



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200380107444.5

[45] 授权公告日 2009年4月22日

[11] 授权公告号 CN 100479889C

[22] 申请日 2003.12.1

[21] 申请号 200380107444.5

[30] 优先权

[32] 2002.12.23 [33] US [31] 10/328,584

[86] 国际申请 PCT/IB2003/005551 2003.12.1

[87] 国际公布 WO2004/056421 英 2004.7.8

[85] 进入国家阶段日期 2005.6.23

[73] 专利权人 因赛泰克-特克斯索尼克斯公司

地址 以色列提拉特哈卡尔迈勒

[72] 发明人 科比·沃尔特曼 舒克·韦特克

[56] 参考文献

US5752515A 1998.5.19

US6425867B1 2002.7.30

US6042556A 2000.3.28

US5590657A 1997.1.7

WO02/058791A1 2002.8.1

CN1186420A 1998.7.1

审查员 刘 慧

[74] 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限责
任公司

代理人 章社杲 彭 焱

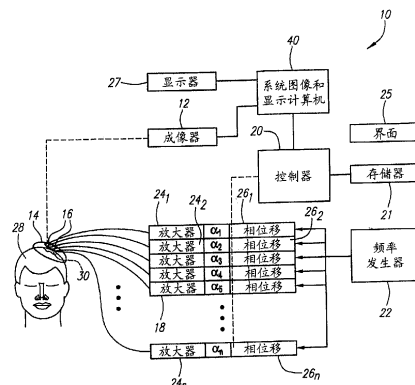
权利要求书 2 页 说明书 25 页 附图 4 页

[54] 发明名称

超声波治疗中的组织偏差校正

[57] 摘要

本发明公开了一种用于将超声波能量通过中间组织集中在组织区内目标部位的系统，包括换能器组，其具有换能器元件；成像器，用于生成组织区的像；处理器，从该成像器接收图像以确定中间组织内不同组织类型之间的边界，并且生成用于换能器元件的校正系数，以补偿组织类型之间的边界处所发生的折射和/或声速变化。将控制器与处理器和换能器组耦合，以接收校正系数并且根据校正系数将激励信号提供给换能器元件。该校正系数可以包括相位和/或振幅校正系数。



1. 一种用于将声能通过中间组织传递到组织区内目标部位的系统，包括：

换能器组，包括多个换能器元件，用于将声能沿着相应的通道区通过所述中间组织向所述目标部位传送；

成像器，用于生成所述组织区的像，所述成像器生成包括所述中间组织的组织类型的图像数据；

处理器，与所述成像器耦合，用于接收所述图像数据，所述处理器用于确定所述中间组织内多个组织类型之间的边界，并且生成用于所述换能器元件的校正系数，用以补偿相应的通道区内所述组织类型之间的所述边界处所发生的折射以及相应的通道区内所述组织类型的声速变化；以及

控制器，与所述处理器和所述换能器组耦合，所述控制器用于接收来自所述处理器的所述校正系数，并且根据相应的校正系数将激励信号提供给所述换能器元件以使所述换能器元件传送的所述声能集中在所述目标部位。

2. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述成像器包括磁共振成像器、计算机断层检查成像器和超声波成像器中的至少一个。
3. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述成像器用于生成强度数据，所述强度数据包括相应的组织类型的相对密度，其中所述处理器用于分析所述强度数据以识别多个组织类型。
4. 根据权利要求1所述的系统，其中，所述成像器用于生成包括所述中间组织的多个二维图像。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述处理器用于将多个二维图像转换成包括所述中间组织的一个或多个三维图像。
6. 根据权利要求5所述的系统,其中,所述处理器用于根据所述一个或多个三维图像来自动地确定所述中间组织内多个组织类型之间的所述边界。
7. 根据权利要求5所述的系统,进一步包括:
 - 显示器,用于显示所述一个或多个三维图像;以及
 - 用户界面,用于与所述一个或多个三维图像相互作用以识别所述中间组织内的组织类型。
8. 根据权利要求4所述的系统,其中,所述处理器用于根据所述二维图像自动地确定多个组织类型之间的所述边界。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述校正系数包括与相应的换能器元件相关联的相位校正系数,其中所述控制器包括相位调节器,用于根据所述相位校正系数调整提供给相应的换能器元件的激励信号的相位。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述校正系数包括与相应的换能器元件相关联的振幅校正系数,其中所述控制器进一步包括与所述相位调节器耦合的一个或多个放大器,用于根据所述振幅校正系数将提供给所述相应的换能器元件的所述激励信号放大。

超声波治疗中的组织偏差校正

技术领域

本发明涉及用于采用声能实施非侵袭性疗法的系统，更具体而言，涉及用于通过不同类型的组织集中超声波能量以治疗其下面组织的系统。

背景技术

头骨内或身体内其它区域的组织，如良性或恶性肿瘤，可以进行侵袭性治疗，如通过外科手术摘除该组织，或者进行非侵袭性治疗，如采用热消融。两种方法均可以有效地治疗某些脑内局部性疾病，但是都包含需要避免损坏或损伤其它健康组织的精密程序。这些治疗可能不适合于害病组织进入到健康组织的疾病，除非损坏健康组织不会严重影响神经功能。

热消融可以采用集中超声波来完成，热消融特别适用于治疗脑内组织和身体内较深处的其它组织，这是因为热消融通常不会妨碍干涉或包围健康组织。集中的超声波也很有吸引力，这是因为声能通常能够很好地穿透软组织，特别是超声波能量，由于波长较短可以集中在横截面只有几毫米的病灶区（如，在1兆赫（1 MHz）下横截面小到为1.5毫米（mm））。因此，超声波能量可以集中在身体内较深部位（如癌肿瘤或其它害病组织）来消融害病组织，而不严重损害周围的健康组织。

为了将超声波集中在所需要的目标,可以采用一个包含多个换能器元件的压电式换能器。控制器可以向每个换能器元件提供控制信号,从而使换能器元件传送声能,以使在“病灶区”产生相长干涉。在病灶区,足够的声能可以被传递来加热病灶区内的组织,直至该组织坏死(即,直至该组织被破坏)。优选地,位于病灶区外沿着声能通过的通道(“通道区”)的组织只是受到最小程度的加热,因此可以使病灶区外的组织损害达到最小。

当声能通过组织时,声能可以通过以下多种过程与该组织相互作用:传播、散射、吸收、反射和折射。由换能器组传送的声能的强度通常决定了治疗的效力,即,病灶区内被损害的组织体积(尽管在声能与中间组织相互作用时,换能器和病灶区之间会有一些损失)。病灶区的大小也取决于系统参数,如换能器元件的性质、声能的频率和病灶深度(从换能器到病灶区的距离),以及相关患者参数(如组织的不均匀性)。

当启动换能器时,可以根据每个换能器到病灶区的距离来调节传递到相应的换能器元件的控制信号的相对相位。通常,采用平均声速表示接近于声能通过组织的速度(如,1540米/秒(m/s)),并且能够预测灶区的位置。

当系统参数通常固定为给定的换能器组时,不同患者之间的组织的均匀性差别很大,甚至是同一个患者的不同组织区域之间也差别很大。组织的不均匀性会降低病灶区声能的强度,甚至可以移动患者体内病灶区的位置。特别是,由于声速在不同类型的组织中是不同的,当一束声能的一部分沿着不同的通道向病灶区传播时,这些声能可以经历相对的相位移或时间延迟,其可以改变病灶区声能的强度和/或移动病灶区的位置。

例如，声波通过脂肪的速度约 1460 米/秒 (m/s)，而声波通过肌肉的速度约 1600 米/秒 (m/s)。声波通过骨组织的速度更快，例如，声波通过头骨组织的速度约为 3000 米/秒 (m/s)。不同器官中的声速也是不一样的。例如，脑组织中的声速为约 1570 米/秒 (m/s)，肝中的声速为约 1555 米/秒 (m/s)，而肾中的声速为约 1565 米/秒 (m/s)。

