



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113648552 B

(45) 授权公告日 2025.03.28

(21) 申请号 202110944042.0

(74) 专利代理机构 北京世峰知识产权代理有限公司 11713

(22) 申请日 2014.01.28

专利代理人 卓霖 许向彤

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 113648552 A

(51) Int.CI.

A61N 7/00 (2006.01)

(43) 申请公布日 2021.11.16

A61N 7/02 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 17/00 (2006.01)

61/774,785 2013.03.08 US

A61B 8/00 (2006.01)

(62) 分案原申请数据

A61B 90/00 (2016.01)

201410041501.4 2014.01.28

(56) 对比文件

(73) 专利权人 奥赛拉公司

CN 102112059 A, 2011.06.29

地址 美国北卡罗来纳州

US 2010030076 A1, 2010.02.04

(72) 发明人 C · D · 艾姆利

审查员 杨松林

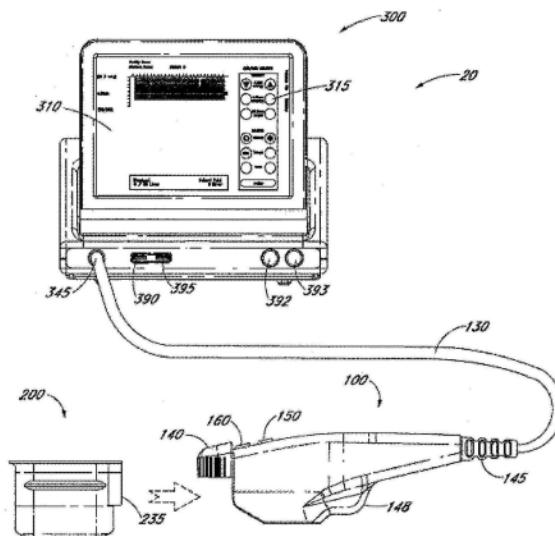
权利要求书6页 说明书36页 附图50页

(54) 发明名称

用于多焦点超声治疗的装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及用于多焦点超声治疗的装置和方法。皮肤病学的美容处理与成像系统和方法的实施例可以包括，使用换能器在组织中同时或基本同时产生多个美容处理区域。系统可以包括手柄、可移除的换能器模块、控制模块和/或图形用户界面。在一些实施例中，美容处理系统可以用于美容过程，包括前额提升、脂肪减少、止汗以及颈部皱纹的处理。提供了皮肤收紧、提升以及皱纹与妊娠纹的改善。



1. 一种用于从单个超声换能器同时聚焦多个热凝聚点的多焦点超声系统，所述多焦点超声系统包括：

超声探头，其包括单个超声换能器，其中，所述单个超声换能器包括压电材料；

其中，所述压电材料包括被配置为借助包含振幅调制、极化和相位偏移的群组中的一个或多个将超声能量引导到距所述压电材料一个或多个焦深的多个位置处的多个部分；

所述压电材料被配置为通过施加所述超声能量而同时产生间隔的多个热凝聚点，其中，每个单独的热凝聚点与相邻的热凝聚点分开，

其中，如果是借助极化，则所述极化包括从所述压电材料的所述多个部分提供的不同极化矩，

其中，如果是借助相位偏移，则通过以不同的相位施加到所述压电材料的所述多个部分的对应信号来激励所述压电材料的所述多个部分的相位偏移；并且

其中，所述压电材料的所述多个部分被配置为响应于施加到所述单个超声换能器的电场分别产生多个对应的压电材料变化。

2. 根据权利要求1所述的多焦点超声系统，其中，所述多个位置定位成区域内的线性序列。

3. 根据权利要求1所述的多焦点超声系统，其中，所述多个压电材料变化包括压电材料的膨胀和压电材料的收缩中的至少一个。

4. 根据权利要求1所述的多焦点超声系统，还包括对接近所述热凝聚点的区域进行成像的成像换能器。

5. 一种借助移动机构和相位偏移从单个超声换能器同时聚焦多个热凝聚点的多焦点超声系统，所述多焦点超声系统包括：

超声探头，所述超声探头包括移动机构和所述单个超声换能器，其中，所述单个超声换能器包括压电材料，

其中，所述移动机构连接到所述单个超声换能器，所述移动机构被配置为机械地移动所述单个超声换能器，

其中，所述压电材料包括被配置为借助相位偏移将超声能量引导到距所述压电材料一个或多个焦深的多个位置处的多个部分；

所述压电材料被配置为通过施加所述超声能量而同时产生间隔的多个热凝聚点，其中，每个热凝聚点与相邻的热凝聚点分开，

其中，通过以不同的相位施加到所述压电材料的所述多个部分的对应信号来激励所述压电材料的所述多个部分的相位偏移；并且

其中，所述压电材料的所述多个部分被配置为响应于施加到所述单个超声换能器的电场分别产生多个对应的压电材料变化。

6. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统，被配置用于面部提升。

7. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统，被配置用于皱纹减少。

8. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统，被配置用于疤痕减少。

9. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统，被配置用于烧伤处理。

10. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统，被配置用于纹身去除。

11. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统，被配置用于静脉去除。

12. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,被配置用于对汗腺的处理。
13. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,被配置用于痤疮处理。
14. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,被配置用于颈部皱纹处理。
15. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,被配置用于脂肪治疗。
16. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,被配置用于阴道年轻化。
17. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,其中,第一组位置位于第一区域内,而第二组位置位于第二区域内,所述第一区域不同于所述第二区域。
18. 根据权利要求17所述的多焦点超声系统,其中,所述第一区域包括所述第一组位置的线性序列,而所述第二区域包括所述第二组位置的线性序列。
19. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,其中,热凝聚点的序列具有从0.01mm至25mm范围内的间距。
20. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,其中,所述单个超声换能器被配置为提供范围在1W至100W之间且频率为1MHz至10MHz的超声能量的声功率,从而以热方式加热组织,以形成所述热凝聚点。
21. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,其中,如果所述单个超声换能器被配置为使用振幅调制施加超声能量,则所述压电材料的所述多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声能量,其中,第一振幅不同于第二振幅。
22. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,其中,如果所述单个超声换能器被配置为使用振幅调制施加超声能量,则所述压电材料的至少一部分被配置为以两个或更多个声强度的振幅发射超声能量,并且其中,由所述压电材料的所述至少一部分发射的超声能量的振幅随时间变化。
23. 根据权利要求5所述的多焦点超声系统,其中,如果所述单个超声换能器被配置为使用相位偏移施加超声能量,则所述压电材料的所述多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声能量,其中,第一相位不同于第二相位。
24. 根据权利要求23所述的多焦点超声系统,其中,所述多个相位包括离散的相位值。
25. 一种用于借助单个超声换能器同时产生多个焦点区域的可更换的超声模块,所述超声模块用于超声处理并包括:
 - 单个超声换能器,所述单个超声换能器适于借助包含振幅调制、极化和相位偏移的群组中的至少一个在一个或多个焦深的多个位置处同时将聚焦超声治疗施加到组织,其中,所述单个超声换能器包括压电材料,所述压电材料包括多个部分,
其中,所述极化包括在所述压电材料的所述多个部分中提供的不同极化矩,
其中,所述相位偏移包括通过以不同相位的对应信号来激励所述压电材料的所述多个部分,并且所述压电材料的所述多个部分适于响应于施加到所述单个超声换能器的电场而产生多个对应的压电材料变化;并且
其中,所述多个位置定位成处理区域内的线性序列,
所述单个超声换能器适于通过施加治疗超声而同时在组织中产生多个热凝聚点,其中,每个单独的热凝聚点与相邻的热凝聚点分开处理间距。
 26. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,所述多个位置定位成处理区域内的线性序列,并且所述单个超声换能器包括单个超声换能元件。

27. 根据权利要求25-26中任一项所述的超声模块,其中,第一组位置位于第一处理区域内,而第二组位置位于第二处理区域内,所述第一处理区域不同于所述第二处理区域。

28. 根据权利要求27所述的超声模块,其中,所述第一处理区域包括所述第一组位置的线性序列,而所述第二处理区域包括所述第二组位置的线性序列。

29. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,所述单个超声换能器被配置为使用振幅调制施加超声治疗,由此所述压电材料的所述多个部分适于以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中,第一振幅不同于第二振幅。

30. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,所述单个超声换能器适于使用相位偏移施加超声治疗,由此所述压电材料的所述多个部分适于以多个声强度的相位发射超声治疗,其中,第一相位不同于第二相位。

31. 根据权利要求25-26中任一项所述的超声模块,其中,所述单个超声换能器适于:

使用振幅调整施加超声治疗,由此所述压电材料的所述多个部分适于以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中,第一振幅不同于第二振幅;和

使用相位偏移施加超声治疗,由此所述压电材料的所述多个部分适于以多个声强度的相位发射超声治疗,其中,第一相位不同于第二相位。

32. 根据权利要求30所述的超声模块,其中,所述多个相位包括离散的相位值。

33. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,所述多个压电材料变化包括压电材料的膨胀和压电材料的收缩中的至少一个。

34. 根据权利要求29所述的超声模块,其中,所述单个超声换能器的至少一部分适于以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗,并且其中,由所述单个超声换能器的所述至少一部分发射的超声治疗的振幅随时间变化。

35. 根据权利要求25所述的超声模块,还包括移动机构,其适于被编程以提供多个单独的处理区域之间的可变间距。

36. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,单独的处理区域的序列具有从0.01mm至25mm范围内的处理间距。

37. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,所述超声处理适于进行面部提升、前额提升、下颌提升、眼部治疗、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪治疗、阴道年轻化和痤疮治疗中的至少一个。

38. 根据权利要求25所述的超声模块,其中,所述单个超声换能器适于提供范围在1W至100W之间且频率为1MHz至10MHz的超声治疗的声功率。

39. 一种成像和处理系统,所述系统包括:

超声探头,其适于在多个焦深的多个位置处对组织进行超声成像和超声处理,包括:

适于耦合到所述超声探头的换能器模块,

其中,所述换能器模块包括:

成像换能器;和

单个超声换能器,所述单个超声换能器适于借助包含振幅调制、极化和相位偏移的群组中的至少一个在多个位置处同时将超声治疗施加到组织,所述单个超声换能器包括压电材料,所述压电材料包括多个部分,其中,不同的极化矩被提供在所述压电材料的所述多个

部分中,其中,通过具有不同相位的对应信号来激励所述压电材料的所述多个部分,其中,所述压电材料的所述多个部分适于响应于施加到所述单个超声换能器的电场而产生多个对应的压电材料变化,

移动机构,其适于在单独的热处理区域的至少一个序列中引导超声处理。

40.根据权利要求39所述的成像和处理系统,其中,所述多个位置定位成处理区域内的线性序列。

41.根据权利要求39所述的成像和处理系统,其中,第一组位置位于第一处理区域内,而第二组位置位于第二处理区域内,所述第一处理区域不同于所述第二处理区域。

42.根据权利要求41所述的成像和处理系统,其中,所述第一处理区域包括所述第一组位置的线性序列,而所述第二处理区域包括所述第二组位置的线性序列。

43.根据权利要求39所述的成像和处理系统,其中,所述单个超声换能器适于使用振幅调制施加超声治疗,由此所述压电材料的多个部分适于以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中,第一振幅不同于第二振幅。

44.根据权利要求39所述的成像和处理系统,其中,所述单个超声换能器适于使用相位偏移施加超声治疗,由此所述压电材料的多个部分适于以多个声强度的相位发射超声治疗,其中,第一相位不同于第二相位。

45.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,其中,所述换能器模块适于:

使用振幅调整施加超声治疗,由此所述压电材料的多个部分适于以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中,第一振幅不同于第二振幅;和

使用相位偏移施加超声治疗,由此所述压电材料的多个部分适于以多个声强度的相位发射超声治疗,其中,第一相位不同于第二相位。

46.根据权利要求45所述的成像和处理系统,其中,所述多个相位包括离散的相位值。

47.根据权利要求39所述的成像和处理系统,其中,所述多个压电材料变化包括压电材料的膨胀和压电材料的收缩中的至少一个。

48.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,其中,所述单个超声换能器的至少一部分适于以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗,并且其中,由所述单个超声换能器的所述至少一部分发射的超声治疗的振幅随时间变化。

49.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,其中,所述移动机构被编程以提供多个单独的处理区域之间的可变间距。

50.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,其中,单独的处理区域的序列具有从0.01mm至25mm范围内的处理间距。

51.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,还包括第一开关和第二开关,所述第一开关和第二开关包括用户操作的按钮或键。

52.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,还包括第一开关和第二开关中的至少一个,所述第一开关和第二开关中的至少一个通过手动操纵而激活。

53.根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,其中,处理功能适用于进行面部提升、前额提升、下颌提升、眼部治疗、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪治疗、阴道年轻化和痤疮治疗中的至少一个。

54. 根据权利要求39-44中任一项所述的成像和处理系统,其中,所述换能器模块适于提供范围在1W至100W之间且频率为1MHz至10MHz的超声治疗的声功率。

55. 一种用于借助单个超声换能器产生多个焦点的美学超声处理系统,所述系统包括:

超声探头,其包括单个超声换能器,所述单个超声换能器具有包括压电材料的超声换能元件,所述压电材料具有被配置为借助包含振幅调制、极化和相位偏移的群组中的至少一个在一个或多个焦深的多个位置处将超声治疗施加到组织的多个部分;和

耦合到所述超声探头以控制所述单个超声换能器的控制模块,其中,所述多个位置定位成在美容处理区域内的线性序列,

所述单个超声换能器被配置为通过施加治疗超声而同时地在组织中产生多个热凝聚点,其中,每个单独的热凝聚点与相邻的热凝聚点分开处理间距,

其中,为了通过振幅调制同时地产生所述多个热凝聚点,所述多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中,第一振幅不同于第二振幅,

其中,为了通过相位偏移同时地产生所述多个热凝聚点,所述多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗,其中,第一相位不同于第二相位,

并且其中,所述多个部分被配置为响应于施加到所述单个超声换能器的电场产生多个对应的压电材料变化。

56. 根据权利要求55所述的美学超声处理系统,其中,第一组位置位于第一美容处理区域内,而第二组位置位于第二美容处理区域内,所述第一美容处理区域不同于所述第二美容处理区域。

57. 根据权利要求56所述的美学超声处理系统,其中,所述第一美容处理区域包括所述第一组位置的线性序列,而所述第二美容处理区域包括所述第二组位置的线性序列。

58. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,其中,所述单个超声换能器被配置为:

使用振幅调整施加超声治疗,由此所述压电材料的多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中,第一振幅不同于第二振幅;和

使用相位偏移施加超声治疗,由此所述压电材料的多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗,其中,第一相位不同于第二相位。

59. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,其中,所述多个相位包括离散的相位值。

60. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,其中,所述多个压电材料变化包括压电材料的膨胀和压电材料的收缩中的至少一个。

61. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,其中,对于振幅调制,所述单个超声换能器的至少一部分被配置为以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗,并且其中,由所述单个超声换能器的所述至少一部分发射的超声治疗的振幅随时间变化。

62. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,还包括移动机构,其被配置为被编程以提供多个单独的美容处理区域之间的可变间距。

63. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,其中,单独的美容处理区域的序列具有从0.01mm至25mm范围内的处理间距。

64. 根据权利要求55-57中任一项所述的美学超声处理系统,其中,所述超声处理为面

部提升、前额提升、下颌提升、眼部治疗、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪治疗、阴道年轻化和痤疮处理中的至少一个。

用于多焦点超声治疗的装置和方法

[0001] 本专利申请是申请日为2014年1月28日、申请号为201410041501.4且题为“用于多焦点超声治疗的装置和方法”的发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 该申请要求2013年3月8日提交的美国临时申请61/774,785的优先权益,该临时申请的整个内容通过引用合并到此。

技术领域

[0004] 本发明的若干实施例总体涉及基于能量的无创处理,以便实现美容效果。例如,一些实施例总体涉及用于提供多个超声处理点或焦点区域的装置、系统和方法,以便安全有效地执行各种处理和/或成像过程。一些实施例涉及将超声治疗束分离为两个、三个、四个或更多个焦点区域,以便用调制和/或多相位调整(multiphasing)来执行各种处理和/或成像过程。一些实施例涉及将超声治疗束分离为两个、三个、四个或更多个焦点区域,以便用极化技术来执行各种处理和/或成像过程。在若干实施例中,提供了在美容和/或医疗过程中将超声治疗引导至多个焦点的装置和方法。

背景技术

[0005] 许多美容过程涉及可能需要有创手术的有创过程。病人不但不得不忍受数周的恢复时间,而且还频繁地被要求经历用于美容治疗的有风险的麻醉过程。

发明内容

[0006] 尽管基于能量的处理已经被公开用于美容以及医疗目的,但申请人不知道过程,除了申请人自己的研究工作,即使用定向且精确的超声,通过将超声治疗波束分离为两个、三个、四个或更多个焦点区域,以便执行各种处理和/或成像过程,以此经由热途径(pathway)引起可见且有效的美容结果,从而成功地实现美学效果。

[0007] 在本文中所公开的若干实施例中,无创超声被用来实现以下效果中的一个或更多个:面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、痤疮治疗以及丘疹减少。在若干实施例中,提供了颈部皱纹(décolletage)的处理。在另一实施例中,可以在脂肪组织(例如,脂肪)上使用该装置。在另一实施例中,系统、装置和/或方法可以应用于性区(例如,阴道年轻化和/或阴道收紧,例如用于收紧阴道的支持组织)。

[0008] 根据不同的实施例,一种美容超声处理系统和/或方法能够无创地产生单个或多个美容治疗区域和/或热凝聚点,其中超声聚焦在皮肤表面之下的组织中的处理区域中的一个或更多个位置上。一些系统和方法提供在组织中的不同位置处的美容治疗,例如在不同深度、高度、宽度和/或位置处。在一个实施例中,一种方法和系统包含多个深度换能器系统,其被配置为用于向多于一个的兴趣区域提供超声处理,例如在兴趣的深层处理区域、兴趣的浅层区域和/或兴趣的皮下区域中的至少两个之间。在一个实施例中,一种

方法和系统包含换能器系统,其被配置为用于向多于一个的兴趣区域提供超声处理,例如在组织中的兴趣区域的不同位置(例如,在固定或可变深度、长度、宽度、取向等)中的至少两个点之间。一些实施例可以将波束分离,以聚焦在用于美容处理区域和/或用于组织的兴趣区域的成像的两个、三个、四个或更多个焦点处。焦点的位置可以位于轴向、横向或组织内。一些实施例可以被配置为用于空间控制,例如通过焦点的位置、改变换能器到反射表面的距离和/或改变能量聚焦或未聚焦到兴趣区域的角度,和/或被配置为用于时间控制,例如通过控制换能器的频率、振幅和时序的改变。在一些实施例中,多个处理区域或焦点的位置具有极化、相位极化、两相位极化和/或多相位极化。在一些实施例中,多个处理区域或焦点的位置具有相位调整,例如在一个实施例中,具有电相位调整。因此,可以随着时间动态地控制处理区域的位置、兴趣区域中的处理区域或损伤的数量、形状、尺寸和/或体积以及热状态的变化。

[0009] 根据不同的实施例,一种美容超声处理系统和/或方法可以使用相位调制、极化、非线性声学和/或傅立叶变换中的一个或更多个来产生多个美容处理区域,从而产生具有一个或多个超声部分的任何空间周期性图案。在一个实施例中,系统以陶瓷水平使用极化同时或顺序地输送单个或多个处理区域。在一个实施例中,极化图案是焦深和频率的函数,并且使用奇或偶函数。在一个实施例中,过程可以用在两个或更多个维度上,以产生任何空间周期性图案。在一个实施例中,通过使用非线性声学和傅立叶变换,超声波束被轴向且横向分离,以显著减少处理时间。在一个实施例中,来自系统的调制和来自陶瓷或换能器的振幅调制可以用来顺序地或同时将多个处理区域放置在组织中。

[0010] 在一个实施例中,一种美学成像与处理系统包括超声探头,其包含超声换能器,超声换能器被配置为借助包含振幅调制极化和相位偏移中的至少一个,将超声治疗应用于焦深处的多个位置处的组织。在一个实施例中,系统包括控制模块,其耦合至用于控制超声换能器的超声探头。

[0011] 在不同的实施例中,多个位置以基本线性序列的方式位于美容处理区域内。在一个实施例中,第一组位置位于第一美容处理区域内,而第二组位置位于第二美容处理区域内,第一区域不同于第二区域。在一个实施例中,第一美容处理区域包括第一组位置的基本线性序列,而第二美容处理区域包括第二组位置的基本线性序列。在一个实施例中,超声换能器被配置为被配置为应用使用振幅调制的超声治疗,由此超声换能器的多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中第一振幅不同于第二振幅。在一个实施例中,超声换能器被配置为应用超声治疗相位偏移,由此超声换能器的多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗,其中第一相位不同于第二相位。在一个实施例中,超声换能器被配置为应用使用振幅调制的超声治疗,由此超声换能器的多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗,其中第一振幅不同于第二振幅,以及应用超声治疗相位偏移,由此超声换能器的多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗,其中第一相位不同于第二相位。在一个实施例中,多个相位包括离散的相位值。在一个实施例中,超声换能器包括压电材料,并且超声换能器的多个部分被配置为响应于施加到超声换能器的电场而产生多个对应的压电材料变化。在一个实施例中,多个压电材料变化包括材料膨胀和材料收缩中的至少一个。在一个实施例中,超声换能器的至少一部分被配置为以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗,并且其中由压电材料的至少一部分发射的超声治疗的振幅随着时间

变化。在一个实施例中，系统还包括移动机构，移动机构被配置为，被编程以在多个各热美容处理区域之间提供可变间距。在一个实施例中，一序列的各热美容处理区域具有在大约0.01mm至大约25mm范围内的处理间距。在不同的实施例中，超声处理是面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪处理、阴道年轻化和痤疮治疗中的至少一个。在一个实施例中，超声换能器被配置为提供范围在大约1W至大约100W之间且频率为大约1MHz至大约10MHz的超声治疗的声功率，从而以热方式加热组织，从而引起凝聚。

[0012] 在一个实施例中，一种用于美容治疗的美学成像与处理系统包括：超声探头和控制模块。超声探头包括第一开关、第二开关和移动机构，第一开关可操作地控制用于提供超声成像的超声成像功能，第二开关可操作地控制用于提供超声处理的超声处理功能，移动机构被配置为以至少一个序列的各热美容处理区域引导超声处理。在一个实施例中，系统还包括换能器模块。在一个实施例中，换能器模块被配置为用于超声成像和超声处理。在一个实施例中，换能器模块被配置为用于耦合至超声探头。在一个实施例中，换能器模块包括超声换能器，其被配置为将超声治疗应用于焦深处的多个位置处的组织。在一个实施例中，换能器模块被配置为可操作地耦合至第一开关、第二开关和移动机构中的至少一个。在一个实施例中，控制模块包括用于控制换能器模块的处理器和显示器。

[0013] 在不同的实施例中，多个位置以基本线性序列的方式位于美容处理区域内。在一个实施例中，第一组位置位于第一美容处理区域内，而第二组位置位于第二美容处理区域内，第一区域不同于第二区域。第一美容处理区域包括第一组位置的基本线性序列，而第二美容处理区域包括第二组位置的基本线性序列。在一个实施例中，换能器模块被配置为应用使用振幅调制的超声治疗，由此换能器模块的多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗，其中第一振幅不同于第二振幅。在一个实施例中，换能器模块被配置为应用超声治疗相位偏移，由此换能器模块的多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗，其中第一相位不同于第二相位。在一个实施例中，换能器模块被配置为应用使用振幅调制的超声治疗，由此换能器模块的多个部分被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗，其中第一振幅不同于第二振幅。在一个实施例中，换能器模块被配置为应用超声治疗相位偏移，由此换能器模块的多个部分被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗，其中第一相位不同于第二相位。在一个实施例中，多个相位包括离散的相位值。在一个实施例中，换能器模块被配置为换能器模块包括压电材料，并且换能器模块的多个部分被配置为响应于施加到换能器模块的电场而产生多个对应的压电材料变化。在一个实施例中，多个压电材料变化包括材料膨胀和材料收缩中的至少一个。在一个实施例中，换能器模块的至少一部分被配置为以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗，并且其中由换能器模块的至少一部分发射的超声治疗的振幅随着时间变化。在一个实施例中，移动机构被配置为，被编程以在多个各热美容治疗区域之间提供可变间距。在一个实施例中，一序列的各热美容处理区域具有在大约0.01mm至大约25mm范围内的处理间距。在一个实施例中，第一和第二开关包括用户可操作的按钮或键。在一个实施例中，第一开关和第二开关中的至少一个由控制模块激活。在一个实施例中，处理功能是面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪处理、阴道年轻化和痤疮治疗中的至少一个。在一个实施例中，换能器模

块被配置为提供范围在大约1W至大约100W之间且频率为大约1MHz至大约10MHz的超声治疗的声功率,从而以热方式加热组织,从而引起凝聚。

[0014] 在一个实施例中,一种处理系统包括控制装置和手棒,控制装置可操作地控制超声处理功能,以便提供超声处理,手棒被配置为以一序列的各热美容处理区域引导超声治疗。在一个实施例中,手棒包括换能器,其被配置为将超声治疗应用在焦深处的一位置处的组织,该位置位于热美容处理区域内,其中换能器被进一步配置为将超声治疗应用于焦深处的多个位置处的组织。

[0015] 在一个实施例中,一种用于进行美容过程的方法包括,将换能器模块与超声探头耦合,其中超声探头包括第一开关,以控制声成像,其中超声探头包括第二开关,以控制声治疗,用于引起多个各美容处理区域,其中超声探头包括移动机构,以在各美容处理区域之间提供期望的间距。在一个实施例中,该方法包括使换能器模块与对象的皮肤表面接触。在一个实施例中,该方法包括激活超声探头上的第一开关,从而通过换能器模块对皮肤表面之下的区域进行声成像。在一个实施例中,该方法包括激活超声探头上的第二开关,从而通过换能器模块以各美容处理区域的期望顺序对皮肤表面之下的区域进行声治疗,其中各美容处理区域的顺序由移动机构控制,其中换能器模块包括超声换能器,其被配置为将超声治疗应用于焦深处的多个位置处的组织。

[0016] 在一个实施例中,一种处理系统包括控制装置和手棒,控制装置可操作地控制超声处理功能,以便提供超声处理,手棒被配置为以一序列的各热美容处理区域引导超声治疗。在一个实施例中,手棒包括换能器,其被配置为将超声治疗应用于在焦深处的多个位置处的组织。

[0017] 在一个实施例中,美学成像与处理系统用于皮肤的无创美容处理。

[0018] 在一个实施例中,一种用于美容处理的美学成像与处理系统包含超声探头,该超声探头被配置为用于对焦深处的多个位置处的组织进行超声成像与超声处理。在一个实施例中,该超声探头包含换能器模块,该换能器模块被配置为用于耦合至超声探头,其中换能器模块包含超声换能器,该超声换能器被配置为将超声治疗施加在焦深处的多个位置处的组织。在一个实施例中,第一开关可操作地控制超声成像功能,以便提供超声成像。在一个实施例中,第二开关可操作地控制超声处理功能,以便提供超声治疗。在一个实施例中,移动机构被配置为以至少一个序列的各个热美容处理区域引导超声处理,其中换能器模块被配置为可操作地耦合至第一开关、第二开关和移动机构中的至少一个。在一个实施例中,控制模块包含用于控制换能器模块的处理器和显示器。在一个实施例中,模块是可移除的。例如,一些非限制性实施例换能器可以被配置为用于以下组织深度:1.5mm、3mm、4.5mm、6mm、小于3mm、1.5mm和3mm之间、1.5mm和4.5mm之间、多于4.5mm、多于6mm,以及在0.1mm-3mm、0.1mm-4.5mm、0.1mm-25mm、0.1mm-100mm范围内的任何地方,以及其中的任何深度。

[0019] 在各种实施例中,多个位置被布置为基本线性序列,位于美容处理区域内。在一个实施例中,第一组位置位于第一美容处理区域内,而第二组位置位于第二美容处理区域内,第一区域不同于第二区域。在一个实施例中,第一美容处理区域包含第一组位置的基本线性序列,而第二美容处理区域包含第二组位置的基本线性序列。在一个实施例中,换能器模块被配置为应用使用振幅调制的超声处理,由此换能器模块包含被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗的多个部分,其中第一振幅不同于第二振幅。在一个实施例中,换能器模

块被配置为应用超声治疗相位偏移,由此换能器模块包含被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗的多个部分,其中第一相位不同于第二相位。

[0020] 在一个实施例中,移动机构是运动机构。在各种实施例中,移动机构被配置为在模块或探头内移动换能器。在一个实施例中,换能器由换能器保持件保持。在一个实施例中,换能器保持件包括套筒,该套筒沿着运动限制轴承(例如,线性轴承,也就是棒(或杆))移动,以确保换能器的可重复线性移动。在一个实施例中,套筒是花键套,该花键套阻止围绕花键轴旋转,但是维持运动路径的任何导向是合适的。

[0021] 在一个实施例中,换能器保持件由运动机构驱动,该运动机构可以位于手柄中、位于模块中或位于探头中。在一个实施例中,运动机构400包括止转棒轭、移动构件和磁耦合件。在一个实施例中,磁耦合件帮助移动换能器。运动机构的一个益处是,它使得更高效、更准确和更精确地使用超声换能器,以便进行成像和/或治疗目的。这种类型的运动机构与固定在外壳中的空间中的多个换能器的固定阵列相比的一个优势是,固定阵列是固定距离隔开的。

[0022] 通过将换能器放置在控制器控制件下面的轨道(例如线性轨道)上,除了高效性、准确性和精确性之外,系统和装置的实施例还提供适应性和灵活性。可以实时和几乎实时地调整沿着由运动机构控制的运动的成像和处理定位。除了能够基于由运动机构可能进行的递增调整来选择几乎任何分辨率之外,如果成像检测到异常或者评价(merit)处理间距和目标的变化的条件,则还可以进行调整。在一个实施例中,一个或多个传感器可以被包括在模块中。在一个实施例中,一个或多个传感器可以被包括在模块中以确保移动构件和换能器保持件之间的机械耦合确实被耦合。在一个实施例中,可以将编码器设置在换能器保持件的顶部上,并且可以将传感器定位在一部分模块中,或反之亦然(交換)。

[0023] 在各种实施例中,传感器是磁传感器,巨磁阻效应(GMR)传感器或霍尔效应传感器,并且编码器是磁铁、一批磁铁或多极磁条。传感器可以被设置为换能器模块原始(home)位置。在一个实施例中,传感器是接触式压力传感器。在一个实施例中,传感器是在装置表面上的感测患者上的装置或换能器的位置的传感器。在各种实施例中,传感器可以用于以一维、二维或三维方式映射装置或装置中的部件的位置。在一个实施例中,传感器被配置为感测装置(或其中的部件)和患者之间的位置、角度、倾斜度、取向、放置、高度或其他关系。在一个实施例中,传感器包括光学传感器。在一个实施例中,传感器包括滚球传感器。在一个实施例中,传感器被配置为以一维、二维和/或三维方式映射位置,从而计算对患者的皮肤或组织的处理区域或处理线之间的距离。

[0024] 运动机构可以是可认为对换能器的移动有用的所有运动机构。本文有用的运动机构的其他实施例可以包括蜗轮等。在各种实施例中,运动机构位于模块200中。在各种实施例中,运动机构可以提供线性、旋转、多维运动或致动,并且运动可以包括空间中的点和/或取向的任何集合。可以根据若干实施例使用运动的各种实施例,包括但不限于直线、圆形、椭圆形、弧形、螺旋形、空间中的一个或多个点的集合,或任何其他一维、二维或三维位置和姿势运动实施例。运动机构的速度可以是固定的,或者可以是由用户可调节控制的。在一个实施例中,运动机构针对成像序列的速度可以不同于针对处理序列的速度。在一个实施例中,运动机构的速度是由控制器可控制的。

[0025] 在各种实施例中,换能器模块被配置为应用使用振幅调制的超声治疗,由此换能

器模块包含被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗的多个部分,其中第一振幅不同于第二振幅;以及应用超声治疗相位偏移,由此换能器模块包含被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗的多个部分,其中第一相位不同于第二相位。

[0026] 在一个实施例中,多个相位包含离散的相位值。在一个实施例中,换能器模块包含压电材料,并且换能器模块的多个部分被配置为响应于施加到换能器模块的电场而产生多个对应的压电材料变化。在一个实施例中,多个压电材料变化包含材料膨胀和材料收缩中的至少一个。在一个实施例中,换能器模块包含被配置为以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗的至少一部分,并且其中由换能器模块的该至少一部分发射的超声治疗的振幅随着时间变化。

[0027] 在一个实施例中,移动机构被配置为被编程以在多个各热美容处理区域之间提供可变间距。在一个实施例中,一序列的各热美容处理区域具有从大约0.01mm至大约25mm范围内的处理间距(例如,1mm、1.5mm、2mm、1-5mm)。在一个实施例中,第一和第二开关包含用户可操作的按钮或键。在一个实施例中,第一开关和第二开关中的至少一个由所述控制模块激活。

[0028] 在各种实施例中,处理功能是面部提升、前额提升、下颌提升、眼部治疗、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪治疗、阴道年轻化和痤疮治疗中的至少一个。在一个实施例中,换能器模块被配置为提供范围在大约1W至大约100W之间(例如,5-40W、10-50W、25-35W)且频率为大约1MHz至大约10MHz的超声治疗的声功率,从而以热方式加热组织,从而引起凝聚。在一个实施例中,声功率可以是从1W到大约100W的范围且频率范围是从大约1MHz到大约12MHz(例如,4MHz、7MHz、10MHz、4-10MHz),或者声功率可以是从大约10W到大约50W且频率范围从大约3MHz到大约8MHz。在一个实施例中,声功率是大约40W且频率是大约4.3MHz,并且声功率是大约30W且频率是大约7.5MHz。由该声功率产生的声能量可以在大约0.01焦耳(J)到大约10J之间或者在大约2J到大约5J之间。在一个实施例中,声能量处于小于大约3J的范围。

[0029] 在各种实施例中,一种多焦点超声处理系统包含:控制装置,该控制装置可操作地控制超声处理功能,以便提供超声处理;以及手棒,该手棒被配置为以一序列的各热美容处理区域引导超声处理。该手棒包含换能器,该换能器被配置为将超声治疗应用在焦深处的位置处的组织,该位置位于热美容处理区域内,其中换能器被进一步配置为同时在焦深处的多个位置处将超声治疗应用于组织。

[0030] 在各种实施例中,一种美学成像与多焦点处理系统包含:超声探头,其包含超声换能器,超声换能器被配置为借助包含振幅调制极化和相位调整的群组中的至少一个,将超声治疗应用于焦深处的多个位置处的组织;以及控制模块,其耦合至超声探头,用于控制超声换能器。在一个实施例中,多个位置被布置为基本线性序列,位于美容处理区域内。在一个实施例中,第一组位置位于第一美容处理区域内,而第二组位置位于第二美容处理区域内,第一区域不同于第二区域。在一个实施例中,第一美容处理区域包含第一组位置的基本线性序列,而第二美容处理区域包含第二组位置的基本线性序列。在一个实施例中,超声换能器被配置为应用使用振幅调制的超声治疗,由此超声换能器包含被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗的多个部分,其中第一振幅不同于第二振幅。在一个实施例中,超声换

能器被配置为应用超声治疗相位偏移,由此超声换能器包含被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗的多个部分,其中第一相位不同于第二相位。在一个实施例中,超声换能器被配置为:应用使用振幅调制的超声治疗,由此超声换能器包含被配置为以多个声强度的振幅发射超声治疗的多个部分,其中第一振幅不同于第二振幅;以及应用超声治疗相位偏移,由此超声换能器包含被配置为以多个声强度的相位发射超声治疗的多个部分,其中第一相位不同于第二相位。在一个实施例中,多个相位包含离散的相位值。

[0031] 在一个实施例中,超声换能器包含压电材料,并且超声换能器的多个部分被配置为响应于施加到超声换能器的电场而产生多个对应的压电材料变化。在一个实施例中,多个压电材料变化包含压电材料膨胀和压电材料收缩中的至少一个。在一个实施例中,超声换能器包含被配置为以两个或更多个声强度的振幅发射超声治疗的至少一部分,并且其中由压电材料的该至少一部分发射的超声治疗的振幅随着时间变化。在一个实施例中,该系统还包含移动机构,移动机构被配置为被编程以在多个各热美容处理区域之间提供可变间距。在一个实施例中,一序列的各热美容处理区域具有在大约0.01mm至大约25mm范围内的处理间距。在一个实施例中,超声处理是面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪处理、阴道年轻化和痤疮处理中的至少一个。在一个实施例中,超声换能器被配置为提供范围在大约1W至大约100W之间且频率为大约1MHz至大约10MHz的超声治疗的声功率,从而以热方式加热组织,从而引起凝聚。

[0032] 在各种实施例中,一种处理系统包含:可操作地控制超声处理功能以便提供超声处理的控制装置;以及被配置为以一序列的各热美容处理区域引导超声治疗的手棒。在一个实施例中,手棒包含被配置为同时将超声治疗应用于在焦深处的一位置处的组织的换能器。

[0033] 在各种实施例中,一种用于执行不由医生执行的美容过程的系统,该系统包含超声探头,该超声探头包含换能器模块。在一个实施例中,换能器模块包含被配置为借助包含振幅调制极化和相位偏移的群组中的至少一个而将超声治疗应用于焦深处的多个位置处的组织的超声换能器。在一个实施例中,超声探头包含用于控制声成像的第一开关,超声探头包含用于控制声处理以引起多个各美容治疗区域的第二开关,并且超声探头包含在各美容治疗区域之间提供期望的间距的移动机构。

[0034] 在各种实施例中,一种用于美容处理中的美学成像与处理系统包括超声探头。在一个实施例中,换能器模块包括被配置为通过透声构件中的孔应用超声治疗以在组织中在焦深处形成热凝聚点(TCP)的超声换能器。在一个实施例中,第一开关可操作地控制超声成像功能以便提供超声成像,第二开关可操作地控制超声处理功能以便提供超声处理,并且移动机构被配置为以至少一个序列的各热美容处理区域引导超声处理。在各种实施例中,换能器模块被配置用于超声成像和超声处理两者,换能器模块被配置用于耦合到超声探头,换能器模块被配置为可操作地耦合到第一开关、第二开关和移动机构中的至少一个。在一个实施例中,控制模块包括用于控制换能器模块的处理器和显示器。

[0035] 在一个实施例中,多个位置被布置为基本线性序列,位于美容处理区域内。在一个实施例中,第一组位置位于第一美容处理区域内,而第二组位置位于第二美容处理区域内,第一区域不同于第二区域。在一个实施例中,第一美容处理区域包括第一组位置的基本线

性序列,而第二美容处理区域包括第二组位置的基本线性序列。在一个实施例中,移动机构被配置为在多个各热美容处理区域之间提供固定间距。在一个实施例中,一序列的各热美容处理区域具有从大约0.01mm至25mm的范围内的处理间距。在一个实施例中,第一和第二开关包括用户可操作的按钮或键。在一个实施例中,处理功能是面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪处理、阴道年轻化和痤疮处理中的至少一个。在一个实施例中,换能器模块被配置为提供范围在大约1W至大约100W之间且频率为大约1MHz至大约10MHz的超声治疗的声功率,从而以热方式加热组织,从而引起凝聚。

[0036] 在各种实施例中,一种美容处理系统包括:可操作地控制超声处理功能以便向皮肤表面之下的不同深度提供超声处理的控制装置;以及被配置为在皮肤表面之下在两个或更多个焦深处引导超声处理的手棒,所述手棒被配置为连接被配置为向皮肤表面之下的两个或更多个焦深应用超声处理的至少两个可交换的换能器模块,其中换能器模块中的每一个被配置为产生一个或更多个序列的热凝聚点(TCP)。

[0037] 在一个实施例中,该系统还包括被配置为对皮肤表面之下至少一个深度提供成像的成像换能器。在一个实施例中,该系统还包括被配置为将各离散的热损伤序列布置为线性序列的移动机构。在一个实施例中,换能器模块包括被配置为以大约1W至大约100W之间的范围和大约1MHz至大约10MHz的频率提供超声治疗的至少一个换能器模块。在一个实施例中,换能器模块包括一个被配置为在3mm的深度处提供治疗的换能器模块。在一个实施例中,换能器模块包括一个被配置为在4.5mm的深度处提供治疗的换能器模块。

[0038] 在一个实施例中,至少两个可交换的换能器模块包括被配置为借助第一治疗换能元件而在皮肤表面之下第一焦深处进行处理的第一可交换的换能器模块,并且其中至少两个可交换的换能器模块包括被配置为借助第二治疗换能元件而在皮肤表面之下第二焦深处进行处理的第二可交换的换能器模块,其中手棒被配置为一次连接到第一可交换的换能器模块和第二可交换的换能器模块中的一个,其中系统进一步包括显示皮肤表面之下第一焦深的第一图像和皮肤表面之下第二焦深的第二图像的显示器。

[0039] 在一个实施例中,手棒被配置为一次连接到至少两个可交换的换能器模块中的一个,该至少两个可交换的换能器模块包括被配置为借助单个第一超声治疗元件而在皮肤表面之下第一焦深处进行处理的第一模块以及被配置为借助单个第二超声治疗元件而在皮肤表面之下第二焦深处进行处理的第二模块。在一个实施例中,产生一个或更多个序列的热凝聚点(TCP)包括产生多个线性序列的热凝聚点(TCP)。

[0040] 在一个实施例中,成像换能器被配置为对皮肤表面之下至少一个深度提供成像,其中各热美容处理区域是各离散的损伤,并且系统进一步包括将各离散的损伤序列布置为线性序列的移动机构,其中换能器模块包括被配置为以大约1W至大约100W之间的范围和大约1MHz至大约10MHz的频率提供超声治疗的至少一个换能器模块,其中换能器模块包括一个被配置为在3mm或4.5mm的深度处提供治疗的换能器模块,以及其中处理功能是面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤处理、纹身去除、皮肤收紧、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、脂肪处理、阴道年轻化和痤疮处理中的至少一个。

[0041] 在本文中所描述的若干实施例中,该过程完全是美容,并不是医疗行为。例如,在

一个实施例中,在本文中所描述的方法不需要由医生进行,而是在水疗或其他美学机构进行。在一些实施例中,一种系统能够用于皮肤的无创美容处理。

[0042] 另外,参照在本文中所提供的描述,可应用的领域将会变得显而易见。应当理解,描述和具体示例的目的仅在于图示说明,并不是限制在本文中所公开的实施例的范围。

附图说明

[0043] 在本文中所描述的附图仅用于图示说明的目的,并不意欲以任何方式限制本公开的范围。从详细的描述以及附图,将会更充分地理解本发明的实施例,其中:

[0044] 图1是根据本发明的各种实施例的超声系统的示意图。

[0045] 图2是根据本发明的各种实施例的耦合至感兴趣区域的超声系统的示意图。

[0046] 图3是根据本发明的各种实施例的换能器的一部分的示意局部剖面图。

[0047] 图4是根据本发明的各种实施例的超声系统的局部剖面侧视图。

[0048] 图5A-5D是根据本发明的若干实施例的图示说明到达各种换能器的焦点的时间延迟的曲线图。

[0049] 图6A-6C是根据本发明的若干实施例的图示说明到达各种换能器的焦点的相位延迟的曲线图。

[0050] 图7A-7C是根据本发明的若干实施例的图示说明到达各种换能器的焦点的量化的相位延迟的曲线图。

[0051] 图8A-8B是根据本发明的若干实施例的图示说明到达各种换能器的焦点的量化的相位延迟分布的曲线图。

[0052] 图9是根据本发明的实施例的极化的压电材料的特性的示意图。

[0053] 图10A-10B是根据本发明的若干实施例的图示说明振幅调制的近似度的曲线图。

[0054] 图11A-11H是根据本发明的若干实施例的图示说明调制函数和对应的强度分布的示意图和曲线图。

[0055] 图12A-12D是根据本发明的若干实施例的图示说明调制函数和对应的强度分布的曲线图。

[0056] 图13是根据本发明的实施例的两相位系统的示意图。

[0057] 图14是根据本发明的实施例的可选择的四相位系统的示意图。

[0058] 图15是根据本发明的实施例的图示说明离散相位系统的性能的曲线图。

[0059] 图16A-16B是根据本发明的若干实施例的图示说明离散相位系统在各种焦点处的性能的曲线图。

[0060] 图17A-17D是根据本发明的若干实施例的混合系统的示意图和图示说明其性能的曲线图。

[0061] 图18是根据本发明的实施例的两相位可切换系统的示意图。

[0062] 图19A-19C是根据本发明的实施例的在焦点之前的强度分布的曲线图。

[0063] 图20A-20C是根据本发明的实施例的在焦点处的强度分布的曲线图。

[0064] 图21是根据本发明的实施例的振幅调制孔图案的示意图。

[0065] 图22A-22C是根据本发明的实施例的在焦点之前的来自振幅调制的孔的强度分布的曲线图。

[0066] 图23A-23C是根据本发明的实施例的在焦点处的来自振幅调制的孔的强度分布的曲线图。

[0067] 图24是根据本发明的实施例的具有变化状态的振幅调制的孔图案的示意图。

[0068] 图25A-25D是根据本发明的实施例的在焦点之前的来自具有变化状态的振幅调制的孔的强度分布的曲线图。

[0069] 图26A-26C是根据本发明的实施例的在焦点处的来自具有变化状态的振幅调制的孔的强度分布的曲线图。

[0070] 图27A是根据本发明的实施例的具有两个变化水平的振幅调制的孔的示意图。

[0071] 图27B是根据本发明的实施例的图27A的示意图的状态转换表。

[0072] 图28A是根据本发明的实施例的具有三个变化水平的振幅调制的孔的示意图。

[0073] 图28B是根据本发明的实施例的图28A的示意图的状态转换表。

[0074] 图29A是根据本发明的实施例的具有四个变化水平的振幅调制的孔的示意图。

[0075] 图29B是根据本发明的实施例的图29A的示意图的状态转换表。

具体实施方式

[0076] 以下描述说明了实施例的示例，并不是意欲限制本发明或其教导、应用或其用途。应当理解，在这些附图中，对应的参考编号表示类似的或对应的零件或特征。对本发明的各种实施例中指出的具体示例的描述仅意在图示说明的目的，并不是意欲限制在本文中所公开的发明的范围。而且，具有陈述的特征的多个实施例的详述并不是意欲排除具有另外的特征的其他实施例或包含陈述的特征的不同组合的其他实施例。另外，一个实施例中的特征（例如在一个附图中）可以与其他实施例的描述（以及附图）组合。

[0077] 在各种实施例中，用于组织的超声处理的系统和方法被配置为提供美容处理。在各种实施例中，用超声能量无创地处理在皮肤表面之下或甚至在皮肤表面处的组织，例如表皮、真皮、筋膜、肌肉、脂肪和浅肌肉腱膜系统（“SMAS”）。超声能量可以被聚焦在一个或更多个处理点处，可以不聚焦和/或散焦，并且可以应用于含有表皮、真皮、下皮、筋膜、肌肉、脂肪和SMAS中的至少一个的兴趣区域，以实现美容和/或治疗效果。在各种实施例中，系统和/或方法提供了通过热疗、凝聚、消融和/或收紧对组织的无创皮肤病学处理。在本文中所公开的若干实施例中，无创超声被用来实现以下效果中的一个或更多个：面部提升、前额提升、下颌提升、眼部处理、皱纹减少、疤痕减少、烧伤治疗、纹身去除、静脉去除、静脉减少、对汗腺的处理、多汗症的处理、雀斑去除、痤疮处理以及丘疹去除。在一个实施例中，实现了脂肪减少。在一个实施例中，处理了颈部皱纹（décolletage）。在一些实施例中，两个、三个或更多个有益效果在同一疗程期间被实现，并且可以被同时实现。在另一实施例中，可以在脂肪组织（例如，脂肪）上使用装置。在另一实施例中，系统、装置和/或方法可以应用于性区（例如，应用于阴道，以便阴道年轻化和/或阴道收紧，诸如用于收紧阴道的支持组织）。

