



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103650031 B

(45) 授权公告日 2016. 08. 31

(21) 申请号 201280016559. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 03. 15

G10K 11/32(2006. 01)

(30) 优先权数据

1152657 2011. 03. 30 FR

(56) 对比文件

US 4888746 , 1989. 12. 19,

US 5922962 A, 1999. 07. 13,

EP 0401027 A2, 1990. 12. 05,

CN 101422376 A, 2009. 05. 06,

US 5165414 A, 1992. 11. 24,

EP 0689187 A1, 1995. 12. 27,

FR 2903316 A1, 2008. 01. 11,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 09. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/FR2012/050544 2012. 03. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/131212 FR 2012. 10. 04

(73) 专利权人 EDAP TMS 法国公司

地址 法国沃比 - 恩 - 韦林

专利权人 国家健康科学研究所

审查员 丁匡正

(72) 发明人 杰里米·万瑟诺 D·梅洛德利马

E·勃朗 让 - 伊夫·沙普隆

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 金鹏 陈昌柏

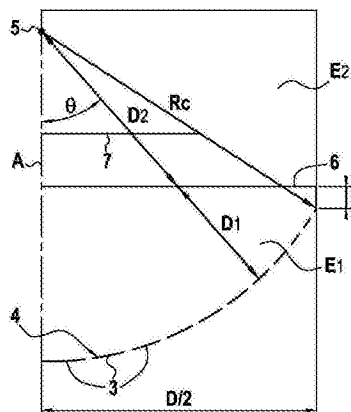
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

利用表面调制产生聚焦超声波的方法和设备

(57) 摘要

本发明涉及一种产生在聚焦区域(5)上聚焦的超声波以实施生物损伤的方法,包括多个超声换能器元件(3)的激活。根据本发明:选择目标区域,其中需要由所述超声换能器元件发射的超声波的能量供应均匀化;确定所述超声波在目标区域与超声换能器元件(3)之间的路径上的聚焦效应和声衰减;采用超声换能器元件(3)补偿所述超声波的聚焦效应和声衰减,所述超声换能器元件(3)中的至少一些具有不相同的发射表面,使得在目标区域中由不同的超声换能器元件(3)发射的超声波的能量供应几乎相同。



1. 一种在聚焦区域(5)上产生聚焦超声波以引起生物损伤的方法,包括激活分布在发射表面(4)上的多个超声换能器元件(3),以分别发射聚焦区域(5)中的多个聚焦超声波,而聚焦超声波以不同的声衰减穿过传播媒质(E_i),其特征在于:

选择目标区域(7),其中需要由所述超声换能器元件发射的超声波的能量贡献均匀化,确定超声波在所述目标区域(7)与超声换能器元件(3)之间的路径上的聚焦效应和声衰减,

采用超声换能器元件(3)补偿所述超声波的聚焦效应和声衰减,超声换能器元件(3)中的至少一些具有不相同的发射表面,使得在目标区域(7)中由不同的超声换能器元件(3)发射的超声波的能量贡献相同,

由相同值的激活信号来激活所述超声换能器元件(3),使得在所述目标区域(7)中由各个超声换能器元件发射的超声波的能量贡献相同且引起生物损伤。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,包括:通过依赖于所述超声波经历的声衰减和聚焦效应为每个所述超声换能器元件(3)分配表面权重因子(F_s)来补偿所述聚焦效应和声衰减。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,包括:考虑所述超声换能器元件(3)与所述传播媒质(E_i)的分隔区域(6)之间的距离来确定所述表面权重因子(F_s)。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,包括:将所述超声换能器元件与所述传播媒质的分隔区域(6)之间的距离考虑进来,根据与所述超声换能器元件有关的传播媒质(E_i)的配置来计算该距离。

5. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,包括:将所述超声换能器元件与所述传播媒质的分隔区域(6)之间的距离考虑进来,测量由所述超声换能器元件(3)发送校准信号后反射的回波。

6. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法,其特征在于,包括:将具有基本尺寸的超声换能器元件(3_1)聚集在一起,以便形成具有基于经受的声衰减而配置的不同发射表面的超声换能器元件(3)。

7. 根据权利要求1至5中的任一项所述的方法,其特征在于,包括:对于分布在具有曲率半径 R_c 的凹形发射表面上的多个超声换能器元件(3),计算每一个超声换能器元件 n 的面积 S_n ,使得:

$$S_n = [S_{total} (1 / (F_p(n) \cdot Z))]]$$

其中, S_{total} :所述超声换能器元件的表面的总和,

$$F_p(n) = \text{Max } E(t) / \text{Max } E(n),$$

其中, $\text{Max } E(t)$,位于发射表面(4)的周边的换能器元件 t 的能量贡献的最大值; $\text{Max } E(n)$,目标区域(7)中的换能器元件 n 的能量贡献的最大值,

Z :所有换能器元件的 $1/F_p$ 的总和。

8. 一种在聚焦区域(5)上产生聚焦超声波的治疗设备,包括超声探头(1),通过分布在发射表面(4)上发射聚焦于所述聚焦区域(5)中的多个超声波的多个超声换能器元件(3)形成,所述超声波以不同的声衰减(A_i)穿过传播媒质(E_i),所述超声换能器元件(3)被来自控制电路的控制信号激活,其特征在于,所述超声换能器元件(3)中的至少一些具有不相同的发射表面以发射在目标区域(7)中具有相同的能量贡献的聚焦超声波并且其特征在于,所

