

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61H 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780025626.6

[43] 公开日 2009年7月15日

[11] 公开号 CN 101484119A

[22] 申请日 2007.6.6

[21] 申请号 200780025626.6

[30] 优先权

[32] 2006.6.7 [33] US [31] 11/449,220

[86] 国际申请 PCT/US2007/070507 2007.6.6

[87] 国际公布 WO2007/143686 英 2007.12.13

[85] 进入国家阶段日期 2009.1.6

[71] 申请人 艾拉兹·巴巴耶夫

地址 美国明尼苏达州

[72] 发明人 艾拉兹·巴巴耶夫

[74] 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司

代理人 王漪 郑霞

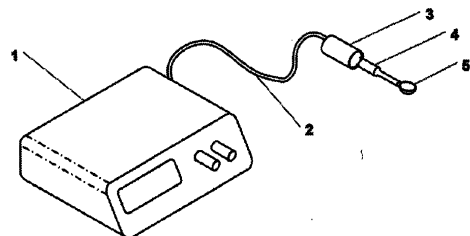
权利要求书7页 说明书11页 附图7页

[54] 发明名称

使用超声能通过直接接触来治疗组织的装置和方法

[57] 摘要

公开了用于通过超声能的直接接触来治疗组织例如硬组织和软组织、伤口、肿瘤、肌肉和软骨的装置和方法。超声能通过与超声顶端直接接触被输送到目标区域。超声能还通过与耦合介质的直接接触被输送。超声顶端特别设计成包括中空区域，用于目标区域的被控制的碎裂和同时的超声处理。特别设计的超声顶端允许超声能聚焦在目标区域上。超声装置可在治疗组织期间在各个不同的方向上移动。



1. 一种使用超声能通过直接接触来治疗组织的装置，所述装置包括：
 - a) 发生器和换能器，其用于产生超声能；
 - b) 超声变幅杆和超声顶端，其用于输送超声能；
 - c) 其中辐射表面的远端处的径向侧形成中空区域，或其中所述远端处的所述辐射表面形成倾斜的中空区域；
 - d) 其中所述超声顶端将超声能输送到目标区域；以及
 - e) 其中所述超声能具有能够治疗组织的强度。
2. 如权利要求 1 所述的装置，其中所述发生器和换能器产生具有表示能够治疗组织的强度的特定超声参数的超声能。
3. 如权利要求 1 所述的装置，其中超声频率在大约 15kHz—20MHz 的范围内。
4. 如权利要求 1 所述的装置，其中优选的低频超声在大约 20kHz—100kHz 的范围内。
5. 如权利要求 1 所述的装置，其中更优选的低频超声在大约 25kHz—50kHz 的范围内。
6. 如权利要求 1 所述的装置，其中推荐的低频超声值为大约 30kHz。
7. 如权利要求 1 所述的装置，其中优选的高频超声在大约 0.7MHz—3MHz 的范围内。
8. 如权利要求 1 所述的装置，其中更优选的高频超声在大约 0.7MHz—1MHz 的范围内。
9. 如权利要求 1 所述的装置，其中推荐的高频超声值为大约 0.7MHz。
10. 如权利要求 1 所述的装置，其中低频超声振幅为至少 1 微米。
11. 如权利要求 1 所述的装置，其中优选的低频超声振幅范围为大约 30-250 微米。

12. 如权利要求 1 所述的装置, 其中推荐的低频超声振幅值为大约 100 微米。

13. 如权利要求 1 所述的装置, 其中高频超声振幅为至少 1 微米。

14. 如权利要求 1 所述的装置, 其中优选的高频超声振幅为至少 5 微米。

15. 如权利要求 1 所述的装置, 其中推荐的高频超声振幅值为大约 10 微米。

16. 如权利要求 1 所述的装置, 其中超声变幅杆和超声顶端的组合形成类似于勺的形状。

17. 如权利要求 1 所述的装置, 其进一步包括一个或多个孔。

18. 如权利要求 17 所述的装置, 其中所述一个或多个孔位于所述中空区域的近端上、中空区域的远端上、中空区域的中部上或其任何组合。

19. 如权利要求 17 所述的装置, 其中所述一个或多个孔能够输送和/或排出耦合介质。

20. 如权利要求 17 所述的装置, 其中所述一个或多个孔能够排出碎裂的组织。

21. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述换能器包括辐射表面, 所述辐射表面用来实现具有能够治疗组织的强度的超声能的输送。

22. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述换能器包括具有表面区域的辐射表面, 所述表面区域的尺寸/结构制作成实现具有能够治疗组织的强度的超声能的输送。

23. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述中空区域的外围边界的形状是圆形、卵形、椭圆形或任何其它相当的形状或形状的组合。

24. 如权利要求 23 所述的装置, 其中所述辐射表面的所述中空区域的外围边界的形状用来实现具有能够治疗组织的强度的超声能的输送。

25. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述辐射表面的远端的外围边界的形状是圆形、卵形、椭圆形、多边形、直线、非直线或另一相当的形状或形状的组合。

26. 如权利要求 25 所述的装置, 其中所述辐射表面的远端的外围边界的形状用来实现具有能够治疗组织的强度的超声能的输送。

27. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述辐射表面的边缘是光滑的、不光滑的或其任何组合。

28. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述辐射表面的背面区域是光滑的、不光滑的或其任何组合。

29. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述换能器由连续频率或脉冲频率驱动。

30. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述换能器由固定频率或调制频率驱动。

31. 如权利要求 1 所述的装置, 其中所述换能器的驱动波形选自正弦、矩形、梯形和三角形波形所组成的组。

32. 一种使用超声能通过直接接触来治疗组织的方法, 其包括步骤:

a) 提供用于通过直接接触将超声能输送到目标区域的装置, 辐射表面的远端处的径向侧形成中空区域, 或所述远端处的所述辐射表面形成倾斜的中空区域;

b) 直接接触所述目标区域;

c) 通过与所述目标区域的直接接触输送超声能;

d) 其中所述超声能具有能够治疗组织的强度。

33. 如权利要求 32 所述的方法, 进一步包括步骤: 产生具有表示能够治疗组织的强度的特定超声参数的超声能。

34. 如权利要求 32 所述的方法, 其中超声频率在大约 15kHz—20MHz 的范围内。

35. 如权利要求 32 所述的方法, 其中优选的低频超声在大约 20kHz—100kHz 的范围内。

36. 如权利要求 32 所述的方法, 其中更优选的低频超声在大约 25kHz—50kHz 的范围内。

37. 如权利要求 32 所述的方法, 其中推荐的低频超声值为大约 30kHz。
38. 如权利要求 32 所述的方法, 其中优选的高频超声在大约 0.7MHz—3MHz 的范围内。
39. 如权利要求 32 所述的方法, 其中更优选的高频超声在大约 0.7MHz—1MHz 的范围内。
40. 如权利要求 32 所述的方法, 其中推荐的高频超声值为大约 0.7MHz。
41. 如权利要求 32 所述的方法, 其中低频超声振幅为至少 1 微米。
42. 如权利要求 32 所述的方法, 其中优选的低频超声振幅范围为大约 30-250 微米。
43. 如权利要求 32 所述的方法, 其中推荐的低频超声振幅值为大约 100 微米。
44. 如权利要求 32 所述的方法, 其中高频超声振幅为至少 1 微米。
45. 如权利要求 32 所述的方法, 其中优选的高频超声振幅为至少 5 微米。
46. 如权利要求 32 所述的方法, 其中推荐的高频超声振幅值为大约 10 微米。
47. 如权利要求 32 所述的方法, 其中与所述目标区域的直接接触是与超声顶端的边缘和/或背面区域、与耦合介质或其任何组合的直接接触。
48. 如权利要求 47 所述的方法, 进一步包括将所述耦合介质输送到所述目标区域的步骤。
49. 如权利要求 48 所述的方法, 其中所述耦合介质从所述超声顶端中的一个或多个孔输送。
50. 如权利要求 48 所述的方法, 进一步包括从所述目标区域排出所述耦合介质的步骤。
51. 如权利要求 50 所述的方法, 其中耦合通过所述超声顶端中的一个或多个孔排出。