[0078] 本发明的各种实施例涉及控制向组织输送能量的装置或方法。在各种实施例中，能量的各种形式可以包括声、超声、光、激光、射频（RF）、微波、电磁、辐射、热、低温、电子波束、基于光子、磁、磁共振和/或其他能量形式。本发明的各种实施例涉及将超声能量波束分离为多波束的装置或方法。在各种实施例中，装置或方法能够被用来在任何过程中改变超声能输送，例如但不限于治疗超声、诊断超声、使用超声的无损检测（NDT）、超声焊接、涉

及将机械波耦合至物体的任何应用以及其他过程。一般来说,借助治疗超声,通过使用自孔的聚焦技术集中声能来实现组织效果。在一些情况下,高强度聚焦超声(HIFU)以此方式用于治疗目的。在一个实施例中,治疗超声在特定深度处的应用所产生的组织效果可以被称为热凝聚点(TCP)的产生。通过在特定位置处产生TCP,组织的热和/或机械消融能够无创地或远程地发生。

[0079] 在一个实施例中,能够在线性或基本线性区域,或者以线性或基本线性顺序产生TCP,其中每个TCP与相邻的TCP分开一治疗间距。在一个实施例中,能够在处理区中产生多个TCP序列。例如,能够沿第一线性序列以及与第一线性序列分开一治疗距离的第二线性序列形成TCP。尽管能够通过以单个TCP的某一序列或多个序列产生各个TCP来实施使用治疗超声进行处理,但可能期望减少病人经历的处理时间和对应的疼痛和/或不适的风险。通过同时、几乎同时或顺序地形成多个TCP能够减少治疗时间。在一些实施例中,通过产生多个TCP能够使处理时间减少10%、20%、25%、30%、35%、40%、4%、50%、55%、60%、65%、70%、75%、80%或更多。

[0080] 本发明的各种实施例解决了由超声治疗的实施引起的潜在挑战。在各种实施例中,减少了针对期望的临床方法在目标组织处形成TCP以便进行期望的美容和/或治疗处理的时间。在各种实施例中,目标组织是但不限于,皮肤、眼睑、眼睫毛、眼眉、泪阜、鱼尾纹、皱纹、眼、鼻、嘴、舌、牙、牙龈、耳、脑、心脏、肺、肋骨、腹部、胃、肝、肾、子宫、乳房、阴道、前列腺、睾丸、腺体、甲状腺、内脏、头发、肌肉、骨、韧带、软骨、脂肪、脂肪粒(labuli)、脂肪组织、皮下组织、植入的组织、植入的器官、淋巴、肿瘤、囊肿、脓肿或部分神经中的任一种,或其任意组合。

[0081] 在一些实施例中,振幅调制和/或离散的相位调整技术能够应用于被配置为发射超声能量的孔。这能够将由孔发射的超声波束分离为多波束,这可以同时、基本同时或顺序地将超声能量输送至多个位置或焦点。在一些实施例中,振幅调制能够与如下技术组合,所述技术被配置为改变孔的调制状态,以便降低输送至位于焦点之前和/或之后的组织的超声能量的强度。在各种实施例中,能够使治疗时间减少1-24%、1-26%、1-39%、1-50%或大于50%。

[0082] 在美国申请12/996,616中描述了超声处理和成像装置的各种实施例,该申请在2011年5月12日被公布为美国公开2011-0112405,根据35U.S.C. §371,其为2009年6月5日提交并在2009年12月10日用英语公开的国际申请PCT/US2009/046475的美国国家阶段,其要求2008年6月6日提交的美国临时申请61/059,477的优先权益,上述申请中的每一个均通过引用合并到此。

[0083] 系统概述

[0084] 参照图1中的图示,超声系统20的实施例包括手棒100、模块200和控制器300。手棒100可以通过接口130耦合至控制器300,接口130可以是有线或无线接口。接口130可以通过连接器145耦合至手棒100。接口130的远端可以连接至电路345上的控制器连接器。在一个实施例中,接口130可以将可控电力从控制器300传输至手棒100。

[0085] 在不同的实施例中,控制器300可以被配置为与手棒100和模块200以及整个超声系统20功能性一起工作。在不同的实施例中,多个控制器300、300'、300''等可以被配置为与多个手棒100、100'、100''等和/或多个模块200、200'、200''等一起工作。控制器300可以包括

交互式图形显示器310，其可以包括允许用户与超声系统20交互的触摸屏监视器和图形用户界面(GUI)。如图所示，图形显示器315包括触摸屏接口315。在不同的实施例中，显示器310设定并显示工作条件，包括设备激活状态、处理参数、系统消息与提示，以及超声图像。在不同的实施例中，控制器300可以被配置为包括，例如，具有软件和输入/输出装置的微处理器、用于控制电子和/或机械扫描和/或换能器的多路复用和/或换能器模块的多路复用的系统和装置、用于电力输送的系统、用于监测的系统、用于感测探头和/或换能器的空间位置和/或换能器模块的多路复用的系统，和/或用于处理用户输入和记录处理结果的系统等。在不同的实施例中，控制器300可以包括系统处理器和各种模拟和/或数字控制逻辑，例如微控制器、微处理器、现场编程门阵列、计算机板卡和相关联的部件中的一个或更多个，相关联的部件包括固件和控制软件，其能够与用户控制器和接口电路以及输入/输出电路和系统交互，以便进行通信、显示、接口、存储、归档和其他有用的功能。在系统进程上运行的系统软件可以被配置为控制所有初始化、时序、水平设定、监测、安全监测和用于完成用户定义的处理目标的所有其他超声系统功能。另外，控制器300可以包括各种输入/输出模块(例如开关、按钮等)，其还可以被适当地配置为控制超声系统20的工作。

[0086] 如在图1中所图示说明的，在一个实施例中，控制器300可以包括一个或更多个数据端口390。在不同的实施例中，数据端口390可以是USB端口、蓝牙端口、红外数据端口、并行端口、串行端口等。数据端口390可以位于控制器300的前面、侧面和/或后面，并且可以用于访问存储装置、打印装置、计算装置等。超声系统20可以包括锁395。在一个实施例中，为了操作超声系统20，锁395应当被解锁，使得可以激活电源开关393。在一个实施例中，锁395可以经由数据端口390(例如，USB端口)可连接至控制器300。可以通过将访问密匙(例如，USB访问密匙)、硬件电子狗等插入数据端口390中来使锁395解锁。控制器300可以包括急停按钮392，其可以容易地用于紧急停用。

[0087] 在一个实施例中，手棒100包括一个或更多个手指激活的控制器或开关，例如150和160。在一个实施例中，手棒100可以包括可移除模块200。在其他实施例中，模块200可以是不可移除的。模块200可以使用闩锁或耦合器140机械耦合至手棒100。接口导向装置235可以用于辅助模块200到手棒100的耦合。模块200可以包括一个或更多个超声换能器。在一些实施例中，超声换能器包括一个或更多个超声元件。模块200可以包括一个或更多个超声元件。手棒100可以包括仅成像模块、仅处理模块、成像且处理模块等。在一个实施例中，控制模块300可以经由接口130耦合至手棒100，并且图形用户界面310可以被配置为用于控制模块200。在一个实施例中，控制模块300可以向手棒100提供电力。在一个实施例中，手棒100可以包括电源。在一个实施例中，开关150可以被配置为用于控制组织成像功能，而开关160可以被配置为用于控制组织处理功能。

[0088] 在一个实施例中，模块200可以耦合至手棒100。模块200可以发射并接收能量，例如超声能量。模块200可以电子耦合至手棒100，并且这种耦合可以包括与控制器300通信的接口。在一个实施例中，接口导向装置235可以被配置在模块200与手棒100之间提供电子通信。模块200可以包含各种探头(probe)和/或换能器配置。例如，模块200可以被配置为用于结合的双模式成像/治疗换能器、耦合的或共封装的成像/治疗换能器、分开的治疗与成像探头等。在一个实施例中，当模块200被插入或连接至手棒100时，控制器300自动检测模块200，并更新交互式图形显示器310。

[0089] 在不同的实施例中,用超声能量无创地处理在皮肤表面之下或甚至在皮肤表面处的组织,例如表皮、真皮、下皮、筋膜和浅肌肉腱膜系统(“SMAS”)和/或肌肉。组织还可以包括血管和/或神经。超声能量可以被聚焦、不聚焦或散焦,以及应用于含有表皮、真皮、下皮、筋膜和SMAS中的至少一个的兴趣区域,以实现治疗效果。图2是耦合至兴趣区域10的超声系统20的示意图。在不同的实施例中,兴趣区域10的组织层可以是对象的身体的任何部分。在一个实施例中,组织层是在对象的头部和面部区域中。兴趣区域10的组织横截面部分包括皮肤表面501、表皮层502、真皮层503、脂肪层505、浅肌肉腱膜系统507(在下文中称为“SMAS 507”)和肌肉层509。组织还可以包括下皮504,其可以包括在真皮层503之下的任何组织。这些层的总的组合可以被称为皮下组织510。同样,在图2中图示的是在表面501之下的处理区域525。在一个实施例中,表面501可以是对象500的皮肤的表面。尽管涉及在组织层处的治疗的实施例在本文中可以用作示例,但系统可以应用于身体中的任何组织。在不同的实施例中,系统和/或方法可以在面部、颈部、头部、手臂、腿部或身体中的任何其他位置的肌肉(或其他组织)上使用。

[0090] 参照图2中的图示,超声系统20的实施例包括手棒100、模块200和控制器300。在一个实施例中,模块200包括换能器280。图3图示说明了具有换能器280的超声系统20的实施例,换能器280被配置为处理在焦深278处的组织。在一个实施例中,焦深278是换能器280与进行处理的目标组织之间的距离。在一个实施例中,针对给定的换能器280,焦深278是固定的。在一个实施例中,针对给定的换能器280,焦深278是可变的。

[0091] 参照图4中的图示,模块200可以包括换能器280,其可以发射能量通过透声构件230。在不同的实施例中,深度可以指代焦深278。在一个实施例中,换能器280可以具有偏移距离270,其为换能器280与透声构件230的表面之间的距离。在一个实施例中,换能器280的焦深278相距换能器是固定距离。在一个实施例中,换能器280可以具有从换能器到透声构件230的固定偏移距离270。在一个实施例中,透声构件230被配置在模块200或超声系统20上的一位置处,以便接触皮肤表面501。在不同的实施例中,焦深278超过偏移距离270一个量,这个量对应于位于皮肤表面501之下组织深度279处的目标区域处的处理。在不同的实施例中,当超声系统20被放置为与皮肤表面501物理接触时,组织深度279为透声构件230与目标区之间的距离,其被测量为从手棒100或模块200表面的(通过或不通过声耦合凝胶、介质等)接触皮肤的部分到目标区域的距离以及从该皮肤表面接触点到目标区域的组织中的深度。在一个实施例中,焦深278可以对应于偏移距离270(其测量至与耦合介质和/或皮肤501接触的透声构件230的表面)加上在皮肤表面501之下到目标区域的组织深度279的总和。在不同的实施例中,不使用透声构件230。

[0092] 耦合部件可以包含各种物质、材料和/或装置,以有助于换能器280或模块200耦合到兴趣区域。例如,耦合部件可以包含声耦合系统,其被配置为用于超声能量与信号的声耦合。具有可能的连接(例如歧管)的声耦合系统可以用于将声耦合到兴趣区域内,提供液体或流体填充的透镜聚焦。耦合系统可以通过使用一种或更多种耦合介质来有助于这种耦合,所述耦合介质包括空气、气体、水、液体、流体、凝胶、固体、非凝胶和/或其任意组合,或者允许信号在换能器280与兴趣区域之间传输的任何其他介质。在一个实施例中,一种或更多种耦合介质被提供在换能器内部。在一个实施例中,流体填充的模块200在外壳内部含有一种或更多种耦合介质。在一个实施例中,流体填充的模块200在密封的外壳内部含有

一种或更多种耦合介质,其与超声装置的干燥部分分开。在不同的实施例中,耦合介质被用来以100%、99%或更多、98%或更多、95%或更多、90%或更多、80%或更多、75%或更多、60%或更多、50%或更多、40%或更多、30%或更多、25%或更多、20%或更多、10%或更多和/或5%或更多的传输效率在一个或更多个装置与组织之间传输超声能量。

[0093] 在不同的实施例中,换能器280可以成像并且处理在任何合适的组织深度279处的兴趣区域。在一个实施例中,换能器模块280可以提供大约1W或更少、大约1W至大约100W之间以及大于大约100W范围内的声功率。在一个实施例中,换能器模块280可以提供频率为大约1MHz或更少、大约1MHz至大约10MHz之间以及大于大约10MHz的声功率。在一个实施例中,模块200具有在皮肤表面501之下大约4.5mm的组织深度279处进行处理的焦深278。换能器280或模块200的一些非限制性实施例可以被配置为用于在3mm、4.5mm、6mm、小于3mm、3mm与4.5mm之间、4.5mm与6mm之间、大于4.5mm、大于6mm等组织深度处,以及在0-3mm、0-4.5mm、0-6mm、0-25mm、0-100mm等范围内的任何地方和其中的任何深度处输送超声能量。在一个实施例中,超声系统20提供有两个或更多个换能器模块280。例如,第一换能器模块可以在第一组织深度(例如,大约4.5mm)处应用处理,第二换能器模块可以在第二组织深度(例如,大约3mm)处应用处理,而第三换能器模块可以在第三组织深度(例如,大约1.5-2mm)处应用处理。在一个实施例中,至少一些或所有换能器模块可以被配置为在基本相同的深度处应用处理。

[0094] 在不同的实施例中,改变超声过程的焦点位置的数量(例如,随着改变组织深度279)可以是有利的,这是因为,即使换能器270的焦深278是固定的,其也允许以变化的组织深度处理患者。这可以提供协同结果,并且最大化单个疗程的临床效果。例如,在单个表面区域之下的多个深度处进行处理允许更大的组织处理的总体积,这使胶原蛋白形成与收紧增强。另外,在不同深度处进行处理影响不同类型的组织,由此产生不同的临床效果,这些临床效果一起提供了增强的总美容结果。例如,浅层处理可以降低皱纹的可见性,而更深的处理可以减少更多胶原蛋白生长的形成。同样,在相同或不同深度的不同位置处进行处理可以改善处理。

[0095] 尽管在一些实施例中,在一个疗程中对对象在不同位置处进行处理可以是有利的,但在其他实施例中,按时间顺序处理可以是有益的。例如,在同一表面区域下,可以在一个深度处以时间一、在第二深度处以时间二等处理对象。在不同的实施例中,时间可以是纳秒、微秒、毫秒、秒、分、小时、天、周、月或其他时间段的数量级。由第一处理产生的新的胶原蛋白会对顺序处理更敏感,对于一些适应症,这是期望的。替换地,单个疗程中的同一表面区域下的多个深度处理可以是有利的,这是因为一个深度处的处理可以协同地提高或补充另一深度处的处理(例如,由于血流增强、生长因子的刺激、激素刺激等)。在若干实施例中,不同的换能器模块提供不同深度处的处理。在一个实施例中,针对变化的深度,可以调整或控制单个换能器模块。最小化选择错误深度的风险的安全特征可以配合单个模块系统使用。

[0096] 在若干实施例中,提供了处理较低的面部和颈部区域(例如,颈下区域)的方法。在若干实施例中,提供了处理(例如,软化)颈唇褶皱的方法。在其他实施例中,提供了处理眼部区域的方法。通过在可变深度进行处理,若干实施例将实现上眼睑松弛改善和眼角纹与纹理改善。通过在单个疗程中在不同的位置进行处理,可以实现最佳的临床效果(例如,软

化、收紧)。在若干实施例中,在本文中所描述的处理方法是无创美容过程。在一些实施例中,方法可以配合有创过程使用,例如外科整容或抽脂手术,其中皮肤收紧是期望的。在不同的实施例中,方法可以应用于身体的任何部分。

[0097] 在一个实施例中,换能器模块允许在皮肤表面处或在皮肤表面之下的固定深度处的处理序列。在一个实施例中,换能器模块允许在真皮层之下的固定深度处的处理序列。在若干实施例中,换能器模块包含如下移动机构,其被配置为在固定焦深处引导一序列的单个热损伤(在下文中称为“热凝聚点”或“TCP”)的超声处理。在一个实施例中,该线性序列的各个TCP具有在大约0.01mm至大约25mm的范围内的处理间距。例如,间距可以是1.1mm或更小、1.5mm或更多、大约1.1mm与大约1.5mm之间等。在一个实施例中,各个TCP是离散的。在一个实施例中,各个TCP是交叠的。在一个实施例中,移动机构被配置为被编程以提供各个TCP之间的可变间距。在若干实施例中,换能器模块包含如下移动机构,其被配置为以某一顺序引导超声处理,使得以分开一处理距离的线性或基本线性序列形成TCP。例如,换能器模块可以被配置为沿第一线性序列以及与第一线性序列分开一处理距离的第二线性序列形成TCP。在一个实施例中,各个TCP的相邻线性序列之间的处理距离在大约0.01mm至大约25mm的范围内。例如,处理距离可以是2mm或更小、3mm或更多、大约2mm与大约3mm之间等。在若干实施例中,换能器模块可以包含一个或更多个移动机构,其被配置为以某一序列引导超声处理,使得以与其他线性序列分开一治疗距离的各个热损伤的线性或基本线性序列形成TCP。在一个实施例中,分开线性或基本线性TCP序列的处理距离是相同的或基本相同的。在一个实施例中,对于不同的相邻的各对线性TCP序列,分开线性或基本线性TCP序列的处理距离是不同的或明显不同的。

[0098] 在一个实施例中,提供了第一和第二可移除换能器模块。在一个实施例中,第一和第二换能器模块中的每一个被配置为用于超声成像和超声处理两者。在一个实施例中,换能器模块被配置为仅用于处理。在一个实施例中,成像换能器可以被附接至探头或手棒的柄。第一和第二换能器模块被配置为用于可互换地耦合至手棒。第一换能器模块被配置为将超声治疗应用于第一层组织,而第二换能器模块被配置为将超声治疗应用于第二层组织。第二层组织的深度不同于第一层组织的深度。

[0099] 如在图3中图示的,在不同的实施例中,通过控制系统300的可控操作,模块200以合适的焦深278、分布、时序以及能量水平输送发射的能量50,以实现期望的受控热损伤的治疗效果,从而处理表皮层502、真皮层503、脂肪层505、SMAS层507、肌肉层509和/或下皮504中的至少一个。图3图示说明了对应于处理肌肉的深度的一个深度的实施例。在不同的实施例中,深度可以对应于任何组织、组织层、皮肤、表皮、真皮、下皮、脂肪、SMAS、肌肉、血管、神经或其他组织。在操作期间,模块200和/或换能器280还可以沿表面501机械和/或电子扫描,以处理延长的区域。在超声能量50输送到表皮层502、真皮层503、下皮504、脂肪层505、SMAS层507和/或肌肉层509中的至少一个之前、期间以及之后,可以监测处理区域和周围组织,以规划并且访问结果,和/或经由图形界面310向控制器300和用户提供反馈。

[0100] 在一个实施例中,超声系统20产生超声能量,其被引导至表面501并在表面501之下聚焦。该受控且聚焦的超声能量50产生热凝聚点或区域(TCP)550。在一个实施例中,超声能量50在皮下组织510中产生空隙。在不同的实施例中,发射的能量50瞄准表面501之下的组织,其在表面501之下的组织部分10中在指定的焦深278处切除、消融、凝聚、微波消融、操

纵和/或引起损伤550。在一个实施例中,在处理序列期间,换能器280沿由标识为290的箭头指示的方向以指定的间隔295移动,以产生一系列处理区域254,每个处理区域接收发射的能量50,从而产生一个或更多个TCP 550。

[0101] 在不同的实施例中,换能器模块可以包含一个或更多个换能元件。换能元件可以包含诸如锆钛酸铅(PZT)的压电活性材料,或任何其他压电活性材料,例如压电陶瓷、水晶、塑料和/或复合材料,以及铌酸锂、钛酸铅、钛酸钡和/或偏铌酸铅。在不同的实施例中,除了或代替压电活性材料,换能器模块可以包含被配置为用于产生辐射和/或声能的任何其他材料。在不同的实施例中,换能器模块可以被配置为在不同的频率和处理深度下工作。可以由外径(“OD”)和焦距长度(F_L)定义换能器特性。在一个实施例中,换能器可以被配置为具有 $OD=19mm$ 以及 $F_L=15mm$ 。在其他实施例中,可以使用其他合适的OD和 F_L 值,例如OD小于大约19mm、大于大约19mm等,以及 F_L 小于大约15mm、大于大约15mm等。换能器模块可以被配置为将超声能量应用在不同的目标组织深度处。如上所述,在若干实施例中,换能器模块包含如下移动机构,其被配置为以各个TCP的线性或基本线性序列引导超声处理,其中各个TCP之间具有处理间距。例如,处理间距可以是大约1.1mm、1.5mm等。在若干实施例中,换能器模块还可以包含如下移动机构,其被配置为以某一顺序引导超声处理,使得以分开一处理间距的线性或基本线性序列形成TCP。例如,换能器模块可以被配置为沿第一线性序列以及与第一线性序列分开大约2mm与3mm之间的处理间距的第二线性序列形成TCP。在一个实施例中,用户可以在处理区域的表面上手动地移动换能器模块,使得产生TCP的相邻线性序列。在一个实施例中,移动机构可以在处理区域的表面上自动地移动换能器模块,使得产生TCP的相邻线性序列。

[0102] 在不同的实施例中,有利的是,可以以更快的速率和提高的精度进行处理。这继而可以减少处理时间,并减少对象经历的疼痛。另外,如果减少TCP的线性或基本线性序列之间的处理间距的变化,则可以增加效率。在一个实施例中,系统使用被配置为产生单个焦点处理点的换能器。在一个实施例中,换能器可以沿某一线机械地移动,以产生一线性序列的TCP。例如,根据一个实施例,表1提供了用于产生一线性序列的TCP的时间估计值和用于在TCP的线性序列之间进行移动的时间估计值。可以看出,用于产生一线性序列的TCP的时间与用于在TCP的线性序列之间进行移动的时间几乎是相等的。

	时间度量	时间(毫秒)	总时间的百分比
[0103]	用于产生一线性序列的时间	2.9	48
	用于在线性序列之间进行	3.2	52

[0104]	移动的时间		
	总时间	6.1	100

[0105] 表1

[0106] 在不同的实施例中,有利的是,通过使用被配置为输送多个焦点或TCP的换能器,可以以更快的速率以及提高的精度进行治疗处理。这继而可以减少处理时间,并减少对象

经历的疼痛。在若干实施例中,如果通过从单个换能器在多个位置处发射TCP来减少用于产生一线性序列的TCP的时间和用于在TCP的线性序列之间进行移动的时间,则减少了处理时间。

[0107] 使用振幅调制的治疗输送

[0108] 孔空间频率分析与傅立叶变换

[0109] 在不同的实施例中,基于傅立叶分析和傅立叶光学的空间频率分析技术可以被用来增加治疗处理的效率。当具有脉冲响应 $h(t)$ 的系统被激励 $x(t)$ 激励时,输入 $x(t)$ 与输出 $y(t)$ 之间的关系通过如下卷积函数关联:

$$[0110] \quad y(t) = x(t) * h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)h(t-\tau)d\tau \quad (1)$$

[0111] 在不同的实施例中,傅立叶变换可以被应用到计算公式(1)的卷积。连续的一维傅立叶变换可以被定义为:

$$[0112] \quad Y(f) = F(y(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} y(t)e^{-j2\pi ft}dt \quad (2)$$

[0113] 这里,f是频率,t是时间。可以表明,时域的卷积等效为频域的乘积:

$$[0114] \quad F(x(t)*h(t)) = X(f)H(f) = Y(f) \quad (3)$$

[0115] 在不同的实施例中,夫琅和费近似可以用于导出换能器开口或孔与得到的超声波束响应之间的关系。在Joseph Goodman的Introduction to Fourier Optics (3d ed. 2004)中描述了夫琅和费近似的推导,其整个内容通过引用合并到此。根据夫琅和费近似,由复孔产生的远场复振幅模式等于孔振幅与相位的二维傅立叶变换。在若干实施例中,光学中的这种关系可以延伸至超声,因为线性波动方程可以被用来表示光传播和声传播两者。在光学和/或超声的情况下,二维傅立叶变换可以确定在换能器的焦点处的声波压力振幅分布。

[0116] 在不同的实施例中,惠更斯-弗涅尔积分通过在表面 Σ 上积分来自每个谐振器或换能器的效果(振幅和相位两者),确定孔的压力场 $U(P_0)$ 中的振幅。其被表示为:

$$[0117] \quad U(P_0) = \iint_{\Sigma} h(P_0, P_1)U(P_1)ds \quad (4a)$$

$$[0118] \quad h(P_0, P_1) = \frac{1}{j\lambda} \frac{e^{(jk r_{01})}}{r_{01}} \cos(\vec{n}, \vec{r}_{01}) \quad (4b)$$

[0119] 其中k是被表示为 $2\pi/\lambda$ 的波数, r_{01} 是从孔到场中的屏的距离,n是自孔的方向向量, $U(P_1)$ 是孔中的压力场,而 $U(P_0)$ 是屏中的压力场。

[0120] 在不同的实施例中,以下假设被用来导致如下近似,即压力场 $U(P_0)$ 中的振幅是 $U(P_1)$ 的二维傅立叶变换。第一,在小的角度下,n与 r_{01} 之间的角的余弦函数是1。这导致以下简化:

$$[0121] \quad a. \cos(\vec{n}, \vec{r}_{01}) \approx 1$$

$$[0122] \quad b. r_{01} \approx z$$

$$[0123] \quad c. h(x_0, y_0; x_1, y_1) \approx \frac{1}{j\lambda} e^{jk r_{01}}$$

[0124] 其中z表示深度。第二,使用二次展开式,距离 r_{01} 的菲涅耳近似可以被表示为:

[0125] $d \cdot r_{01} = \frac{e^{j k z}}{z} e^{\left[\frac{j k}{2 z}(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2\right]}$

[0126] 第三,可以假设观察平面远大于孔的尺寸,如下:

[0127] $e \cdot Z \gg \frac{k(x_1^2 + y_1^2)}{2}$

[0128] 如果这些假设应用于公式(4a)和(4b),那么场中的振幅可以被表示为:

[0129] $U(x_0, y_0) \approx \frac{e^{j k z} e^{\left[\frac{j k}{2 z}(x_0^2 + y_0^2)\right]}}{j \lambda z} \iint_{-\infty}^{\infty} U(x_1, y_1) e^{-\frac{j 2 \pi}{\lambda z}(x_0 x_1 + y_0 y_1)} dx_1 dy_1 \quad (5)$

[0130] 公式(5)包括在积分之外的不影响总幅值的相位二次项。比较公式(5)与公式(2)揭示了在积分内的参数的相似性。具体地,代替以频率f评估的一维函数y(t),以如下给定的空间频率评估二维函数U(x₁,y₁):

[0131] $f_x = \frac{x_0}{\lambda z} \quad (6a)$

[0132] $f_y = \frac{y_0}{\lambda z} \quad (6b)$

[0133] 因为公式(5)的积分是二维傅立叶变换,所以公式(5)可以被改写为:

[0134] $U(x_0, y_0) \approx \frac{e^{j k z} e^{\left[\frac{j k}{2 z}(x_0^2 + y_0^2)\right]}}{j \lambda z} F_{x_1} F_{y_1} (U(x_1, y_1)) \quad (6)$

[0135] 在不同的实施例中,孔中的振幅与相位函数U(x₁,y₁)可分离为两个函数,即分别为x₁的函数和y₁的函数。

[0136] $U(x_1, y_1) = g(x_1) h(y_1) \quad (7)$

[0137] 将公式(7)应用于公式(6)得到进一步简化:

[0138] $U(x_0, y_0) \approx \frac{e^{j k z} e^{\left[\frac{j k}{2 z}(x_0^2 + y_0^2)\right]}}{j \lambda z} F_{x_1}(g(x_1)) F_{y_1}(h(y_1)) \quad (8)$

[0139] 公式(8)表明,用于可分二维函数的场中的孔的响应是沿x₁和y₁方向的两个一维傅立叶变换的乘积。可以进一步表明,除了空间频率参数如公式(9a)和(9b)中所表示地变化,公式(6)与(8)对于聚焦系统均成立。对于聚焦系统,表示深度的变量z可以用表示焦点距离的z_f代替。

[0140] $f_x = \frac{x_0}{\lambda z_f} \quad (9a)$

[0141] $f_y = \frac{y_0}{\lambda z_f} \quad (9b)$

[0142] 在不同的实施例中,傅立叶光学和傅立叶变换特性(下面在表2中列出了其中的一些)可以用于超声换能器,以便确定对应于换能器设计的强度分布。例如,矩形rect(ax)的傅立叶变换是正弦函数。作为另一示例,等幅的二维圆的傅立叶变换是可以被表示为J₁的一阶贝塞尔函数。

	孔函数	傅立叶变换
1	$\text{rect}(ax)$	$\frac{1}{ a } \sin c\left(\frac{\xi}{a}\right)$
2	$\delta(x)$	1
3	$\cos(ax)$	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2}$
[0143]	4	$\frac{\delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) - \delta\left(\xi + \frac{a}{2\pi}\right)}{2j}$
	5 (二维变换对)	$\frac{J_1\left(2\pi\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}\right)}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}}$
	6	$F(\xi)G(\xi)$
	7	$F(\xi)*G(\xi)$

[0144] 表2

[0145] 在若干实施例中,超声换能器可以具有合适尺寸与焦距长度的矩形孔。在若干实施例中,超声换能器可以具有合适尺寸与焦距长度的圆形孔。在一个实施例中,换能器可以具有外径大约9.5mm、内径大约2mm和焦距长度大约15mm的圆形孔。圆形换能器的孔可以被描述为:

$$[0146] f(x, y) = \text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \quad (10a)$$

$$[0147] r = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (10b)$$

[0148] 例如,a可以是大约9.5mm,而b可以是大约2mm。将傅立叶变换应用于公式(10a)可以提供在焦点处的声波压力分布的估计值。

$$[0149] F_{x,y}(f(x, y)) = F(\xi_x, \xi_y) = \frac{a J_1\left(2\pi a \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}\right)}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} - \frac{b J_1\left(2\pi b \sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}\right)}{\sqrt{\xi_x^2 + \xi_y^2}} \quad (11)$$

[0150] 其中 ξ_x 和 ξ_y 与公式(9a)和(9b)的 f_x 和 f_y 相同。公式(11)表明,具有圆形孔的换能器的声波压力分布是一阶贝塞尔函数。在一个实施例中,基本大部分的能量集中在焦点处(例如,距离孔15mm)。主超声波束的宽度和距主波束的能量分布可以被表示为工作频率的函数,如在公式(9a)和(9b)中所表示的。

[0151] 在不同的实施例中,如果孔被校正函数调制(例如,相乘),则两个相同或几乎相同的波束可以在焦点处产生。在一个实施例中,余弦函数可以应用于圆形孔,如下:

$$[0152] \quad g(x, y) = \cos(cx) \left(\text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (12)$$

[0153] 在公式(12)的经调制的孔的焦点处的能量分布或波束响应是孔的两个函数的傅立叶变换的卷积:

$$[0154] \quad G(\xi_x, \xi_y) = \left(\frac{\delta\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}\right) + \delta\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}\right)}{2} \right) * F(\xi_x, \xi_y) \quad (13)$$

[0155] 公式(13)可以被简化为将傅立叶变换特性应用于狄拉克δ函数的两个分离函数之和(例如,表2中的特性2):

$$[0156] \quad G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (14)$$

[0157] 公式(14)示出,与原始的未经调制的波速相比,出现在焦点处的两个波束在空间上被移动 $\pm \frac{c}{2\pi}$ 。在若干实施例中,一个或更多个其他调制函数(诸如正弦函数)可以被用来实现期望的波束响应。在若干实施例中,孔可以被调制,使得产生多于两个的焦点。例如,可以产生三个、四个、五个等焦点。在若干实施例中,孔可以被调制,使得顺序地或基本顺序地而不是同时地产生焦点。

[0158] 在若干实施例中,治疗换能器模块包含如下移动机构,其被配置为以一线性或基本线性序列的各个TCP引导超声处理,其中各个TCP之间具有处理间距。例如,处理间距可以是大约1.1mm,1.5mm等。在若干实施例中,换能器模块还可以包含如下移动机构,其被配置为以某一顺序引导超声处理,使得以分开一处理间距的线性或基本线性序列形成TCP。例如,换能器模块可以被配置为沿第一线性序列以及与第一线性序列分开大约2mm与3mm之间的处理间距的第二线性序列形成TCP。根据公式(14),如果孔被期望的空间频率的余弦和/或正弦函数调制,则可以在焦点处(或在焦点之前)实现超声波束的同时或基本同时的分离。在一个实施例中,可以以线性或基本线性序列产生分开大约1.1mm处理间距的两个同时或几乎同时聚焦的波束。在7MHz频率的超声下,水中的超声波的波长λ约为0.220mm。因此,在焦点处的空间频率 ξ_x 和 ξ_y 被表示为:

$$[0159] \quad \xi_x = \frac{x_0}{15 * 0.220} = \frac{x_0}{3.3} \quad (15a)$$

$$[0160] \quad \xi_y = \frac{y_0}{15 * 0.220} = \frac{y_0}{3.3} \quad (15b)$$

[0161] 为了放置分开大约1.1mm的两个焦点,于是调制孔的空间频率计算如下。使用表2中的特性3和4,正弦或余弦函数的傅立叶变换是带有自变量(argument)的狄拉克δ函数:

$$[0162] \quad \arg = \frac{x_0}{3.3} - \frac{\kappa_x}{2\pi} \quad (16a)$$

[0163] 在一个实施例中,当自变量是0时,公式(16a)可以求解 k_x :

$$[0164] \quad k_x = \frac{2\pi x_0}{3.3} \quad (16b)$$

[0165] 另外, x_0 可以被分开距离(例如, 1.1mm)的一半代替:

$$[0166] k_x = \frac{2\pi \frac{s}{2}}{z_f \lambda} = \frac{2\pi \frac{1.1}{2}}{3.3} = 1.04 \text{ mm}^{-1} \quad (16c)$$

[0167] 在若干实施例中, 带有圆形孔的以各种工作频率发射超声能量的换能器可以被在表3中的列出的空间频率处的正弦和/或余弦函数调制。换能器的经调制的孔可以同时或基本同时以具有不同分开距离的两个焦点分离波束, 如在表3中指出的。在一个实施例中, 换能器可以具有大约19mm的OD和大约15mm的焦距长度。

	超声频率	焦点之间的分开距离			
		1.1mm	1.5mm	2mm	3mm
[0168]	4MHz	0.60	0.82	1.09	1.63
	7MHz	1.04	1.43	1.90	2.86
	10MHz	1.50	2.04	2.72	3.08

[0169] 表3

[0170] 如在表3中示出的, 在若干实施例中, 对于给定的焦点分开距离, 孔调制函数的空间频率随着超声工作频率增加而增加。此外, 空间频率随着期望的焦点分开距离增加而增加。

[0171] 在一个实施例中, 更高的空间频率可以导致孔中的振幅变换更快地发生。由于换能器处理限制, 孔的快速的振幅变化孔会使孔效率更低, 因为可能存在孔的不同部分产生的声压量的变化。在一个实施例中, 使用空间频率同时或几乎同时分离波束可以降低每个波束的总的聚焦增益。如在公式(14)中示出的, 与未经调制的波束相比, 每个波束的在焦点处的场压力被减小二分之一。在一个实施例中, 可以增加来自孔的声压或超声强度, 以在焦点平面处获得相似或基本相似的强度。然而, 在一个实施例中, 系统和/或换能器处理限制不会限制增加孔处的压力。在一个实施例中, 孔处的压力的增加可以增加近场中的总的强度, 这可能增加过分加热位于焦点之前的处理区域组织的可能性。在一个实施例中, 可以通过使用较低的超声处理频率限制或消除额外地加热焦点前的组织的可能性。

[0172] 在一个实施例中, 应用如在公式(12)中示出的孔调制函数在焦点处得到两个同时或基本同时的超声波束。在不同的实施例中, 超声波束可以被分离多次(诸如三次、四次、五次等), 使得产生多个同时或几乎同时的波束。在一个实施例中, 可以通过调制或将孔乘以两个分开的空间频率来产生沿一维的四个等间距的波束:

$$[0173] g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx)) \left(\text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (17a)$$

$$[0174] G(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (17b)$$

[0175] 如在公式(17b)中示出的, 可以在沿x轴的四个不同位置处产生在焦点处的未经调制的波束。在一个实施例中, 常数项或DC项C1可以添加至振幅调制函数, 以维持将能量设置

在原始焦点位置处：

$$[0176] \quad g(x, y) = (\cos(cx) + \cos(dx) + C_1) \left(\text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (18a)$$

$$[0177] \quad G\left(\xi_x, \xi_y\right) = \frac{1}{2} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x - \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{d}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \\ + C_1 F\left(\xi_x, \xi_y\right) \quad (18b)$$

[0178] 在一个实施例中,由于系统、材料和/或组织限制,波速可以同时或几乎同时设置在多个位置处的公式(17)和(18)的孔调制可能具有有限的适用性。在一个实施例中,由于加热位于焦点之前的处理区域组织的可能性,可以调整(诸如降低)超声治疗的频率,以便限制和/或消除这种可能性。在一个实施例中,非线性技术可以应用在焦点处,以便限制和/或消除加热焦点前的组织的可能性。在一个实施例中,可以增加来自孔的声压或超声强度,以在焦点平面处获得相似或基本相似的强度。

[0179] 在不同的实施例中,如在公式(7)中示出的,如果孔处的振幅与相位函数是可分的,则声压函数U(x₁,y₁)的二维傅立叶变换可以被表示为x与y的两个函数的一维傅立叶变换的乘积,其在公式(8)中示出。在不同的实施例中,有利的是,可以以线性或基本线性序列产生多个TCP,以及同时或几乎同时产生多个线性序列。如在表1中示出的,在一个实施例中,如果以线性序列同时或基本同时产生两个TCP,但顺序地产生线性序列,则总的处理时间可以减少大约24%。在一个实施例中,如果以线性序列同时或基本同时产生四个TCP,但顺序地产生线性序列,则总的处理时间可以减少大约39%。在一个实施例中,如果沿着两个线性序列同时或基本同时产生两个TCP,则总的处理时间可以减少大约50%。

[0180] 二维中的多个波束分离

[0181] 在若干实施例中,使用以下孔振幅调制函数,可以产生四个TCP,例如两个线性或基本线性序列中各两个:

$$[0182] \quad g(x, y) = \cos(cx) \cos(dy) \left(\text{circ}\left(\frac{r}{a}\right) - \text{circ}\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (19a)$$

[0183] 该函数的傅立叶变换为:

$$[0184] \quad G\left(\xi_x, \xi_y\right) = \frac{1}{4} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y - \frac{d}{2\pi}\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y - \frac{d}{2\pi}\right) + F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y + \frac{d}{2\pi}\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y + \frac{d}{2\pi}\right) \right) \quad (19b)$$

[0185] 如在公式(19a)和(19b)中示出的,波束可以被调制为两个线性序列,其中每个序列具有两个焦点。在一个实施例中,线性序列可以是正交的。在一个实施例中,线性序列可以不是正交的。因为在公式(19b)中傅立叶变换乘以 $\frac{1}{4}$,所以与波束被分离为两个焦点(例如,如在公式(14)中示出的)相比,进一步减小了波束的振幅或强度。在一个实施例中,由于加热位于焦点之前的处理区域组织的可能性,可以调整(例如降低)超声治疗的频率,使得限制和/或消除过分加热焦点前的组织的可能性。在若干实施例中,可以应用调制,使得顺序地或基本顺序地产生TCP的线性或基本线性序列。

[0186] 在不同的实施例中,如在公式(12)至(14)中示出的,在具有圆形孔的换能器上进行余弦和/或正弦振幅调制产生被偏移余弦和/或正弦调制函数的空间频率的两个分开的

波束。在不同的实施例中,调制函数可以空间或相位偏移如下:

$$[0187] \quad g_{shift}(x, y) = \cos(cx - \theta) \left(circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (20a)$$

$$[0188] \quad G_{shift}(\xi_x, \xi_y) = \frac{1}{2} e^{j2\pi\xi_x \theta} \left(F\left(\xi_x - \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) + F\left(\xi_x + \frac{c}{2\pi}, \xi_y\right) \right) \quad (20b)$$

[0189] 在一个实施例中,由偏移引起的振幅与公式(14)中的振幅相同。在一个实施例中,尽管空间偏移(例如,偏移角度 θ)不会改变焦点处的总的振幅,但更改了相位。在若干实施例中,相位的更改对于减小焦点之前的峰值强度是有利的。在若干实施例中,孔可以被设计为使得近场或焦点前的组织的加热被基本最小化,同时焦点处的强度或焦距增益被基本最大化。

[0190] 使用相位偏移的治疗输送

[0191] 在不同的实施例中,波束可以被轴向分离。通过分析时间延迟和应用离散的相位调整来分析这种轴向分离是有利的。在若干实施例中,沿x和/或y方向轴向分离波束可以与孔的平面或二维振幅调制(例如,诸如在公式(19a)和(19b)中示出的)结合,这可以导致在二维或三维上分离波束。在若干实施例中,可以通过在孔处使用相位倾斜而偏移波束,这可以基本等效为空间偏移。在若干实施例中,使用以下傅立叶变换对可以执行相位倾斜:

$$[0192] \quad e^{jax} = \cos(ax) + j\sin(ax) \quad (21a)$$

$$[0193] \quad F(e^{jax}) = \delta\left(\xi - \frac{a}{2\pi}\right) \quad (21b)$$

[0194] 在一个实施例中,该函数描述了仅相位调制的孔,因为指数项的幅值是1。在一个实施例中,每个空间位置具有在不同相位下的元件,所述相位可以被如下表示为虚部(正弦)与实部(余弦)之比:

$$[0195] \quad \theta(x) = \tan^{-1}\left(\frac{\sin(ax)}{\cos(ax)}\right) \quad (22)$$

[0196] 公式(22)在空间上表示相位差。

[0197] 在不同的实施例中,与超声波的传播相关联的时间延迟可以被用来描述聚焦波束的相位偏移或倾斜。在一个实施例中,换能器孔可以是具有以下几何形状的聚焦的圆碗:

$$[0198] \quad r^2 + (z - z_f)^2 = z_f^2 \quad (23a)$$

$$[0199] \quad r^2 = x^2 + y^2 \quad (23b)$$

[0200] 公式(23a)和(23b)描述了中心在碗顶点处的具有焦距长度 zf 的圆碗。在一个实施例中,焦点可以从 $(0, 0, zf)$ 移动至位于 (x_0, y_0, z_0) 处的空间点P0。从碗上的任一点到这个新的空间点P0的距离可以被表示为:

$$[0201] \quad d = \sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2} \quad (24)$$

[0202] 其中 (x_1, y_1, z_1) 是公式(23a)和(23b)定义的碗形孔上的点。在一个实施例中,为了确定到目标P0的实际时间,可以用传播距离d除以声速c(343.2m/s),如下:

$$[0203] \quad t = \frac{\sqrt{(x_1 - x_0)^2 + (y_1 - y_0)^2 + (z_1 - z_0)^2}}{c} \quad (25)$$

[0204] 在一个实施例中,为了获得期望的与焦点处的延迟的超声波的传播相关联的结构干涉,公式(25)可以被用来计算到孔的另一部分的相对时间延迟。在一个实施例中,这可以通过将公式(25)减去最短时间延迟而完成。剩余时间是由孔的其他部分发射的超声波到达新的空间点P₀的额外时间。

[0205] 在若干实施例中,焦点(0,0,15mm)可以移动至不同的焦点P₀。可以使用公式(25)计算相对于碗形孔的中心或顶点到新焦点P₀的相对时间延迟(以径向距离表示的),并且在图5A-5D中针对具有如下几何尺寸的换能器示出这个相对时间延迟:外径(OD)=19mm,内径(ID)=4mm,到焦点的距离(F_L)=15mm。其他实施例可以使用其他尺寸,本示例图示说明了一个非限制性实施例。其他尺寸被考虑。图5A图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同的径向位置有关的目标焦点P₀=(0,0,15mm)的相对时间延迟1002a(微秒)。如所预期的,在图5A中图示说明的延迟是零,因为目标点与焦点相同,而焦点未发生变化。图5B图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点P₀=(0,0,10mm)的相对时间延迟1002b(微秒)。如图所示,由于孔在换能器碗的中心,径向位置在2mm处开始。在一个实施例中,成像元件可以被放置在孔中。到目标点P₀=(0,0,10mm)的时间随着碗上的径向位置增加而增加。图5C图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点P₀=(0,0,20mm)的相对时间延迟1002c(微秒)。如图所示,如果焦点被偏移至P₀=(0,0,20mm),到目标的时间随着碗上的径向位置增加而减少。图5D图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点P₀=(2mm,0,14.7mm)的相对时间延迟1002d(微秒)。在一个实施例中,从顶点到目标点P₀=(2mm,0,14.7mm)的总距离约为15mm。如图所示,如果焦点被偏移至P₀=(2mm,0,14.7mm),到目标的时间线性依赖于碗上的位置的x坐标。对于相对于顶点具有正x的位置,到目标的时间较少,而对于相对于顶点具有负x的位置,到目标的时间较多。具有大约-2mm与大约2mm之间的x坐标的位置出现在碗的内径之外(例如,成像元件可以被布置的地方)。

[0206] 图5A-5D图示说明了根据若干实施例的声从孔上各点传播以便将声能结构性地设置在焦点处的时间延迟。相对于零的负时间意味着能量从该点到达新的焦点需要较少的时间。相对于零的正时间意味着能量从该点到达新的焦点需要较多的时间。在一个实施例中,如果适当的时间延迟可以被设置在碗的各点上,则可以控制时间延迟,从而在新的焦点处获得结构干涉。在一个实施例中,对于包含压电活性材料的换能器,将焦点从机械焦点(0,0,z_f)移动至新的焦点P₀可以改变孔上的谐振器应当行进的距离(由于材料的膨胀和/或收缩),从而在焦点P₀处产生结构干涉。通过将距离除以声速,这些距离可以被转换为时间延迟。在一个实施例中,如果针对孔的表面上的谐振器的时间延迟是已知的,则可以考虑到达焦点P₀的另外的时间延迟,使得在焦点P₀处期望的压力强度可以被实现。

[0207] 在不同的实施例中,合适频率的超声波可以被引导至目标区域。在一个实施例中,包含压电活性材料的换能器可以被合适的工作频率的连续波信号电激励,从而实现合适的治疗频率。在换能器的不同的实施例中,工作频率可以是大约4MHz、大约7MHz、大约10MHz、小于大约4MHz(例如,大约20KHz与大约4MHz之间)、大约4MHz与大约7MHz之间、大于大约

10MHz等。在一个实施例中,连续波信号可以激活或有效持续大约20毫秒至30毫秒之间的时间段。这继而可以意味着孔被大约80,000周期至大约300,000周期之间的激励信号激励。在一个实施例中,可以使用激励信号为有效的其他合适时间段,例如,小于大约20毫秒、大于大约30毫秒等。在一个实施例中,激励信号处于有效的短持续时间可以使得不必在焦点处获得结构干涉。这是因为超声波从孔的不同点传播到焦点 P_0 的时间延迟大于激励信号处于有效的持续时间。在一个实施例中,这足以基于工作频率修改对应于孔位置的相位,而不必控制用于获得结构干涉的时间延迟。在一个实施例中,可以修改对应于孔位置的相位,并且另外,可以控制用于在新的焦点处获得结构干涉的时间延迟。

