



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102573648 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201080045636. 8

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 10. 07

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/254, 670 2009. 10. 24 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 04. 10

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IL2010/000814 2010. 10. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02011/048586 EN 2011. 04. 28

(71) 申请人 赛诺龙医疗公司

地址 以色列雅克尼姆伊力特

(72) 发明人 Y·O·阿达尼 E·坎托罗维奇

A·罗森贝格

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘兴鹏

权利要求书 5 页 说明书 10 页 附图 10 页

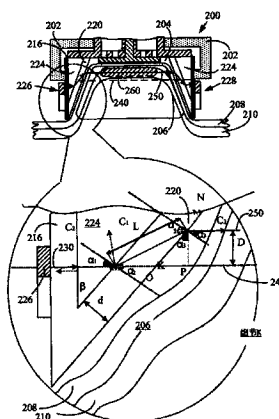
按照条约第19条修改的权利要求书 5 页

### (54) 发明名称

用于对组织层进行实时监测的方法及设备

### (57) 摘要

所公开的方法和设备采用超声波束来对要被处理的组织类型的组织类型构成以及每个身体组织类型或层处的温度进行实时监测。此外,所公开的方法和设备还提供美体处理期间的基于超声波的热控制。



1. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:  
外壳,其包括:  
第一转换器,其操作成将超声波束发射到要被处理的组织层中;  
第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述组织层夹在它们中间,其操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;  
控制器,其操作成  
从所述所接收的超声波束获得关于波束信号参数的信息;以及  
分析所述信息以确定至少一个组织特性。
2. 根据权利要求1的设备,且其中,所述波束信号参数选自声速、幅值、频率和衰减组成的组。
3. 根据权利要求1的设备,且其中,所述组织特性选自组织层标识和组织层结构中的变化组成的组。
4. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的表面互相平行。
5. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器每个包括至少一个压电元件,其由选自陶瓷、聚合物和组合物组成的组的至少一个压电材料构成。
6. 根据权利要求5的设备,且其中,所述元件(D)的厚度等于或小于最大频率(f)处的波长( $\lambda$ )的一半,以使得,在( $f_{\max}$ )处,  $D \leq 1/2 \lambda$ 。
7. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的每一个还包括至少两个压电元件,它们定位在选自二维和三维空间构造组成的组中的至少一个预定构造中。
8. 根据权利要求7的设备,且其中,所述元件由选自陶瓷、聚合物和化合物组成的组中的至少一种材料构成。
9. 根据权利要求7的设备,且其中,单个驱动器激发所述至少两个压电元件。
10. 根据权利要求7的设备,且其中,在每个所述转换器中的至少两个所述元件在尺寸上彼此不同。
11. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的每一个还包括至少一对收发器,其由  
操作成将超声波束发射到所述组织层中的第一收发器;以及  
操作成接收从所述组织层发射的超声波束的第二收发器组成。
12. 根据权利要求11的设备,且其中,所述第一转换器还操作成接收从所述组织层发射的超声波束,且所述第二转换器还操作成将超声波束发射到所述组织层中。
13. 根据权利要求5的设备,且其中,所述第一转换器中的每一个所述元件与所述第二转换器中的至少一个元件是成对的。
14. 根据权利要求5的设备,且其中,所述第一转换器中的每一个所述元件与所述第二转换器中的相应元件是成对的。
15. 根据权利要求5的设备,且其中,所述第一转换器中的每一个所述元件与所述第二转换器中的相应元件是成对的,且其中,每一对都定位成将大体上离散的组织层夹在它们中间。
16. 根据权利要求1的设备,且其中,所述外壳还包括至少一个真空室。

17. 根据权利要求 16 的设备,且其中,所述室还包括壁,其操作成将所述超声波束的所述路径从第一传播路径移位到与其平行的第二传播路径。

18. 根据权利要求 16 的设备,且其中,所述外壳和所述室还在它们之间包括至少一个腔,且其中,所述腔包括操作成使声束的衰减、反射和折射最小化的声折射率匹配材料。

19. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述组织层为包括选自皮肤、皮下脂肪和肌肉组成的组中的至少一个组织层的突出部。

20. 根据权利要求 16 的设备,且其中,所述组织为定位在所述真空室内并包括选自皮肤、皮下脂肪和肌肉组成的组中的至少一个组织层的突出部。

21. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述第一转换器还操作成沿着平行路径发射至少两个超声波束。

22. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述第一转换器还操作成以预定的顺序发射至少两个超声波束。

23. 根据权利要求 21 的设备,且其中,所述第一转换器还操作成以预定的顺序发射所述至少两个超声波束。

24. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述设备还包括至少一个发生器,其操作成激发所述第一转换器。

25. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述波束以脉冲模式发射。

26. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述设备还包括至少一个放大器,其操作成放大从所述第二转换器接收的超声波束信号。

27. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述控制器还实时操作成:  
将所述波束信号参数和组织特性与预定的处理协议相比较;  
标识所述参数和特性中的变化并确定所述变化的临界状态;以及  
基于所述变化和临界状态采取至少一个行动。

28. 根据权利要求 27 的设备,且其中,所述行动包括下面的至少一个:  
在数据库中记录与所述变化和临界状态相关的信息;  
在显示器上显示所述信息;  
将所述变化和临界状态通信给远程用户;  
在打印输出上打印所述信息;  
基于所述临界状态将所述变化警告给用户;以及  
基于所述临界状态改变处理过程。

29. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述美体塑形装置操作成实施选自分解真皮下脂肪细胞、减少真皮下脂肪的数量、紧致松弛的皮肤、紧致及紧密体表、减少皮肤的皱纹以及重构胶原蛋白组成的组中的至少一个美体塑形处理。

30. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:  
外壳,其包括:  
真空室;  
第一转换器,其操作成将超声波束发射到所述室内的组织层中;  
第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述组织层夹在它们中间,其操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

控制器,其操作成

从所述所接收的超声波束获得有关波束信号参数的信息 ;以及  
分析所述信息以确定至少一个组织特性。

31. 根据权利要求 30 的设备,且其中,所述设备还包括由热能源提供的至少一个热能传递表面。

32. 根据权利要求 31 的设备,且其中,所述热能以由光、RF、超声波、电解脂肪电泳、电离子透入和微波组成的组中的至少一个的形式。

33. 根据权利要求 31 的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器还包括至少一个压电元件,其基本垂直于所述热能传递表面定位。

34. 根据权利要求 31 的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的每一个还包括至少一个压电元件,且所述热能传递表面定位在相同的平面上并互相邻近。

35. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括 :  
外壳,其包括 :

第一转换器和第二转换器,每一个都包括至少两个压电元件,所述第一转换器操作成将超声波束发射到要被处理的组织层中,所述第二转换器面对所述第一转换器定位并操作成接收所述波束,且其中

所述第二转换器中的每个元件与所述第一转换器的相应元件是成对的并定位成将大体上离散的组织层夹在它们中间 ;

控制器,其操作成

从所述所接收的由所述离散组织层发射的超声波束获得有关波束信号参数的信息 ;以及  
及

分析所述信息以确定至少一个组织特性。

36. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括 :  
外壳,其包括 :

真空室,其具有操作成传递 RF 能的至少一个 RF 传递表面 ;

第一转换器,其操作成将超声波束发射到所述室内的组织层中 ;

第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述组织层夹在它们中间,其操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束 ;

控制器,其操作成

从所述所接收的超声波束获得有关波束信号参数的信息 ;以及  
分析所述信息以确定 RF 处理效果和组织层类型中的至少一个。

37. 根据权利要求 36 的设备,且其中,所述第一转换器还操作成与所述 RF 能的传递同时地发射超声波束。

38. 根据权利要求 36 的设备,且其中,所述外壳还包括传导液体介质导管,其操作成对所述组织层的表面和 RF 传递表面中的至少一个进行外部冷却。

39. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的方法,该方法包括 :  
将超声波束发射到要被处理的组织层中 ;

接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束 ;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息 ;以及

分析所述信息以确定至少一个组织特性。

40. 根据权利要求 39 的方法,且其中,所述组织层为包括选自皮肤、皮下脂肪和肌肉组成的组中的至少一个组织层的突出部。

41. 根据权利要求 39 的方法,且其中,还包括沿着平行路径发射至少两个超声波束。

42. 根据权利要求 39 的方法,且其中,还包括以预定的顺序发射至少两个超声波束。

43. 根据权利要求 41 的方法,且其中,还包括以预定的顺序发射至少两个超声波束。

44. 根据权利要求 39 的方法,且其中,所述超声波束以脉冲的形式。

45. 根据权利要求 39 的方法,且其中,还包括放大所发射和所接收的所述超声波束的信号。

46. 根据权利要求 39 的方法,且其中,还包括接收由穿过其行进的离散组织层发射的超声波束。

47. 根据权利要求 39 的方法,且其中还

将所述波束信号参数和组织特性与预定的处理协议进行比较;

标识所述参数和特性中的变化并确定所述变化的临界状态;以及

基于所述变化和临界状态采取至少一个行动。

48. 根据权利要求 47 的方法,且其中,所述行动包括下面的至少一个;

在数据库中记录与所述变化和临界状态有关的信息;

在显示器上显示所述信息;

将所述变化和临界状态通信给远程用户;

在打印输出上打印所述信息;

基于所述临界状态将所述变化警告给用户;以及

基于所述临界状态改变处理过程。

49. 根据权利要求 39 的方法,且其中,由所述美体塑形装置实施的所述处理还包括分解真皮下脂肪细胞、减少真皮下脂肪的数量、紧致松弛的皮肤、紧致及紧密体表、减少皮肤的皱纹以及重构胶原蛋白。

50. 根据权利要求 39 的方法,且其中,还包括向所述组织施加热能。

51. 根据权利要求 50 的方法,且其中,所述热能以由光、RF、超声波、电解脂肪电泳、电离子透入和微波组成的组中的至少一个的形式。

52. 根据权利要求 50 的方法,且其中,还包括以基本上垂直于所述所发射的超声波束的方向的方向施加所述热能。

53. 根据权利要求 50 的方法,且其中,还包括以大体平行于所述所发射的超声波束的方向的方向施加所述热能。

54. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的方法,该方法包括:

将 RF 能施加到要被处理的组织层,随后:

将超声波束发射到要被处理的组织层中;

接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息;以及

分析所述信息以确定 RF 处理效果和组织层类型中的至少一个。

55. 根据权利要求 54 的方法,且其中,还包括冷却要被处理的组织层。

56. 根据权利要求 54 的方法,且其中,还包括同时进行施加、发射、接收、获得和分析。

## 用于对组织层进行实时监测的方法及设备

[0001] 交叉引用相关专利申请

[0002] 还对申请人于 2009 年 7 月 15 日申请的下述 US 专利申请进行参考,其申请号为 12/503,834,其公开内容合并于此作为参考。

### 技术领域

[0003] 本方法和设备涉及美体塑形装置的领域,且更具体地涉及用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的方法和设备。

### 背景技术

[0004] 美体塑形装置操作成通过采用多种理疗方法来对脆弱的身体组织层进行处理。所述方法向组织施加各种形式的能量,其中一种为温热疗法,其包括以光、射频 (RF)、超声波、电解脂肪电泳、电离离子透入和微波以及它们的任意组合的形式向组织施加热能。