由于一束声能在进入体内处有一个相对较宽的孔径，声能的不同部分可以通过不同的组织通道区，因此可以通过不同的组织类型。这样，当声能通过组织传送时，一部分声能经历了不同的声波速度，这就转移了从每个换能器元件传递的声能的相对相位。相位移动可以降低病灶区声能的相长干涉，这会降低治疗的效力，或者甚至会不可预知的移动病灶区。例如，肌肉组织内只有 7 毫米 (mm) 厚的脂肪层在 1 兆赫 (1 MHz) 的超声波下就可以产生 180° 的相位移，这会将病灶区内所需要的相长干涉转变成破坏性干扰。

组织不均一性也会引起在组织区边界具有不同声速的声能的折射。折射会降低相长干涉，从而降低了病灶区声能的强度，特别是声能通过骨组织时。因此，不均一的组织结构可以产生波束偏差和折射，这会误报病灶区，并且降低强度，因此会影响治疗效果。

发明内容

根据本发明的一个实施例，提供了一种系统，用于将声能通过中间组织 (intervening tissue) 传递到组织区内的目标部位。该系统可以包括含有多个换能器元件的换能器组，所配置的换能器元件用于将声能 (例如，超声波能量) 沿着相应的通道区通过中间组织传递到目标部位。

该系统可以包括成像器，用于使该组织区成像，该成像器会生成包括中间组织的组织类型的图像数据。在具体实施方式中，该成像器可以是磁共振成像器，计算机断层检查成像器，或超声波成像器。该成像器可以生成一个或多个包括强度数据的图像，该强度数据包括相应的组织类型的相对密度。该成像器可以生成多个包括中间组织的二维图像（例如，图像片段），或者可以生成一维或三维图像。

将处理器与该成像器耦合，用于接收图像数据，以确定中间组织内多个组织类型之间的边界，并产生换能器元件相应的校正系数，以补偿相应的通道区内组织类型之间的边界处所发生的折射。另外或可供选择地，相应的校正系数可以补偿相应的通道区内组织类型的声速变化。

在一个实施例中，可以配置处理器将多个二维图像转变成一个或多个包括中间组织的三维图像（rendering）。该处理器可以根据该三维图像自动确定中间组织内不同组织类型之间的边界。例如，该图像数据包括可以识别相应的组织类型的相对密度的强度数据，并且处理器可用于分析该强度数据来识别包括不同组织类型的区域。一旦识别了不同组织类型的区域，配置的处理器就可以自动确定已识别的不同组织类型区域之间的边界，并且生成校正系数。

可供选择地，该系统可以包括显示器，用于显示三维图像和/或二维图像，以及用户界面，用于结合图像人工地识别中间组织内的组织类型。在进一步可供选择的方案中，配置的处理器可以根据成像器获得的二维图像来自动确定多个组织类型之间的边界。

而且，该系统包括与处理器和换能器组耦合的控制器，该控制器可以用于接收来自处理器的校正系数，并且可以根据该校正系数向换能器元件提供激励信号。例如，校正系数可以包括与相应的换

能器元件关联的相位校正系数，以及控制器可以包括相位调节器，该调节器可以根据相位校正系数来调节提供给换能器元件的激励信号的相位，换能器必须以连续的波模式传送。可供选择地，可配置处理器来调节相应的换能器元件的传送时间，换能器必须是脉冲传送模式。另外或可供选择地，校正系数可以包括与换能器元件关联的振幅校正系数，控制器可以包括一个或多个放大器以用于根据该振幅校正系数来放大提供给换能器元件的激励信号。

本发明的其它目的和特征通过以下结合附图的描述而变得显而易见。

附图说明

图 1 是根据本发明超声波治疗系统的示意图。

图 2 是根据本发明用于测定激励校正系数及使用所测定系数驱动换能器元件的过程流程图。

图 3 是一部分患者头骨的截面图像。

图 4 是患者头骨的截面图，示出了当超声波能量通过头骨传送时超声波能量折射的代表性射线。

图 5 是采用图 1 的超声波治疗系统来治疗一部分患者身体的截面图。

图 6 是由换能器组传送的以及棱镜形组织区折射的声能波束示意图。

图 7 是由换能器组传送的以及具有面对换能器组的顶点的棱镜形组织区折射的声能波束示意图。

具体实施方式

参照附图，图 1 是根据本发明集中了超声波的系统 10 的一个具体实施例，其包括成像器 12、声波换能器 14、波束形成装置或信号调节器 18、控制器 20、频率发生器 22、及系统图像和显示计算机 40。可选地，系统 10 也可以包括用户界面 25，如触摸屏、键盘、和/或鼠标（未示出），和/或显示器 27。系统 10 可以测定患者 30 的头骨 28 内的特性，和/或可以将声能传递到头骨 28 内的组织，如下所述。优选地，该系统用于传递声能，例如，在 10 千赫（0.01 MHz）和 10 兆赫（10 MHz）之间将声能传递到头骨 28 内的组织或其它组织区。

换能器 14 包括多个“n”换能器元件 16（“n”为大于 1 的整数），从而提供了一种多元件的换能器组。换能器 14 可以包括柔性或半刚性的基板或面板，该基板或面板可以与头骨 28 的形状一致。如图 1 所示，换能器 14 可以预先弯曲（如弯曲成球形或其它的凹面形状），因此换能器 14 可以设置在一部分头骨 28 的上面或附近。可供选择地，换能器 14 可以为平面的、抛物线的、或任何其它适当的形状（如圆形、椭圆形等等）。

换能器元件 16 可以按预定模式安装到换能器 14 的基板上，或者换而言之，设置在换能器 14 的基板上。例如，换能器元件 16 可以基本对称地围绕中心轴设置或者以正交网格模式设置（未示出）。换能器元件 16 可以安装在硅橡胶里或任何其它适于阻抑换能器元件 16 之间任何机械连接的材料里。在典型的实施例中，换能器元件 16 可以是 1 平方厘米（1 cm²）压电陶瓷元件。也可以采用其它的材料，例如，换能器元件 16 可以由一个或多个压电合成材料或其它可以将电能转换成声能的材料组成。为了确保能将最大的能量转换到换能器元件 16，换能器元件 16 可以设置成在特定频率下以发生电共振，使放大器 24 的负载主要是电阻性的。

换能器 14 的换能器元件 16 可以电耦合到信号调节器 18, 信号调节器 18 依次电耦合到频率发生器 22。频率发生器 22 可以提供共用的射频 (RF) 信号作为信号调节器 18 的输入信号。频率发生器 22 可以为任何种类的能够为信号调节器 18 产生适当信号的发生器。同时, 频率发生器 22 和信号调节器 18 一起以激励信号驱动单个的换能器元件 16, 以使换能器元件 16 传送声能。优选地, 提供给每个换能器元件 16 的激励信号具有相同的频率, 但是具有不同的相位和/或振幅, 以通过头骨 28 来传送声能并且使能量集中在头骨 28 内的选定区域, 即, 在患者的脑内 (未示出)。

信号可以通过驱动配置提供给换能器 14 的换能器元件 16, 该驱动配置类似于 Daum 等人在 “Design and Evaluation of a Feedback Based Phased Array System for Ultrasound Surgery”, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control 45(2): 431-4, 1998 中报道的驱动配置, 但是驱动频率在约 100 千赫 (100 kHz) 和约 10 兆赫 (10 MHz) 之间。每个换能器元件 16 的功率和相位可以人工控制或使用软件和反馈自动控制。

优选地, 信号调节器 18 包括多个 “n” 放大器 $24_1 - 24_n$ 和 “n” 相位调整器 $26_1 - 26_n$ (其中 “n” 对应于耦合到信号调节器 18 的换能器元件 16 的数目), 信号调节器在相应套的放大器 24 和相位调整器 26 中耦合。来自频率发生器 22 的输入信号被分开, 以使每个相位调整器 26 都可以接收到来自频率发生器 22 的信号。每套相位调整器 26 和放大器 24 表示信号调节器 18 的通道, 该信号调节器 18 耦合到相应的换能器元件 16。相位调整器 26 可以通过相应的相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 来调整来自频率发生器 22 的输入信号的相位。优选地, 相位调整器 26 提供了约 1 度的精度 (8 比特分辨率), 尽管较低的相位分辨率对于许多应用来说已经足够了。