[0208] 图6A-6C图示说明了根据若干实施例与声相对于孔的顶点到焦点的传播相关的相位延迟。在一个实施例中,相位延迟与时间延迟相关。图6A图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点 $P_0 = (0, 0, 15\text{mm})$ 的相对相位延迟1012a、1014a和1016a(以度为单位)。曲线1012a对应于大约4MHz的激励信号,曲线1014a对应于大约7MHz的激励信号,而曲线1016a对应于大约10MHz的激励信号。图6B图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点 $P_0 = (0, 0, 20\text{mm})$ 的相对相位延迟1012b、1014b和1016b(以度为单位)。曲线1012b对应于大约4MHz的激励信号,曲线1014b对应于大约7MHz的激励信号,而曲线1016b对应于大约10MHz的激励信号。图6C图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点 $P_0 = (2\text{mm}, 0, 14.7\text{mm})$ 的相对相位延迟1012c、1014c和1016c(以度为单位)。曲线1012c对应于大约4MHz的激励信号,曲线1014c对应于大约7MHz的激励信号,而曲线1016c对应于大约10MHz的激励信号。如在图6A-6C中图示的,在一个实施例中,孔试图浅聚焦、深聚焦还是横向聚焦(这可以与工作频率有关)与相位延迟的不连续次数有关。在给定长度内的不连续的次数随着激励信号的工作频率增加。在一个实施例中,如在下面阐述的,制造以及系统限制会增加不连续的次数。在一个实施例中,如在图6B中图示的,不管换能器被用来深聚焦或浅聚焦,相位延迟变换的速率朝向换能器的边缘(例如,曲线图的右部)增加。在一个实施例中,如在图6C中图示的,当换能器被用来倾斜波束时,相位延迟变换的速率基本恒定。图5B-5D和图6A-6C图示说明了从换能器碗上的点到焦点的额外的时间与相位。在一个实施例中,可以通过在适当的换能器位置处设置相反的时间和/或相位延迟来减少或消除额外的时间和/或相位。

[0209] 使用离散的相位偏移的治疗输送

[0210] 在一个实施例中,延迟和/或相位量化可以影响被用来表示时间和/或相位延迟的精度。换句话说,可以使用离散的延迟和/或离散的相位。在一个实施例中,可以通过系统参数(例如可用于表示延迟的系统时钟和/或比特数)来限制时间和/或相位延迟的精度。在一个实施例中,其他系统参数可以代替或进一步限制该精度。在一个实施例中,相位延迟围绕单位圆(360°)均匀地间隔开。在一个实施例中,相位延迟可以围绕单位圆非周期性地或不均匀地间隔开。表4示出了根据若干实施例的相位量化水平。在若干实施例中,可以使用另外的水平数(大于8)。如在表4中示出的,根据一个实施例,两个相位($N=2$)(0° 和 180°)可以表示用于改变超声波束的焦点的相位控制的最小水平。

[0211]

水平数(N)	相位(度)
2	0, 180

3	0,120,240
4	0,90,180,270
5	0,72,144,216,288
6	0,60,120,180,240,300
7	0,51,103,154,206,257,309
8	0,45,90,135,180,225,270,315

[0212] 表4

[0213] 图7A-7C图示说明了根据若干实施例的用于各种量化水平的离散的或量化的相位延迟,其中相位延迟与声相对于孔的顶点到焦点的传播相关。图7A-7C图示说明了在大约7MHz的工作频率下的声传播。图7A图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点 $P_0 = (0, 0, 10\text{mm})$ 的量化的相对相位延迟1022a、1024a和1026a(以度为单位)。曲线1022a对应于两个相位量化水平,曲线1024a对应于三个相位量化水平,而曲线1026a对应于四个相位量化水平。图7B图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点 $P_0 = (0, 0, 20\text{mm})$ 的量化的相对相位延迟1022b、1024b和1026b(以度为单位)。曲线1022b对应于两个相位量化水平,曲线1024b对应于三个相位量化水平,而曲线1026b对应于四个相位量化水平。图7C图示说明了根据一个实施例的从孔上的空间点行进的声能到达与碗形孔上的不同径向位置有关的目标焦点 $P_0 = (2\text{mm}, 0, 14.7\text{mm})$ 的量化的相对相位延迟1022c、1024c和1026c(以度为单位)。曲线1022c对应于两个相位量化水平,曲线1024c对应于三个相位量化水平,而曲线1026c对应于四个相位量化水平。在若干实施例中,当量化水平数增加时,如在图7A-7C(例如,曲线1026a、1026b和1026c)中示出的,在频率为7MHz的一个实施例中的量化的相位延迟图案/模式变得与在图6A-6C中示出的未量化的相位延迟图案/模式(例如,曲线1014a、1014b和1014c)基本相似。

[0214] 在一个实施例中,参照图7C的曲线1022c(两个相位量化),表明当聚焦波束被引导2mm和-2mm时,得到的相位延迟图案与在基本相同的空间频率下发生的从0°到180°的转换基本相似。相位延迟图案中有少量的空间偏移。在一个实施例中,由于相位延迟图案在2mm和-2mm处基本相似,所以焦点处的声强度分布可以在两个焦点位置处同时具有峰值。在一个实施例中,如果相位量化是两个水平,则特定焦点的相位分辨率同样会是另一位置的分辨率。在一个实施例中,对于沿波速轴线修改焦点,该结果可以是相似的。如果相位量化是两个水平,则一个焦点的分辨率同样可以是另一焦点的分辨率。

[0215] 图8A图示说明了根据若干实施例的离散的或量化的相位延迟,其与在大约7MHz的工作频率的声相对于孔的顶点到焦点的传播相关。图8A图示说明了从孔上的空间点行进的声能分别到达目标焦点(2mm, 0, 14.7mm)和(-2mm, 0, 14.7mm)的相对相位延迟1032a和1034a(以度为单位)。根据一个实施例显示了曲线1032a和1034a与碗形孔上的不同径向位置有关。在一个实施例中,在图8A中示出了两个量化水平。如在图8A中示出的,两个焦点的量化的相位延迟图案基本相似。

[0216] 图8B图示说明了根据若干实施例的离散的或量化的相位延迟,其与在大约7MHz的工作频率的声相对于孔的顶点到焦点的传播相关。图8B图示说明了从孔上的空间点行进的声能分别到达目标焦点(0, 0, 10.25mm)和(0, 0, 27mm)的相对相位延迟1032b和1034b(以度

为单位)。根据一个实施例显示了曲线1032b和1034b与碗形孔上的不同径向位置有关。在一个实施例中,在图8B中示出了两个量化水平。如在图8B中示出的,两个焦点的量化的相位延迟图案基本异相180°。

[0217] 在不同的实施例中,可以使用在孔处的连续的或离散的振幅调制和/或连续的或离散的相位延迟来将超声波束聚焦。在一个实施例中,可能有利的是,在平坦的孔中提供机械焦点而不是使用孔振幅调制和/或相位控制,因为与机械焦点相关的焦距增益是优选的。在一个实施例中,如果可以产生机械焦点,并且调整和/或相位延迟技术可以应用于机械焦点,则可以降低孔或系统设计的复杂性。一个优势是,减少了用于使波束在新的焦点处聚焦的离散相位转换的次数。另一优势是,当孔已经被机械聚焦时,可以增加在不同的离散相位水平之间的距离,这可以导致使用更少的量化水平,诸如两个、三个、四个等。

[0218] 在不同的实施例中,包括压电材料极化和/或离散的系统相位调整的制作方法可以被用来制造如下换能器,其被配置为使来自机械焦点的二维和/或三维的超声波束分离或聚焦。下面列出了换能器设计的若干非限制性示例。在不同的实施例中,可以使用所公开的方法制造其他换能器设计。

[0219] 使用换能器极化的多焦点能量输送

[0220] 在若干实施例中,换能器可以包含压电材料。可以以升高的温度和高电场使压电陶瓷材料极化,从而在材料中产生净偶极矩。净偶极矩可以允许压电陶瓷材料具有压电效应,当电场沿偶极矩的方向置于整个或部分材料时,所述压电效应引起材料的收缩或膨胀。在一个实施例中,换能器的一部分(例如换能元件)可以被处理为具有不同的极化矩特征。在一个实施例中,单个换能元件可以被处理为具有一个、两个或更多个极化特征。在一个实施例中,单个换能元件可以被处理为具有一个极。在另一实施例中,元件的一部分可以被处理为具有一个极,而元件的未处理部分可以具有第二极。在一个实施例中,可以在换能元件上进行极化处理。

[0221] 图9示出了根据一个实施例的极化的压电陶瓷材料和当施加电压时得到的行为的示意图。在一个实施例中,换能器可以包含PZT 1052压电陶瓷材料。在PZT材料1052中示出的箭头是净偶极矩。在一个实施例中,如果在PZT材料1052上放置电压,使得电场沿偶极矩的相反或基本相反的方向(如在1082中示出的),则材料收缩。在一个实施例中,如果在PZT材料1052上放置电压,使得电场沿与偶极矩相同或基本相同的方向(如在1072中示出的),则材料膨胀。在一个实施例中,当在材料上不施加电压时,PZT材料1052不会膨胀或收缩,如在1062中示出的。

[0222] 在若干实施例中,压电材料极化可以被用来实现孔振幅调制。在一个实施例中,两个水平的调制可以等效为两个水平的相位量化。如在公式(12)-(14)中示出的,由换能器孔发射的超声波束可以被调制为出现在被偏移与调制函数(例如,余弦和/或正弦函数)的空间频率有关的一距离的焦平面中的两个(或更多个)位置处。在一个实施例中,极化方向可以被用来修改孔处的振幅调制,以及用来近似余弦和/或正弦振幅调制。如在图9中示出的,在一个实施例中,极化整个或部分材料,或者在整个或部分材料上施加电压可以提供三个水平的振幅调制:-1(材料收缩)、1(材料膨胀)和0(材料的形状不变化)。图10A-10B图示说明了根据若干实施例的使用两个和三个水平的极化近似振幅调制。图10A图示说明了根据一个实施例的使用正弦函数近似振幅调制。x轴表示关于孔的顶点的相对距离,而y轴表示

调制函数的振幅。曲线1092a图示说明了调制函数(例如,正弦函数),曲线1094a图示说明了使用两个水平的极化(例如, ± 1)的近似,而曲线1096a图示说明了使用三个水平的极化(例如, ± 1 和0)的近似。图10B图示说明了根据一个实施例的使用具有DC偏移为0.25的正弦函数近似振幅调制。x轴表示关于孔的顶点的相对距离,而y轴表示调制函数的振幅。曲线1092b图示说明了调制函数(例如,正弦函数),曲线1094b图示说明了使用两个水平的极化(例如, ± 1)的近似,而曲线1096b图示说明了使用三个水平的极化(例如, ± 1 和0)的近似。在一个实施例中,如在图10B中图示的,正极化区域(具有振幅1)的宽度大于负极化区域(具有振幅-1)的宽度,使得平均振幅基本等于DC偏移(例如,0.25)。两个或三个水平的局限性限制了可实现的DC偏移在-1与1之间。在若干实施例中,多于三个水平的极化可以用于振幅调制。

[0223] 在一个实施例中,为了量化焦点处的能量分布,可以用相关的傅立叶变换对的函数表示方波。周期c的方波的傅立叶级数展开为:

$$[0224] f_{square}\left(\frac{x}{c}\right) = \frac{4}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(2\pi(2n-1)ct)}{(2n-1)} = \frac{4}{\pi} \left(\sin(2\pi ct) + \frac{1}{3} \sin(2\pi 3ct) + \frac{1}{5} \sin(2\pi 5ct) + \dots \right) \quad (25)$$

[0225] 在一个实施例中,具有在公式(25)中描述的振幅调制的圆形孔可以被描述为:

$$[0226] f_{aperture}(x, y) = f_{square}\left(\frac{x}{c}\right) \left(circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (26a)$$

[0227] 该函数的傅立叶变换为:

$$[0228] F_{x,y}(f_{aperture}(x, y)) = \left[\frac{4}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\delta(\xi_x - (2n-1)c) - \delta(\xi_x + (2n-1)c)}{2j(2n-1)} \right] * F(\xi_x, \xi_y) \quad (26b)$$

[0229] 公式(26b)可以被简化为如下:

$$[0230] F_{x,y}(f_{aperture}(x, y)) = \left[\frac{4}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{F(\xi_x - (2n-1)c, \xi_y) - F(\xi_x + (2n-1)c, \xi_y)}{2j(2n-1)} \right] \quad (26c)$$

[0231] 在一个实施例中,焦平面中的声波压力包括在被各波束之间的距离2c分开的多个空间位置处的主波束的重复图案。重复图案可以是振幅减小的。

[0232] 图11A-11H图示说明了根据若干实施例的被7MHz激励信号激励的换能器的孔调制或切趾函数(使用两个水平的极化或三个水平的极化)和声波压力在焦点或多个焦点处对应的归一化强度分布的一些实施例。在一个实施例中,在图11A-11H中图示的换能器被配置为具有OD=19mm和FL=15mm的圆碗。图11A-11B图示说明了根据一个实施例的不分离波束的切趾轮廓和对应的强度分布。图11B图示说明了强度集中在焦点1108处。图11C-11D图示说明了根据一个实施例的在焦点峰值之间以大约1.1mm横向分离波束的切趾轮廓和对应的强度分布。如由图11A中的区域1104和图11C中的区域1114图示说明的,在若干实施例中,换能器的孔的一部分具有零切趾,其表示碗的内径(ID)。在一些实施例中,这些区域1104和1114(其被图示说明为直径大约4mm)可以对应于可以布置成像元件的区域。在一个实施例中,成像元件的切趾可以由区域1106表示。

[0233] 参照图11C,在一个实施例中,图示说明了用于焦点峰值之间有1.1mm间隙的振幅

调制。在一个实施例中,如果使用两个极化或切趾水平,那么基本等宽的8个带(除了在边缘处)被限定在孔表面上。例如,两个这样的带被标记为1112和1112'。在一个实施例中,带的极化在换能器表面上从-1至+1交替。在图11D中示出了得到的波束图案。如所预期的,超声波束出现在位于大约-0.55mm和0.55mm的两个焦点1120和1120'处。波束的更高的频率分量在相距波束轴线大约1.65mm的距离处的区域1122和1122'中是可见的。在一个实施例中,这些分量具有比焦点区域1120和1120'低的强度。更高的频率分量可以对应于具有更低强度的第三谐波,如在公式(26c)中表示的。在不同的实施例中,例如在图11E-11H中图示的,换能器表面的部分1125、1125'的极化可以包括线、曲线、形状、波、图案等。在一个实施例中,部分1125、1125'的特征可以被用来维持焦点分离,并且可以在焦点前和/或在焦点后重新分布能量,以便更少地进行加热。

[0234] 在一个实施例中,波束的分离可以在x(水平)和y(高度)维度上发生。在一个实施例中,当执行傅立叶变换时,x和y轴的分离可以被独立地处理。在一个实施例中,孔可以被设计为用于在x维度上以大约1.0mm且在y维度上以大约0.5mm分离波束。对应的孔调制函数可以被表示为:

$$[0235] f_{aperture}(x, y) = f_{square}\left(\frac{x}{d}\right)f_{square}\left(\frac{x}{c}\right)\left(circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right)\right) \quad (27)$$

[0236] 可以按照上面结合公式26(a)-(c)所述地计算用于交替振幅调制的空间频率,除了针对两个维度进行计算。图12A-12D图示说明了根据若干实施例的用于被7MHz激励信号激励的换能器的孔调制或切趾函数(使用两个水平的极化)和声波压力在焦点或多个焦点处对应的归一化强度分布的一些实施例。在一个实施例中,在图12A-12D中图示的换能器被配置为具有OD=19mm和FL=15mm的圆碗。图12A示出了根据一个实施例的用于孔的切趾函数。如图所示,棋盘状图案1132和1136的振幅在x和y维度上交替。如在图12B中图示的,棋盘状图案产生四个基本不同的超声波束1140、1140'、1142和1142',其以预期的距离(即在x方向上以大约1.0mm并且在y方向上以大约0.5mm)分开。在一个实施例中,通过将常数增加至孔的顶点可以实现五点图案,其在原点处可以具有对应的强度分布。

[0237] 在一个实施例中,如在图12C-12D图示的,通过沿相同维度(例如,x维度)设置多个频率来获得四个峰值的线。调制函数可以被表示为:

$$[0238] f_{aperture}(x, y) = \left(f_{square}\left(\frac{x}{d}\right) + f_{square}\left(\frac{x}{c}\right) \right) \left(circ\left(\frac{r}{a}\right) - circ\left(\frac{r}{b}\right) \right) \quad (28)$$

[0239] 图12C示出了根据一个实施例的用于孔的切趾函数。如在图案1142和1146中图示的,带的极化在换能器表面上从-1至+1交替。如在图12D中图示的,在一个实施例中,图案产生四个基本不同的超声波束1150、1152、1154和1156,其在x方向上以大约1.0mm和3.0mm分开。

[0240] 在一个实施例中,实现波束的轴向分开或沿一个维度分离,使得波束保持轴向对称。在一个实施例中,仅使用来自极化的两个相位来轴向分离波束会比获得横向分离困难。这是由于在两个或更多个峰值之间获得强度平衡的困难性。在一个实施例中,两个相位可以产生两个同时的强度峰值,其中一个比另一个浅。由于组织中的另外的衍射以及衰减,较深的强度峰值可以具有比浅峰值低的强度。在一个实施例中,多于两个相位可以被用来实

现轴向分离。

[0241] 在若干实施例中,可以通过应用离散的系统相位调整来实现将超声波束同时、几乎同时或顺序地分离为两个或更多个焦点。图13是根据一个实施例的两相位的系统1200的示意图。如图所示,模块1202是AC电压(或电流)源,其驱动离散的移相器,模块1204和1206分别是 0° 和 180° 的离散的移相器,而模块1208和1210是被相位偏移的换能器部分。在一个实施例中,离散的移相器1204和1206可以被配置为相移由源1202供应的AC电压(或电流)信号,使得得到的信号为异相 180° 。在一个实施例中,离散的移相器1204和1206可以被配置为激励换能器的不同部分。在一个实施例中,系统1200被配置为模拟两个水平的材料极化。在一个实施例中,期望电隔离换能器部分1208和1210。根据一个实施例,电隔离和对应的连接方案可以确定在焦点处合成的波束图案。在一个实施例中,可以不进行电隔离。参照图1,在若干实施例中,离散的移相器可以被放置在超声系统20的控制器300、手棒100、模块200和/或换能器中或之上。在一个实施例中,可以使用连续的相位偏移。

[0242] 在若干实施例中,可以使用多于两个离散的移相器(例如,如在表4中示出的)。相位数量的增加会使用于引导波束和/或使波束聚焦的相位延迟的近似改善。在一个实施例中,可以使用四个离散的移相器。图14是根据一个实施例的可选的四相位系统1250的示意图。如图所示,模块1252、1254、1256和1258是AC电压(或电流)源,其驱动离散的移相器1262、1264、1266和1268。每个离散的移相器模块可以被配置为提供四个不同的相位 0° 、 90° 、 180° 和 270° 。在一个实施例中,可以包括多路复用器1272、1274、1276和1278,以选择特定相位的信号。具有选定相位的信号可以被施加到换能器1280的部分1282、1284、1286和1288。在一个实施例中,部分是具有单个换能元件的单个换能器的一部分。在一个实施例中,部分可以是换能元件。如图所示,换能器1280的每个部分1282、1284、1286和1288具有可选相位(例如, 0° 、 90° 、 180° 或 270°)。在一个实施例中,部分1282、1284、1286和1288可以被电隔离(例如,相对于彼此)。在一个实施例中,如果换能器1280被分为或被分隔为部分1282、1284、1286和1288,则超声波束可以被引导并被聚焦到多个焦点位置。

[0243] 在一个实施例中,通过考虑平坦的盘形或环形换能器以及与在基本完美聚焦的圆碗形换能器的焦点处测量的强度相比的在焦点处测量的强度,可以图示说明提供更多离散的移相器的优势。图15图示说明了根据一个实施例的离散相位的系统的性能。在一个实施例中,碗形换能器可以被配置为具有 $OD=19\text{mm}$ 和 $F_L=15\text{mm}$,并且通过线1302图示说明了其强度(dB)。通过线1306图示说明了平坦的环形换能器的强度。如图所示,由平坦的环形换能器产生的焦点强度的改善在大约两个与5-6个离散的相位水平之间增加(例如,指数地增加),但是在大约5-6个离散的相位之后开始趋平。在一个实施例中,强度渐近地接近大约-2.3dB(线1304)。如图所示,在一个实施例中,平坦的环形换能器(线1306)产生比碗形换能器(线1302)小的焦距增益。如所见,在一个实施例中,添加另外的离散的相位水平可以改善焦点处的强度,并且由此改善换能器性能。

[0244] 在一个实施例中,可以利用聚焦碗来改变期望的焦点与理想的焦点之间的强度差。在一个实施例中,首先,可以使用 $OD=19\text{mm}$ 和 $F_L=15\text{mm}$ 的圆碗形换能器。其后,在一个实施例中,离散的相位调整技术可以被用来将焦点移动至大约 12mm 或 18mm 的深度。图16A-16B是图示说明根据若干实施例的在不同焦点处的离散相位系统的性能的曲线图。图16A图示说明了根据一个实施例的当与碗形换能器($OD=19\text{mm}$ 碗和 $F_L=12\text{mm}$)的性能1312相比时,使

用离散的相位调整将焦点移动至12mm时的碗形换能器($OD=19mm$ 和 $F_L=15mm$)的性能1316。如图所示,线1316渐近地接近大约-1.3dB(线1314)。在一个实施例中,比较线1316与在图15中由线1306图示的平坦的盘形换能器的性能,碗形换能器产生的强度已经被改善。图16B图示说明了根据一个实施例的当与碗形换能器($OD=19mm$ 碗和 $F_L=18mm$)的性能1322相比时,使用离散的相位调整将焦点移动至18mm时的碗形换能器($OD=19mm$ 和 $F_L=15mm$)的性能1326。如图所示,线1326渐近地接近大约0.5dB(线1324)。如图所示,例如当离散的相位水平的数量超过大约六个时,具有离散的相位调整的碗形换能器的性能(线1326)可以超过理想的换能器的性能(线1322)。在一个实施例中,使用离散的相位将焦点移动至更深是有利的。

[0245] 使用振幅调制和离散的相位偏移的治疗输送

[0246] 在若干实施例中,除了离散的相位调整外,还可以使用振幅调制(例如,通过材料极化实现)。在一个实施例中,超声波束的分离会引起由于例如系统或换能器材料限制而可能难以获得的换能器功率的增加。可能期望将超声波束从一个焦点位置相移或倾斜至另一焦点位置。在一个实施例中,由于过分加热在焦点之前的组织的可能性,超声波束的分离可能难以实现。在一个实施例中,可以在不移动换能器的情况下顺序地或基本顺序地产生TCP的线性序列,这可以使治疗时间减少。在一个实施例中,可以移动换能器以更远地分布处理点。在一个实施例中,换能器可以是被7MHz激励信号激励的圆碗形换能器,其具有大约19mm的OD、大约4mm的ID和大约15mm的 F_L 。线性TCP序列可以被间隔开大约1.0mm。可能期望使超声波束分离,使得同时或基本同时产生彼此间隔开大约1.0mm的两个线性TCP序列。然而,在一个实施例中,与未分离的波束的强度相比,分离的波束中的每一个均可以具有(原来的)大约2.4分之一的强度。由于可能过分加热位于焦点之前的组织,输送给换能器的功率可以不被增加大约2.4倍以对强度的降低进行补偿。在一个实施例中,正交相位调整可以被用来一次产生一个线性TCP序列。通过结合材料极化与离散的系统相位调整,可以完成正交相位调整。在一个实施例中,当正交相位调整被应用于聚焦的碗形换能器时,使用正交相位调整与大约1.2倍的功率增加有关。在一个实施例中,功率的这种略微增加是期望的。

[0247] 图17A-17B图示说明了根据一个实施例的通过结合极化与离散的系统相位调整的换能器的正交控制。在一个实施例中,图17A图示说明了在聚焦的圆碗形换能器上以一节距定义地各个带(例如,1402、1404等),其被配置为在换能器产生的超声波束中实现大约1.0mm。换能器的焦点是与换能器面平行的平面中的单个波束1408。换能器1400被配置为不具有离散的相位调整。在一个实施例中,如在图17B中图示的,通过使相位调整方向交替而使换能器1410的带极化。例如,带1412具有相位0°,而带1414具有相位180°。如在强度图中示出的,两个强度峰值1418和1418'基本沿线出现在焦深处。

[0248] 在一个实施例中,由于系统(例如,电源)和/或换能器材料的限制,可能不期望产生两个强度峰值1430和1432。例如,可能需要为换能器供应更大功率,以同时或几乎同时产生两个TCP。图17C图示说明了根据一个实施例使用额外的相位偏移(90°)调制换能器1420的孔。如图所示,带1422具有相位0°,并且被进一步划分成具有相位90°的区域或子带1426和具有相位0°的子带1428。另外,带1424具有相位180°(例如,使相位相对于带1422交替),并且被进一步划分成具有相位270°的区域或子带1430和具有相位180°的子带1432。在一个实施例中,两个另外的相位(例如,1426和1428)可以通过导电结合件以及(可选地)被配置为使两个相位分开的开关或柔性电路电连接至换能器1420。与在图17A-17B中图示的实施

例相似,换能器1420被极化为使得相位在相邻带之间在0°与180°之间交替。在一个实施例中,以0°相位激励信号激励换能器1420的一半,并且以180°相位激励信号激励另一半。在一个实施例中,通过另外的相位调整,相位变化的节距被降低为二分之一(例如,子带1426和1428)。在一个实施例中,当离散的相位调整与极化结合时(例如,使相位在相邻的带1422与1424之间在0°与180°之间交替),可以提供四个不同的相位,即0°、90°、180°和270°。如在图17C中图示的,从左到右在换能器1420上应用的重复的相位图案可以是90°、0°、270°和180°。如在强度图中图示的,在一个实施例中,可以在焦深处远离波束轴线大约-1mm产生峰值1438。在一个实施例中,如在图17D中图示的,如果相位图案具有0°(子带1446)、90°(子带1448)、180°(子带1450)和270°(子带1452)的反转顺序,则峰值1458远离波束轴线移动大约+1mm。如在图17D中图示的,带1442具有相位0°,而带1444具有相位180°(例如,使相位相对于带1442交替)。

[0249] 图18是根据一个实施例的两相位可切换系统1500。如图所示,系统1500包括驱动离散的移相器1504(0°移相器)和1506(90°移相器)的AC电压(或电流)源1502、开关1508和1510和换能器部分1512和1514。在一个实施例中,离散的移相器1504和1506可以被配置为相移由源1502提供的AC电压(或电流)信号,使得得到的信号为异相90°。在一个实施例中,离散的移相器1504和1506可以被配置为激励换能器的不同部分(例如,带)。离散的移相器1504和1506的输出可以连接至开关1508和1510,开关1508和1510连接至换能器的不同部分1512和1514。在一个实施例中,开关1508和1510使由源1502供应的电压(或电流)信号的相位在0°与90°之间切换,使得换能器处的相位图案反转顺序,并使聚焦点从波束轴线的一侧移动至波束轴线的另一侧,如在图17C-17D中图示的。在一个实施例中,移相器1504和1506可以将相位偏移任何合适的值,例如30°、45°、120°、145°、180°等。

使用具有走步(Walking)的振幅调制的治疗输送

[0251] 在一个实施例中,轴向和/或横向调制超声波束或使超声波束分离,使得例如同时、基本同时或顺序地产生TCP的多个线性序列需要向换能器供应额外的功率,以便在焦点处实现与未调制的波束基本相同的强度。在一个实施例中,功率的这种增加会在焦点的近侧(焦点前)和/或远侧(焦点后)的组织中导致过分加热的可能性。例如,对于给定的换能器配置,使超声波束从大约(0,0,15mm)的焦点位置分离至大约(-0.55mm,0,15mm)和(0.55mm,0,15mm)的焦点位置可能需要增加功率供应大约2.2倍,以便在两个焦点位置处产生与未调制的焦点位置处的强度基本相同的强度。在一个实施例中,功率的这种增加可能是不期望的。在不同的实施例中,振幅调制可以与孔走步孔技术结合,以便降低过分加热焦点前以及焦点后的区域中的组织的可能性。例如,可以降低在焦点前以及焦点后的区域中测得的最大强度。

[0252] 图19A-19C是根据一个实施例的在x-y平面中在焦点前大约2mm处的强度分布1600的曲线图。调制未应用于换能器。曲线图1600图示说明声强度分布关于波束轴线轴对称。在一个实施例中,对称是由换能器(例如,聚焦的圆碗形换能器)的圆形孔引起的。最高强度1601、1602和1604的区域沿波束轴线出现在大约0mm(区域1601)、0.75mm(区域1602)和1.0mm(区域1604)的半径处。在一个实施例中,如果孔处的强度约为 $1\text{W}/\text{cm}^2$,则平面中的最大强度约为 $101\text{W}/\text{cm}^2$ 。

[0253] 图20A-20C是根据一个实施例的在x-y平面中在焦深处的强度分布1620的曲线图。

在一个实施例中,焦深约为15mm。图20A-20C示出了在焦点平面处的声强度的明显集中1622。在一个实施例中,声分布的直径已经从图20A-20C中的大约3mm的OD减小至在焦深处小于大约0.3mm的直径。最大强度已经增加至大约 7.73kW/cm^2 ,其为焦点之前大约2mm的最大强度的约77.3倍。

[0254] 图21是根据一个实施例的振幅调制孔图案1630的示意图。可以在孔上放置振幅调制图案1630。多组换能器带或部分1632可以表示振幅+1(例如,由于换能器材料的膨胀)。多组换能器带或部分1634可以表示振幅-1(例如,由于换能器材料的收缩)。如图所示,组1632和1634可以在孔上交替。节距距离1640可以对应于在孔上的在+1与-1换能器材料之间转换的空间周期。在一个实施例中,节距距离1640连同焦深与工作频率可以确定在焦平面中的分离的波束的距离。在一个实施例中,任何数量的换能器部分都可以被分组为组1632和1634。在一个实施例中,组1632和1634中的部分的数量可以相同。在一个实施例中,组1632和1634中的部分的数量可以不同。在一个实施例中,振幅调制可以包括多于两个水平,例如三个(0和±1)或更多水平。

[0255] 图22A-22C是根据一个实施例的在x-y平面中来自图21的在焦点之前大约2mm的振幅调制的孔图案的强度分布1650的曲线图。在一个实施例中,对于大约7MHz的激励信号频率,节距距离约为6mm。在一个实施例中,振幅调制图案1630沿y轴放置,从而以大约1.1mm使波束分离,如通过焦点1652和1654演示的。在一个实施例中,尽管能量分布在x-方向上具有大约3mm的OD,但是其在y-方向上增加至大约4mm。与图19A-19C相比,假如 1W/cm^2 的强度被设置在未调制的焦点处,则强度分布1650的最大强度增加大约20%,到达 112W/cm^2 。在一个实施例中,来自分离的孔的功率量需要增加大约2.2倍,以在两个焦点处实现基本相似的强度。在焦点之前大约2mm的深度处,由于功率的增加,最大强度约为 246W/cm^2 。然而,在一个实施例中,因为组织中的温度增加与强度的增加成比例,所以对于分离的波束设计来说,焦点前区域中的温度上升可以增加到2倍以上。

[0256] 图23A-23C是根据一个实施例的在x-y平面中来自图21的在焦深处的振幅调制的孔图案的强度分布1670的曲线图。在一个实施例中,焦深可以约为15mm。在一个实施例中,假如 1W/cm^2 的强度被设置在未调制的焦点处,则焦点1672和1674中的每一个焦点的强度可以约为 3.45kW/cm^2 。如图所示,两个对称的波束在焦点位置1672(0.55mm,0,15mm)和1674(-0.55mm,0,15mm)处发生。在一个实施例中,在焦点位置1672和1674处的强度分布与在图20A-20C中图示的强度分布基本相似。

[0257] 图24是根据一个实施例的具有走步或改变的状态的振幅调制孔图案1680的示意图。在一个实施例中,除了状态变化外,图案1680与在图21中图示的振幅调制函数1630相同。在一个实施例中,如下所述,可以在孔上如下放置振幅调制图案1680。节距距离1688可以包含多个换能器带或部分。尽管在图24中示出了八个这样的部分,但部分的数量可以是任何合适的数量,例如小于八个或多于八个。换能器部分可以独立寻址,并且可以被配置为表示-1和/或+1的振幅状态。当电压或电流应用于换能器时,孔可以从S1改变状态(或走步)至S2,然后从S2至S3,然后从S3至S4,以此类推。如图所示,在状态S1中,在节距距离1688上的多个部分被划分成两个组1682(+1调制)和1684(-1调制)。当从状态S1转换为状态S2时,在节距距离1688上的多个部分被划分成组1692(+1调制)以及1690和1694(-1调制)。如图所示,部分1681在状态S1中对应于+1,而在状态S2中对应于-1。当从状态S2转换为状态S3时,

在节距距离1688上的多个部分被划分成组1702(+1调制)以及1700和1704(-1调制)。当从状态S3转换为状态S4时,在节距距离1688上的多个部分被划分成组1712(+1调制)以及1710和1711(-1调制)。因此,调制图案随着时间在孔上偏移(或走步)。在一个实施例中,如果孔以在孔上相同的振幅调制图案走步,则存在八个唯一的状态。在一个实施例中,有效的强度可以被确定为来自每个孔状态的声强度分布的加权时间平均。在一个实施例中,孔以足以降低过分加热焦点前和/或焦点后的组织的可能性的速率改变状态(或走步)。在一个实施例中,节距距离1688可以包括任何合适数量的换能器部分。在一个实施例中,组中对应于调制+1和-1的部分的数量可以相同。在一个实施例中,组中对应于调制+1和-1的部分的数量可以不同。在一个实施例中,振幅调制可以包括多于两个水平,例如三个(0和 ± 1)或更多水平。

[0258] 图25A-25D是根据一个实施例的在x-y平面中来自图24的在焦点之前大约2mm的具有走步的振幅调制的孔图案的强度分布1730的曲线图。在一个实施例中,最大强度约为 71W/cm^2 ,其比不具有走步的振幅调制的孔图案(例如,在图22A-22C中示出的)的最大强度低大约37%。在一个实施例中,这种减小可以是显著的。图25A-25D图示说明,相比于图22A-22C,经历高强度的区域的数量和面积已经减少。接收显著量的能量的区域被局部化为大约六个位置1731-1736。强度分布曲线图1730图示说明,与图22A-22C相比,能量分布的范围在x-维度上减小至大约2mm OD,并且在y-维度上减小至大约3mm OD。在一个实施例中,这种减小可以是显著的。在一个实施例中,当强度分布1730表现为图19A-19C的分布1600的空间偏移总和时,强度分布1730表现为声功率从两个孔传出。在一个实施例中,如在图25A-25D中图示的,显著降低了过分加热位于焦点之前以及之后的组织的可能性。

[0259] 图26A-26C是根据一个实施例的在x-y平面中来自图24的在焦深处的具有走步的振幅调制的孔图案的强度分布1750的曲线图。在一个实施例中,焦深可以约为15mm。在一个实施例中,尽管焦点之前的强度分布明显改变(对比图25A-25D与图22A-22C),但焦点处的强度分布1750与在图23A-23C中图示的不具有走步的振幅调制的孔图案的焦深处的强度分布1670基本相似。在一个实施例中,强度分布1750的峰值强度被降低(例如,对比 3.34W/cm^2 与 3.45W/cm^2)。在一个实施例中,为了在焦深处得到相同的强度,供应的功率需要增加2.3倍。焦点之前大约2mm的最大强度将为 163W/cm^2 ,其相对于如果在孔上未走过振幅调制图案时的预测值 246W/cm^2 (图22A-22C)显著降低。在一个实施例中,与图22A-22C中强度分布1650相比,在焦点1752和1754处的声强度最大值是显著集中的。

[0260] 图27A是根据一个实施例的具有走步的振幅调制的孔(两个水平 ± 1)的示意图1800。在一个实施例中,示意图1800对应于在图24中图示说明的图案1680。图27B是根据一个实施例的两种状态的示意图1800的状态转换表1850。

[0261] 图28A是根据一个实施例的具有走步的振幅调制的孔(三个水平)的示意图1900。示意图1900包括0水平1952。在一个实施例中,可以通过使用地端子或将电阻器连接至地端子来实现0水平1952。在一个实施例中,0水平1952可以减少焦点区域中的高频空间分量的量(例如,这些分量可以对应于光栅瓣)。在一个实施例中,0水平1952可以减少焦点前以及焦点后的区域中的空间频率转换。图28B是根据一个实施例的三种状态的示意图1900的状态转换表1950。

[0262] 图29A是根据一个实施例的具有走步的振幅调制的孔(四个水平 ± 1)的示意图

2000。示意图2000包括两个另外的水平+0.52002和-0.52004。在一个实施例中,这样做可以提供与添加0水平相似的优势。在一个实施例中,由示意图2000提供的在孔上的振幅调制可以更好地近似正弦波,使得高频空间分量不会出现在焦点平面中。图29B是根据一个实施例的三种状态的示意图1900的状态转换表2050。

[0263] 在若干实施例中,节距距离中的换能器带和/或部分的数量可以小于或大于八。选定部分的数量可以取决于对位于焦点之前和/或之后的组织的期望的加热减少量。在若干实施例中,振幅调制水平的数量可以大于四,例如六、八、十等。

[0264] 使用在本文中所公开的系统和方法的实施例有若干优势。在一个实施例中,振幅调制(特别是具有走步的振幅调制)和/或相位偏移技术可以降低焦点前以及焦点后的过分加热的可能性。在一个实施例中,振幅调制(特别是具有走步的振幅调制)和/或相位偏移技术可以允许将超声波束分离为两个或更多个波束。在一个实施例中,通过将超声能量设置在两个或更多个焦点位置处,振幅调制(特别是具有走步的振幅调制)和/或相位偏移技术可以近似两个或更多个超声源。在一个实施例中,通过远离焦点重新分布声能,振幅调制(特别是具有走步的振幅调制)和/或相位偏移技术可以减少患者在超声治疗期间经历的疼痛或不适。在一个实施例中,由于产生多个TCP,振幅调制(特别是具有走步的振幅调制)和/或相位偏移技术可以减少治疗时间。

0265] 成像系统

[0266] 在一个实施例中,接收超声波束形成器可以用作超声成像系统的一部分。在一个实施例中,超声成像系统使用发射与接收事件来产生超声图像的一条线。发射通常在一个位置处聚焦,然后成像系统的接收处理在相同位置上聚焦。在这种情况下,成像系统的响应被描述为:

$$[0267] h(t) = Tx(t) * Rx(t) \quad (29)$$

[0268] 其中 $h(t)$ 是发射孔与接收孔的空间响应, $Tx(t)$ 是发射孔的响应,而 $Rx(t)$ 是接收孔的响应。

[0269] 在一个实施例中,超声成像系统使用动态接收聚焦。在这种情况下,尽管发射超声波束聚焦在一个空间位置上,但接收系统可以沿波束轴线‘动态地’改变焦点,使得在深度中的每个空间位置聚焦。该系统响应被表示为:

$$[0270] h(t-\delta) = Tx(t) * Rx(t-\delta) \quad (30)$$

[0271] δ 表示所接收的信号之间的时间延迟,其给出了当信号来自更深的深度时,对于接收孔,聚焦如何改变。

[0272] 在一个实施例中,通过孔振幅操纵将发射治疗波束分离为多个焦点的技术还可以包括接收波束。在一个实施例中,系统可以包括两个发射焦点(或更多个),并且可以利用接收孔(例如线性阵列)聚焦在任一空间孔上,其中延迟可以被用来沿不同轴线引导以及聚焦所接收的波束。该方法允许系统借助仅一个发射获得两个接收波束。这减少了视觉观察来自接收孔的两个波束轴线所需的时间。该系统被描述为:

$$[0273] h_1(t-\delta) = Tx(t) * Rx_1(t-\delta) \quad (31a)$$

$$[0274] h_2(t-\delta) = Tx(t) * Rx_2(t-\delta) \quad (31b)$$

[0275] 例如,假设系统产生两个焦点,一个在远离治疗换能器的中心轴线距离1.0mm处,而另一个在远离治疗换能器的中心轴线距离-1.0mm处,均在深度15mm处。超声接收器将能

够产生两个接收线,一个恒定地聚焦在1.0mm峰值上,一个恒定地聚焦在-1.0mm峰值上。在一个实施例中,接收器可以产生两个接收线,一个恒定地聚焦在1.0mm峰值上,一个同时恒定地聚焦在-1.0mm峰值上。

[0276] 在一个实施例中,方法2100包含如下步骤:

- [0277] a) 通过治疗孔发射多个焦点
- [0278] b) 收集来自接收孔阵列的每一个部分的信号
- [0279] c) 基于多个焦点产生多个接收矢量,以及
- [0280] d) 使用接收矢量来加速用于成像的算法。

[0281] 在一些实施例中,多个焦点的发射可以是同时的或顺序的。在一些实施例中,可以同时或顺序地使用接收矢量。

[0282] 在本文中描述的一些实施例和示例是示例性的,并不是意欲限制描述这些发明的组成和方法的全部范围。可以在本发明的范围内对一些实施例、材料、组成以及方法进行等效改变、更改以及变化,而结果基本相似。

