

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 18/18 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680007898.9

[43] 公开日 2008 年 4 月 9 日

[11] 公开号 CN 101160103A

[22] 申请日 2006.1.18
[21] 申请号 200680007898.9
[30] 优先权
 [32] 2005. 1. 18 [33] US [31] 60/644,037
 [32] 2005. 3. 17 [33] IL [31] PCT/IL2005/000314
[86] 国际申请 PCT/IL2006/000069 2006. 1. 18
[87] 国际公布 WO2006/077582 英 2006. 7. 27
[85] 进入国家阶段日期 2007. 9. 11
[71] 申请人 MSq 有限公司
 地址 以色列恺撒利亚
[72] 发明人 Z·卡尔尼 A·布里特瓦

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 代理人 蔡洪贵

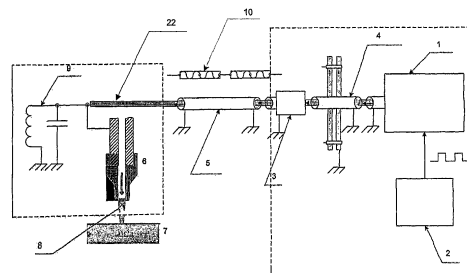
权利要求书 19 页 说明书 32 页 附图 8 页

[54] 发明名称

利用等离子气体放电体处理生物组织的系统
和方法

[57] 摘要

在此公开了利用等离子气体放电体(8)处理生物组织(7)的装置和方法。电极(6)用于激发气流以形成等离子气体放电体,其中,电极被构造在装置内部而使得在电极遇到生物组织的表面时形成从电极到生物组织的表面的电流通路,从而激发气流并形成等离子气体放电体。在一些实施例中,在被处理的生物组织与等离子气体放电体之间穿过电磁相互作用间隙的电磁相互作用成形等离子气体放电体的分布。还提供了一种作为处理生物组织的措施而将等离子流的透皮离子输送到生物组织的方法。



1. 一种用于处理生物组织的装置，包括：

(a) 用于激发气流以形成等离子气体放电体的电极，其中，所述电极被构造在装置内，使得在所述电极遇到生物组织的表面时形成从所述电极到生物组织的所述表面的电流通路，从而激发所述气流并形成所述等离子气体放电体。

2. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述电极是喷嘴电极，所述喷嘴电极包括适于接收所述气流的喷嘴部分。

3. 根据权利要求2所述的装置，其特征在于，所述喷嘴电极适于激发所述气流，使得所述等离子气体放电体被至少部分地形成在所述喷嘴部分的外部。

4. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述装置在大气压力或高于大气压力下工作。

5. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述装置产生的所述等离子气体放电体通过消融生物组织而有效地处理生物组织。

6. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述装置产生的所述等离子气体放电体通过切割生物组织而有效地处理生物组织。

7. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述装置产生的所述等离子气体放电体通过向生物组织的透皮离子输送而有效地处理生物组织。

8. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述装置产生的所述等离子气体放电体通过加热生物组织而有效地处理生物组织。

9. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述装置产生的所述等离子气体放电体通过生物光刺激生物组织而有效地处理生物组织。

10. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，由所述装置产生的所述等离子气体放电体通过使所述等离子气体放电体与生物组织发生化学反应而有效地处理生物组织。

11. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述气流是扩散气流。

12. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 用于产生所述气流的气源，所述气源提供从包括氦气、氩气、氖气、氙气、氟气、分子氧 (O_2)、分子氮 (N_2)、氮的氧化物、碳的氧化物、水蒸汽、挥发性有机气体、以及挥发性无机气体的组中选择的至少一种气体。

13. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述电极由从包括铝、银、金、铜、及它们的合金的组中选择的至少一种金属制成。

14. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 还包括:

(b) 与所述电极的表面相关的介电屏障, 其用于降低所述电极的所述表面的导电性, 从而阻止传导电流传输到生物组织的所述表面。

15. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述电极的尺寸使得所述等离子气体放电体形成火炬型分布。

16. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述电极具有介电圆柱形空腔附件、且尺寸使得形成所述等离子气体放电体, 使得所述等离子气体放电体基本上占据所述介电圆柱形空腔附件的整个空腔。

17. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述电极的尺寸使得形成具有非常低的电流密度、和大的放电体横截面的所述等离子气体放电体。

18. 根据权利要求 1 所述的装置, 其特征在于, 所述电极的尺寸使得所述等离子气体放电体形成窄的火焰舌(等离子管)分布。

19. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述电极的尺寸和位置使得以生物组织的所述表面是非等电位表面的方式与生物组织的所述表面相互作用，从而，可同时加热生物组织和维持所述等离子气体放电体。

20. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述电极的尺寸使得其具有碗状外形、且它的位置使得以生物组织的所述表面是非等电位表面的方式直接接触生物组织，从而使所述等离子气体放电体基本上填满所述电极的内部空间。

21. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述电极具有介电圆柱形空腔附件、且尺寸使得其具有球状外形，用于以生物组织的所述表面是非等电位表面的方式直接接触生物组织，从而使所述等离子气体放电体具有环型分布。

22. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述电极具有伸入其内部直接接触生物组织的介电圆柱形导管附件，从而在所述介电圆柱形导管附件内部激发所述等离子气体放电体，所述等离子气体放电体通过所述气流输送到生物组织。

23. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 从包括激光束、超声波换能器、UV 光源、和闪光灯的组中选择

的至少一个附加元件，从而附加性地处理生物组织。

24. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述电极作用于所述等离子气体放电体的天线，并影响用于所述等离子气体放电体的所述气流的参数。

25. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于使所述气体的温度急剧下降（绝热膨胀）。

26. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于产生层流气流。

27. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于产生湍流气流。

28. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于产生有效用于透皮离子输送的气流。

29. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述等离子气体放电体通过 RF 功率发生器（放大器）产生，所述 RF 功率发生器能够产生足

以激发并维持所述等离子气体放电体的输出 RF 功率。

30. 根据权利要求 1 所述的装置，其特征在于，还包括：

(b) 用于调节所述电极的功率特性的电极控制装置。

31. 根据权利要求 30 所述的装置，其特征在于，所述电极控制装置包括用于为所述电极提供 RF 功率的 RF 功率源。

32. 根据权利要求 30 所述的装置，其特征在于，所述电极控制装置包括能够对定向行波移相的移相器。

33. 根据权利要求 30 所述的装置，其特征在于，所述电极控制装置包括阻抗匹配网络 (IMN)，所述 IMN 能够将包括所述等离子气体放电体、所述电极、和生物组织 (DET - 放电体 - 电极 - 组织) 的装置总阻抗从名义值变换到校正值。

34. 根据权利要求 30 所述的装置，其特征在于，所述电极控制装置包括能够循环积聚和释放所需量的能量的 RF 谐振器。

35. 根据权利要求 30 所述的装置，其特征在于，所述电极控制装置包括：

(a) 能够产生足以激发并维持所述等离子气体放电体的输出 RF 功率

的 RF 功率发生器（放大器）；

（b）脉冲宽度调制（PWM）控制器，所述 PWM 控制器能够使所述 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送所述输出 RF 功率；

（c）能够对定向行波移相的移相器，所述移相器能够通过相位跃变对所述输出功率的定向行波移相，从而有利于所述等离子气体放电体的激发阶段、和工作阶段；

（d）阻抗匹配网络（IMN），所述 IMN 能够将所述激发阶段和所述工作阶段的包括所述等离子气体放电体、所述电极、和生物组织（DET - 放电体 - 电极 - 组织）的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与所述 RF 功率发生器和所述移相器的特性阻抗相匹配，从而，所述输出行波可维持所述等离子气体放电体而没有转换成驻波；以及

（e）连接到所述电极的 RF 谐振器，所述 RF 谐振器能够循环地积聚和释放所述工作阶段所需量的能量，所述 RF 谐振器还能够集中所述激发阶段所需量的能量。

36. 根据权利要求 14 所述的装置，其特征在于，所述介电屏障被作为所述电极上的介电涂层提供。

37. 根据权利要求 14 所述的装置，其特征在于，所述电极主要由铝制成，且所述介电屏障被作为氧化铝涂层提供。

38. 一种利用由气流形成的成形等离子分布处理生物组织的装置，包括：

- (a) 用于激发气流以产生等离子气体放电体的电极；以及
- (b) 用于为所述电极提供支撑的外壳，其中，所述电极相对于所述外壳设置成使所述电极基本上未被所述外壳电屏蔽，且所述电极定位成与生物组织的表面电磁地相互作用，从而至少部分地成形等离子分布。

39. 根据权利要求 38 所述的装置，其特征在于，所述装置构造成所述等离子气体放电体基本上处于所述外壳的外部。

40. 根据权利要求 38 所述的装置，其特征在于，所述电极经由电极保持器加装在所述外壳上，所述电极保持器用于使所述电极相对于所述外壳定位、以及将所述气流的气体输送到所述电极。

41. 根据权利要求 38 所述的装置，其特征在于，所述电极的至少一部分露出所述外壳，从而使得可直接接触生物组织的所述表面。

42. 根据权利要求 38 所述的装置，其特征在于，所述电极相对于所述外壳的布置是可以调节的，从而可作为控制生物组织的处理区域的装置沿生物组织的表面运动。

43. 一种用于处理生物组织的装置，包括：

(a) 能够产生足以激发并维持等离子气体放电体的输出 RF 功率的 RF 功率发生器（放大器）；

(b) 脉冲宽度调制（PWM）控制器，所述 PWM 控制器能够使所述 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送所述输出 RF 功率；

(c) 能够对定向行波移相的移相器，所述移相器能够通过相位跃变对所述输出功率的定向行波移相，从而有利于所述等离子气体放电体的激发阶段和工作阶段；

(d) 阻抗匹配网络（IMN），所述 IMN 能够将所述激发阶段和所述工作阶段的包括所述等离子气体放电体、所述电极、和生物组织（DET - 放电体 - 电极 - 组织）的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与所述 RF 功率发生器和所述移相器的特性阻抗相匹配，从而所述输出行波可维持所述等离子气体放电体而没有转换成驻波；以及

(e) 连接到所述电极的 RF 谐振器，所述 RF 谐振器能够循环地积聚和释放所述工作阶段所需量的能量，所述 RF 谐振器还能够集中所述激发阶段所需量的能量。

44. 根据权利要求 43 所述的装置，其特征在于，被耦合功率从所述 RF 功率发生器输送。

45. 根据权利要求 43 所述的装置，其特征在于，输送到所述等离子气体放电体的所述输出 RF 功率被以连续或脉冲模式被耦合。

46. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 所述移相器包括可调 U 形同轴线类型。

47. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 所述移相器至少部分地由同轴电缆构成。

48. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 由所述移相器所提供的相移是可变的。

49. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 所述 IMN 包括固定结构, 所述固定结构的特征是具有从包括 L 形、T 形和 π 形结构的组中选择的形状。

50. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 所述 IMN 包括宽带阻抗变换器。

51. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 所述 IMN 是可变的。

52. 根据权利要求 43 所述的装置, 其特征在于, 所述装置还包括:

