要图像的诊断应用中使用，而附图 4 显示的配置适合于有或没有用于分析的生成图像的使用。例如，如图所示，超声剪切波可能直接穿过材料 34，比如骨骼，其中有空洞 36（比如窦腔，或脓肿等）。控制器 20 分析反射以决定各种的性质，例如空洞 34 是否充满液体。附图 5 显示的配置与附图 4 的配置相似，具有对传播的剪切波 38 的电子或机械扫描通过箭头 40 识别。当剪切波 38 显示未聚焦时，使变送器 32 的元件定相适应聚焦光波 38。

操作中参考附图 10，并进一步参考附图 2-9，用于对使用系统 10 的目标进行诊断的处理器 110 包括显示的步骤，和/或提供治疗。出于可效仿的目的，目标被假设为附图 2 所示的头骨 28，尽管这些取值只是可以效仿的，在本发明的范围内并无限制。处理器 110，只是可以效仿并没有限制，而且可以改变，例如通过步骤的增加、删除或重新排列。

在步骤 112，排列 14 相对于目标 28 定位。排列 14（或单一元件的无线电收发器）可以使人工定位和/或通过控制器 20 激发远程位置调节器 23 定位。这样的排列 14 定位可以将超声波能量传输到目标表面以在目标 28 中产生初级剪切波。需要的定位根据由系统 10 的操作器视觉上确定的目标 28 的表面的角度确定。目标 28 的表面的角度也可以通过激励排列 14 和目标 28 表面的成像确定。表面图像可用于排列 14 的重新定位和/或适当地电操纵排列 14 的波束。

在步骤 114，激励变频器元件 16 产生需要的超声波波束引向目标 28。控制器 20 选择元件 16 用于传输能量以提供需要的方向、范围，和超声波能的能量为需要的区域或点提供充足的能量达到需要的结果（例如，诊断、成像和/或治疗）。控制器 20 控制由选择元件 16 提供的能量的频率、相位、振幅和延迟。可以改变元件之间的延迟以提供电控波束方向以致来自排列 14 的需要的能量作为一个整体，和/或个别元件 16，以介于纵向波和剪切波临界角度之间的角度入射到目标 28 中，并被引导到目标 28 中的需要部位。更优选的是，超声波能量按照上面所讨论的以编码的方式提供，在频率的范围内能量产生脉冲，功率量级根据（依靠）传输信号的频率改变。波束可以扩展或聚焦。元件经过选择和激励以提供超声波，在目标中将产生初级的纵向波，而不是剪切波。

排列 14 传输的波束在头骨入射时是纵向波，穿越头骨时是剪切波，而且为进一步的传输（例如在大脑中）又转变为纵向波。

在运用的基础上，步骤 112 和/或步骤 114 可以不断重复。例如，为了成像，排列 14 可能会机械地重新定位和/或超声波波束的方向经过电控操纵以覆盖全部面积以成像。

在步骤 116，为诊断或成像应用，影像器 12 和控制器 20 处理接收到的反射以确定适当特征。影像器 12 可以通过联合入射波束的相应方向来收集信号来处理接收信号以完成目标 28（例如，在目标 28 的平面）的图像。控制器 20 可以熟练地操作返回的标志以确定一种或更多不是必须与成像相关的性质，例如确定目标 28 内的空洞是否包含液体。为诊断应用，控制器 20 可以不使用影像器 12 提供的图像，甚至影像器 12 可能不用提供任何图像。

治疗应用

系统 10 可以用于治疗应用，分别或同步地除了诊断应用之外或代替诊断应用。系统 10 的部件通常按照前述内容操作。然而，出于诊断应用，可能会提供另一个影像器 13 和经过配置的系统 10 用于提供在某种意义上的超声波治疗。

出于治疗应用的目的，控制器 20 控制移相器 26 和放大器 24。如果适合于治疗（例如，热消融）或在更广泛的领域内使用非聚焦方式以进行适当的治疗（例如，低功率的应用比如脑血管障壁通道），控制器 20 引发超声波在聚焦领域内聚集。

治疗应用的功率级非常依赖运用。典型地，出于治疗应用的目的，脉冲地持续时间为 1 周期的频率介于大约 0.1MHz 和大约

3MHz 之间连续波，更优选的是在大约 0.2MHz 和大约 2MHz 之间，尽管这些取值只是可以效仿的，在本发明的范围内并无限制。超声波降解法通常包括在大约 1 微秒和 1 小时之间的超声波降解时间中的一次脉冲或多次脉冲，脉冲之间的时间变化取决于应用。

影像器 13 可以独立于附图 2 的其它设备获得目标 28 的图像。例如，影像器 13 可以是计算机体层成像器（CT）或磁力共振影像器（MR）。影像器 13 和影像器 12 一样，可以向控制器 20 提供图像，例如，用于确定在使用排列 14 的超声波治疗应用之前或当中是否需要调整。控制器 20 根据图像确定：接受治疗的需要部位是否确实接受治疗，以及是否接收足够的能量用于需要的治疗。如果不是需要的区域，目标部位接收超声波能量（例如，被消融），或者需要部位接收太多或太少的能量，控制器 20 可以改变元件 16 的激励从而修正条件。例如，可以增加或减少能量，缩小或扩大能量聚焦，变化或移动聚焦面积等等。

附图 6-9 显示各种适当的用于在例如热消融、组织或肿瘤的机械损害、治疗应用的配置结构，脑血管障壁（BBB）通道、基因治疗、靶向药物制剂治疗、加速化学反应、帮助化学药品、过高热、区域内应用产生的不断提高的温度，其它具有治疗价值的超声波交互作用等的扩散。附图 6 显示单一的弯曲变送器 42，它可能是单一元件或元件排列。变送器 42 产生作为剪切波穿越目标 46（例如头骨）的聚焦的超声波波束 44，超声波波束 44 在焦点或区域 48 聚焦。注意作为讨论的其它配置中的波束的超声波波束 44 是由变送器 42 和目标 46 之间的纵向波和目标 46 的剪切波组成。如果目标 46 的结构发生改变（例如，从骨骼到空洞，被液体或其它类似大脑组织的物质充满或未充满），传输的波束可能会转变回纵向波。当目标 46 是头骨时，这是一个实例。附

图 7 举例说明与附图 6 相似的配置，但具有两个变送器 42、43 在聚焦点/区域 48 分别聚集各自的波束 44、45。变送器 42、43 可能是单一排列的不同部分，或实体的不同，例如不同的排列、不同的单一元件或单一元件和排列。附图 8 举例说明与附图 7 相似的配置，但是也具有在目标 28 中产生纵向波的入射超声波 50。也可以使用这种配置，例如变送器 42、43 可以提供除功率以外的需要的功率。排列 14 提供纵向波，变送器 42、43 最好作为一部分。附图 9 解释说明取代目标 46 的线性变送器 52 的使用（例如，单一元件或元件排列）和传输的非聚焦超声波能量的足量用于治疗应用（例如，脑血管障壁（BBB）通道、释放或激活化学药品、基因或其它材料等）。如图所示，变送器是机械定位用于提供波束 54，波束 54 是关于目标 46 的变送器 52 的法线并介于纵向波和剪切波临界角度之间。

在操作中，参考附图 26，进一步参考附图 2-9，用于对使用系统 10 的目标进行诊断的处理器 110 包括显示的步骤。出于可效仿的目的，目标被假设为附图 2 所示的头骨 28，尽管这些取值只是可以效仿的，在本发明的范围内并无限制。处理器 210，只是可以效仿并没有限制，而且可以改变，例如通过步骤的增加、删除或重新排列。步骤 212 和 214 类似于前面的讨论。

在步骤 216 中，目标 28 的需要部位被成像。影像器 12 和/或 13 用于对需要部位的成像，而且优选的是，周围的体积以致可以评估运用超声波聚焦的精确度。

在步骤 218 中，对用于治疗应用的入射超声波能量进行适当的修正。如果影像器 13（或者如果排列 14 适合于成像和提供治疗，则使用影像器 12）产生的图像表明运用的超声波能量可以调整，然后控制器 20 相应动作。图像可能被分析，例如，注意是否有需要部位，而且只是需要部位被加热，如果有什么情况，就

需要确定是否少于理想的超声波。例如，超声波能量贫乏聚焦、或在错误的地点、或太窄、或大大低于或远远高于功率等等。控制器 20 能够引发波束，控制器 20 通过调整激励的相位、振幅、延迟和或频率修改，激励根据分析的图像调整/修正运用的能量在目标 28 的需要的特定区域内产生需要的聚焦和能量。控制器 20 也可以导致远程位置调节器 23 按照需要改变方向和与目标 28 相关的排列 14 的关系。优选的是，在使用全部能量进行治疗（例如，热消融或其它非可逆转过程）之前进行调整。例如，可以运用较全部能量少的能量，根据图像所作出的最初的是否调整和怎样调整的决定，进行调整，然后所有治疗能量运用于排列 14。在治疗发展的基础上，在使用所有治疗能量的应用期间也可以调整。

实验和实验结果

使用相同的塑料平面模型测试算法以提供依据实验容易改变的理想等方性的病例。表 1 总结列出塑料的相关取值。超声波源是 1.5MHz 聚焦变频器，该变频器的直径 12 厘米，曲率半径等于 16 厘米。算法的源函数通过几何聚焦返回源附近的平面的实验室测量的压力场的投影图获得。压力场的面积超过 30×30 ，空间分辨率 0.5 毫米。源函数在塑料中的传播使用附件 A 和 B 中数字描述的算法。源到测试平面的距离是 121 毫米，塑料内表面到源的距离是 61 毫米。

同样的方法论适用于人类体外颅顶（头盖骨）传播。在以下的实验室测量中，水作为头骨的内表面和外表面之间的界面材料使用。穿骨测量的超声波源是 0.74 MHz 聚焦变频器，该变频器的直径 8 厘米，曲率半径等于 15 厘米。

数字算法由 Matlab[®]语言执行，使用矩阵基础操作层。在 1GHz AMD-Based PC 上完成操作。典型方案是使用大约 30 秒的时间内穿越 5 层 128×128 的复矩阵计算。

表 1

材料	密度 (kg / m ³)	丙烯腈-丁二 烯-苯乙烯 L	丙烯腈-丁二 烯-苯乙烯 S	氯 (m /s)	铯 (m /s)	厚度 (× 10 ⁻³ m)
塑料 1	1187	45	50	2185	1330	11.8
头骨 0	NA					
头骨 1	2186	85	90	2850	1400	5.29
水	1000	0	0	1486	NA	变量