[0005] 由于所有的温热疗法将组织温度提高到大约 40-60 摄氏度,有必要对组织温度和组织的类型进行监测。现有技术中所采用的方法典型地采用诸如热电偶或热敏电阻的传感器来对所处理的组织温度进行监测,热电偶或热敏电阻包含在电极或转换器中,通过电极或转换器能量被施加到皮肤上。其他的方法采用超声波监视器,其基于超声波回波反射或折射来确定温度的变化。

[0006] 许多美体塑形方法还采用真空室。真空室中的吸力将要被处理的组织吸入到室内且处理能量被施加到组织上。通常,美体塑形装置施用器被耦合到要被处理的组织区块,而不对组成该部分的组织层的构成进行仔细监测。这可导致将不打算被处理的、诸如肌肉的组织层吸入真空室,并施加导致不可逆损害的热能到其上。

[0007] 通常,在美体塑形期间也可通过采用主要仅对被处理的脂肪组织层进行的定量监测,采用超声波回波成像来跟随处理期间的进程。

[0008] 目前,所采用的监测方法,正如上述所提到的,不监测离散组织层中的温度。

### 发明内容

[0009] 所公开的方法和设备采用超声波束来对要被处理的组织的组织类型构成和每个身体组织类型或层处的温度进行实时监测。此外,所公开的方法和设备还提供美体处理期间的基于超声波的热控制。

[0010] 根据所公开的方法和设备的示例性实施例,施用器包括外壳、操作成将超声波束发射到组织区块中的超声波束第一转换器和操作成接收所发射的波束的第二转换器。第一转换器和第二转换器中的每一个都由一个或多个压电元件组成。附加地或可替换地,第一和第二转换器中的每一个都可发射和 / 或接收超声波束。

[0011] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,外壳可包括真空室,其施加真空以便将组织区块吸入到室内。根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,室壁也可操作成将所发射的超声波束的传播路径从第一传播路径转换到与其平行的第二传播路

径。这允许对较远组织区域中的组织构成和温度进行监测,该较远组织区域由于物理限制(诸如处于真空室内部的组织突出部的顶端)先前没有被监测。

[0012] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,转换器元件可被设置在一个或多个两维或三维的空间构造内。第一转换器元件可操作成将脉冲形式的超声波束发射穿过要被处理的组织突出部。控制器可被用于从接收自第二转换器的超声波束获得信息,并与第二转换器进行通信。这种信息可包括传播速度、幅值和衰减中的变化。控制器可分析该信息以在处理期间之前和在处理期间过程中确定组织构成(例如,皮肤和脂肪、脂肪和肌肉等等)以及每个组织类型或层处的层类型(例如,皮肤、脂肪、肌肉等等)和温度。

[0013] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,控制器也可操作成从所接收的超声波束信号获得包括穿过离散组织层的波束传播速度中的变化的信息,并分析该信息以实时确定组织层类型(例如,皮肤、肌肉或脂肪)和组织层构成中的变化(例如,穿透肌肉层到达被处理的脂肪组织层,等等)。

[0014] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,控制器可将处理参数中的变化通信给能量发生器。根据从设备的控制器所接收的输入信息,该发生器可停止或开始第一转换器的激励,或者可选择地,可改变激励的水平。

[0015] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,施用器可采用以由光、射频(RF)、超声波、电解脂肪电泳、电离子透入和微波组成的组中的至少一个的形式的一个或多个热能源。

#### 附图说明

[0016] 根据下面的详细说明,连同参考附图,将会理解和领会所公开的方法和设备,其中:

[0017] 图 1A 和 1B 为互相成直角的简化剖视图,其阐释了在美体处理施用器真空室中被采用以便对组织处理区域的构成和/或温度进行监测的所公开的方法和设备的示例性实施例。

[0018] 图 2 为阐释了在美体处理施用器的真空室中被采用以便对较远的组织处理区域的构成和/或温度进行监测的所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的简化剖视图。

[0019] 图 3A, 3B 和 3C 为在美体处理施用器中被采用以便对组织处理区域的构成和/或温度进行监测的所公开的方法和设备的另一个示例性实施例中的压电元件的构造的简图。

[0020] 图 4A 和 4B 为根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的第一和第二转换器中的压电元件的构造的简图和用于控制该压电元件的电子系统的框图。

[0021] 图 5 为在诸如图 1A 和 1B 和/或 3A 和 3B 中的美体处理施用器的美体处理施用器的真空室中被采用以便对组织处理区域的构成和/或温度进行监测的所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的电子系统构造的简易框图。

[0022] 图 6 为根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例描述所接收的超声波束脉冲信号的曲线图。

[0023] 图 7A, 7B, 7C 和 7D 为根据所公开的方法和设备的示例性实施例阐释超声波传播的简图。

[0024] 术语表



[0025] 在本公开中所使用的术语“转换器”和“收发器”表示能量转换装置,例如压电元件,其发射和 / 或接收超声波束并可被交换地使用,它们的功能(诸如发射或接收超声波)由它们在设备中的预定位置和连接到控制器的电连接来限定,这将在下面详细描述。

[0026] 本公开中的术语“身体组织”表示任何表面身体组织层,主要为下面的身体组织层:皮肤、脂肪及肌肉中的一个或多个。

[0027] 本公开中所使用的术语“柱体”表示具有直的平行侧面和选白诸如圆形、方形、三角形等等的几何形状的组的横截面的三维形状。

## 具体实施方式

[0028] 现在参考图 1A 和 1B,其为互相成直角的简化剖视图,其阐释了在美体处理施用器真空室中被采用以便对组织处理区域的构成和 / 或温度进行监测的所公开的方法和设备的示例性实施例。

[0029] 施用器 100 包括外壳 102,其包括一个或多个真空室 104,真空室例如可具有在申请人于 2009 年 7 月 15 日申请的申请号为 12/503,834 的 US 专利申请中所公开的类型,US 专利申请的公开内容合并于此作为参考。要被处理的组织突出部 106,包括身体组织层:皮肤 108、脂肪 110 和肌肉 112,被定位在真空室 104 内。

[0030] 在所公开的方法和装置的示例性实施例中,外壳 102 为柱体,其具有由闭合部分 114 所密封的第一端和第二开口端并由一个或多个壁 116,118,136 和 138(图 1B)所限定,上述壁还包围真空室 104。

[0031] 室 104 由外壳 102 的闭合部分 114 和一个或多个壁 120,122,130 和 132 以及皮肤组织层 108 的表面所限定。

[0032] 成对壁 116 和 120,以及 122 和 118 中的每一对在它们之间限定腔 124。腔 124 可用现有技术已知的、诸如水、凝胶、油或聚胺酯 (polyurethane) 的任何超声波配套材料来填充。

[0033] 壁 116,118,136 和 138 以及壁 120,122,130 和 132 由聚合树脂制成,诸如被称为 Ultem® 1000 的,由 General Electric Advanced Materials, U. S. A. (<http://www.geadvancedmaterials.com>) 制造的聚醚酰亚胺 (polyetherimide)。第一超声波转换器 126 和第二超声波转换器 128,每一个都由一个或多个压电元件 134 组成,被分别设置在壁 116 和 118 的外表面。第一超声波转换器 126 操作成在处理期间之前、之中或之后将超声波束发射到组织突出部 106 中。第二转换器 128 操作成接收由转换器 126 发射的超声波束,超声波束以基本直接穿过组织突出部 106 的路径传播并由此发射(附图为示意性的并没有示出在不同边界处的超声波束的折射)。超声波转换器 128 在距转换器 126 预定距离处并以基本上平行于转换器 126 的方式面对转换器 126 定位,以使得转换器 126 和 128 将突出部 106 的组织层 108,110 和 112 夹在中间。

[0034] 第一转换器 126 发射超声波束,其通常以直接的方式,沿着由箭头 150 指示的路径传播穿过壁 116、腔 124、真空室壁 120,穿过组织突出部 106,继续穿过真空室壁 122、腔 124 和壁 118,并由第二转换器 128 所接收。可替换地,根据该方法和设备的另一个示例性实施例,成对壁 116 和 120,以及 122 和 118 可操作成将超声波的路径从第一传播路径转换成平行于第一传播路径的第二传播路径,这一点将在下面详细描述。

[0035] 转换器 126 和 128 的压电元件 134 可由选自陶瓷、聚合物和组合物组成的组的一个或多个压电材料构成,并可被定位在选自二维和三维空间构造组成的组中的一个或多个预定构造中。例如,在图 1A 和 1B 中,压电元件 134 被定位在形成二维弧状构造的单块平面上。在图 3A 和 3B 中,压电元件 334 还被定位在形成二维平行构造的单个平面上。

[0036] 可从信号中提取的信息量取决于脉冲的形状。上升时间越短(几毫秒)它可提供的信息量越大。应选择声波的源以及其尺寸来使得能产生这样的脉冲。根据所公开的方法和设备的示例性实施例,元件 134 由具有压电特性的聚合材料,尤其聚偏二氯乙烯(PVDF)制成。另一个实施例可采用压电复合材料,其由陶瓷和聚合物构成。PVDF 的选择允许产生宽的波长范围(spectrum of wavelength)和具有较短脉冲信号上升时间的超声波脉冲。这允许接收与光束在组织层内部传播的行为(例如,声速、幅值、频率和/或衰减)有关的最大量的信息。所接收的信息可被进一步分析以便标识波束传播穿过的组织的类型和温度。脉冲信号上升时间可小于 200ns,典型地小于 100ns,且更典型地小于 50ns。所接收的中心线(声轴)频率谱可位于 500KHz 与 10MHz 之间,典型地位于 1.5MHz 与 4MHz 之间,且更典型地位于 2.5MHz 与 3.5MHz 之间。

[0037] PVDF 元件的厚度,商业上可获得的厚度为 8 微米-220 微米,影响超声波束的带宽。典型地,压电元件的厚度(D)被设置成小于最大频率(f)处的波长( $\lambda$ )的一半,以使得

[0038]  $D < 1/2 \lambda$ , 在 ( $f_{\max}$ ) 处。

[0039] 另外,较低的厚度允许支持以较低的电压值产生声能的压电元件的较大电容。例如,PVDF 的 8 微米厚度可提供高达 25MHz 的带宽。根据所公开的方法和设备的示例性实施例,典型的带宽可大约为 15MHz,且更典型地为 10MHz 以及更典型地为 3MHz。提供这样的带宽值的 PVDF 元件的厚度典型地小于 500 微米以及更典型地小于 250 微米、小于 100 或更典型地小于 50 微米。

[0040] 由于压电材料的物理电性质,会理解,转换器 126 和 128 的每一个都能用作收发器,在由接收白发生器的电压激励时发射超声波束,或者将所接收的超声波束转换成通信给控制器的电信号。转换器 126 和 128 的功能可取决于设备 100 的电路结构,或者由控制器(未示出)对所发射的超声波束从转换器 126 到转换器 128 或反之的方向性的控制来确定。附加地或可替换地,转换器 126 和 128 可操作成用作收发器,其每一个都由至少一个操作成发射超声波束的元件 134 和至少一个操作成接收超声波束的元件 134 组成。