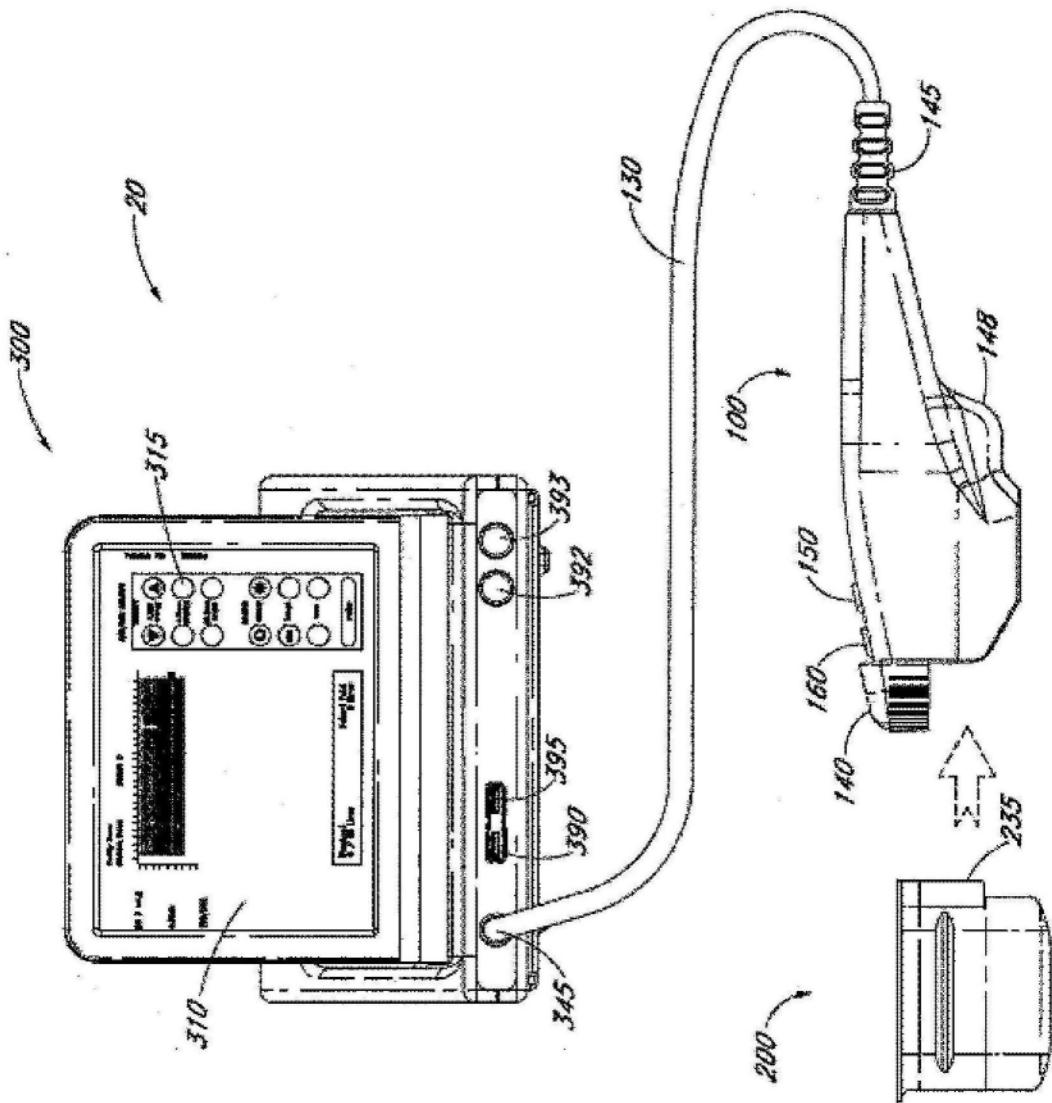


图1

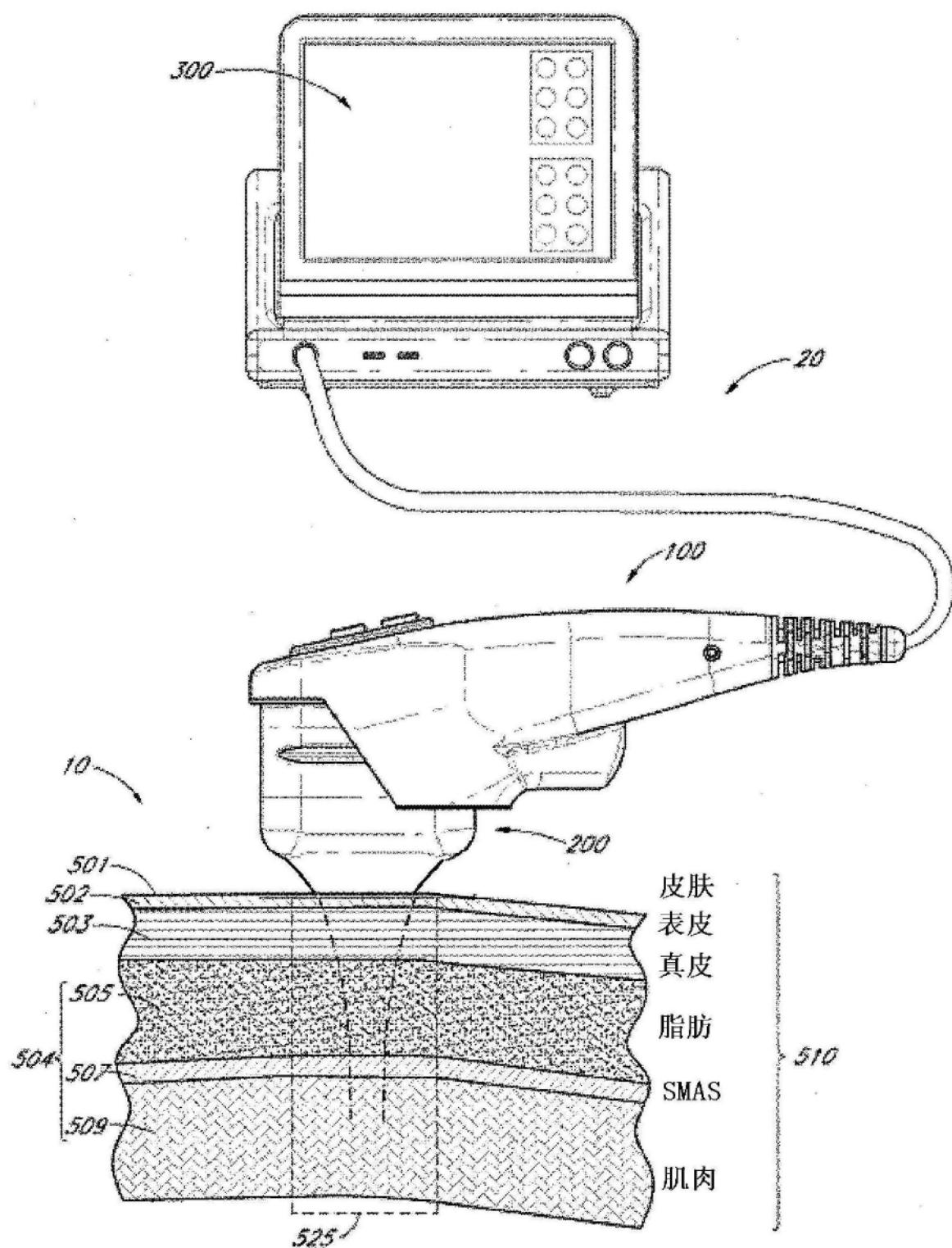


图2

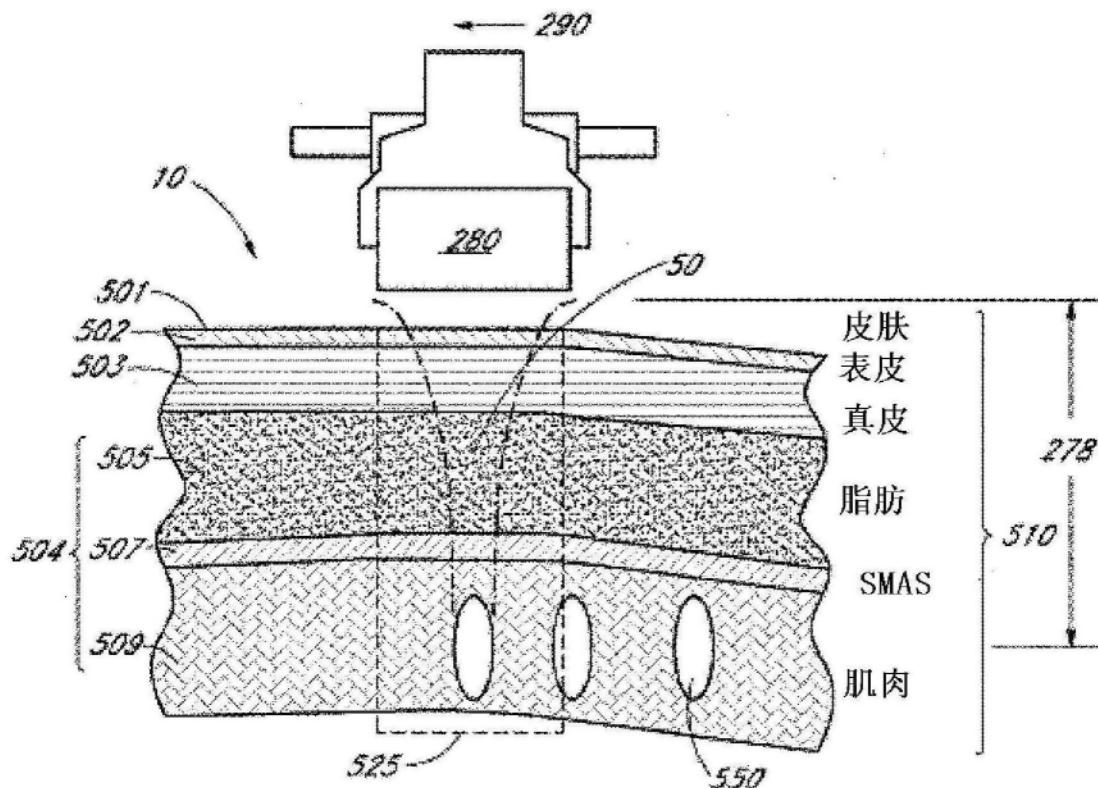


图3

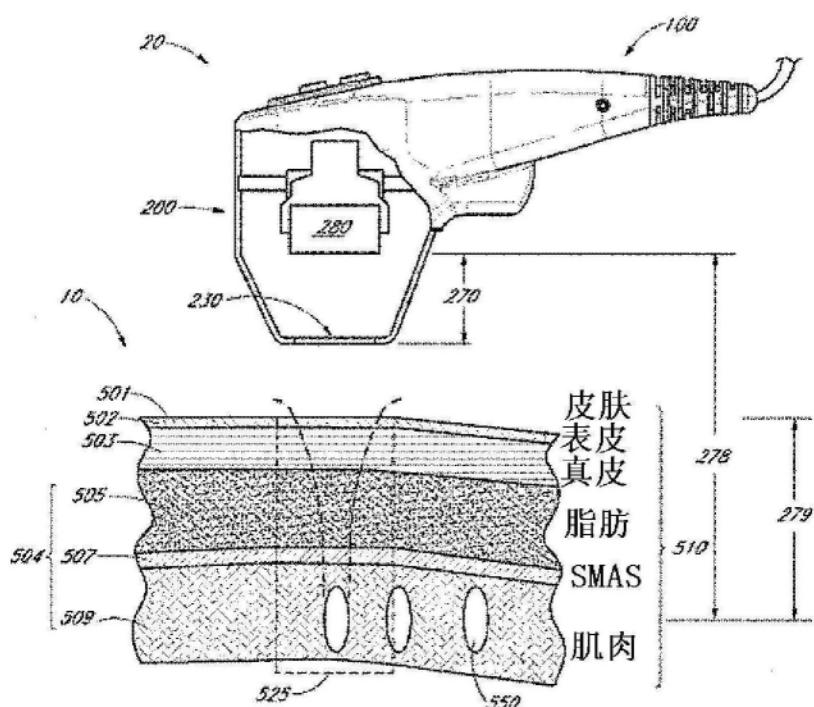


图4

相对于顶点到焦点 (0, 0, 15) mm 的时间

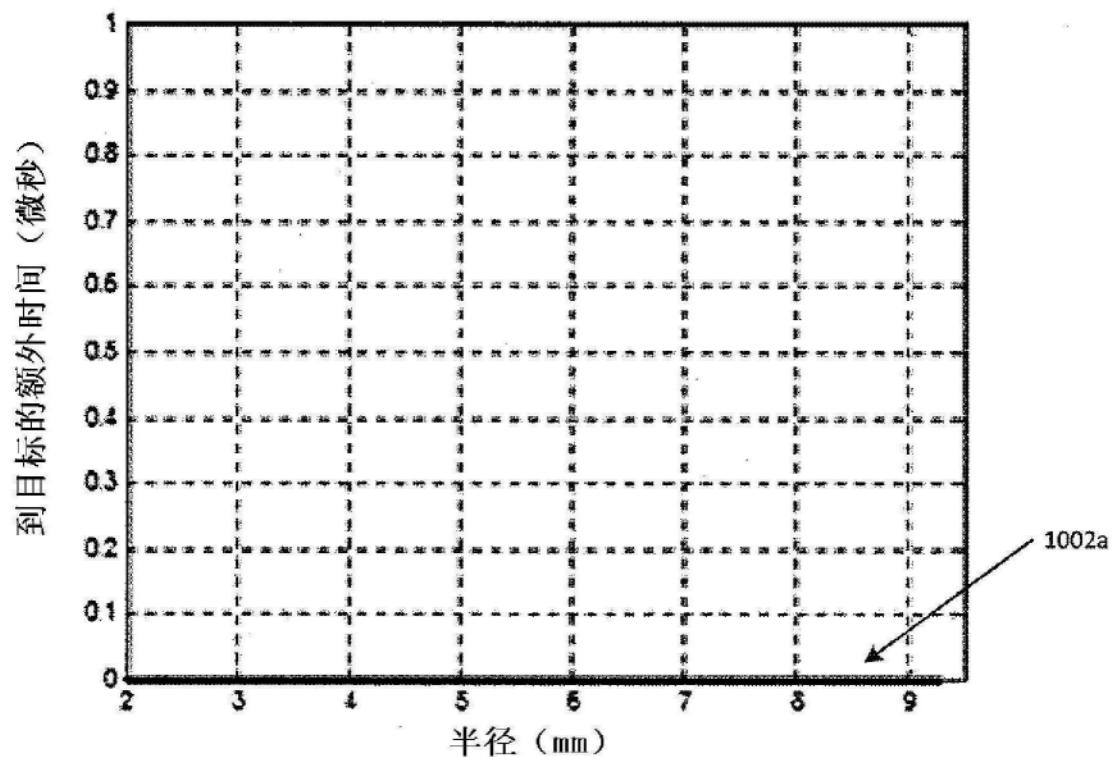


图5A

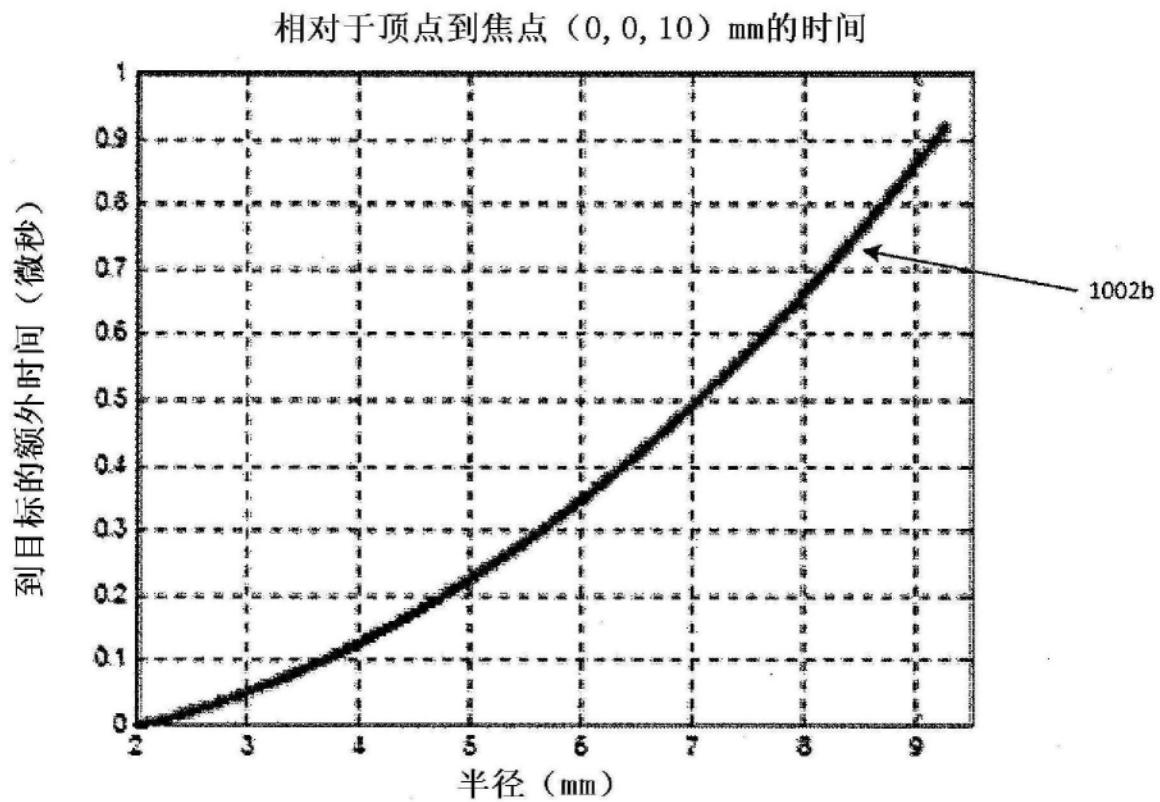


图5B

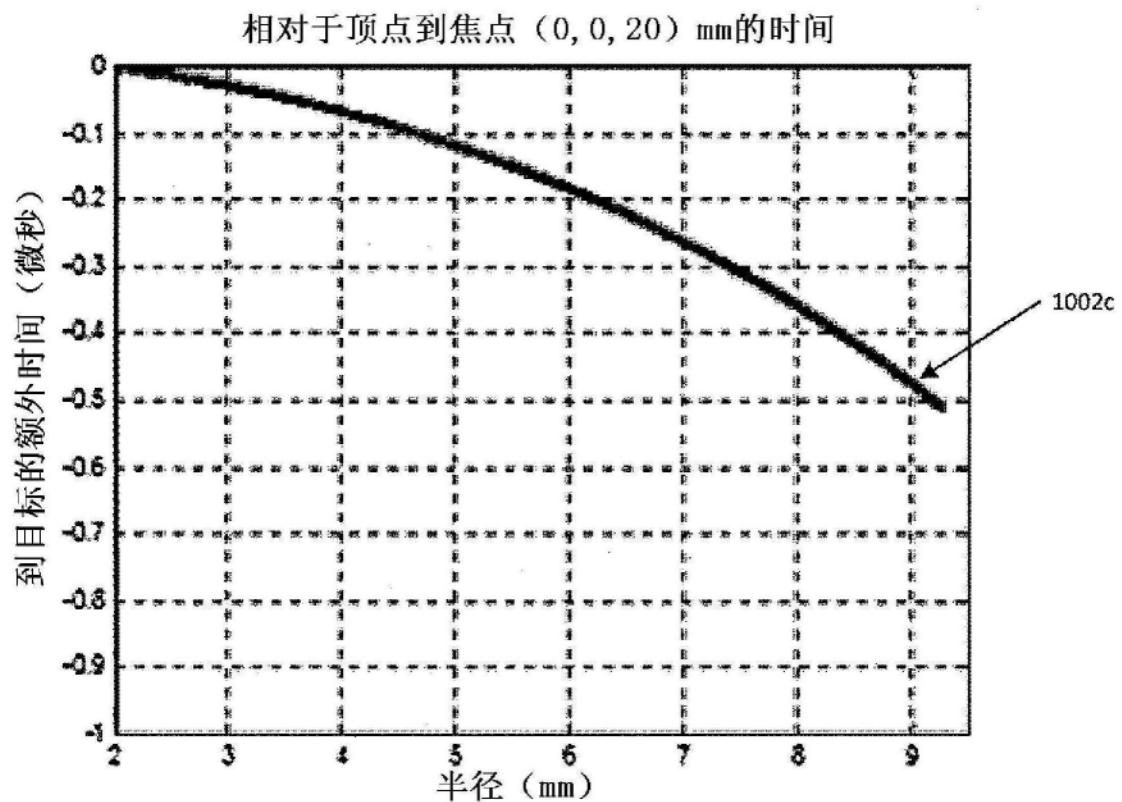


图5C

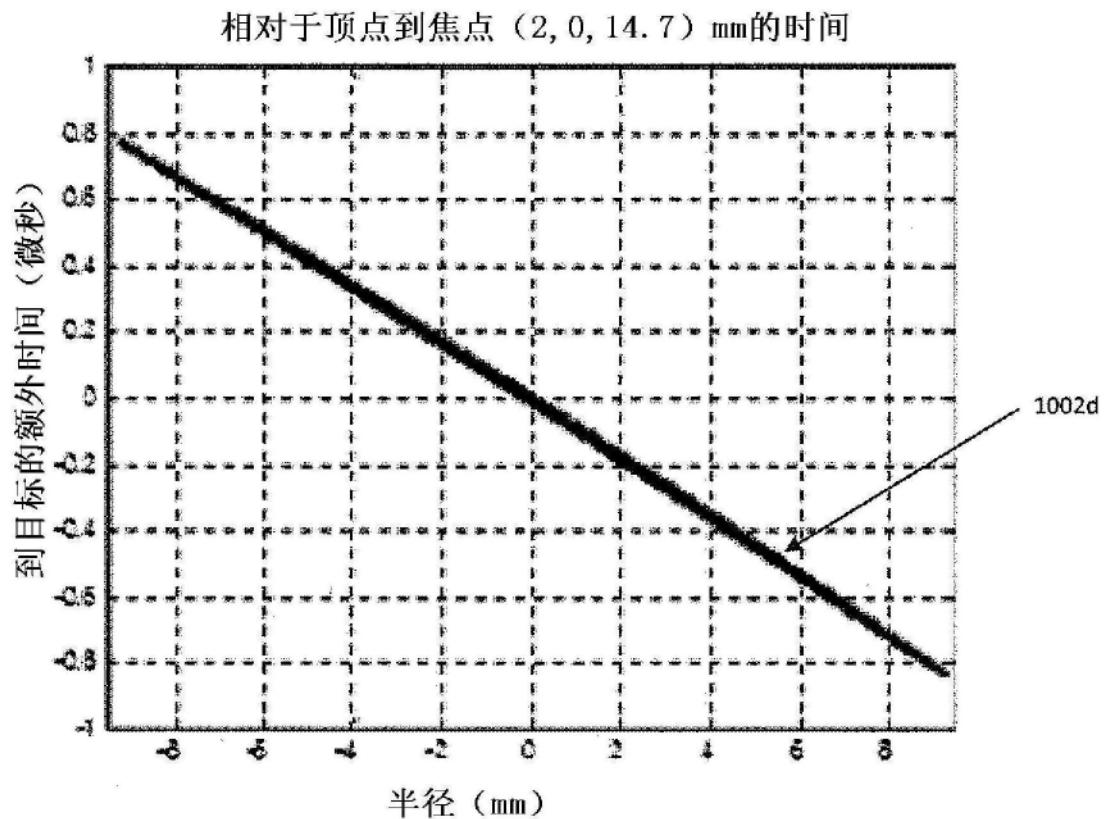


图5D

1016a 1014a

相对于顶点到焦点 (0, 0, 10) mm 的角度

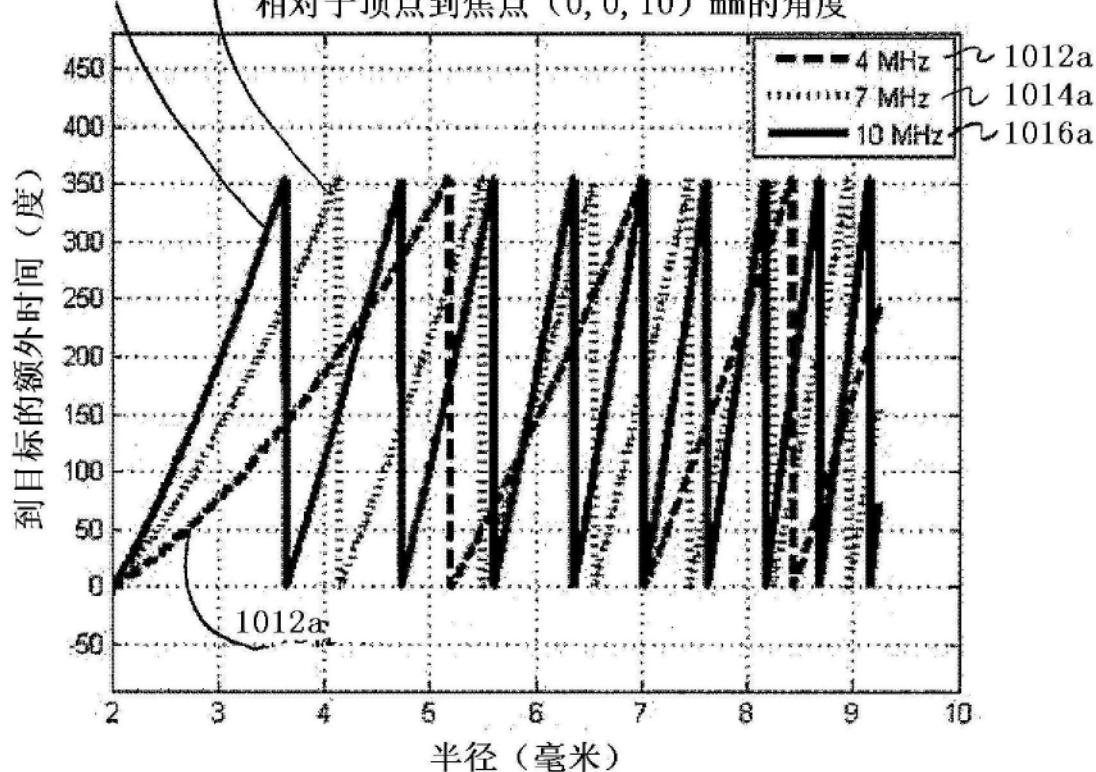


图6A

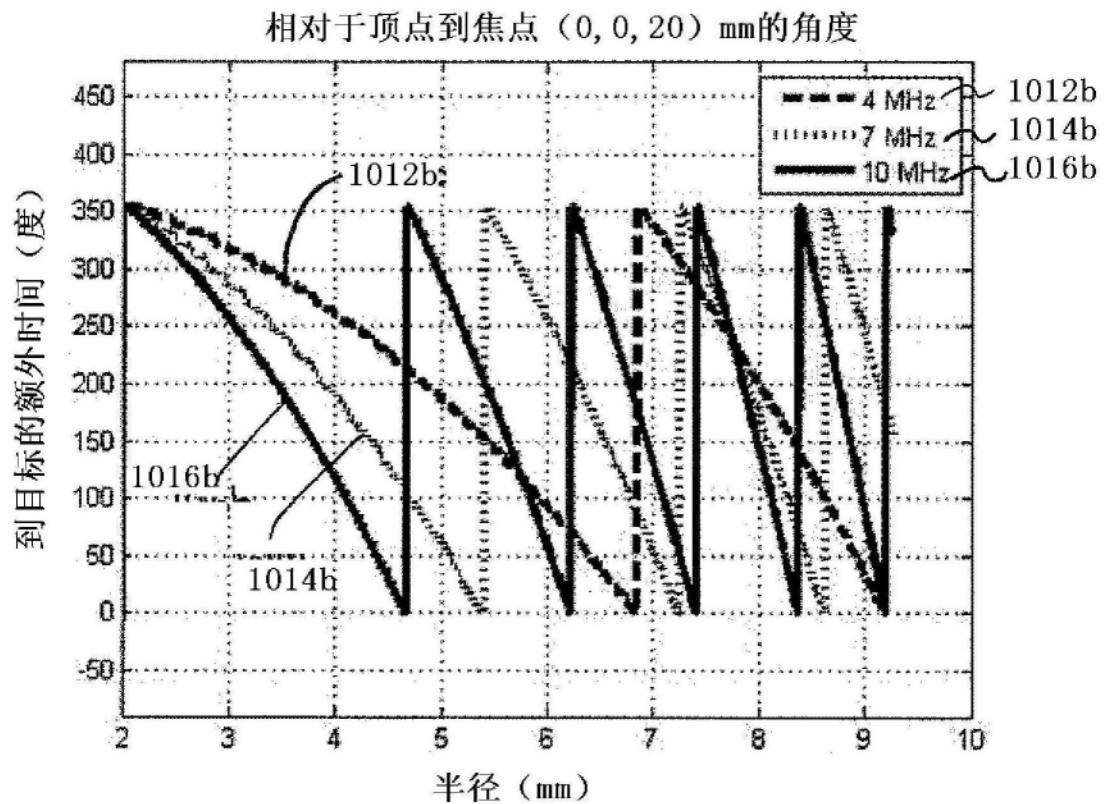


图6B

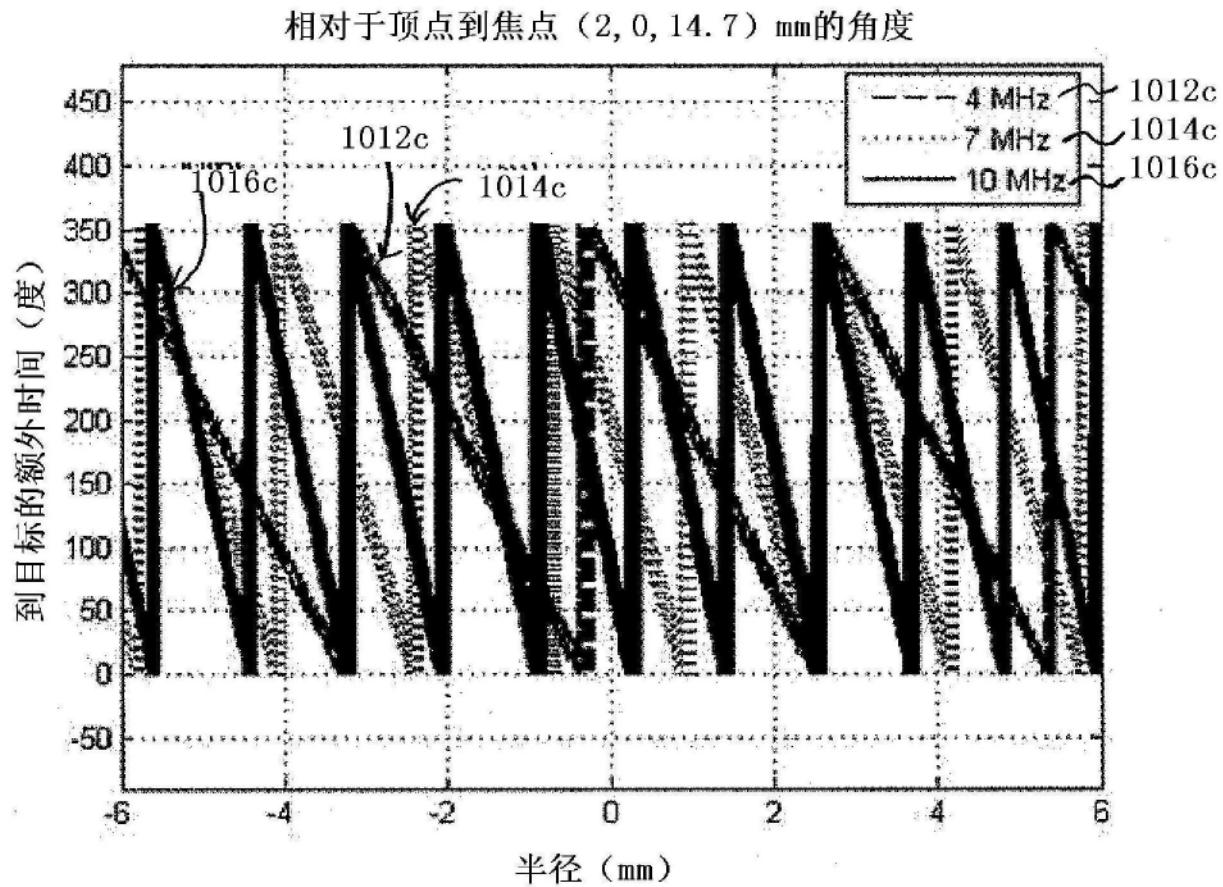


图6C

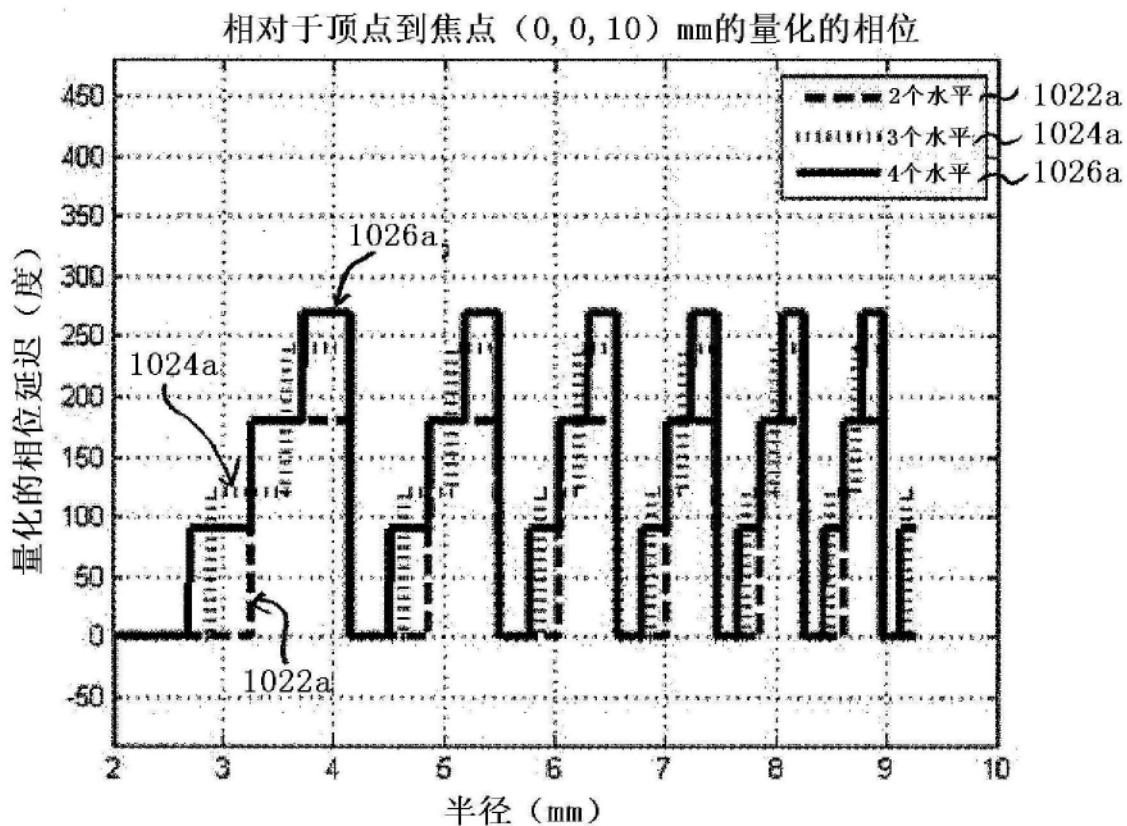


图7A

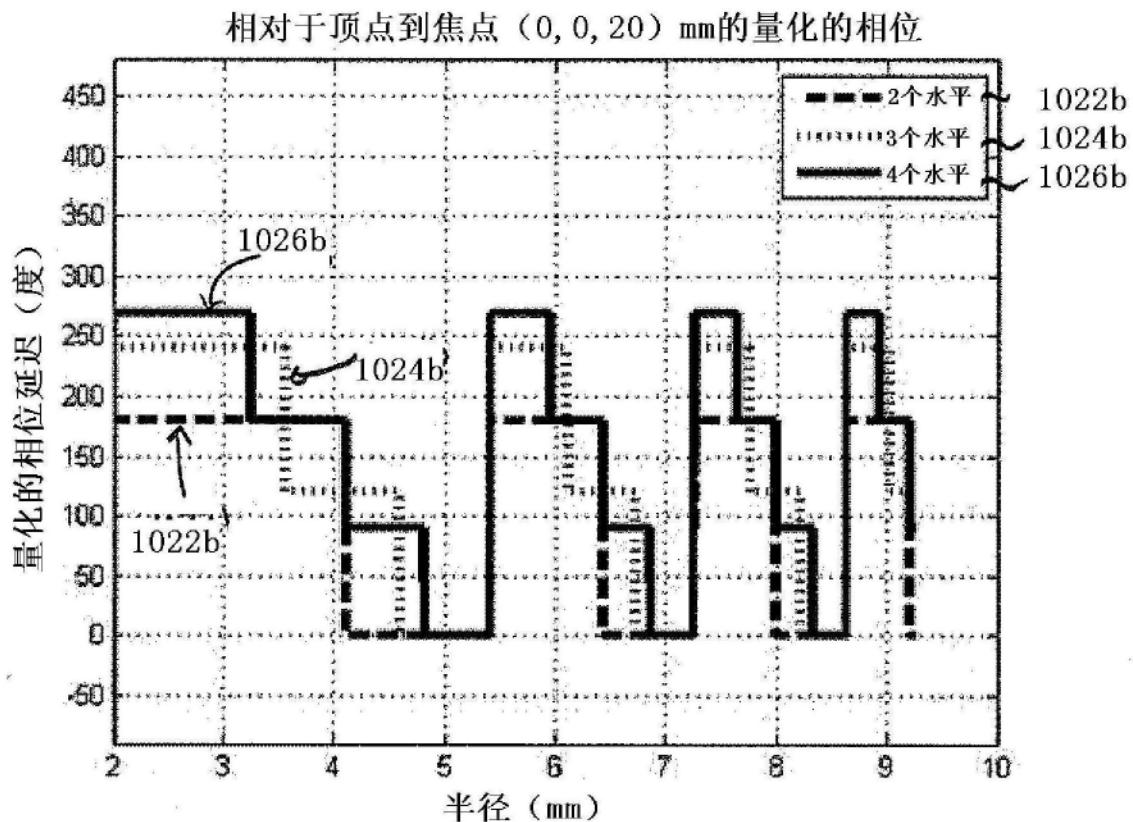


图7B

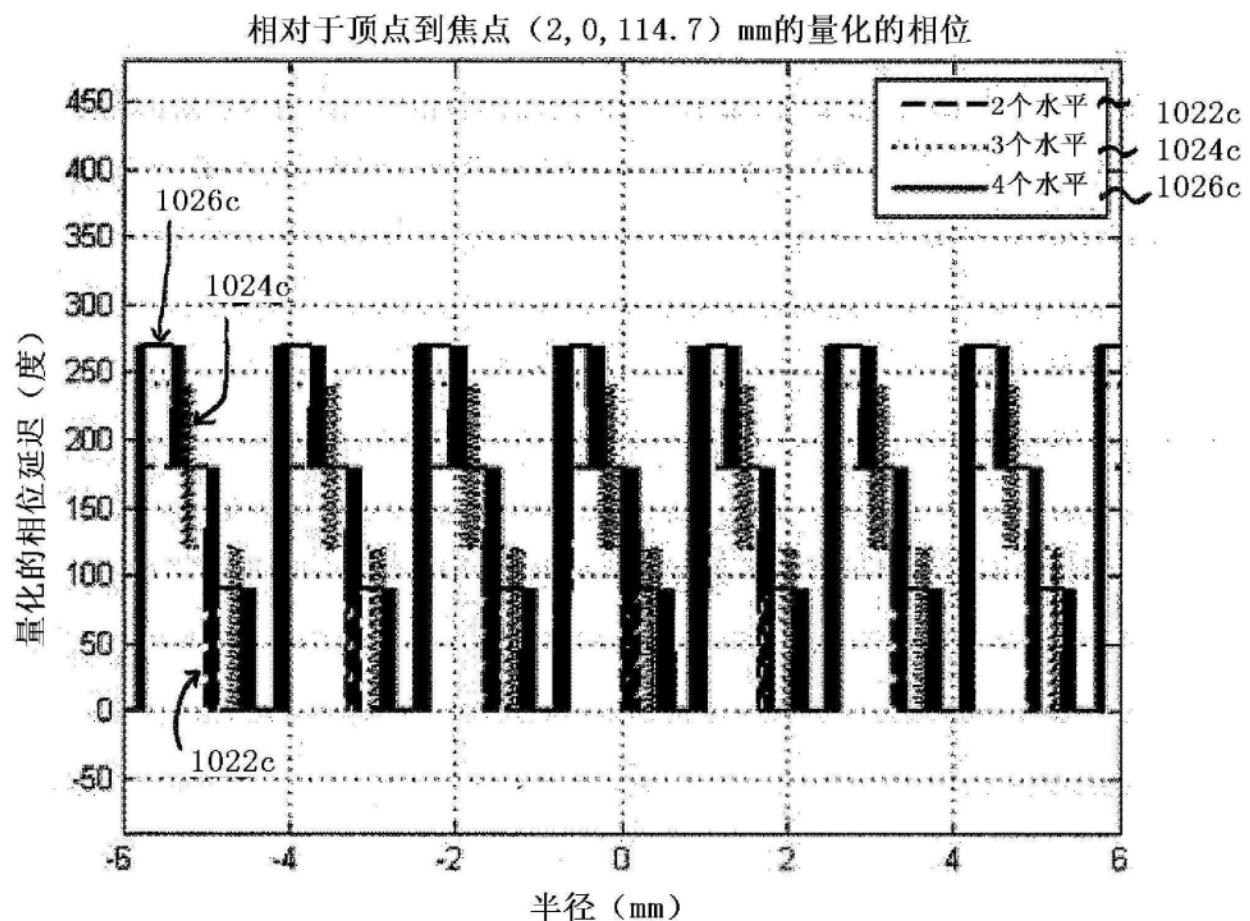


图7C

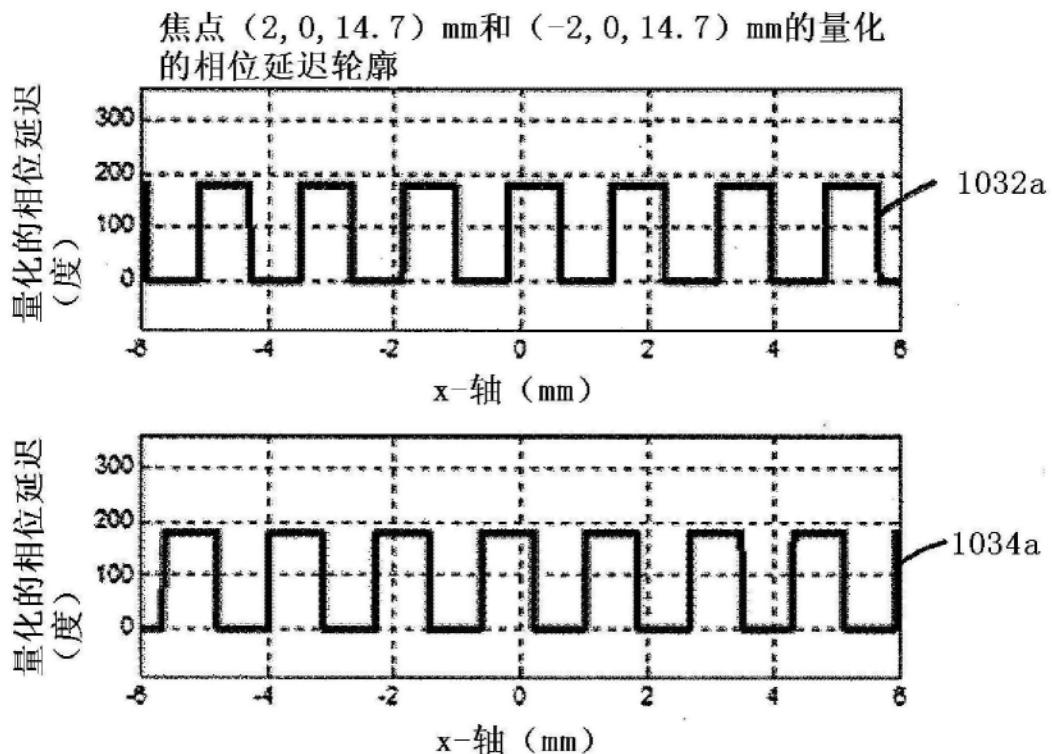


图8A

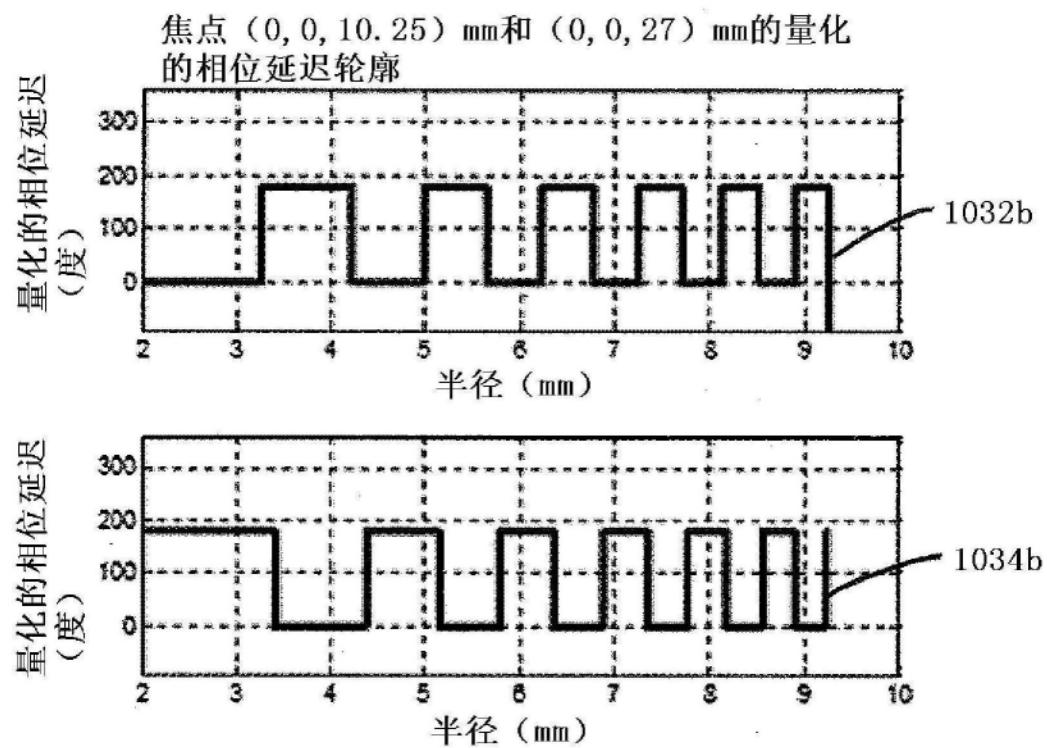


图8B

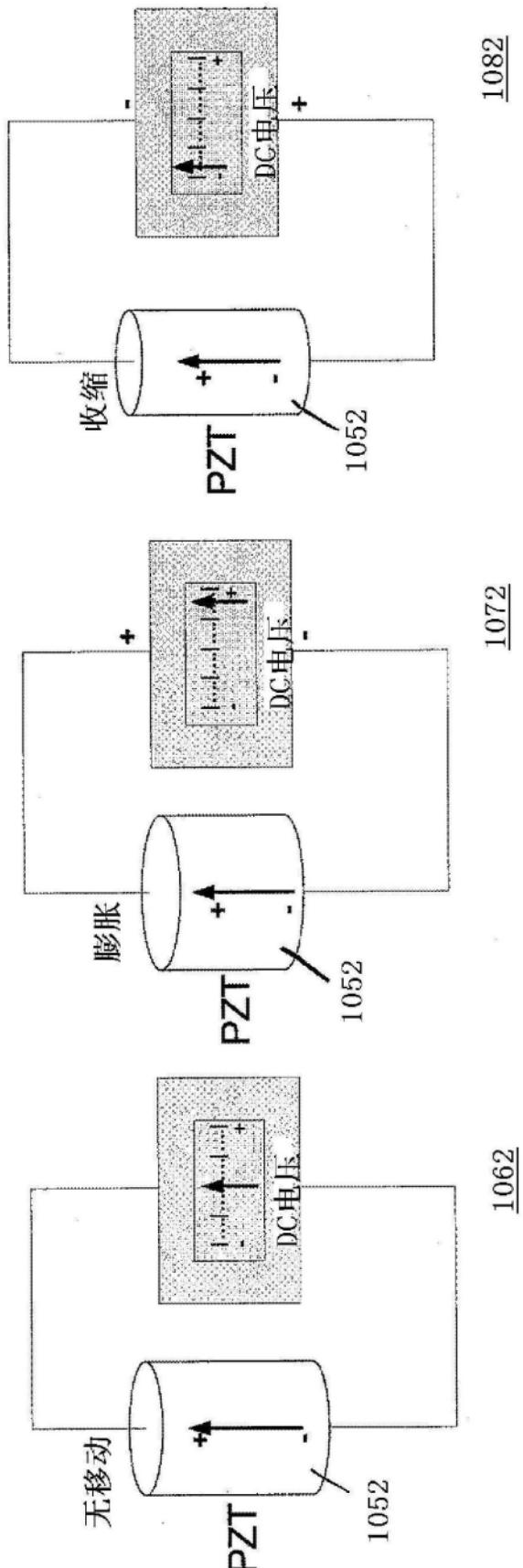


图9

用两个水平、三个水平近似的正弦波

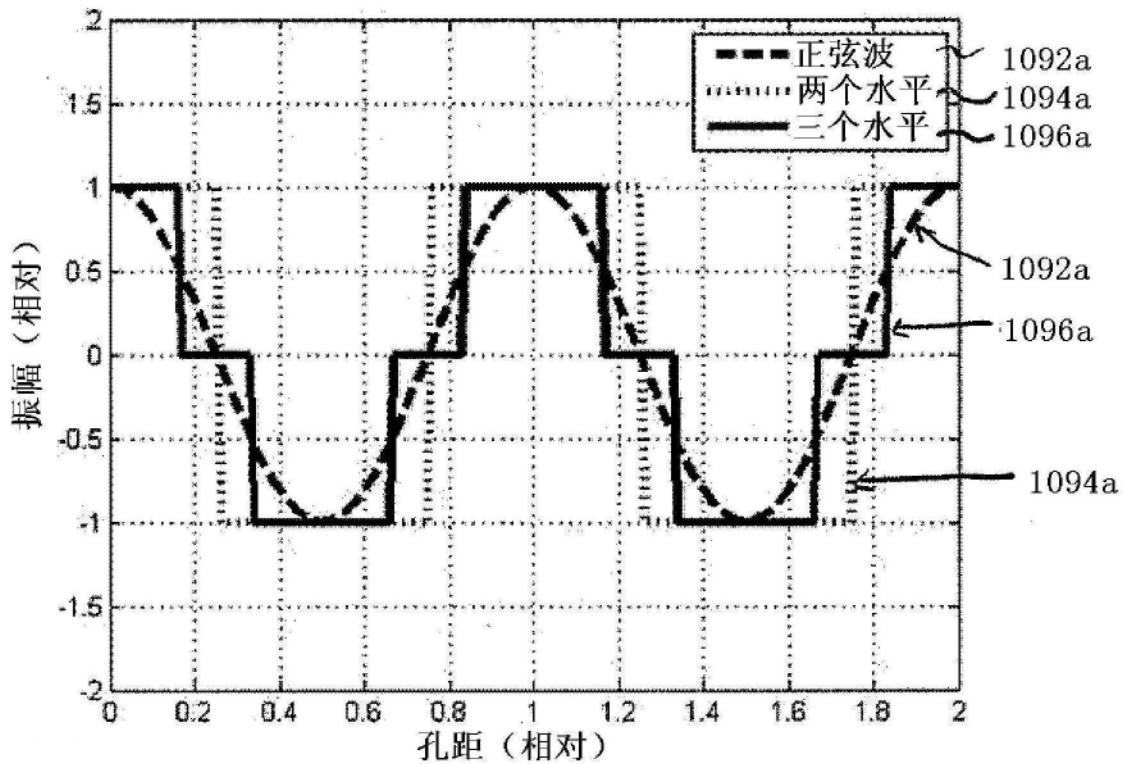


图10A

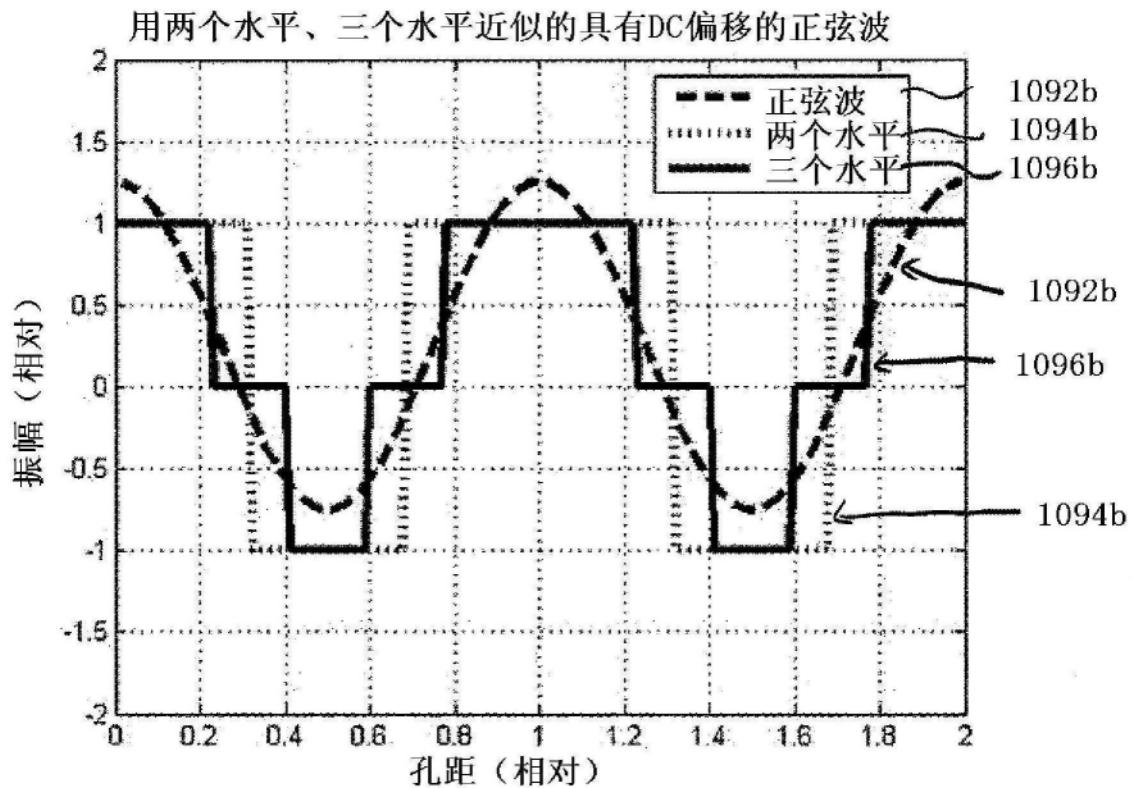


图10B

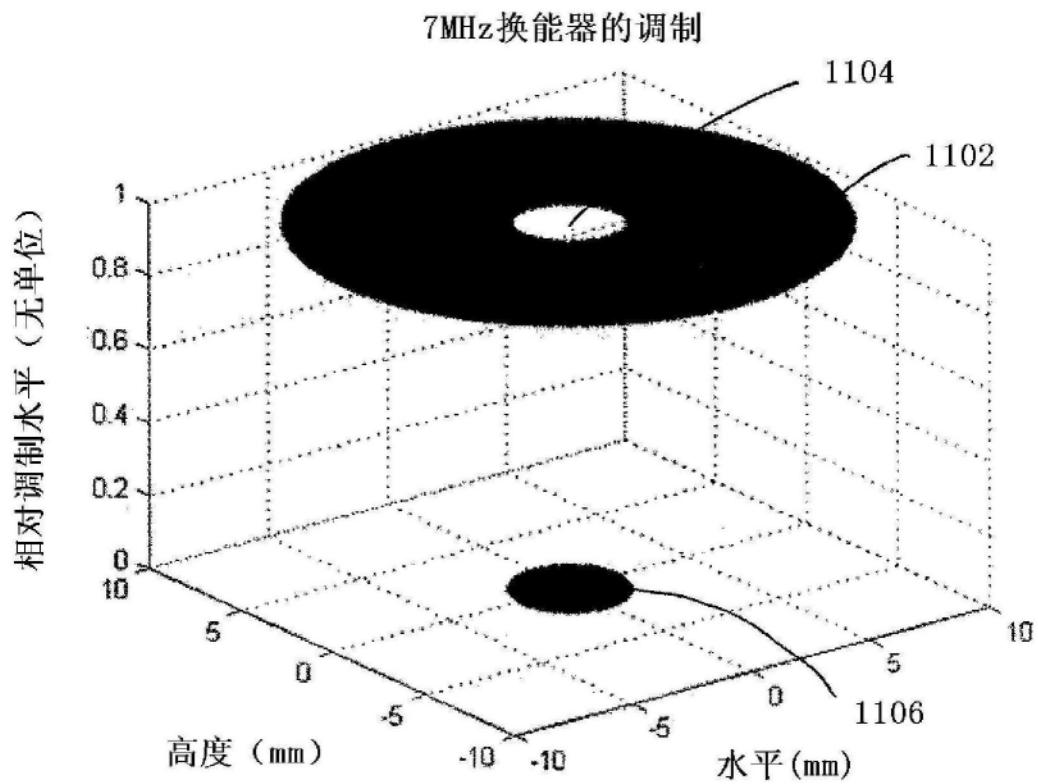


图11A

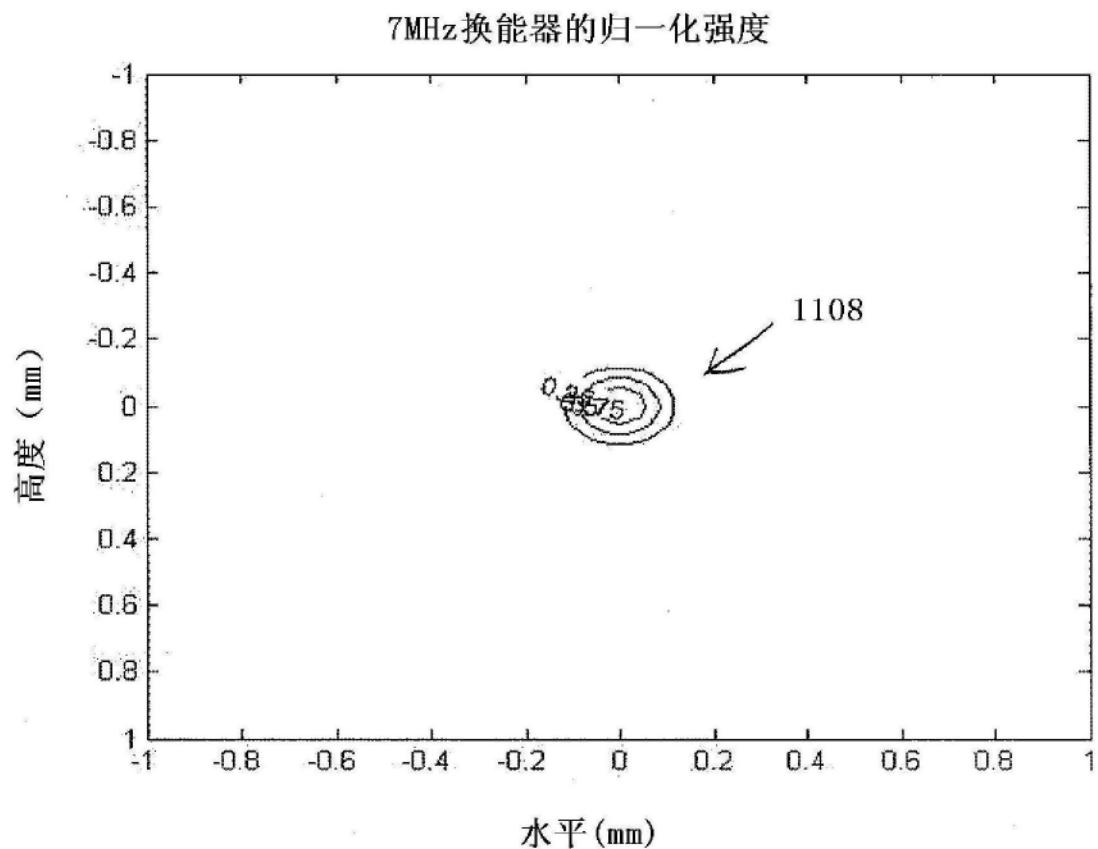