述控制电路通过相同值的激活信号来激活所述超声换能器元件(3),使得在所述目标区域(7)中由各个超声换能器元件发射的超声波的能量贡献相同且引起生物损伤。

9.根据权利要求8所述的设备,其特征在于,所述超声换能器元件(3)根据会或不会被截断的凹形发射表面(4)而分布。

10.根据权利要求8或9所述的设备,其特征在于,所述超声换能器元件(3)以彼此同心的环形或环形段沿聚焦轴分布,同时具有有着不同值的多个发射表面。

11.根据权利要求8所述的设备,其特征在于,所述超声换能器元件(3)分布在平面表面上。

12.根据权利要求8或9所述的设备,其特征在于,所述超声换能器元件(3)分布在从将两个凹形曲线段平移有限长度而创建的圆柱形几何形状得到的凹形发射表面上,所述两个凹形曲线段相对于对称面是对称的,所述平移沿有限长度并且沿着垂直于包含所述凹形曲线段的平面的方向进行。

13.根据权利要求8所述的设备,其特征在于,按照截断的圆环形的凹形发射表面来分布所述超声换能器元件(3)。

14.根据权利要求10所述的设备,其特征在于,按照截断的圆环形的凹形发射表面来分布所述超声换能器元件(3)。

利用表面调制产生聚焦超声波的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及包括由多个超声换能器元件形成的超声探头并且适合于发射高强度聚焦超声(HIFU)的设备或装置的技术领域。

[0002] 本发明的主题尤其有利地可应用于采用聚焦超声波的治疗处理领域。

背景技术

[0003] 众所周知,聚焦超声波疗法可能造成由热效应和声空化活动(acoustic cavitation activity)组合引起的组织中的生物损伤(biological lesion)。这些组织损伤的形状直接源自所使用的超声探头的发射表面的形状。例如,具有球形形状的超声探头可以获得周期性的聚焦区域,而圆环形(toroid-shaped)探头导致获得环(ring)形或冠(crown)形的聚焦区域。

[0004] 在聚焦区域的每一点处,应该注意的是,来自发射表面的超声波行进的距离是相同的,并且压力与该点处超声波的会聚(convergence)直接相关。实际上,超声波在发射表面和聚焦区域之间穿过诸如冷却电路的水、皮肤、脂肪、肌肉等各种不同特性的传播媒质。但是,这些不同的媒质具有不同的声衰减特性。因此,对于每一个行进路径,声波的衰减表现出依赖于在每个穿越媒质中的行进距离。

[0005] 此外,在传播媒质中发射之后,发射表面的凹面导致观察到聚焦效应。超声波将集中在聚焦区域(点状或冠状),导致沿超声波的路径压力(pressure)逐渐增大。

[0006] 为了尽力消除与组织的声异质性有关的缺陷,例如从专利FR2642640可知采用聚焦装置,其中探头的发射表面被分成通过控制电路被施加激活信号的数个换能器元件,所述信号是通过将从发送至待处理组织上的非聚焦声束作为返回接收的回波(echo)信号随时间的分布和形状进行反转而获得。换能器元件因此依赖于声波的衰减和聚焦效应而发射不同的声功率。

[0007] 实际上,换能器元件具有相同的发射表面,使得每个换能器元件具有相同的电阻抗。每一个这些换能器元件的控制电路也相同,以便于生产这样的装置。

[0008] 但是,这种解决方案具有一个主要的缺陷。实际上,用于每一个换能器元件的可用电力被控制电路的电子线路限制。因此,一旦换能器元件中之一以其最大功率运行以补偿超声波的衰减和聚焦差值,则其它的换能器元件必须以降低的电功率运行,控制电路的电子线路将不能提供它们被设计的最大功率。实际上,控制电路经常低于其最大容量运行。

[0009] 另从专利US4888746知道的是一种治疗换能器,该治疗换能器由数个换能器元件组成,所述换能器元件能够相互独立地被具有可变幅度和相位的信号驱动,以便调制焦点处超声波的形状,从而特别减小空化效应。

[0010] 同样地,专利FR2903616描述了一种圆环形治疗探头,其中各种换能器元件被顺序地激活以允许超声波以冠形被聚焦。

[0011] 这些专利描述的换能器不能使在具体处理区域中由各个超声波换能器元件做出的能量贡献均匀化,这是因为超声波在它们的路径上经历的聚焦和衰减效应没有被考虑进

来。

[0012] 在成像领域,专利US5922962描述了包括一组具有相同长度但是不同宽度的换能器元件的超声换能器。不考虑其焦距,多个换能器元件的宽度被确定以保持相同的超声束外形(profile),即相同的超声波分辨率。

[0013] 该文献描述了各种波束形成技术,用于在发射和接收模式中以不同的深度动态聚焦,以及各种用于减小旁瓣效应的切趾(apodization)技术。这些波束形成技术没有说明(account for)为了在目标区域中获得由每个换能器元件发射的超声波的基本相同能量贡献,超声波在目标区域与换能器元件之间的路径上的声衰减。

[0014] 相似地,文献US5165414、EP0689187和EP0401027描述了与专利US5922962描述的换能器具有相同缺点的成像换能器。由这些文献描述的换能器目的不在于优化各个换能器元件的能量贡献,原因是为治疗原因不寻求在目标区域中的能量贡献。

发明内容

[0015] 因此,本发明旨在通过提出新技术来解决现有技术状况中的缺点,该新技术用于聚焦超声波,使得能够均匀化目标区域上的能量贡献以获得生物组织损伤。

[0016] 为了实现该目标,在聚焦区域上产生聚焦超声波以引起生物损伤的方法包括激活分布在发射表面上的多个超声换能器元件,以分别发射聚焦区域中的多个聚焦超声波,而聚焦超声波以不同的声衰减穿过传播媒质。

[0017] 根据本发明:

[0018] -选择目标区域,其中需要由所述超声换能器元件发射的超声波的能量贡献均匀化,

[0019] -确定所述超声波在目标区域与超声换能器元件之间的路径上的聚焦效应和声衰减,

[0020] -采用超声换能器元件补偿所述超声波的聚焦效应和声衰减,所述超声换能器元件中的至少一些具有不相同的发射表面,使得在目标区域中由不同的超声换能器元件发射的超声波的能量贡献基本上相同。