(f) 馈电电缆, 所述馈电电缆将所述电极和所述 RF 谐振器与所述 IMN 连接起来。

53. 根据权利要求 52 所述的装置，其特征在于，所述馈电电缆具有由 $n*\lambda/2$ 长度限定的谐振长度，其中， λ 是在所述馈电电缆材料中的所述输出 RF 功率的波长， n 是整数。

54. 一种利用由气流形成的成形等离子分布处理生物组织的装置，包括：

(a) 用于气体输送、并用于激发气流以产生等离子气体放电体的喷嘴电极；以及

(b) 用于为所述喷嘴电极提供支撑的外壳，其中，所述喷嘴电极相对于所述外壳设置成使所述喷嘴电极基本上未被所述外壳电屏蔽，且所述喷嘴电极定位成与生物组织的表面电磁地相互作用，从而至少部分地成形等离子分布。

55. 一种用于处理生物组织的方法，所述方法包括以下步骤：

(a) 向电极供应气流；

(b) 在使生物组织的表面与电极彼此靠近而使所述电极和所述生物组织基本上未被彼此电屏蔽时，激发所述气流以形成等离子气体放电体；以及

(c) 使生物组织的所述表面经受所述等离子气体放电体，从而处理生物组织。

56. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是通过消融生物组织而被处理的。

57. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是通过切割生物组织而被处理的。

58. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是通过透皮输送离子到生物组织而被处理的。

59. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是通过加热生物组织而被处理的。

60. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是通过生物光刺激生物组织而被处理的。

61. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是通过使所述等离子气体放电体与生物组织化学反应而被处理的。

62. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是电接地的, 从而与所述等离子气体放电体相互作用。

63. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 生物组织是电浮动

的，从而与所述等离子气体放电体相互作用。

64. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，所述等离子气体放电体是在大气压力或高于大气压力下工作。

65. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括以下步骤：

(d) 通过 RF 功率发生器（放大器）产生足以激发并维持所述等离子气体放电体的输出 RF 功率；

(e) 通过脉冲宽度调制（PWM）控制器使所述 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送所述输出 RF 功率；

(f) 通过移相器借助相位跃变对所述输出功率的定向行波移相，从而有利于所述等离子气体放电体的激发阶段和工作阶段；

(g) 通过阻抗匹配网络（IMN）将所述激发阶段和所述工作阶段的包括所述等离子气体放电体、所述电极、和生物组织（DET - 放电体 - 电极 - 组织）的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与所述 RF 功率发生器和所述移相器的特性阻抗相匹配，从而所述输出行波可维持所述等离子气体放电体而没有转换成驻波；以及

(h) 通过连接到所述电极的 RF 谐振器，循环地积聚和释放所述工作阶段所需量的能量，所述 RF 谐振器还能够集中所述激发阶段所需量的能量。

66. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自借助于电极保持器加装在所述装置上的电极的所述气流，所述电极保持器还用于将气体输送到所述电极。

67. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自被直接接触生物组织的所述表面设置的电极的所述气流。

68. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自作为改变生物组织的处理位置的装置而可在生物组织的所述表面上移动的电极的所述气流。

69. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，所述方法还包括以下步骤：

(d) 将介电屏障定位在所述电极与生物组织的所述表面之间，所述介电屏障阻止传导电流的传输。

70. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自暴露在大气中、且尺寸和外形使得产生具有火炬型分布的所述等离子气体放电体的电极的所述气流。

71. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极

的所述气流的所述步骤包括：激发来自具有介电圆柱形空腔附件、且尺寸和外形使得产生占据所述介电圆柱形空腔附件的整个空腔的所述等离子气体放电体的电极的所述气流。

72. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自尺寸和外形使得产生电流密度非常低且放电体横截面大的所述等离子气体放电体的电极的所述气流。

73. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自尺寸和外形使得产生具有窄的火焰舌（等离子管）分布的所述等离子气体放电体的电极的所述气流。

74. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自尺寸和外形使得以生物组织的所述表面是非等电位表面的方式与生物组织的所述表面相互作用的电极的所述气流，从而可同时加热生物组织并维持所述等离子气体放电体。

75. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括：激发来自具有碗状外形而使得以生物组织的所述表面是非等电位表面的方式与生物组织直接接触的电极的所述气流，从而可使所述等离子气体放电体填充所述喷嘴电极的内部空间。

76. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括: 激发来自具有介电圆柱形空腔附件、并具有以生物组织的所述表面是非等电位表面的方式与生物组织部分地直接接触的球状外形的电极的所述气流, 从而可使所述等离子气体放电体具有环型分布。

77. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 激发来自所述电极的所述气流的所述步骤包括: 激发来自具有介电圆柱形导管附件的电极的所述气流, 所述介电圆柱形导管附件伸入所述电极内部直接接触生物组织, 所述电极在所述介电圆柱形导管附件内部激发产生等离子气体放电体, 所述等离子气体放电体通过所述气流输送到生物组织。

78. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 所述方法还包括以下步骤:

(d) 使用从包括激光束、超声波换能器、UV 光源、闪光灯的组中选择的至少一个附加元件附加性地处理生物组织。

79. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 提供气流的所述步骤包括提供流动特性适合于使所述气体的温度急剧下降(绝热膨胀)的气流。

80. 根据权利要求 55 所述的方法, 其特征在于, 提供气流的所述步

骤包括提供流动特性适合于产生层流气流特性的气流。

81. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，提供气流的所述步骤包括提供流动特性适合于产生湍流气流特性的气流。

82. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，提供气流的所述步骤包括提供流动特性有利于透皮离子输送的气流。

83. 根据权利要求 55 所述的方法，其特征在于，所述步骤(a)到(c)是按所列出的顺序执行的。

84. 一种用于处理生物组织的方法，所述方法包括以下步骤：

- (a) 向电极供应气流；
- (b) 使得从所述电极到生物组织的表面形成电流通路，以便同时激发所述气流以形成等离子气体放电体；以及
- (c) 使生物组织的所述表面经受所述等离子气体放电体，从而处理生物组织。

85. 一种利用等离子气体放电体处理生物组织的方法，所述方法包括以下步骤：

- (a) 通过 RF 功率发生器（放大器）产生足以激发并维持所述等离子气体放电体的输出 RF 功率；

(b) 通过脉冲宽度调制 (PWM) 控制器使所述 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送所述输出 RF 功率；

(c) 通过移相器借助相位跃变对所述输出功率的定向行波移相，从而有利于所述等离子气体放电体的激发阶段、和工作阶段；

(d) 通过阻抗匹配网络 (IMN) 将所述激发阶段和所述工作阶段的包括所述等离子气体放电体、所述电极、和生物组织 (DET - 放电体 - 电极 - 组织) 的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与所述 RF 功率发生器和所述移相器的特性阻抗相匹配，从而所述输出行波可维持所述等离子气体放电体而没有转换成驻波；以及

(e) 通过连接到所述电极的 RF 谐振器，循环地积聚和释放所述工作阶段所需量的能量，所述 RF 谐振器还能够集中所述激发阶段所需量的能量。

86. 一种利用成形等离子分布处理生物组织的方法，所述方法包括以下步骤：

(a) 提供气流；

(b) 激发所述气流的气体以产生等离子气体放电体；

(c) 使生物组织的表面经受所述等离子气体放电体；以及

(d) 利用生物组织的所述经受表面与穿过电磁相互作用间隙的所述等离子气体放电体之间的电磁相互作用，并形成所述等离子气体放电体的分布，从而处理生物组织。

87. 一种作为处理生物组织的措施而用于将等离子流的透皮离子输送到生物组织的方法，所述方法包括以下步骤：

- (a) 使生物组织的表面经受等离子气体放电体的等离子流；以及
- (b) 将等离子流透皮输送到位于所述表面之下的生物组织。

88. 根据权利要求 87 所述的方法，其特征在于，透皮输送等离子流的所述步骤还包括透皮输送从包括原子离子、分子离子、原子基团、分子基团、激发态离子、激发态基团、高能离子、高能基团、冷却离子、冷却基团、高能电子、以及供给气体的任何成分的组中选择的至少一种等离子流。

利用等离子气体放电体处理生物组织的系统和方法

技术领域

示例性系统涉及一种用于在大气压力下通过 RF 等离子气体放电体 (RF plasma gas-discharge) 处理生物组织尤其是皮肤层的改进的系统和方法, 其中, 气体喷嘴电极用作 RF 能量耦合天线, 该 RF 能量耦合天线与作为第二虚拟电极的相邻的生物组织协同工作。对气体放电或等离子的控制被以多种方式受影响, 包括: 气体喷嘴电极结构、气体性质和气体流动参数。该系统和方法使得较宽范围的皮肤处理、表面修复、和新技术得以应用, 且可得到优化以满足处理要求。特别是, 可实现使热损伤最小的皮肤层低温消融的条件、皮肤层的受控和局部加热、以及透皮离子输送。

背景技术

皮肤处理例如皮肤表面修复或新生包括根据处理要求去除和/或修复外部和近表面的皮肤层。皮肤处理可以应用于这些需求, 例如除皱、毛孔紧缩、皮肤光滑、肌肉上提、胶原刺激、斑痕 (如, 纹身、伤疤、损伤、斑点和色素沉着) 去除、以及毛发去除和生长抑制。先前提出的皮肤处理方法主要是局部处理, 这些处理方法实际上是诸如乳膏或软膏的化学方法、机械方法 (即磨料) 或它们的组合。这些技术在长期减轻皮

肤处理问题以及防止问题复发方面未被证明有临床功效。另外，化学和机械“去皮”对问题皮肤区和/或周围组织有损伤作用。

另外，有人提出了一些利用激光、RF 等离子和 LED 光能与皮肤层相互作用实现皮肤处理的新方法。每种方法在应用方面都有优点和缺点。

先前可用的其它可选方法存在缺点，这些缺点可以被示例性系统所克服。与这些类型的技术相关联的一些问题包括：受限的工作条件、过度的皮肤加热和/或烧灼、斑点去除不完全、愈合期长、皮疹以及其它皮肤刺激和/或并发症。

授权给 ArthoCare 公司的美国专利 No. 6105581 公开了现有技术系统的一个例子。该专利教导使用与皮肤和电手术探针接触的导电溶液例如盐溶液。将 RF 能量脉冲作用于探针，在溶液中产生等离子，使皮肤表面上以及表层内的细胞消融。溶液带走等离子热量，使其保持低温，从而减轻与激光表面修复有关的过度的皮肤加热问题。该技术在本领域内有时也称为 Coblation® 技术。然而，该专利的教导存在固有缺点，即由于等离子“热点”在作用溶液的不同区域产生而造成对皮肤处理区的控制不足、以及由于需要探针接触皮肤处理区而造成应用受限。

授权给 Mattioli 工程有限公司的美国专利 No. 6518538 公开了现有技术系统的另一个例子。该专利教导使用 RF 等离子气体放电体加热和选择性破坏皮肤层。要被处理的皮肤层密封在探针上，并在探针内产生真空。RF 能量耦合电极和氦气被导入探针中，由此产生等离子。但是，该专利的教导具有固有缺点：在真空条件下工作受限，以及在没有额外的负面作用的情况下适合于探针定位并得到适合的真空压力的皮肤处理区受到