放大器 24 可以放大来自相位调整器 26 的信号以将所放大的激励信号提供给换能器元件 16, 例如, 通过同轴电缆或其它连接方式, 其可以分别连接到放大器 24 和相应的换能器元件 16。可选地, 如果相应的换能器元件的通道区含有气泡, 如果波束的入射角太小, 或者由于其它因素, 都会将单个的换能器元件 16 切断 (将振幅调设定为 0)。信号调节器 18 内的内部功率表 (未示出) 可以监控由放大器 24 提供的功率。

相位调整器 26 的相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 允许对换能器元件 16 传送的声能进行调整, 例如, 允许“病灶区” (声能被集中到空间的区域) 移动, 如沿着“z”轴 (从换能器 14 的传送表面垂直延伸到头骨 28 的轴, 未示出) 和/或沿着“x”或“y”轴移动。每个与调整相关联的相位调整系数的分量可以采用已知技术来计算, 例如, 采用体内声波的平均速度和从每个换能器元件 16 到关注的目标部位 (组织区内预定的病灶区) 的距离。

另外, 相位调整系数也可以补偿由每个换能器元件 16 传送的超声波的相位失真, 相位失真是由当声能通过头骨 28 内的组织时引起的。与相位失真相关联的每个相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 的分量可以补偿由头骨的骨头、皮肤/头骨分界面、硬脑膜/头骨分界面、头骨厚度的变化和/或结构上的考虑 (例如头骨 28 中的充气或充液囊) 所引起的微扰和失真 (均未示出)。构成相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 的两个分量 (如控制要素和相位失真分量) 可以共同决定相应的通道的复合相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$, 以使超声波集中在相对于“z”轴所需要的转向角和距换能器 14 的所需距离 (“焦距”)。

相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 由系统图像和显示计算机 40 来测定, 该计算机 40 可以耦合到控制器 20 和成像器 12。可供选择地, 控制器 20 本身可以包括所有测定相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 必须的硬件元件和/或软件模块, 而不是使用单独的计算机 40。系统图像和显示计算机

40 可以包括一个或多个软件模块、硬件部件、固件、硬布线或这些的组合。例如，系统图像和显示计算机 40 可以是普通目的或特殊目的的数字数据处理器，该处理器可以采用传统的方式用软件编程来生成相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ ，相位调整系数可以被传递到控制器 20，然后再传递到相位调整器 26，或者根据从成像器 12 接收到的图像直接传递到相位调整器 26。

系统图像和显示计算机 40 可以通过自动分析图像和由图像识别关注 (interest) 组织特性来测定相位调整系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 。通过成像器 12 可以提供足够的信息到系统图像和显示计算机 40 中来测定相位调整系数。可供选择地，用户可以人工分析图像和识别组织特性，或者可以采用自动和人工分析相结合的方式。

首先，成像器 12 可以从所测定的头骨骨组织边界及头骨中任意的其它组织区得到头骨 28 内部的图像。例如，成像器 12 可以是磁共振成像 (MRI) 装置、计算机断层检查 (CT) 装置或超声波成像 (UIS) 装置 (未示出)。该图像可以为通过关注部位截面的一维图像或优选地为二维图像。可供选择地，也可以是成像器 12 形成的三维图像。如果成像器 12 是 CT 装置，成像器 12 可以为由成像器 12 提供的图像中的每个像素确定和提供 CT 号 (也称作 Hounsfield 号)。美国专利第 10/190,787 号中披露了采用超声波探测器获得图像系统的典型实施例。

系统图像和显示计算机 40 可以由成像器 12 产生的图像生成头骨 28 的三维图像，以通过该三维图像来确定头骨骨组织的边界。例如，系统图像和显示计算机会将该三维图像分成“体元 (voxels)” (三维图像的体积像素)。然后，可以根据该三维图像来确定被成像组织的组织边界，如下所述。可供选择地，可以由二维图像确定和/或推断组织边界。由成像器 12 产生的图像和/或三维图像也可以

显示在显示器 27 上，以便医师、技师或者其它操作者来检查和/或分析。

参见图 2，图中所示为本发明系统中采用的分析被治疗组织区图像的典型过程，例如，控制组织区内目标部位的治疗能量的传递。优选地，可以将该过程用于被集中了超声波的治疗中，例如，包括多元件换能器组，该换能器组设置在组织区附近，用于将声能传递到组织区的目标部位。在一个典型的实施例中，该组织区为患者的头骨，目标部位为患者脑内的瘤或其它组织结构。

在步骤 60 中，成像器（如图 1 所示的成像器 12）可以获得一个或多个目标部位的图像，例如，患者头骨的内部。如前所述，该成像器可以是多种成像装置中任意之一，如 MRI 装置、CT 装置或 ULS 装置。图像至少是一维图像，例如，多个向量；优选地为二维图像，例如，多个通过关注组织区的空间分开的图像平面或“片段”。例如该组织区可以是头骨，图像可以通过头骨的多个片段（slices），以用于识别患者脑内的瘤或其它组织结构。

在步骤 62 中，将描绘图像的图像数据传递到处理器，如图 1 所示的系统图像和显示计算机 40。在一个实施例中，成像器 12 和系统图像和显示计算机 40 可以直接互相连接，即，可以在同样的位置。在一个可供选择的实施例中，成像器 12（位于患者 30 之后）可以设置在一个位置，成像器 12 的图像数据可以传递到可以接收多个成像器数据的远程系统图像和显示计算机 40（未示出）中。这种传递可以通过任何有线或无线网络完成，如电话网络或因特网。因此，中央系统图像和显示计算机 40 可以与多个远地交换数据，例如，医院或其它治疗机构。

只要获得了患者的图像，就可以立即传递图像数据，例如，如果患者正在治疗过程中。可供选择地，图像数据可以被存储在成像

器位置，例如，在存储器中或光盘（CD）中或其它便携式存储装置中。因此，在完成治疗前的某个时间，就可以获得该组织区的一套参考图像。该传递可以自动完成，或者可以仅仅根据医师或其它操作者的指令完成。

一旦处理器（如系统图像和显示计算机 40）接收到了图像数据，图像数据就可以被处理以生成一个或多个三维图像和/或生成治疗参数。例如，步骤 64 中，可以生成组织区内至少某些组织的三维图像，这可以被分割成组织类型。该分析可以包括通道区，即，一部分组织区位于用于治疗患者的换能器和被治疗的组织结构之间。优选地，该分析包括换能器组的每个换能器元件的通道区，即，声能通过中间组织从相应的换能器元件传递到目标部位的通道。可以从多个二维图像添加三维图像，例如，填充邻近的空间分开图像片段之间的间隙，从而创建了用于随后分析的三维图像。可供选择地，可以直接分析二维图像。

在步骤 66 中，三维图像（或可供选择地，二维图像）可以被分割和分类成组织类型，例如，确定被成像的组织区内的不同组织类型间的边界。该图像可以由相应的“体元”（三维图像的体积像素或二维图像的面积像素）定义。图像中的每个体元（voxel）都可以自动被映射到位置数据集，并且与组织类型相关联。例如，每个体元（voxel）都可以被指定坐标来识别它的空间位置，如，（X, Y）用于二维位置数据集，（X, Y, Z）用于三维位置数据集，以及组织类型（T），结果在数据集中每个体元（voxel）包括坐标（X, Y, T）或（X, Y, Z, T）。

处理器（如系统图像和显示计算机 40）采用已知的运算法则可以自动确定组织类型。例如，采用本领域公知的方法（如解剖学模板匹配）可以将成像器产生的部分图像的强度与不同的组织类型相