[0021] 此外,根据本发明的方法还可以具有一个或多个以下附加特征的组合:

[0022] -通过依赖于超声波经历的声衰减和聚焦效应为每个超声换能器元件分配(assigning)表面权重因子,来补偿所述聚焦效应和声衰减,

[0023] -考虑超声换能器元件与传播媒质的分隔区域之间的距离来确定所述声权重因子,

[0024] -将超声换能器元件与传播媒质的分隔区域之间的距离考虑进来,根据与所述超声换能器元件有关的传播媒质的配置来计算该距离,

[0025] -将超声换能器元件与传播媒质的分隔区域之间的距离考虑进来,测量由超声换能器元件发送校准信号后反射的回波,

[0026] -将具有基本尺寸的超声换能器元件聚合在一起以便形成具有基于经受的声衰减而可配置的不同发射表面的超声换能器元件,

[0027] -对于分布在具有曲率半径 R_c 的凹形发射表面上的多个超声换能器元件,计算每一个超声换能器元件 n 的面积 S_n ,使得:

[0028] $S_n = [S_{total}(1/(F_p(n) \cdot Z))]$

[0029] -其中, S_{total} : 超声换能器元件的表面之和,

[0030] - $F_p(n) = \text{Max } E(t) / \text{Max } E(n)$,

[0031] 其中, $\text{Max } E(t)$, 位于发射表面的周边(periphery)的换能器元件t的能量贡献的最大值; $\text{Max } E(n)$, 目标区域中的换能器元件n的能量贡献的最大值,

[0032] Z : 所有换能器元件的 $1/F_p$ 的总和。

[0033] 本发明的另一目的是提出一种在聚焦区域上产生聚焦超声波的治疗设备, 包括超声探头, 该超声探头通过分布在发射表面上用于发射聚焦于聚焦区域中的多个超声波的多个超声换能器元件形成, 所述超声波以不同的声衰减穿过传播媒质, 所述超声换能器元件被来自控制电路的控制信号激活, 其特征在于, 所述超声换能器元件中的至少一些具有不相同的发射表面, 以发射在目标区域中具有基本相同的能量贡献的聚焦超声波。

[0034] 此外, 根据本发明的设备还可以具有一个或多个以下附加特征的组合:

[0035] -超声换能器元件中的至少一些被具有基本相同值的激活信号控制,

[0036] -超声换能器元件根据会或不会被截断的凹形发射表面而分布,

[0037] -超声换能器元件以彼此同心的环形或环形段沿聚焦轴分布, 同时具有不同的发射表面,

[0038] -超声换能器元件分布在平面表面上。

附图说明

[0039] 从以下参考附图提供的说明书显现各种其它特征, 附图以非限制性示例的方式示出本发明主题的实施例。

[0040] 图1是根据本发明的治疗探头的第一实施例的透视图。

[0041] 图2是图1示出的治疗探头的正视半截面的图解视图, 使得可以描述本发明的主题。

[0042] 图3A至图3D是图1示出的治疗探头的图解正视半截面视图, 并且分别示出了通过应用本发明的聚焦效应、声吸收效应、聚焦效应和吸收效应的结合、和在目标区域中的能量贡献的再平衡。

[0043] 图4和图5是正视半截面示意图, 使得可以解释根据本发明的一种可选择方式。

[0044] 图6是俯视图, 左边部分示出现有技术的超声换能器元件的分布, 右边示出根据本发明的超声换能器元件的分布。

[0045] 图7示出根据平面型本发明的治疗程序的示例实施例。

[0046] 图7A和图7B示出图7描述的探头的另一可选择实施例, 其中图7A示出具有基本超声换能器元件的探头, 基本超声换能器元件具有相同的表面, 在图7B中, 这些基本超声换能器元件被以电子方式组装为具有与图7所示相同的表面调制。

具体实施方式

[0047] 图1和图2示出治疗超声探头1的第一示例实施例, 该治疗超声探头1是用于产生聚焦超声波的设备的一部分。超声探头1包括沿发射表面4分布的多个超声换能器元件3。超声换能器元件3被来自控制电路的控制信号激活, 该控制电路未被示出但是其本身是已知的,

并且适用于使得超声换能器元件3在聚焦区域5中发射聚焦超声波以引发生物或组织损伤。在图1和图2示出的示例中,多个超声换能器元件3沿凹形发射表面4分布,并且每个超声换能器元件3是环形或冠形。因此,超声换能器元件3被相对于彼此且相对于聚焦轴X同心地安装。

[0048] 根据本发明,超声换能器元件3中的至少一些具有不同的发射表面,以发射在目标区域7中具有基本上相同的能量贡献的聚焦超声波。换句话说,超声换能器元件3具有不同值的发射表面以补偿超声波在发射表面4与目标区域7之间的路径上经历的聚焦和声衰减差值。从而,该目标区域7可以在任何位于从发射表面4开始直到聚焦区域5的位置中被选择(如在说明书中稍后将被显示的),聚焦区域5在一个有利的可选择实施例中成为目标区域7。

[0049] 实际上,必须考虑的是超声波从发射表面4至目标区域7穿过(cross)每个分别具有声衰减 $A_1, A_2 \dots A_i \dots A_k$ 的数个传播媒质 $E_1, E_2 \dots E_i \dots E_k$ 。作为示例,图2示出聚焦区域5与探头1之间插入的与发射表面4接触的第一传播媒质 E_1 ,该第一传播媒质 E_1 具有 $A_1=0$ 的声衰减,以及位于离探头的切面距离为 a 处的第二媒质 E_2 。第一传播媒质 E_1 和第二传播媒质 E_2 具有分隔区域或界面6。具有 $A_2(A_2 \neq A_1)$ 的声衰减的第二媒质 E_2 至少延伸至聚焦区域5那样远。在图2所示的示例中,目标区域7是位于第二媒质 E_2 中在聚焦区域5与界面6之间的平面。