52. 如权利要求 48 所述的方法，其中所述耦合介质是流体。

53. 如权利要求 32 所述的方法，其中超声装置/顶端在治疗组织期间保持静止、在横向上移动、纵向移动、被提升或旋转，或其任何组合。

54. 如权利要求 32 所述的方法，其中超声顶端在治疗组织期间保持与所述目标区域相平、在治疗组织期间保持与所述目标区域成一角度，或其任何组合。

55. 如权利要求 32 所述的方法，其中超声顶端的近端在治疗组织期间位于所述目标区域之上。

56. 如权利要求 32 所述的方法，其中超声顶端的远端在治疗组织期间位于所述目标区域之上。

57. 如权利要求 32 所述的方法，进一步包括使所述目标区域碎裂的步骤。

58. 如权利要求 57 所述的方法，其中碎裂通过机械刮擦/振动所述目标区域、通过超声空化或其任何组合而出现。

59. 如权利要求 57 所述的方法，进一步包括从所述目标区域移除碎裂的组织的步骤。

60. 如权利要求 59 所述的方法，其中所述碎裂的组织通过超声顶端中的一个或多个孔被移除。

61. 一种使用超声能通过直接接触来治疗组织的方法，所述方法包括步骤：

a) 提供用于通过直接接触将超声能输送到目标区域的装置，辐射表面的远端处的径向侧形成勺形中空区域，或所述远端处的所述辐射表面形成倾斜的中空区域；

b) 使所述目标区域接触形成中空区域的所述辐射表面；

c) 将耦合介质输送到所述目标区域；

d) 通过所述辐射表面与所述目标区域的直接接触来输送超声能；

e) 通过所述耦合介质的直接接触来输送超声能；以及

f) 其中所述超声能具有能够治疗组织的强度。

62. 如权利要求 61 所述的方法, 进一步包括步骤: 产生具有能够治疗组织的特定超声参数的超声能。

63. 如权利要求 61 所述的方法, 其中超声频率在大约 15kHz—20MHz 的范围内。

64. 如权利要求 61 所述的方法, 其中优选的低频超声在大约 20kHz—100kHz 的范围内。

65. 如权利要求 61 所述的方法, 其中更优选的低频超声在大约 25kHz—50kHz 的范围内。

66. 如权利要求 61 所述的方法, 其中推荐的低频超声值为大约 30kHz。

67. 如权利要求 61 所述的方法, 其中优选的高频超声在大约 0.7MHz—3MHz 的范围内。

68. 如权利要求 61 所述的方法, 其中更优选的高频超声在大约 0.7MHz—1MHz 的范围内。

69. 如权利要求 61 所述的方法, 其中推荐的高频超声值为大约 0.7MHz。

70. 如权利要求 61 所述的方法, 其中低频超声振幅为至少 1 微米。

71. 如权利要求 61 所述的方法, 其中优选的低频超声振幅范围为大约 30-250 微米。

72. 如权利要求 61 所述的方法, 其中推荐的低频超声振幅值为大约 100 微米。

73. 如权利要求 61 所述的方法, 其中高频超声振幅为至少 1 微米。

74. 如权利要求 61 所述的方法, 其中优选的高频超声振幅为至少 5 微米。

75. 如权利要求 61 所述的方法, 其中推荐的高频超声振幅值为大约 10 微米。

76. 如权利要求 61 所述的方法, 其中所述耦合介质从超声顶端中的一个或多个孔被输送。

77. 如权利要求 62 所述的方法, 进一步包括从所述目标区域排出所述耦合介质的步骤。

78. 如权利要求 77 所述的方法, 其中所述耦合介质通过超声顶端中的一个或多个孔排出。

79. 如权利要求 61 所述的方法, 其中所述耦合介质是流体。

80. 如权利要求 61 所述的方法, 其中超声装置/顶端在治疗组织期间保持静止、在横向上移动、纵向移动、被提升或旋转, 或其任何组合。

81. 如权利要求 61 所述的方法, 其中超声顶端在治疗组织期间保持与所述目标区域相平、在治疗组织期间保持与所述目标区域成一角度, 或其任何组合。

82. 如权利要求 61 所述的方法, 其中超声顶端的近端在治疗组织期间位于所述目标区域之上。

83. 如权利要求 61 所述的方法, 其中超声顶端的远端在治疗组织期间位于所述目标区域之上。

84. 如权利要求 61 所述的方法, 进一步包括使所述目标区域碎裂的步骤。

85. 如权利要求 84 所述的方法, 其中碎裂通过机械刮擦/振动所述目标区域、通过超声空化或其任何组合而出现。

86. 如权利要求 84 所述的方法, 进一步包括从所述目标区域排出碎裂的组织的步骤。

87. 如权利要求 86 所述的方法, 其中所述碎裂的组织通过超声顶端中的一个或多个孔被排出。

使用超声能通过直接接触来治疗组织的装置和方法

发明领域

本发明涉及使用超声能通过直接接触来治疗组织，例如硬组织和软组织、伤口、肿瘤、肌肉和软骨的装置和方法。

相关技术描述

存在用于治疗组织的各种已知的方法。这些方法包括伤口敷裹、高压氧治疗、生长因子疗法、抗生素、外科手术、物理疗法、真空疗法、电刺激、生物组织工程、紫外线疗法和组织超声。还存在使用超声能来治疗伤口的各种已知的方法。

公开了使用超声喷雾来治疗伤口的设备和方法的美国专利包括：Babaev 的 6,478,754、Babaev 的 6,761,729、Babaev 的 6,533,803、Babaev 的 6,569,099、Babaev 的 6,663,554 和最后 Babaev 的 6,960,173。这些设备和方法仅可获得有限的结果，因为由于没有与目标区域的直接接触而没有足够的超声能被输送到目标。Soring 的美国专利第 7,025,735 号和同样为 Soring 的 6,916,296 公开了使用液态气溶胶和直接接触的用于治疗脓毒性伤口的方法和设备。

Babaev 的美国专利申请 2004/0030254 公开了用于超声伤口清创的设备和方法。Babaev 公开了通过超声顶端 (ultrasound tip) 中的机械振动来引起清创的设备。该设备也是有限制的，因为它仅使用机械振动来清创。

因此，存在对可使用机械振动和超声空化 (ultrasound cavitation) 两者来碎裂的设备和方法的需要。还存在对可通过碎裂来同时治疗组织和移除多余的组织的设备和方法的需要。

发明内容

本发明涉及用于通过超声能的直接接触来治疗组织，例如硬组织和软组织、伤口、肿瘤、肌肉和软骨的装置和方法。根据本发明的装置和方法可满足上面提到的需要，并且还提供额外的优点和改进，当审阅本公开时，本领域的技术人员将认识到这些优点和改进。

本发明包括具有用于治疗组织的带有特别设计的超声顶端的超声换能器。顶端特别设计成通过直接接触来用于目标区域例如伤口、骨骼、多余的组织层、被感染的区域的被控制的碎裂（controlled fragmentation）和同时的超声处理。顶端还特别设计成将超声能聚焦在目标区域上。顶端包括中空区域（cavity area）一如这里使用的，术语“中空区域”意指掏空的区域。具有中空区域的超声顶端的例子是超声变幅杆（ultrasound horn）和超声顶端的组合形成类似于勺用具的形状的情况，其中中空区域的一侧是凹面的，而另一侧是凸面的。其它相当的形状或形状的组合例如圆锥体或多边形可类似地有效。中空区域可位于辐射表面（radiation surface）的远端处的径向侧上。此外，远端处的辐射表面可形成倾斜的中空区域。超声顶端的边缘和表面可为光滑的、粗糙的/凹凸不平的或其任何组合。超声顶端还可包括用于在治疗期间输送和/或排出耦合介质的一个或多个孔。一个或多个孔也可用于排出碎裂的多余组织。