[0041] 根据所公开的方法和设备的示例性实施例,控制器也可操作成在处理期间之前和之中,从转换器 128 获得与声速、幅值、频率及衰减中的变化有关的信息,并分析该信息以确定每个组织层处的组织构成(例如,皮肤和脂肪、脂肪和肌肉,等等)、层类型(例如,皮肤、脂肪、肌肉,等等)和温度。随后,控制器可将那里的组织层类型或温度变化与预定的处理协议相比较,并确定所标识的组织层类型与即将施加到身体组织的处理的兼容性和/或身体组织层温度中的变化的临界状态,导致基于该变化和临界状态采取一个或多个行动。这种功能例如可为下面内容的一个或多个:在数据库中记录与该变化和临界状态有关的信息,在显示器上显示该信息,将该变化和临界状态通信给远程用户,在打印输出上打印该信息,基于临界状态向用户警示该变化,以及基于临界状态改变处理过程。

[0042] 控制器也可操作成单独控制转换器 126 和 128 中的每个元件 134,并确定超声波束脉冲传递的次序。

[0043] 在图 1B 所阐释的所公开的方法和设备的示例性实施例中,真空室 104 的壁 130 和 132 还包括定位在其内表面的热能传递表面 140。热能传递表面 140 操作成施加以选自由光、射频 (RF)、超声波、电解脂肪电泳、电离子透入和微波组成的组的一个或多个形式的热能。转换器 126 和 128 也可定位在与加热表面 140 有关的多个预定构造中,例如,诸如基本垂直于热能传递表面 140 或位于相同的平面以及邻近于热能传递表面 140。

[0044] 所公开的设备的另一个示例性实施例也可采用向皮肤组织层 108 施加 RF 能的方法,而同时例如通过采用例如在申请人的 US 专利申请 2006/0036300 中所描述的导热液体介质来在外部冷却皮肤组织层 108 的表面。

[0045] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,沿着其布置转换器 126 和 128 的元件的平面基本上互相平行并总体上垂直于处于放松状态的皮肤组织层 108 的表面(例如,位于室 104 外部的),而壁 120,122,130 和 132 的面是倾斜的,以便为进行美容处理的对象提供增强的舒适性。倾斜的角度可取决于对象的皮肤特性。紧实和紧致的皮肤可比松弛的皮肤需要更倾斜和/或更浅的室深度,更弹性的皮肤可更易于符合较不倾斜的室壁。由壁的空间定向之间的差异形成的腔 124,间隔开转换器 126 和 128 的表面与室壁 120 和 122 以及吸靠到其内表面上的组织突出部 106 之间的距离。腔 124 的出现使得必需在转换器 126 和 128 与壁 120 和 122 之间分别提供折射率匹配的介质,以使得最小化声损耗并保持所期望的声波传播的方向和速度以及改善转换器的效率,这一点将在本文中更详细的说明。

[0046] 现在参考图 2,其为被在美容处理施用器 200 的真空室 204 中采用以便对较远组织处理区域(诸如定位在组织突出部 206 的尖端的组织区域 260)进行监测的所公开的方法和设备的另一示例性实施例的简化剖视图。

[0047] 图 2 阐释了包括外壳 202、第一转换器 226 和第二转换器 228 的施用器 200。处理区域 260 定位在突出部 206 的顶点。可替换地,在处于放松(静止)状态时,处理区域例如可定位在距皮肤组织 208(未示出)的表面大约 0.5-1cm 的深度处。

[0048] 所接收的最准确的信息是从超声波束的中心线获得,这一点将在下面详细描述。在这种构造中,所发射的超声波束的中心线可被折射以便穿过所期望的组织区域(例如,处于突出部 206 的顶点或距皮肤层 208 的深处)传播。

[0049] 折射使由转换器 226 发射的超声波束的路径从第一传播路径 240 移位到与其平行的第二传播路径 250,并且,超声波束的路径从第二传播路径 250 移位回第一传播路径以便由转换器 228 接收的再次转换允许对组织层 210 的类型和/或突出部 206 的尖端处的处理区域的温度的准确监测并在选择要被监测的皮肤组织层和/或部分上允许较大的灵活性。这也确保了超声波束基本上直接从转换器 226 传播到转换器 228,这一点将在下面更详细地说明。

[0050] 细节 K 为放大的部分图 2,且阐释了所发射的超声波束 230 从第一传播路径 240 到与其平行的第二传播路径 250 的转换。在细节 K 中,(C1)表示腔 224 中的声速,(C2)表示假定壁 216 和 220 由相同的材料(例如,Ultem® 1000)制成时在壁 216 和 220 中的声速,以及(C3)表示组织突出部 206 内部的声速。可替换地,壁 216 和 220 也可由其他材料制成以允许声音以多个预定的速度传播。腔 224 可由现有技术中已知的并在下面详细描述的任何超声波声折射率匹配材料填充。

[0051] 腔 224 中的折射率匹配材料的声学特性(诸如声阻抗,指示穿过折射率匹配材料

行进的波束的性能)影响诸如声速和折射角的参数。因此,匹配材料的特性,诸如阻抗,需要与被监测的组织特性相类似,以至于使超声波的衰减(即,信息的损失或失真)及折射最小化。当例如横跨例如外壳壁 230 与腔 224 之间、和/或腔 224 与室壁 220 之间、和/或室壁 220 与组织突出部 206 的表面之间的边界时,可发生这样的折射。例如,人类组织的阻抗大约为 1.5MRayl(瑞利)。诸如蓖麻油,更有甚者为水的材料,具有大约 1.4-1.5MRayl 的声阻抗。这允许超声波束以最小的衰减、反射及折射平行于组织层传播。这样的材料还可包括诸如塑料或聚氨酯的楔形插入物。诸如聚氨酯的聚合物材料,其还具有接近于人体的声阻抗的声阻抗,易于在上部频谱处产生较高的衰减。由塑料薄壁形成并填充有水的楔形物,在上述的感兴趣的频谱上具有最小的衰减。匹配的楔形物和它的填充物的温度也可采用热电偶来监测和控制,且该温度值被合并到波传播参数分析。附加地或可替换地,匹配材料的温度可通过加热或冷却来控制。

[0052] 在所公开的方法和设备的另一个示例性实施例中,值 (D),其为最初的超声波束传播路径 240 与所期望的传播路径 250 之间的移位距离,可利用下面的表达式来确定:

[0053] 假定  $C_1 = C_3 (\alpha_1 = \alpha_3)$  :

[0054] (1) 
$$L = \frac{d}{\cos \alpha_2}$$

[0055] (2) 
$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2}$$

[0056] 根据表达式 (1) 和 (2) :

[0057] 
$$L = \frac{d}{\sqrt{1 - \frac{C_2^2}{C_1^2} \sin^2 \alpha_1}}$$

[0058] 由于  $OK = d \cdot \tan \alpha_1$  以及  $ON = \sqrt{L^2 - d^2}$ , 那么:

[0059] 
$$KN = ON - OK = \sqrt{L^2 - d^2} - d \cdot \tan \alpha_1$$

[0060] 根据上述内容推出 (D) :

[0061] 
$$D = NP = KN \cdot \cos \alpha_3 = KN \cdot \cos \alpha_1$$

[0062] 或者

[0063] 
$$D = \left( \sqrt{\frac{d^2}{1 - \frac{C_2^2}{C_1^2} \sin^2 \alpha_1} - d^2} - d \cdot \tan \alpha_1 \right) \cdot \sqrt{1 - \sin^2 \alpha_1}$$

[0064] 从上述表达式会理解,距离 (D) 尤其取决于若干个因素,诸如,真空室壁 220 的构成以及组成壁的材料折射率、也为外壳壁 216 与室壁 220 之间的派生角 ( $\beta$ ) 的角 ( $\alpha_2$ ) 以及壁 220 的厚度、腔 224 中的匹配材料及其温度。这些因素可被预先确定,且某些可根据被施加的处理期间的类型来被调整以适应要被存取的所期望的区域。

[0065] 现在参考图 3A 和 3B,其为在美体处理施用器中被采用以用于标识被处理的组织层和/或其温度的所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的压电元件的构造的相互成直角的简化剖视图。

[0066] 在所公开的示例性实施例中,第一转换器 326 和第二转换器 328 的压电元件 334

和 344 分别以定位于两维构造的一个平面上的三个平行元件的阵列来设置。在该构造中, 元件不仅仅互相平行, 而且相应的对 334a-344a, 334b-344b 及 334c-344c 中的每一个将组织区块夹在中间, 其主要部分由一个离散的组织层所占据。例如, 在图 3A 中, 元件对 334a 和 344a 将单独由组织层 308 组成的离散组织区块夹在中间。元件对 334b 和 344b 将主要由组织层 310 和小部分层 308 组成的组织区块夹在中间。元件对 334 和 344c 将主要由组织层 312 和小部分组织层 308 和 310 组成的组织区块夹在中间。

[0067] 元件 334 和 344 中的每一个都设置在预定深度处并如上文中所阐明的构造成具有与组织类型、楔形匹配材料等等相应的适当尺寸。这允许来自于由转换器 326 的元件 334 所发射的每个光束的信息单独地由它相应的转换器 328 的元件 334 来接收。这提供了通常处于如分别由箭头 348, 350 和 352 所指示的层 308, 310 和 312 中的每一个处的准确的处理组织类型的标识和加热温度的测量。

[0068] 图 3C 为根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的三元件收发器及其连接器的简图。取决于设备的电路构造或如控制器 (未示出) 所确定的, 三个压电元件 334 中每一个可操作成发射或接收超声波束。

[0069] 现在参考图 4A 和 4B, 其为根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的第一转换器 426 和第二转换器 428 的压电元件 430a-430e 的构造的示例的简图以及用于控制它们的电子系统的框图。

[0070] 图 4A 阐释了转换器 426, 其元件 430a-430e 被设置在结合有诸如图 1B 中的弧形构造和诸如图 3B 中的平行构造的构造中。

[0071] 发生器 402 根据从控制器 404 接收的输入来产生能量。根据所公开的方法和设备的示例性实施例, 控制器 404 也可根据从所接收的超声波束获得的有关传播速度、幅值和衰减中的变化的信息及其分析, 并利用上述所提供的处理协议, 通过脉冲器 406 和 408, 或者可替换地通过开关 (未示出), 来使压电元件 430a, 430b, 430c, 430d 和 430e 的激励同步。

[0072] 在所公开的方法和设备的示例性实施例中, 上文中所描述的元件构造可被用于同时确定若干个不同的参数, 诸如, 组织层的温度变化和组织层的类型。例如, 在这种情形中, 元件 430a, 430b 和 430c 可被用于确定如上文图 3 中所述的组织层的类型, 而元件 430d 和 430e 可被用于测量所处理的组织层的温度。