[0050] 超声波在发射表面4与聚焦区域5之间行进期间,来自压力视角(pressure perspective)的两个现象依然起作用,即几何聚焦效应和声衰减。聚焦效应是由于发射表面4的凹形引起的,导致沿超声波的路径压力的主要增加;而声衰减代表从超声波至其传播媒质的能量转移,主要依赖于传播媒质的吸收性能,实际上是(amounting to)行进路径期间压力的降低。

[0051] 目标区域7与探头1之间的超声波的压力依赖于波在每个媒质 E_1, E_2 中的行进距离,并且具有以下表达(1):

$$[0052] \quad P(r) = P_0 \cdot \prod_{i=1}^{i=k} (e^{-A_i D_i}) \cdot \frac{Rc}{Rc - r}$$

[0053] E_i : 传播媒质, $i=1$ 至 k ,

[0054] D_i : 在传播媒质 E_i 中的行进距离(米),

[0055] $P(r)$: 在距离发射表面距离 r 处的压力(Pa),

[0056] Rc : 换能器元件的曲率半径(米),

[0057] P_0 : 发射期间的压力(Pa),

[0058] A_i : 传播媒质 E_i 的声吸收($Np \cdot m^{-1}$)。

[0059] 为了计算目标区域7中的压力,仅考虑衰减和聚焦效应。当然可以考虑超声发射过程中起作用的其他任何效应而优化模型,例如特别是瑞利模型(Rayleigh model)的衍射。

[0060] 在超声波穿过发射表面4和目标区域7之间的两个媒质 E_1, E_2 的情况下,表达如下:

$$[0061] \quad P(r) = P_0 \cdot e^{-A_1 \cdot D_1} \cdot e^{-A_2 \cdot D_2} \cdot Rc / (Rc - r)$$

[0062] 必须注意的是,在图3A示出的目标区域7处,在沿轴 x 的区域存在能量贡献的不均等,这是因为聚焦效应在该区域的中心较强而在周边较弱。此外,如图3B所示,声学衰减加大了这种现象。在第一媒质 E_1 (例如水)具有零声学衰减的情况下,超声探头在媒质 E_1 中不衰

减,于是当这些超声波到达界面6(即,例如皮肤)时它们都具有相同的强度。在界面6之外,行进的距离不相等,使得如果超声波脱离聚焦轴x,则由位于发射表面的周边处的换能器元件发射的超声波比那些从发射表面的中心发射的超声波有更长的距离要行进并且因此被衰减。最终,这两种现象的结合产生了图3C所示的压力曲线P₁。该压力曲线示出目标区域7(即,所考虑的示例中的皮肤)的压力不均等,这种压力不均等能导致靠近聚焦轴x处烧伤的产生。

[0063] 考虑到超声波经历的聚焦效应和衰减基于它们在探头1上的发射位置而有所不同,在目标区域7处,在由不同超声波提供的能量贡献方面产生了不均等。

[0064] 根据本发明,这种目标区域7中的能量贡献方面的不均等通过给超声换能器元件3分配不同尺寸或值的表面来补偿。应该注意的是,所有的超声换能器元件3被具有基本上相同值的激活(excitation)信号所控制。换句话说,相同的能量指示(power instruction)被施加给所有的超声换能器元件3。因此显现出探头可以使用所有的可用能量。

[0065] 因而,根据本发明的方法旨在为每个超声换能器元件3确定表面权重因子f_s,使得:

$$[0066] \quad F_s(n) = 1 / [F_p(n) \cdot Z]$$

[0067] 其中 $0 < F_s < 1$

[0068] n:换能器元件3的数目,并且在从聚焦轴X向着发射表面4的周边行进的方向中从1至t变化,

[0069] F_p:功率因子,

[0070] Z:换能器元件的1/F_p的总和。

[0071] 在发射表面被分成相等表面的期间(调制之前),功率因子F_p(n)基于换能器元件与目标区域7之间的每个超声换能器元件3有关的聚焦效应和声衰减而被表达。

[0072] 功率因子F_p(n)能够被表达如下:

$$[0073] \quad F_p(n) = \text{Max } E(t) / \text{Max } E(n),$$

[0074] Max E(t):位于发射表面4的周边的换能器元件t的能量贡献的最大值,

[0075] Max E(n):目标区域7中的换能器元件n的能量贡献的最大值,

[0076] 排位(rank)为n的各超声换能器元件3的表面面积S(n)是使得:

$$[0077] \quad S(n) = S_{\text{total}} F_s(n)$$

[0078] 其中S_{total}是探头的整个表面面积。

[0079] 从以上的表达显现,靠近于探头的(聚焦轴X的)中心的换能器元件3与靠近于探头的周边的换能器元件3相比具有较大的表面。如此,对于靠近中心的换能器元件3,换能器元件3的表面增大,相反地,对于靠近探头周边的换能器元件,换能器元件3的表面减小。

[0080] 对于超声换能器元件3,这些不同表面权重因子F_s的应用导致在压力场中的修正,因此使得可以对目标区域7中每一个超声换能器元件3的能量贡献进行再平衡。从图3D可以显现,尽管超声波在它们的路径上经历聚焦效应和声衰减,然而由不同的超声换能器元件3发射的超声波的能量贡献在目标区域7中基本相同(曲线P₂)。

[0081] 在图2示出的示例中,超声波穿过两个声衰减媒质,其中媒质之间的界面6是平面,平行于探头的切面。当然,被超声波穿过的声衰减媒质的数目可以更高。同样地,声衰减媒质之间的界面6的形状可以不同于平行于探头切面的平面。

[0082] 图4示出了两个声衰减媒质E1、E2之间的界面6具有凸形形状的示例。实际上,在图4中,水(声衰减媒质E1)的体积较大,使得聚焦和衰减对比更显著。相对于平面界面,凸形界面6的能量贡献的对比加重(*accentuated*)。