特别设计的超声顶端可用于治疗组织，包括伤口的治疗和肿瘤的移除。超声能通常从特别设计的超声顶端的径向侧输送。超声能可通过用超声顶端接触目标区域来直接输送。超声能还可通过用耦合介质例如可从一个或多个孔流出的流体流接触目标区域来直接输送。如这里使用的，耦合介质为超声能够能够通过其传播的任何介质，但薄雾、气溶胶喷雾或雾化液体除外。通过耦合介质使用超声能可通过机械振动和空化两者来帮助使组织碎裂。存在不同的治疗方法，其中超声装置可在各种方向上移动，例如在横向、纵向、旋转、垂直方向上移动，或可为任何其它类似的移动或移动的组合。

超声能的使用可以有多个有益的效果，包括但不限于消灭细菌、为伤口消毒、刺激细胞生长、增加血流、多余组织的精确碎裂、伤口的无痛碎

裂、与机械清洁相比对伤口施加较少的压力以及治疗瘘和洞。这些效果可有助于伤口的愈合过程。

本发明涉及用于通过超声能的直接接触来治疗硬组织和软组织包括伤口治疗的方法和设备。

本发明的一方面可提供用于通过直接接触目标区域输送超声能来更有效地治疗组织的方法和设备。

本发明的另一方面可提供用于更有效地治疗组织的方法和设备。

本发明的另一方面可提供用于更快地治疗组织的方法和设备。

本发明的另一方面可提供可在治疗组织期间对目标区域施加较少的压力的方法和设备。

本发明的另一方面可提供允许可控制的碎裂的方法和设备。

本发明的另一方面可提供消灭细菌的方法和设备。

本发明的另一方面可提供用于刺激组织细胞生长的方法和设备。

本发明的另一方面可提供增加血流的方法和设备。

本发明的另一方面可提供用于减轻疼痛的方法和设备。

本发明的另一方面可提供用于清洁伤口的方法和设备。

本发明的另一方面可提供用于清洁内部和外部术后区域的方法和设备。

本发明的另一方面可提供治疗瘘和洞的方法和设备。

从下面的书面描述和附图中本发明的这些和其它方面将变得更明显。

附图简述

本发明参考优选实施方式的附图被示出和描述，并被详细清楚地理解。

图 1 是根据本发明用于组织治疗用途的超声装置的透视图。

图 2a 是图 1 所示的用于组织治疗的超声装置的横截面视图。

图 2b 是具有后入口的超声装置的横截面视图。

图 2c 是具有径向入口的超声装置的横截面视图。

图 2d 是具有后入口和径向出口的超声装置的横截面视图。

图 2e 示出具有径向入口和径向出口的超声装置的横截面视图。

图 2f 示出具有后入口和两个径向出口的超声装置的横截面视图。

图 3 是超声能的输送的详细横截面示意图。

图 4a-4c 是使用超声装置的示例性组织治疗方法。

图 5a-5c 是图 4a-4c 的使用超声装置的组织治疗方法的前横截面视图。

图 6a-6c 是包括在超声顶端的背面上的至少一个孔的超声组织治疗装置的可选方法和实施方式。

图 7a-7c 是具有中空区域的超声顶端的不同的实施方式。

图 8a-8f 是关于超声顶端上的孔的数量的各种配置的前横截面视图。

图 9a-9e 是超声顶端的边缘和背面的各种配置的透视图。

图 10 是具有多边形中空区域的超声顶端的横截面视图。

发明详述

本发明是用于通过超声能的直接接触来治疗组织的方法和装置。在装置和方法的上下文中，在附图中示出并在下面详细描述了本发明的优选实施方式。

图 1 是根据本发明使用的超声装置的透视图，该超声装置包括超声发生器 (ultrasound generator) 1、换能器 2、超声换能器 3、超声变幅杆 4 和特别设计的超声顶端 5。超声发生器 1 可用电池供电或通过电源插座供电。

图 2a 示出如图 1 所示的用于治疗组织的超声装置的横截面视图。超声装置包括通过螺纹或其它装置 6 机械地连接到超声变幅杆 4 的超声换能器 3。超声变幅杆 4 通过螺纹或其它装置 7 机械地连接到超声顶端 5。优选实施方式包括通过机械接口连接到超声变幅杆 4 的超声换能器 3；可选的实

施方式可具有直接连接到超声变幅杆 4 的超声换能器 3，以包括单件而没有机械接口。优选实施方式还包括通过机械接口连接到超声顶端 5 的超声变幅杆 4；可选的实施方式可具有直接连接到超声顶端 5 的超声变幅杆 4，以包括单件而没有机械接口。

图 2b 是包括后入口 8 的用于治疗组织的超声装置的横截面视图。后入口 8 位于换能器 3 的近端。装置还包括输入腔 9，输入腔 9 将后入口 8 连接到位于超声顶端 5 上的出孔 10。耦合介质可引入后入口 8 中。所使用的优选耦合介质是流体。流体被引入后入口 8 并穿过输入腔 9 移动，接着从入孔 10 被输送。管或其它材料可代替腔 9。流体可从入孔 10 输送到目标治疗区域。优选的治疗方法是液体流从入孔 10 输送到目标区域。

图 2c 是包括径向入口 11 的用于治疗组织的超声装置的横截面视图。径向入口 11 位于超声变幅杆 4 的径向侧上。径向入口 11 可与超声变幅杆的轴垂直或成任何其它角度。径向入口 11 的优选取向是垂直于超声变幅杆 4。装置还包括输入腔 12，输入腔 12 将径向入口 11 连接到位于超声顶端 5 上的入孔 10。流体被引入径向入口 11，穿过输入腔 12 移动，并接着从入孔 10 被输送。流体可从入孔 10 输送到目标治疗区域。

图 2d 是包括后入口 8 和径向出口 15 的用于治疗组织的超声装置的横截面视图。后入口 8 位于换能器 3 的近端处，而径向出口 15 位于超声变幅杆 4 的径向侧上。装置还包括输入腔 9，输入腔 9 将后入口 8 连接到位于超声顶端 5 上的入孔 10。流体被引入后入口 8，穿过输入腔 9 移动，并接着从入孔 10 被输送。流体可从入孔 10 输送到目标治疗区域。流体也可通过出孔 13 从治疗区域排出，出孔 13 也位于超声顶端 5 上。出孔 13 通过输出腔 14 连接到径向出口 15。流体进入出孔 13，穿过输出腔 14 运动，并从径向出口 15 出来。流体可从治疗区域排出，以便给治疗区域连续提供新鲜流体。碎裂的组织还可随同流体一起被排出。用于治疗组织的超声装置的优选实施方式包括后入口和径向出口。如下所述，可选实施方式可包括多个入口和/或出口，这些入口和/或出口可位于沿超声装置具有不同取向的不同位置。优选实施方式还包括入孔和出孔。可选的实施方式可不包括孔，或包括一个孔或多个孔。