限制。

授权给 Gyrus 医疗有限公司的美国专利 No. 6629974 和 6723091 公开了现有技术系统的又一个例子。该系统使用氮气的 RF 等离子气体放电体以 6mm 斑点将其能量输送到处理区。它相对基于激光的系统的一个主要优点是，其不依靠中间发色团将 RF 能量转换成热量。因此，热量消散得到控制且均匀。此外，等离子火焰多次经过处理区并不像基于激光的系统一样会另外产生热损伤。然而，该系统具有固有缺点：仅使用小的有效等离子区处理皮肤的操作受限。这部分上是因为等离子是在装置的外壳内部激发的事实。这样，就排除了电极与皮肤表面之间有助于成形等离子分布的任何有用的电磁相互作用。

因此，广泛认识到需要一种利用 RF 等离子气体放电体加热生物组织的改进系统和方法，避免上述限制，并且这将具有很好的优势。

发明内容

上述要求通过示例性系统的几个方面满足。

下面将首次公开一种用于处理生物组织的装置。现公开的装置包括用于激发气流以形成等离子气体放电体的电极，其中，电极被构造在装置内，使得在电极遇到生物组织的表面时形成从电极到生物组织的表面的电流通路，从而激发气流并形成等离子气体放电体。

根据一些实施例，电极是喷嘴电极，该喷嘴电极包括适于接收气流的喷嘴部分。

根据一些实施例，所述喷嘴电极适于激发气流而使等离子气体放电体

被至少部分地形成在喷嘴部分的外部。

根据一些实施例，装置在大气压力下或高于大气压力下工作。

根据一些实施例，由装置产生的等离子气体放电体通过消融生物组织而有效地处理生物组织。

根据一些实施例，由装置产生的等离子气体放电体通过切割生物组织而有效地处理生物组织。

根据一些实施例，由装置产生的等离子气体放电体通过向生物组织的透皮离子输送而有效地处理生物组织。

根据一些实施例，由装置产生的等离子气体放电体通过加热生物组织而有效地处理生物组织。

根据一些实施例，由装置产生的等离子气体放电体通过生物光刺激生物组织而有效地处理生物组织。

根据一些实施例，由装置产生的等离子气体放电体通过使等离子气体放电体与生物组织发生化学反应而有效地处理生物组织。

根据一些实施例，气流是扩散气流。

根据一些实施例，装置还包括用于产生气流的气源，所述气源提供从包括氦气、氩气、氖气、氙气、氦气、分子氧 (O_2)、分子氮 (N_2)、氮的氧化物、碳的氧化物、水蒸汽、挥发性有机气体、以及挥发性无机气体的组中选择的至少一种气体。

根据一些实施例，电极由从包括铝、银、金、铜及它们的合金的组中选择的至少一种金属制成。

根据一些实施例，装置还包括与电极的表面相关的介电屏障，该介电

屏障用于降低电极表面的导电性，从而阻止传导电流传输到生物组织的表面。

根据一些实施例，电极的尺寸使得等离子气体放电体形成火炬型分布。

根据一些实施例，电极具有介电圆柱形空腔附件、且尺寸使得形成等离子气体放电体，使得等离子气体放电体基本上占据介电圆柱形空腔附件的整个空腔。

根据一些实施例，电极的尺寸使得形成具有非常低的电流密度、和大的放电体横截面的等离子气体放电体。

根据一些实施例，电极的尺寸使得等离子气体放电体形成窄的火焰舌（等离子管）分布。

根据一些实施例，电极的尺寸、和位置使得以生物组织的表面是非等电位表面的方式与生物组织的表面相互作用，从而，可同时加热生物组织和维持等离子气体放电体。

根据一些实施例，电极的尺寸使得其具有碗状外形、且它的位置使得以生物组织的表面是非等电位表面的方式直接接触生物组织，从而使等离子气体放电体基本上填满所述电极的内部空间。

根据一些实施例，电极具有介电圆柱形空腔附件、且尺寸使得其具有球状外形，用于以生物组织的表面是非等电位表面的方式直接接触生物组织，从而使等离子气体放电体具有环型分布。

根据一些实施例，电极具有伸入其内部直接接触生物组织的介电圆柱形导管附件，从而，在介电圆柱形导管附件内部激发等离子气体放电体，

所述等离子气体放电体通过气流输送到生物组织。

根据一些实施例，装置还包括从包括激光束、超声波换能器、UV 光源、和闪光灯的组中选择的至少一个附加元件，从而附加性地处理生物组织。

根据一些实施例，电极用作用于等离子气体放电体的天线，并影响用于等离子气体放电体的气流的参数。

根据一些实施例，装置还包括用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于使气体的温度急剧下降（绝热膨胀）。

根据一些实施例，装置还包括用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于产生层流气流。

根据一些实施例，装置还包括用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于产生湍流气流。

根据一些实施例，装置还包括用于气体输送的喷嘴，所述喷嘴适合于产生有效用于透皮离子输送的气流。

根据一些实施例，等离子气体放电体通过 RF 功率发生器（放大器）产生，所述 RF 功率发生器能够产生足以激发并维持等离子气体放电体的输出 RF 功率。

根据一些实施例，装置还包括用于调节电极的功率特性的电极控制装置。

根据一些实施例，电极控制装置包括用于为电极提供 RF 功率的 RF 功率源。

根据一些实施例，电极控制装置包括能够对定向行波移相的移相器。

根据一些实施例，电极控制装置包括阻抗匹配网络（IMN），IMN 能够将包括等离子气体放电体、所述电极、和生物组织（DET - 放电体 - 电极 - 组织）的装置总阻抗从名义值变换到校正值。

根据一些实施例，电极控制装置包括能够循环积聚和释放所需量的能量的 RF 谐振器。

根据一些实施例，电极控制装置包括：(a) 能够产生足以激发并维持等离子气体放电体的输出 RF 功率的 RF 功率发生器（放大器）；(b) 脉冲宽度调制（PWM）控制器，PWM 控制器能够使所述 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送输出 RF 功率；(c) 能够对定向行波移相的移相器，该移相器能够通过相位跃变对输出功率的定向行波移相，从而有利于等离子气体放电体的激发阶段、和工作阶段；(d) 阻抗匹配网络（IMN），IMN 能够将激发阶段和工作阶段的包括等离子气体放电体、电极、和生物组织（DET - 放电体 - 电极 - 组织）的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与 RF 功率发生器和移相器的特性阻抗相匹配，从而输出行波可维持等离子气体放电体而没有转换成驻波；以及(e) 连接到电极的 RF 谐振器，RF 谐振器能够循环地积聚和释放工作阶段所需量的能量，且 RF 谐振器还能够集中激发阶段所需量的能量。

根据一些实施例，介电屏障被作为电极上的介电涂层提供。

根据一些实施例，电极主要由铝制成，且介电屏障被作为氧化铝涂层提供。

下面将首次公开一种利用由气流形成的成形等离子分布处理生物组织的装置。现公开的装置包括：(a) 用于激发气流产生等离子气体放电

体的电极；以及(b) 用于为所述电极提供支撑的外壳，其中，所述电极相对于所述外壳设置成使所述电极基本上未被所述外壳电屏蔽，且所述电极定位成与生物组织的表面产生电磁相互作用，从而至少部分地成形等离子分布。

根据一些实施例，装置构造成使等离子气体放电体基本上处于外壳的外部。

根据一些实施例，电极经由电极保持器加装在外壳上，电极保持器用于使电极相对于外壳定位、以及将气流的气体输送到电极。

根据一些实施例，电极的至少一部分露出外壳，从而使得可直接接触生物组织的表面。

根据一些实施例，电极相对于外壳的布置是可以调节的，从而可作为控制生物组织的处理区域的装置沿生物组织的表面移动。

下面首次公开一种用于处理生物组织的装置。现公开的装置包括：(a) 能够产生足以激发并维持等离子气体放电体的输出 RF 功率的 RF 功率发生器（放大器）；(b) 脉冲宽度调制（PWM）控制器，PWM 控制器能够使 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送输出 RF 功率；(c) 能够对定向行波移相的移相器，移相器能够通过相位跃变对输出功率的定向行波移相，从而有利于等离子气体放电体的激发阶段和工作阶段；(d) 阻抗匹配网络（IMN），IMN 能够将激发阶段和工作阶段的包括等离子气体放电体、电极、和生物组织（DET - 放电体 - 电极 - 组织）的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与 RF 功率发生器和移相器的特性阻抗相匹配，从而输出行波可维持等离子气体放电体而没有

转换成驻波；以及(e) 连接到电极的 RF 谐振器，RF 谐振器能够循环地积聚和释放工作阶段所需量的能量，且 RF 谐振器还能够集中激发阶段所需量的能量。

根据一些实施例，被耦合功率从 RF 功率发生器输送。

根据一些实施例，输送到等离子气体放电体的输出 RF 功率被以连续或脉冲模式被耦合。

根据一些实施例，移相器包括可调 U 形同轴线（trombone）类型。

根据一些实施例，移相器至少部分地由同轴电缆构成。

根据一些实施例，由移相器所提供的相移是可变的。

根据一些实施例，IMN 包括固定结构，所述固定结构的特征是具有从包括 L 形、T 形和 π 形结构的组中选择的形状。

根据一些实施例，IMN 包括宽带阻抗变换器。

根据一些实施例，IMN 是可变的。

根据一些实施例，装置还包括：(f) 馈电电缆，所述馈电电缆将电极和 RF 谐振器与 IMN 连接起来。

根据一些实施例，馈电电缆具有由 $n*\lambda/2$ 长度限定的谐振长度，其中， λ 是在馈电电缆材料中的输出 RF 功率的波长， n 是整数。

下面首次公开一种利用由气流形成的成形等离子分布处理生物组织的装置。现公开的装置包括：(a) 用于气体输送并用于激发气流产生等离子气体放电体的喷嘴电极；以及(b) 用于为所述喷嘴电极提供支撑的外壳，其中，所述喷嘴电极相对于所述外壳设置成使所述喷嘴电极基本上未被所述外壳电屏蔽，且所述喷嘴电极定位成与生物组织的表面产生

电磁相互作用，从而至少部分地成形等离子分布。

下面首次公开一种用于处理生物组织的方法。现公开的方法包括：(a) 向电极供应气流；(b) 在使生物组织的表面与电极彼此靠近而使电极和生物组织基本上未被彼此电屏蔽时，激发气流以形成等离子气体放电体；以及(c) 使生物组织的表面经受等离子气体放电体，从而处理生物组织。

根据一些实施例，生物组织是通过消融生物组织而被处理的。

根据一些实施例，生物组织是通过切割生物组织而被处理的。

根据一些实施例，生物组织是通过透皮输送离子到生物组织而被处理的。

根据一些实施例，生物组织是通过加热生物组织而被处理的。

根据一些实施例，生物组织是通过生物光刺激生物组织而被处理的。

根据一些实施例，生物组织是通过使等离子气体放电体与生物组织而化学反应而被处理的。

根据一些实施例，生物组织是电接地的，从而与等离子气体放电体相互作用。

根据一些实施例，生物组织是电浮动的，从而与等离子气体放电体相互作用。

根据一些实施例，等离子气体放电体在大气压力或高于大气压力下工作。

根据一些实施例，所述方法还包括：(d) 通过 RF 功率发生器（放大器）产生足以激发并维持等离子气体放电体的输出 RF 功率；(e) 通过脉冲宽度调制（PWM）控制器使 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、