[0083] 相反,如图5所示的凹形界面6相对于图2示出的示例导致能量贡献的再平衡。当然,在声媒质与目标区域7之间的界面6具有与探头1的发射表面相同曲率中心的特定情况下,在目标区域7中超声换能器元件的能量贡献相同。

[0084] 总之,必须考虑的是,根据本发明的方法旨在选择目标区域7,其中需要由超声换能器元件3发射的超声波的能量贡献均匀化。根据第一优选的可选择实施例,该目标区域对应于聚焦区域。根据第二优选的可选择实施例,该目标区域对应于在传播媒质尤其在第二传播媒质中包括的平面,第二传播媒质对应于位于冷却水与将被处理的组织之间的组织。

[0085] 根据本发明的方法旨在确定超声波在所述目标区域7与超声换能器元件3之间的路径上的聚焦效应以及声衰减。如上所述,该确定阶段包括考虑被穿越的各种传播媒质的聚焦效应和声衰减以及超声换能器元件3与媒质间界面之间的距离。可根据与超声换能器元件3有关的传播媒质的配置来计算该距离。应该注意的是,超声换能器元件3与媒质的界面之间的距离可以通过测量模式A中反射的回波被更精确地确定,其中包括测量由超声换能器元件3发出校准信号后反射的回波。

[0086] 关于第一种近似,从公式(1)中,在目标区域7中可以计算大量来自发射表面的超声波的压力,使得可以获得图3C示出的压力曲线 P_1 。

[0087] 发射表面4从聚焦轴x至其周边部分被分割。在回转型发射表面4的情况下,发射表面4被分成同心环,每个同心环贡献于压力曲线 P_1 的一部分。对于每个环,最大压力值被确定,并且表面权重因子 F_s 被施加使得所述最大压力值在所有元件上变得相同(曲线 P_2)。

[0088] 因此,根据本发明的方法使得可以将超声换能器元件3的发射表面调制成不同尺寸的面积,而适于使得超声波的能量贡献在目标区域7中基本上相同。因此,不同的换能器元件3被配置以具有不同值的发射表面,适用于一个或多个给定应用。应该注意的是,超声换能器元件3的数目越高,调制越精确和有效。

[0089] 图6示出具有环形换能器元件3的聚焦探头的分割。图6的左边部分示出相等表面的超声换能器元件,而图6的右边部分具有采用根据本发明的方法调制的不同表面的超声换能器元件3。

[0090] 当然,根据本发明的方法可以用于各种形状的治疗探头。在图1示出的示例中,超声换能器元件3分布在整个回转型的凹形发射表面上。对于所确定的应用,该凹形表面可以在中心对称面的任一侧上被截断(*truncated*),使得超声换能器元件3分布在彼此同心的环形段(*ring segment*)中。根据一个优选的可选择实施例,该凹形表面是圆环形(*toroid*)形状,即,通过以有限的长度围绕对称轴旋转凹形曲线段创建该凹形表面,该对称轴位于距离该凹形曲线段的曲率中心的非零距离处。当然,该圆环形发射表面可以在中心对称面的任一侧上被截断。根据另一可选择的实施例,从通过将两个相对于对称面对称的凹形曲线段平移有限长度创建的圆柱形几何形状得到凹形发射表面,该平移沿有限长度并且以垂直于包含所述凹形曲线段的平面的方向进行。作为示例,图7示出其中不同超声换能器元件3具有不同尺寸发射表面的平面探头1。

[0091] 当然,在平面治疗探头1的情况下,每个超声换能器元件被提供以具有相移的信

号,使得可以在目标区域中获得聚焦效应。

[0092] 本发明的另一主题是能够提出一种技术,使得可以生产基于超声探头的传播媒质的配置而可按要求配置的探头。从图7A和图7B更确切地显现,该技术提供为所有超声换能器元件 3_1 选择基本尺寸(elementary size)。这样,在图7A示出的示出平面发射表面的示例中,所有的基本超声换能器元件 3_1 具有相同的发射表面。然后,这些基本的超声换能器元件 3_1 被聚集在一起以便于生产具有不同尺寸的超声换能器元件3(图7B)。这样,该技术使得可以按要求产生具有不同发射表面的多个超声换能器元件3。应该注意的是,在凹形发射表面的情况下,超声换能器元件 3_1 可以具有不同的基本尺寸,同时所有的超声换能器元件 3_1 具有相同的宽度。