图 2e 示出包括径向入口 11 和径向出口 15 的用于治疗组织的超声装置的横截面视图。径向入口 11 位于超声变幅杆 4 的径向侧上，并且径向出口 15 位于超声变幅杆 4 的径向侧上。优选实施方式包括与径向入口 11 相比位于超声变幅杆 4 的正好相对的侧上的径向出口 15，出口 15 和入口 11 都排列成与变幅杆 4 的轴成 90 度角。可选实施方式可具有位于超声变幅杆 4 上的任何其它位置或排列成与变幅杆 4 的轴成任何其它角度的入口 11 和出口 15。装置还包括输入腔 12，输入腔 12 将径向入口 11 连接到位于超声顶端 5 上的入孔 10。流体被引向径向入口 11，穿过输入腔 12 移动，并接着从入孔 10 被输送。流体可从入孔 10 输送到目标治疗区域。流体也可通过出孔 13 从治疗区域排出，出孔 13 也位于超声顶端 5 上。出孔 13 通过输出腔 14 连接到径向出口 15。流体进入出孔 13，穿过输出腔 14 运动，并从径向出口 15 出来。流体可从治疗区域排出，以便给治疗区域连续提供新鲜流体。碎裂的组织还可随同流体一起被排出。

图 2f 示出包括后入口 8 以及两个径向出口 16 和 17 的用于治疗组织的超声装置的横截面视图。后入口 8 位于换能器 3 的近端处，一个径向出口 16 位于超声变幅杆 4 的径向侧上，以及另一径向出口 17 也位于超声变幅杆 4 的径向侧上。优选实施方式包括与径向出口 17 相比位于超声变幅杆 4 的正好相对的侧上的径向出口 16，出口 16 和出口 17 都排列成与变幅杆 4 的轴成 90 度角。可选实施方式可具有位于超声变幅杆 4 上的任何其它位置或排列成与变幅杆 4 的轴成任何其它角度的出口 16 和出口 17。该实施方式还包括输入腔 9，输入腔 9 将后入口 8 连接到位于超声顶端 5 上的入孔 10。流体被引入后入口 8，穿过输入腔 9 移动，并接着从入孔 10 被输送。流体可从入孔 10 输送到目标治疗区域。流体也可通过出孔 20 和出孔 21 从治疗区域排出，出孔 20 和出孔 21 也位于超声顶端 5 上。出孔 20 和出孔 21 分别通过输出腔 18 和输出腔 19 连接到径向出口 16 和径向出口 17。流体进入出孔 20 和出孔 21，穿过输出腔 18 和输出腔 19 运动，并从径向出口 16 和径向出口 17 出来。流体可从治疗区域排出，以便给治疗区域连续提供新鲜流体。碎裂的组织还可随同流体一起被排出。

图 3 是从包括入口和出口（未示出）的超声顶端 5 输送超声能流体的

详细横截面示意图。超声顶端 5 特别设计成输送聚焦的超声能。在本实施方式中，超声顶端 5 包括位于辐射表面的远端处的径向侧上的中空区域。中空区域被成形为类似于勺用具的顶端，其中中空区域的开放侧是凹面的，而中空区域的背面侧是凸面的。在本实施方式中，超声顶端 5 的形状允许超声能 23 从顶端 5 发射到目标区域 25 上的焦点 24。超声能 23 通过流体 22 运动到目标区域 25。流体 22 从入孔 10 输送到目标区域 25。流体 22 以涡旋运动 26 运动：流体 22 从入孔 10 被输送，撞击开放式中空区域的侧面，并接着向后旋转。流体 22 可接着从出孔 13 排出。从治疗区域 25 排出使用过的流体 22 同时将新鲜的流体 22 输送到治疗区域 25 可能是有益的。图 3 中超声顶端 5 的形状是优选的实施方式。中空区域的可选实施方式可包括类似的形状或形状的组合，例如可能在聚焦超声能时也有效的圆锥体或多边形。中空区域可位于辐射表面的远端处的径向侧上。此外，远端处的辐射表面可形成倾斜的中空区域。中空区域的优选位置是在辐射表面的远端处的径向侧上。

图 4a-4c 是使用根据本发明的超声装置的示例性组织治疗方法。图 4a 描绘了第一运动，由此越过治疗区域 25 拖超声顶端 5 的边缘 27，同时从开放式中空区域输送超声能 23，其中超声能 23 集中于治疗区域 25 上的焦点 24。当顶端 5 纵向移动时，流体 22 可从入孔 10 被输送，其中流体 22 越过治疗区域 25 以涡旋运动 26 运动。由于超声顶端 5 中的机械振动和通过经由流体 22 输送超声能 23 而出现的空化，治疗区域 25 中的多余组织 28 碎裂了。使用过的流体和碎裂的组织可通过出孔 13 排出。图 4b 描绘了当超声顶端 5 越过治疗区域 25 纵向移动时，超声顶端 5 沿着超声变幅杆 4 的轴旋转。超声能 29 可从超声顶端 5 中的开放式中空区域的外侧输送到治疗区域 25。图 4c 示出被旋转 180 度之后的超声顶端 5。超声能 30 可从超声顶端 5 的背面 31 被输送；背面 31 是超声顶端 5 的与中空区域相对的侧。在此移动期间被输送的超声能通常为径向波，因为到达该目标区域 25 的超声能大部分来自超声顶端 5 的径向侧；然而，一些横波和纵波可到达目标区域 25。超声顶端 5 也可在纵向和旋转移动之前、期间或之后越过治疗区域在横向上移动。

图 5a-5c 是分别来自相应的图 4a-4c 的超声顶端 5 的前横截面视图。图 5a 示出图 4a 的相应的前横截面视图, 其中超声顶端 5 的边缘 27 越过治疗区域 25 被纵向拖动, 同时超声能 23 从开放式中空区域输送到治疗区域 25。流体 22 可从入孔 10 被输送。由于超声顶端 5 中的机械振动和通过经由流体 22 输送超声能 23 而出现的空化, 治疗区域 25 中的多余组织 28 碎裂了。图 5b 示出图 4b 的相应的前横截面视图, 其中超声顶端 5 沿着变幅杆的轴旋转。超声能 29 可从超声顶端 5 上的开放式中空区域的外侧被输送。多余的组织 28 可通过超声能 29 的输送和超声顶端 5 中的机械振动而碎裂。图 5c 示出图 4c 的相应的前横截面视图, 其中超声能 30 可从超声顶端 5 的背面 31 输送到治疗区域 25。

图 6a-6c 是超声组织治疗装置的可选方法和实施方式, 该装置包括在超声顶端的背面上的至少一个孔。图 6a 示出包括超声顶端 5 的背面 33 上的后孔 32 的超声装置的可选实施方式。后孔 32 可用于通过出孔 13 从目标区域 25 排出碎裂的组织 28。入孔 10 仍可用于将流体 22 输送到目标区域 25。流体 22 还可通过后孔 32 输送到目标区域 25; 在这种情况下, 一个或多个后孔可用于将流体 22 输送到目标区域 25 或从目标区域 25 排出流体 22。当从入孔 10 输送流体 22 时, 流体 22 仍可以漩涡运动 26 运动。如果超声顶端 5 上的开放式中空区域面向目标区域 25, 则流体 22 还可直接输送到目标区域 25。在图 6a 中描绘了使用本实施方式的一个可能的方法, 在超声能 30 从背面 33 输送期间, 超声顶端 5 的背面 33 越过目标区域 25 纵向移动, 并且同时或连续提升和降低超声装置的近端, 以便背面 33 的不同部分例如近端、中部和远端可接触目标区域 25。

图 6b 是可用于具有至少一个后孔的超声顶端的可选方法。在本方法中的移动类似于在图 4a-4c 和图 5a-5c 中描绘的方法中的移动。超声顶端 5 越过治疗区域 25 在横向上移动, 并且同时或连续旋转超声顶端 5, 以便背面 33 的不同部分可接触目标区域 25。在此方法中, 超声顶端 5 还可在超声能 30 的输送期间越过治疗区域在纵向方向被提升和/或移动。图 6c 是在图 6a 中描绘的超声装置的可选实施方式。该实施方式包括背面 35 上的多个背孔 34。