和所需频率的脉冲输送输出 RF 功率；(f) 通过移相器借助相位跃变对输出功率的定向行波移相，从而有利于等离子气体放电体的激发阶段和工作阶段；(g) 通过阻抗匹配网络 (IMN) 将激发阶段和工作阶段的包括等离子气体放电体、电极、和生物组织 (DET - 放电体 - 电极 - 组织) 的装置总阻抗从名义值变换到校正值，所述校正值与 RF 功率发生器和移相器的特性阻抗相匹配，从而输出行波可维持等离子气体放电体而没有转换成驻波；以及 (h) 通过连接到电极的 RF 谐振器循环地积聚和释放工作阶段所需量的能量，且谐振器还能够集中激发阶段所需量的能量。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自借助于电极保持器加装在装置上的电极的气流，所述电极保持器还用于将气体输送到电极。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自被直接接触生物组织的表面设置的电极的气流。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自作为改变生物组织的处理位置的装置而可在生物组织的表面上移动的电极的气流。

根据一些实施例，所述方法还包括：(d) 将介电屏障定位在电极与生物组织的表面之间，所述介电屏障阻止传导电流的传输。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自暴露在大气中、且尺寸和外形使得产生具有火炬型分布的等离子气体放电体的电极的气流。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自具有介电

圆柱形空腔附件、且尺寸和外形使得产生占据介电圆柱形空腔附件的整个空腔的等离子气体放电体的电极的气流。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自尺寸和外形使得产生电流密度非常低且放电体横截面大的等离子气体放电体的电极的气流。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自尺寸和外形使得产生具有窄的火焰舌（等离子管）分布的等离子气体放电体的电极的气流。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自尺寸和外形使得以生物组织的表面是非等电位表面的方式与生物组织的表面相互作用的电极的气流，从而可同时加热生物组织并维持等离子气体放电体。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自具有碗状外形，使得以生物组织的表面是非等电位表面的方式与生物组织直接接触的电极的气流，从而可使等离子气体放电体填充喷嘴电极的内部空间。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自具有介电圆柱形空腔附件、并具有以生物组织的表面是非等电位表面的方式与生物组织部分地直接接触的球状外形的电极的气流，从而可使等离子气体放电体具有环型分布。

根据一些实施例，激发来自电极的气流的步骤包括激发来自具有介电圆柱形导管附件的电极的气流，所述介电圆柱形导管附件伸入电极内部直接接触生物组织，所述电极在介电圆柱形导管附件内部激发产生等离子气体放电体，且所述等离子气体放电体通过气流输送到生物组织。

根据一些实施例，所述方法还包括：(d) 使用从包括激光束、超声波换能器、UV 光源、闪光灯的组中选择的至少一个附加元件附加性地处理生物组织。

根据一些实施例，提供气流的步骤包括提供流动特性适合于使气体的温度急剧下降（绝热膨胀）的气流。

根据一些实施例，提供气流的步骤包括提供流动特性适合于产生层流气流特性的气流。

根据一些实施例，提供气流的步骤包括提供流动特性适合于产生湍流气流特性的气流。

根据一些实施例，提供气流的步骤包括提供流动特性有利于透皮离子输送的气流。

根据一些实施例，步骤(a)到(c)是按所列出的顺序执行的。

下面首次公开一种用于处理生物组织的方法。现公开的方法包括：(a) 向电极供应气流；(b) 使得从电极到生物组织的表面形成电流通路，以便同时激发所述气流以形成等离子气体放电体；以及(c) 使生物组织的表面经受等离子气体放电体，从而处理生物组织。

下面首次公开一种利用等离子气体放电体处理生物组织的方法。现公开的方法包括：(a) 通过 RF 功率发生器（放大器）产生足以激发并维持等离子气体放电体的输出 RF 功率；(b) 通过脉冲宽度调制（PWM）控制器使 RF 功率发生器以预定的持续时间、幅度、和所需频率的脉冲输送输出 RF 功率；(c) 通过移相器借助相位跃变对输出功率的定向行波移相，从而有利于等离子气体放电体的激发阶段、和工作阶段；(d) 通过阻抗

匹配网络 (IMN) 将激发阶段和工作阶段的包括等离子气体放电体、电极、和生物组织 (DET - 放电体 - 电极 - 组织) 的装置总阻抗从名义值变换到校正值, 所述校正值与 RF 功率发生器和移相器的特性阻抗相匹配, 从而输出行波可维持等离子气体放电体而没有转换成驻波; 以及 (e) 通过连接到电极的 RF 谐振器循环地积聚和释放工作阶段所需量的能量, 且 RF 谐振器还能够集中激发阶段所需量的能量。

下面首次公开一种利用成形等离子分布处理生物组织的方法。现公开的方法包括: (a) 提供气流; (b) 激发气流的气体产生等离子气体放电体; (c) 使生物组织的表面经受等离子气体放电体; 以及 (d) 利用生物组织的经受表面与穿过电磁相互作用间隙的等离子气体放电体之间的电磁相互作用, 并形成等离子气体放电体的分布, 从而处理生物组织。

下面首次公开一种作为处理生物组织的措施而用于将等离子流的透皮离子输送到生物组织的方法。现公开的方法包括: (a) 使生物组织的表面经受等离子气体放电体的等离子流; 以及 (b) 将等离子流透皮输送到位于所述表面之下的生物组织。

根据一些实施例, 透皮输送等离子流的步骤还包括透皮输送从包括原子离子、分子离子、原子基团、分子基团、激发态离子、激发态基团、高能离子、高能基团、冷却离子、冷却基团、高能电子、以及供给气体的任何成分的组中选择的至少一种等离子流。

通过下面的详细描述和示例, 这些和其它实施例将会显而易见。

附图说明

这里仅仅作为示例并参考附图描述了本发明。在下面具体详细地参考附图时，强调的是，图示的具体结构仅仅是作为示例，并且仅仅是为了说明性地讨论示例性系统的优选实施例，而且给出它们的原因是为了提供被认为是最有用的且易于理解对本发明的原理和概念性的方面的描述。在这点上，不试图更加详细地示出本发明的结构细节，而是为了从根本上理解本发明。结合附图所作的描述使得本领域一般技术人员可显而易见地得到本发明的几种方式是如何在实际中实施的。

附图包括：

图 1A 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图，示出了 RF 等离子气体放电装置的各个元件及它们的互连关系；

图 1B 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图，示出了喷嘴电极与装置外壳的结构关系；

图 1C 是根据现有技术 Gyrus 的装置的简化示意图，示出了电极与装置外壳的结构关系；

图 2 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图，示出了产生层流气流特性的常规喷嘴电极结构、及其相应的火炬型等离子分布；

图 3 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图，示出了具有产生基本上填充了空腔整个空间的等离子的介电圆柱形空腔附件的常规喷嘴电极、及其相应的等离子分布；

图 4 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图，示出了由于湍流气流特性产生低的电流密度和大的放电体横截面的喷嘴电极结构、及其相应的等离子分布；

图 5 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图,示出了产生非常高的电流密度和非常小的放电体横截面的喷嘴电极结构、及其相应的具有窄的火焰舌尖端的等离子分布;

图 6 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图,示出了碗状喷嘴电极结构、及其相应的等离子分布,该碗状喷嘴电极结构由于生物组织是非等电位表面而能够同时实现 RF 加热和等离子操作、并产生基本上填充总的内部空间的等离子;

图 7 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图,示出了具有介电圆柱形空腔附件的球状喷嘴电极结构、及其相应的环型等离子分布,该球状喷嘴电极结构由于生物组织是非等电位表面而能够同时实现 RF 加热和等离子操作、并产生基本上填充了总的内部空间的等离子;

图 8 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图,示出了常规喷嘴电极结构、及其相应的等离子分布,该常规喷嘴电极结构具有伸入喷嘴电极内部的介电圆柱形导管附件、且产生在导管中激发并通过气流输送到组织的等离子气体放电体;以及

图 9 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图,示出了电极控制装置的各个元件及它们的互连关系。

具体实施方式

示例性系统的实施例提供了一种利用成形等离子分布处理生物组织的装置和方法。

参考附图及附带的描述,可以更好地理解根据示例性系统的一些实施

例的利用成形等离子分布处理生物组织的装置的原理和操作。

在详细解释本发明的至少一个实施例之前，应当理解，本发明在其应用时并不限于下面描述中所给出的或者附图中所示出的结构细节和元件配置。本发明能够采用其它实施例，或者以不同的方式实现或实施。另外，应当理解，在此采用的短语和术语是为了描述目的，而不应认为是限制性的。

图 1A 提供了根据示例性系统的示例性实施例的利用成形等离子分布处理生物组织的装置的图示。所述装置包括 RF 功率发生器（放大器）1，其能够产生被引向电极即可接触生物组织表面 7 的喷嘴电极 6 的输出 RF 功率 10。喷嘴电极 6 能够将所需量的能量传递给处于大气压力或高于大气压力下的气流 9。喷嘴电极 6 构造在装置内，以便于形成至生物组织表面的电流通路、和在喷嘴电极 6 遇到生物组织时激发气流 9 产生等离子放电体。

如在此所使用的，当电极或喷嘴电极被描述为构造在“装置内”以提供特殊功能时，这涉及到以下至少一个方面：(a) 电极的固有物理或几何特性；(b) 电极相对于其它装置部件（例如装置外壳）的几何结构；以及 (c) 电极与其它装置部件（例如，装置的一个或多个电气元件）的功能关系。需要指出的是，术语“装置内”并不意味着电极需要在物理结构关系上位于一个或多个装置部件例如装置外壳内。实际上，在一些实施例中，构造在装置内的电极安置在装置外壳的外部。

在此所述的示例性系统还包括脉冲宽度调制（PWM）控制器 2，其利用矩形脉冲将来自 RF 功率发生器 1 的输出 RF 功率 10 调节成具有预定持

续时间、幅度、和所需频率。例如，在 40.68MHz 的 RF 工作频率下，PWM 频率是 50Hz 至 20kHz，占空比为 2 至 100%。在通过提供进入等离子气体放电体 8 的所需水平的平均 RF 功率而获得大气等离子气体放电体 8 的情况下，该控制是重要的。这还能使得对于激发等离子气体放电体 8 至关重要的高幅度 RF 功率（瞬时功率脉冲）成为可能。此外，由于已知等离子气体放电体 8 的电压随着功率输入的增大而保持不变（或略微增大），因此，增大 RF 功率会由于在正常放电模式下增大等离子气体放电体体积或在异常放电模式下增大电流密度而增大等离子气体放电体电流。关于等离子气体放电体，本发明是指等离子、以及可选择的气体放电体。

PWM 控制器 2 提供频率明显低于基本 RF 功率（例如，40.68MHz 是基本正弦振荡和 10kHz 矩形调制）的调制 RF 功率。PWM 控制器 2 在本发明系统中是一个重要元件，这是因为它提供了具有所需水平的平均 RF 功率的高水平 RF 电压作用于气体放电体体积。高的 RF 电压（或 RF 功率幅度）对于维持等离子气体放电体 8 以及应用简单固定的 IMN 都是必需的。在这种情况下，IMN 在时间上不依赖于 RF 功率、并以相同的 RF 功率幅度作用。RF 功率的平均大小在工作时可以是低的。