实验室测量法

头骨记录和密度

用于模拟的数据可以从使用 CT 成像 (Siemens, SOMATOM, AH82 Bone Kernel) 得到的数字化的人类头部轮廓获得。可以从上述图像中获得头骨表面的同等物和内部密度的变化。每间隔 1mm 使用 200mm × 200mm 的视野扫描。聚碳酸酯立体结构附着在每一个样本周围以允许头骨被粘贴在排列上和为机械定位系统和 CT 成像提供参考。只能在考虑了界面的波束宽度之内的骨骼中执行计算结果。个别颅盖的结构和外形信息通过结合图像获得，该信息返回材料密度的强度比。

使用极限滤波器沿头骨的内表面和外表面的坐标点标记在图像中，极限滤波器沿成像的每一根直线搜索最里面和最外面的 $>1.4 \text{ gm/cm}^3$ 的密度。结合连续成像的点描绘头骨表面的内外表面

的三维示意图。每一张图像的象素密度也被结合成三维排列用于后继处理。

相位算法取决于与个别排列元件相关的头骨定位的精确知识。在实践中完成上述任务，相位算法将头骨数据从 CT 同等结构翻译和转化为变频器同等结构，也可以将头骨从机械定位系统的同等结构翻译和转化为变频器同等结构。程序操作使用定位在聚碳酸酯结构上的三个标记附着在头骨上。上述定位可以被定位系统机械识别，精度达到大约 0.1mm。算法产生绘制在同等系统中的旋转矩阵。

超声波测量法

在水箱中进行的传播实验校验数字算法。测量法在水箱中的去气和去离子的水中执行并垫衬橡胶以抑制反射。明确用于特殊测量的变频器产生超声波信号并被聚二氟乙烯 (PVDF) 针式水诊器 (Precision Acoustics, Dorchester, UK) 接收。在维持精确度的同时确保强接收力，直径为 0.2mm 水诊器用于 1.5MHz 的测量中，直径为 0.5mm 水诊器用于 0.74MHz 的测量中。具有较高频率的较小的水诊器被用于帮助减小水诊器的方向性和帮助阻止相位平均。头骨(或塑料板)以被旋转步进式马达(made by Velmex of Bloomfield, New York)控制的角度放置在水诊器和变频器之间。三维线性定位系统 (Velmex, Bloomfield, Model VP9000) 允许水诊器用于变频器轴向对称周围的测量面积中心扫描。由任意波形发生器 (made by Wavetek, of Norwich, UK, Model 305) 发出的变频器信号供应给功率振幅 (made by ENI, of Rochester, New York, Model 2100L)。在被数字示波器 (made by Tektronix, of Wilsonville, Oregon, Model 380) 记录之前，水诊器的电压响应通过精确的声学前置放大器和放大器 (made by Preamble Instruments, of Beaverton, Oregon, Model 1820) 发出。通过通用

接口总线 (GPIB) 控制电压波形下载到个人电脑 (PC) 和根据信号的快速傅氏变换算法计算测量位置的振幅和相位，并在变频器的激励频率取值。

11.8mm 的塑料板放置在实验箱中和在变频器的轴向对称上测量声音传输，距离正面 121mm。在 -70° 和 70° 之间每增加 1° 测量声压一次。通过对每一个角取向的振幅和相位评估测量波形和模拟波形之间的一致性。模拟的源函数是没有存在的板的水中通过变频器获得的压力场测量值。

为了进行穿骨测量，执行两个不同的安装程序。附图 11 显示第一个程序，该程序被设计用于允许以不同的入射角在头骨的大致固定的位置进行测量。附图 12 显示第二配置，允许以具有变频器和头骨之间的好的配准的高入射角度进行测量，但是不便于头骨的运动。最初的测量依靠头骨振幅检查角度，为了确定振幅峰值存在是否超过纵向 Snell's 临界角度。头骨截面在 0° 和 55° 之间循环，具有轴向循环法线对准变频器轴向并和穿过骨骼的直线一致。最大角度 55° 是所述设置的可获得的最大值。

结果

塑料模型

附图 13 显示测量场和预测场之间的相关性。为了参考，该图也包括忽略剪切波时的数字计算得出的振幅。所有三份曲线图表的振幅和相位在低于 31° 的入射角时极其匹配， 31° 是信号光谱峰值的纵向波临界角度。然而，超过上述角度时，只用纵向模拟不能预测来自样本范围内的纯粹弹性波的振幅的第二局部极大。测量数据和模拟数据之间的误差的主要来源可能是由于对模拟的剪切波吸收系数的不充分的估计导致的。在高角度时路径长度

取最大值，上述影响更加显著。在所有角度的模拟和测量的超声波相位之间发现非常好的相关性，但是要除去介于 20° 和 30° 之间的过渡区域，在该区域内波振幅接近其最小值。忽略上述区域，76% 的保留计算值点偏离测量值 $\pi/6$ 弧度，或更少。

穿骨测量

通过旋转头骨，在 32° 可以观察到局部压力传输最大值，在大约 30° 的纵向临界角度的基础上，可能导致几乎全部穿过骨骼的剪切传播。在附图 14A - B 的测量数据中找到在较高入射角度时波源是剪切波的进一步证据，附图 14A - B 显示的角度取决于波相位。正如附图 14B 所示，低于 26° 时，相位与纯粹的纵向波的行为极其类似。在 26° 和 32° 之间，在斜率上存在减速，这表明来自剪切波和纵向波的双重作用于某一区域。超过 32° 的斜率接近直线的和负的是由于剪切声速小于水中的声速。

使用同样的安装配置，在分辨率为 1 mm 时，在 $30 \text{ mm} \times 30 \text{ mm}$ 面积上对不同的入射角执行场测量。附图 15 在 0° 、 15° 和 35° 的入射角度穿过头骨后立即显示场，表明与 0° 和 15° 纵向模式的传播相比作为剪切波穿越头骨的信号具有较少的失真。

第二套测量方案在头骨中执行，头骨放置在为了与 CT 成像空间相关的参考框架中。尽管只有一个剪切波速的估计值用于研究，精确的空间配准和纵向模式的数据允许纵向临界角度被识别。头骨被排成行以确保传输信号在骨骼中形成剪切传播。附图 16 显示根据模拟算法确定的与轴向对称相关的 32° 定位的头骨外表面的实例。尽管在模拟和测量之间存在误差，但是模拟能够识别存在的聚焦剪切波。

与放置在参考框架中的头骨执行实施例，允许与 CT 成像空间相关。精确的空间配准和纵向模式的数据允许纵向临界角度被识别。只有一个剪切波速的估计值用于研究。头骨被排成行以确保传输信号在骨骼中形成剪切传播。附图 7 显示场的线性测量方案，与轴向对称相关的 32° 定位的头骨外表面。尽管在模拟和测量之间存在误差，虽然如此模拟能够识别存在的具有类似于测量方案的波束形状的聚焦剪切波。

诊断应用 - 穿骨成像

为形成穿骨成像，反射的信号传播第二时间返回穿过头骨，返回带有可测量的信号，优选的是具有较少的失真。从 1MHz Panametrics 成像探针和脉冲接收放大器分析信号。尼龙螺母 ($c=2.6 \times 10^6 \text{ mm/s}$ $Z=2.9 \text{ M Rayl}$) 当作成像目标。螺母通过细小的钢丝针悬挂在水箱底板的上方。通过使传播方向首先与头骨垂直然后与骨骼形成大约 33° 角获得 A 型线性成像。

为克服损失，特别强的信号衰减大约 1MHz，使用发射穿越头骨的一系列扩展脉冲的新的激励方案。脉冲在频率范围内重复和信号用数字结合。在可效仿的试验中，在 0.5MHz - 2MHz 范围内每间隔 0.01MHz 的频率发射的穿越头骨的 10 个周期。附图 17A 显示上述一系列测量。然后将信号除以峰值得到平均重量来实现标准化，以强调如附图 17B 显示的较弱的频率信号。随后探测，所有的时间信号的总和和使用匹配的滤波器恢复结构界面。附图 18A 显示结果信号。附图证明与单一脉冲相比在定位和信号振幅中有重大改进。标准光谱与频域交叉应当允许在应用匹配的滤波器之后更好的界面定位。此外，强制驱动变频器的振动有可能在变频器响应的高端或低端增加变频器的宽带。同时，结合的数字信号的有效功率远远超过由单一脉冲安全得到的功率。因此，信号噪声比的重大改进是有可能的。

A型线性成像之后接着是使用中心频率是0.91MHz的聚焦宽带变频器排列的C-扫描成像实验。为绘制图像，1MHz变频器附着在步进式马达远程位置调节器上。变频器直径是12.7 mm，描绘当前实验的分辨率限制。首先在水中获得尼龙螺母的扫描得到超过20 mm × 20 mm的面积，然后在接近法线方向穿过骨骼碎片，最后在接近33度的角度获得尼龙螺母的扫描。轴向（时间的）和波束操纵的辐射信息的结合允许构建和评估三维成像。附图19显示持续时间的目标成像片断。图像的空间分辨率受到现有的成像变频器的直径的限制，现有的成像变频器探测直接在元件上的反向散射数据。

期望较小的宽带提供对成像清晰度的相当多的改进。水扫描和经颅扫描之间的失真至少部分由图像获得程序的方法引起。在头骨表面移动变频器的动作引起额外的失真是由于头骨厚度和声学性质的空间变化。如果窄超声波波束直接穿过头骨，误差修正可能不是必须的。如果使用大面积的排列，就可以采用非创性误差修正算法。

非创性相位误差修正可以运用于恢复穿过头骨的焦点。在这样的案例中，可以小心地使用体外头骨的CT扫描配准信息预测相位失真。但是，影像硬件也可能全部的相位失真可以通过头骨底部的反射信号预测。反射点在大脑中起到实质变送器的作用，而且可以用于大脑中任一点的聚焦。上述方法的成功可以改善聚焦和逐步地消除对头部CT扫描的需求。实践中，具有中心频率在大约0.5MHz和2MHz之间的变频器排列和至少100个元件可能用于帮助确保充足的波束操纵能力。

信号的改进可以根据信噪比(SNR)和减少目标失真和准确目标定位的测量值进行量化。设备安装（例如，附图2所示）优先使用快速开关多路复用器以允许记录波形，波形来自横过排列

的多通道。展现在附图 20 中的是 0 度和 33 度入射角的图像对比，显示在 33 度角减少的图像噪音。

诊断应用 - 空洞成像

穿骨方法的应用不仅可以运用与大脑，还可以在头骨中被感染的充满液体的窦腔中运用。参考附图 21，为了说明适应性，研制的塑料模型 130 提供可以充满和派排干液体（水）的空洞 134。促动 1MHz 的中心频率 Panametrics 变频器 132 产生脉冲发射信号在以下四个位置之一穿过模型 130：（1）高角度超声波入射（ $>45^\circ$ ）以引发剪切波在具有充满空气的空洞 134 的模型 130 中传播；（2）高角度超声波入射充满水的空洞 134；（3）低角度超声波入射（ $<5^\circ$ ）并提供几乎所有纵向波在具有充满空气的空洞 134 的模型 130 中的传播；和（4）低角度入射充满水的空洞 134；