[0073] 图 4B 为根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的第二转换器 428 的元件 432a-e 的构造的示例的简图以及用于控制器其的电子系统的框图。图 4B 阐释了布置在与转换器 426 (图 4A) 中的元件 430a-e 的构造成镜像关系的构造中的元件 432a, 432b, 432c, 432d 和 432e。元件 432a-e 中的每一个接收从它们相应第一转换器元件 430a-e 所发射的超声波束, 它们随后被转换成信号, 信号被相应的前置放大器 402a-e 放大并被单独地通信给控制器 404, 以用于上文所描述的分析。

[0074] 现在参考图 5, 其为所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的电子系统的构造的简化框图, 其在诸如图 3A 和 3B 中的美体处理施用器的真空室 504 中被采用以用于标识被处理的组织层和 / 或其温度。

[0075] 设置在上文所描述的一个或多个构造中的第一转换器 526 的压电元件 (未示出) 发射穿过在真空室 504 中处理的组织突出部 506 的超声波束, 如箭头 550 所指示。由第二转换器 528 所接收的发射超声波束被转换成由前置放大器 508 放大的信号。

[0076] 放大的电脉冲被通信给控制器 510, 其操作成从所接收的超声波束信号获得与声速、幅值、频率和衰减中的变化有关的信息、分析该信息以确定诸如组织层类型的至少一个组织特性和 / 或诸如组织层温度的处理效果、以及采取适当的行动。

[0077] 这些行动可包括下面中的一个或多个: 在数据库 512 中记录与变化和临界状态有关的信息, 在诸如计算机监视器或设备显示器的显示器 514 上显示该信息, 在打印输出 516 上打印该信息, 将其变化及临界状态通信给远程用户 518 或采用诸如发出警报声、激发警示灯或任何其他类型的警告的报警 520 来警告用户, 以及基于临界状态, 例如通过上述的增加或降低处理热能施加的水平、改变处理热能施加的持续时间或完全停止处理期间, 来改变处理的过程。控制器 510 把由所确定的临界状态的分类导致的处理参数中的所期望的变化通信给电源发生器 522, 其因此开始改变第一转换器 526 的元件的激励水平或停止对其进行激励。

[0078] 现在参考图 6, 其为根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例的描述所接收的超声波束脉冲的正弦信号的曲线图。

[0079] 穿过各种身体组织传播的声波的速度是已知的且也可凭经验获得。还已知, 声束穿过组织的传播速度是与温度有关的且由组织温度的任何升高或降低所改变。在正常体温下的声速的近似值如下:

[0080] 皮肤: 速度 (V)  $\sim$  1700-1800 米每秒 (m/s)

[0081] 脂肪:  $V \sim 1460\text{m/s}$ ; 以及

[0082] 肌肉:  $V \sim 1580\text{m/s}$

[0083] 图 6 描述了在已知时间 ( $T \tau = 0$ ) 处发射并在信号接收时间 ( $\tau_1$ ) 的点 (I) 处接收的波束脉冲的信号。波束信号的传播时间由此可容易地通过采用下式来计算:

[0084]  $V = L / \tau_1$

[0085] 然而, 点 (I) 的确切位置的确定是不精确的, 以及必须把校正误差系数作为因素计入该计算。该方法通常由本领域技术人员作为用于确定超声波束传播速度的唯一方法来实行。

[0086] 根据所公开的方法和设备的示例性实施例, 超声波束传播速度计算的准确性通过在图 6 的曲线图中作为点 (II) 标示的第一信号零交叉点 (first signal zero-crossing point) 处记录信号接收时间 ( $\tau_2$ ) 来提高。点 (II) 和 (I) 之间的距离的测量以及把前述的校正误差系数作为因素计入, 降低了来自于单独依赖于点 (I) 的速度测量误差并提供了超声波脉冲传播速度的高度准确的计算。在恒定的组织温度处, 连续发射的脉冲将保持它们的性质, 诸如波长和幅值, 这是因为第一转换器 - 第二转换器的距离是已知的并保持不变。而且, 在信号发射和接收之间的如此短的时间间隔, 超声波束的散射 (dispersion) 无穷小。组织温度中的变化改变超声波束的传播速度, 由此增加或减小点 (II) - 点 (I) 的间隔, 增加或减小差值  $\Delta \tau = (\tau_2) - (\tau_1)$ 。该差值例如易于通过凭经验取得的参考表来外推以确定组织温度的变化。例如, 组织温度的增加允许较快的超声波束的传播, 由此降低了点 (II) - 点 (I) 的间隔。

[0087] 不仅从波束传播速度中的变化, 而且从波束信号的信号幅值和衰减中的变化, 也可获得诸如组织层类型的信息。变化的程度及其临界状态根据将该信息与诸如查找表 (LUT) 的一个或多个数据参考值或凭经验获得的数据的比较来外推。

[0088] 对所接收的第一信号的分析允许所接收的信号之间存在时间间隔。这允许采用相同的转换器来对离散组织层的构成和 / 或温度进行监测而不会在相邻的波束之间产生干涉,这一点将在下文中详细描述。通常,脉冲重复频率小于 10kHz。

[0089] 现在参考图 7A-7D,其为阐释根据所公开的方法和设备的示例性实施例的超声波传播的简图。

[0090] 图 7A 为阐释由转换器 734a 发射、传播穿过组织层 708 和 712 以及可能穿过其他组织层并由转换器 744a 接收的超声波束 700。根据基波传播物理定律,当超声波束 700 穿过组织层 708 传播时,它不保持圆柱形,而是扩散开。即使必须考虑到波束扩散,最大声压仍旧总是沿着转换器的中心线 710(声轴)获得。

[0091] 波束扩散很大程度上由超声波的频率和转换器的发射表面的表面积尺寸(诸如,直径、宽度和高度等等)来确定。利用低频转换器时的波束扩散比利用高频转换器时大。随着转换器发射表面的表面积的增加,波束扩散将被减小。

[0092] 当在平行构造中采用若干个压电元件(诸如图 3A 和 3B 中所阐释的元件 334 和 344)时,波束扩散可引起如图 7B 中所阐释的相邻发射波束的重叠并在发射的超声波束之间产生干涉,导致所接受的信号不准确。根据所公开的方法和设备的示例性实施例,超声波束可以预定的顺序以预定的时间间隔发射,例如,超声波束首先由元件 734b 发射以便被元件 744b 接收,其后,第二波束由元件 734a 发射以便被元件 744a 接收,之后,第三波束由元件 734c 发射以便被元件 744c 接收。该顺序可被重复、改变或确定以提供连续扫描或扫掠模式,例如,734a,734b,734c,734a,734b,734c 等等,或者 734a,734b,734c,734b,734a,734b,734c 等等。该操作模式需要用于每个发射器的单独驱动器和 / 或需要在转换器之间切换单个驱动器输出,由此减小致动该设备所需的资源的数量。其他实施例可采用减小辐射的和接收的波束之间的干涉的波束设计。这种设计基于相对于所期望的波长来选择发射器和接收器的尺寸。由驱动器所施加的电压可处于 50V 与 1000V 之间的范围内,典型地位于 100V 与 500V 之间,且更典型地位于 250V 与 350V 之间。

[0093] 附加地或可替换地,波束可由单个转换器、例如转换器 734b 发射,由转换器(接收器)744a,744b 和 744c 同时接收。这允许选择最适于被处理以及被施加处理协议的组织的类型的波束参数。

[0094] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,压电元件可基本上为图 7C 中所阐释的矩形,图 7C 为阐释根据所公开的方法和设备的示例性实施例的超声波传播的斜视图。

[0095] 压电元件 734 的窄尺寸( $W_{pe}$ )基本上小于其长度( $L_{pe}$ )。由这样的矩形元件发射的声束,通过衍射到与元件 734 的大小可比的、距元件 734 一定距离处的椭圆横截面 750 的波来成型。紧随其后,波束开始沿着传播路径扩展。沿着窄边的扩展( $W_{pe}$ ,角度  $\alpha$ )比沿着宽边的扩展( $L_{pe}$ ,角度  $\beta$ )快。波束的发散角取决于板尺寸与波长的比率。比率越大,发散角越小。在选择板的尺寸( $W_{pe}$ )时,已考虑了波长,这是因为,在  $W_{st}$  外部的下一个皮肤层中的声速可比  $W_{st}$  层中的大。因此,由于波束发散传播到该层的信号可比传播穿过层  $W_{st}$  的信号较早地到达接收器。这可导致测量误差。

[0096] 如上所述,增加窄尺寸( $W_{pe}$ )将减小波束扩展,由此提高所接收的超声波信号的分辨率。值( $W_{pe}$ )由相应的组织层的宽度( $W_{st}$ )和 / 或由元件 734 之间的距离确定。

[0097] 要理解,压电元件 134,144,334,344,430,432,634 和 734 的外部形状可为诸如椭圆形、三角形、圆形等等的任何几何形状。附加地且可替换地,根据转换器元件的空间构造、被处理的组织的类型和所选择的处理协议,每个转换器中的任意两个或多个压电元件 134,144,334,344,430,432,634 和 734 可在尺寸上,即在长度 ( $L_{pe}$ )、宽度 ( $W_{pe}$ ) 和厚度上彼此不同。在某些实施例中,所列出的压电元件可被制成可更换的或者甚至可丢弃的。

[0098] 根据所公开的方法和设备的另一个示例性实施例,元件 734 可如此地被激发,即,没有两个相邻的元件 734 被同时激发。图 7D,其为根据所公开的方法的示例性实施例的超声波传播的简化剖视图,并阐释了同时由相应的元件 734a 和 734c 发射并分别由元件 744a 和 744c 接收的波束 720 和 740。此时元件 734b 和 744b 不被激活。这可随后由元件 734b 发射波束以便由元件 744b 接收。这防止了波束重叠和干涉并提高了从所接收的超声波束获得的信息的准确性。该顺序可被重复、改变。

[0099] 所接收的波束脉冲信号的波束扩展和形状也可受压电元件的厚度的影响。

[0100] 本领域技术人员会理解,本方法和设备不限于上述具体示出和描述的内容。相反,该方法和设备的范围包括上文所描述的各个特征的组合和子组合及其修改和变型,这些修改和变型将在本领域技术人员阅读前述说明时想到且不是现有技术。