示例性系统还包括连接到 RF 功率发生器 1 的移相器（例如，可调 U 形同轴线类型移相器 4）。移相器 4 能够对输出 RF 功率 10 的定向行波移相，从而源自其的能量被主要集中于等离子气体放电体 8 中，这有利于等离子气体放电体 8 的激发阶段和工作阶段。

示例性系统还包括连接到移相器 4 和喷嘴电极 6 的阻抗匹配网络（IMN）3，其能够将包括等离子气体放电体 8、喷嘴电极 6 和生物组织 7

(DNT, 放电体 - 喷嘴 - 组织) 的装置总阻抗从名义值 (例如, 250 - 350 欧姆) 转变成校正值 (例如, 50 欧姆)。该校正值与 RF 功率发生器 1 和移相器 4 的特性阻抗相匹配, 从而, 输出行波可维持等离子气体放电体 8 而没有转换成驻波。

高的 RF 电压 (或 RF 功率幅度) 对于在固定模式下使用 IMN 3 是必需的。在这种情况下, IMN 3 与 RF 功率在时间上没有关系, 因此, 以相同的 RF 功率幅度响应。这样, 应该注意, 作用在等离子气体放电体体积中的 RF 功率的平均幅度可小于 RF 功率幅度。IMN 3 可以是各种类型的固定或可变 IMN (例如, L、T、 π 型或者更复杂的单元)。

示例性系统还包括连接到 IMN 3 和喷嘴电极 6 的 RF 谐振器 5, 其能够循环地积聚和释放工作阶段所需量的能量。RF 谐振器 5 还能够集中激发阶段所需量的能量。这对于使不同气体成分均能够应用于等离子气体放电体 8 来说是至关重要的。气体成分的变化将改变气体的电离电位。RF 谐振器 5 具有高的 Q 因数 (即, 大于 100)。RF 谐振器 5 优选是包括并联的电感器和电容器的并联类型的。RF 功率发生器 1、PMW 控制器 2、IMN 3、移相器 4、RF 谐振器 5 和喷嘴电极 6 之间的互连是用馈电传输电缆 22 提供的。下面将描述馈电传输电缆 22 的特性。

示例性系统还包括喷嘴电极 6, 其能够将输出 RF 功率 10 从 RF 功率发生器 1 输送 (受 PMW 控制器 2 的适当能量控制) 到气流 9 中, 以在输出 RF 功率 10 被移相器 4、IMN 3 和谐振器 5 处理之后激发和稳定用于处理生物组织 7 的等离子气体放电体 8。

通常地, 装置的操作使输出 RF 功率 10 产生 2 - 4% 的能量损失、以及

使输出 RF 功率 10 另外产生 2 - 4%的能量反射。这意味着，装置能将输出 RF 功率 10 的 90 - 95%的能量可靠输送到等离子气体放电体 8 中。利用先前可得到的其它装置既达不到输出 RF 功率 10 的能量密度，也达不到这种程度的效率。IMN 3 减小输出 RF 功率 10 从生物组织 7 的表面的反射，从而增大能量输送到等离子气体放电体 8 的效率。

在图 1B 中，示意性示出了装置在等离子气体放电体 8 的获得区域的横截面。图 1B 用于突出显示示例性系统相比于现有技术的一个固有优点。重要的部件细节是喷嘴电极 6、外壳 20 和、等离子气体放电体 8 的相对位置。喷嘴电极 6 使用电极保持器 11 被接合在外壳 20 上。应该清楚的是，外壳 20 本身自然不是电极。如图 1B 的示例性实施例所示，电极保持器 11 是一个具有双重用途的构件，其还作用于从气源（未图示）接收气流的气体入口，当然可以理解，这不是对示例性系统的限制，在一些实施例中，气体入口单独提供。此外，应当指出，虽然图 1B 所示的“气体入口”从装置外壳的外部位置接收气体，但这并不是对示例性系统的限制。

在图 1B 所示的结构中，喷嘴电极 6 基本上未被外壳 20 电屏蔽，从而，能够使喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面产生电磁相互作用。为了清楚起见，应当指出，喷嘴电极 6 的入口从电极保持器 11 接收气体，且等离子气体放电体 8 形成在喷嘴电极 6 的外部（即在其出口处）。

此外，装置没有接地电极使得等离子气体放电体 8 可被成形为适应各种类型的皮肤处理。如在此所使用的，等离子气体放电体的“成形”包括变化或改变分布形状、并保持该分布形状。

作为明显对比，图 1C 示意性地示出了现有技术 Gyrus 的原理，其中，清楚地示出了被完全定位在外壳 20 内的电极 6。该结构防止电极 6 与外壳 20 的任何外部表面产生电磁相互作用，外壳 20 电屏蔽该装置。这样，就将等离子气体放电体分布可实现的形状限制成仅仅一种形式，即火炬型尖端。这也限制了对参数例如电流密度和放电体横截面的控制。

相比，示例性系统的实施例通过使用可逆地展开到装置外壳的电极（例如，喷嘴电极）提供了可被以通用的“可配置的”方式成形的等离子分布。因此，人们可通过选择适合于目标所需的等离子气体分布的电极（例如，喷嘴电极）、并将所选择的电极接合在装置外壳上方便地选择所需的等离子气体分布。

在描述喷嘴电极的各种不同结构之前，将给出有关喷嘴电极的形状和尺寸如何影响等离子气体放电体的特性的总体描述。

等离子气体放电体可以按两种模式产生：扩散型和收缩型。这两种类型的等离子气体放电体均适于处理生物组织。扩散型等离子气体放电体未提供高的功率密度。这种模式的特征在于高电压和低电流。带电粒子的浓度低（例如，从 10^{-2} 到 10^{-3} ，即，离子与中性粒子的比例，或 0.1-1%）。放电体是高度均匀的（均质的）。该模式可以应用于生物组织的加热和生物光刺激。

收缩型等离子气体放电体是非均质的，且具有离子和电子浓度高的热区。等离子气体放电体的中性温度也高，而放电体体积低。该模式可以应用于生物组织消融、蒸发和切割。

喷嘴电极的形状和尺寸是重要的。当直接接触生物组织时，喷嘴电极

提供纯的等离子气体放电环境，其中，气体填充喷嘴电极的整个空间，降低环境空气进入处理区的相互作用。等离子分布取决于喷嘴电极的形状。对于扩散型等离子气体放电，该过程可以表征为异常 RF 辉光放电。这意味着，当 RF 功率增大时，等离子气体放电体的电流密度增大。该等离子气体放电过程（即，异常）比正常等离子气体放电过程更为强烈。

当喷嘴电极未接触生物组织时，气流主动与环境空气相混合。纯净气体的浓度随着生物组织离喷嘴电极的距离的增大而减小。在气流周边由于存在湍流使所述混合作用最为激烈。因此，等离子分布类似于等离子管，或舌型。在该正常的等离子气体放电过程中，等离子气体放电体体积随 RF 功率的增大而增大。在这种情况下，等离子气体放电体密度不高。

图 2 示意性示出了加装在电极保持器 11 上的常规喷嘴电极 6。气流 9 进入喷嘴电极，该喷嘴电极被赋予能量以产生在 3 - 5 倍的出口直径的距离处与生物组织 7 的表面相互作用的等离子气体放电体 8。在这种结构中，产生具有火炬型尖端的等离子分布。在这种情况下，气流 9 具有层流特性。等离子气体放电体在喷嘴电极 6 的出口与生物组织 7 的表面之间被激发。

图 3 与图 2 的不同之处在于，等离子气体放电体 8 未向周围大气敞开（而在图 2 中如此）。在这种结构中，介电圆柱形空腔附件 12 将等离子气体放电体 8 与周围大气隔离开来。而在图 2 中，等离子气体放电体 8 可以与空气相互作用形成火炬型尖端，图 3 的结构使等离子气体放电体 8 基本占据空腔的整个空间。

另一种结构示意性地示于图 4 中。喷嘴电极 6 的尺寸选择成使入口直

径远大于（即， $10 - 20\times$ ）出口直径 14。此外，其外径远大于（即， $3 - 6\times$ ）喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面之间的间隙。这使得气流 9 具有湍流特性。在该结构中气流 9 与喷嘴电极 6 的结合使得等离子气体放电体 8 占据喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面之间的整个空间。该结构的特征是，电流密度非常低（例如，峰值电流密度为 $100 - 700\text{mA}/\text{cm}^2$ ，平均值是 $10 - 200\text{mA}/\text{cm}^2$ ）、且放电体横截面积大（例如， $2 - 4\text{cm}^3$ ）。该结构最适合于处理不需要高的电流密度的大表面。

相反的情况（与图 4 相反）示意地示于图 5 中。喷嘴电极 6 非常小，压降高，且气流 9 大。喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面的相互作用面积非常小。因此，等离子气体放电体 8 被形成为窄的火焰舌（等离子管型）尖端。在这种情况下，电流密度极高（即，比先前结构高 $10 - 20$ 倍）。该结构最适合于消融和切割生物组织。在这种结构中，也可通过在气流 9 流出喷嘴电极 6 时的绝热膨胀得到等离子气体放电体 8 的超声喷射。这样，该结构使得能经由透皮离子输送处理生物组织 7 的表面。

为了清楚起见，关于生物组织的表面，本发明是指外表面、以及包括底层组织的近表面区例如真皮以及皮下层。

图 6 和 7 示意性地示出了将 RF 加热和等离子气体放电体处理组合的过程。在这两个结构中，生物组织 7 的表面是非等电位表面。因此，单个电极、喷嘴电极 6 能够同时加热生物组织 7 的表面、并保持等离子气体放电体 8。

图 6 示意性地示出了该结构的第一实施方式，其中，喷嘴电极 6 设计成碗状。该碗的外边缘直接接触生物组织 7 的表面，同时气流 9 供应到

碗的内部区域。等离子气体放电体 8 存在于该内部区域。

图 7 示意性地示出了所述结构的第二实施方式，其中，喷嘴电极 6 具有球形表面、且部分地直接接触生物组织 7 的表面。等离子气体放电体 8 是通过球状喷嘴电极 6 中的多个小的周边孔 16 产生的。介电圆柱形空腔附件 12 提供了可维持的环型等离子气体放电体 8。

示意性地示于图 8 中的结构包括在延伸到喷嘴电极 6 内部的介电圆柱形导管附件 12 内激发的等离子气体放电体 8。优选地，介电圆柱形导管附件 12 是由石英或玻璃制成的。介电圆柱形导管附件 12 的末端接触生物组织 7 的表面。等离子气体放电体 8 通过气流 9 输送到生物组织 7 的表面。喷嘴电极 6 激发等离子气体放电体 8。

示例性系统还体现为一种方法，其包括两个阶段：等离子气体放电体激发阶段和工作阶段。

激发阶段是有限时间的过渡阶段，其可以从几毫秒到几微秒（较高的工作气体静态压力缩短激发阶段的持续时间）。为了激发，需要在放电区达到一定的门槛电压（积分参数），或者在放电区的局部区域达到 RF 场强（微分参数）。放电击穿开始于该区域，并扩展到 RF 电位（场强）足以维持放电的区域。