使用剪切波的空洞成像的实例的优势体现在附图 22A-B 显示的实验结果中。附图 22A 显示当空洞充满空气和充满液体时的高角度信号的时间关系曲线图的戏剧性的差别。对比而言，附图 22B 显示的纵向结果在通过附加骨骼自身范围内的反射的信号信息的充满空气和液体的案例中都是复杂的，使得成像位置的准确诊断变得困难。上述结论建议：在实践中剪切模式可以作为一种确定窦腔中存在液体的方法应用于临床。

讨论

最初的模拟和实验测量结果表明：连贯的聚焦超声波波束可以作为纯粹的剪切波在头骨中传输。当驱动频率接近 0.7 MHz 时，峰值振幅穿过头骨是由于骨骼中的剪切传播被发现与纵向传播相似，有时驱动频率高于 0.7 MHz。而且，剪切波经历减少全部相位移动的事实确定在大脑中大面积区域内使用的简化和扩展

非创性穿骨调焦方法的能力。尽管剪切振幅低于纵向模式，证据表面当传播通过骨骼的局部区域时，所有波束可能遭受较少的失真。而且，剪切模式遭受较少的相位失真，大概是由于剪切波速和水中的声速的相似性。在软组织中发现可以比较的相似性。模拟数据和测量数据之间的更加精确的相关性可以通过使用更加正确的头骨中剪切波速的测量方法获得。

存在几种有意在穿骨应用中使用剪切波的直接指示的可能（尽管本发明对上述应用没有限制）。首先，剪切波传播可能被附加到在高入射角度时改进调焦而先存在的非创性穿骨相位算法中。当调焦接近头骨表面时这是极其重要的，使用高角度入射。第二，剪切波传播可以运用于穿骨成像，窄的超声波波束以有意的高入射角度直接穿过头骨。第三，剪切波传播可以潜在地通过频率多普勒转移探测大脑中的流动。所有上述技术可以在讨论的辅助兆赫频率范围内执行。

其它实施例在附属权利要求的范围和主旨之内。例如，由于软件特性，上述功能可以通过使用软件、硬件、固件、硬编码或它们的结合来实现。特征执行功能也可以在不同的位置被物理地定位，包括被分配以致部分功能被在不同的物理位置执行。进一步，如果使用具有不同频率和相位的不同的脉冲，每一个脉冲不必只具有一个频率和一个相位；一种或更多的脉冲可以具有不止一个频率和/或振幅。而且，入射超声波能量不用对准对象，上文的纵向临界角度是为了产生剪切波。入射角度可以小于 Snell's 角度，例如，对象的表面法线和/或对象的骨骼。然而，优选的是，以介于纵向波和剪切波的临界角度之间的角度引导能量入射，这样可以帮助产生需要的剪切波能量的数量。

附件 A

压力振幅通过解答方程式 (1)、(2)、(3) 和 (8) 中描述的速度势来计算。获得方程式的线性代数联立解之后，可能显示骨骼中的剪切波和纵向波振幅由以下方程式给出：

$$A_s^H(\theta^I) = \frac{-4A_L^I c^{I^2} k_L^H \rho^I \cos \theta^I \cos \theta_L^H \sin \theta_L^H / k_s^H}{D_H(\theta^I) \rho^H \cos \theta^I + c_H^H k^I \rho^H C_H(\theta^I)} \quad (9)$$

和

$$A_L^H(\theta^I) = \frac{2A_L^I c^{H^2} k_L^H \rho^I \cos \theta^I \cos 2\theta_s^H / k_L^H}{D_H(\theta^I) \rho^H \cos \theta^I + c_H^H k^I \rho^H C_H(\theta^I)} \quad (10)$$

其中

$$B_H(\theta^I) = k_s^H \cos 2\theta_s^H + 2k_L^H \sin \theta_L^H \sin \theta_s^H, \quad (11)$$

$$C_H(\theta^I) = k_s^H \cos \theta_L^H \cos 2\theta_s^H + k_L^H \sin \theta_L^H \sin 2\theta_s^H, \quad (12)$$

$$D_H(\theta^I) = k_L^H k_s^H \left(c_L^{H^2} \cos 2\theta_s^H - 2c_s^{H^2} \sin \theta_L^H \sin (\theta_L^H - 2\theta_s^H) \right), \quad (13)$$

和传输角度被理解为 θ 的函数，与 Snell's 定律有关，

$$\frac{\sin \theta^I}{c^I} = \frac{\sin \theta_L^H}{c_L^H} = \frac{\sin \theta_s^H}{c_s^H}. \quad (14)$$

传输进大脑的光波振幅来自入射的纵向波和剪切波，与

$$A_{LS}^H(\theta^I) = \frac{-(2A_s^H(\theta^I) c_s^2 k_s^2 \rho_{sk} \cos \theta_L^H (k_s^H \cos 2\theta_s^H + 2k_L^H \sin \theta_s^H) \sin 2\theta_s^H) / k^{III}}{D(\theta^I) \rho^H \cos \theta^III + c^{III^2} k^{III} \rho^{III} C_H(\theta^I)} \quad (15)$$

和

$$A_{LL}^{III}(\theta^I) = \frac{2A_L^{II}(\theta^I)k_L^{II^2}\rho^{II}\cos\theta_L\left(c_L^{II^2}-c_S^{II^2}+c_S^{II^2}\cos 2\theta_L^{II}\right)B_{II}(\theta^I)/k^{III}}{\rho^{II}\cos\theta^{III}D_{II}(\theta^I)+c^{III^2}k^{III}\rho^{III}\cos\theta_L^{II}B_{II}(\theta^I)}. \quad (16)$$

相等。

附件 B

无论层与层之间是否平行, 传递函数仍然写成封闭的解析式。由于厚度与 Z 轴交叉, Z_n , 声速 C_n , 和每一层的密度 ($n=I, II, III$), 单位矢量垂直与层表面 \hat{n}_n 是由计算得出的。给定的波矢量 \vec{K}_{oxy} , 光线路径从 $(0, 0, Z_0)$ 任何两个表面界面穿过的距离

$$\begin{aligned} c_S &= \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}, \\ c_L &= \sqrt{\frac{\lambda+2\mu}{\rho}}. \end{aligned} \quad (7)$$

其中, 正如附图 2 所描述的, \vec{r}_{nxy} 是沿层伸展的矢量从 Z 轴到光线在层上的截距。沿波矢量路径的单位矢量由 \hat{k}_{nxy} 给定。此外, 理解取决于光线矢量方位的频率。因而断定, 光线位置矢量应当等于 $\vec{R}_{nxy} = |\vec{R}_{nxy}| \hat{k}_{nxy}$ 。尽管, 已知初始波矢量方位 \hat{k}_{oxy} , 第一层和随后层的光波矢量方向必须使用关系式计算得出。

$$\frac{1}{c_n} \left(\hat{n}_{n+1} \times \hat{k}_{nxy} \right) = \frac{1}{c_{n+1}} \left(\hat{n}_{n+1} \times \hat{k}_{n+1xy} \right), \quad (18)$$

这是 Snell's 定律在三维空间中的结论, 在三维空间中要求入射光矢量、传输光矢量和法线矢量都在同一平面上。在方程式

(18) 右边的传输光矢量可以通过在方程式两边用 \hat{n}_{n+1} 交叉获得。使用交叉乘积关系，可以显示为

$$\hat{k}_{n+1,xy} = \frac{c_{n+1}}{c_n} \left(\hat{k}_{n,xy} - \cos \gamma_{\hat{k}_{n+1,xy}} \hat{n}_{n+1} \right) + \cos \gamma_{\hat{k}_{n+1,xy}} \hat{n}_{n+1} \quad (19)$$

n^{th} 层的入射单位波矢量与 $(n-1)^{\text{st}}$ 层传输光波相等。除了附图 2 所示的 0^{th} 层以外，为计算方程式 (17) 发现 $\vec{r}_{n,xy}$ 。给定横过 Z 轴的每一层的厚度，光线 \vec{R}_n 和 $n+1$ 层的表面的交集的点是：

$$\vec{r}_{n+1} = \vec{R}_n + \vec{r}_n - \vec{z}_n. \quad (20)$$

一系列 N 层之上，光线相位到达 N^{th} 平面 $\Phi_R(\vec{k}_{N,xy}, \omega)$ 是方程式 (17) 给定的相位作用的每一路径长度的总和。空间相位在 Z 平面，与 N 的光线相位相关

$\Phi_N(\vec{k}_{N,xy}, \omega) = \Phi_R(\vec{k}_{N,xy}, \omega) - 2\pi k_N r_N \sin \gamma_{N,xy}$ ，在附图 2 中举例说明。以极坐标角度 $\gamma_{oxy}(\omega)$ 离开初始平面的光线将以由 $N-1$ 单位矢量 \hat{k}_{N-1} 确定新的方向 $\gamma_{N,xy}(\omega)$ 到达 Z 平面。

$$\phi(\vec{k}_{N,xy}, \omega, z) = \phi(\vec{k}_{0,xy}, \omega, z_0) + \sum_{n=0}^{N-1} k_n \frac{(\vec{z}_n - \vec{r}_n) \cdot \hat{n}_{n+1}}{\hat{k}_n \cdot \hat{n}_{n+1}} - \sin \gamma_{N,xy}(\omega), \quad (21)$$

既定 $\Phi(\vec{k}_{oxy}, \omega, z_0)$ ， \tilde{p} 的相位 (k_x, k_y, ω, z_0) 在初始平面。

Z 层平面的压力可以根据方程式 (21) 的光线相位来表达和传递系数由

$$\tilde{p}(\vec{k}_{N,xy}, \omega, z) = \tilde{p}(\vec{k}_{0,xy}, \omega, z_0) e^{-i \sin \gamma_{N,xy}(\omega)} \left[\prod_{n=1}^{N-1} T_{n,xy}(\omega) e^{i \phi_n(\vec{k}_{n,xy}, \omega, z)} \right], \quad (22)$$

给出。

其中，方程式 (22) 右边方括号里面的项可以被认为是绘制从 k_0 空间到新 k_n 空间算符。在现存的问题中，振幅、 T 由方程式 (15) 和 (16) 和总和角度 γ_{Nxy} 给出。在实践中，绘制需要插值以产生线性空间矩阵 Z 。