[0093] 本发明不限于描述和示出的示例,不超出本发明的范围对其可以做出各种改变。

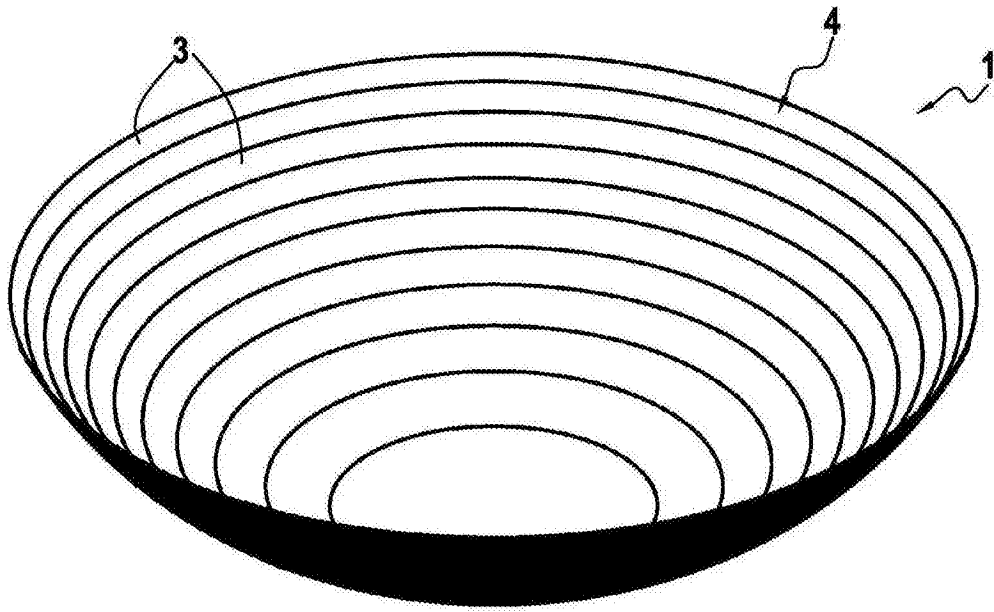


图1

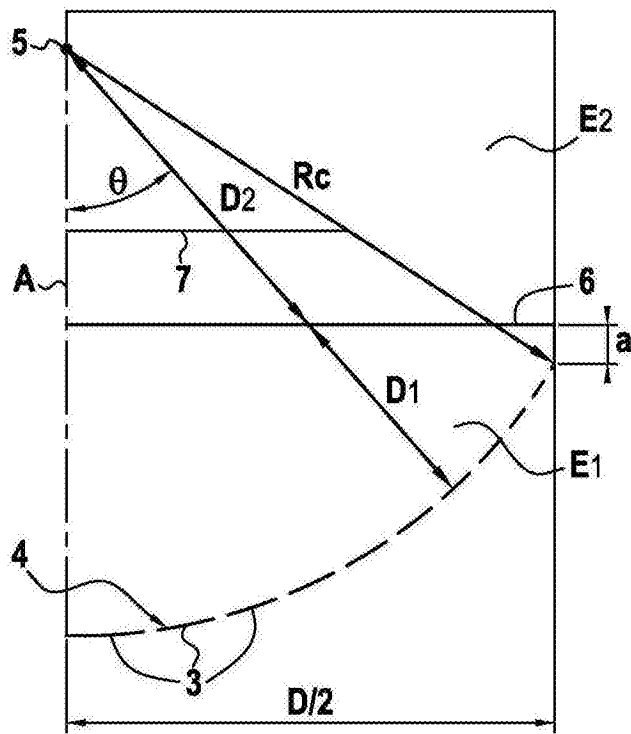


图2

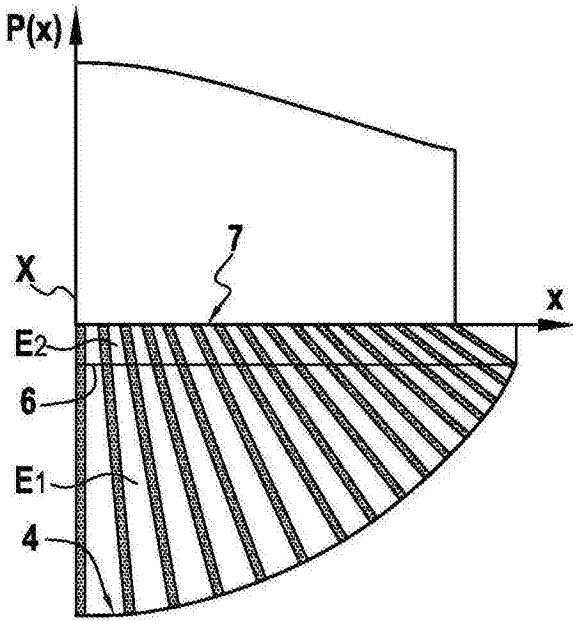


图3A