有很多因素有利于激发阶段，例如：减小的气体压力（直到帕邢（Paschen）曲线的低点）、喷嘴电极 6 的形状、喷嘴电极 6 的尺寸、喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面之间的距离、气体或气体混合物的种类以及电位分布的均匀性。

为了在所需体积中产生等离子（电离气体），需要提供高于门槛场强

的电磁场强度。因此，等离子气体放电体的激发过程是气体介质的击穿过程。门槛场强取决于多种因素（例如，气体压力、气体成分、污染物的存在、电磁场 / 波参数、电极形状、和电极材料）。还应该理解和注意的是，存在某些不需要电极的放电类型（例如，光学放电，等等）。

等离子与等离子气体放电体 8 之间的差异是，等离子需要满足准中性的条件。这意味着，带正电粒子的数量应等于带负电粒子的数量。等离子气体放电体 8 实际上具有包括等离子区域、以及不包括等离子区域。

在激发阶段（在等离子气体放电稳定之前）的过程中，存在某些问题。显然，在该过程阶段，没有等离子气体放电体 8 的系统阻抗与具有等离子气体放电体 8 的系统阻抗明显不同。因此，用于激发阶段的 IMN 3 的最佳阻抗在激发之后（在工作阶段的过程中）可能不是最佳的。在激发阶段过程中的 IMN 3 主要任务是，将反射到 RF 功率发生器 1 的反射 RF 功率减小到最低、并在气体击穿区域提供必需的 RF 场强。在等离子气体放电体激发之前的反射功率很高（即，入射功率的 80 - 90%）。系统的有功损耗和阻抗取决于 RF 功率发生器 1 与 IMN 3 之间的电缆长度。

因此，激发阶段还取决于电磁波的相移（移相器 4 所提供的）、以及在喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面之间传播的电磁波幅度。通过调节移相器 4，可以在生物组织 7 的表面目标区域产生最小和最大的电磁波。当等离子气体放电体 8 被激发时，相移变得就不太重要，这是因为行波已经建立、且 RF 电压的所需幅度显著低于激发阶段过程中的幅度。

有多种控制激发阶段和工作阶段的方式。IMN 3 的不同结构可以用于

激发阶段和工作阶段。这可包括在固定 IMN 模式与可变 IMN 模式（使用可变电容器或电感器）之间进行切换。因此，为了使用同一 IMN 提供两种功能，需要特别构造的 IMN 用于 IMN 3。类似地，为了提供两种功能，必须适当地选择 IMN 3 和 RF 功率发生器 1 之间的馈电传输电缆 22。此外，对于移相器 4 也是如此。为了使用同一移相器实现从对激发阶段最佳的状态 1 到对工作阶段最佳的状态 2 的所需相位跃变，需要专门构造的移相器用于移相器 4。

为了使用等离子气体放电体 8 处理生物组织 7 的表面，有几种布置电极的可能性。在上述现有技术 Gyrus 的情况下，在两个电极之间的区域产生放电体（高频类型），然后输送到处理区。气流是在放电区产生的带电粒子的主要输送介质。该系统类似于等离子管设计。该系统包括自用的两个或更多个电极，这意味着其工作时不需要生物组织。原则上，放电的目标是不重要的。该目标可以是塑料、生物组织、金属表面或其它一些表面。

在示例性系统中，这种情况是相反的。生物组织 7 的表面用作第二（或虚拟）电极（例如，接地电极），喷嘴电极 6 的外表面用作“热”电极。当生物组织 7 的表面靠近喷嘴电极 6 时，生物组织 7 的表面、和喷嘴电极 6 形成电动结构，其特征是特定的总阻抗。因此，生物组织 7 的表面用作带电粒子的接地电极而闭合 RF 电流的通路，并影响放电击穿过程中的系统总阻抗、分布和稳态。因此，图 1 所示的整个装置可以通过符号表示成电路，其中，生物组织 7 的表面的关键作用是闭合电路。本发明中使用的词语“靠近”是指在短距离内（即，<50cm）。本发明中使用“遇

到”是指“使得靠近”，这将在本发明的后面内容中使用。

如上所述，DNT 系统的总阻抗与馈电传输电缆 22 的特性阻抗（例如，50 欧姆）相匹配。因此，电磁行波传播的最好条件（即，没有反射功率）仅在存在组织时达到。

装置的各个元件，RF 功率发生器 1、PWM 控制器 2、IMN 3、移相器 4、和 RF 谐振器 5，可以看作是为喷嘴电极 6 提供适当的功率特性的整合装置，从而，使得从等离子气体放电体 8 到生物组织 7 的表面的电流通路形成。图 9 是根据示例性系统的一些实施例的简化示意图，示出了电极控制装置 26 的各个元件。这是将在本申请后面称为“电极控制装置”的一个实施例。可以理解的是，电极控制装置 26 的其它实施例可以具有不同结构、附加的和 / 或较少的装置元件。

工作阶段的特征在于，电压可以适当低于激发阶段电位（电压）。在本发明中，生物组织在从激发阶段到工作阶段的放电过程中的关键作用如下。生物组织使 RF 场（或者电磁波传播）发生变化，从而，在喷嘴电极 6 与生物组织 7 的表面之间的相互作用间隙中形成较强的场，从而有助于或者在大多数情况下产生放电激发。

工作阶段是稳定的与时间无关的过程，需要的 RF 电压低于激发阶段所需的电压。IMN 3 在等离子气体放电体 8 的激发阶段和工作阶段过程中都工作。为了使等离子气体放电体 8 的阻抗与 RF 功率发生器 1 相匹配，需要 IMN 3 将 DNT 系统的总阻抗变换为 RF 功率发生器 1 的工作输出阻抗（通常是 50 欧姆）。在工作阶段过程中，精确匹配阻抗实际上使得没有反射的 RF 功率，这意味着，SWR（驻波比）接近于 1（即，实际上没有驻

波)。这样,就产生了被阻性负载(即,等离子气体放电体 8 和生物组织 7 的表面)完全吸收的纯行波。

生物组织 7 的表面不仅用作电极,而且还用作一部分 RF 功率的耗散器。生物组织的阻抗约为 300 欧姆,且具有弱的负电抗。这可以用 300 欧姆电阻器以及与其并联的 1.5-2.5pF 电容器模拟。因此,等离子气体放电体 8 和生物组织 7 的表面充当用于 RF 功率发生器 1 的阻性负载。

RF 功率在等离子气体放电体 8 中消耗掉 85 - 95%,在生物组织 7 的表面消耗掉 5 - 15%,这是因为最大的电磁场密度最接近于喷嘴电极 6。由于生物组织 7 的表面距离喷嘴电极 6 几厘米,因此,生物组织 7 的表面与 RF 场相互作用的实际尺寸大(即,20 - 40cm²)。因此,在这种情况下,生物组织 7 的表面的“虚拟”电阻远低于生物组织 7 的表面与喷嘴电极 6 直接接触情况下的电阻。

用于该系统的电动模型是,串联的两个电阻器与并联的诸如电容器的电抗元件。总电阻取决于喷嘴电极 6 的类型、以及生物组织 7 的表面与喷嘴电极 6 之间的距离。例如,在图 2 所示的喷嘴电极 6 的第一实施方式的情况下,距离生物组织 7 的表面是 1cm,该结构(等离子气体放电体 8 和生物组织 7 的表面)的总电阻为 400 欧姆,其中,等离子气体放电体 8 的电阻为 350 欧姆,生物组织 7 的表面的电阻是 50 欧姆。因此,如果等离子气体放电体 8 的 RMS RF 功率幅度为 350 瓦,则在生物组织 7 的表面中消耗功率 50 瓦,等离子气体放电体 8 中消耗 300 瓦。

在等离子气体放电体 8 中消耗的 RF 功率转换成表示能量大小的等离子气体放电粒子的动、势能,这是因为 RF 发射消耗在生物组织中。

上述相互作用间隙不能与装置最外边缘与生物组织 7 的表面之间的物理间隙相混淆，二者可能相同或者可能不同。在图 1C 所示的现有技术 Gyrus 的情况下，相互作用间隙未延伸到外壳 20 以外；因此不包括任何生物组织。而现有技术的物理间隙明显是外壳 20 与它们的目标表面之间的间隙。

一旦激发在工作阶段中得到维持，则放电可以维持所需处理所需的时间长度。

虽然优选实施例包括扩散的等离子气体放电，但其它类型的放电也是可以的。优选实施例导致低的电子温度和浓度，这有益于生物组织的处理。该类型的放电扩展到生物组织的所需区域。该类型的放电参数是可控的，例如：功率、电流密度和几何形状、以及特殊位置。

在所有结构中等离子气体放电体的有效物质（等离子体流）包括从由原子离子、分子离子、原子基团、分子基团、激发态离子、激发态基团、高能离子、高能基团、冷却离子、冷却基团、高能电子和任何气体成分组成的组中选择的至少一种物质。使喷嘴电极 6 相对于生物组织 7 的表面电偏压的能力有利于使离子气流到达生物组织 7 的表面。

如前所述，存在两种类型的等离子气体放电体：收缩型和扩散型。扩散型等离子气体放电体大多用于治疗用途，例如加热、生物光刺激或离子浴（即，用化学和生物活性粒子（离子、自由基等等）处理）。收缩型等离子气体放电体由于具有高的能量密度（即，低的等离子气体放电体体积）而能切割、消融和 / 或蒸发生物组织。系统对生物组织的有效成分是：RF 场、电子、正离子、负离子、自由基、光发射（光子）、中子和

气流。

在扩散型等离子气体放电体中，估计直接消耗在生物组织中的 RF 功率为总 RF 功率输入的 5 - 10%。消耗在生物组织中的 RF 功率通过感应 RF 电流和旋转地激发偶极子分子（大多数是水分子）而增大组织的温度。

自由电子的浓度约等于正离子的浓度。负离子的浓度取决于气体成分，并且通常非常低；惰性气体可以忽略不计。自由电子的浓度是 $10^{-2} - 10^{-3}$ （即，0.1 - 1%）。假定电子质量非常低、且平均动能高（3 - 8eV），则生物组织中的粒子的电子激发是可能的。电子能量的大部分由等离子气体放电体本身消耗。这主要被引导到中性粒子激发（原子和分子的电子和转动能级）。

正离子的浓度低、且能量也低。正和负离子的温度等于中性粒子的温度、并接近室温。因此，离子以及中性粒子的动能不是将等离子气体放电体能量输送到生物组织的主要途径。此外，气流也未显著增加能量。

RF 场将电磁能决大部分地施加给电子通道。扩散型等离子气体放电体的电子能量分布函数最大值在 3 - 8eV 范围。等离子气体放电体的电离占用 10 - 15%的电子能量，其余部分进入上述的各种激发通道。因此，扩散型等离子气体放电中最有效的过程是中性粒子的激发。粒子在激发态下的寿命取决很多因素，例如气体压力、气体成分和气体类型。激发粒子可以是亚稳态，其寿命为 1 秒。激发粒子通过内部碰撞、光子辐射和与生物组织相互作用而丧失势能。由于存在气流，最有意义的过程将是激发粒子与生物组织的相互作用。