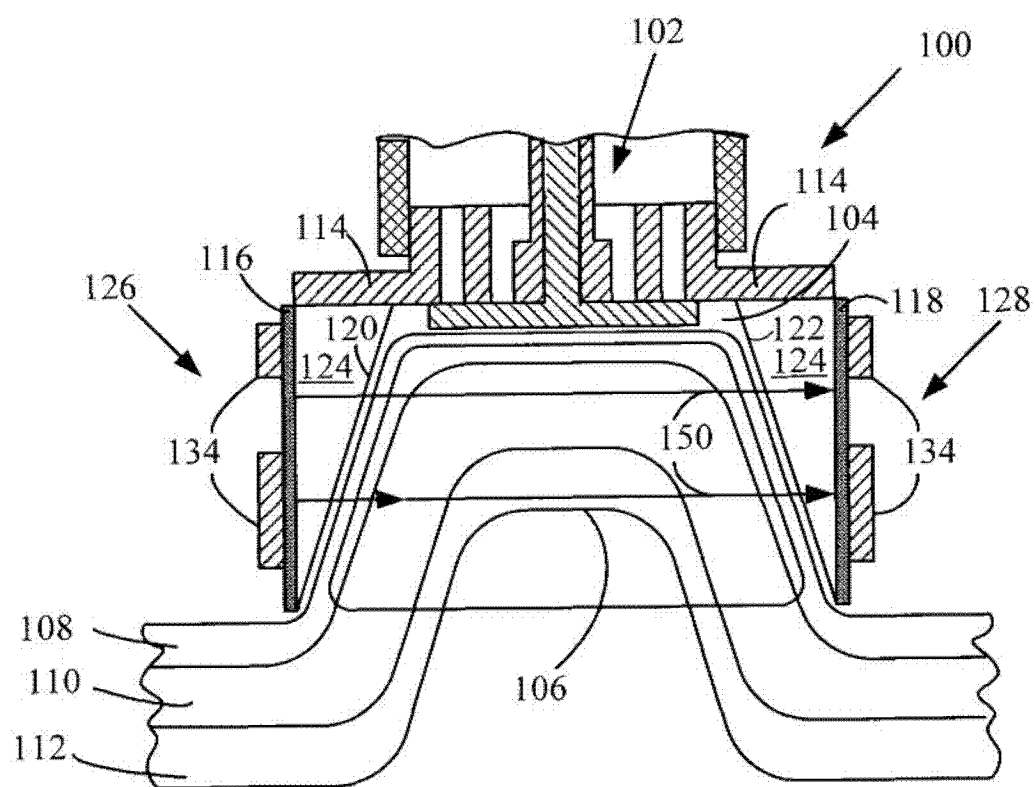


图 1A

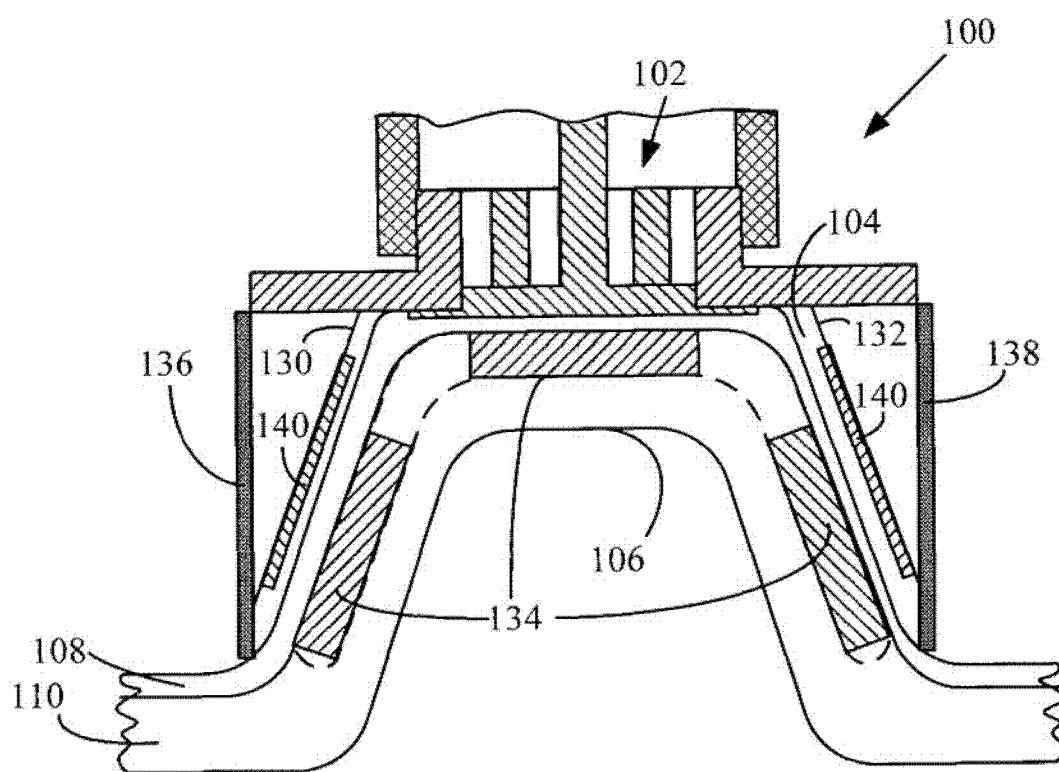


图 1B

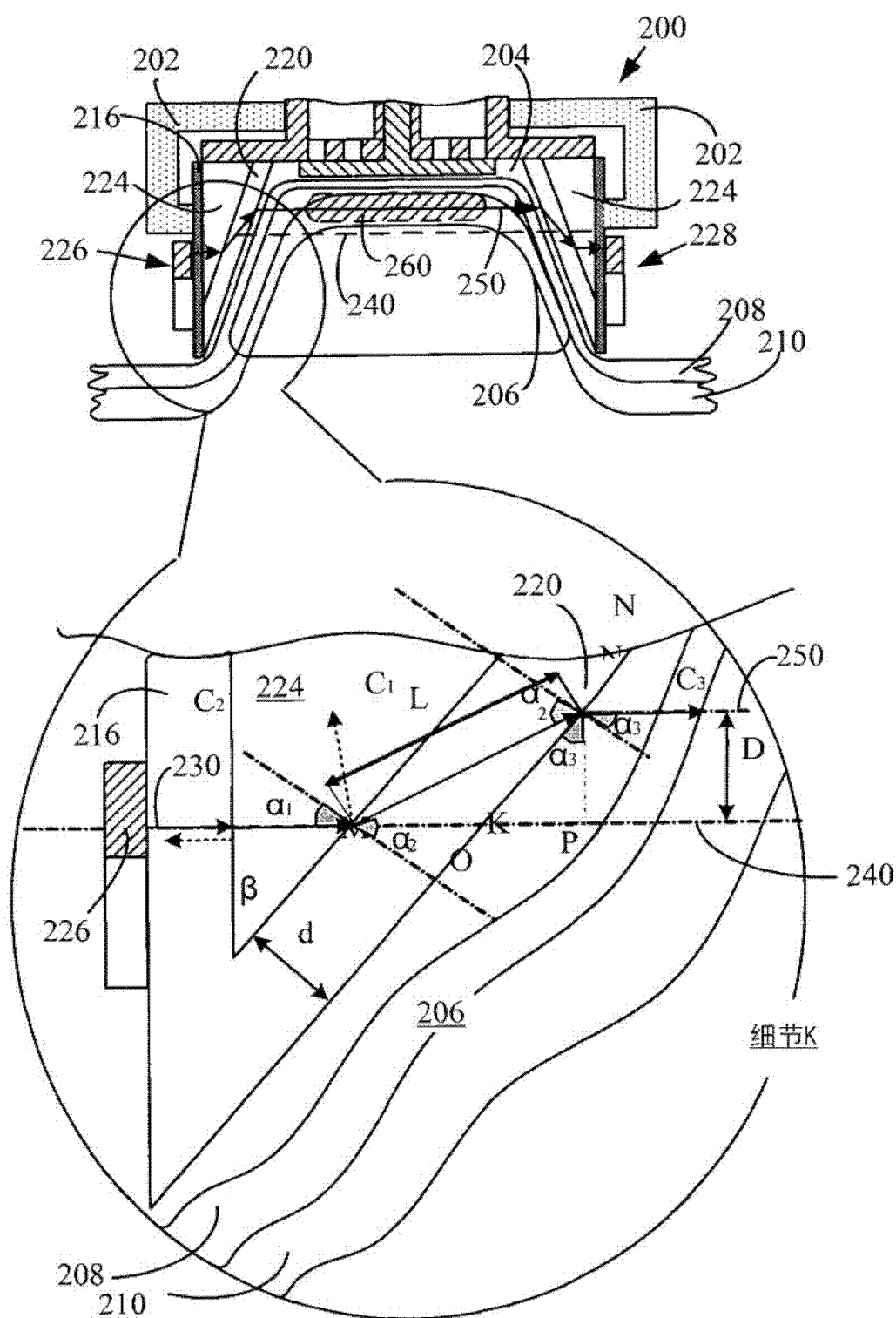


图 2

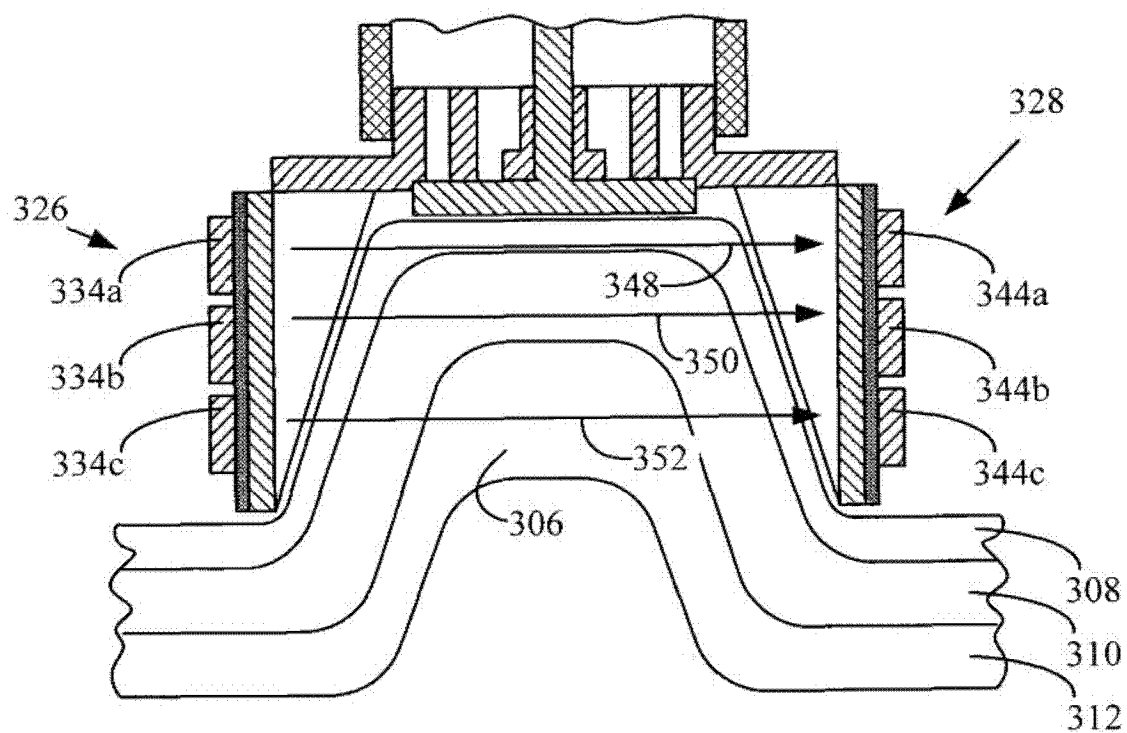


图 3A

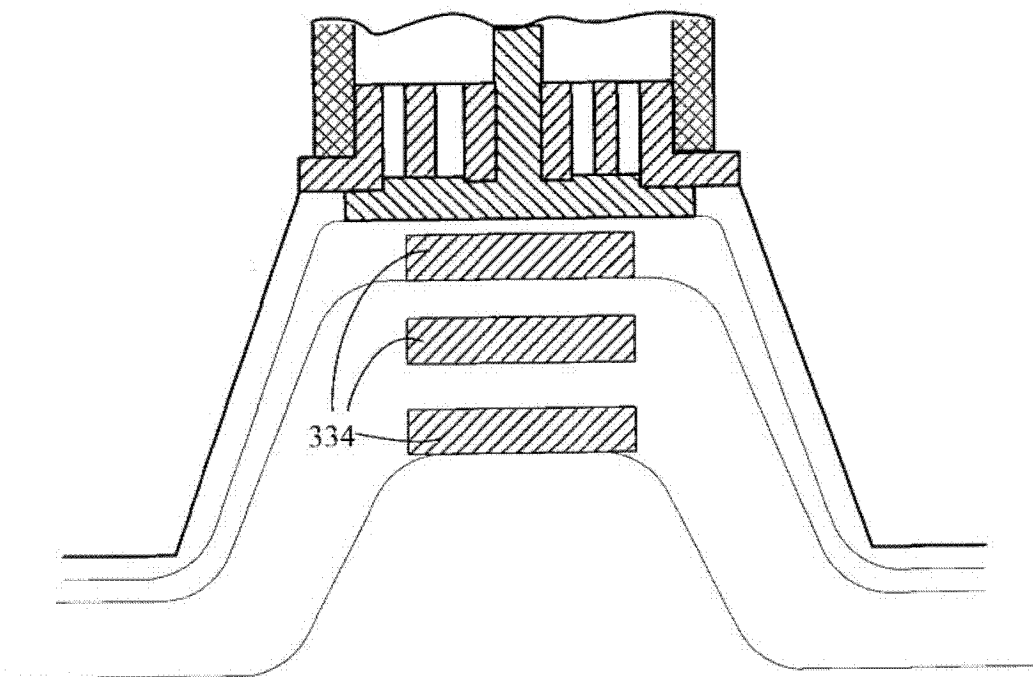


图 3B

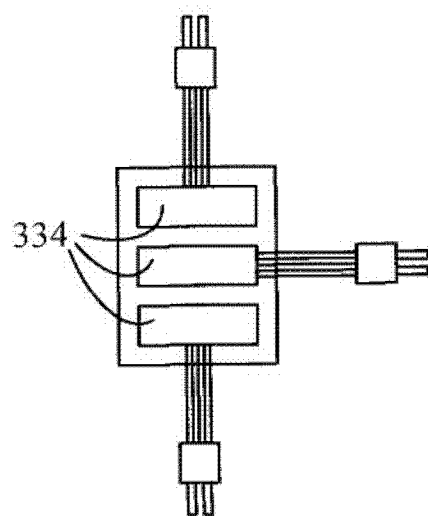


图 3C

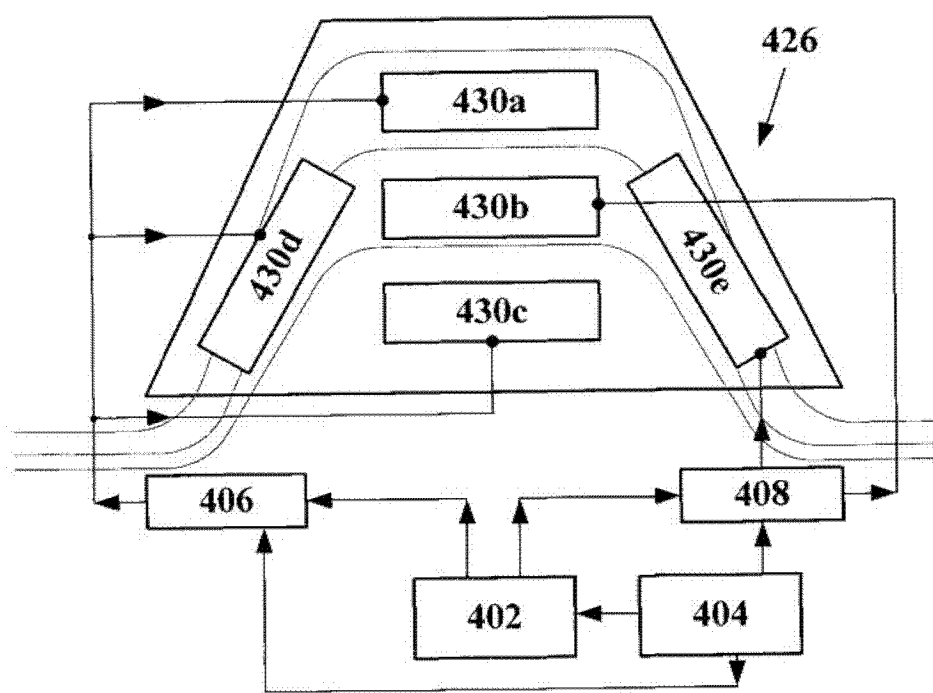


图 4A

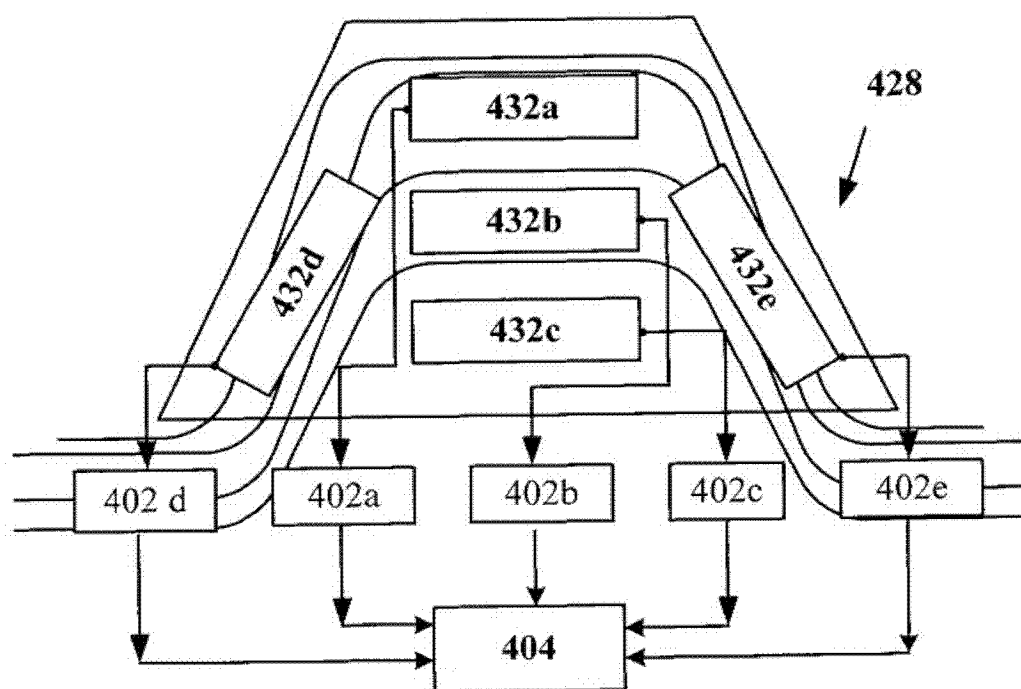


图 4B

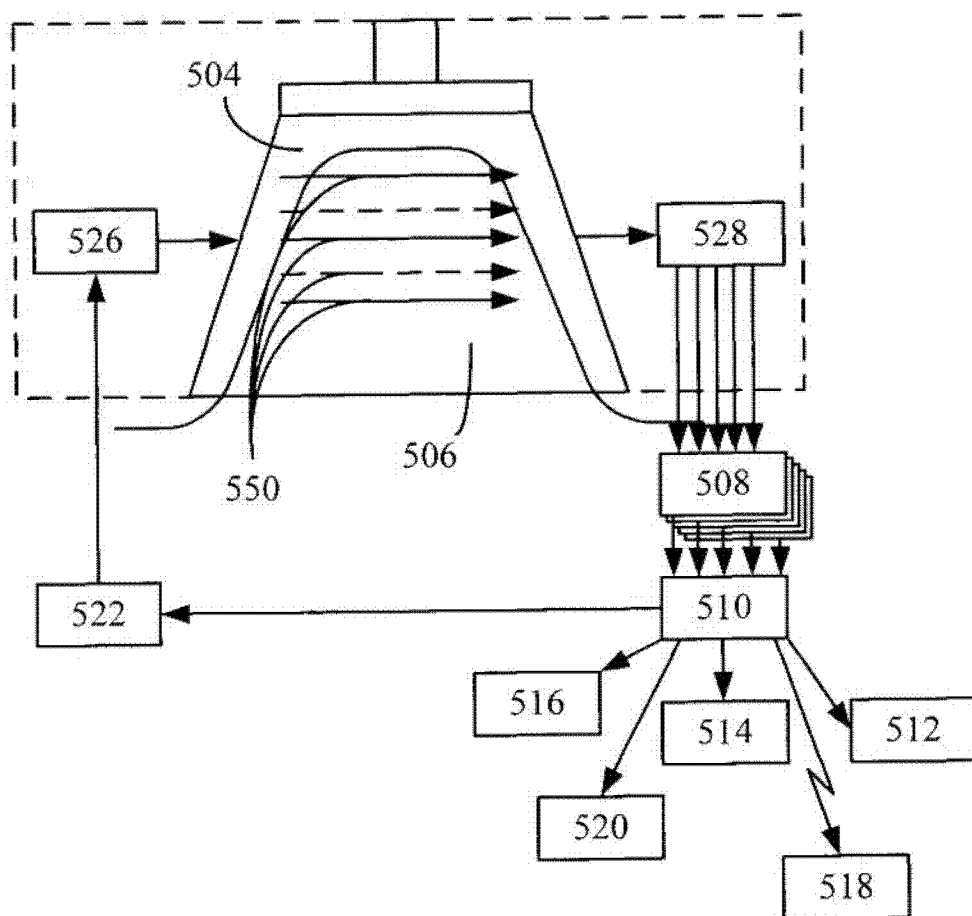


图 5

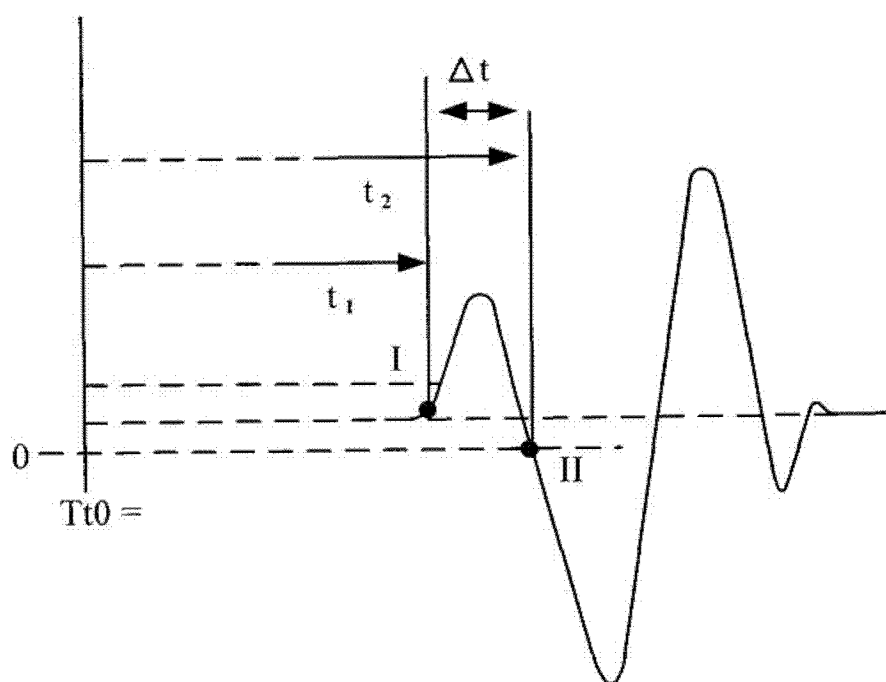


图 6

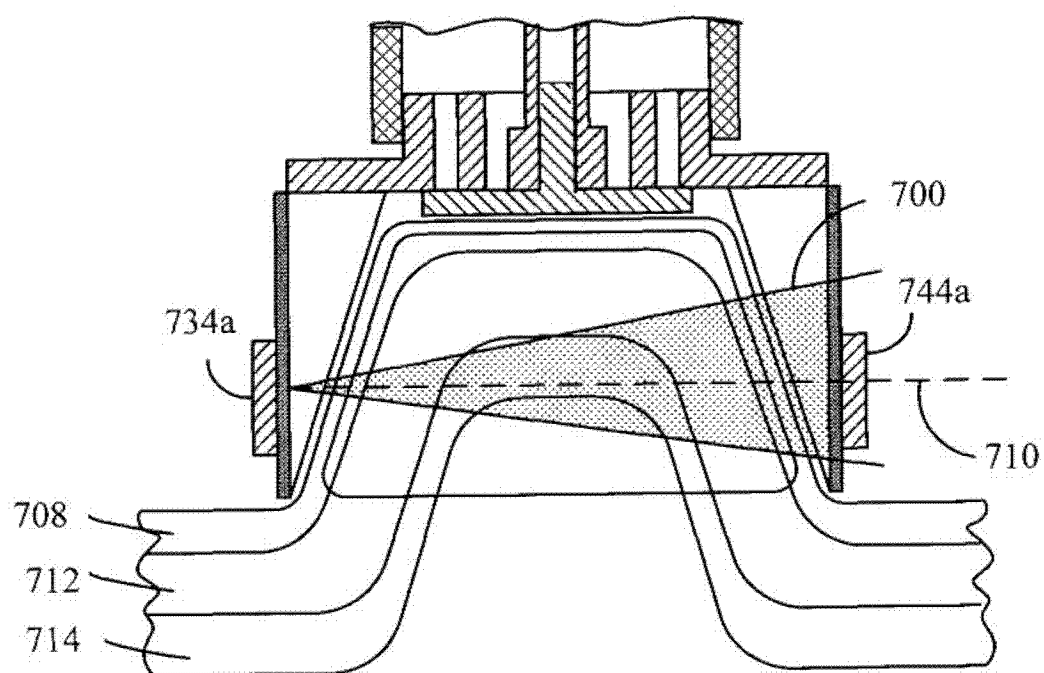


图 7A

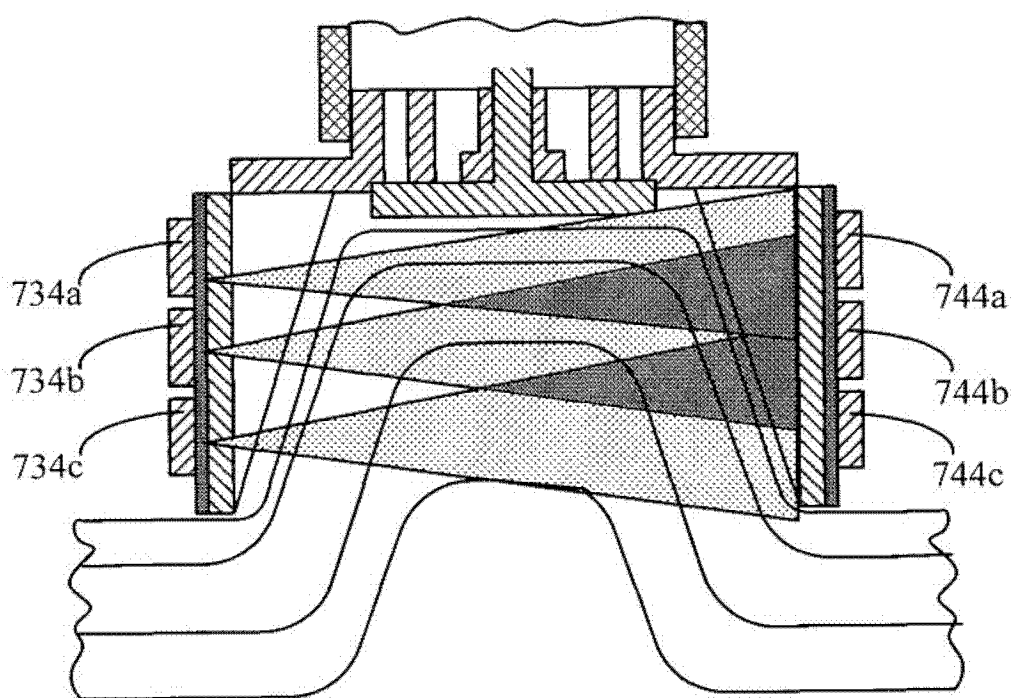


图 7B



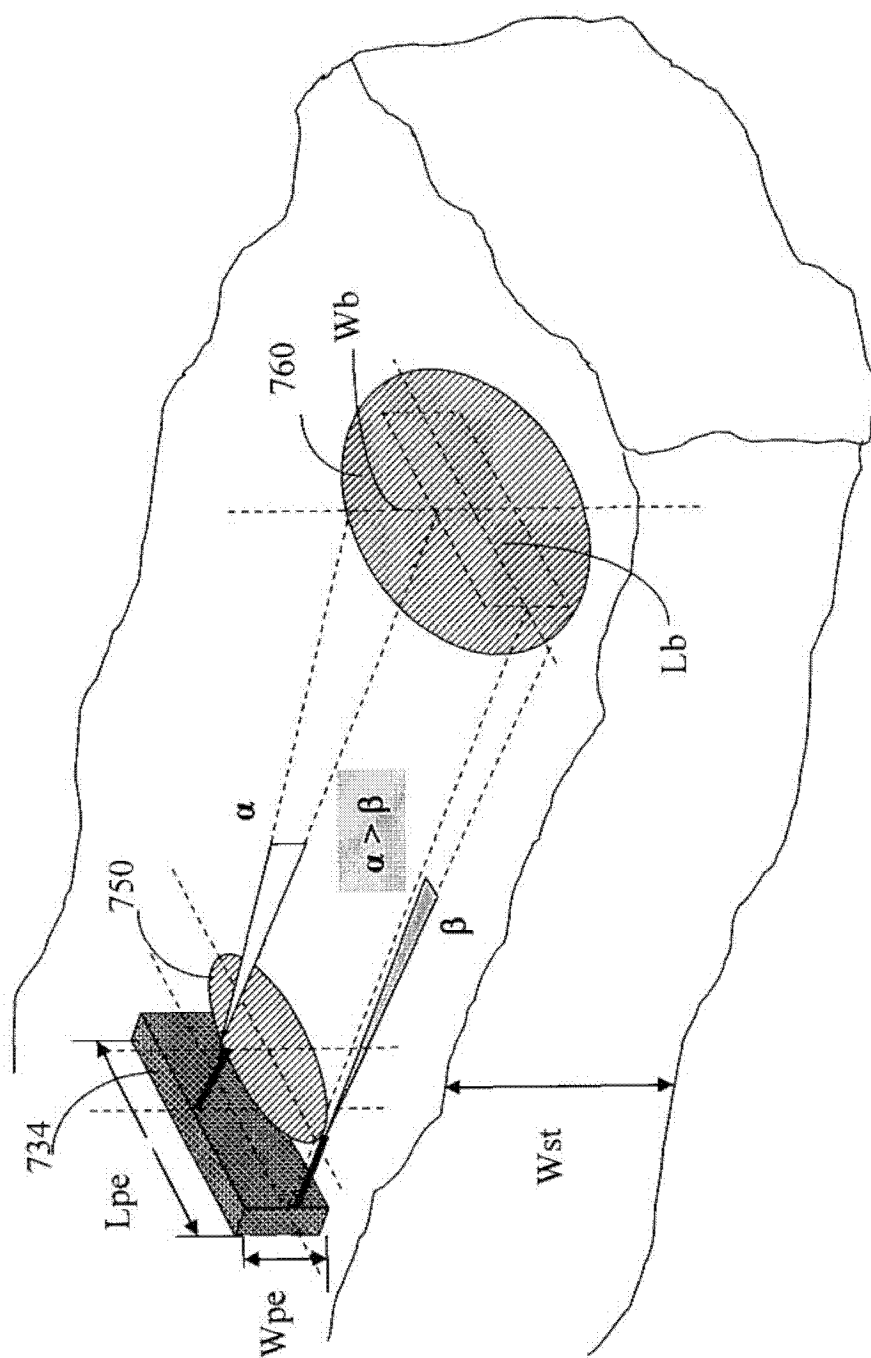


图 7C

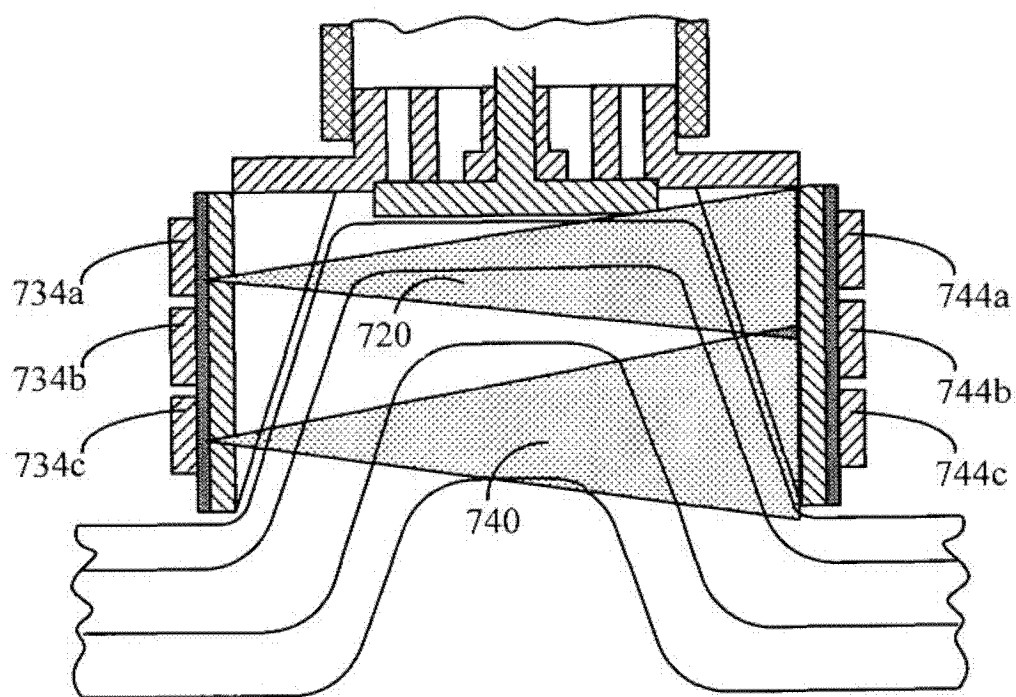


图 7D

1. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:  
外壳,其包括:  
至少一个真空室,其包括身体组织层的突出部,  
第一转换器,其操作成将超声波束发射到要被处理的组织层中;  
第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述突出部夹在所述第一和第二转换器之间,并操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;  
控制器,其操作成  
从所述所接收的超声波束获得关于波束信号参数的信息;以及  
分析所述信息以确定在处理期间之前和之中每个组织类型或层处的组织成分、层类型和温度中的至少一个。
2. 根据权利要求1的设备,且其中,所述波束信号参数选自声速、幅值、频率和衰减组成的组。
3. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器每个包括至少一个压电元件,其由选自陶瓷、聚合物和组合物组成的组的至少一个压电材料构成。
4. 根据权利要求3的设备,且其中,所述元件的厚度(D)等于或小于最大频率(f)处的波长( $\lambda$ )值的一半,以使得,在( $f_{\max}$ )处, $D \leq 1/2 \lambda$ 。
5. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的每一个还包括压电元件,它们定位在选自二维和三维空间构造组成的组中的至少一个预定构造中。
6. 根据权利要求5的设备,且其中,在每个所述转换器中的至少两个所述元件在尺寸上彼此不同。
7. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的每一个还包括至少一对收发器,每个操作成将超声波束发射到所述组织层中或接收从所述组织层发射的超声波束。
8. 根据权利要求3的设备,且其中,所述第一转换器中的每一个所述元件与所述第二转换器中的至少一个元件是成对的。
9. 根据权利要求3的设备,且其中,所述第一转换器中的每一个所述元件与所述第二转换器中的相应元件是成对的。
10. 根据权利要求3的设备,且其中,所述第一转换器中的每一个所述元件与所述第二转换器中的相应元件是成对的,且其中,每一对都定位成将大体上离散的组织层夹在它们中间。