关联。可供选择地，操作者可以研究这些透视图（rendering，图像）和/或图像来识别单独的体元（voxels）所对应的不同组织类型。

给定体元（voxel）数据集，然后可以进行分割，例如，确定被成像在图像数据中的组织区内的一个或多个不同组织类型之间的边界。在组织区为患者头骨的实例中，包括确定头骨骨头本身内的组织层之间的边界、皮肤/头骨界面之间的边界和/或硬脑膜/头骨界面之间的边界。

该过程可以是自动的、半自动的或人工的。例如，医师或其它操作者可以研究显示器上的图像，并且通过追踪一个或多个类似组织类型之间的边界、通过改变边界等来人工地分割它们。适当的界面装置（如触摸屏或可以控制显示图像的显示器上的指示器的鼠标）可以被用来识别和连接类似的组织类型。

在半自动分割技术中，可以采用扩大的面积运算法则根据图像中强度的变化来填充被用户指定的每个图像区。例如，当指示器位于一部分具有第一个强度的图像内时点击鼠标，或者被识别的组织类型可以完成扩大的面积运算法则，以填充指示器识别部分具有类似强度或组织类型的整个区域。可供选择地，可以采用完全自动化的分割运算法则根据图像中强度的变化或其它分类参数来分割每个组织区。

如果二维图像被分割，一旦完成分割，就会从多个空间分开的二维图像添加一个或多个组织区的三维图像。添加一个有效的三维图像所必须的二维图像的数量取决于组织区变化的几何比率以及添加的所需精确度，这是本领域技术人员可以完成的。

在步骤 68 中，可以根据二维或三维图像测定校正系数，可以用于辅助随后的组织区治疗。美国专利第 09/738,514 号中披露了测

定这些校正系数的典型系统。在一个实施例中，校正系数解释了不同声速，声能通过相应的被分割的组织区的不同组织类型时就会引起声速变化。另外或可供选择地，校正系数可以解释声能的折射，该折射发生在被分割组织区的边界，下面将进一步地说明。

最终的校正系数（如相位移系数和/或振幅系数）可以被用来辅助特别的疗程，优选地，将声能集中在被成像的组织区内的目标部位。例如，在步骤 70 中，可以将校正系数传递到集中了超声波的系统中，如图 1 所示的控制器 20、信号调节器 18 和换能器 14。

在步骤 72 中，集中了超声波的系统可以使用校正系数来控制波束模型或信号调节器，如图 1 所示的信号调节器 18，其可以根据校正系数将激励或驱动信号传递到换能器。例如，继续参照图 1，可以将一个或多个基础信号提供给信号调节器 18，如通过频率发生器 22 提供（如前所述）基础信号可以被分离成多个通道，优选地，对应换能器 14 相应的换能器元件 16 进入到相应的通道。信号调节器 18 可以根据控制器 20 接收到的相位校正系数来调节相应的通道的信号相位。例如，可以调节相位来补偿来自相应的换能器元件 16 的通过不同组织类型和/或经过一个或多个组织边界的声能。除了其它的相位调整，可以用来在特定位置或特定形状的病灶区集中声能，或补偿换能器元件的变化，这是本领域技术人员公知的。相位调节信号可以根据振幅校正系数来放大，如通过放大器 24，可以放大激励信号。可供选择地，相应的通道的信号在被相位调节前可以被放大。

在步骤 74 中，可以将被放大的和相位调节的激励信号传递到换能器 14 来驱动相应的换能器元件 16。换能器元件 16 将该激励信号转换成声能，该声能可以从换能器 14 相应的换能器元件 16 传递到患者 30 的被成像的组织区，例如，通过任何中间组织到组织区内（如头骨 28 内）的目标部位。

在治疗过程中，可以获得图像，例如，采用可以获得参考图像数据同样的成像器，来监控治疗的进行。例如，图像可以被传递到处理器（如图 1 所示的系统图像和显示计算机 40），用于实时或接近于实时监控。将所获得的治疗图像与先前获得的参考图像进行比较。如果必要的话，可以调节治疗参数，如通过提供进一步的振幅和/或相位校正系数来修改传递到组织区的能量和反映它们所展示的事件（如采用前述同样的过程），从而将治疗转换到可以控制的过程中。

参考图 3，图中说明了本发明系统所采用的测定激励校正系数以补偿声能通过头骨组织的相位移动的过程，声能为组织边界的法线或接近法线。如图所示，头骨 28 包括两层皮层骨 50、54 以及中间层脊柱骨 52。如图所示，换能器元件 16_x 靠近头骨 28，在向量 96 与头骨在点 r_0 相交叉的传播方向上将声能发射到头骨 28 内。从头骨 28 的三维图像中，可以确定两个垂直向量 88、90，两向量从头骨表面 38 上的关注点 r_0 分别在 x 和 y 方向上或者其它的成像坐标系沿着头骨 28 的表面 38 延伸。采用已知的方法，可以用向量 88、90 来计算表面 38 的法线向量 94。可以计算可识别入射角的向量 94 和向量 96 的标积。

每层 50、52 和 54 的厚度 D_1 、 D_2 和 D_3 可以利用强度变量来计算，在头骨表面的位置 $r_0 = (x_0, y_0, z_0)$ 开始，到下一层 52 上的点 $r = (x, y, z)$ ，

$$r = r_0 + D_n \quad (1)$$

可以在连续的层之间重复该过程，从层 n 的进入表面开始到下一层的进入表面。上述讨论是假定通过头骨接近法线传播，并且假定头骨骨组织的不同层 50、52 和 54 是各自同质的。为了超声波传

播速度的目的，将层 50、52 和 54 的每层看作单一层，根据通过头骨上给定点的传播，可以采用简单的关系来表达相位移。

$$\phi = 360fD \left(\frac{1}{c_0} - \frac{1}{c_s} \right) \quad (2)$$

其中， f 为驱动频率， c_0 为声波在组织中平均速度， c_s 为声波在头骨骨组织中的速度，而 D 为头骨的厚度。

组织的不均一性会引起折射而改变路线，从而改变超声波能量沿着该路线传播的距离。这样就进一步转移了病灶区内通过换能器元件传递的超声波能量的相位，这样降低了相长干涉，从而降低了传递到病灶区的超声波能量的强度。

如果不假定接近法线传播（参照图 3），在测定换能器元件的激励系数（如图 2 的步骤 68 所示）时就要考虑一个或多个边界层处的超声波能量的折射，所以病灶区超声波能量的相长干涉就会被最大化。

可以采用 Snell 法则来描述超声波束折射：

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{C_1}{C_2} \quad (3)$$

其中， θ_1 和 θ_2 为表面的法线和相应的组织区内入射线和折射线之间的角度，而 C_1 、 C_2 为声波在相应的组织区的速度。因为软组织和骨之间的边界折射很严重，所以在用超声波能量治疗脑部中考虑折射来修正组织偏差是特别有用的。

图 4 是在换能器组 14 和目标部位（由病灶区 P1 确定）之间延伸的通道区 Z1，该目标部位可以是肿瘤或脑组织 69 内的其它组织结构。在这个简单的图示说明中，换能器组 14 包括一排换能器元

件 16，并且靠近头骨骨组织 72 上方的患者皮肤 70。如图所示，可以在换能器组 14 和皮肤 70 之间设置连接材料层 74（如水或声波凝胶），以改善换能器 14 和皮肤 70 之间的声波连接。

如上所述，头骨骨组织 72 通常包括位于两层皮层骨之间的脊柱骨层。脊柱骨和皮层骨具有不同的密度，这就使通过它们的各自的声速不同。然而，作为第一个近似值，头骨骨组织 72 可以被认为是同质的，对于整个头骨骨组织区 72 可以采用声波在该组织区内的平均速度 3000 米/秒（3000 m/s）。可供选择地，如果需要或必须提高病灶空间的峰值功率（被传递到病灶区的最大功率强度），可以被分割头骨 72 内的多层骨组织（图中没有示出），根据本发明的教导，每个被分割区的声速和通过每个被分割区传播的距离可以单独考虑。