生物组织还受发射光的照射。由文献公知的是，能够实现生物光刺激

(例如, 用 6328 埃波长的 He-Ne 激光照射刺激线粒体细胞)。如果使用与 He-Ne 激光中所使用的气体混合物类似的气体混合物产生等离子气体放电体, 则激发的(可以是亚稳态)中性 Ne 原子的能量可以通过非弹性碰撞有效地传递到生物组织。该过程的效率明显高于 He-Ne 激光的情况。在使用激光的情况下, 激发的 Ne 原子在去激发后以光子照射生物组织。因此, 效率非常低 (<1%)。在等离子气体放电体的情况下, 激发的粒子与生物组织直接反应。

自由基和化学活性分子也可与生物组织发生化学反应。用源自等离子气体放电体的激发的 CO₂ 处理生物组织是一个重要过程的例子。

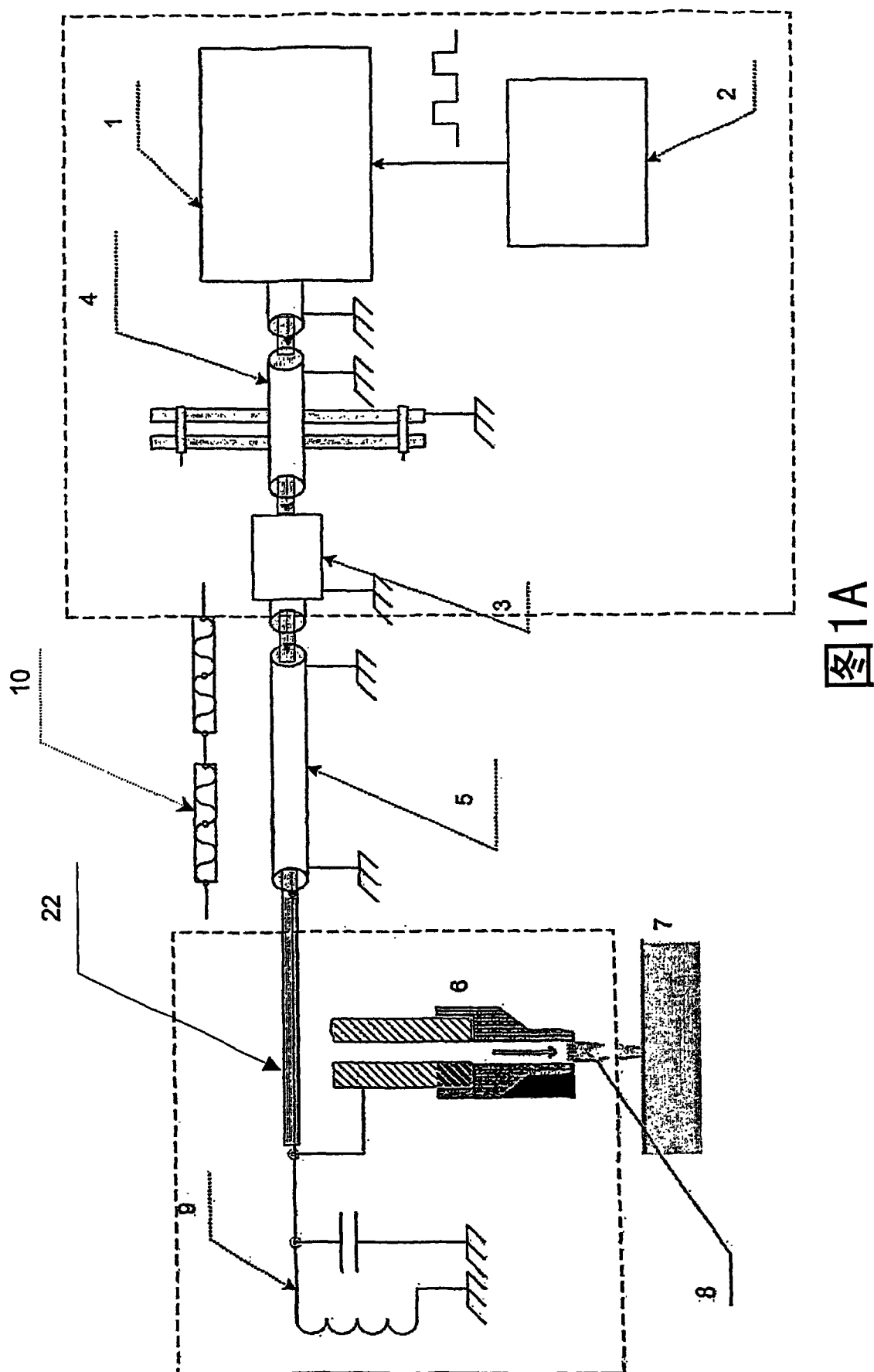
虽然喷嘴电极 6 是导电的(例如, Au、Ag、Cu、Al), 但优选实施例的方法使用具有外部氧化铝涂层的铝喷嘴电极。这使得喷嘴电极 6 产生没有电子发射的扩散放电。

此外, 用于不同处理的操作方法不但决定了喷嘴电极 6、和气流 9 的参数选择, 也决定了气体的选择。例如, 对于消融处理, 方法的一个优选实施例利用约 5% 的 O₂ 和 95% 的 He。这主要是由于氧作为氧化剂所起的作用。

可以理解的是, 为了清楚起见而在各个实施例中描述的本发明的某些特征也可以组合应用在一个实施例中。不同的是, 为了清楚起见而在单个实施例中描述的本发明的各个特征也可以单独或以任何适合的子组合方式应用。

虽然已经结合具体的实施例描述了本发明, 但显然, 许多替代、修改和变化对于本领域的普通技术人员来说是显而易见的。因此, 本发明意

欲包括落在权利要求书的精神和宽的范围内的所有这些替代、修改和变化。本说明书中提到的所有公开、专利和专利申请通过引用整体结合在本说明中，这等同于具体地、单个地说明每个单独的公开、专利或专利申请并将它们通过引用结合在此。另外，本申请中任何文献的引用或标识都不应解释为可使这些文献像现有技术一样应用到示例性系统。



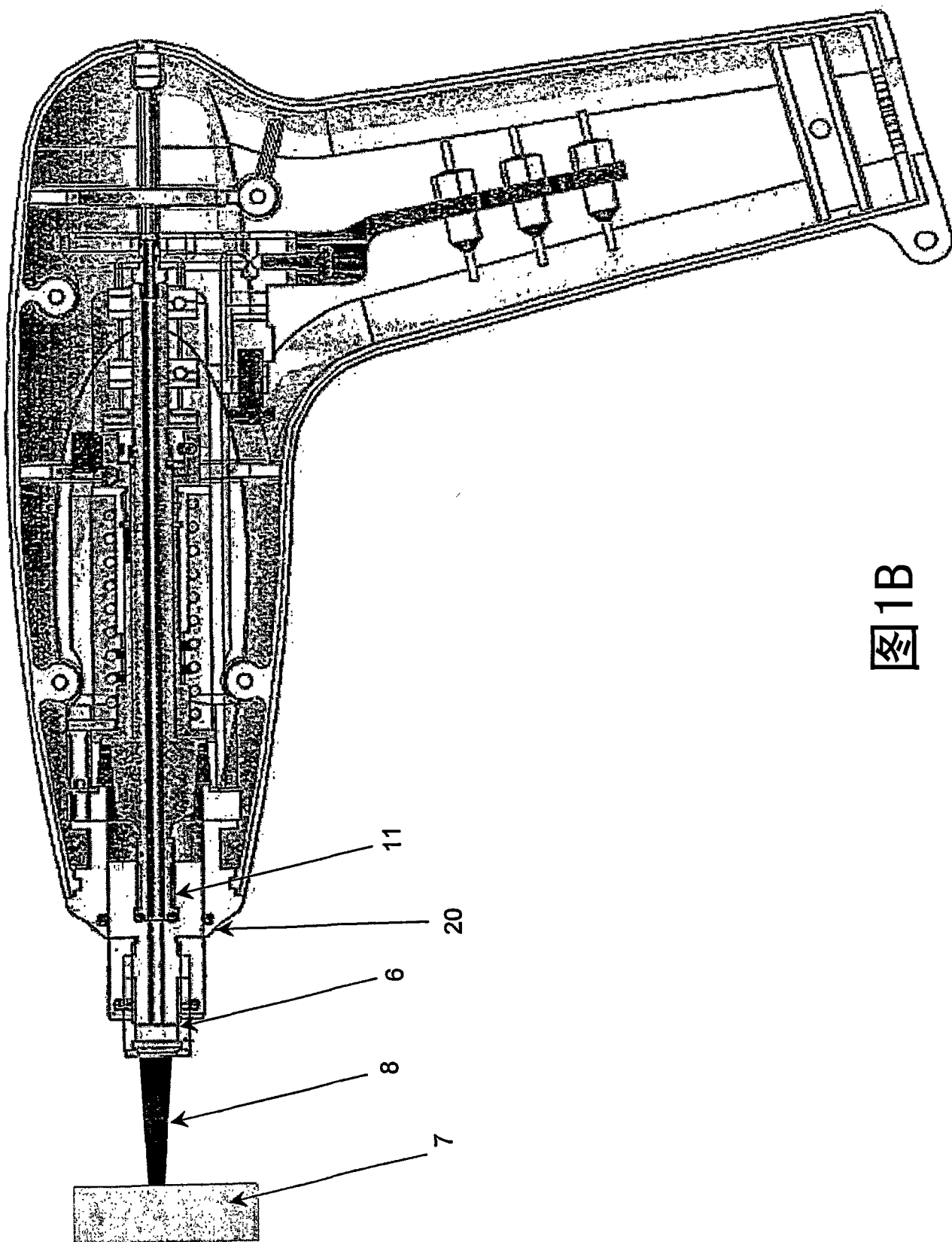
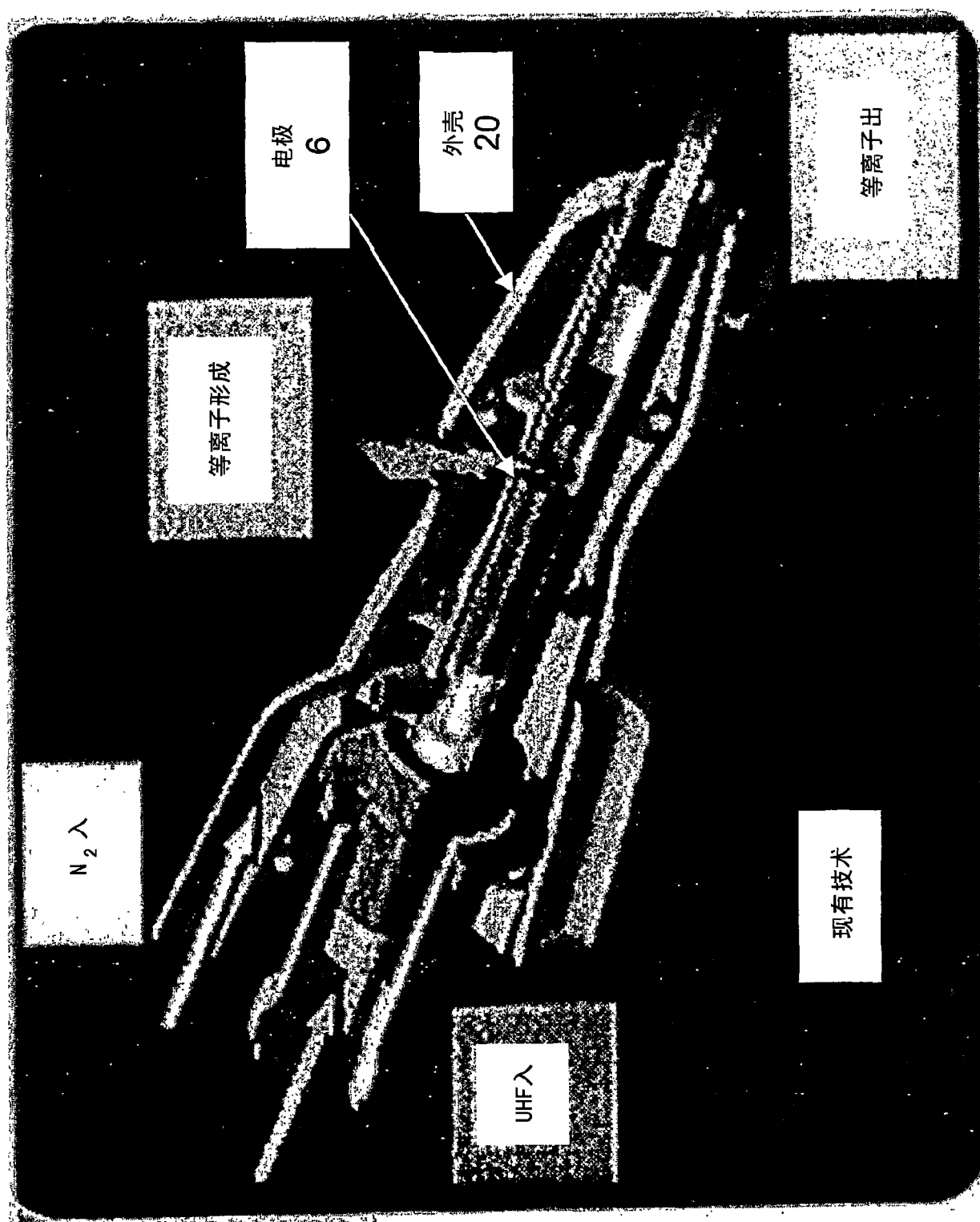