图11B

横向分离 (0.55mm) 的7MHz换能器的调制

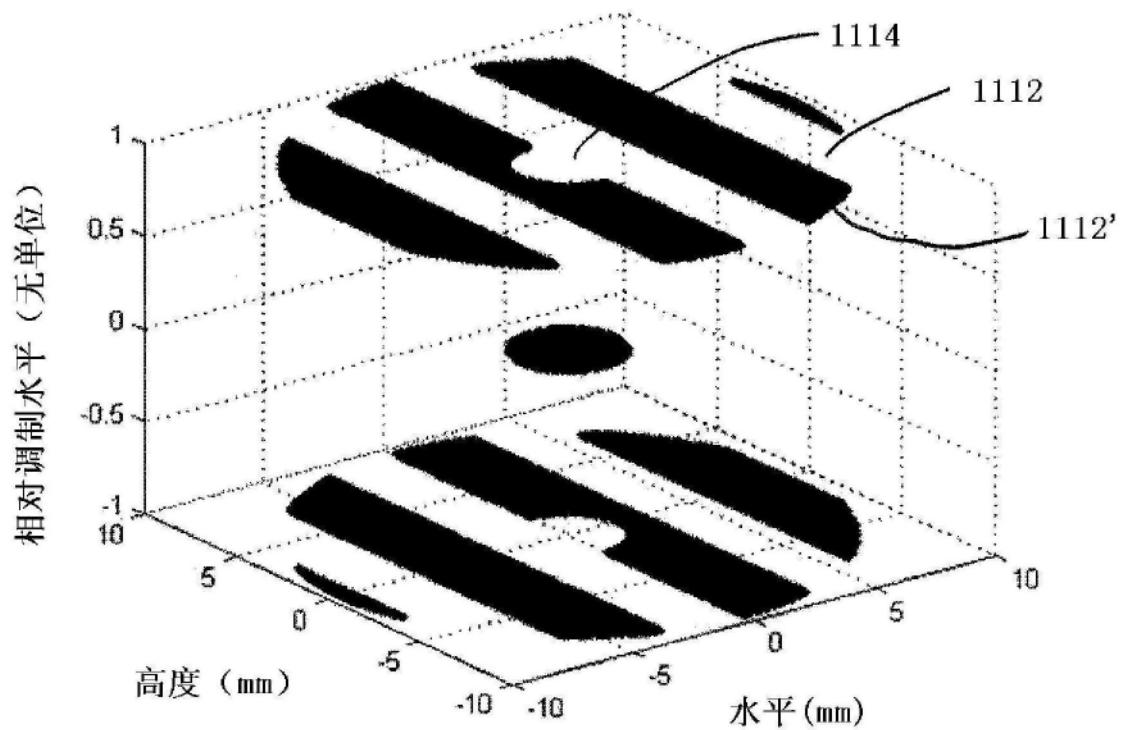


图11C

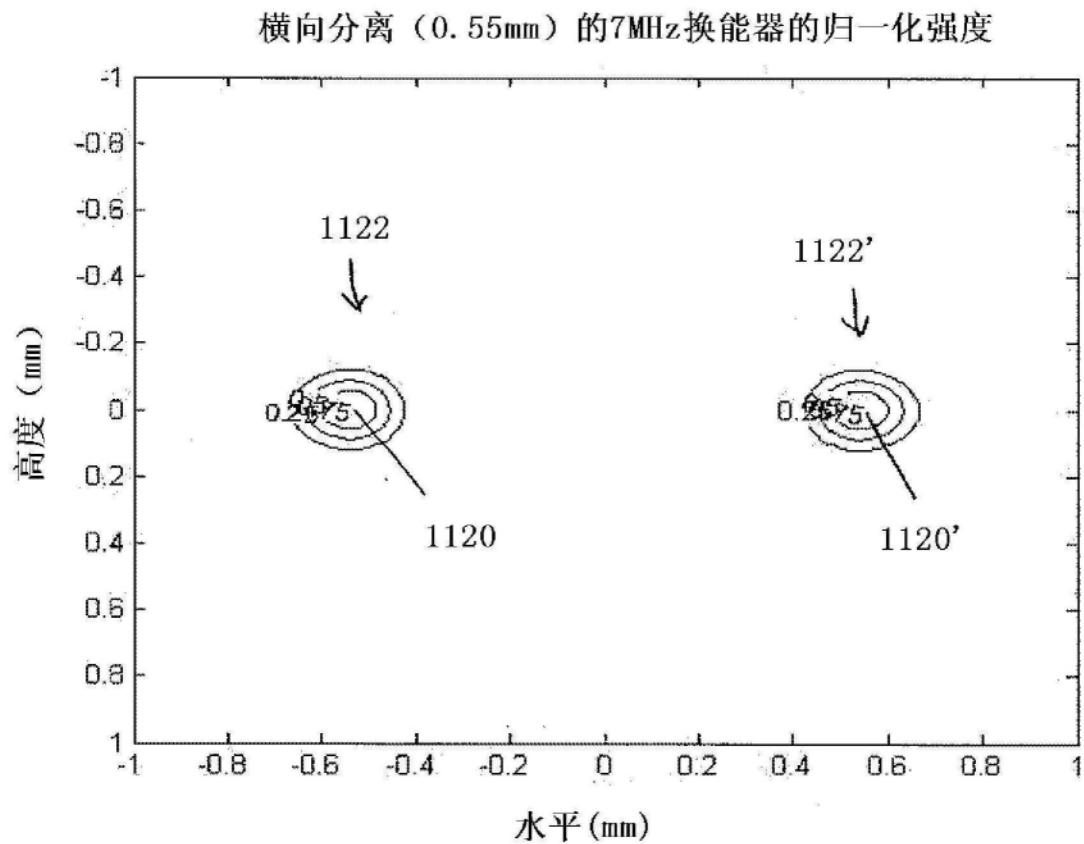


图11D

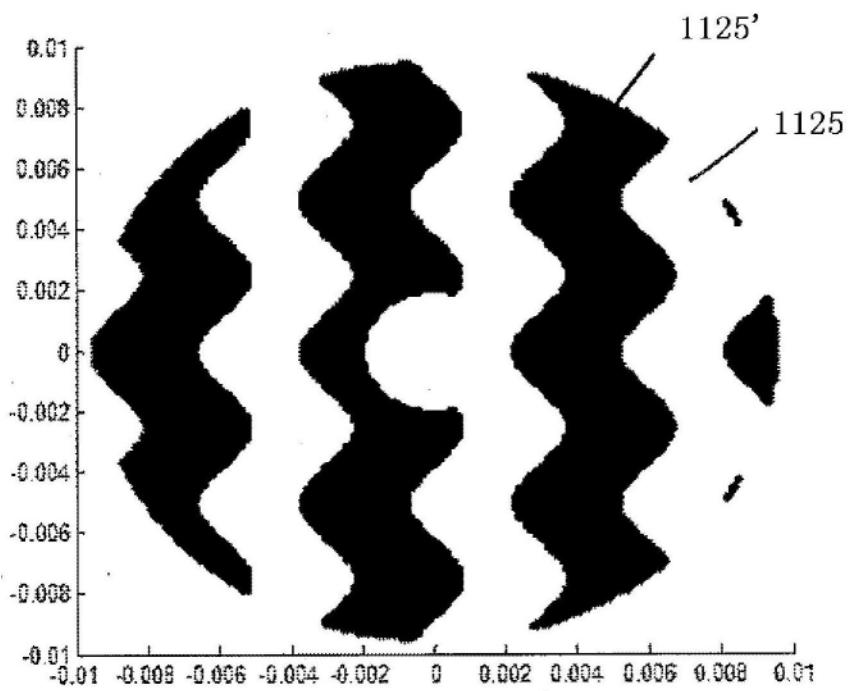


图11E

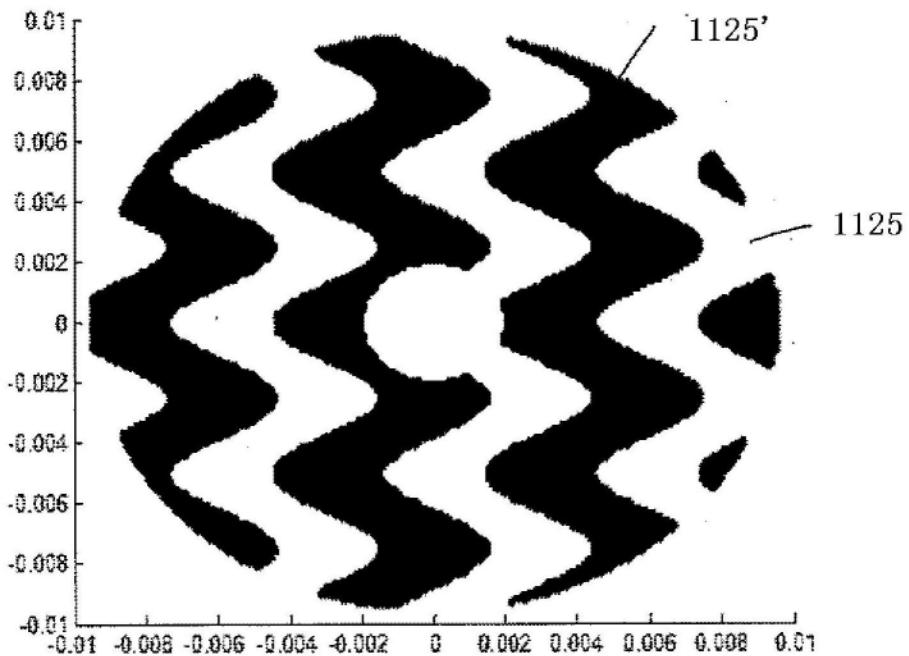


图11F

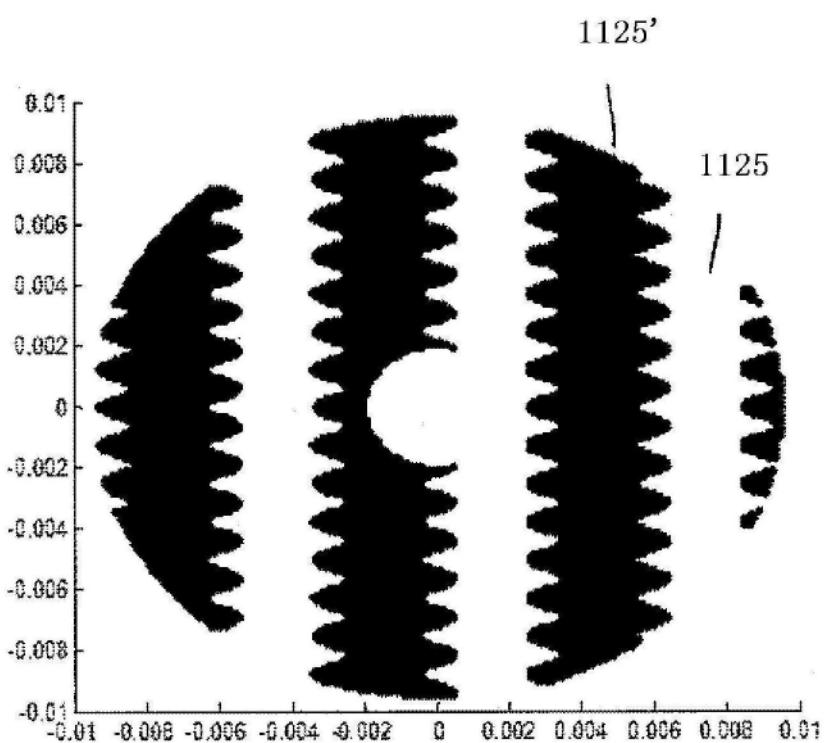


图11G

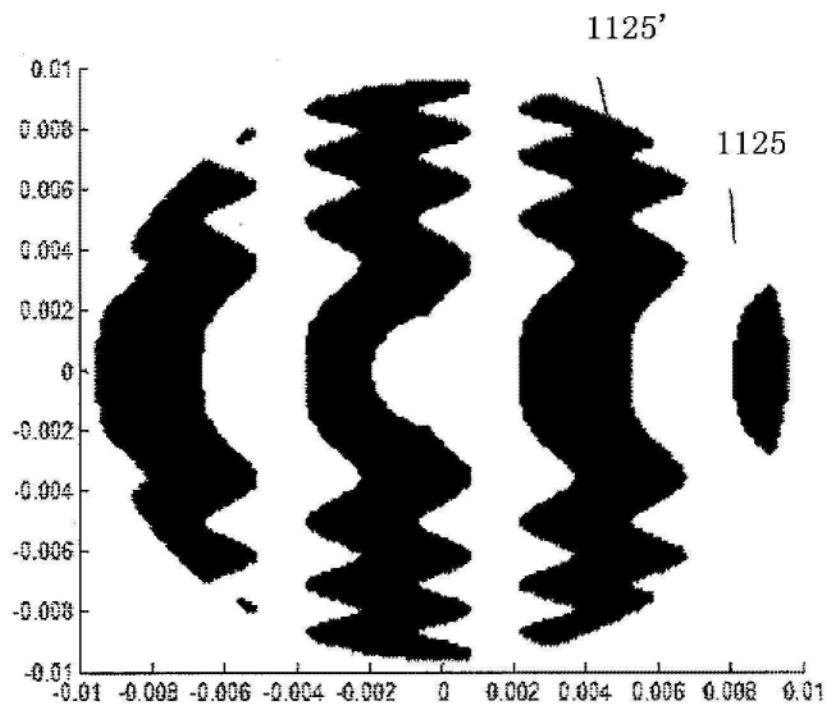


图11H

横向分离（沿 x 0.55mm、沿 y 0.25mm）的7MHz换能器的切趾

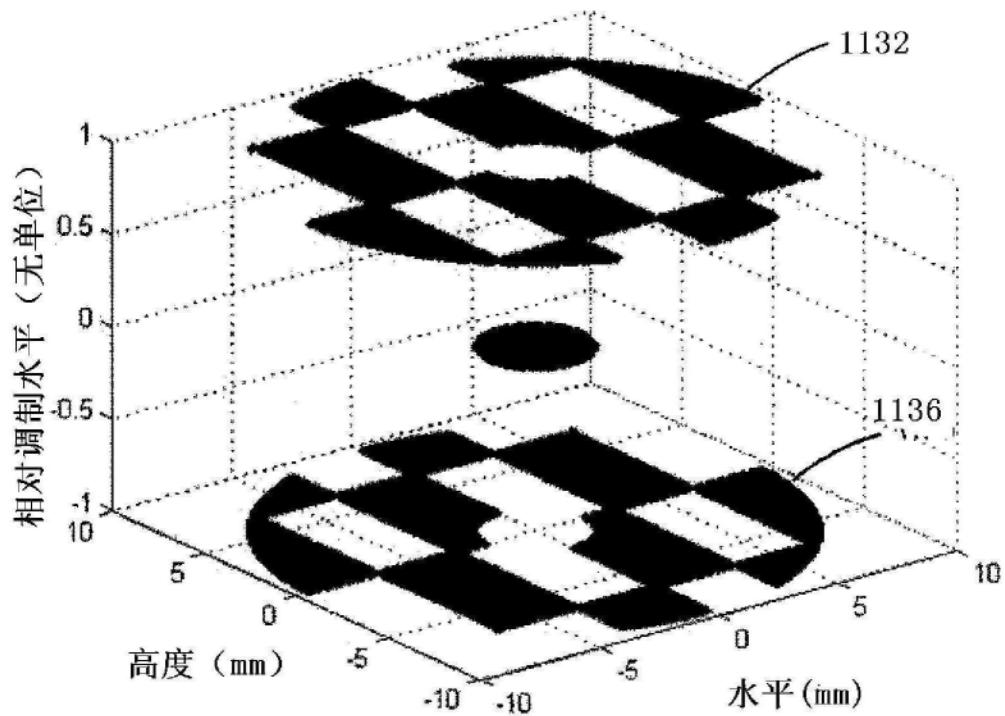


图12A

横向分离(沿x 0.55mm、沿y 0.25mm)的7MHz换能器的归一化强度

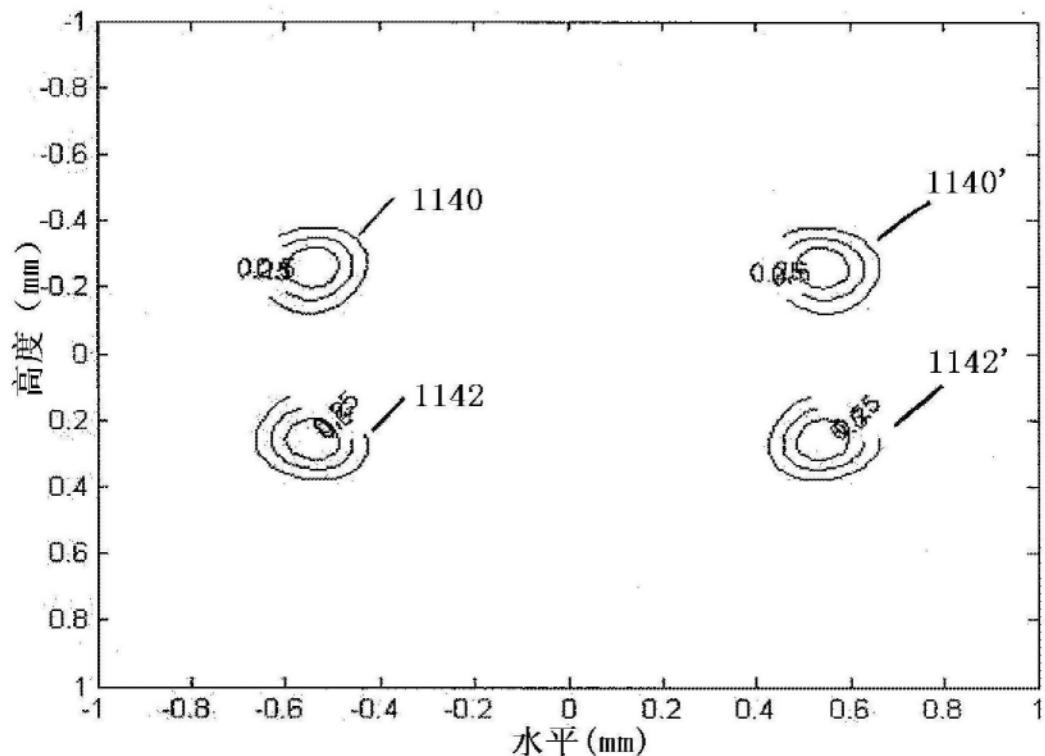


图12B

横向分离（沿x 0.55mm、沿y 1.5mm）的7MHz换能器的调制

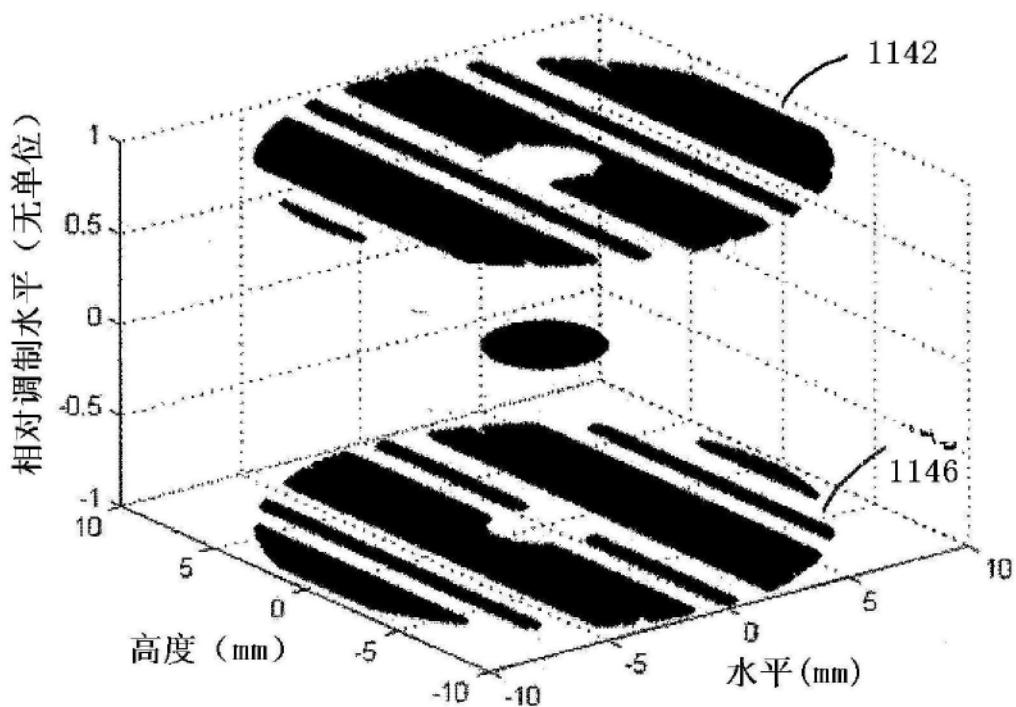


图12C

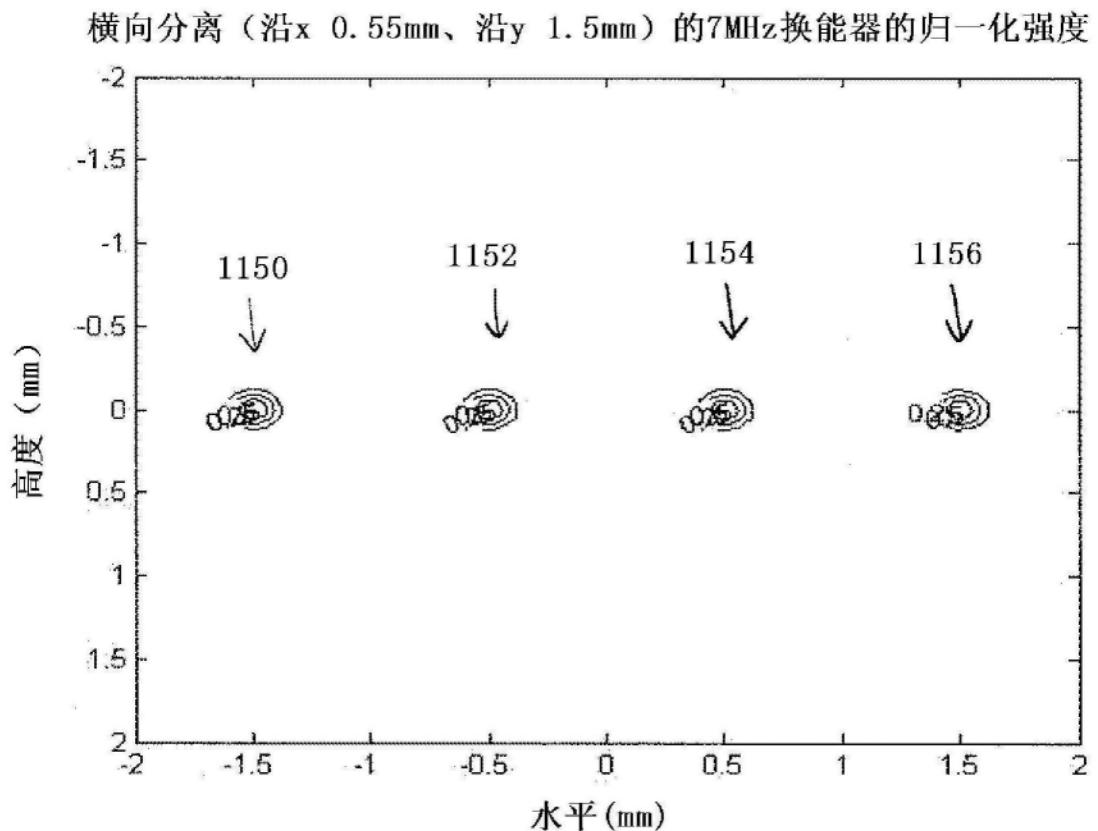


图12D

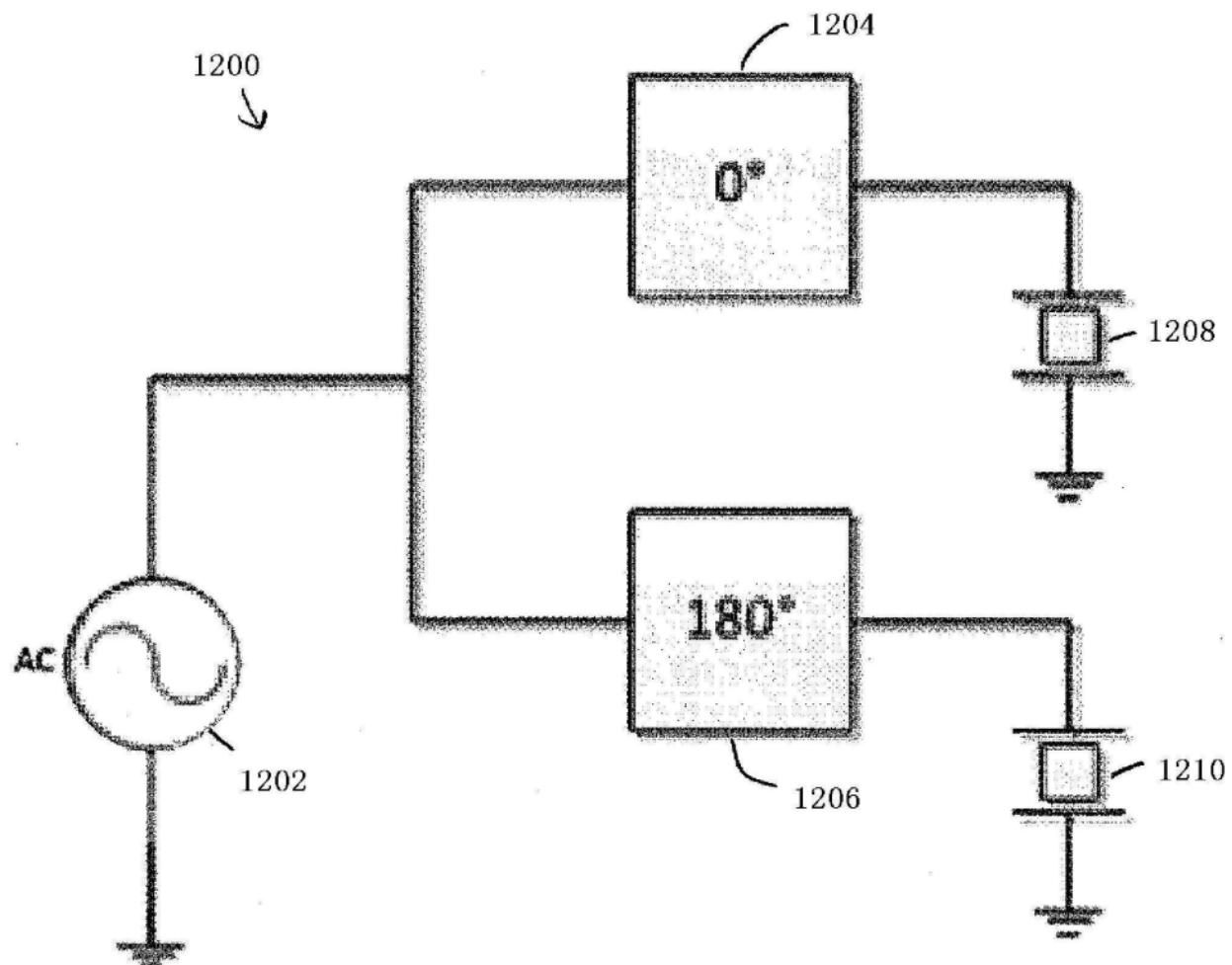


图13

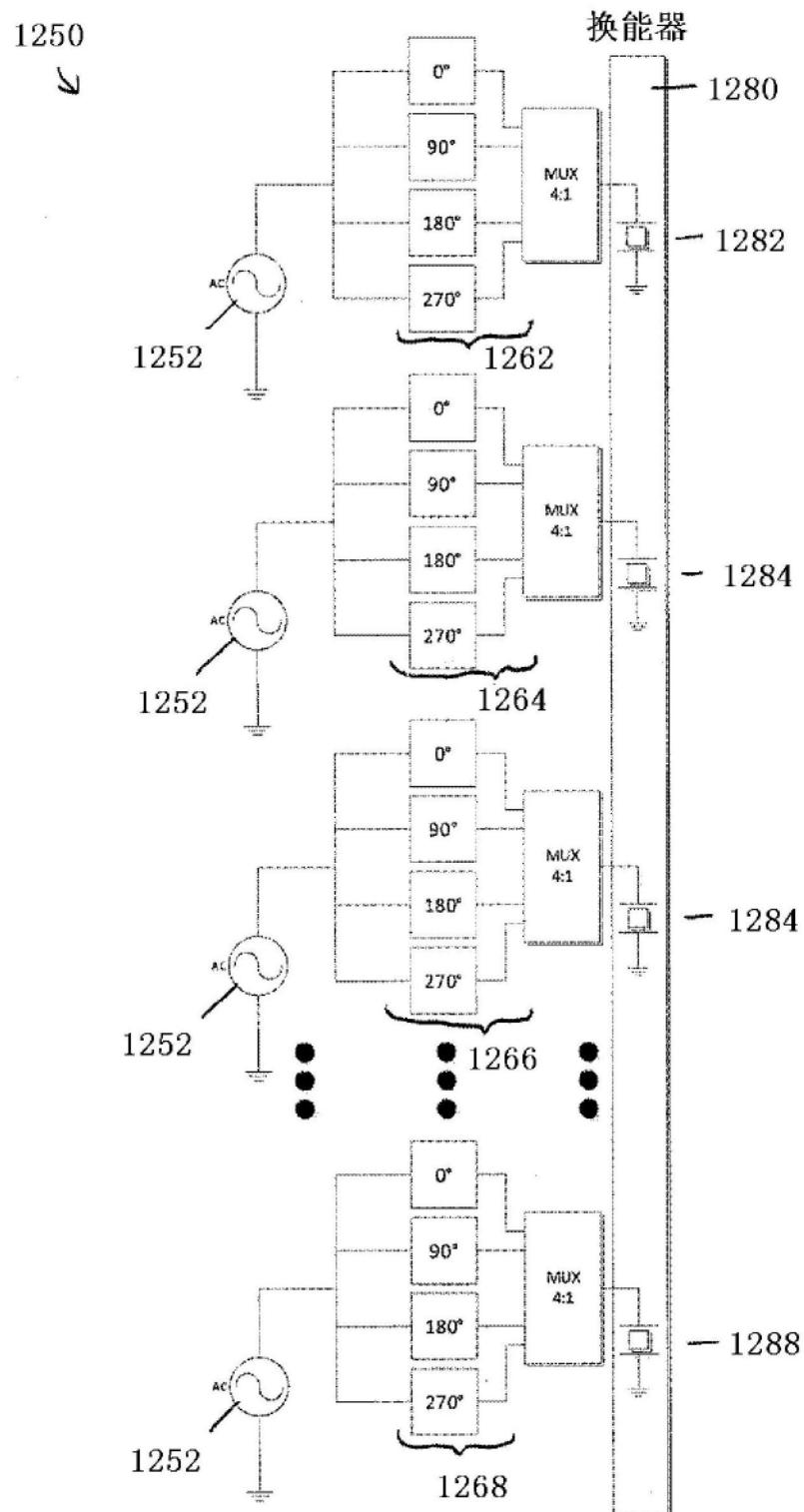


图14

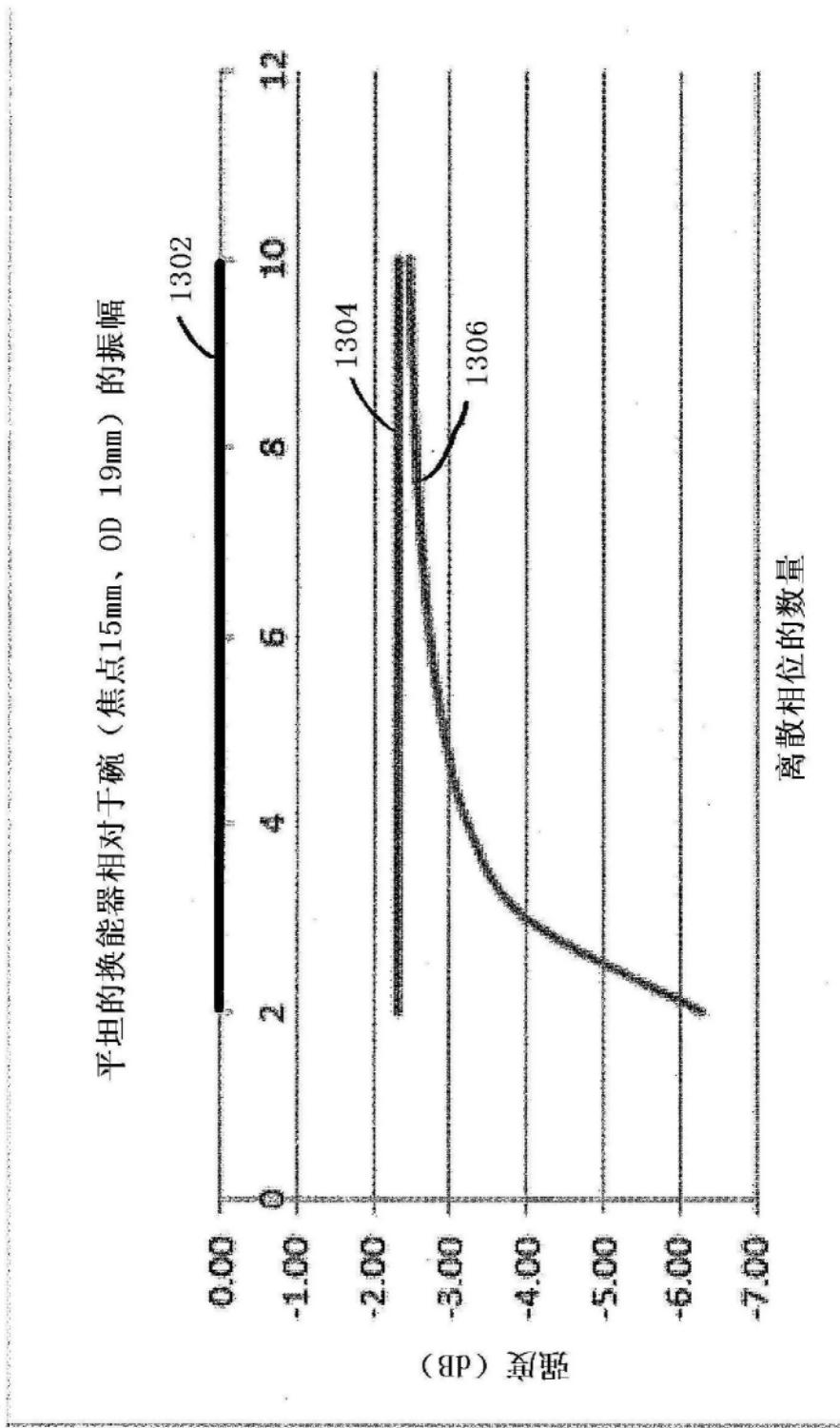


图15

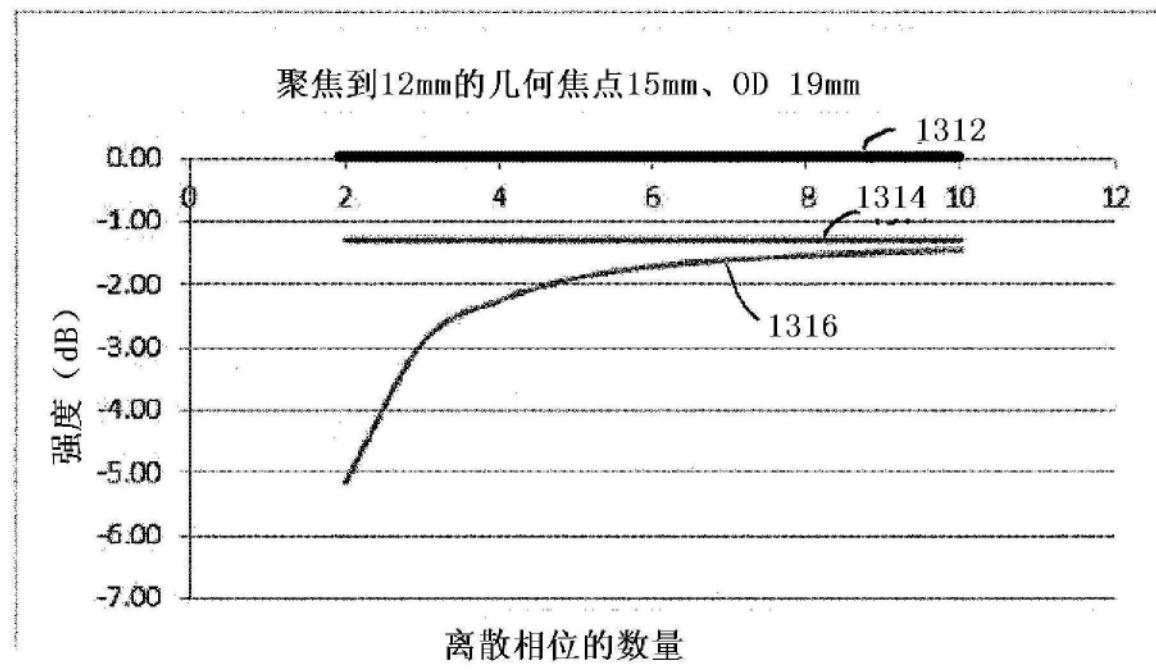


图16A

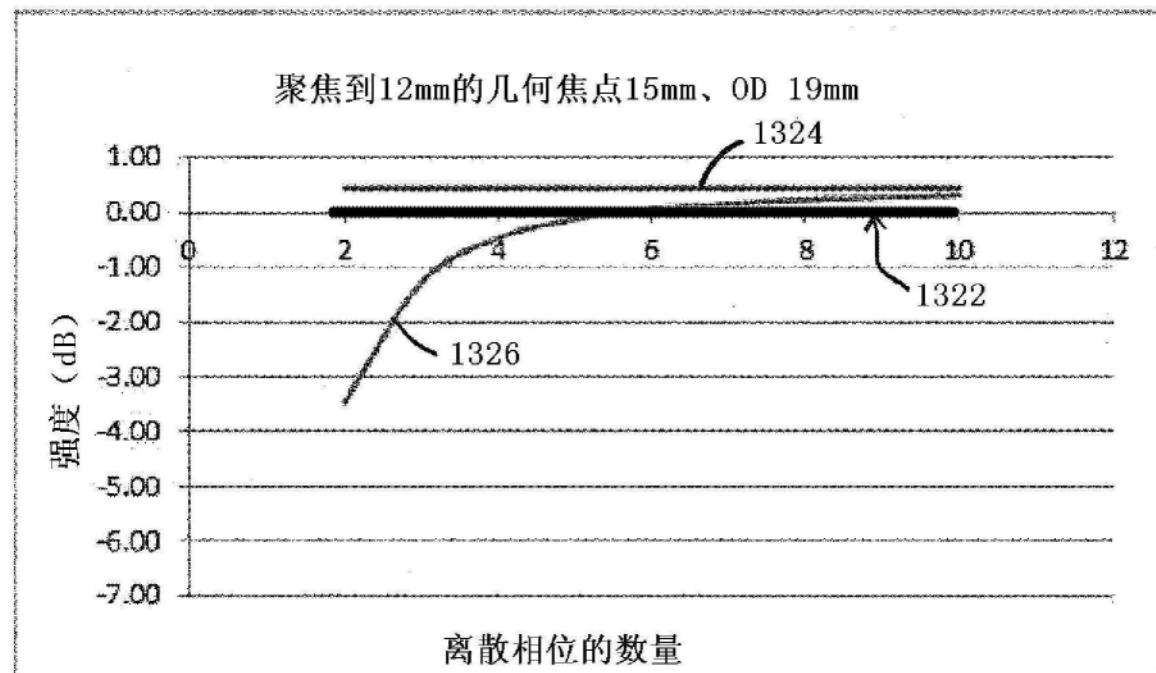


图16B

1400



焦点向前的孔

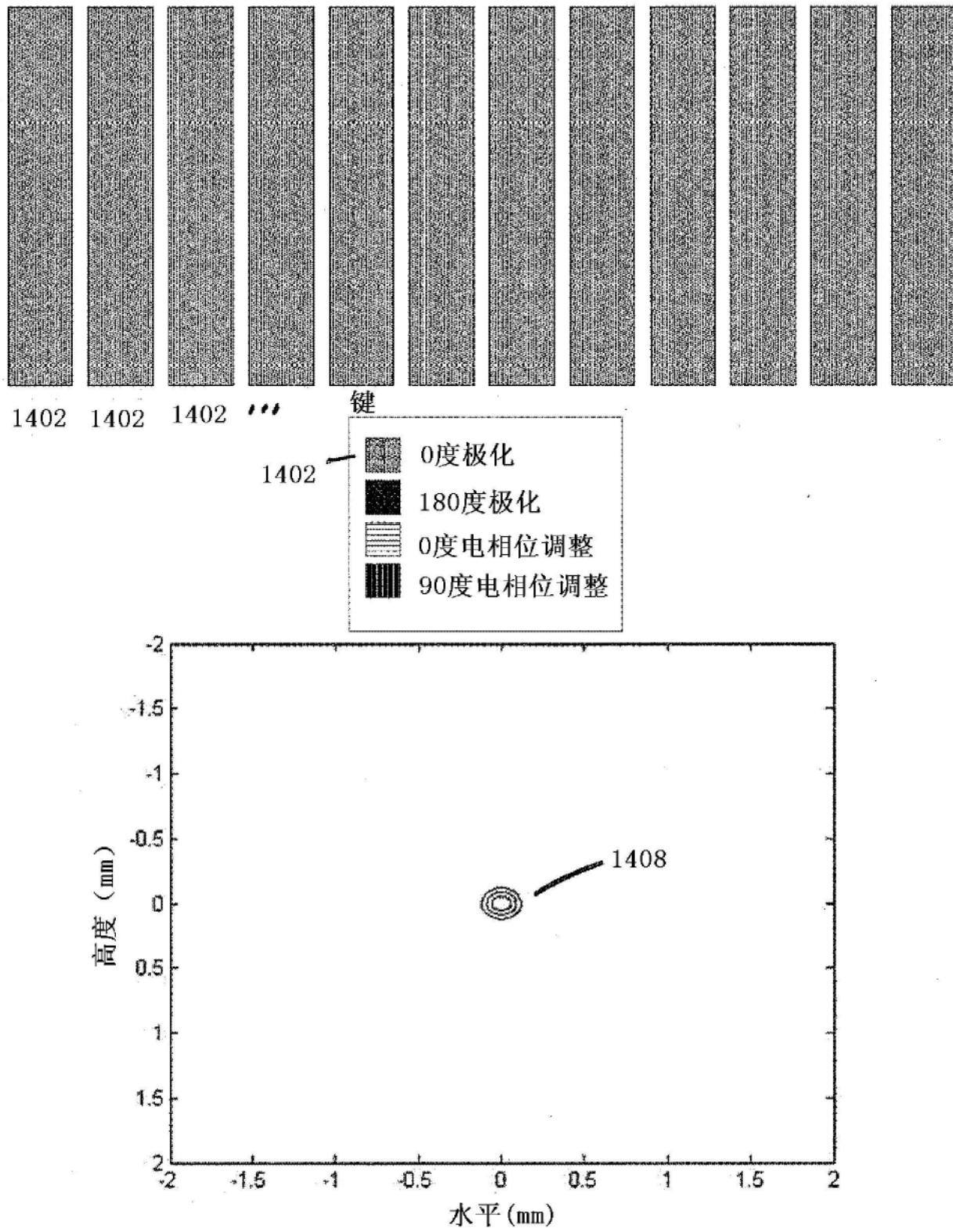


图17A

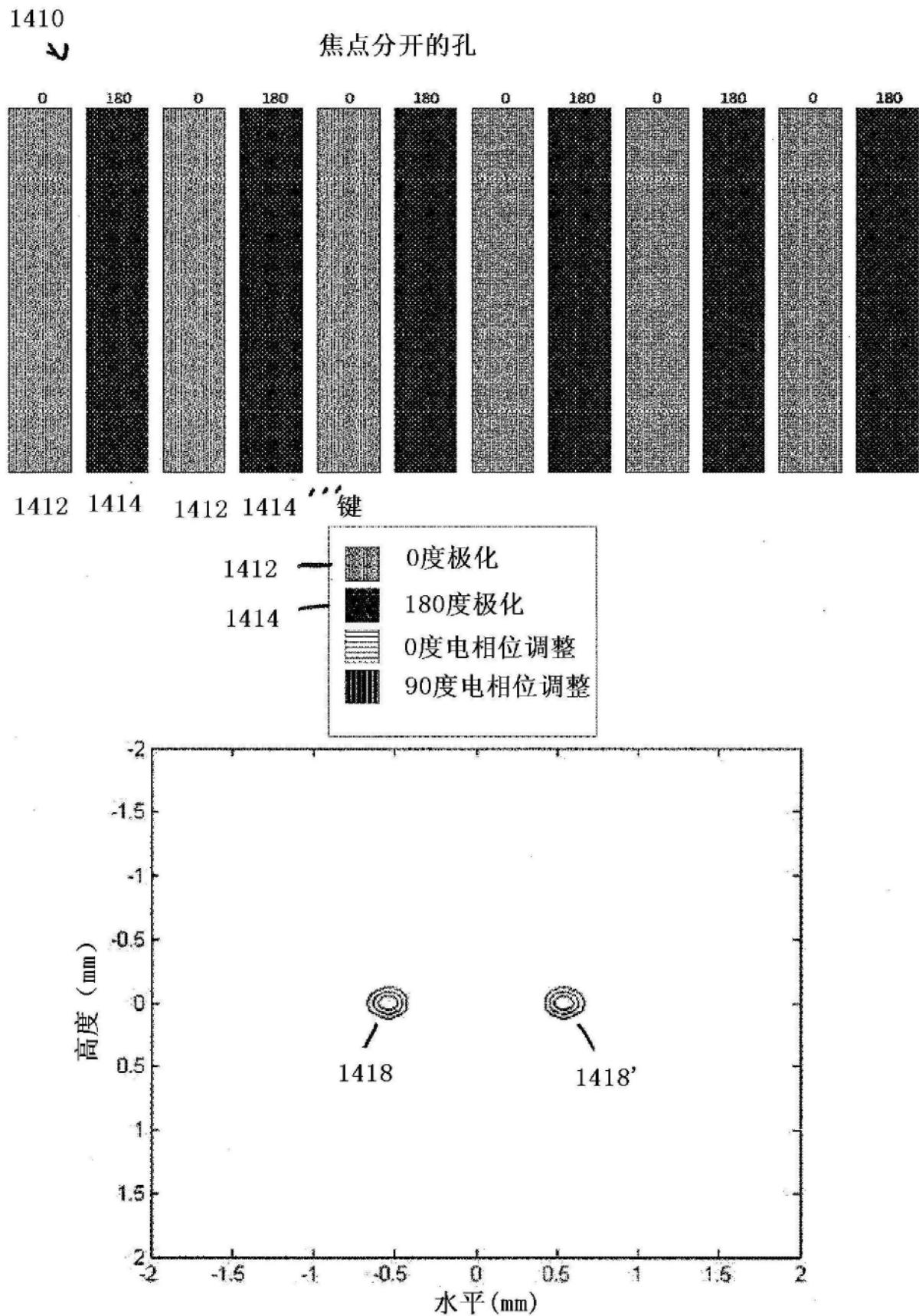


图17B

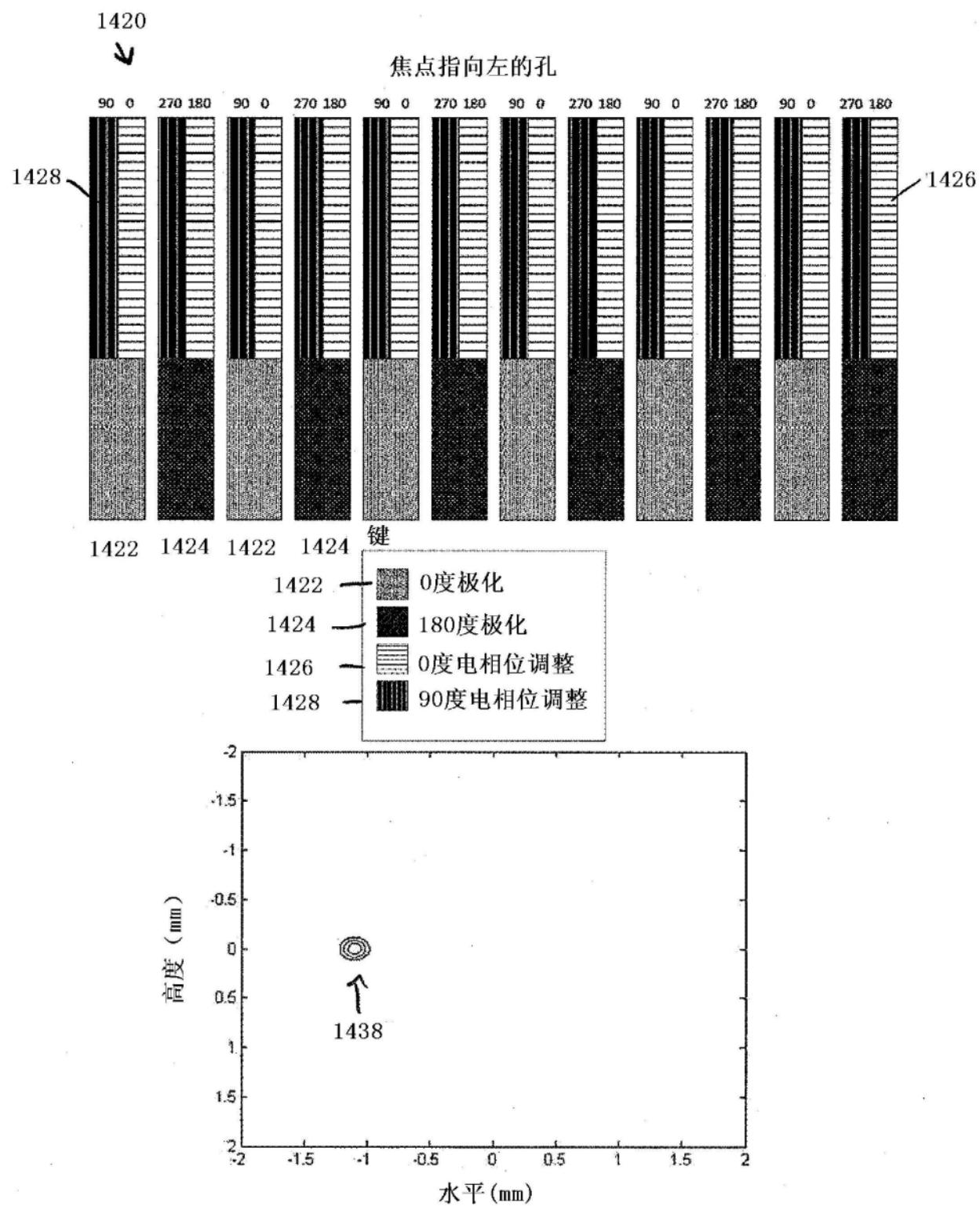


图17C