图 7a-7c 是具有中空区域的超声顶端 5 的不同实施方式。图 7a 是超声顶端 5，其中辐射表面的远端处的径向侧形成中空区域，该中空区域的形状类似于勺顶端的形状。在本实施方式中，中空区域平行于超声变幅杆 4 的轴。这是优选的实施方式。在图 7b 和 7c 中示出超声顶端 5 的可选实施方式，其中远端处的辐射表面形成倾斜的中空区域，由此该中空区域的形状也类似于勺顶端的形状。在这些实施方式中，中空区域处于与超声变幅杆 4 倾斜的角度。在图 7a 中示出优选实施方式，其中在辐射表面的远端处的径向侧形成中空区域，该中空区域的形状也类似于勺顶端的形状。除了在图 7a 和 7c 中的那些形状以外，包括中空区域的超声顶端的可选实施方式的其它类似的形状或形状的组合可类似地有效。

图 8a-8f 是超声顶端 5 的各种实施方式的前横截面视图。超声顶端 5 可不包含孔，或包含一个孔或多个孔。孔也可为相同或不同的尺寸。在优选实施方式中，用于排出的出孔比用于输送的入孔大。

图 9a-9e 是根据本发明的超声顶端的边缘 27 和背面 33 的不同实施方式。超声顶端 5 的边缘 27 可为光滑的、不光滑的或其任何组合。优选实施方式包括粗糙的/凹凸不平的边缘 27。背面 33 可为光滑的、不光滑的或其任何组合。优选实施方式包括粗糙的/凹凸不平的背面 33。

图 10 是具有中空区域的超声顶端的可选实施方式。该实施方式包括多边形中空区域 36。优选实施方式是上面描述和描绘的凹面-凸面勺形开放式中空区域。开放式中空区域的可选实施方式在输送超声能中可类似地有效。

在图 1 中示出的超声装置将超声能输送到目标区域，用于治疗组织，包括伤口的治疗和肿瘤的移除。顶端特别设计成通过直接接触来用于目标区域的被控制的碎裂和同时的超声处理。顶端还特别设计成将超声能聚焦在目标区域上。超声能的使用可具有多个有益的效果，包括但不限于消灭细菌、为伤口消毒、刺激细胞生长、增加血流、对伤口施加较少的压力、处理瘰和洞以及移除多余的组织。这些效果可有助于伤口的愈合过程。

存在可用于将超声能输送到目标区域的多种方法。可通过经由超声顶端的诸如边缘或背面区域的区域来使超声顶端接触目标区域而直接输送

超声能。超声能也可通过用耦合介质接触目标区域而直接输送。超声能通常从超声顶端的径向侧输送，但它也可从超声顶端的远端输送。因此，被主要输送的超声能是径向波。与来自远端的纵波比较，径向波的使用可允许在目标区域上产生超声顶端中的水平振动，而不是垂直振动。

所使用的优选耦合介质是流体，且所使用的优选流体是盐水。也可使用其它流体例如药物、抗生素、防腐剂等。微观和宏观空化都可由通过耦合介质的超声能的输送出现。宏观空化出现在耦合介质中，并由于空化效应而导致目标表面的消毒、组织的碎裂和机械清洁。微观空化产生组织内的微液流，这对组织肉芽形成是有益的。多余组织的碎裂可由所出现的空化和目标区域上超声顶端的机械振动产生。

超声顶端可包括可将耦合介质例如液体流输送到目标区域的孔。一个或多个孔也可用于排出被输送到目标区域的耦合介质。一个或多个孔可位于超声顶端上的任何地方；优选实施方式包括位于中空区域的近端上的一个或多个孔。

超声顶端可在治疗期间靠着目标区域保持相平，或它可保持成一角度。在治疗期间，超声顶端或其任何部分可在横向上移动、纵向移动、旋转、被提升或其任何组合。如果超声顶端在治疗期间旋转，则超声能可从中空区域、中空区域的外侧和中空区域的背面输送。如果超声顶端在治疗期间被提升，则超声能可从超声顶端的径向侧和超声顶端的远端被输送。

治疗的一个优选方法是保持超声顶端的远端靠着目标，中空区域面向目标，同时保持变幅杆的近端在目标之上，并纵向移动顶端，同时从超声顶端中的孔输送和排出液体。

另一优选的治疗方法是保持中空区域的外围边界的一个边缘靠着目标，中空区域的外围边界的另一边缘恰好在目标之上，并接着横向移动超声顶端。在本优选实施方式中液体盐水被从一个或多个孔输送和排出。而且，当超声顶端移动时，超声装置/顶端可在输送期间旋转，以便顶端的中空区域不再面向目标；超声能接着从侧输送并然后从中空区域的背面输送。

超声能的强度可通过超声参数例如频率、振幅和治疗时间的变化来控制。超声能的频域是 15kHz 到 20MHz。优选的低频超声域是 20kHz—100kHz，更优选的低频超声域是 25kHz—50kHz，以及推荐的低频超声值是 30kHz。优选的高频超声域是 0.7MHz—3MHz，更优选的高频超声域是 0.7MHz—3MHz，以及推荐的高频超声值是 0.7MHz。低频超声能的振幅可为 5 微米及以上，优选的低频振幅在 30 微米到 100 微米的范围内，以及推荐的低频振幅值为 100 微米。高频超声能的振幅可为 1 微米及以上，优选的高频振幅为至少 5 微米，以及推荐的高频振幅值为 10 微米。优选的治疗方法使用低频超声。

存在可影响治疗时间的各种因素。这些因素可包括被治疗的组织的类型、伤口的情况、伤口的尺寸和伤口的位置。

虽然这里示出和描述了特定的实施方式和使用方法，本领域的普通技术人员应认识到，被计划实现相同的目的的任何布置可代替所示的特定实施方式和方法。应理解，上面的描述意向为例证性的而不是限制性的。当审阅本公开时，上面的实施方式和其它实施方式的组合以及上面的使用方法和其它使用方法的组合对本领域技术人员是明显的。应参考所附权利要求来确定本发明的范围连同这样的权利要求所给予权利的等效形式的全范围。