继续参照图 4，如果通过组织没有发生折射，换能器组 14 上的有代表性的换能器元件 16a、16b 会直接传递声能使其集中在预期的病灶区 P1，分别如射线 B1 和 B2 所示。由于声能至少可以在两个位置折射，如皮肤 70 和骨 72 之间的边界以及骨 72 和脑组织 69 之间的边界，所以这些射线并没有反映出换能器元件 16a 和 16b 所传递的声能的实际路线。注意声能为组织边界的法线，不会被该边界折射。

例如，由于皮肤组织 70 和骨组织 72 之间的边界处的折射，射线 R1 表示换能器元件 16a 所传递的声能的实际路线。由于骨组织 72 和脑组织 69 之间的边界处的折射，因而射线 R2 表示声能通过脑组织 69 到实际病灶区 P1 的实际路线。由于折射，声能传播的距离与预期的距离不同，因此，由于换能器元件 16a 到病灶区 P1 的新路线，声能的相位由病灶区 P1 的预期值改变成实际值。（为了说明起见，在相控阵中，焦点是由电子相图定义的，该相图给元件

提供数据。在图 4 所示的情形中，不同的相图会将焦点从 P1'转移回 P1，如下使用射线 R3 和 R4 进行解释)

为了补偿由于组织的不均一性引起的折射，考虑相应的换能器元件 16 所传递的声能的折射，可以完成换能器元件 16 和预期病灶区 P1 之间的一条或多条射线的计算。例如，图 4 所示射线 R3 和 R4，表示在考虑了折射后，将换能器元件 16a 所传递的声能集中在病灶区 P1 的必经传播路线。可以从前面的计算中添加这些射线，如，确定声能从相应的换能器元件 16 的传递点通过不同的组织区直到在病灶区达到期望的相位移为止所经历的路线，以创造所期望的机构干涉。可供选择地，可以完成相反的射线计算，在病灶区 P1 处开始，通过不同的组织区到相应的换能器元件 16。如前所述，参照公式 3，这些射线的计算考虑了 Snell 法则，这是本领域技术人员能够完成的。

可以计算每条射线的长度，射线的长度是与相应的换能器元件所传递的声能的距离相对应的。例如，通过头骨骨组织 72 延伸的射线 R3 的距离 L3 可以通过识别被射线 R3 所截取的边界上的体元 (voxel) 坐标来计算。如果皮肤 70 和头骨骨组织 72 之间的被分割边界的体元 (voxel) 坐标为 (Xa, Ya, Za)，头骨骨组织 72 和脑组织 69 之间的被分割边界的体元 (voxel) 坐标为 (Xb, Yb, Zb)，那么射线 R3 在边界之间的传播距离 L3 为：

$$L3 = ((Xa-Xb)^2 + (Ya-Yb)^2 + (Za-Zb)^2)^{1/2}. \quad (4)$$

等式 4 中的距离 L3 可以被用来确定由头骨骨组织 72 引起的相位移，以及测定必须的相位移系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 。

由于身体组织内通常被用来测定相位移系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 的平均声速和声波在脑组织 69 中的实际速度的不同，脑组织 69 也可以引

起声能中的相位移。根据头骨骨组织 72 之间边界的体元 (voxel) 坐标和病灶区 P1 的体元 (voxel) 坐标, 可以计算第二条射线 R4 通过脑组织 69 到病灶区 P1 的传播距离 L4, 以进一步修正相位移。

超声波治疗中所采用的声能是典型的连续波, 而非离散射线, 但是使用的射线应该充分地表示波本身可以完成相当精确的计算。由于换能器元件有大小有限, 每个元件采用多条射线来计算每条射线必须的相位并且使用该元件的平均相位可以提高精确度。结果可以是迭代过程, 假定射线是通过连续的组织层边界直到能够测定适当的校正系数确定目标部位的声能集中区。

激励校正系数可以采用相位或调速来计算。在用传递调速控制来代替计算相位移系数的情况下, 激励校正系数是基于被折射的声能通过一个或多个被分割组织区的实际传播时间。实际的传播时间可以用来测定每个换能器元件 16 的被修正的传递时间, 所以有换能器元件 16 传递的声能在病灶区 P1 可以相长干涉。

射线 R 通过组织区的传播时间 T 为:

$$T = \frac{L}{V} \text{Sec}, \quad (5)$$

其中, V 为声波通过组织的速度 (例如, 头骨骨组织为 3000 米/秒 (3000 m/s)), 而 L 为组织中射线 R 的长度, 即, 典型的射线通过组织区传播的距离。

参照图 4 所描述的例子, 当使用换能器 14 在脑 69 中采用超声波治疗时, 可以测定来自相应的换能器元件的声能的轨道和传播时间。例如, 如射线 R3 所示, 声能由换能器元件 16a 到通过头骨骨 72 的传播时间可以使用通过骨组织的声速 (如, 3000 米/秒 (3000m/s)) 来测定, 并被用于计算校正延迟时间。对于由于通

过脑组织 **69** 的通道所引起的相位校正, 可以采用等式 4 以及声波在脑组织中速度为 1570 米/秒 (m/s) 来测定典型的射线 R4 的传播时间。这样, 射线 R3 和 R4 的传播时间就可以一起来计算换能器元件 **16a** 所传递的声能的传播时间, 以修正组织的不均一性, 包括折射。

由换能器元件 **16b** 和其它换能器元件 **16** 传递到病灶区 P1 的折射射线的校正的传播时间可以由类似的方式计算。将每个换能器元件 **16** 的校正传播时间提供给处理器 (如连接到换能器 **14** 上的控制器 **20** 或系统图像和显示计算机 **40** (参见图 1, 图中没有示出)), 以决定传递到每个换能器元件 **16** 的激励信号的校正时间延迟, 因此换能器 **14** 所传递的校正声能在病灶区 P1 可以相长干涉。

如上所述, 如果需要的话, 在测定由于三层模型相应的组织层中的传播距离所引起的相位补偿时, 可以考虑多个骨组织层内的折射 (如图 3 所示的三层骨组织层 **50**、**52** 和 **54**), 可以假定头骨由单个均匀层组成, 声速与骨密度线性相关 (和从而对声速), 如由 CT 或超声波图像测定。例如, 中间层 **52** 的声速接近 2500 米/秒 (m/s), 内层 **50** 和外层 **54** 的声速为 2900 米/秒 (m/s)。采用三层模型通过头骨 **28** 的预期相位移为:

$$\phi = 360f \sum_{n=1}^3 D_n \left(\frac{1}{c_n} - \frac{1}{c_0} \right) \quad (6)$$

其中, C_n 等于第 n 层的声速, D_n 为第 n 层的厚度。

由于头骨 **28** 的局部密度会影响通过头骨 **28** 的传播, 基于头骨密度的相位校正可以改进组 **14** 传递的声能的集中。为了评价内部密度不同对预期单独层均匀值偏差 (由前述等式 2 计算) 的影响, 可以将沿着超声波传播轴 (如图 3 所示向量 **96**) 的平均 CT 图像强

度与声速相关联。采用三维图像，如由二维 CT 图像创建的三维图像，每个体元 (voxel) 可以被赋予一个强度值，假定该强度与骨密度线性相关，密度单位为 MKS，采用图像中的空气和水作为参考密度。可以将沿着骨 28 内的传播轴 96 的 CT 强度值相加再除以体元 (voxel) 的总数来测定平均强度。体元 (Voxel) 可以包括充气或充液囊。假定充液囊中的声速等于水中的声速。也可以假定当声能碰到充气囊时会发生完全反射。