11. 根据权利要求1的设备,且其中,所述室还包括壁,其操作成将所发射的超声波束的传播路径的中心线从第一传播路径移位到与其平行的第二传播路径。
12. 根据权利要求1的设备,且其中,所述外壳和所述室还在它们之间包括至少一个腔,且其中,所述腔包括操作成使超声波的衰减、反射和折射最小化的声折射率匹配材料。
13. 根据权利要求1的设备,且其中,所述组织层包括选自皮肤、皮下脂肪和肌肉组成的组中的至少一个组织层。
14. 根据权利要求1的设备,且其中,所述第一转换器还操作成以预定的顺序发射超声波束。
15. 根据权利要求1的设备,且其中,所述设备还包括至少一个发生器,其操作成激发

所述第一转换器。

16. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述波束以脉冲形式发射。

17. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述设备还包括至少一个放大器,其操作成放大从所述第二转换器接收的超声波束信号。

18. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:  
外壳,其包括:

至少一个真空室,其包括身体组织层的突出部;

由热能源提供的至少一个热能传递表面,

第一转换器,其操作成将超声波束发射到所述室内的组织层中;

第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述突出部夹在所述第一和第二转换器之间,并操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

控制器,其操作成

从所述所接收的超声波束获得有关波束信号参数的信息;以及

分析所述信息以确定在处理期间之前和之中每个组织类型或层处的组织成分、层类型和温度中至少一个。

19. 根据权利要求 18 的设备,且其中,所述热能以由光、RF、超声波、电解脂肪电泳、离子透入和微波组成的组中的至少一个的形式。

20. 根据权利要求 18 的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器还包括至少一个压电元件,其基本垂直于所述热能传递表面定位。

21. 根据权利要求 18 的设备,且其中,所述第一转换器和第二转换器的每一个还包括至少一个压电元件,且所述热能传递表面定位在相同的平面上并互相邻近。

22. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:  
外壳,其包括:

第一转换器和第二转换器,每一个都包括压电元件,所述第一转换器操作成将超声波束发射到要被处理的组织层中,所述第二转换器面对所述第一转换器定位并操作成接收所述波束,且其中

所述第二转换器中的每个元件与所述第一转换器的相应元件是成对的并定位成将大体上离散的组织层夹在它们中间以监测所述离散的组织层的成分和/或温度。

23. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:  
外壳,其包括:

真空室,其具有操作成传递 RF 能的至少一个热能传递表面;

第一转换器,其操作成将超声波束发射到所述室内的组织层中;

第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述组织层夹在它们中间,其操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

控制器,其操作成

从所述所接收的超声波束获得有关波束信号参数的信息;以及

分析所述信息以确定在处理期间之前和之中每个组织类型或层处的组织成分、层类型和温度中的至少一个。