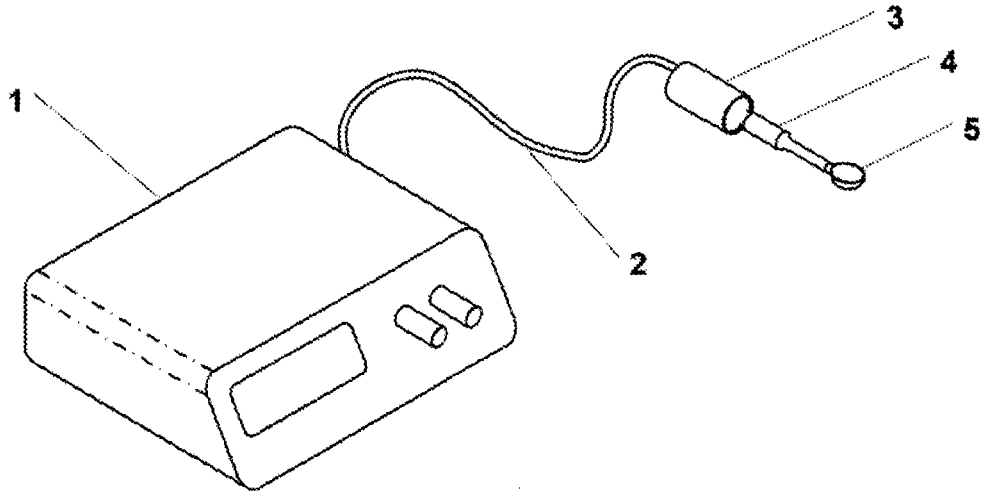


图1

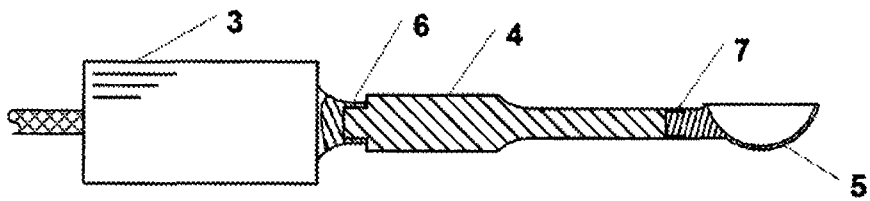


图2A

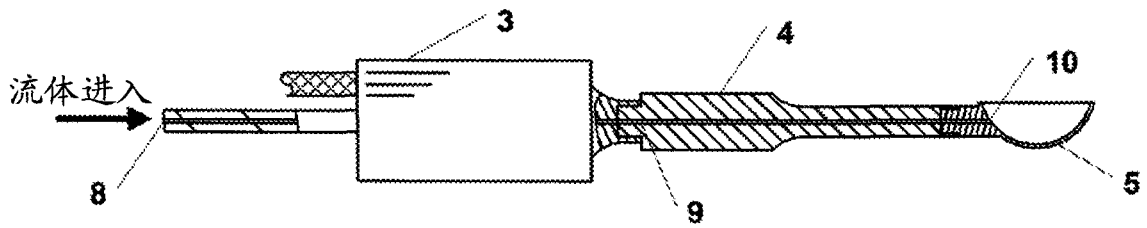


图2B

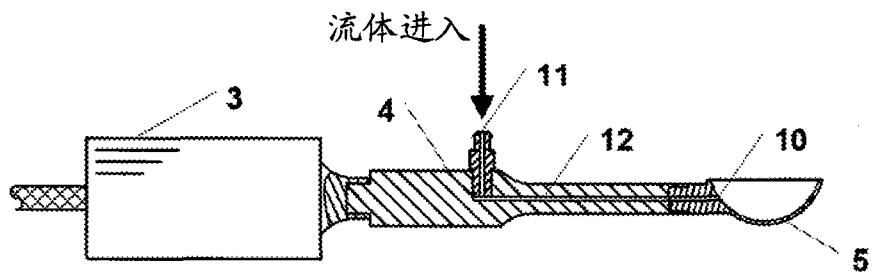


图2C

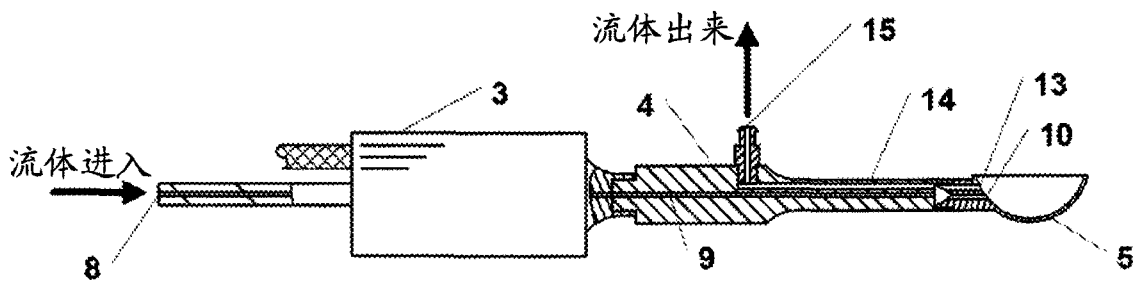


图 2D

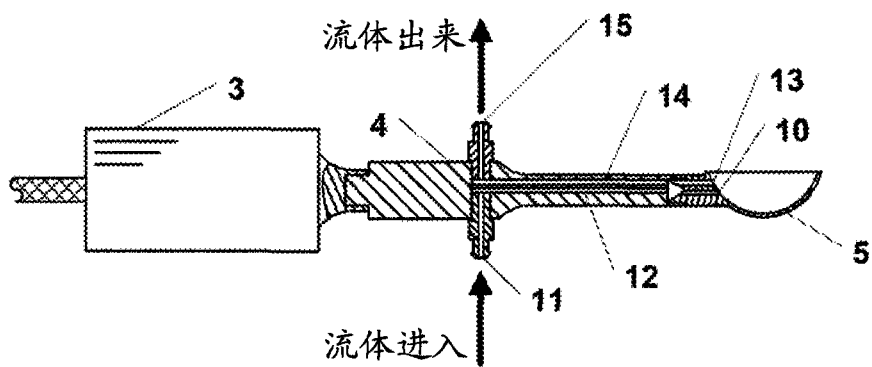


图 2E

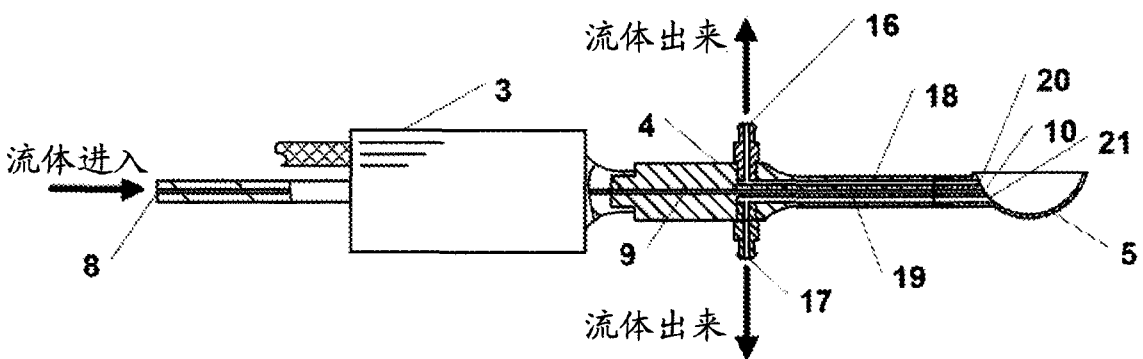


图 2F

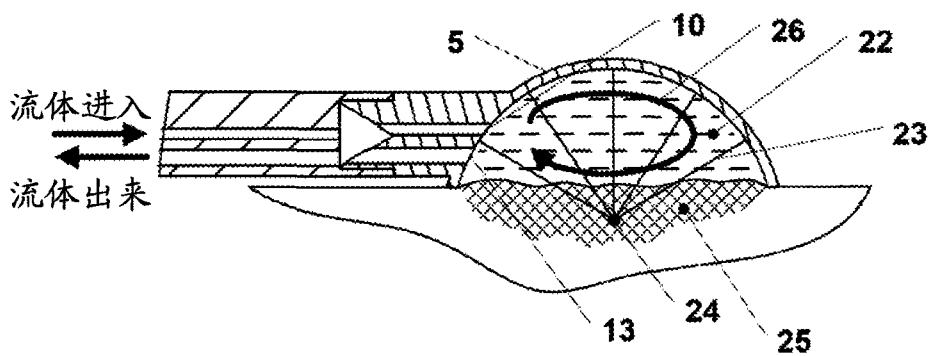


图 3

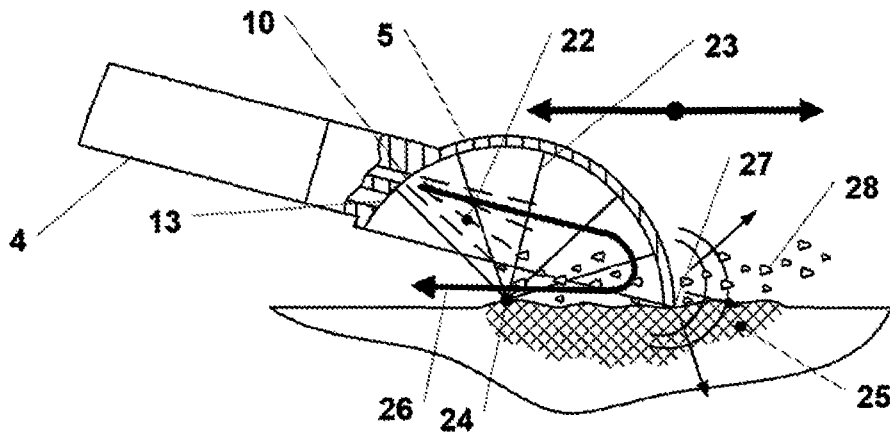


图4A

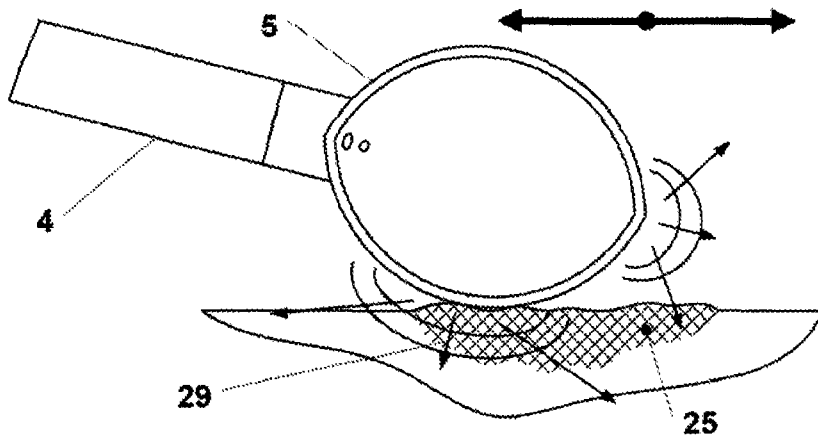


图4B

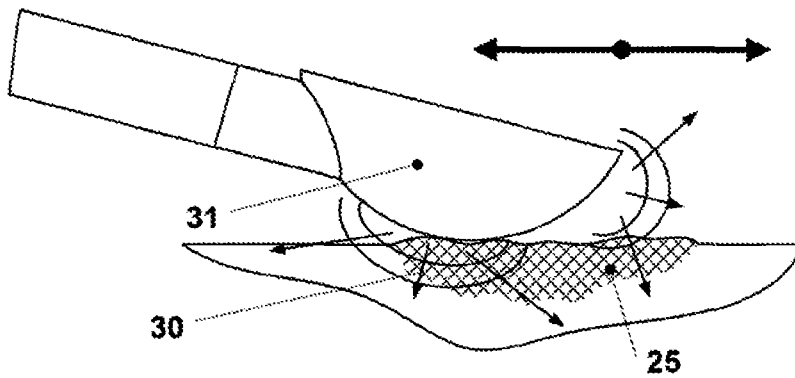