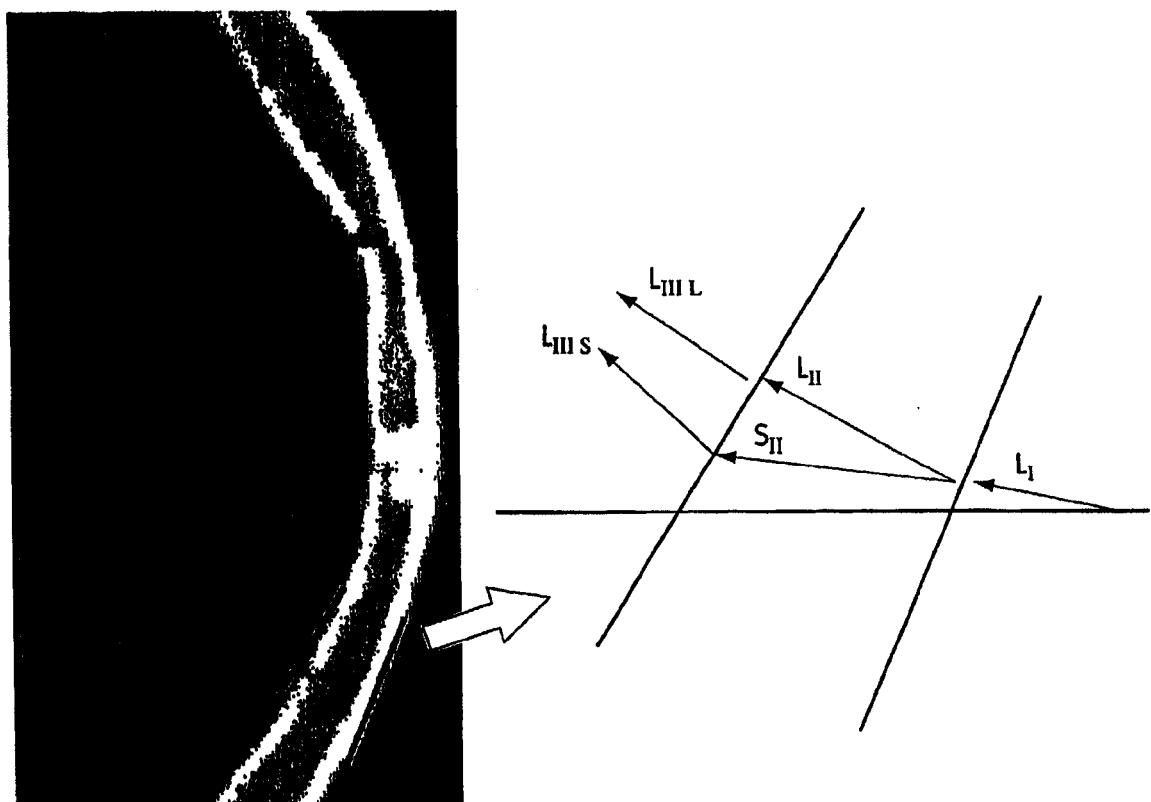


图 1

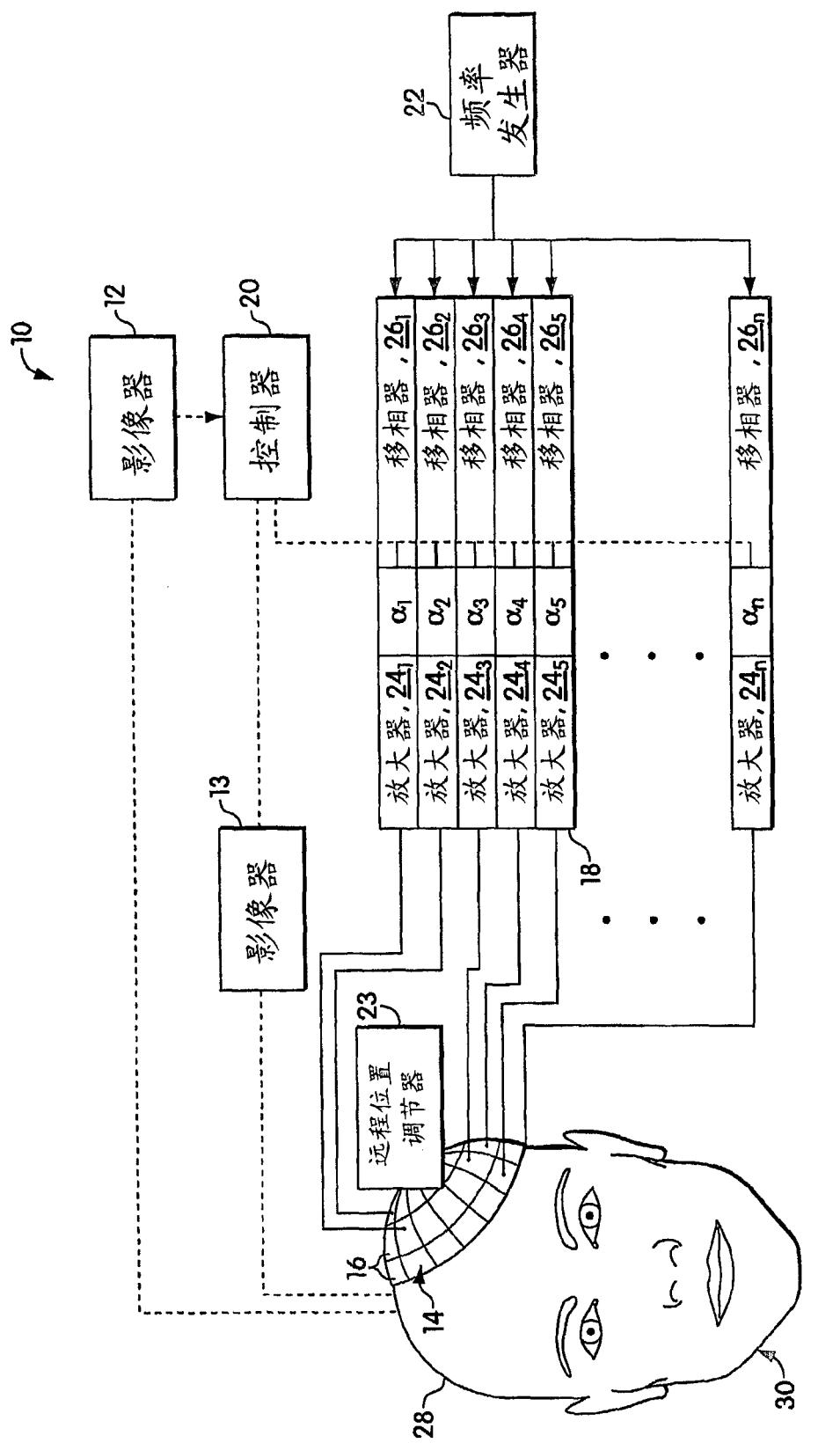


图 2

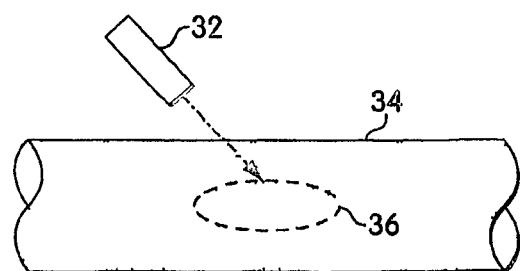


图 3

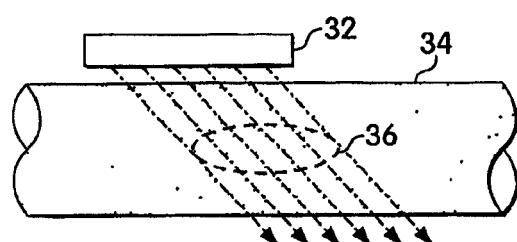


图 4

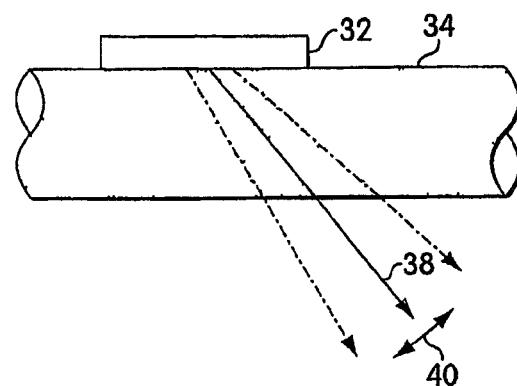


图 5