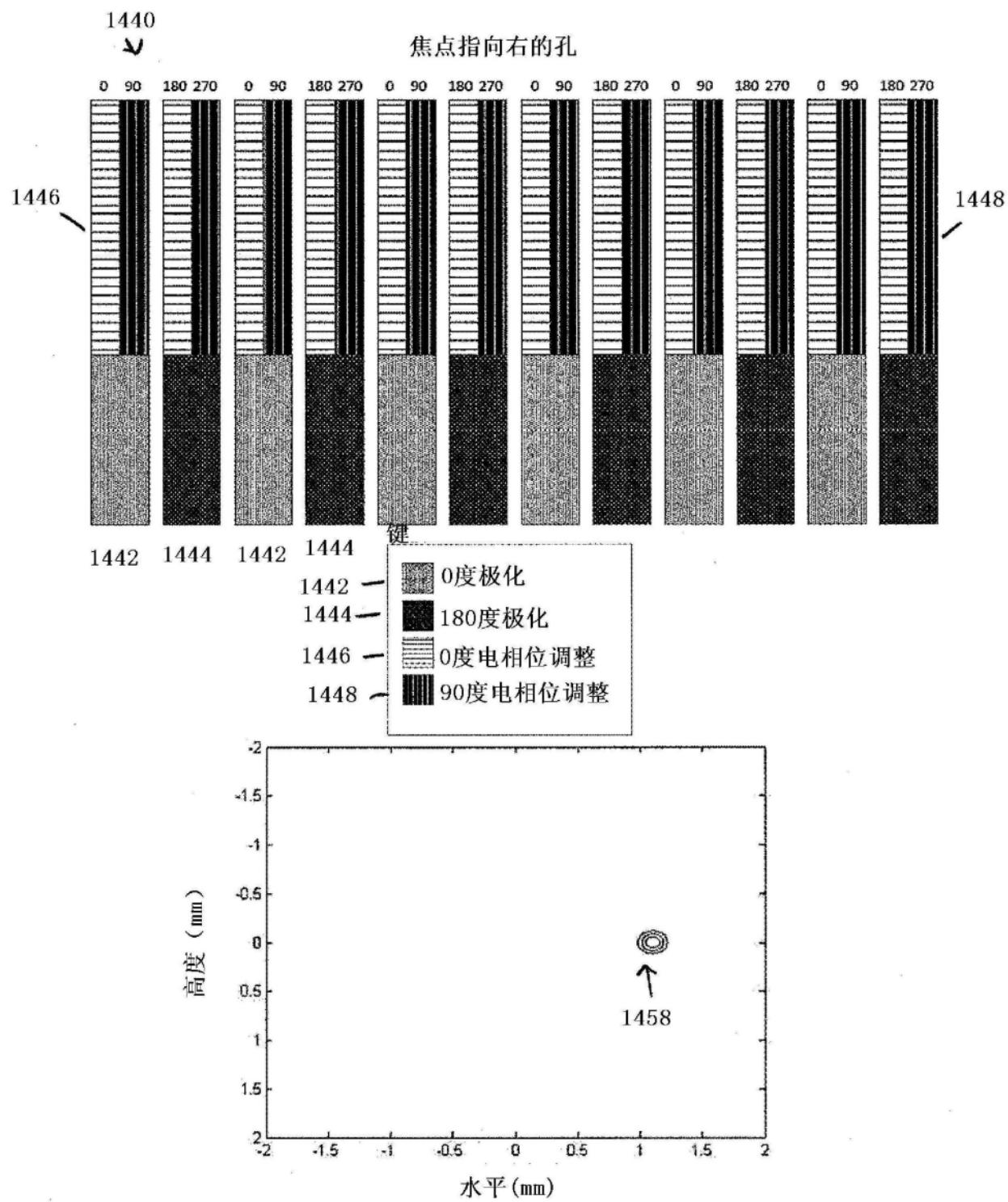


图17D

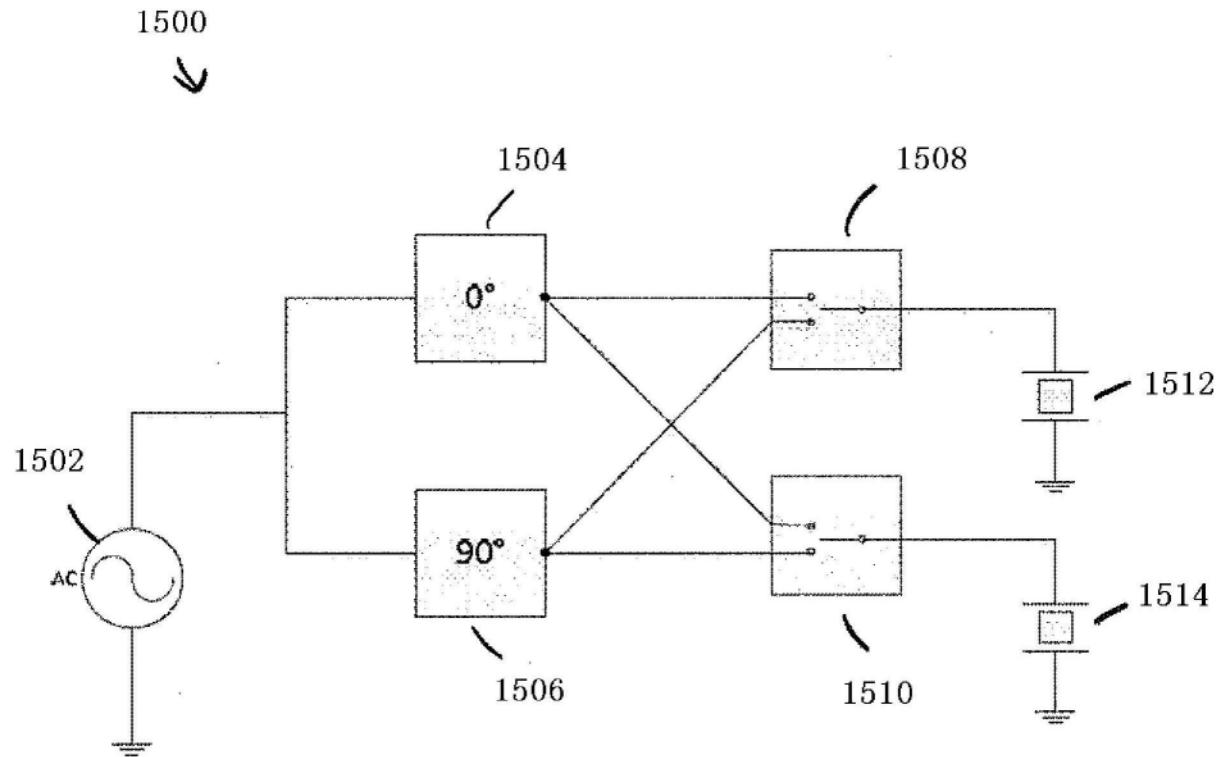


图18

常规治疗碗在13mm处的归一化强度分布

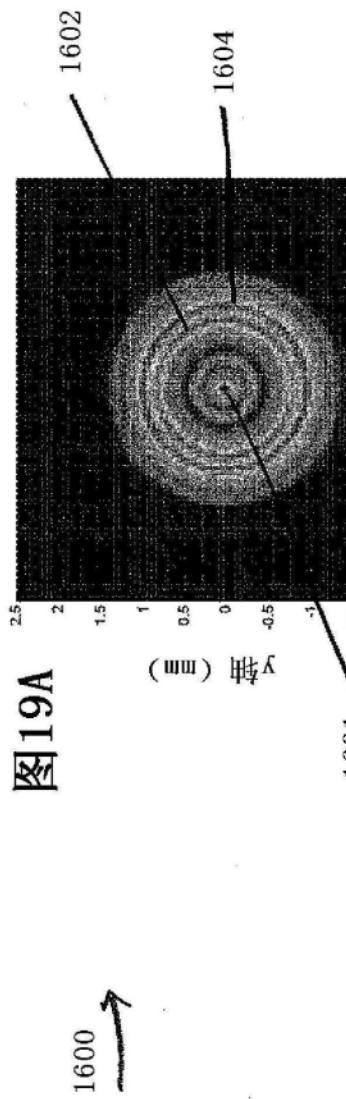
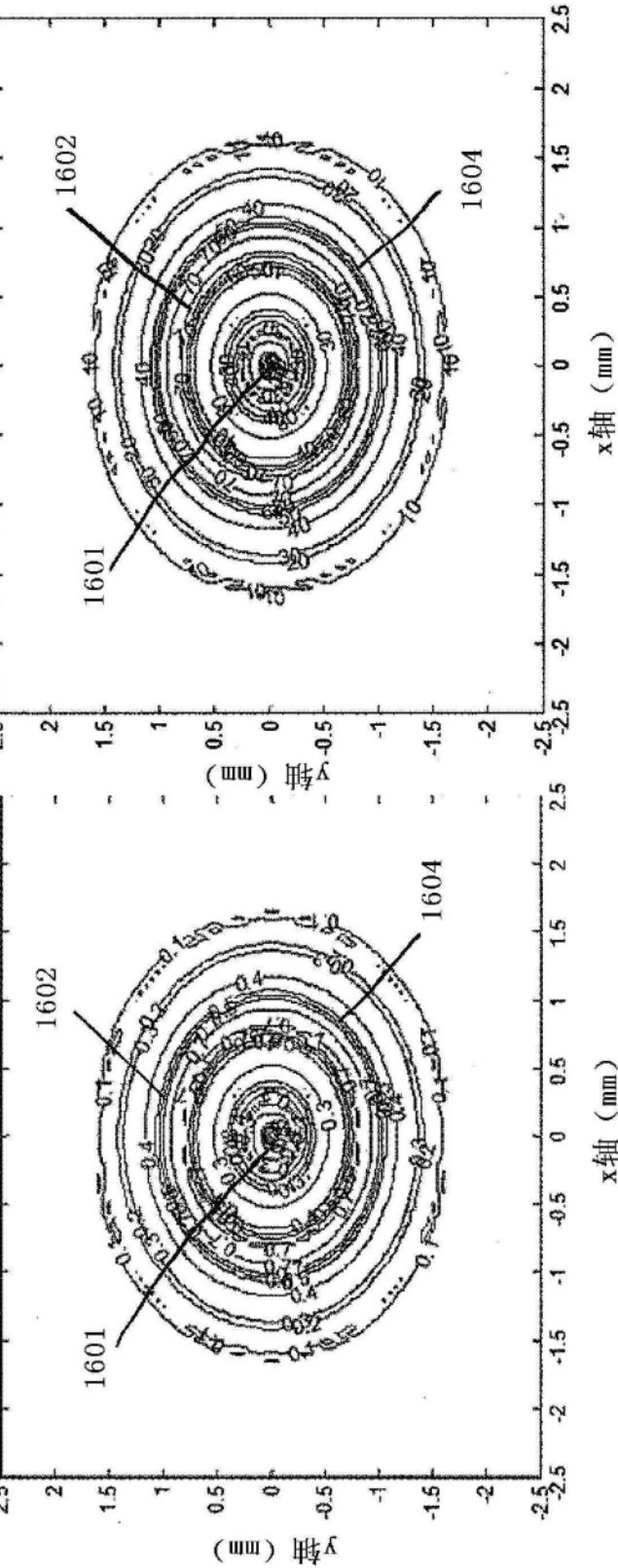


图 19A

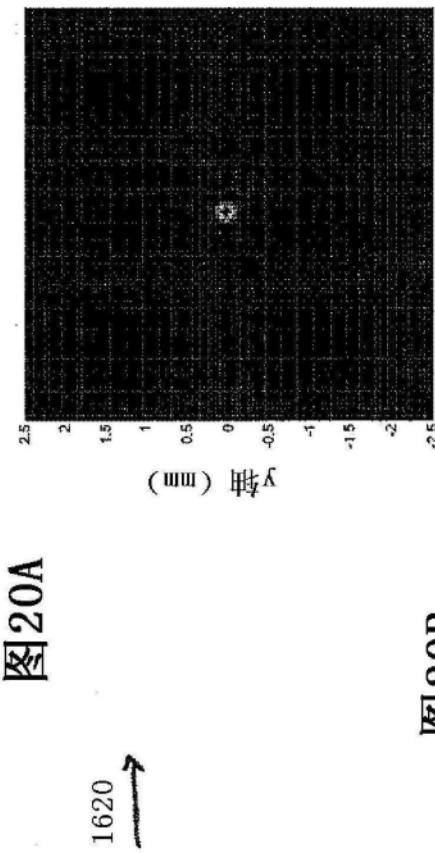
图 19B

常规在13mm处的强度等高线(对常规的归一化)



常规治疗碗在15mm处的归一化强度分布

图20A



20B

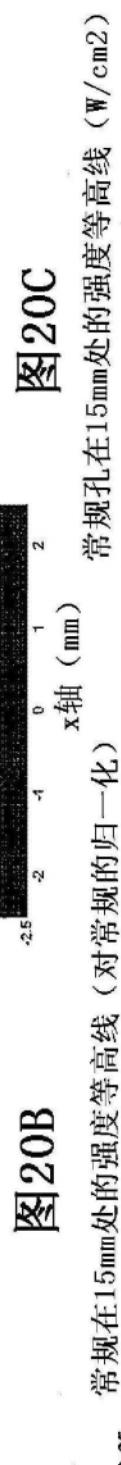
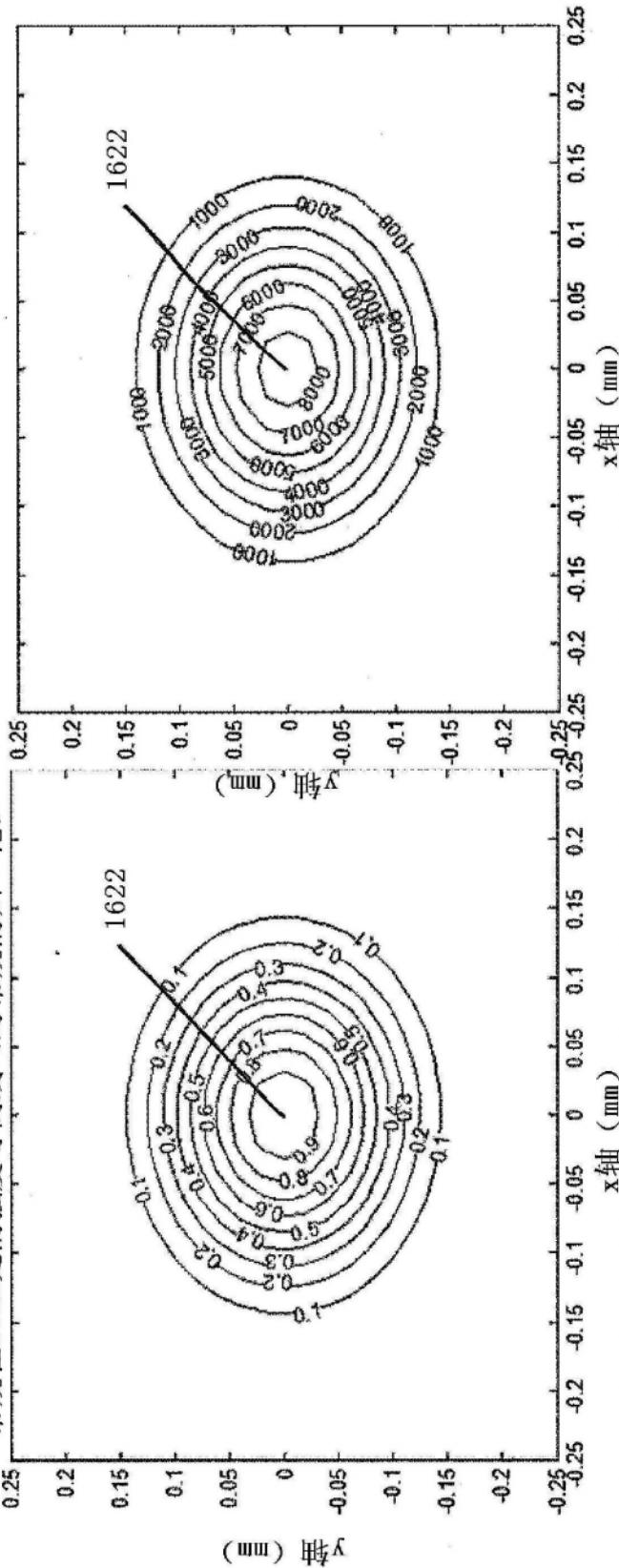


Figure 20C is a plot of normalized intensity at 15mm versus normalized distance from the center of the hole. The x-axis is labeled "x轴 (mm)" and ranges from -2.5 to 2.5. The y-axis is labeled "常规定孔在15mm处的强度等高线 (W/cm²)" and ranges from -2.5 to 2. The curve is a symmetric bell shape centered at (0, 0), representing the intensity distribution around a standard hole.

四〇



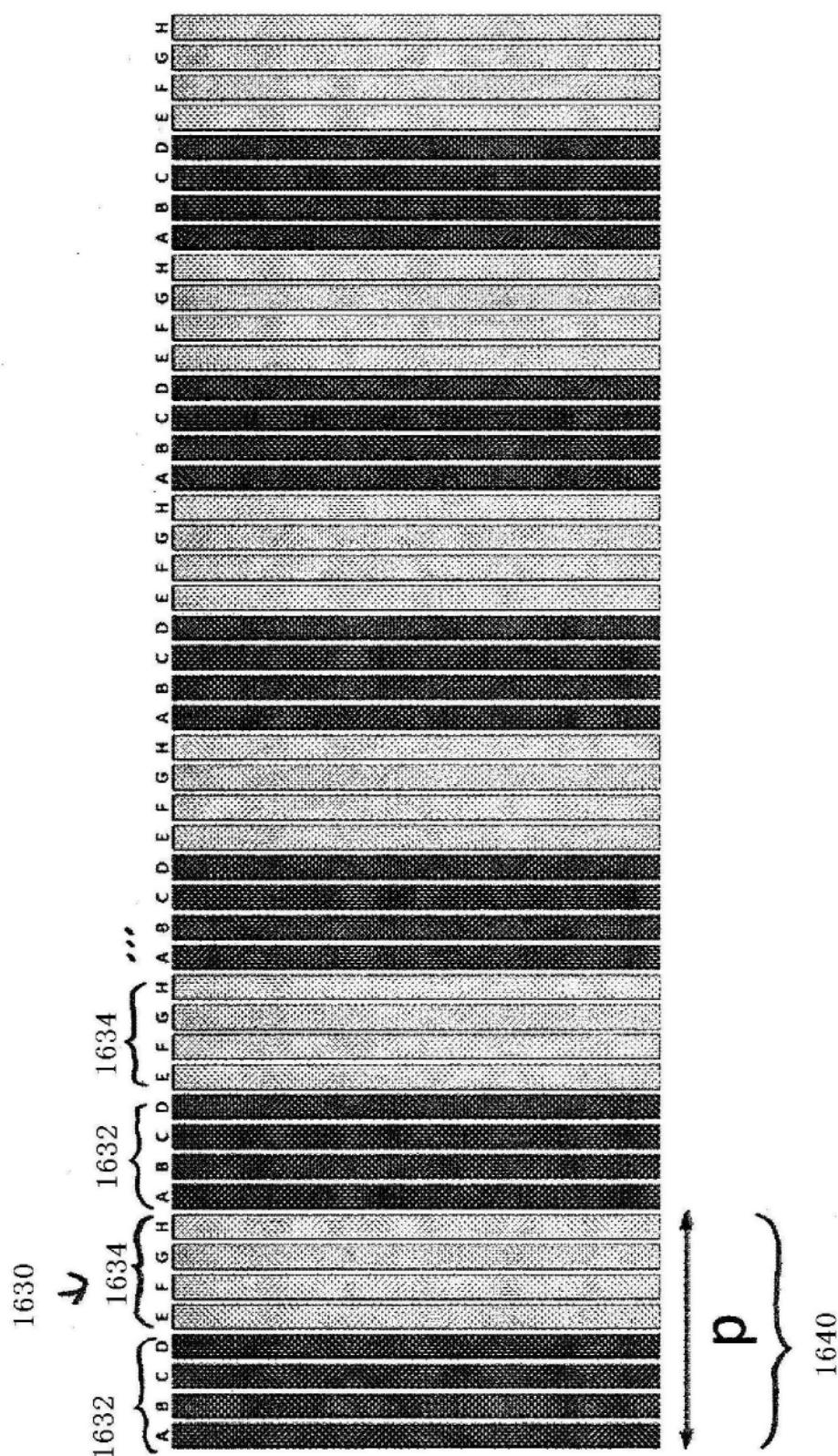


图21

分开的波束治疗碗在13mm处的归一化强度分布

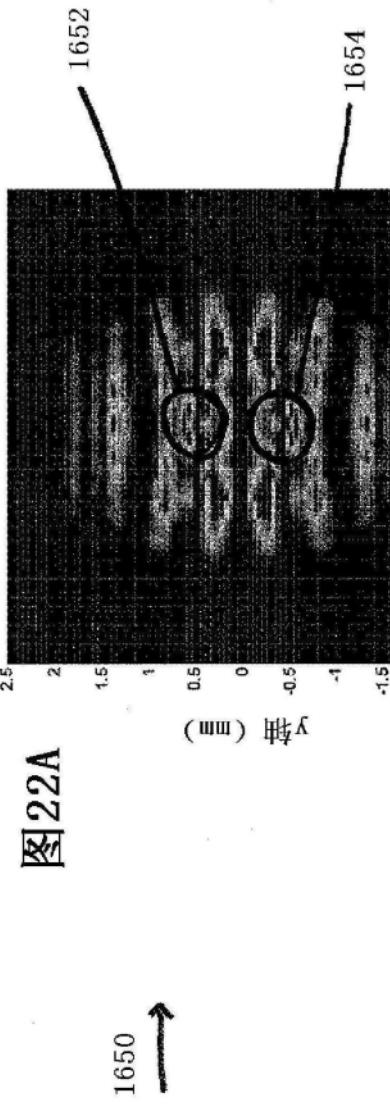


图 22A

图 22B

分开的波束在13mm处的强度等高线(对常规的归一化)

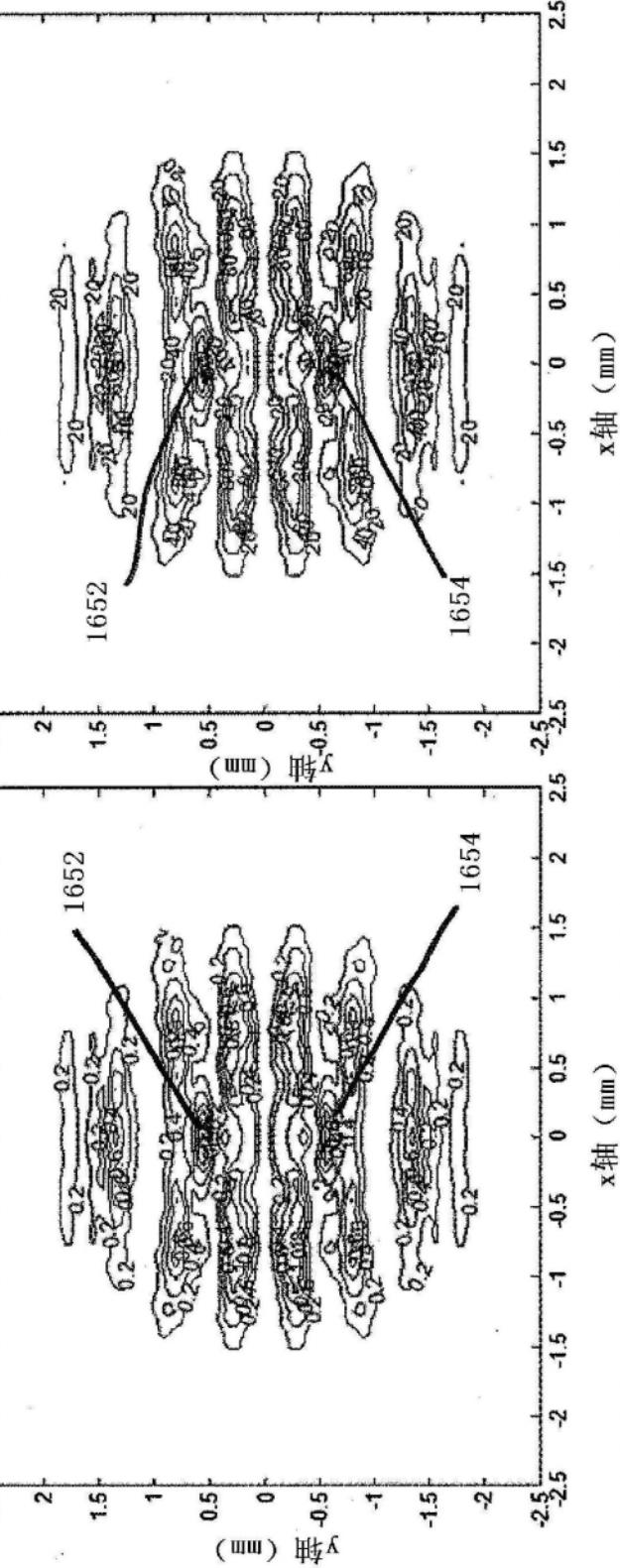


图 22C

分开的波束在13mm处的强度等高线(W/cm²)

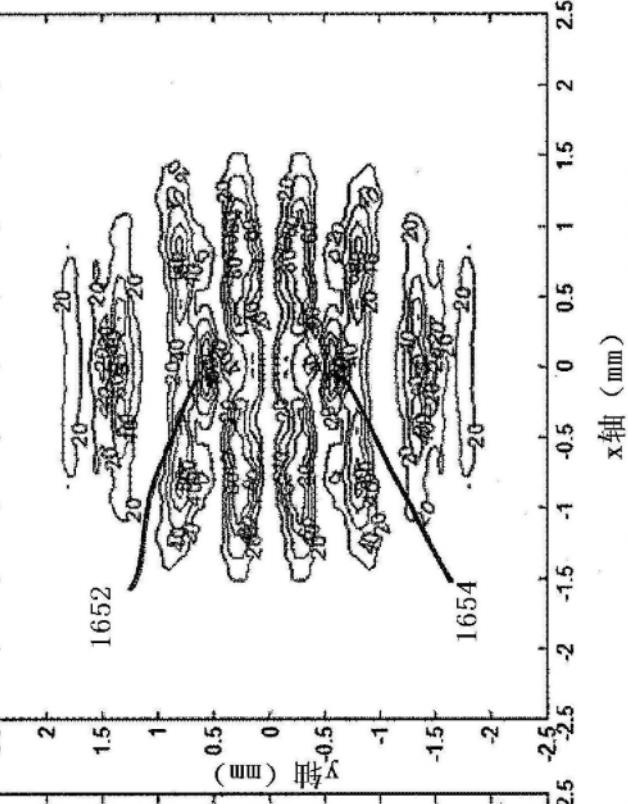


图 22B

分开的波束在13mm处的强度等高线(W/cm²)