图4C

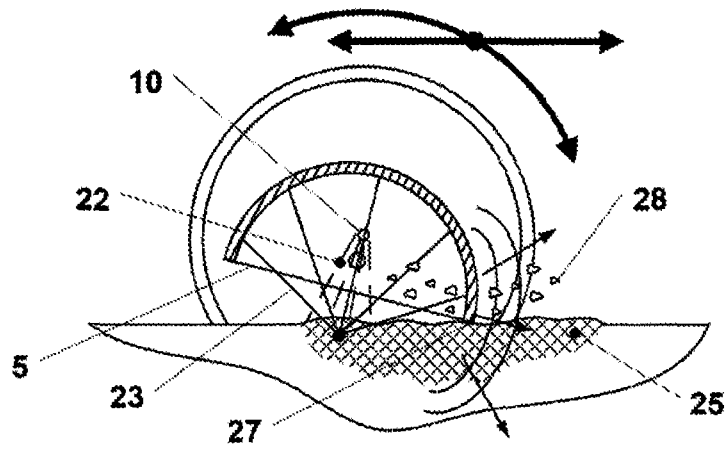


图5A

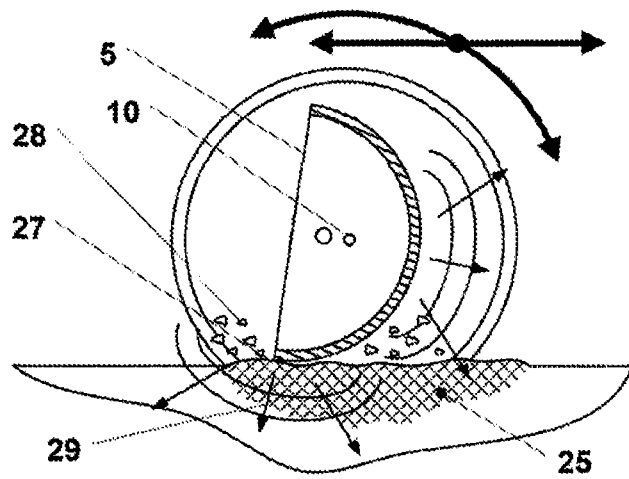


图5B

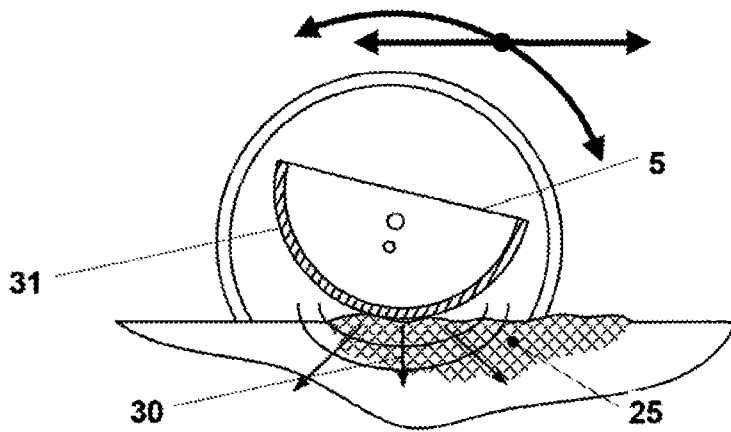


图5C

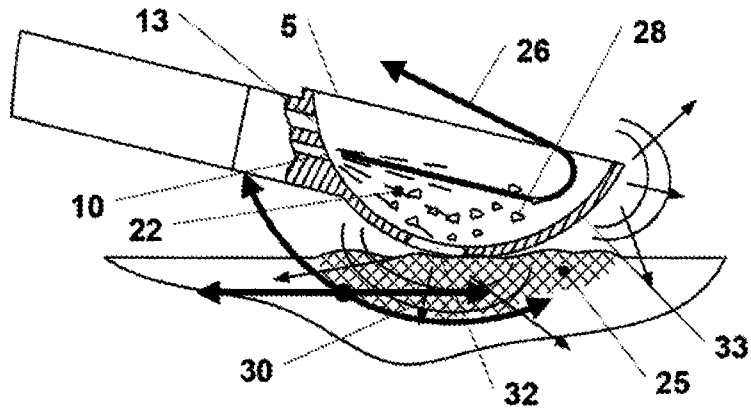


图6A

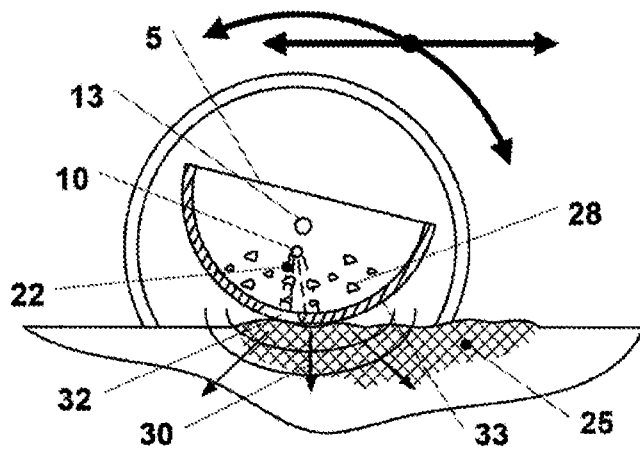


图6B

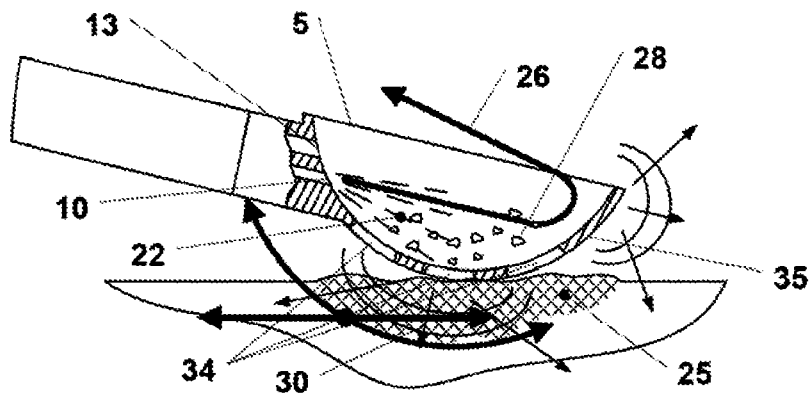


图6C

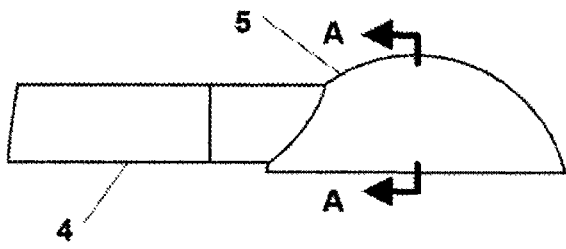


图7A

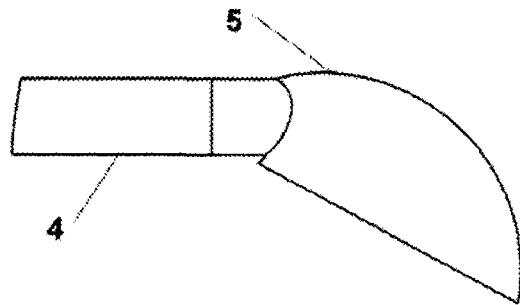


图7B

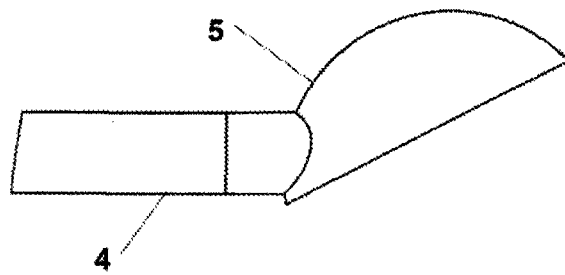


图7C

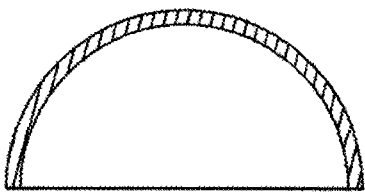


图8A