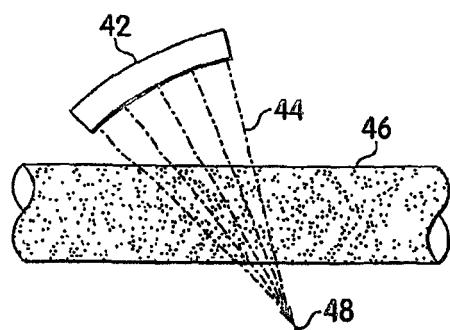


图 6

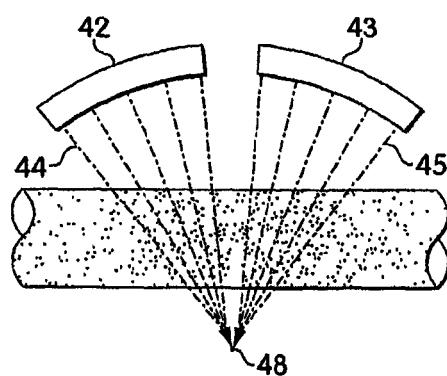


图 7

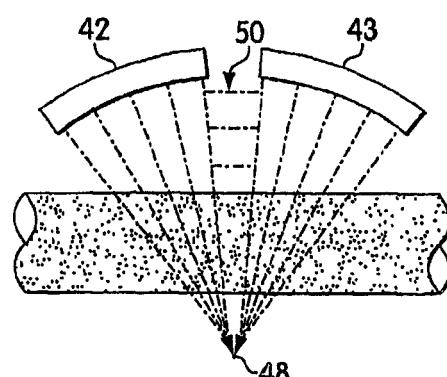


图 8

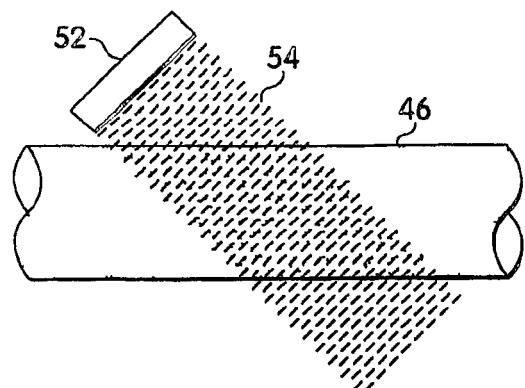


图 9

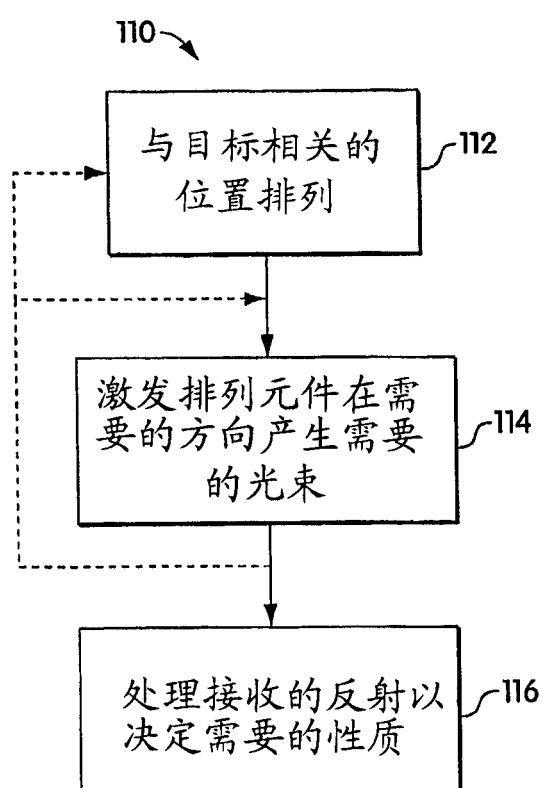
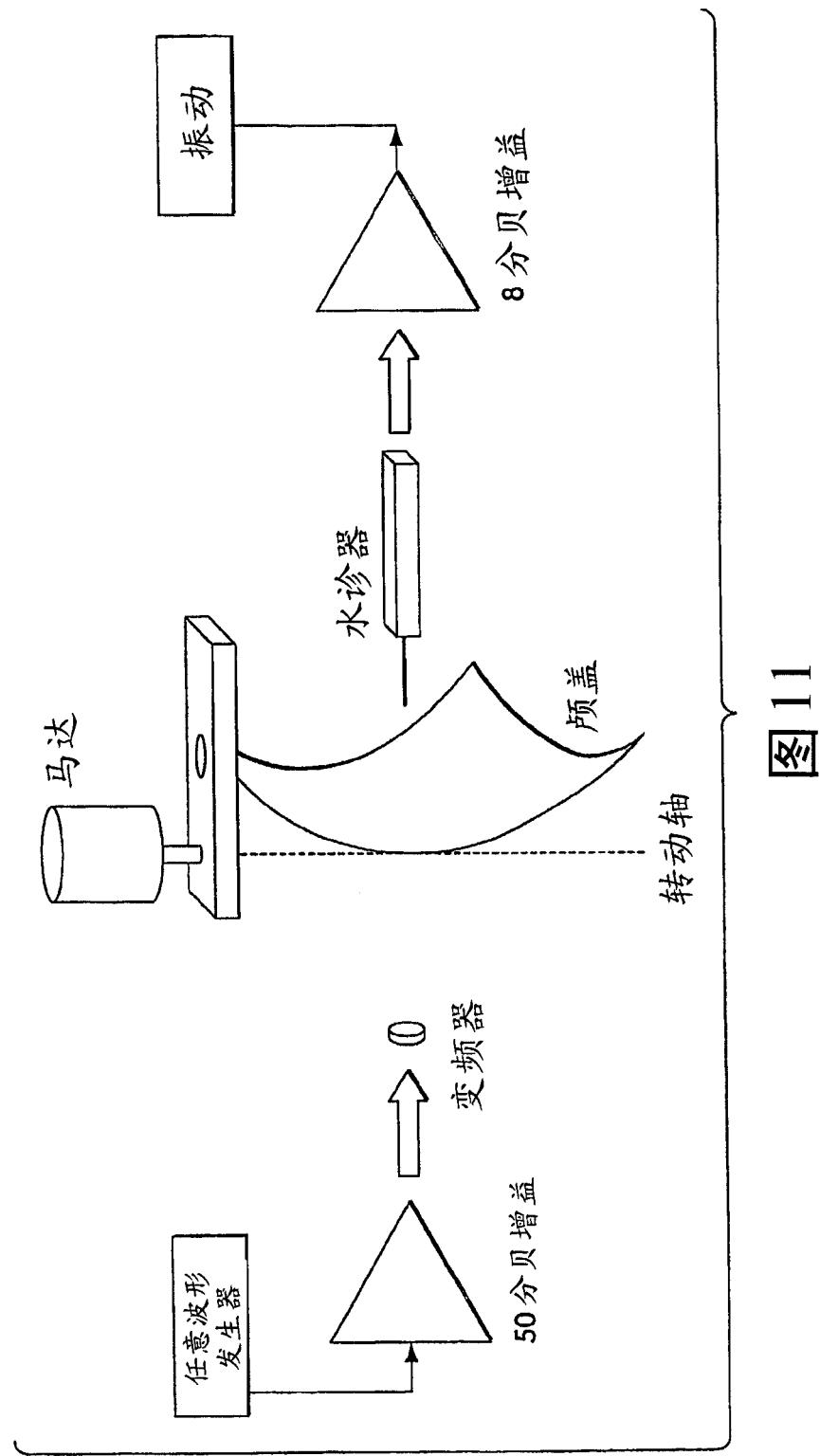