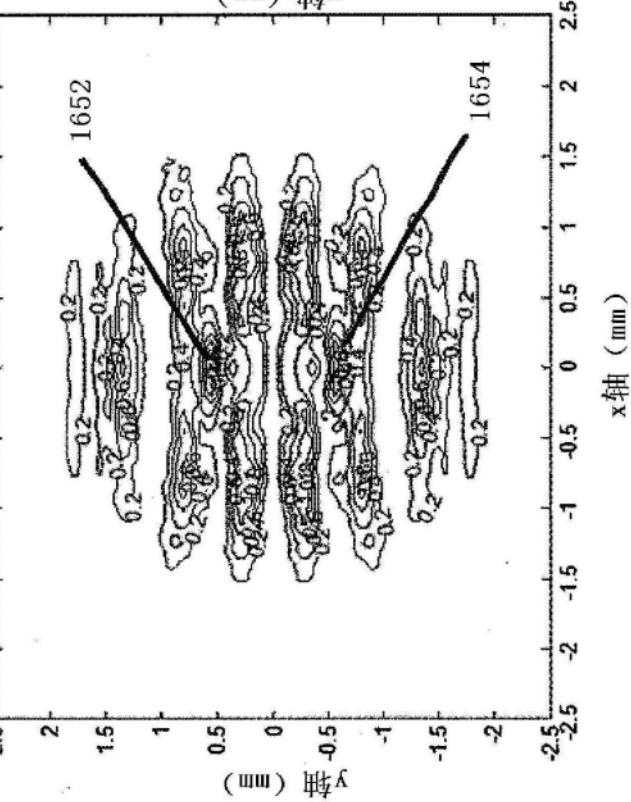


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

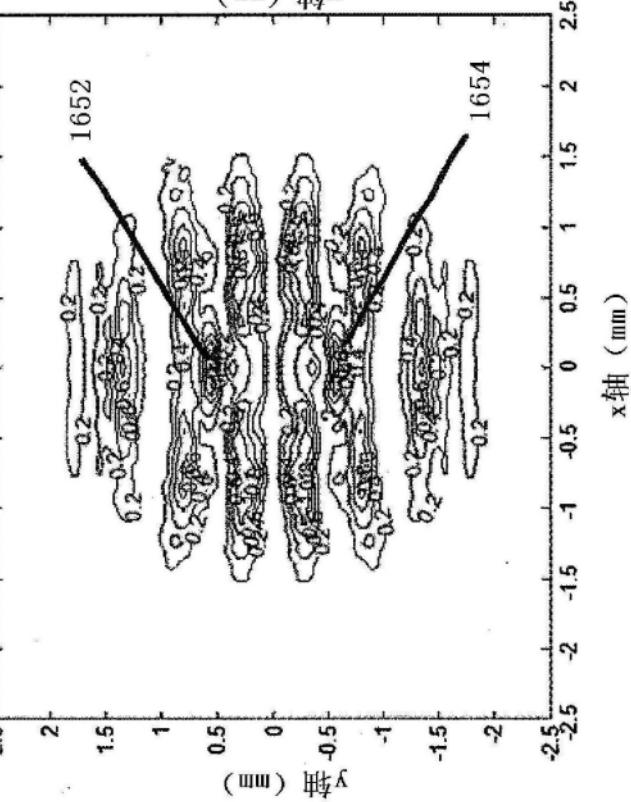


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

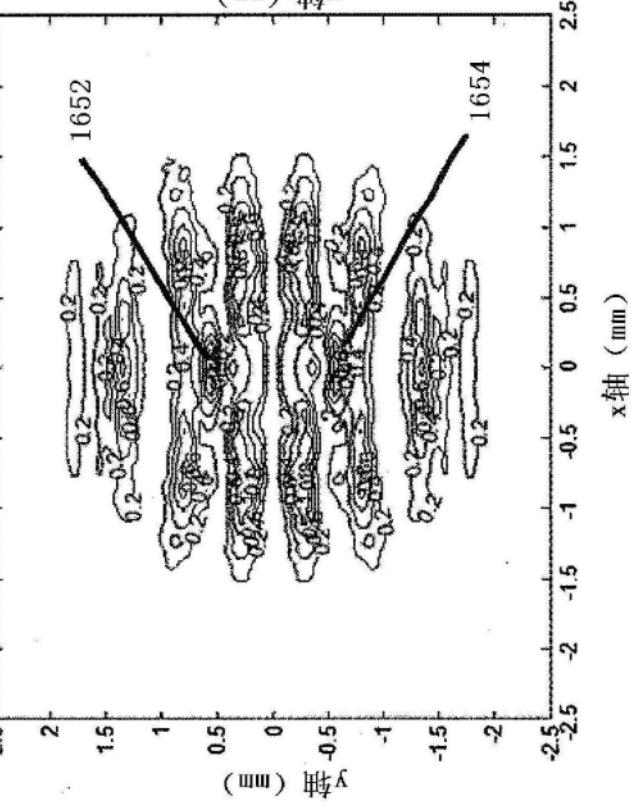


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

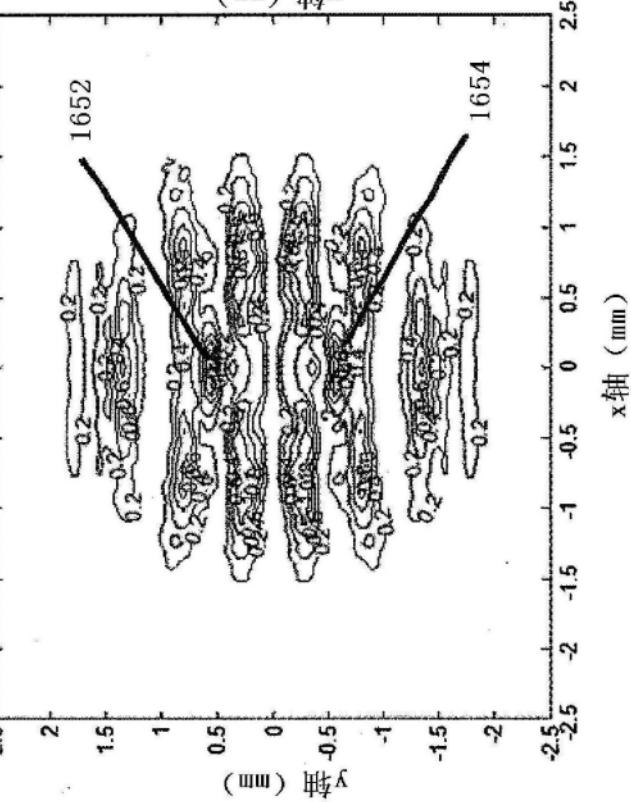


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

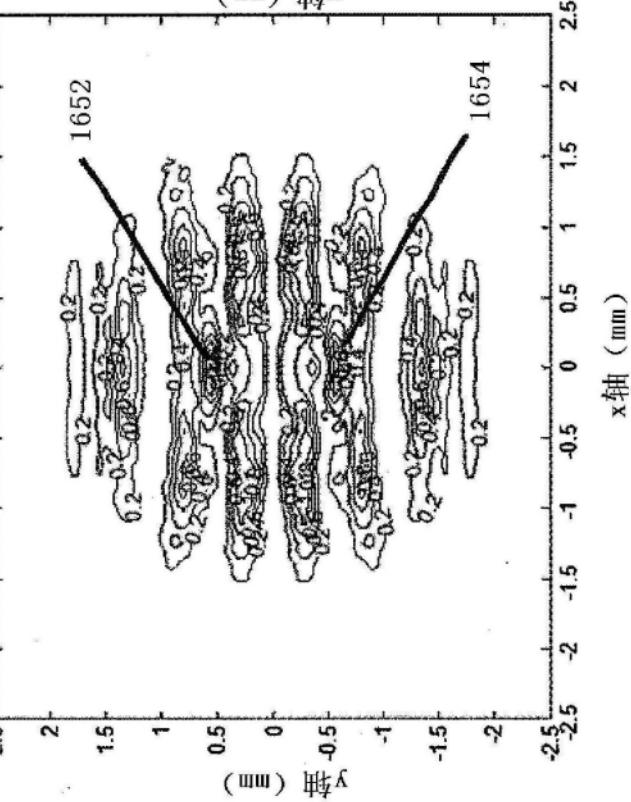


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

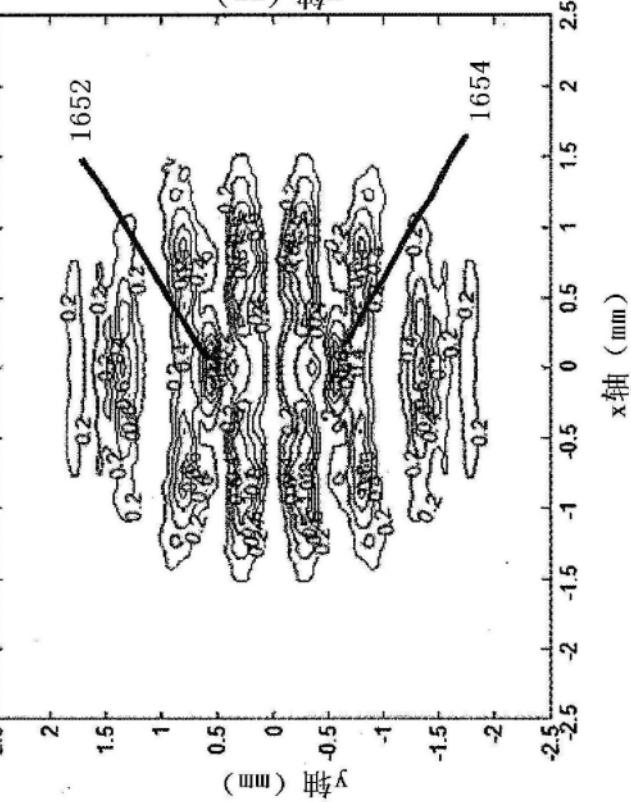


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

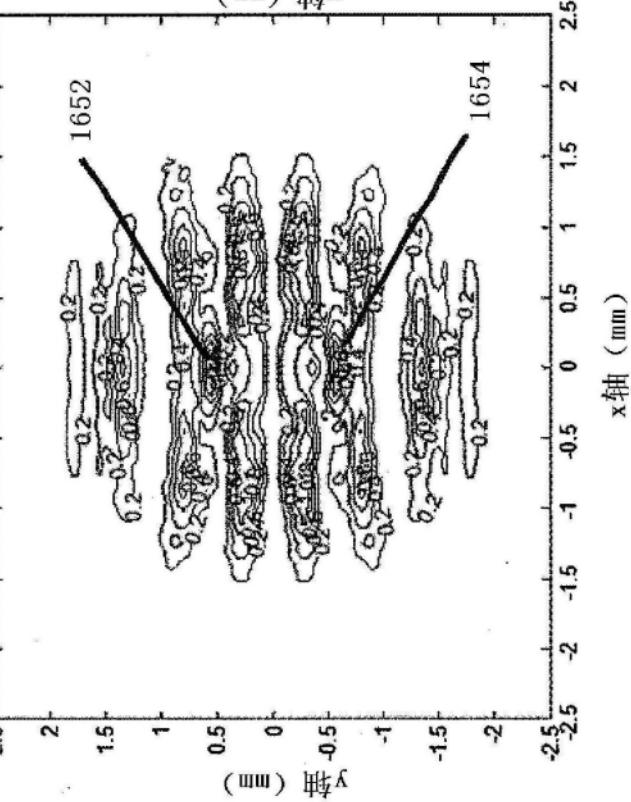


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

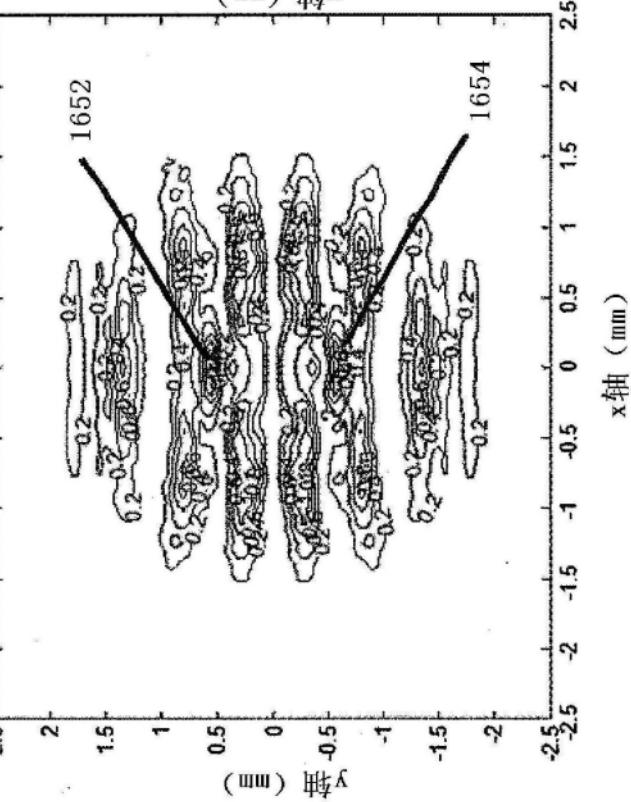


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

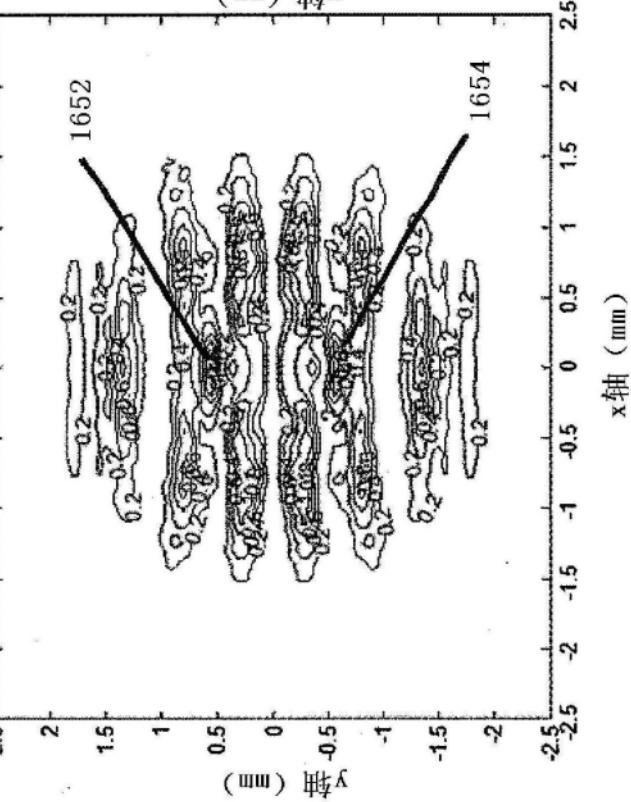


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

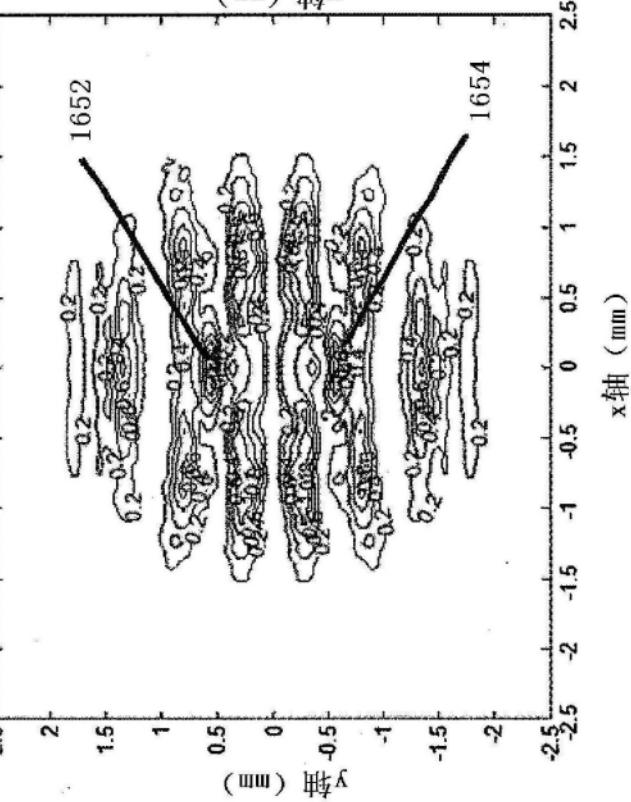


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

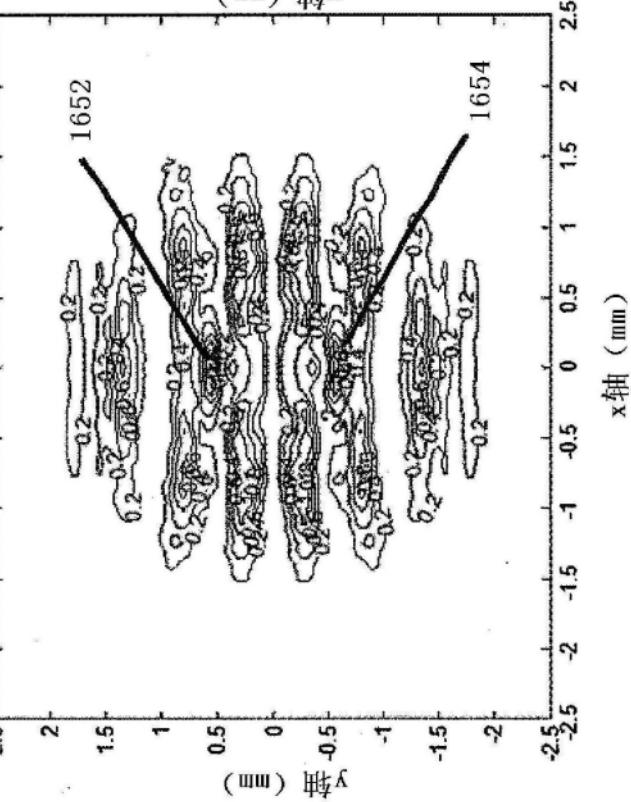


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

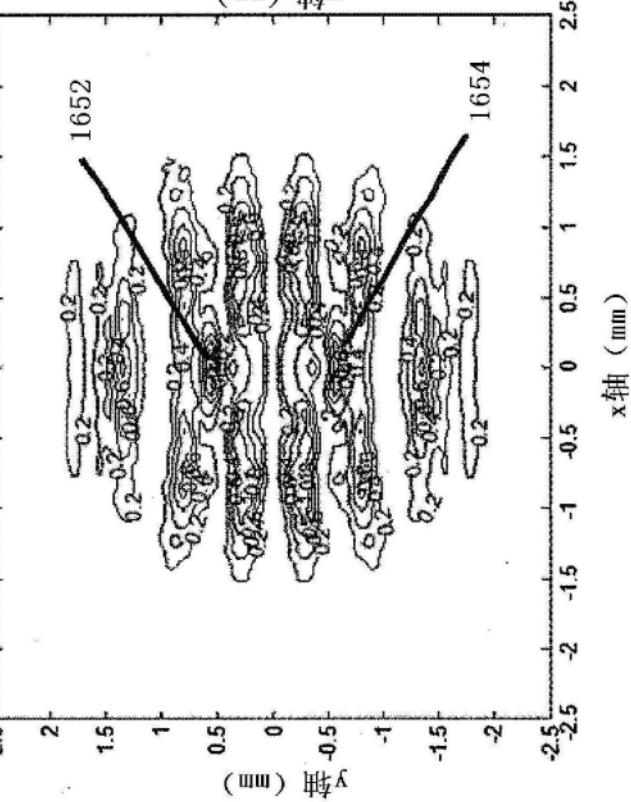


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

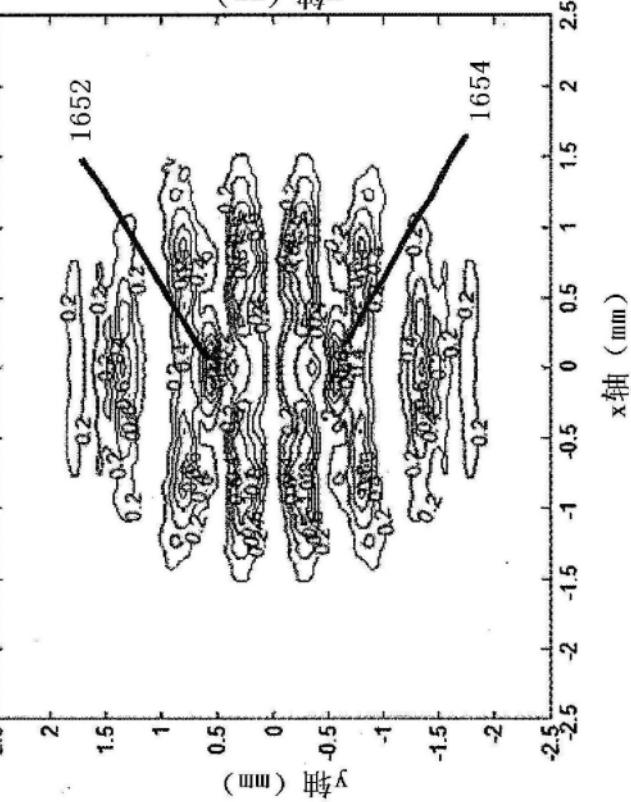


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

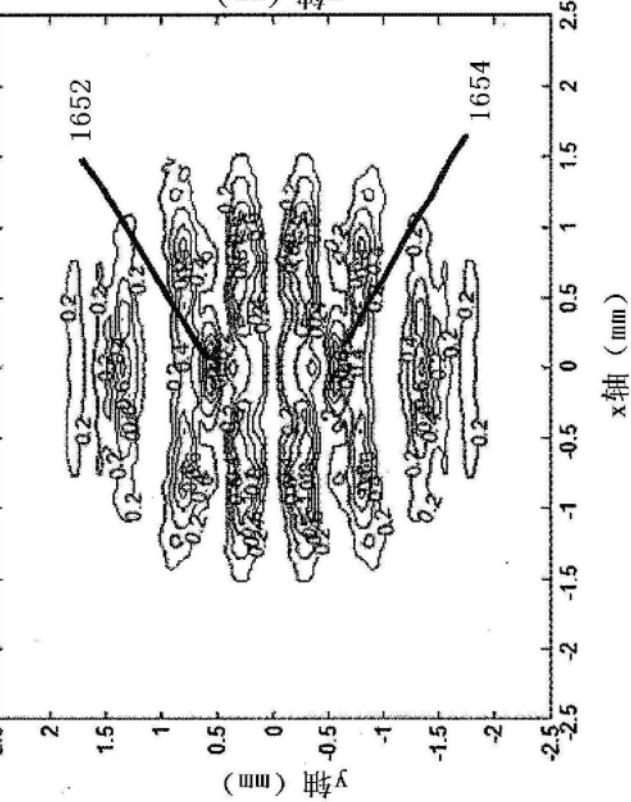


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

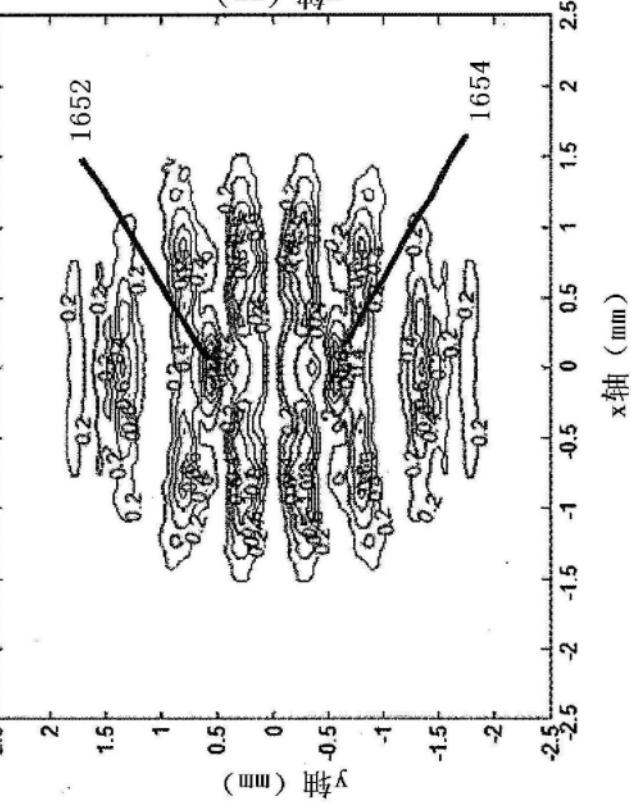


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

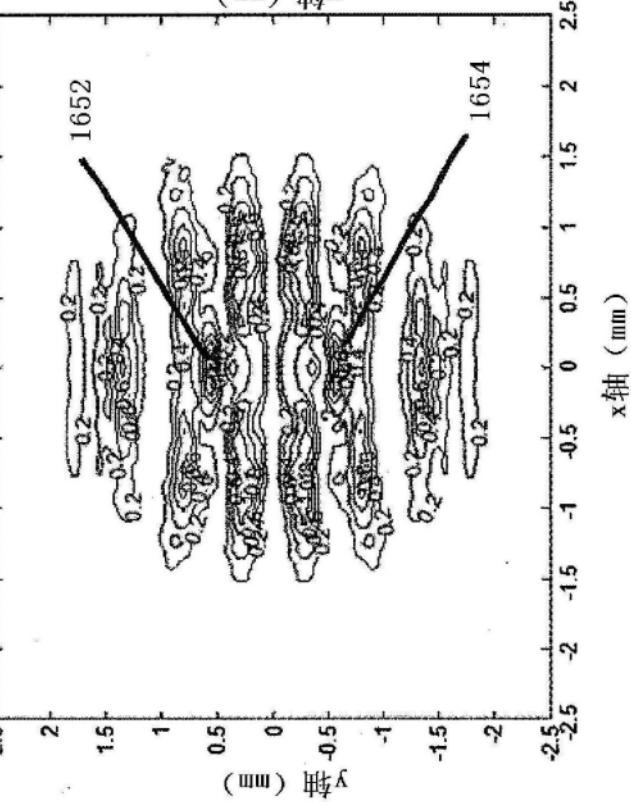


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

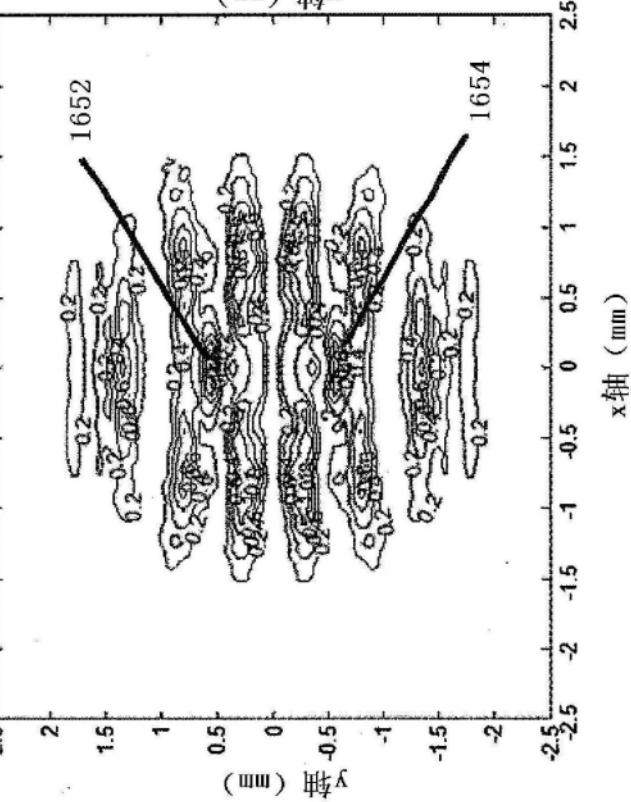


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

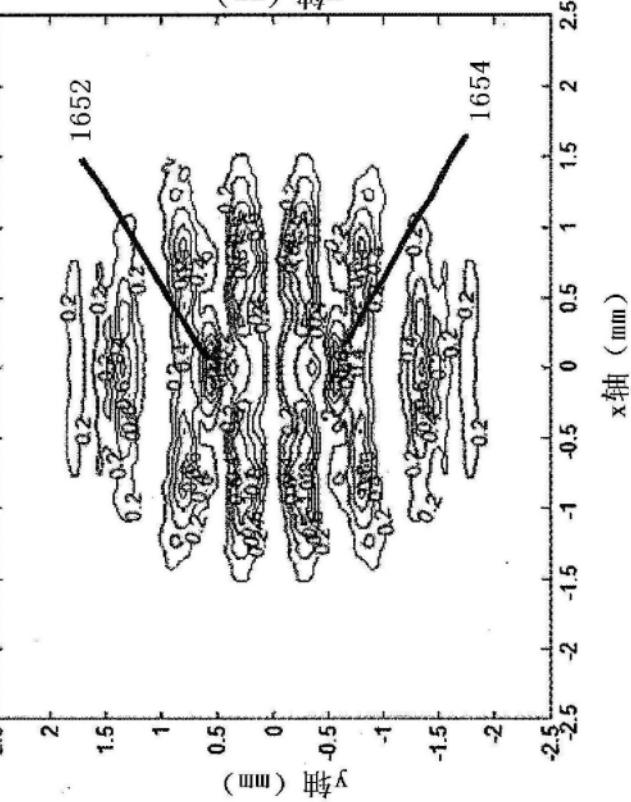


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

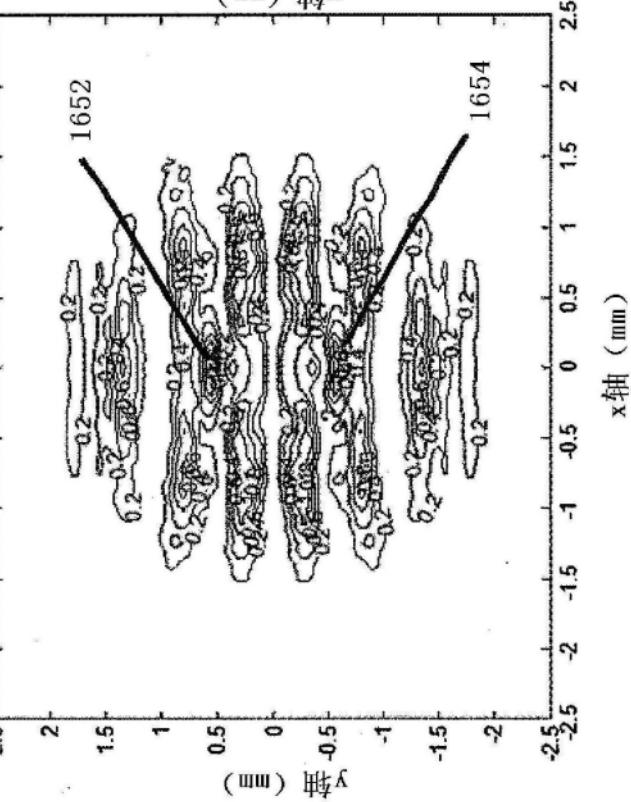


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

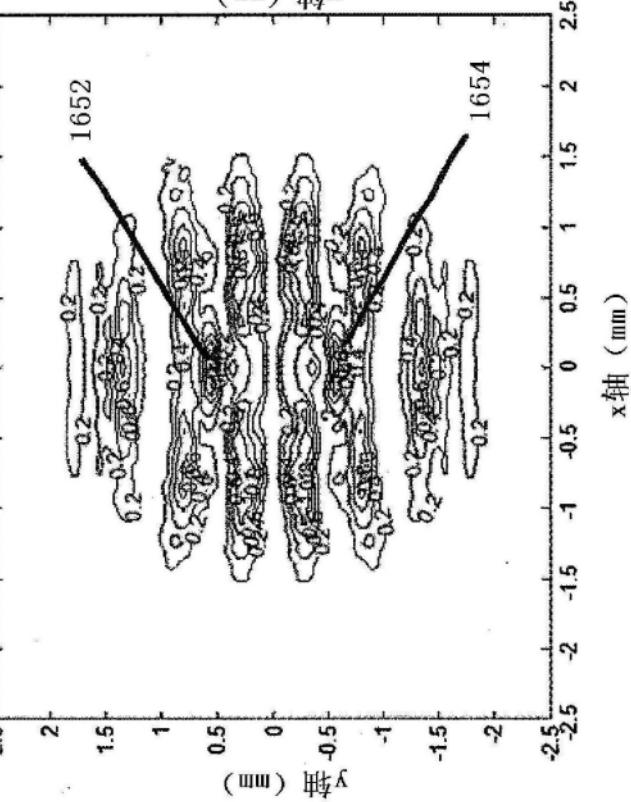


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

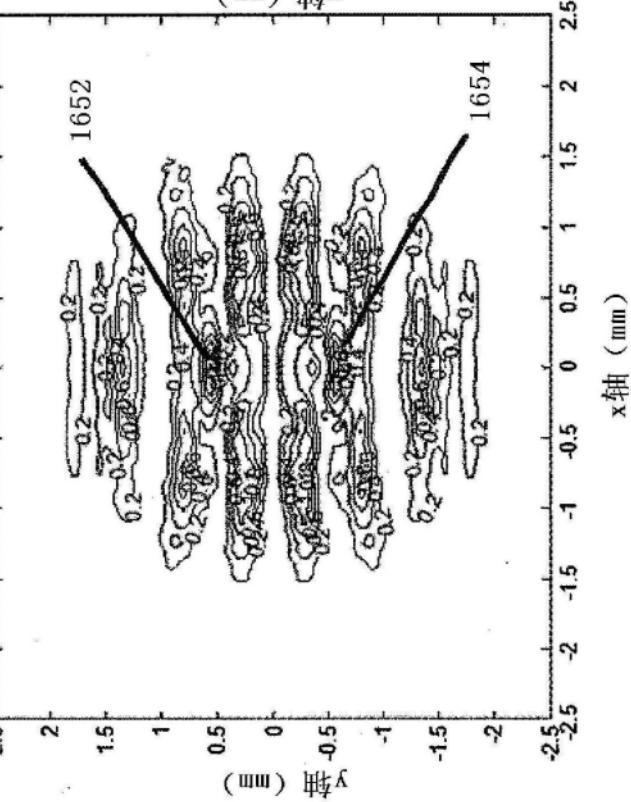


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

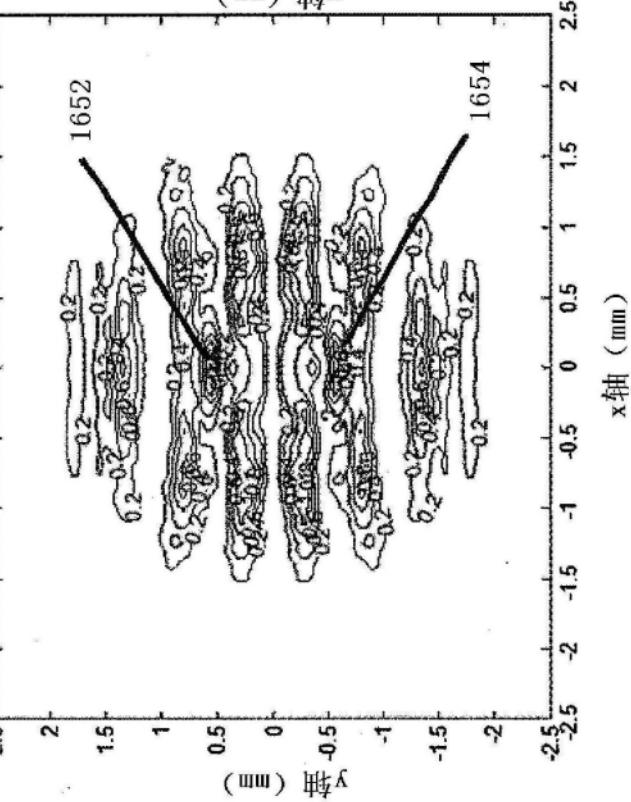


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

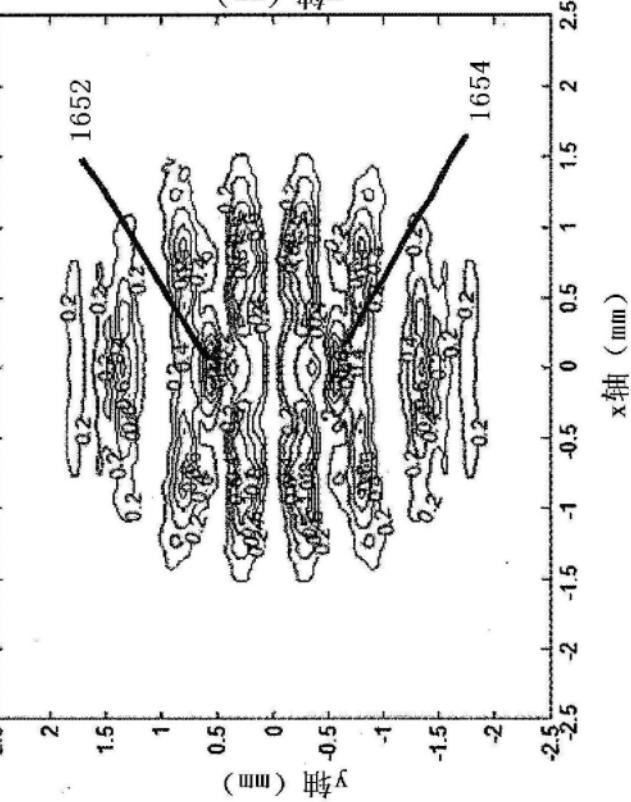


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

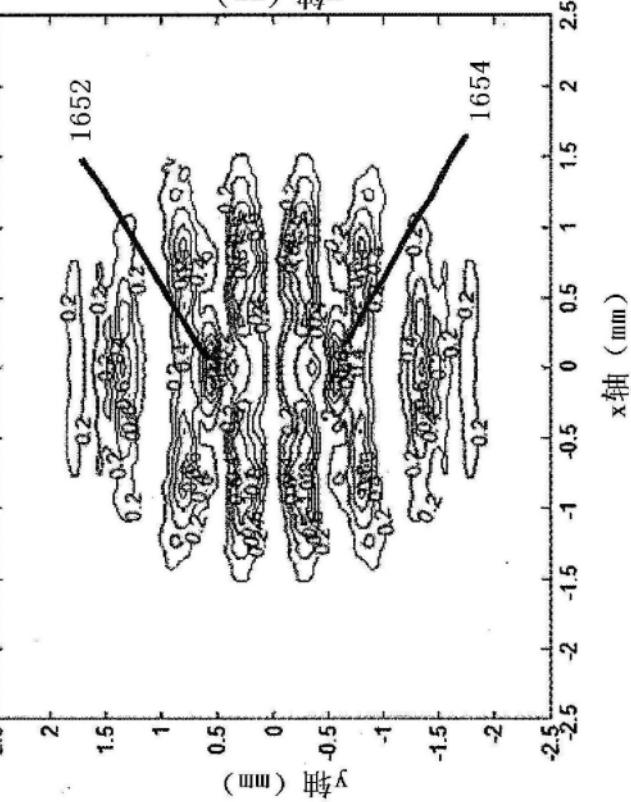


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

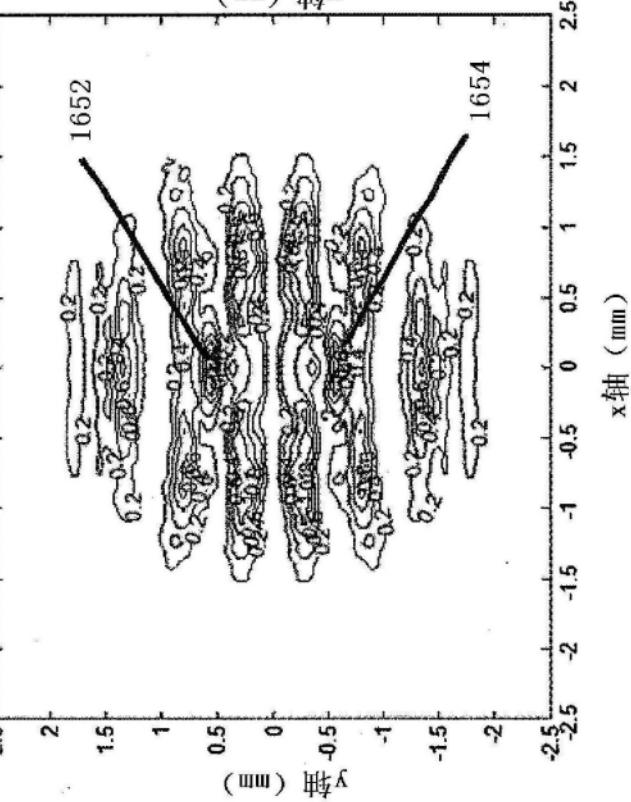


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

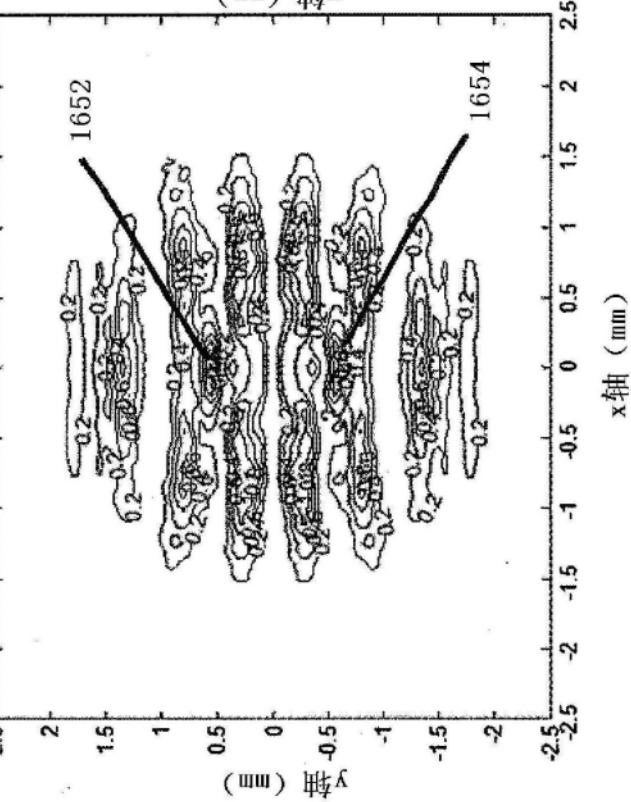


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

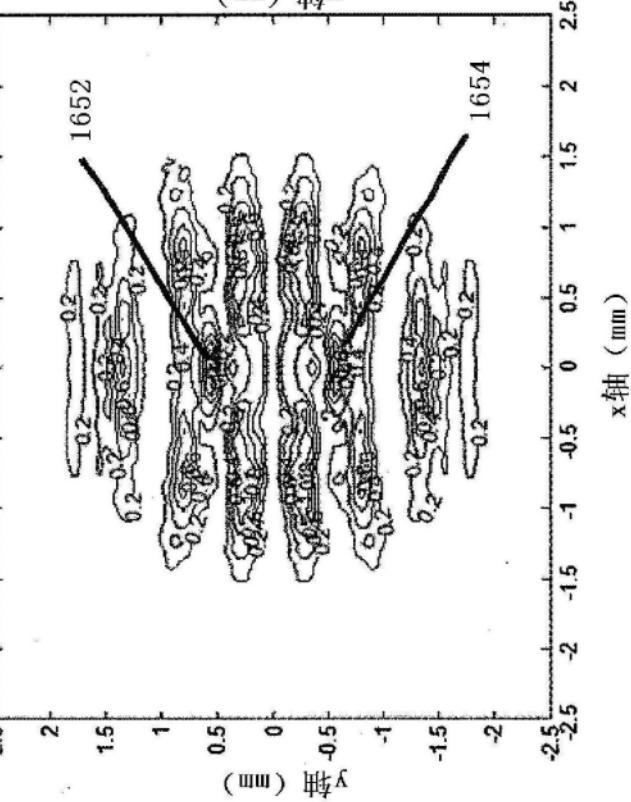


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

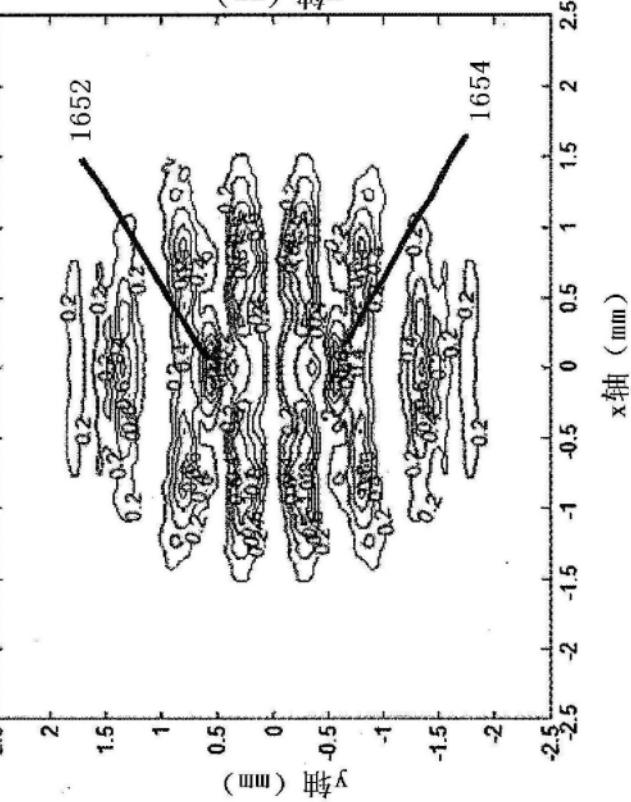


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

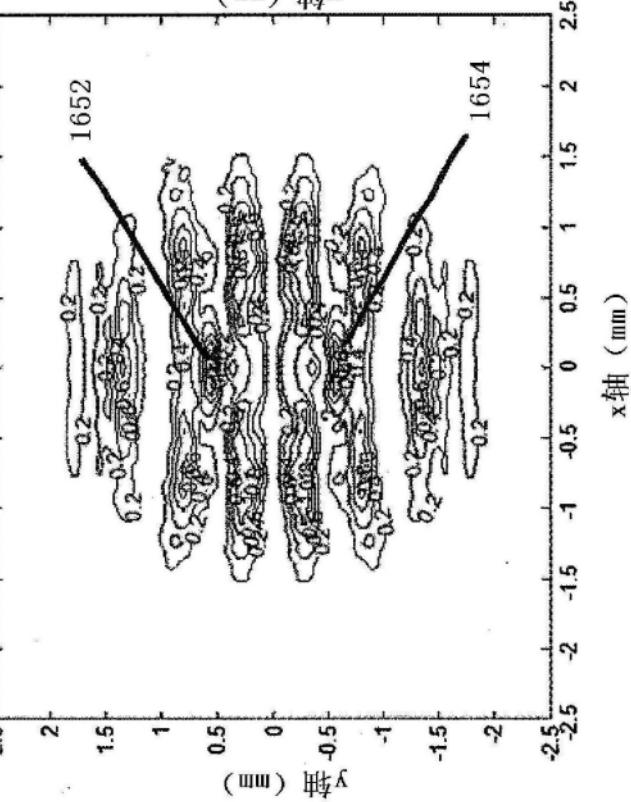


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

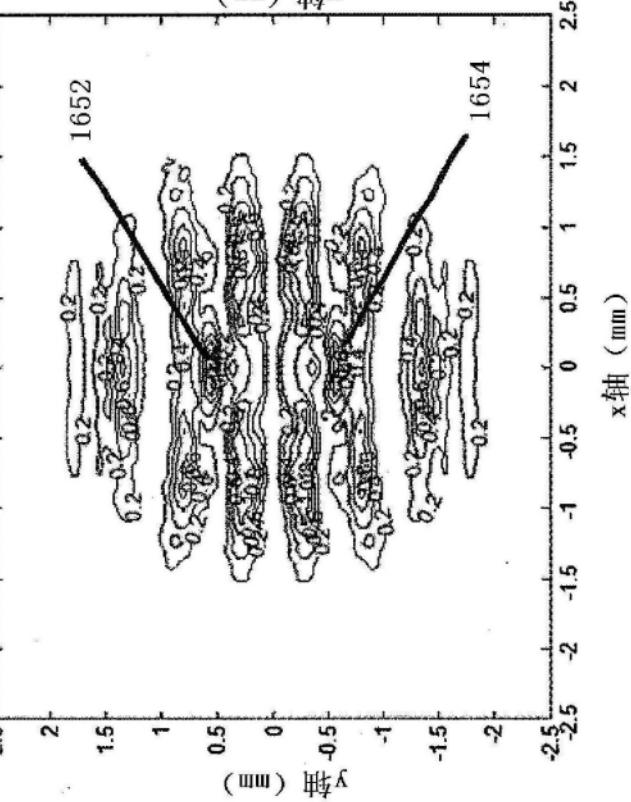


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

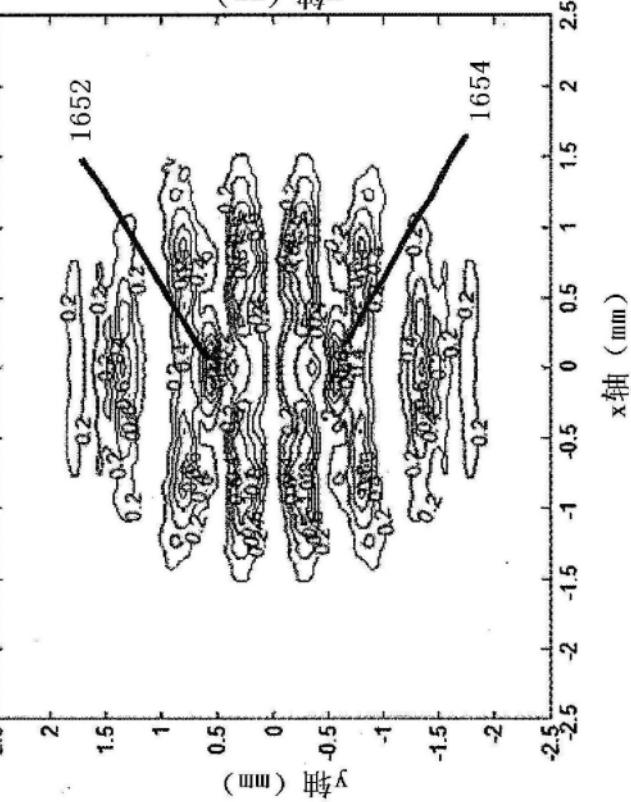


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

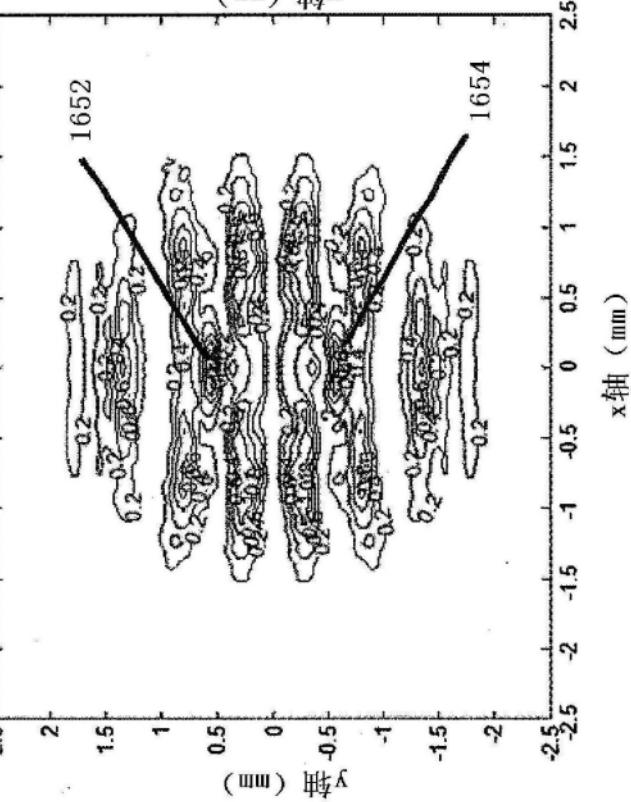


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

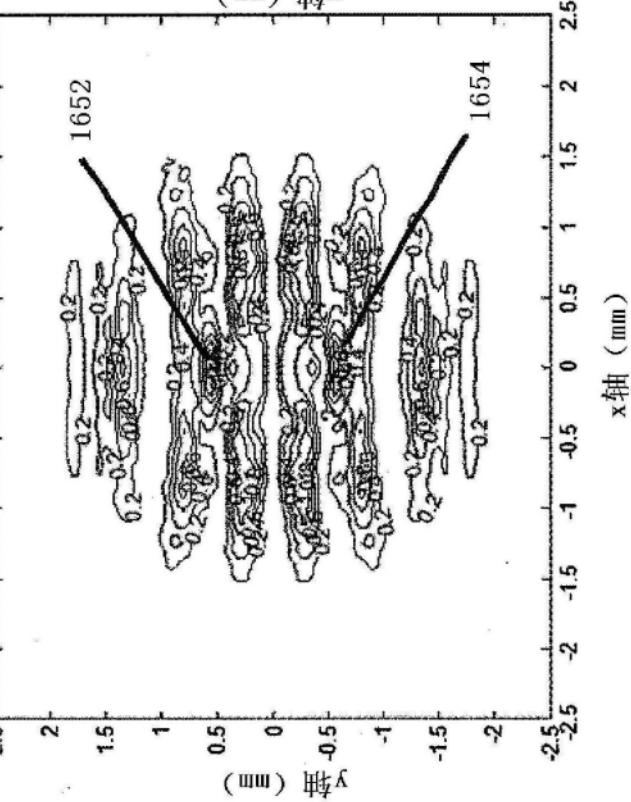


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

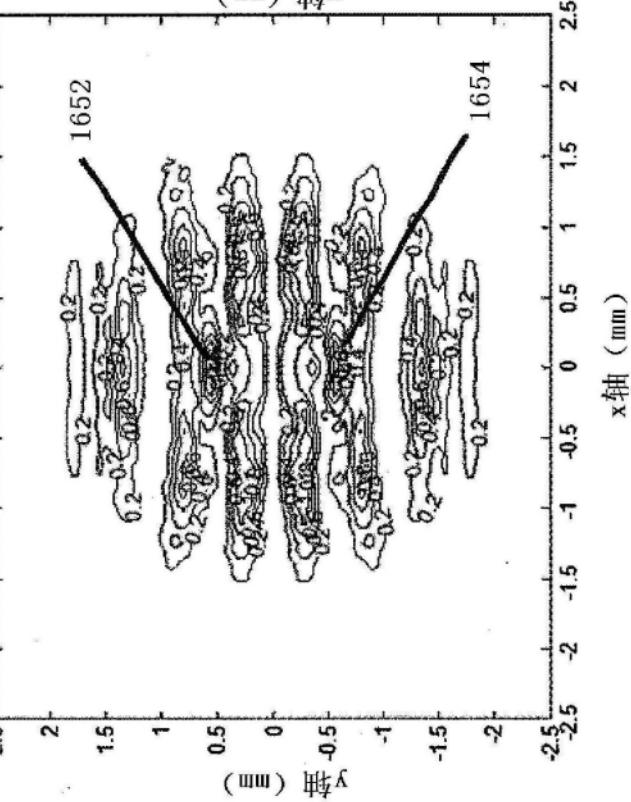


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

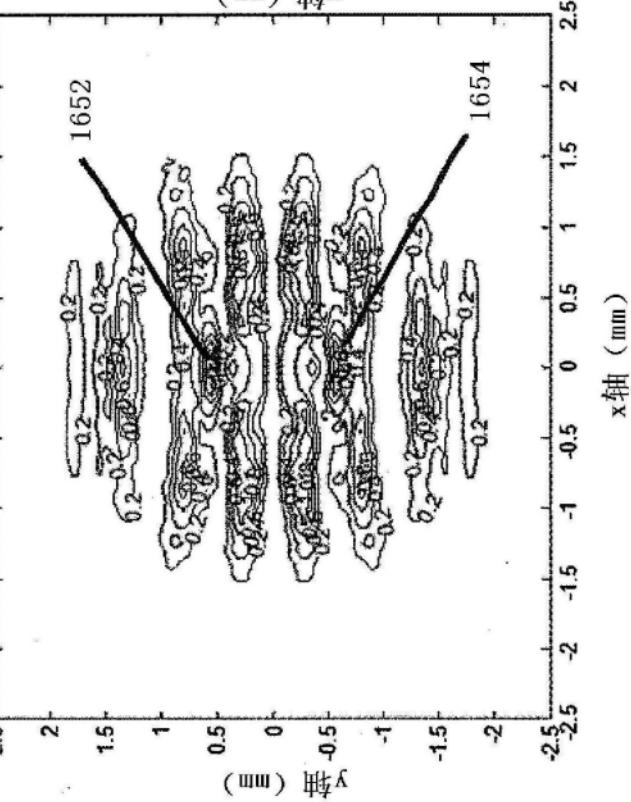


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

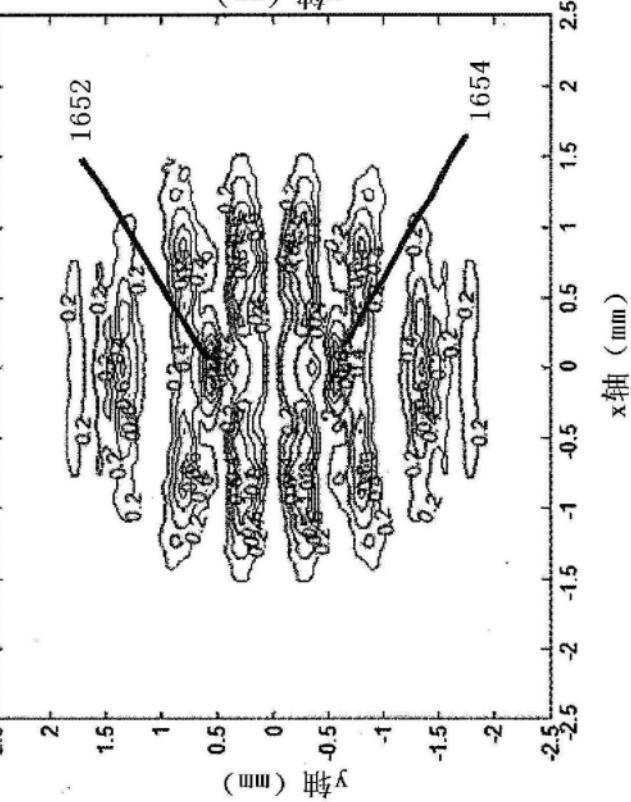


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

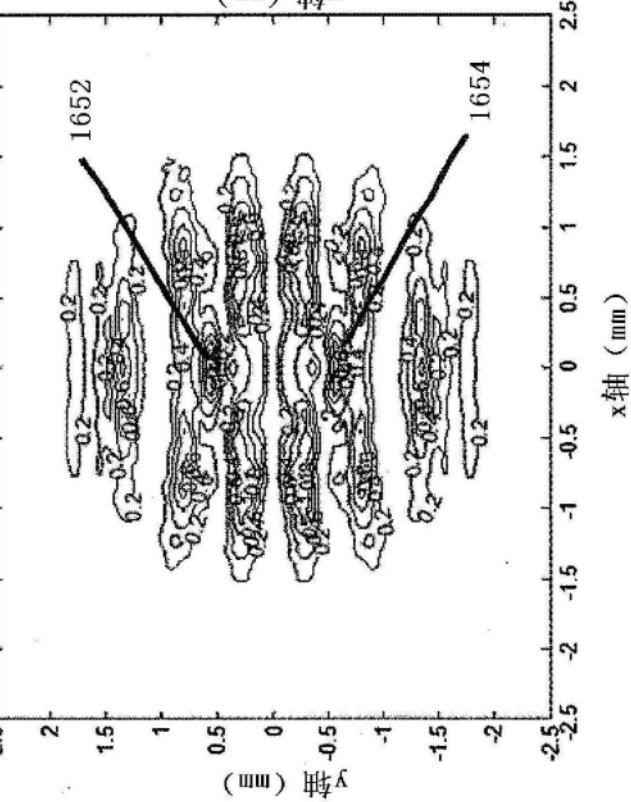


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

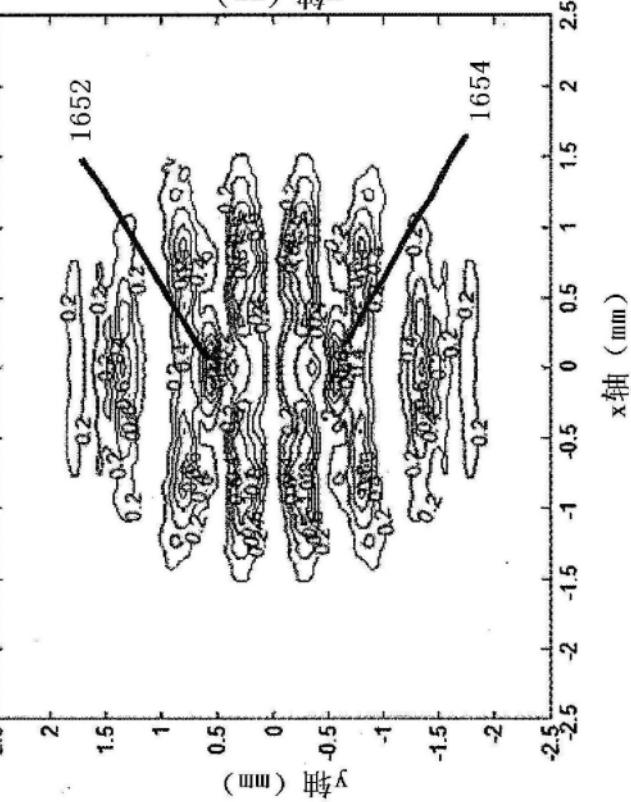


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

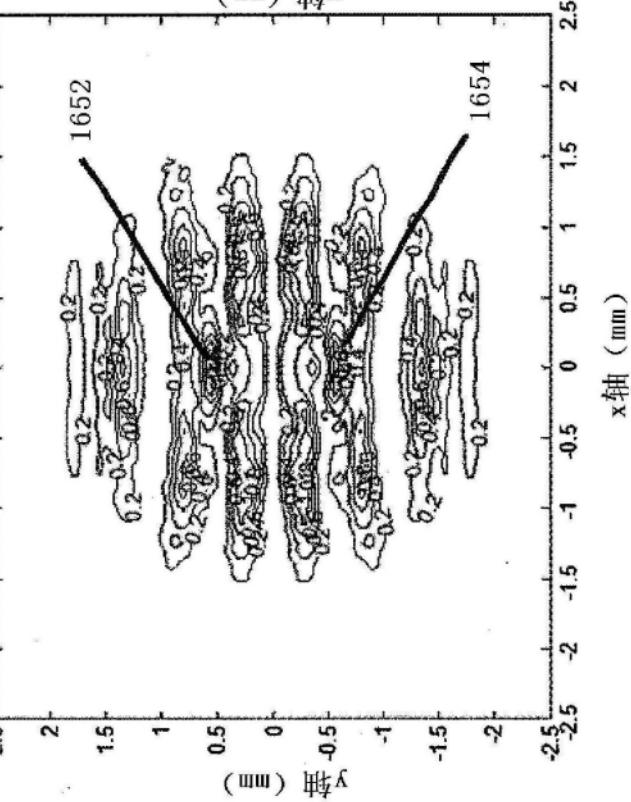