由头骨密度产生的相位校正可以采用经验式来计算，如，像由声能通过头骨引起的实测相位移与等式 2 (单层模型) 中的理论相位移之间的不同。可以通过拟和 (采用多项式曲线拟和) 平均强度函数的百分误差得到理论校正系数，即：

$$C(\rho) = \sum_{n=0}^N A_n \rho^{N-n} \quad (7)$$

其中，对于第 N 度拟和有 N+1 个系数 A_n ， ρ 为密度，将 0.51 兆赫下 117 点数据集和 5 个头骨经过三次拟和生成系数，单位为 MKS，

表 1

A_0	1.1424e-008
A_1	-7.5377e-005
A_2	0.1645
A_3	-118.689

这些系数可以用于等式 7 中，在单层均匀模型等式 2 中可以采用由等式 7 计算的校正系数来计算下式中的校正的相位移，

$$\phi = \frac{\Phi}{1+C}, \quad (8)$$

其中， Φ 包含采用等式 2 得到的初始相位值。

密度和厚度的测量值也可以用来调节头骨的声速。为调节单一层中的声速，可以根据下式来拟和密度函数的声速：

$$c_i(\rho) = \left[\frac{1}{c_0} - \frac{\phi(\rho)}{360fD} \right]^{-1} \quad (9)$$

其中， $\phi(\rho)$ 为密度函数的测量相位移。等式 7 中所示的多项式拟和可以用来计算声速值。对于三层模型，要计算两个声速。这两个声速为脑皮层的速度 C_i 和脊柱（中央）骨的速度 C_{ii} ，给定三个骨层 **50**、**52** 和 **54** 的厚度分别为 D_1 、 D_2 和 D_3 ，根据下式来拟和密度函数的皮层速度 C_i ：

$$c_i(\rho) = (D_1 + D_3) \left[\frac{D_1 + D_2 + D_3}{c_0} - \frac{D_2}{c_i} - \frac{\phi(\rho)}{360fD} \right]^{-1}. \quad (10)$$

采用等式 7 通过三元函数 C_{ii} 的级数来完成 $C_i(\rho)$ 的多项式拟和。最终得到声速 $C_i(\rho)$ 和 $C_{ii}(\rho)$ ， $C_i(\rho)$ 和 $C_{ii}(\rho)$ 通过标准偏差密切相关，或者通过拟和大量的头骨样本所得到直接头骨测量值的其它方法密切相关。

提供给患者头骨的功率取决于治疗类型。在采用具有多个元件的换能器组的集中超声波消融过程中，约 10 至 30（10-30）秒传递约 1 至 3 千瓦（1-3 kW）的电功率。为了打开脑血屏障，要采用比消融过程中低大约 100 倍的功率，如，由于关注区预先形成的气泡。预先形成的气泡会降低消融功率。由于如果换能器元件 **16** 连续地传递能量就会出现固定波，所以利用能量脉冲如果不能消除也能减少对相位的影响。

参照图 5，此处所描述的系统和方法也可以用来将声能传递到软组织内的目标部位（如位于脂肪层后）。超声波治疗系统 **10** 与图 1 中的系统 **10** 相同或类似，因此类似的零件可以采用类似的标

号。换能器 14 包括多个换能器元件 16, 可以设置在患者 30 的外表面之上或附近。换能器 14 可以采取任何适宜的形状, 包括如弯曲的、平的和/或抛物线状。优选地, 换能器 14 用于从换能器组 14 表面以所需要的焦距集中超声波能量, 即, 进入患者 30 体内。

通道区包括软组织, 如一个或多个脂肪组织区, 由于通道区中的脂肪组织区, 可以校正声能的相位移。在软组织内 (即不包括骨组织), 脂肪组织会比其它软组织 (如肌肉或器官) 产生更大的相位移。例如, 脂肪组织中的声速接近 1460 米/秒 (m/s), 不同于在常规程序中被通常采用的平均声速 (接近 1540 米/秒 (m/s))。如前所述, 由于降低了全部换能器元件传递的声能的相长干涉, 局部声速的不同严重降低了传递到病灶区的声能的强度。

对于其它的软组织类型, 肌肉组织的声速与平均声速区别最大, 即接近 1600 米/秒 (m/s)。肌肉组织引起了相位移, 降低了相长干涉, 这种影响通常基本上低于脂肪组织区的影响, 因此在大多数情况下可以忽略。在器官组织中, 肝脏的声速接近 1555 米/秒 (m/s), 肾中的声速接近 1565 米/秒 (m/s)。这种与平均声速很小的偏差仅仅会引起很小的或可以忽略的失真, 除了必须要将超声波能量最高地传输到病灶区, 这种失真是可以忽略的。

由于对脂肪组织区失真的校正给病灶区的能量传递提供了最大的改进 (与其它软组织相比, 假定在通道区不存在骨组织, 或者对通道区内的骨组织提供了相位校正), 所以可以分割脂肪组织区, 根据脂肪组织区实际的声速和由脂肪组织区引起的折射用与前述计算骨组织类似的方法来计算激励校正系数。

可选地, 为实现校正中的附加改进以及由此产生的在能量传递中的附加改进可以分割肌肉组织区, 并且采用肌肉组织区的声速和由肌肉组织区引起的折射来计算激励校正系数。剩下的软组织区

(非脂肪和肌肉组织区)可以看作肌肉组织区的一部分,或者如果需要的话,可以单独分割和分析。

根据组织区的分割形状,换能器传递的声能可以在对于期望的病灶区已经移动了的实际病灶区进行相长干涉。例如,图6所示为一个典型的组织区,包括位于换能器14和所需要的病灶区P2之间的通道区72中的被分割的脂肪组织区180。假定剩下的在换能器14和脂肪组织区180之间的组织182为肌肉组织。为了简化实施例,通道区72中的其它组织没有示出。典型的被分割的脂肪组织区180在穿过基本上与换能器14定义的平面平行延伸的平面上厚度变化均匀。深度距离的变化率是不变的(连续增加或减少)和线性的(即边界可以由等式 $Y=a+bx$ 定义)。因此组织区可以模拟成棱镜。

图中表示了换能器14的两端的换能器元件16a和16b分别传递的两条声能的典型射线B3和B4。计划是将射线B3和B4集中在所需要的病灶区P2,如虚线所示。所需要的病灶区P2由治疗的操作者来选择,如前面所述采用成像系统。然而,如图所示,折射使射线B3和B4(换能器14的其它换能器元件16所传递的声能类似)集中在不同于所需要的病灶区P2的新病灶区P4。

实线B3'、B3"、B4'和B4"表示波束B3和B4在通过脂肪组织棱镜180和通过之后的实际路线(与虚线相比较,虚线为如果不发生折射声能所通过的路线)。由于组织区180的深度变化率是不变的和线性的,所以当声能通过组织区180时,声能是按比例地穿过波束发生折射。波束的相位按比例的进行转移,这样波束在实际的病灶区P4可以相长干涉。尽管所期望的能量传递强度没有出现在期望的病灶区P2,但是在转移了的病灶区P4的相长干涉并没有得到任何降低。

由于组织区 **180** 引起的折射而导致病灶区 **P2** 的转移可以进行校正, 如参照图 2 采用前面所述的方法, 使声能波束回到所需要的病灶区 **P2**。可以测定相位移系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 或每个换能器元件的校正传播时间, 如可以采用如前所述前面的或相反的射线计算。

考虑到 Snell 法则(如前述等式 3)、组织区 **180** 被分割的边界、以及组织区 **180** 和邻近的(肌肉)组织区中的声速, 同前面所述的方法类似, 新射线 **R6**、**R7** 和 **R8** 所示为换能器元件 **16** 传递的声能所需要的实际路线。对于换能器 **14** 其它的换能器元件 **16**, 可以计算类似的射线以及随之产生的相位校正系数以提供给集中在病灶区 **P2** 上的声能波束。

当考虑折射时对病灶区移动的校正是校正过程所固有的, 如此处所描述的, 完成校正过程的软件可以允许对散焦单独校正(即降低病灶区的相长干涉)以及对病灶区转换单独校正。在某些情况下, 仅仅需要或必须校正一个或另一个。例如, 组织失真会改变病灶区的方向而超出换能器的电子控制能力所能校正的范围(如, 由于元件不够小)。在这种情况下, 可以采用校正运算法则尝试控制病灶区使其回到所需要的病灶区, 但是, 由于这不可能, 大部分能量不能传递到所需位置。在这种情形下, 可以机械地移动换能器, 例如, 沿着组织结构表面, 以使病灶区重新朝向目标部位。