24. 根据权利要求 23 的设备,且其中,所述第一转换器还操作成与所述 RF 能的传递同

时地发射超声波束。

25. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的方法,该方法包括:  
提供第一转换器,第一转换器操作成将超声波束发射到要被处理的组织层中;

提供第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将身体组织层的突出部夹在所述第一和第二转换器之间,并操作成接收以基本上直接穿过所述突出部的路径传播并从其发射的所述超声波束;

将超声波束发射到所述要被处理的组织层中;

接收以基本上直接穿过所述组织层的路径传播并从其发射的所述超声波束;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息;以及

分析所述信息以确定至少一个组织特性。

26. 根据权利要求 25 的方法,且其中,所述组织层为选自皮肤、皮下脂肪和肌肉组成的组中的至少一个组织层。

27. 根据权利要求 25 的方法,且其中,还包括以预定的顺序发射超声波束。

28. 根据权利要求 25 的方法,且其中,所述超声波束以脉冲的形式。

29. 根据权利要求 25 的方法,且其中,还包括放大所发射和所接收的所述超声波束的信号。

30. 根据权利要求 25 的方法,且其中,还包括接收由离散组织层发射的超声波束。

31. 根据权利要求 25 的方法,且其中,还包括向所述组织施加热能。

32. 根据权利要求 31 的方法,且其中,所述热能以由光、RF、超声波、电解脂肪电泳、电离子透入和微波组成的组中的至少一个的形式。

33. 根据权利要求 31 的方法,且其中,还包括以基本上垂直于所述所发射的超声波束的方向的方向施加所述热能。

34. 根据权利要求 31 的方法,且其中,还包括以大体平行于所述所发射的超声波束的方向的方向施加所述热能。

35. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的方法,该方法包括:

提供超声发射器和超声接收器,超声接收器在距离所述发射器预定距离处面对所述发射器且与之基本平行地定位从而使得所述发射器和接收器将包括组织层的突出部夹在它们中间;

将 RF 能施加到要被处理的组织层,随后:

将超声波束发射到要被处理的组织层中;

接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息;以及

分析所述信息以确定 RF 处理效果和组织层类型中的至少一个。

36. 根据权利要求 35 的方法,且其中,还包括同时地从外部冷却要被处理的组织层的表面。

37. 根据权利要求 35 的方法,且其中,还包括同时进行施加、发射、接收、获得和分析。

38. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的设备,该设备包括:

外壳,其包括:

第一转换器,其操作成将超声波束发射到要被处理的组织层中;

第二转换器,其面对所述第一转换器定位并将所述组织层夹在它们中间,其操作成接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

至少一个真空室,其包括壁,所述壁操作成折射所发射的超声波束以便将所述路径从第一传播路径移位到与之平行的第二传播路径;以及

控制器,其操作成

从所述所接收的超声波束获得关于波束信号参数的信息;以及

分析所述信息以确定在处理期间之前和之中每个组织类型或层处的组织成分、层类型和温度中的至少一个。

39. 根据权利要求 7 的设备,且其中,所述转换器之间采用单个驱动器输出。

40. 根据权利要求 1 的设备,且其中,所述第一转换器还操作成以预定的时间间隔发射超声波束。