图 10



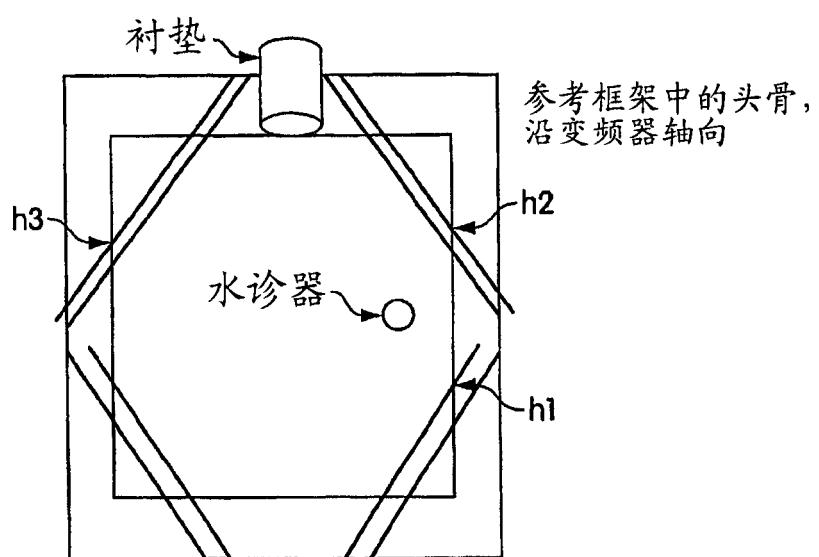


图 12

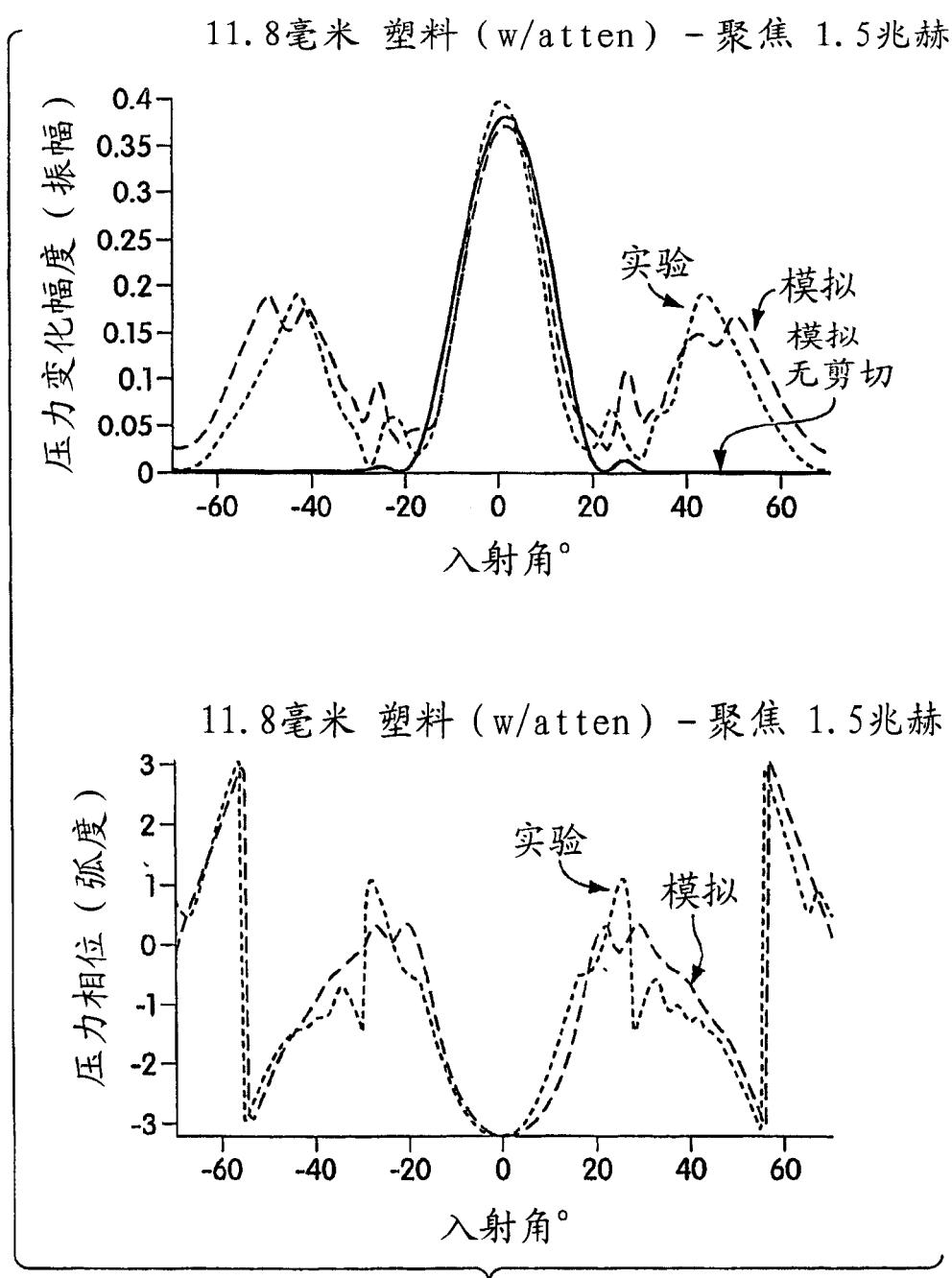


图 13

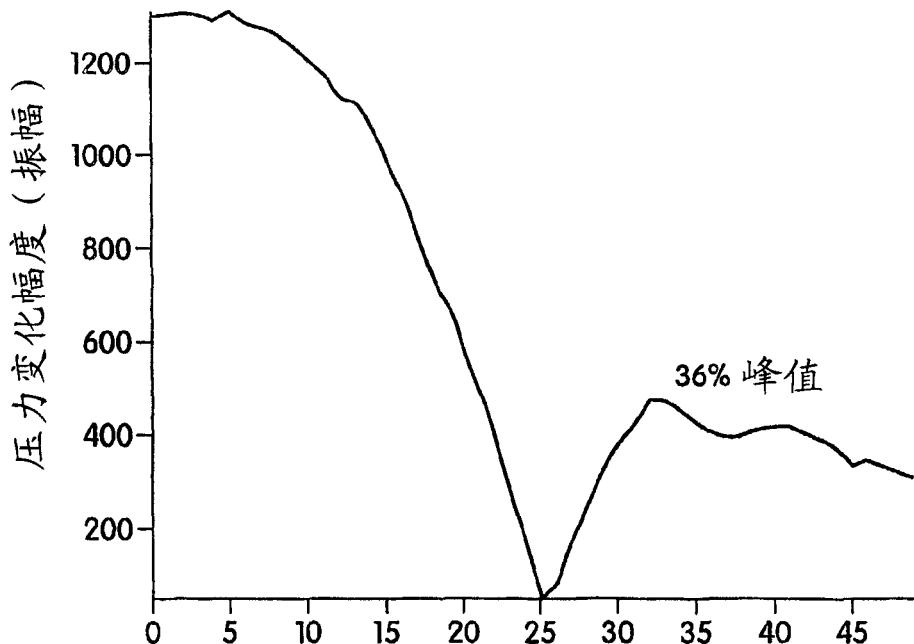


图 14A

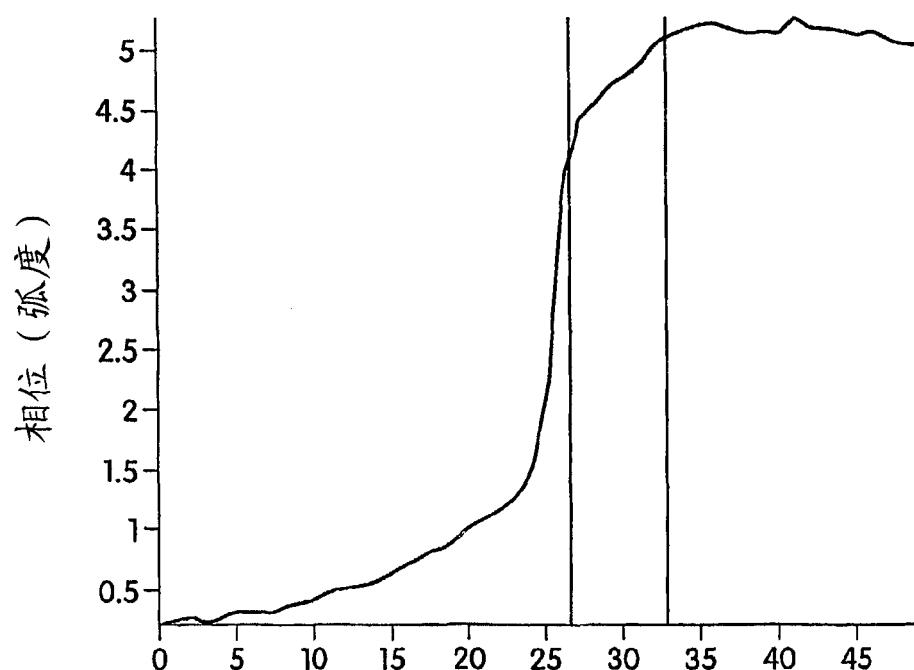
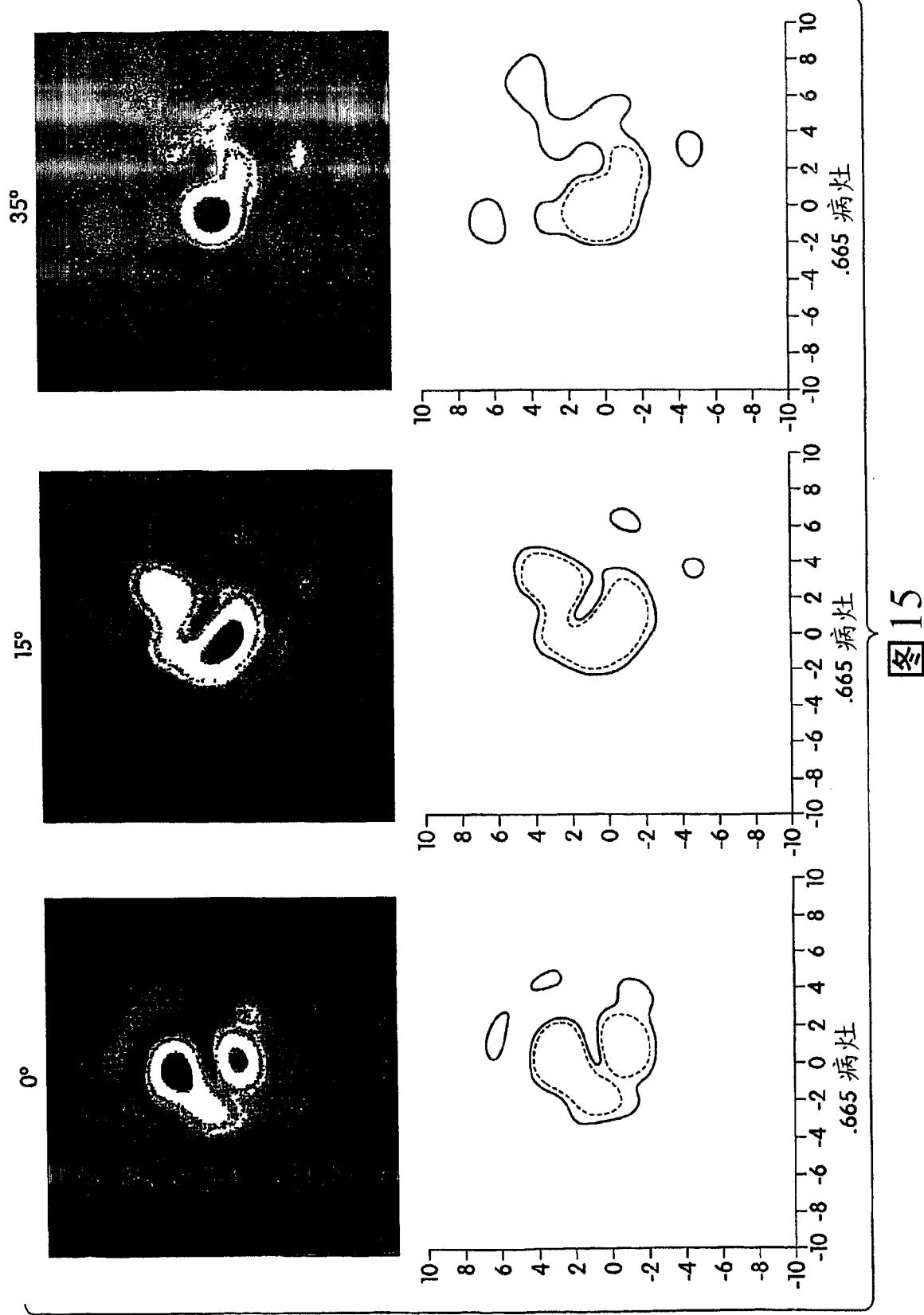