参照如 7, 图中所示为可以作为棱镜模型的被分割的组织区 **190** 的另一个实施例, 该棱镜的两个面 **192a** 和 **192b** 以及棱镜的顶点 **194** 能够截取换能器 **14** 所传递的声能。在本图示说明的实施例中, 假定通过每个面 **192a** 和 **192b** 的距离深度的变化率是不变的并且是线性的。组织区 **190** 的设置可以使换能器 **14** 所传递的声能基本上分成两份。

所示出的三条典型的声能射线 B6、B7 和 B8 是通过相应的换能器元件 16a、16b 和 16c 传送。射线 B6、B7 和 B8 所表示的声能被预期集中在病灶区 P6。然而，由于棱镜形组织区 190 的折射，将射线 B7 和 B8(以及通过换能器传递的冲击在组织区 190 边界 192b 上的其它声能)集中到实际的病灶区 P8。将射线 B6(以及换能器传递的冲击边界 192a 上的其它声能)集中到病灶区 P10，从而将通过换能器 14 传递的声能有效地分成两份。

对于所需要的病灶区 P6，病灶区 P8 和 P10 呈对称分布。每个移动的病灶区 P8 和 P10 都可以接收约一半的预期传递到所需的病灶区 P6 的声能。当声能被分开并传递到与所需的病灶区 P6 基本对称分布的病灶区 P8 和 P10 时，集中在每个病灶区 P8 和 P10 的声能可以在已知的误差内相长干涉。如前所述，冲击到组织区 190 每个边界上的声能波束可以被校正，以使换能器 14 所传递的声能集中在所需的病灶区 P6。

如图 1 和图 5 所示的换能器 14 可以包括与所示不同数目的换能器元件 16。相位移系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 可以预先存储在信号调节器 18 的通道中而不是由换能器 20 来提供。而且，前述的功能可以由成像器 12、信号调节器 18、系统图像和显示计算机 40 和/或通过操作者采用系统 10 来完成，例如，计算密度、确定组织类型和/或组织边界、和/或给控制器 20 和/或信号调节器 18 提供校正数据(例如，相位移系数 $\alpha_1 - \alpha_n$ 和/或用来驱动换能器元件 16 的激励信号的振幅)。