41. 根据权利要求 1 或 18 的设备,且其中,所述控制器还操作成从所接收的超声波束信号获得包括穿过离散的组织层的波束传播速度的变化的信息并分析所述信息以确定组织层类型和组织层成分中的变化。

42. 根据权利要求 25 的方法,且其中还包括在给所述组织施加热能的同时从外部冷却所述组织的表面。

43. 一种用于对由美体塑形装置所处理的组织层进行实时监测的方法,该方法包括:

提供超声发射器和超声接收器,超声接收器在距离所述发射器预定距离处面对所述发射器且与之基本平行地定位从而使得所述发射器和接收器将包括组织层的突出部夹在它们中间;

将 RF 能施加到要被处理的组织层,随后:

将超声波束发射到要被处理的组织层中;

接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束,记录在第一信号零交叉点处和第二零交叉点处的信号接收时间;

测量和外推第一信号零交叉点和第二零交叉点之间的间隔( $\Delta \tau$ )并提供超声脉冲传播速度的准确计算;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息;以及

分析所述信息以确定 RF 处理效果和组织层类型中的至少一个。

44. 根据权利要求 1 或 18 的设备,且其中,所述控制器还操作成

接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束;

记录在第一信号零交叉点处和第二零交叉点处的信号接收时间;

测量和外推第一信号零交叉点和第二零交叉点之间的间隔( $\Delta \tau$ )并提供超声脉冲传播速度的准确计算;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息;以及

分析所述信息以确定 RF 处理效果和组织层类型中的至少一个。

45. 根据权利要求 25 的方法,且其中接收以基本上直接穿过所述组织的路径传播并从其发射的所述超声波束,记录在第一信号零交叉点处和第二零交叉点处的信号接收时间;

测量和外推第一信号零交叉点和第二零交叉点之间的间隔( $\Delta \tau$ )并提供超声脉冲传播速度的准确计算;

从所述所接收的超声波束获得与波束信号参数有关的信息 ;以及  
分析所述信息以确定 RF 处理效果和组织层类型中的至少一个。

专利名称(译)	用于对组织层进行实时监测的方法及设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN102573648A</a>	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201080045636.8	申请日	2010-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	赛诺龙医疗公司		
申请(专利权)人(译)	赛诺龙医疗公司		
当前申请(专利权)人(译)	赛诺龙医疗公司		
[标]发明人	YO阿达尼 E坎托罗维奇 A罗森贝格		
发明人	Y· O· 阿达尼 E· 坎托罗维奇 A· 罗森贝格		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B18/18 A61B2017/00106 A61N7/02 A61B2018/00023 A61B18/14 A61B5/4869 A61B2018/0063 A61B8/546 A61B18/20 A61B8/0858		
代理人(译)	刘兴鹏		
优先权	61/254670 2009-10-24 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

所公开的方法和设备采用超声波束来对要被处理的身体组织的组织类型构成以及每个身体组织类型或层处的温度进行实时监测。此外，所公开的方法和设备还提供美体处理期间的基于超声波的热控制。