图 14B



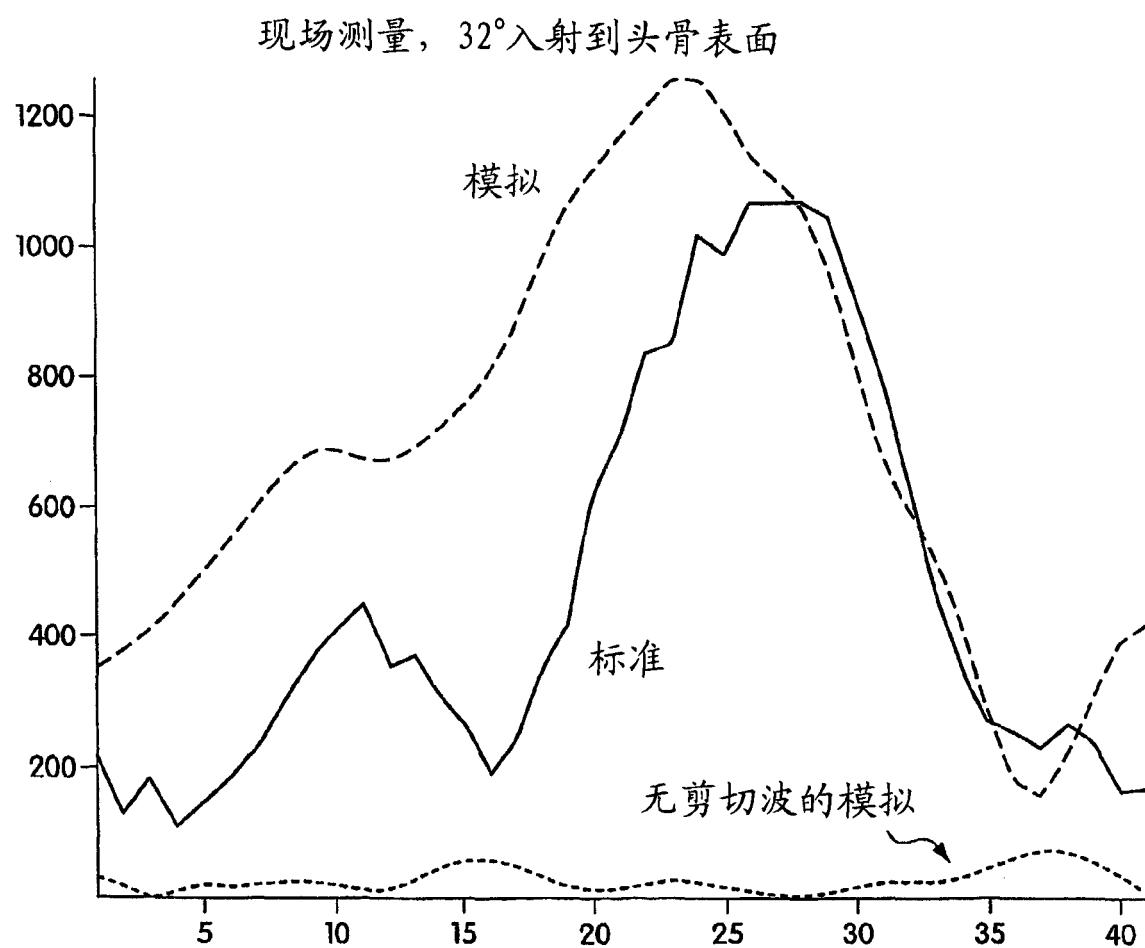


图 16

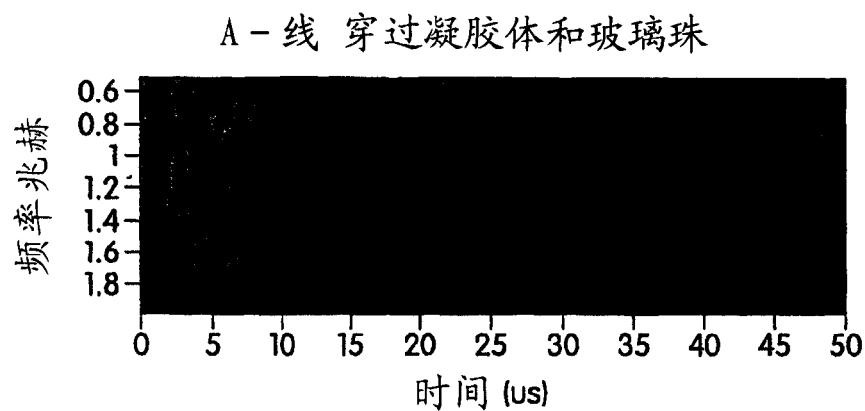


图 17A

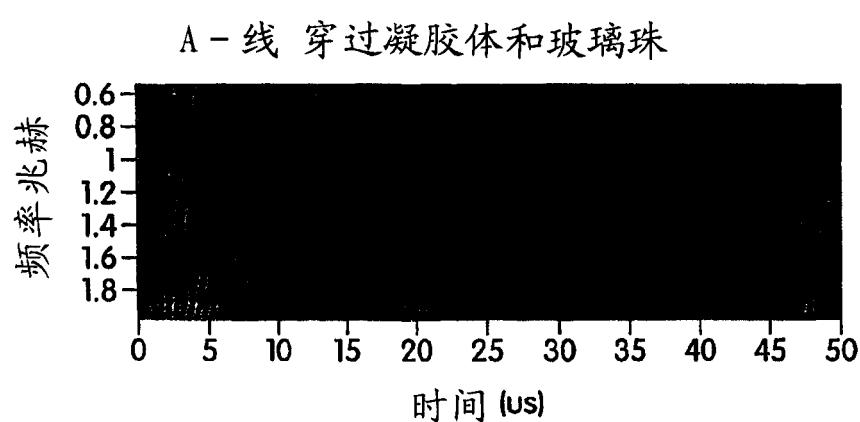


图 17B

与 X-DUCER响应相关的交叉激励编码

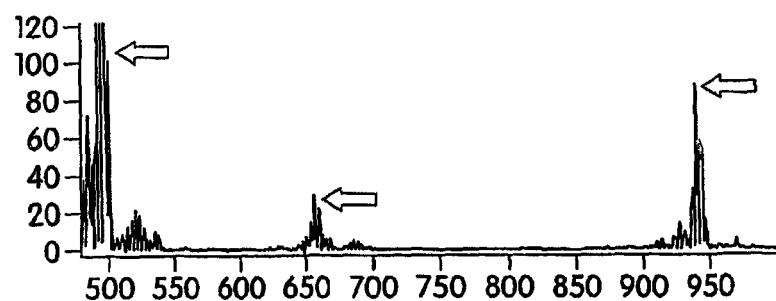


图 18 A

与 X-DUCER响应相关的交叉激励编码

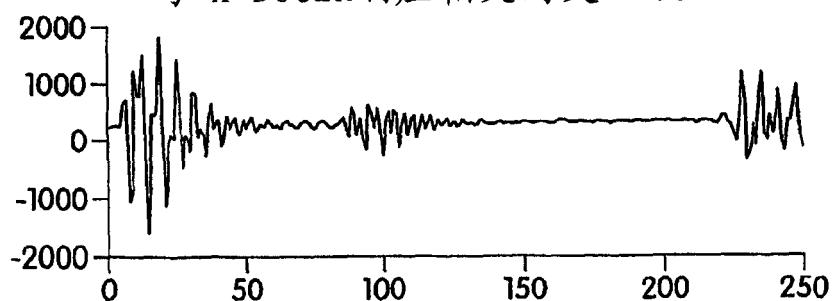


图 18 B

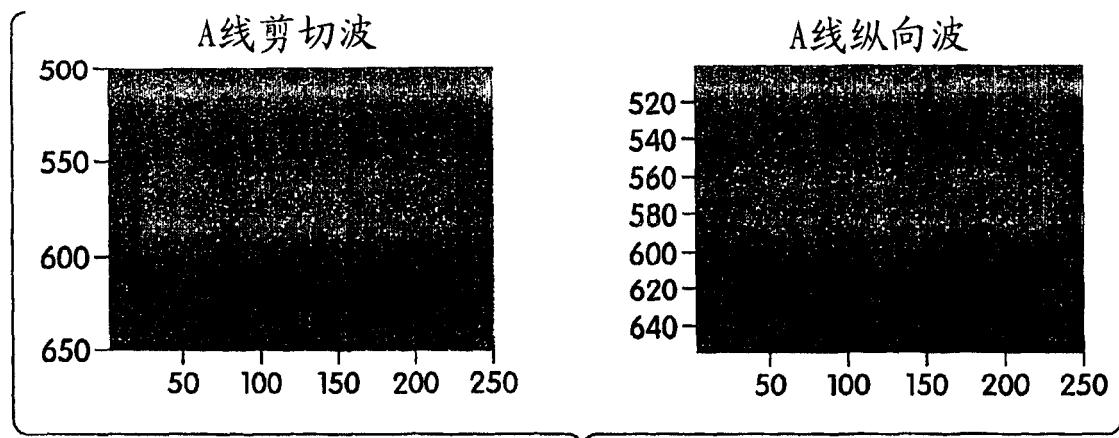


图 19

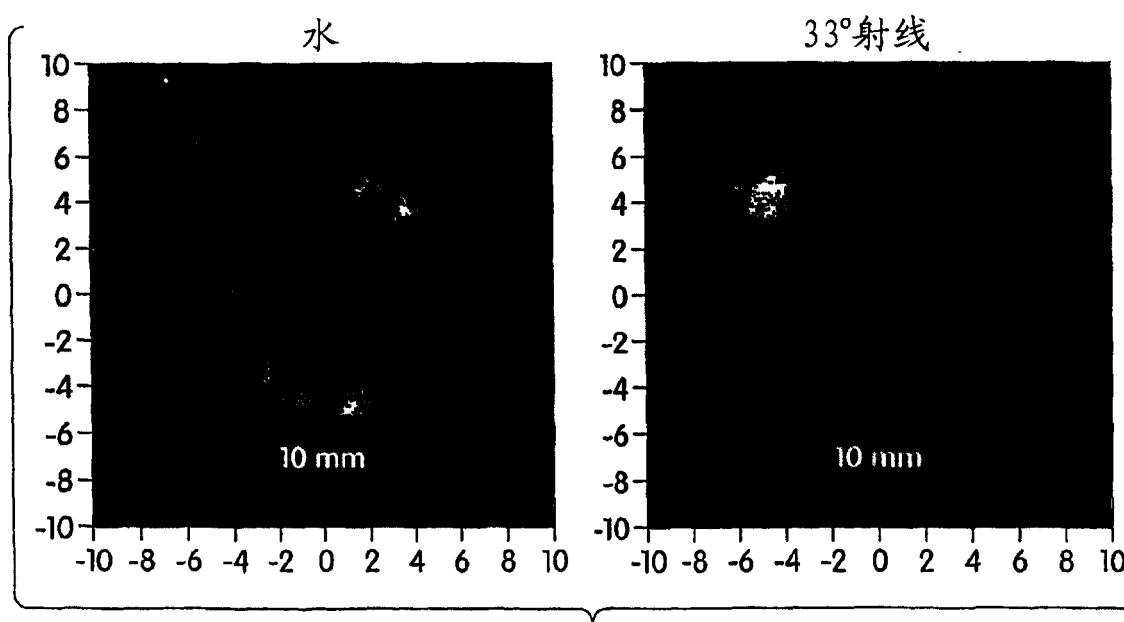


图 20

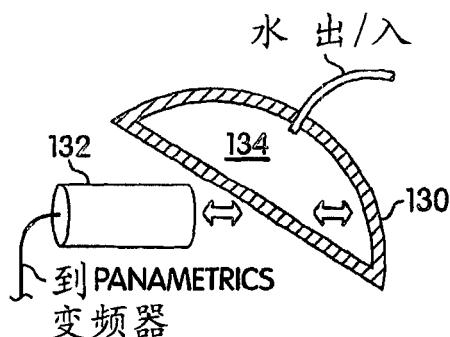


图 21

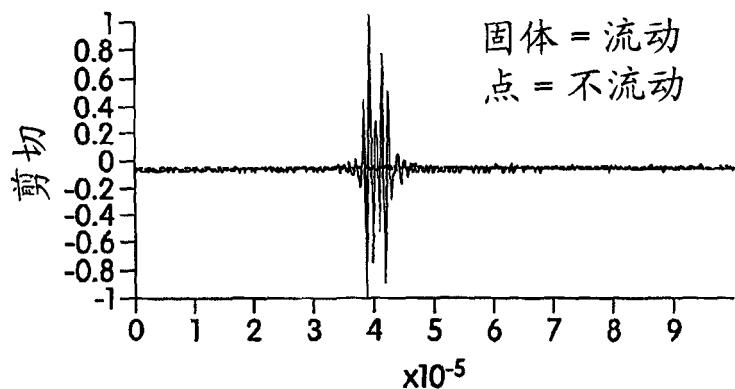


图 22 A

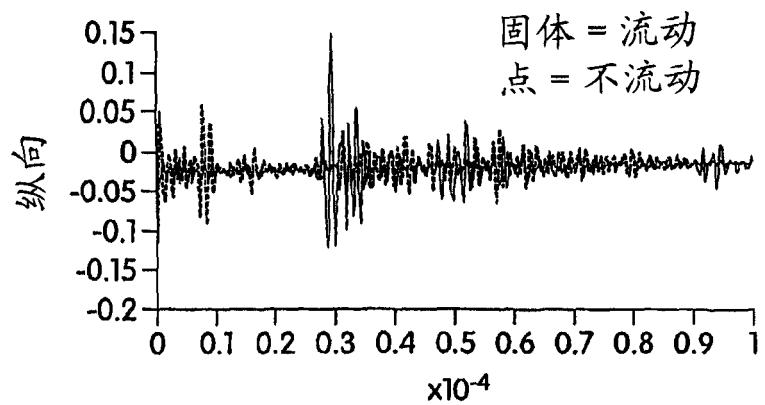
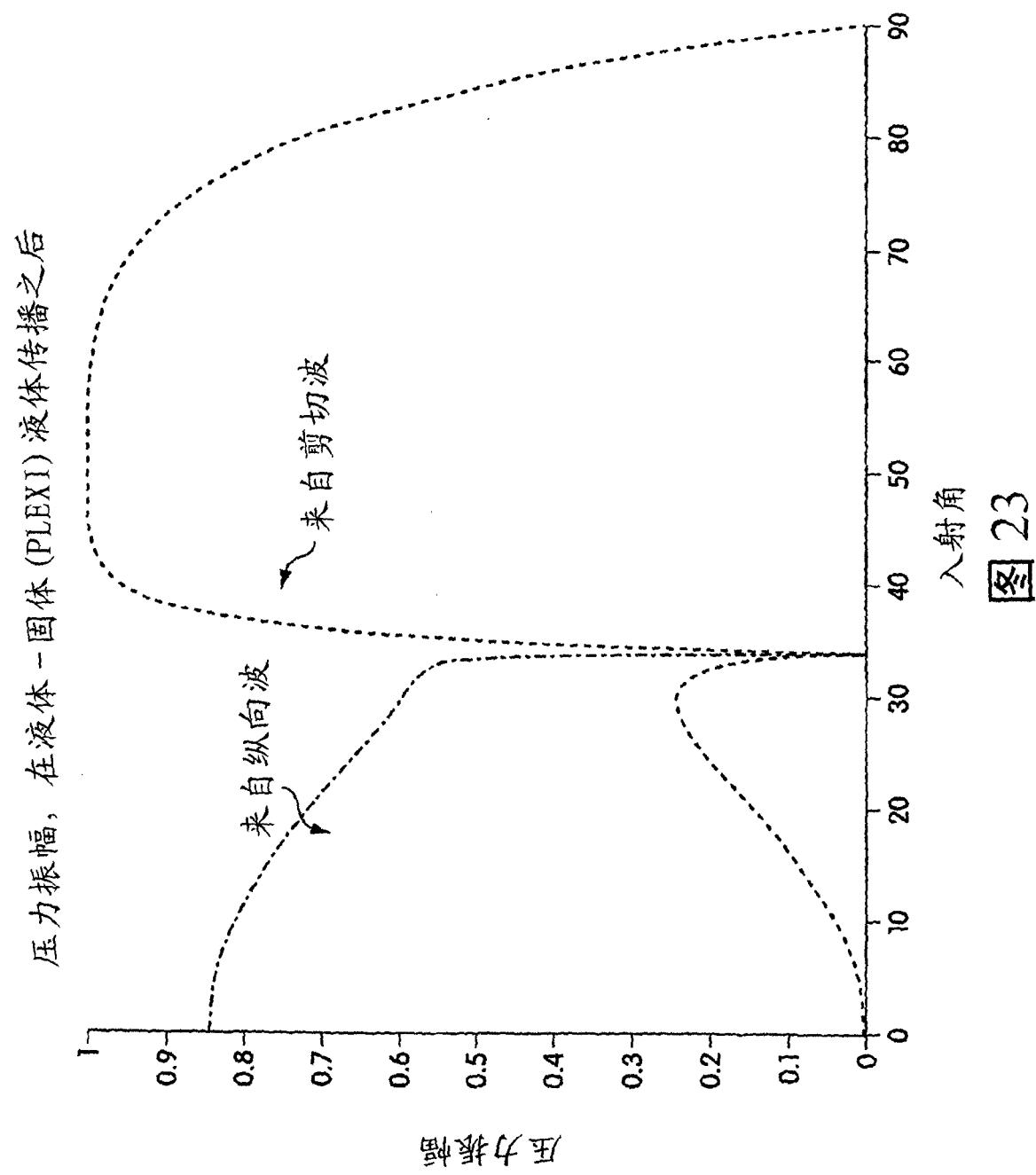


图 22 B



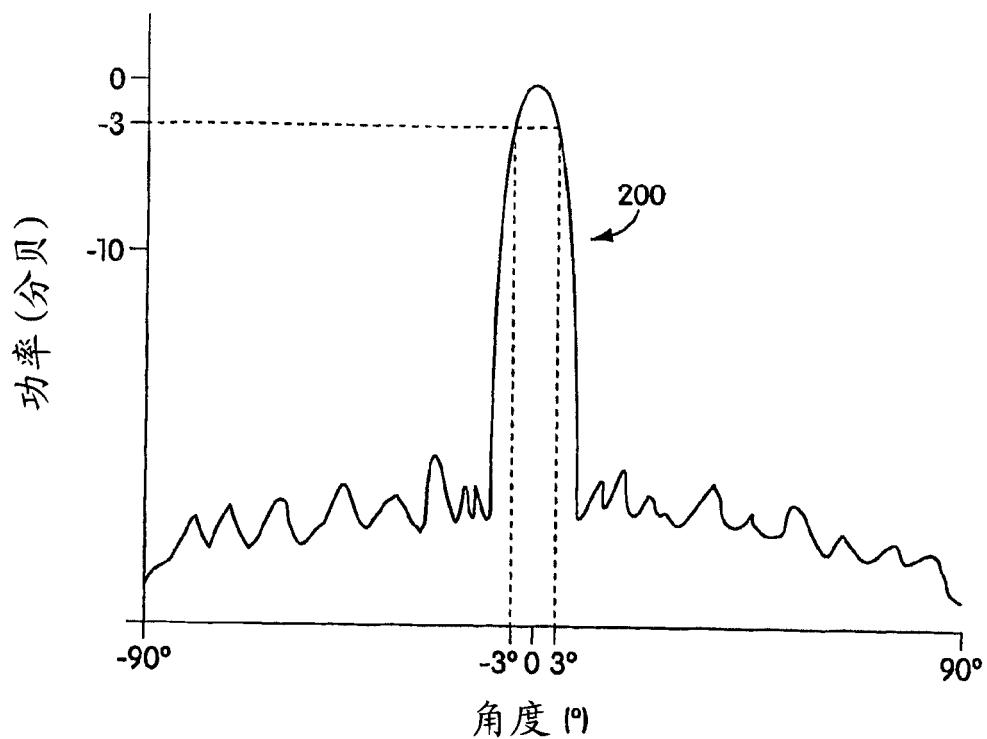


图 24