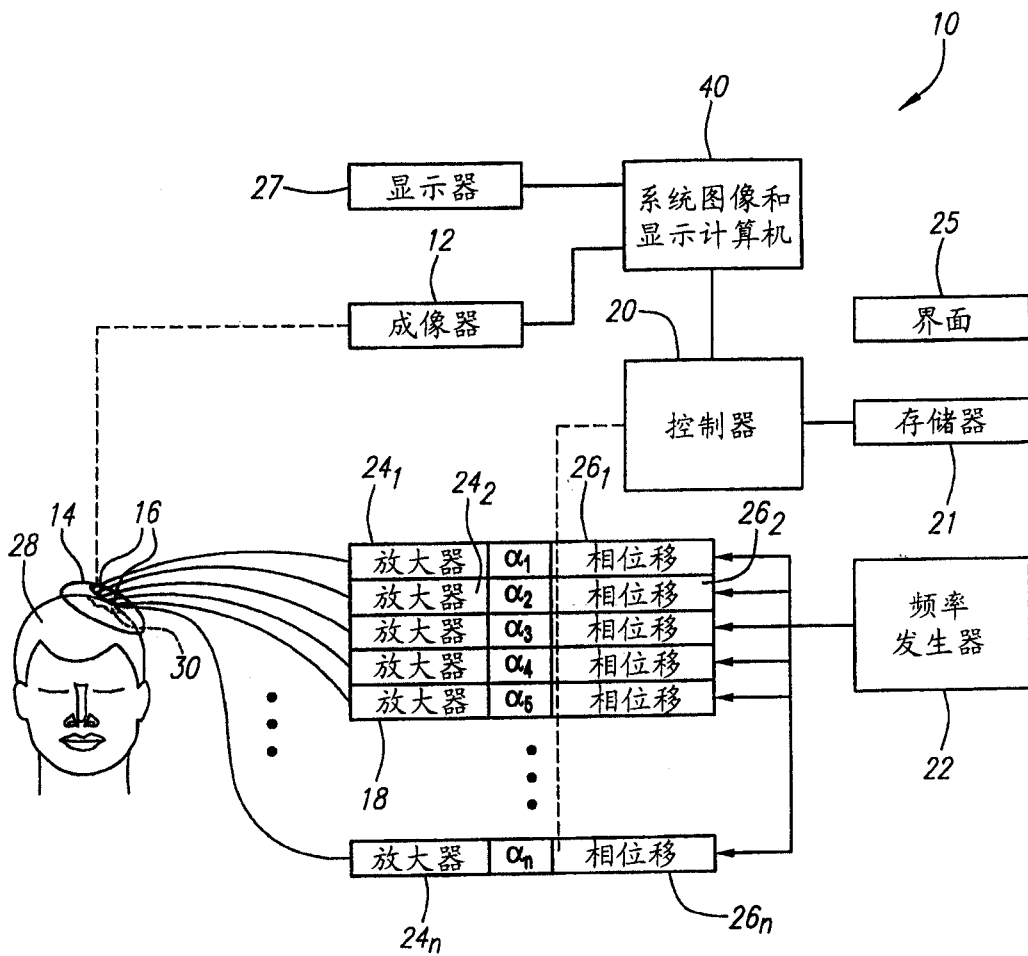


图 1

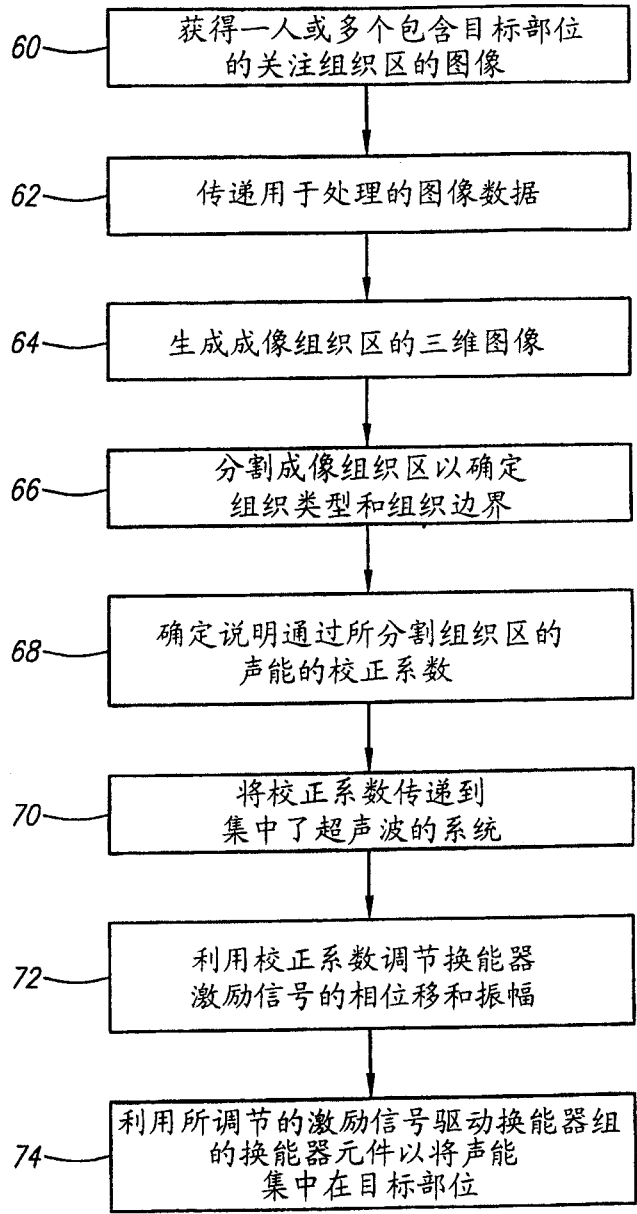


图 2

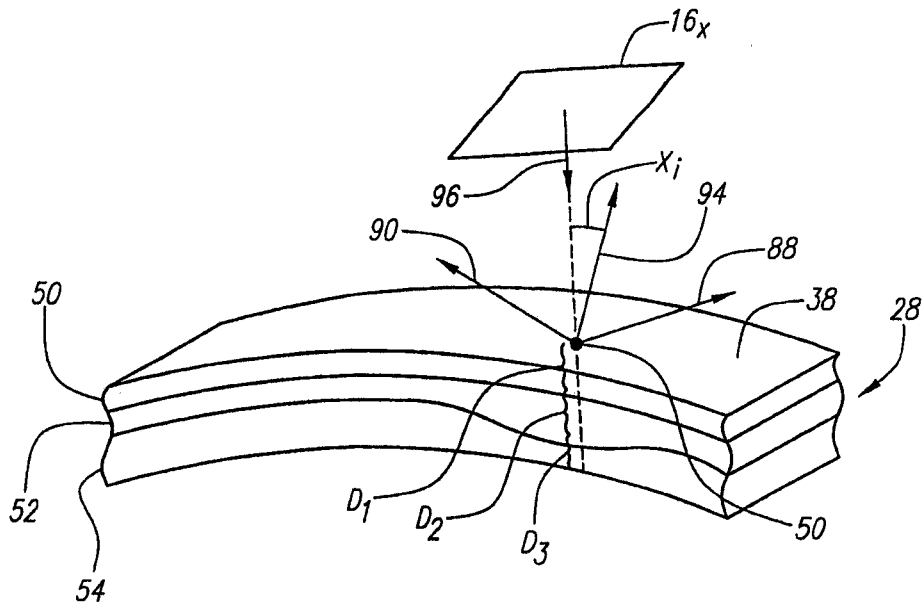


图 3

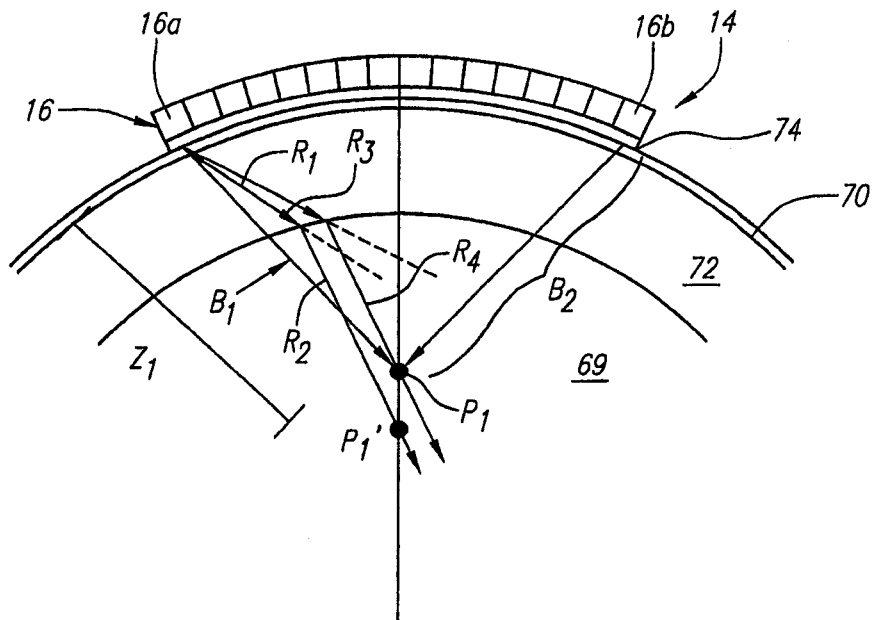


图 4

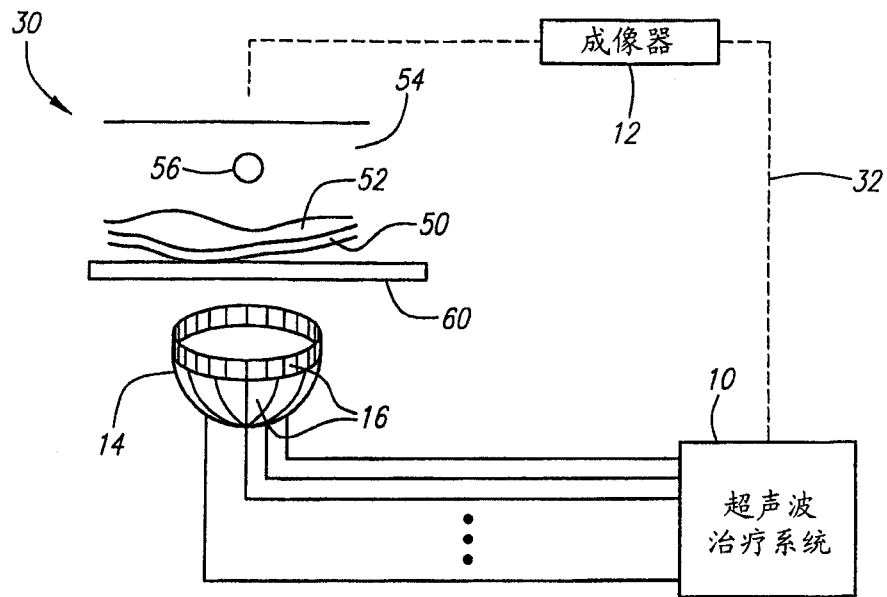


图 5

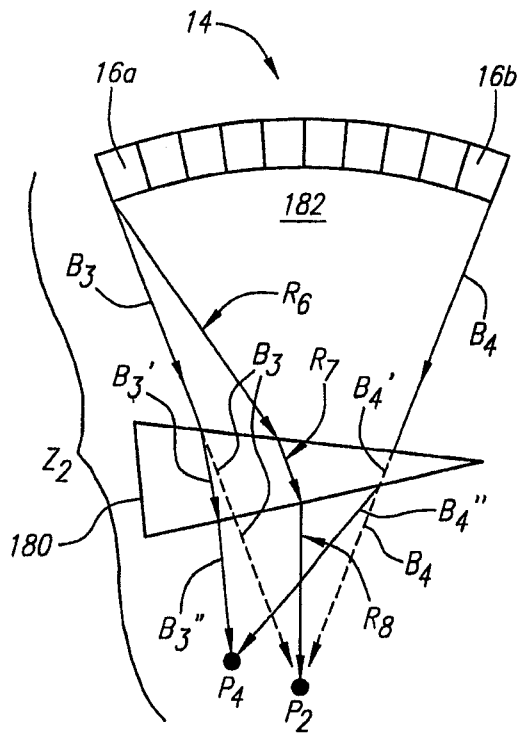


图 6

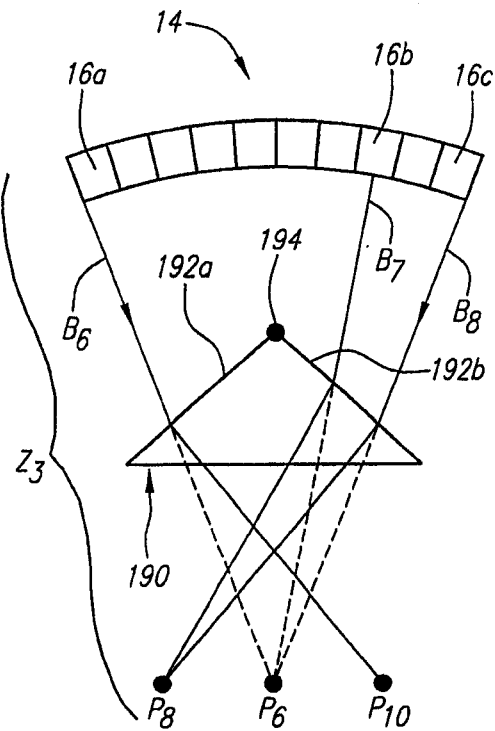


图 7