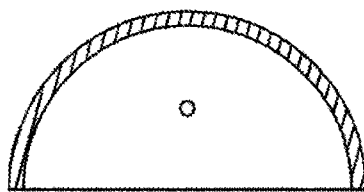


图8B

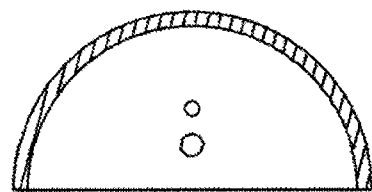


图8C

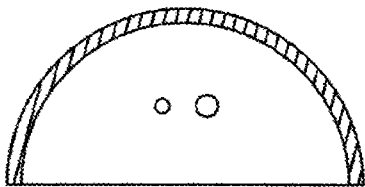


图8D

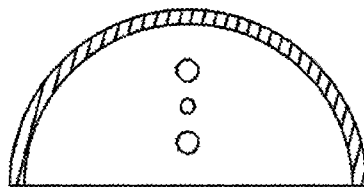


图8E

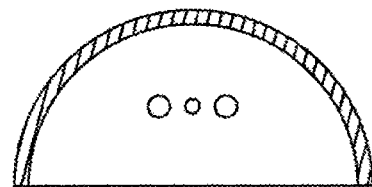


图8F

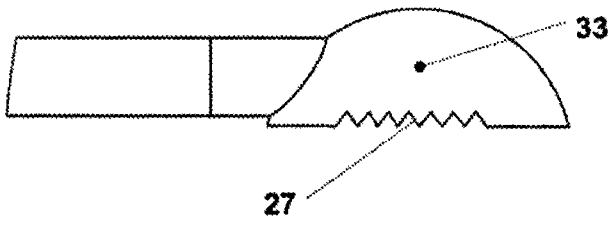


图9A

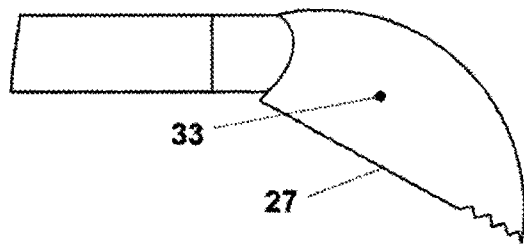


图9B

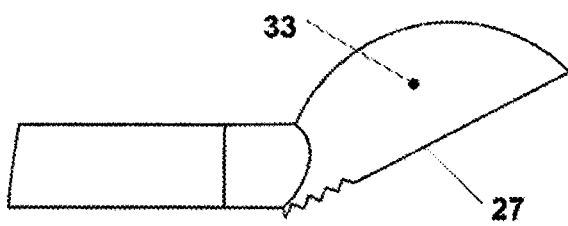


图9C

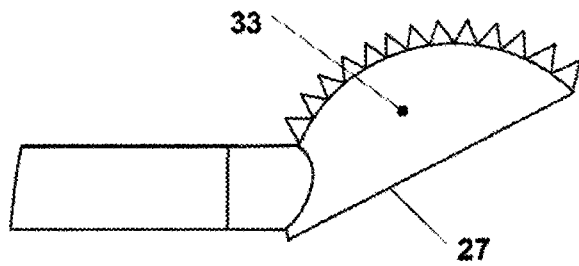


图9D

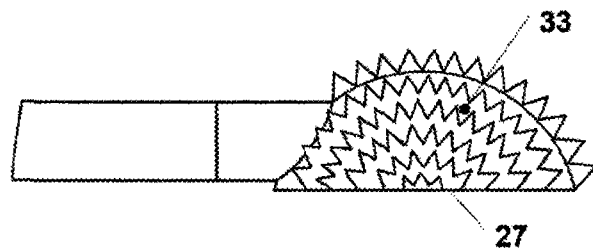


图9E

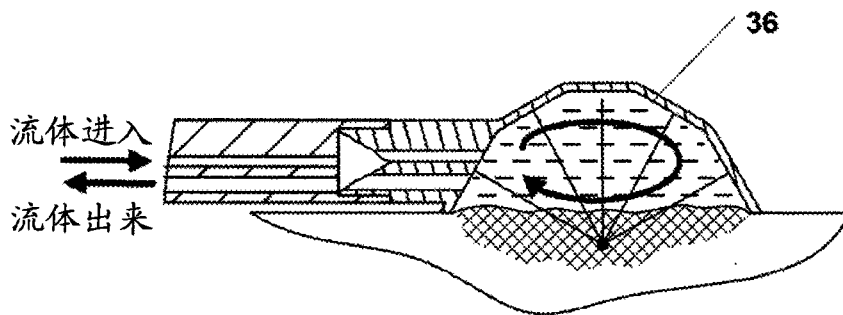


图10