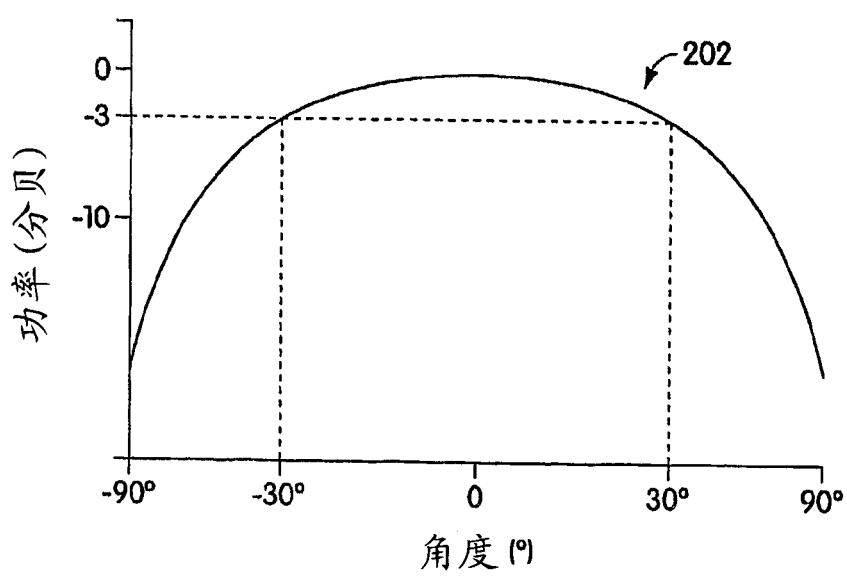


图 25

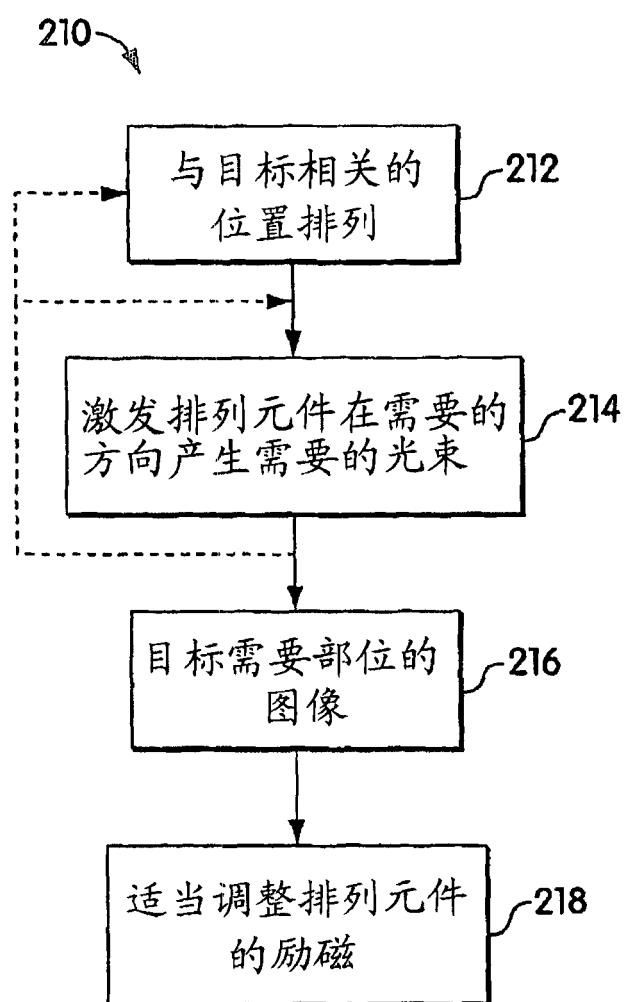


图 26

专利名称(译)	剪切式治疗超声波		
公开(公告)号	CN1809399A	公开(公告)日	2006-07-26
申请号	CN200480017100.X	申请日	2004-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	布赖汉姆妇女医院		
申请(专利权)人(译)	布赖汉姆妇女医院		
当前申请(专利权)人(译)	布赖汉姆妇女医院		
[标]发明人	库勒沃海尼内 格雷戈里T克莱门特		
发明人	库勒沃·海尼内 格雷戈里·T·克莱门特		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0816		
优先权	60/463589 2003-04-17 US 10/822019 2004-04-09 US		
其他公开文献	CN1809399B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

释放使用剪切波的超声波信号的方法，方法包括一部分至少第一超声波波束以至少与对象的表面相关的第一入射角度照射到对象以在对象中产生剪切波，剪切波的能量形成在临床水平上对象的所需要部位中的第一超声波能量的实质部分。