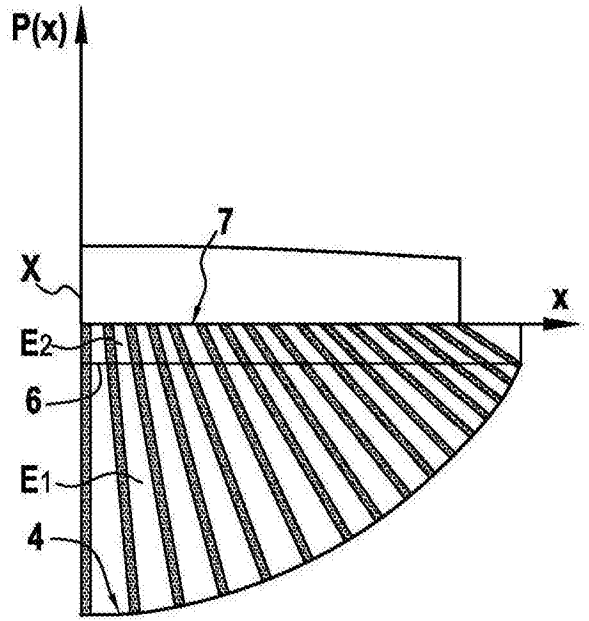


图3B

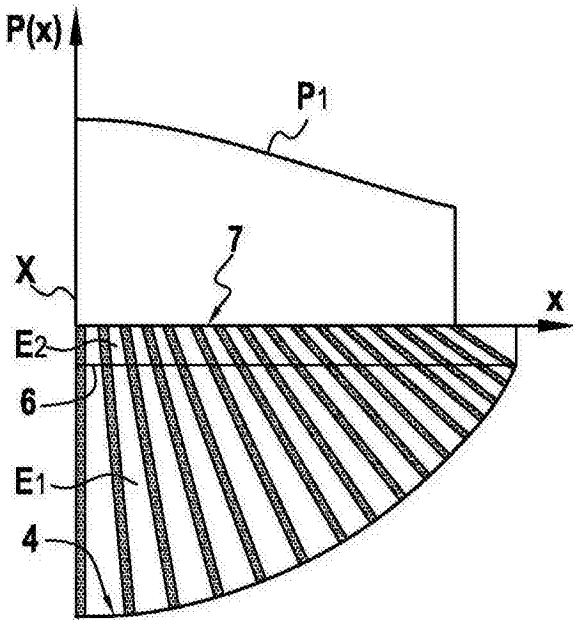


图3C

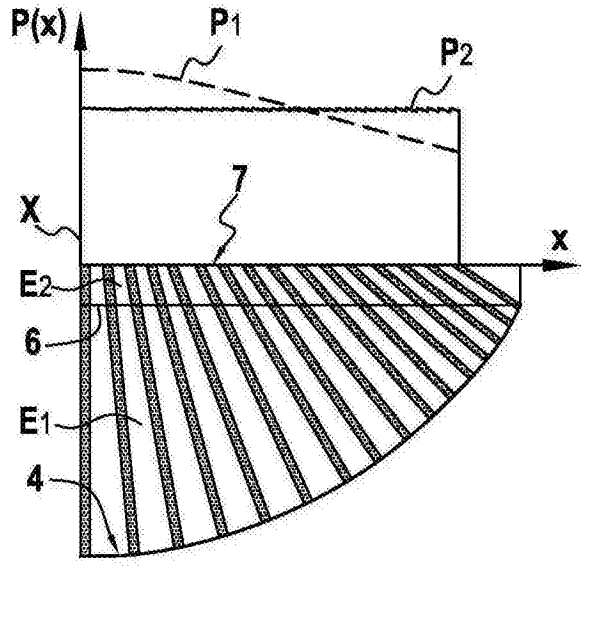


图3D

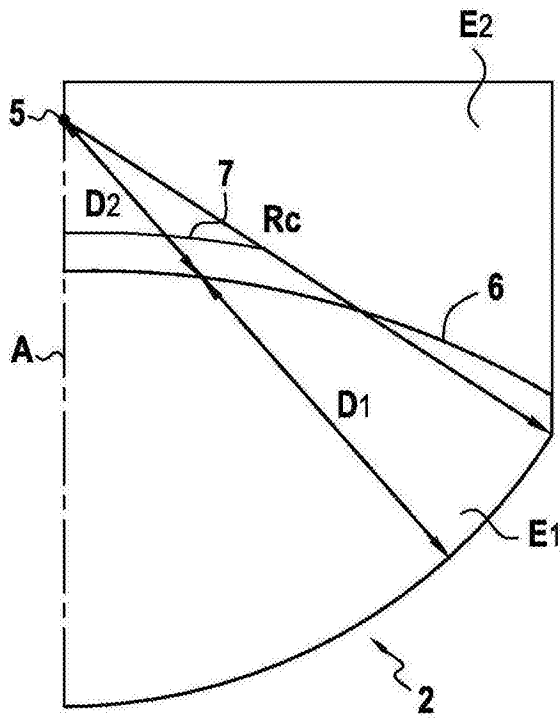


图4

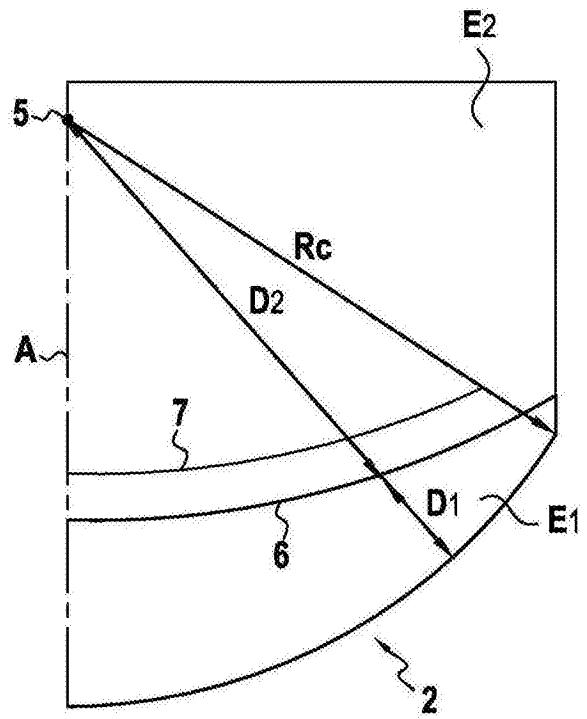