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

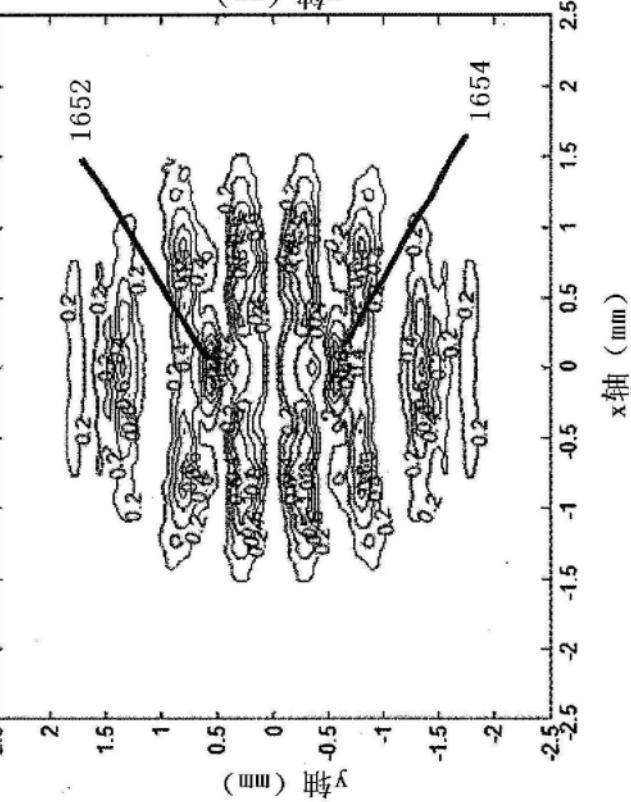


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

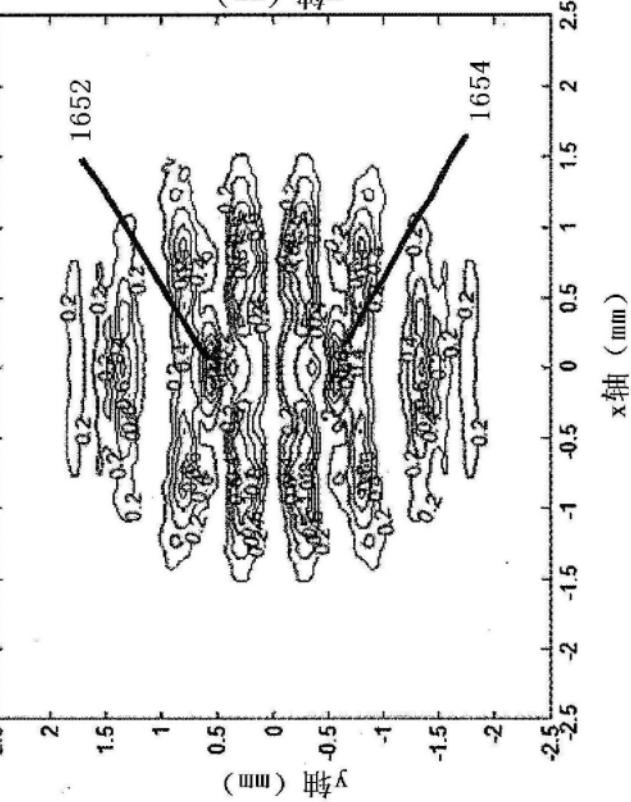


图 22C

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

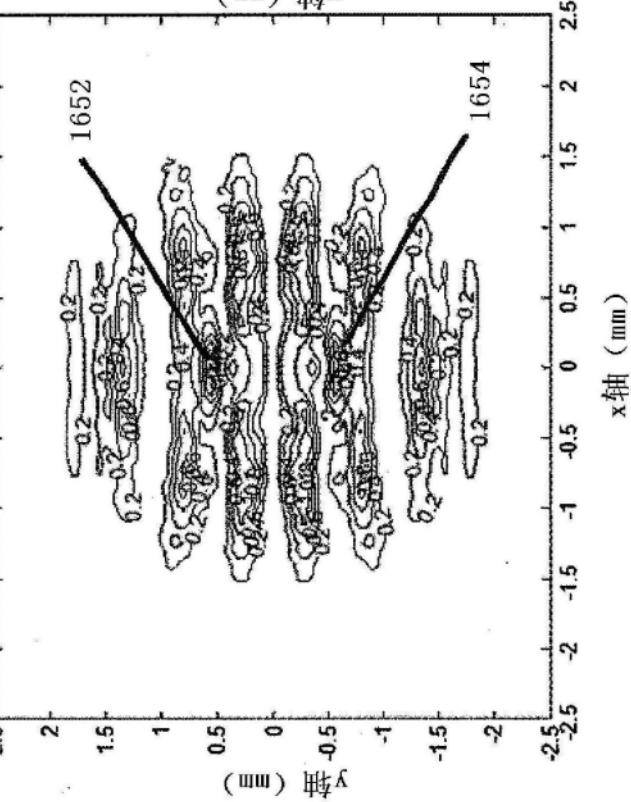


图 22B

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)

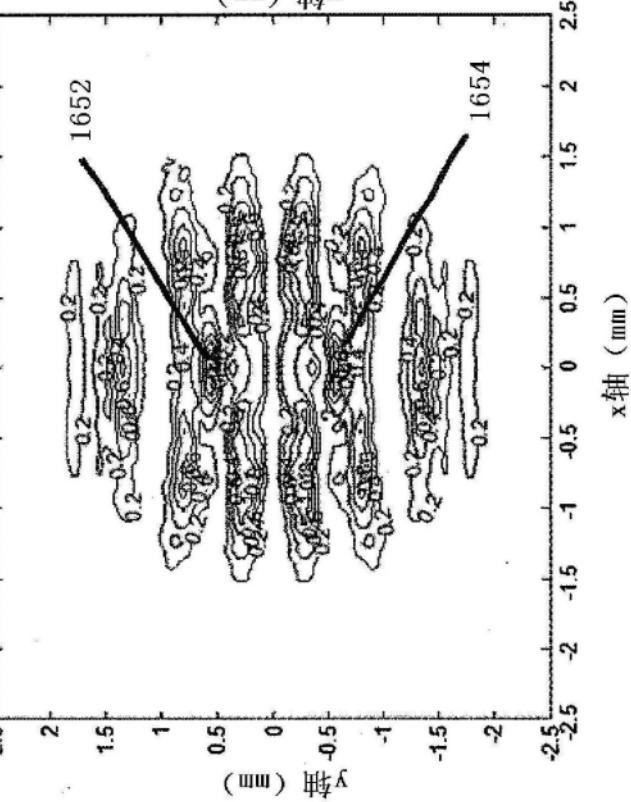
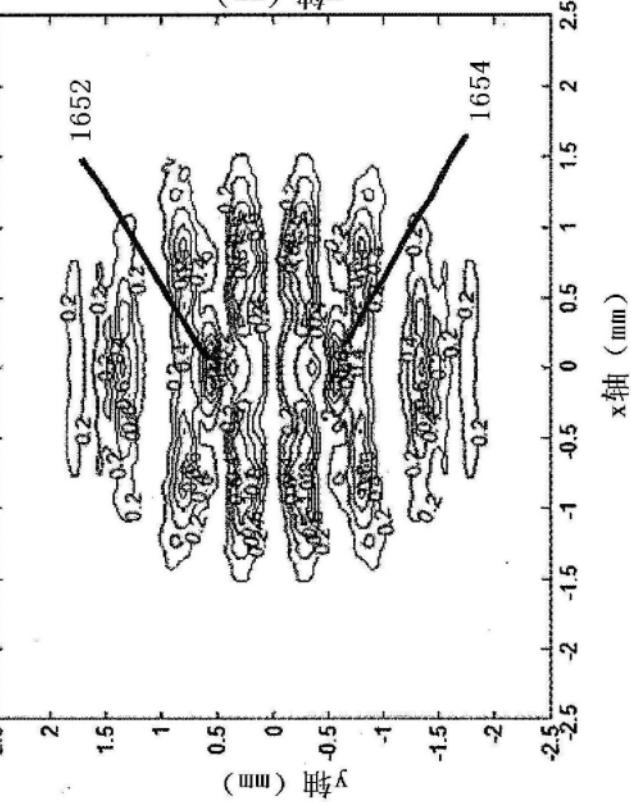


图 22A

分开的波束治疗碗在13mm处的强度等高线(W/cm²)



分开的波束治疗碗在15mm处的归一化强度分布

图23A

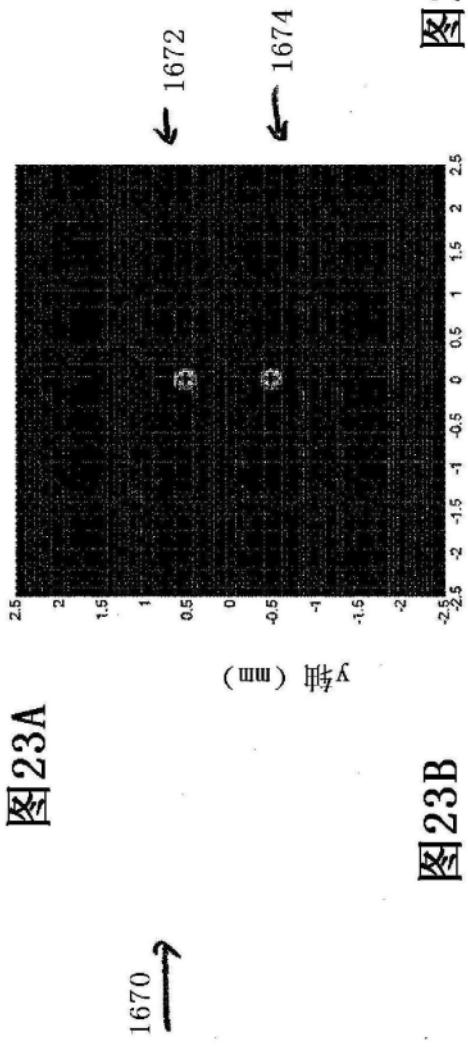


图23B

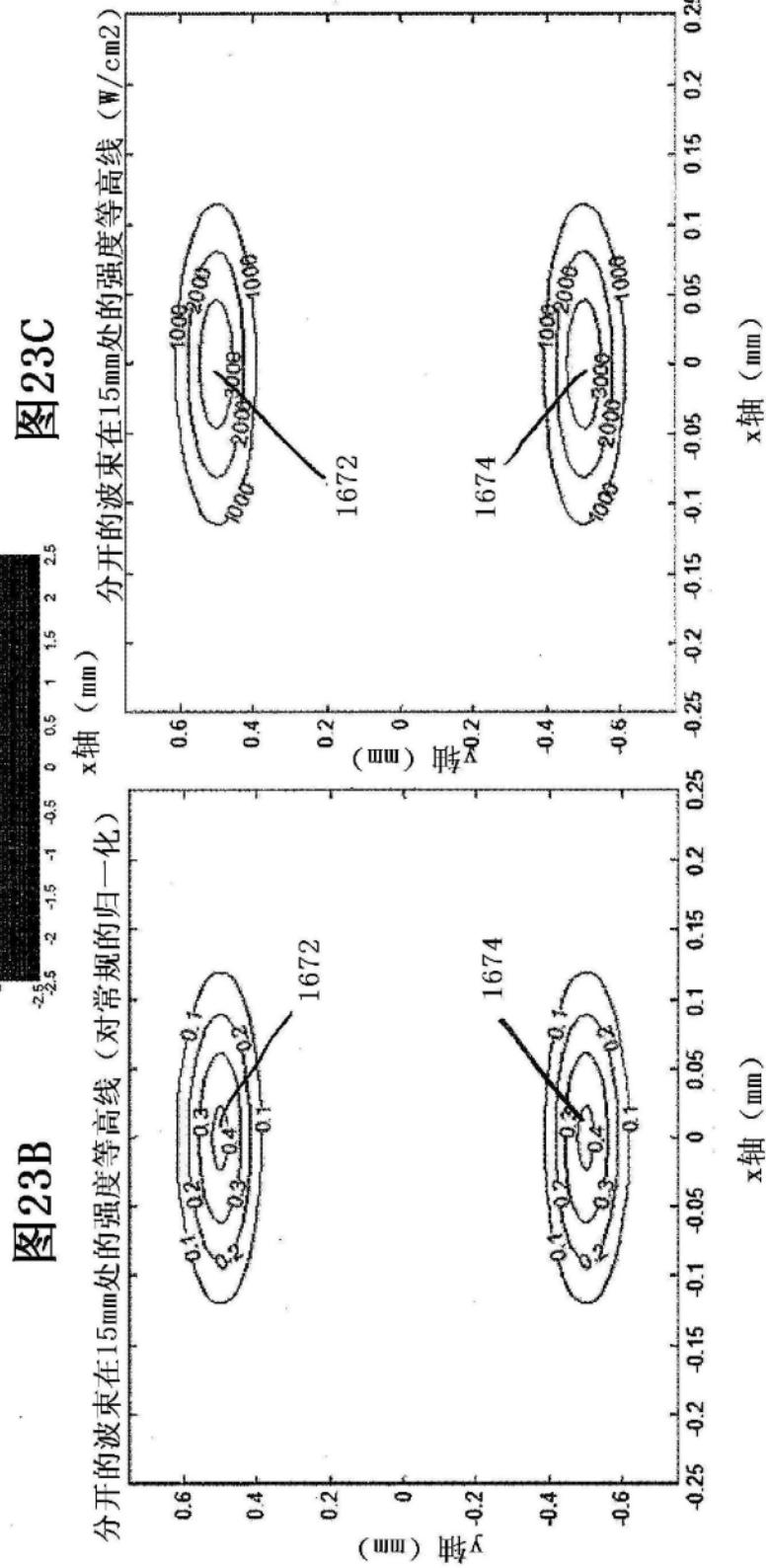
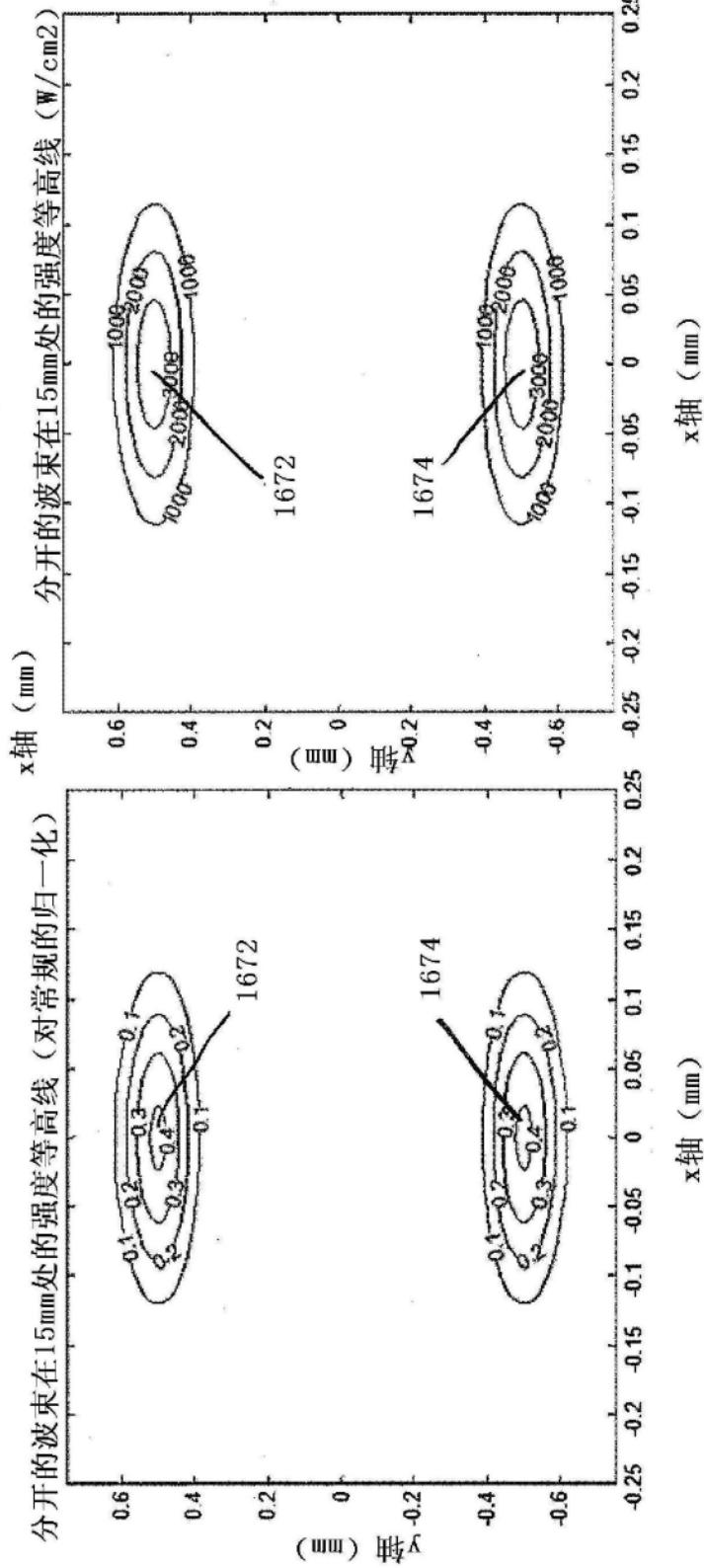


图23C



1680

通过走步孔的振幅调制

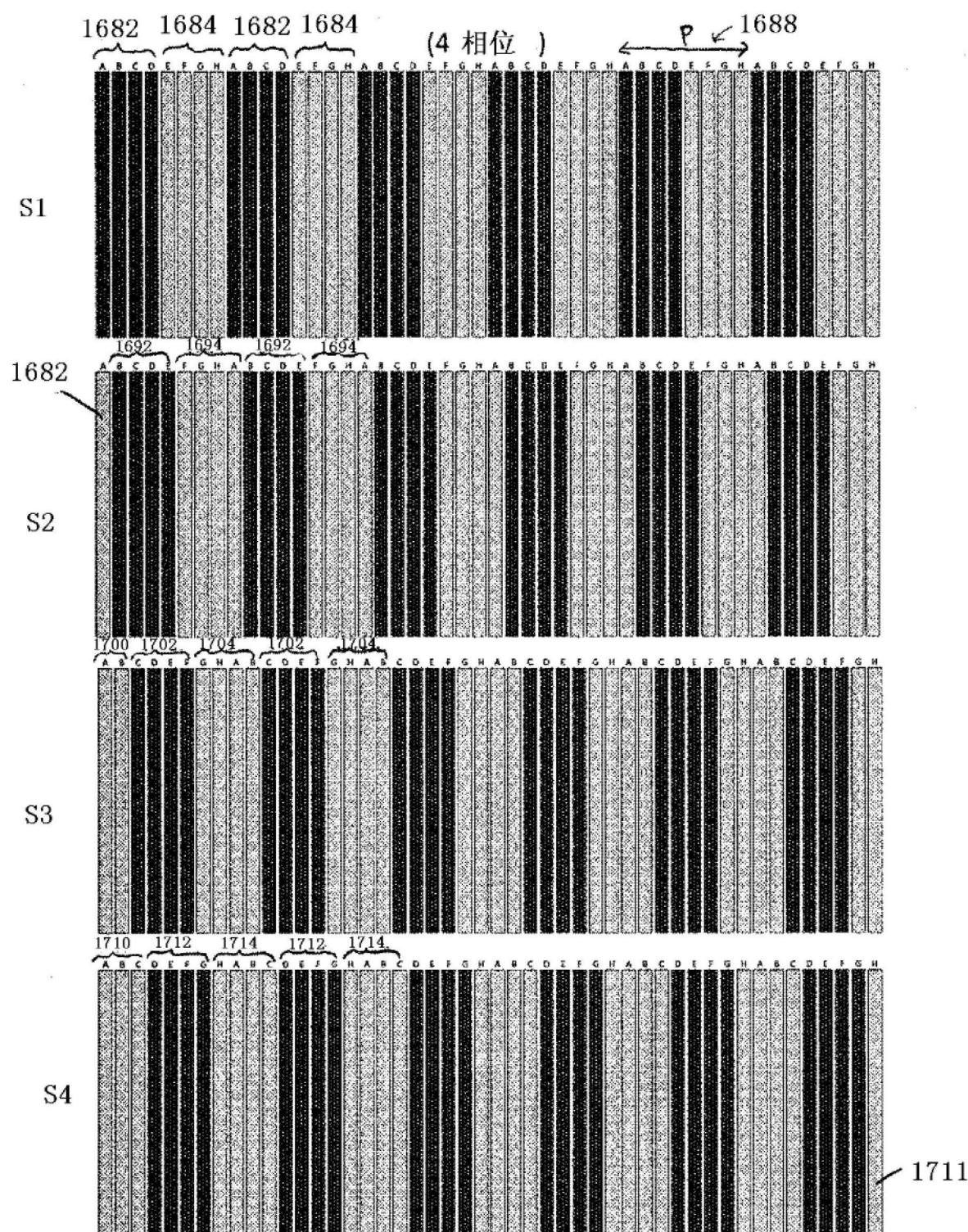


图24

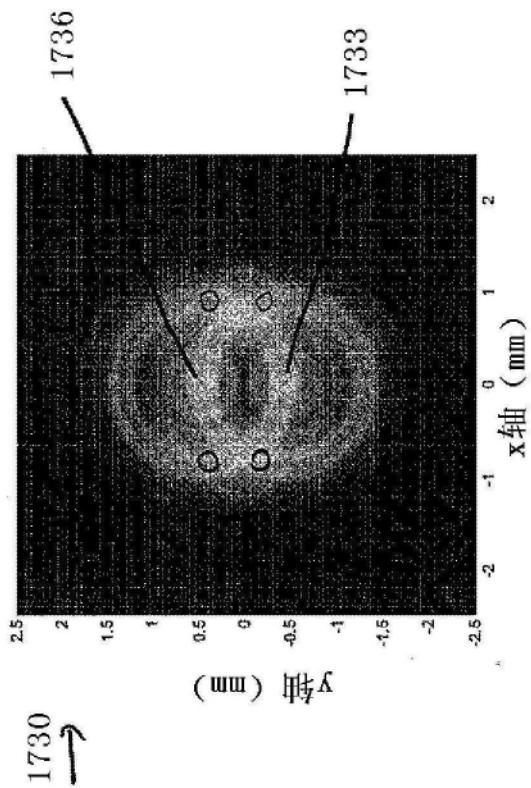


图25A

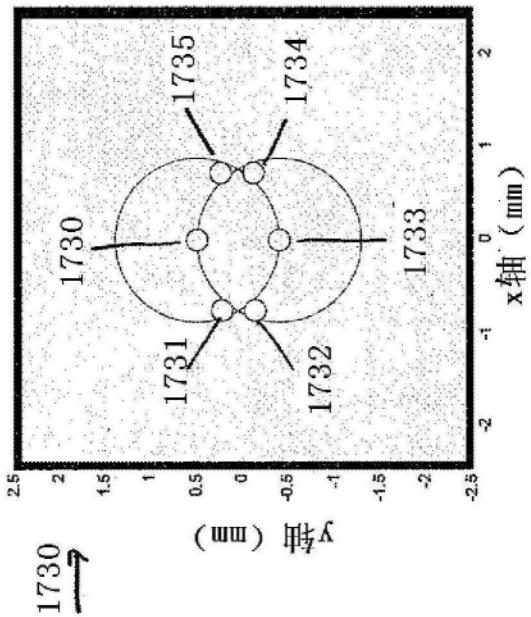


图25B

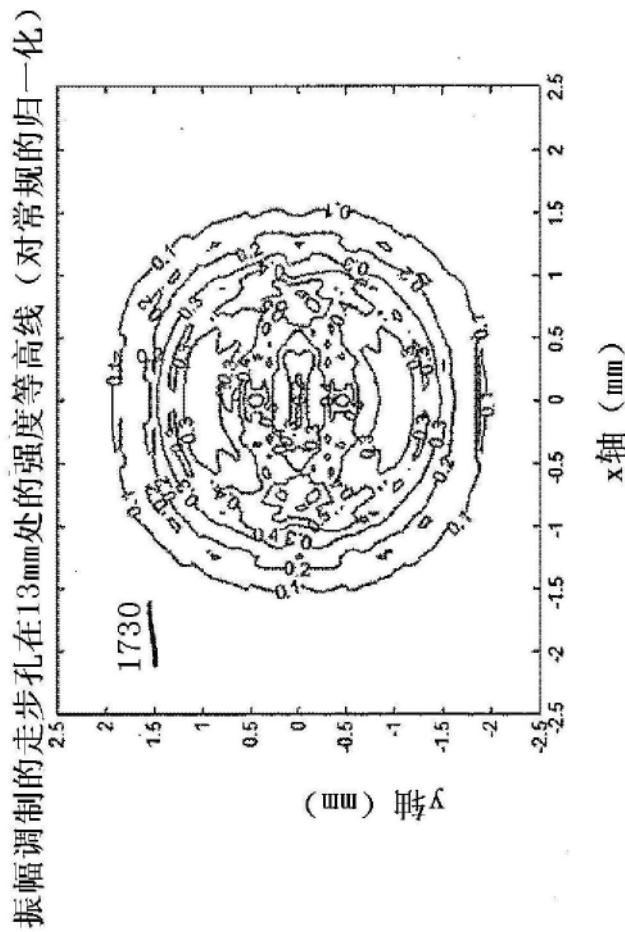


图25C

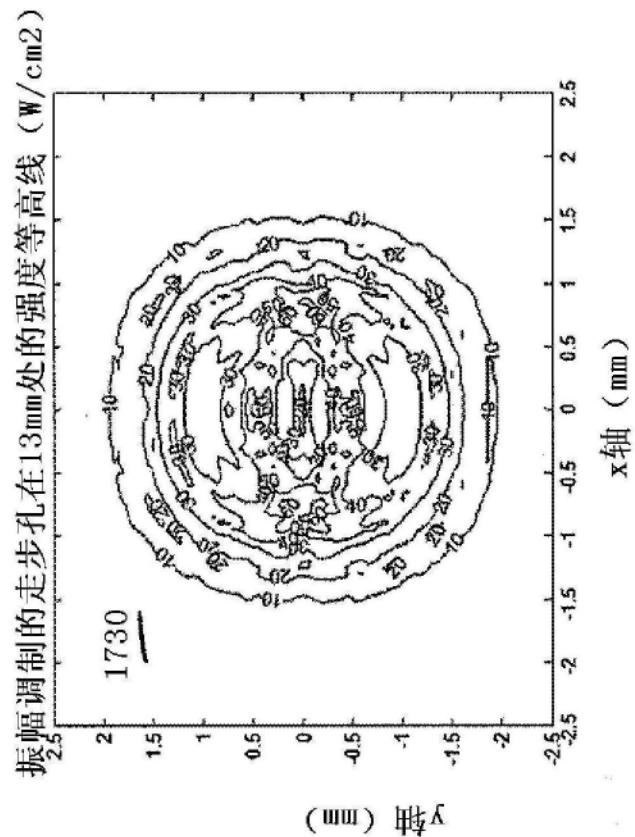


图25D

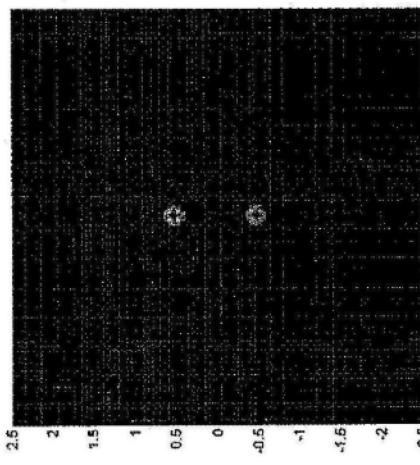
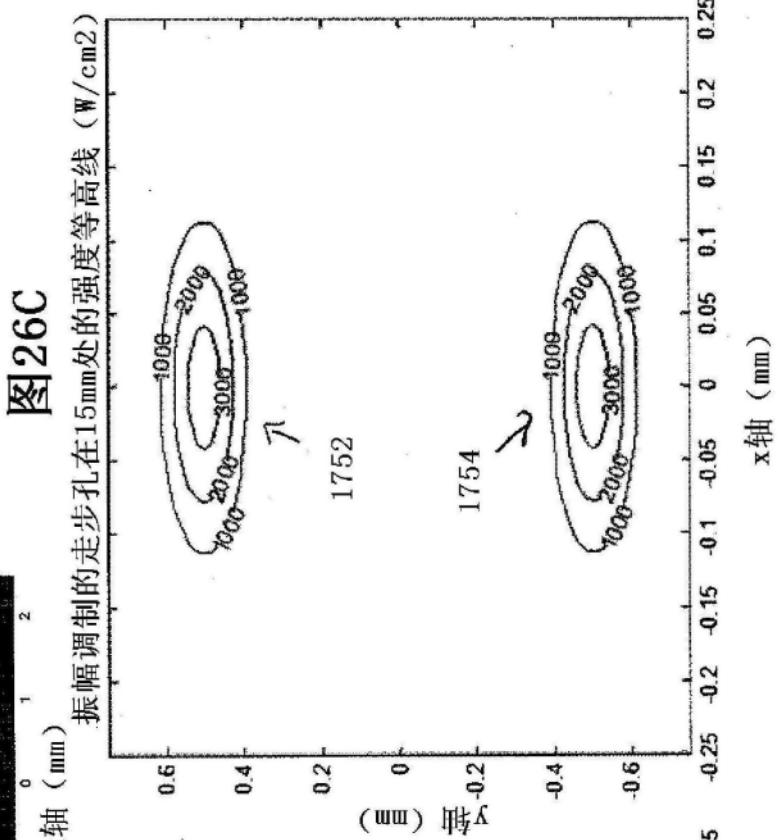
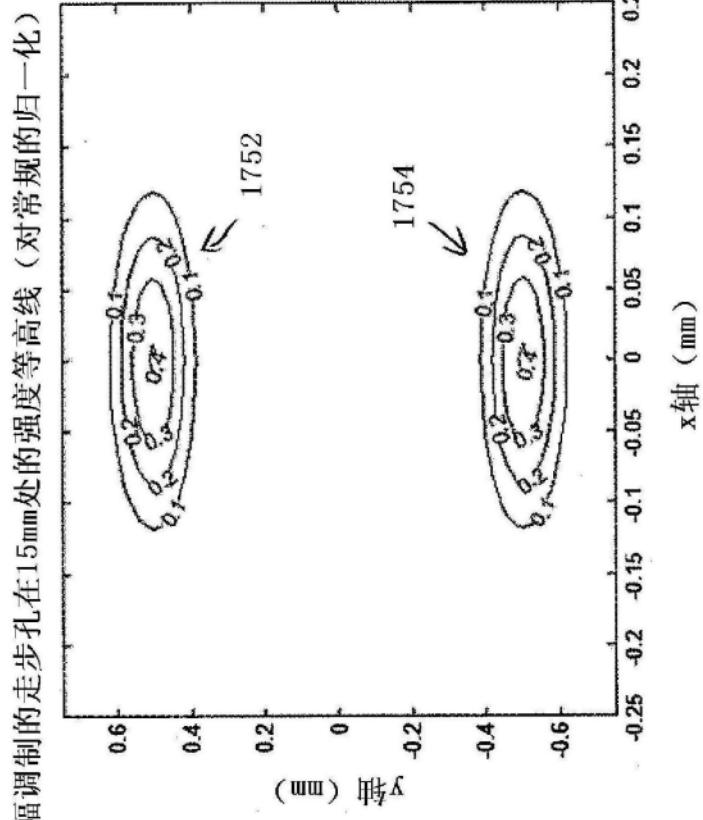


图 26A

图 26B



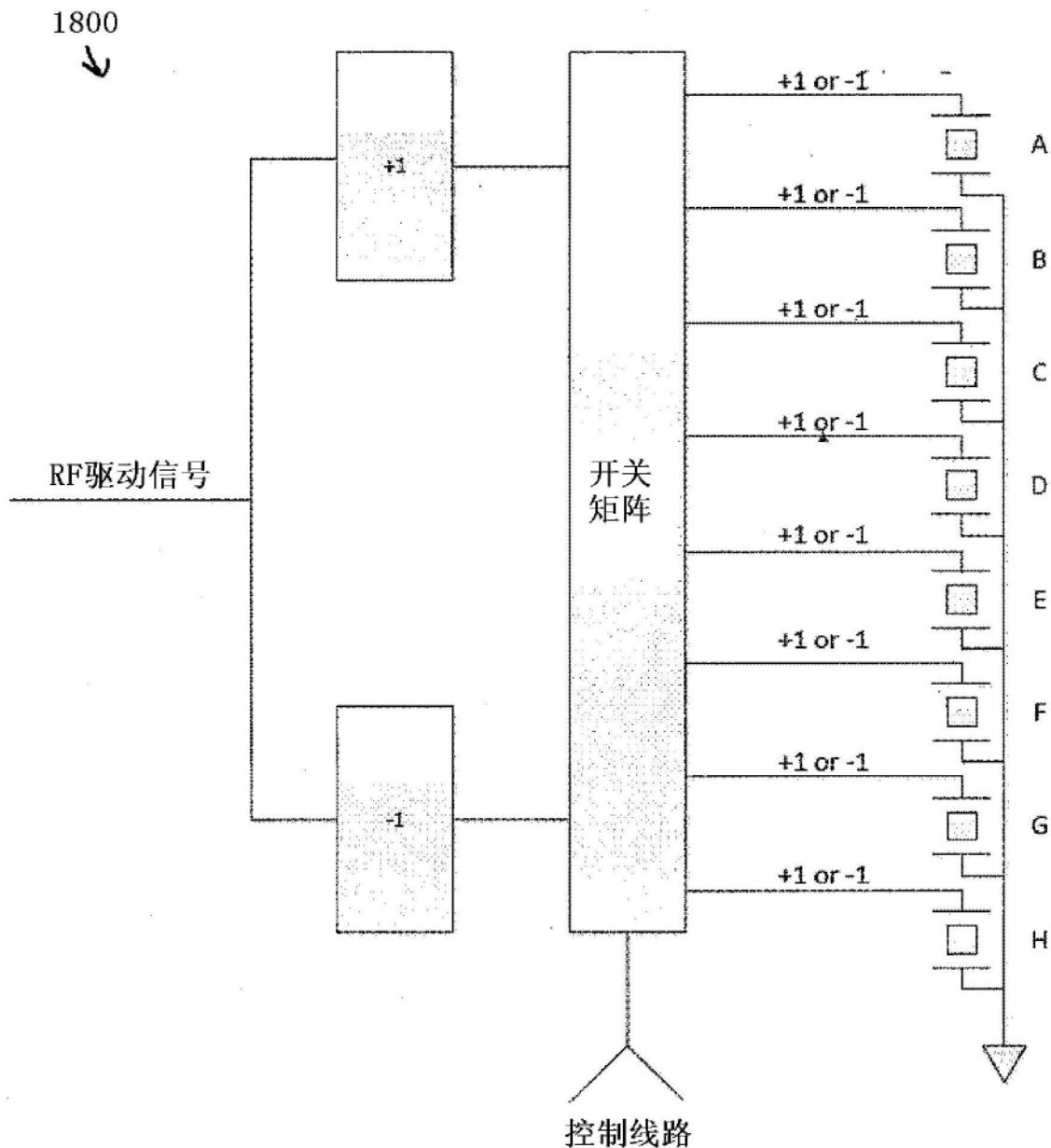


图27A

1850

孔组

状态	时间	孔组						H
		A	B	C	D	E	F	
S1	T1	+1	+1	+1	+1	-1	-1	-1
S2	T2	-1	+1	+1	+1	+1	-1	-1
S3	T3	-1	-1	+1	+1	+1	-1	-1
S4	T4	-1	-1	-1	+1	+1	+1	-1
S5	T5	-1	-1	-1	-1	+1	+1	+1
S6	T6	+1	-1	-1	-1	-1	+1	+1
S7	T7	+1	+1	-1	-1	-1	+1	+1
S8	T8	+1	+1	+1	-1	-1	-1	+1
S1	T9	+1	+1	+1	+1	-1	-1	-1
S2	T10	-1	+1	+1	+1	-1	-1	-1
S3	T11	-1	-1	+1	+1	+1	-1	-1
S4	T12	-1	-1	-1	+1	+1	+1	-1
S5	T13	-1	-1	-1	-1	+1	+1	+1
S6	T14	+1	-1	-1	-1	+1	+1	+1
S7	T15	+1	+1	-1	-1	-1	+1	+1
S8	T16	+1	+1	+1	-1	-1	-1	+1
.
.
.
Sn	Tn	TBD						

图27B

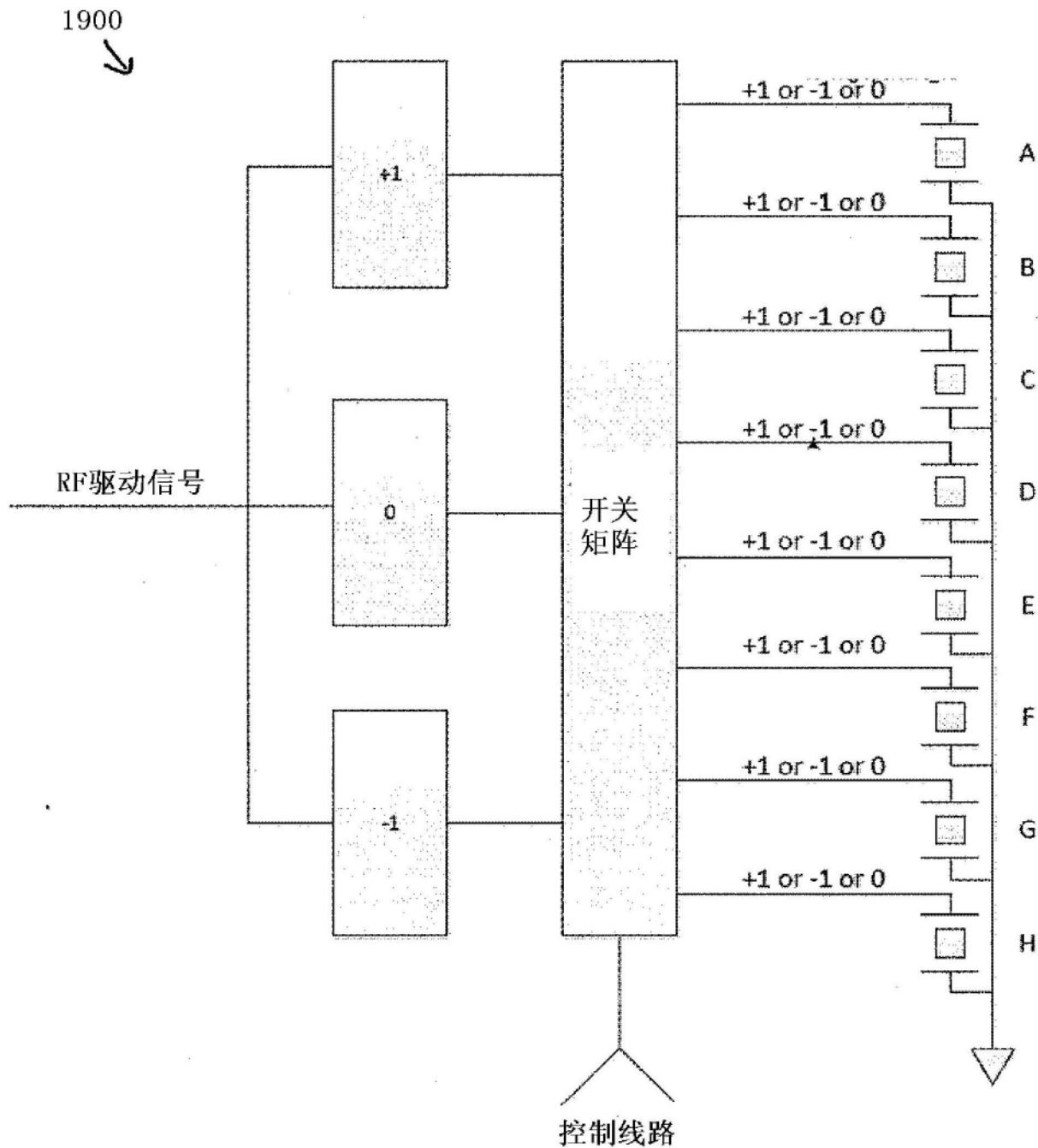


图28A

1950
→

状态	时间	孔组						G	F	E	D	C	B	A
		T1	T2	T3	T4	T5	T6							
S1	T1	+1	0	-1	0	+1	0	-1	0	-1	0	-1	0	0
S2	T2	0	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	-1
S3	T3	-1	0	+1	0	-1	0	-1	0	+1	0	+1	0	0
S4	T4	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	0	-1	+1
S1	T5	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	0	0
S2	T6	0	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	+1
S3	T7	-1	0	+1	0	-1	0	-1	0	+1	0	+1	0	0
S4	T8	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	0	-1	+1
S1	T9	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	0	0
S2	T10	0	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	-1
S3	T11	-1	0	+1	0	-1	0	-1	0	+1	0	+1	0	0
S4	T12	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	+1	0	+1	+1
S1	T13	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	0	0
S2	T14	0	+1	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	-1
S3	T15	-1	0	+1	0	-1	0	-1	0	+1	0	+1	0	0
S4	T16	0	-1	0	+1	0	+1	0	-1	0	-1	0	-1	+1
.
.
.
Sn	Tn	TBD												

图28B

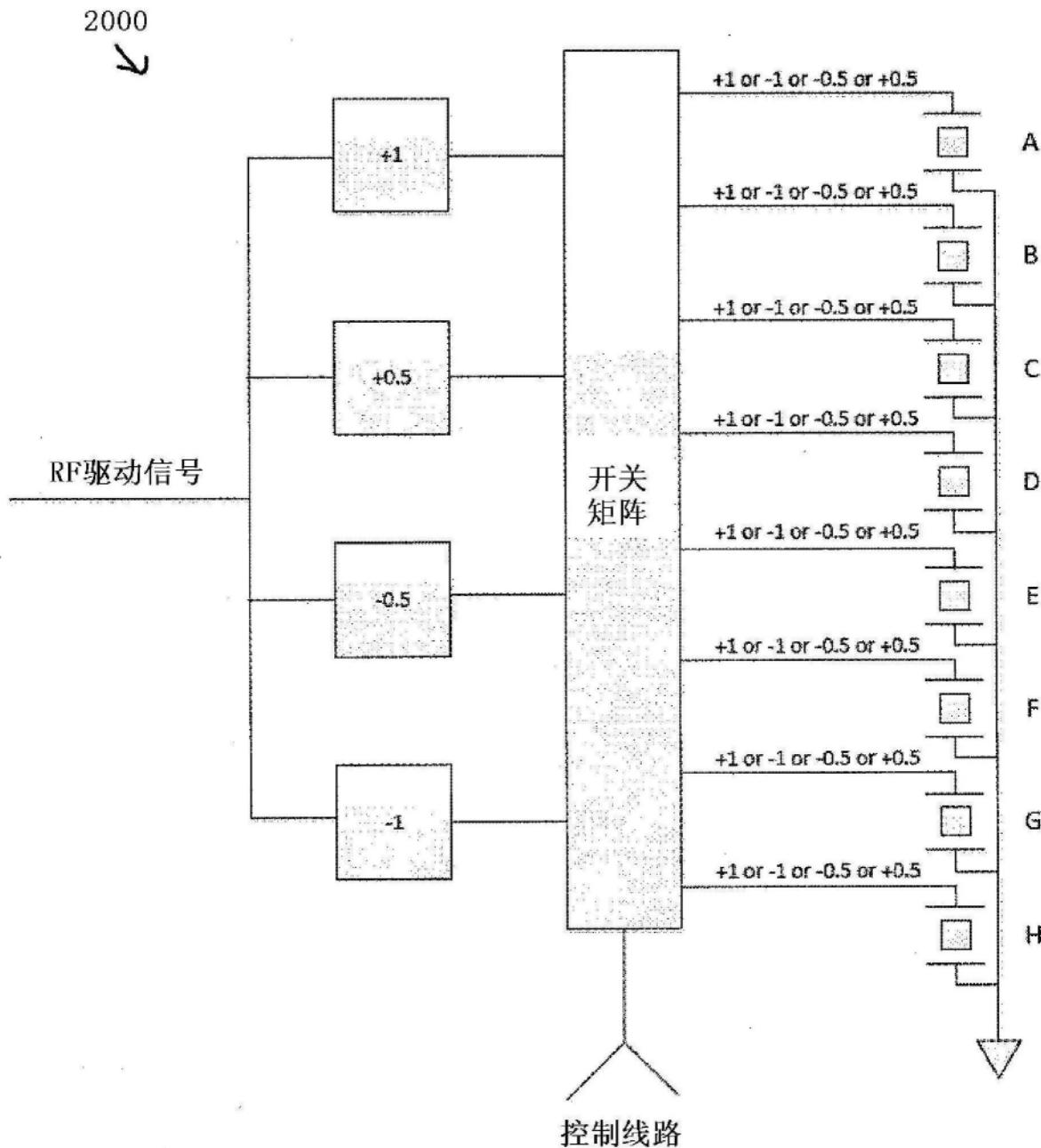


图29A

2050

孔组

状态	状态	孔组							
		A	B	C	D	E	F	G	H
S1	T1	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5
S2	T2	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1
S3	T3	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1
S4	T4	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5
S5	T5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5
S6	T6	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1
S7	T7	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1
S8	T8	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5
S1	T9	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5
S2	T10	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1
S3	T11	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5	-1
S4	T12	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5	-0.5
S5	T13	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1	+0.5
S6	T14	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1	+1
S7	T15	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5	+1
S8	T16	+1	+1	+0.5	-0.5	-1	-1	-0.5	+0.5
...
...
...
S9	Tn	TBD							

图29B