图5

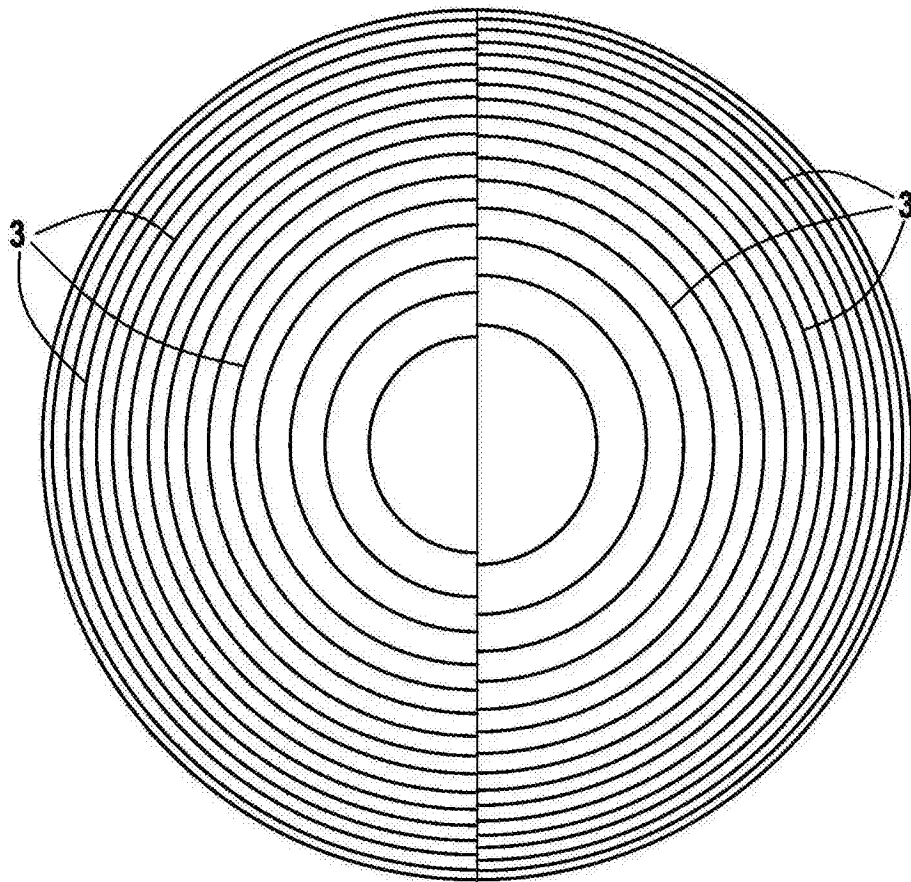


图6

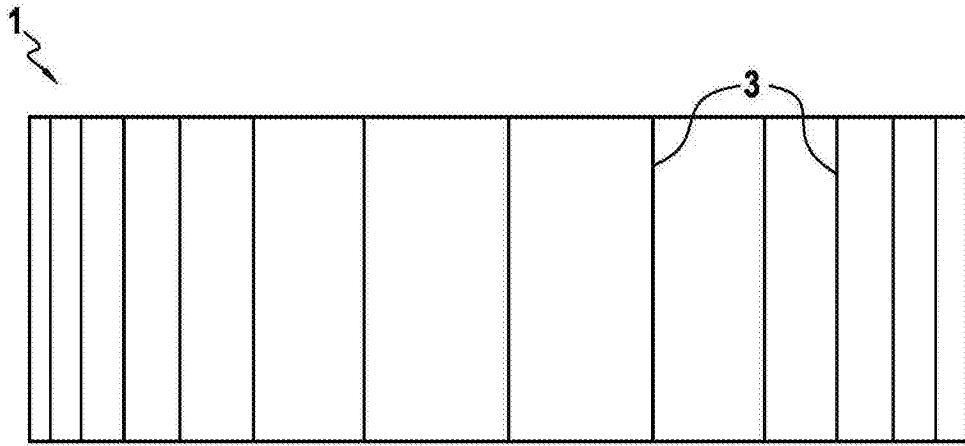


图7

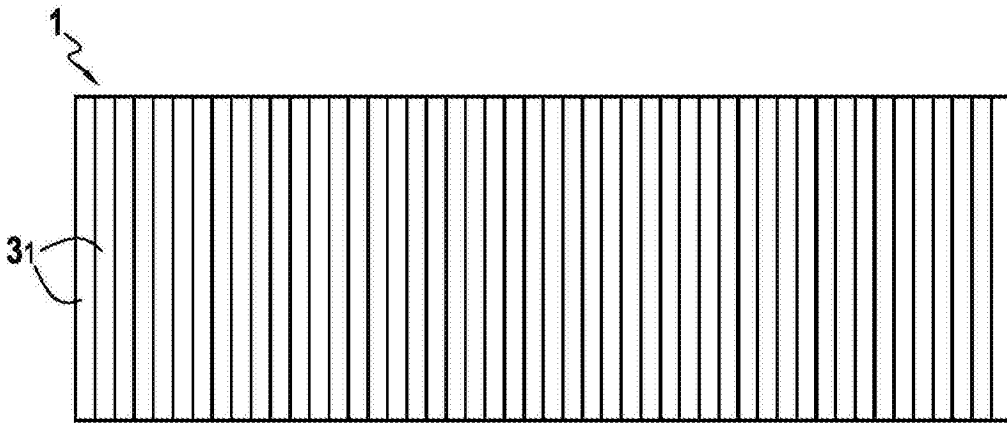


图7A

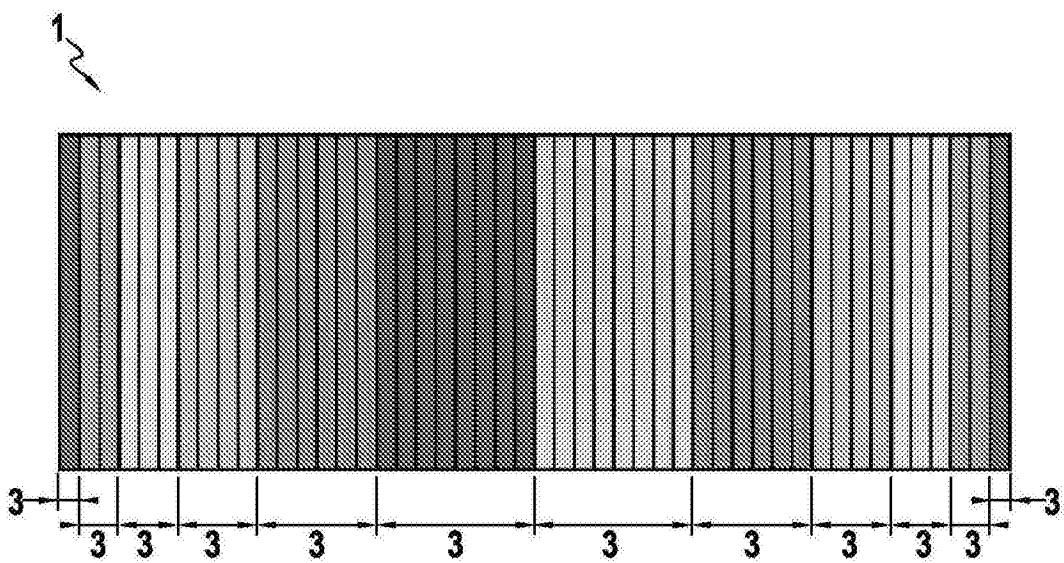


图7B