图1B



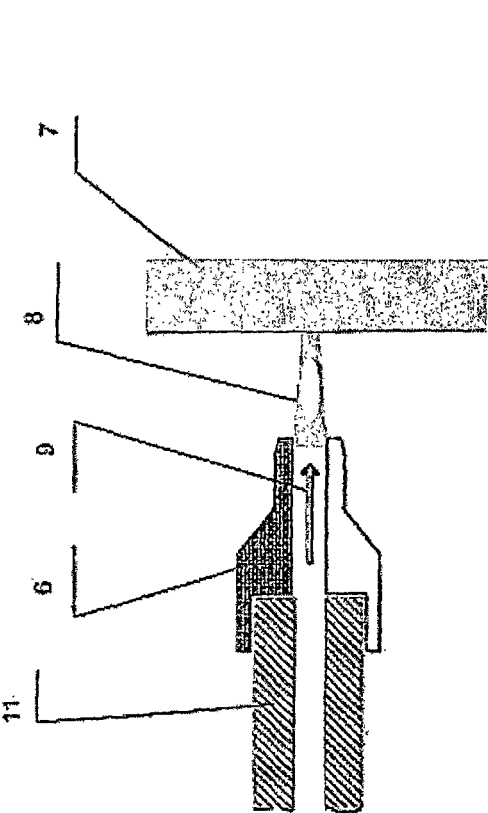


图2

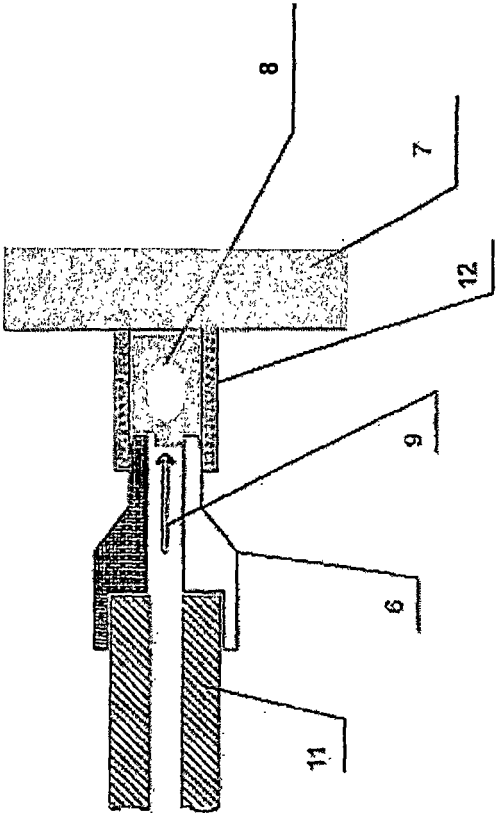


图3

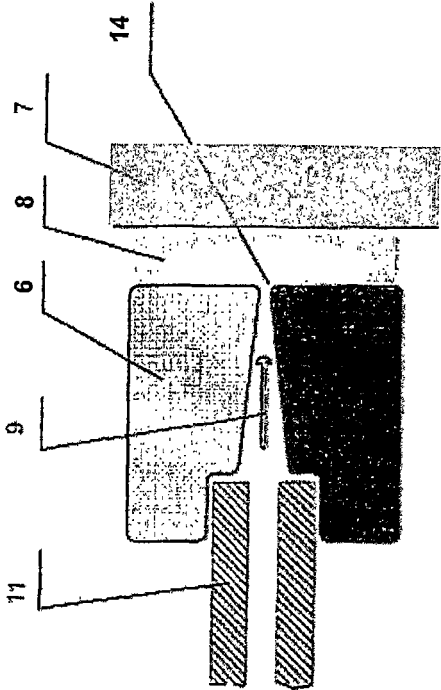


图4

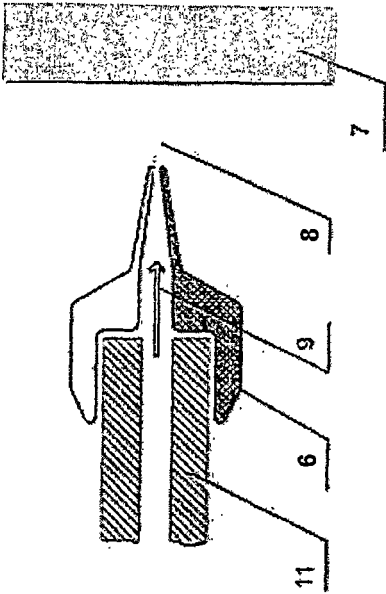


图5

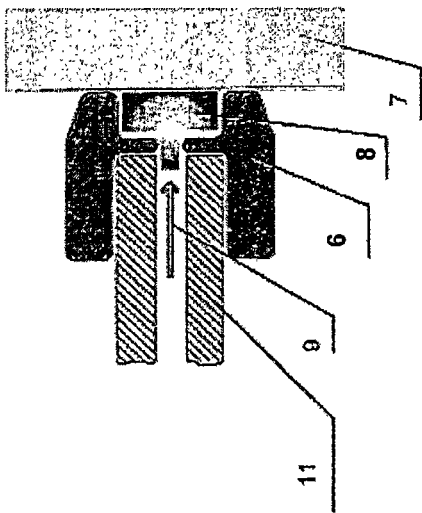


图6

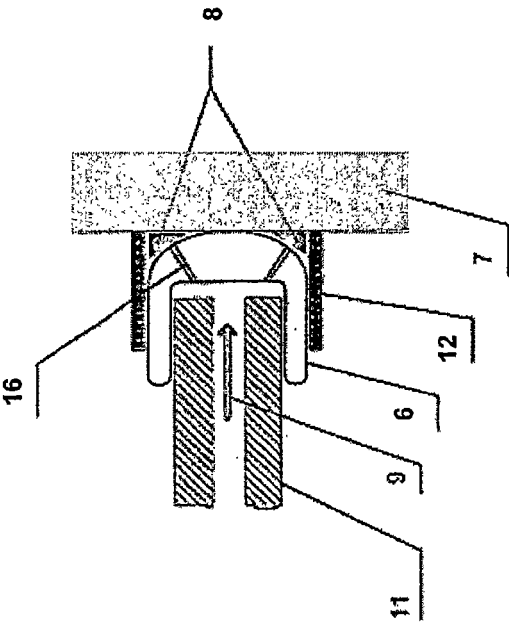


图7

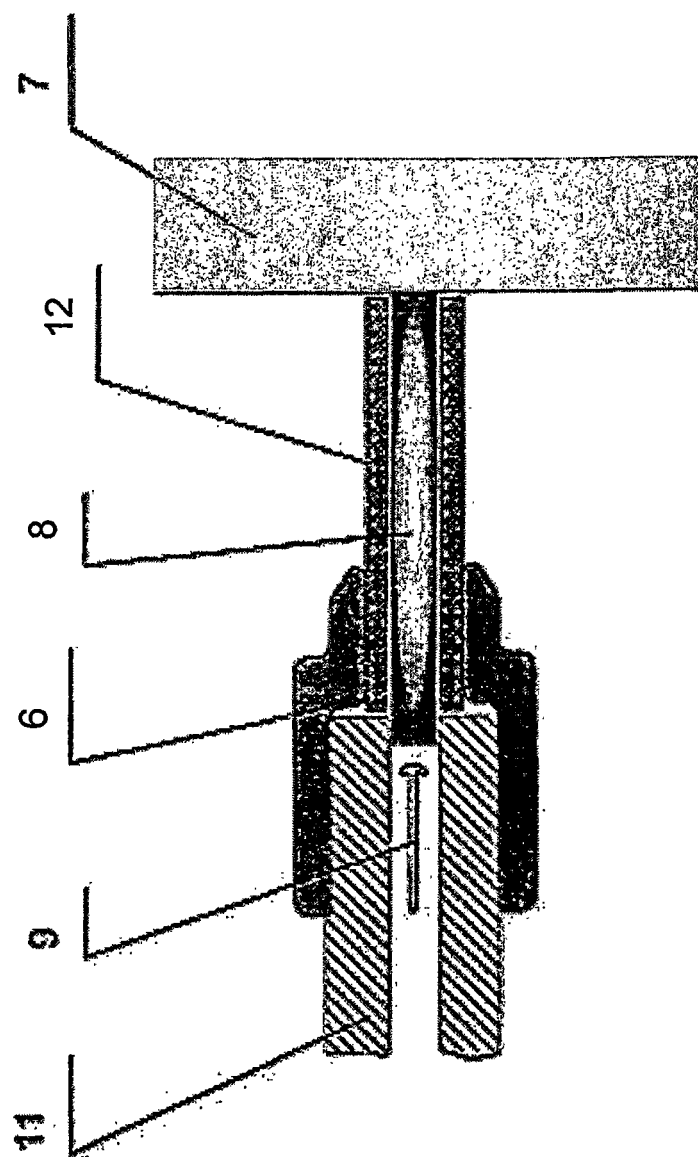


图8

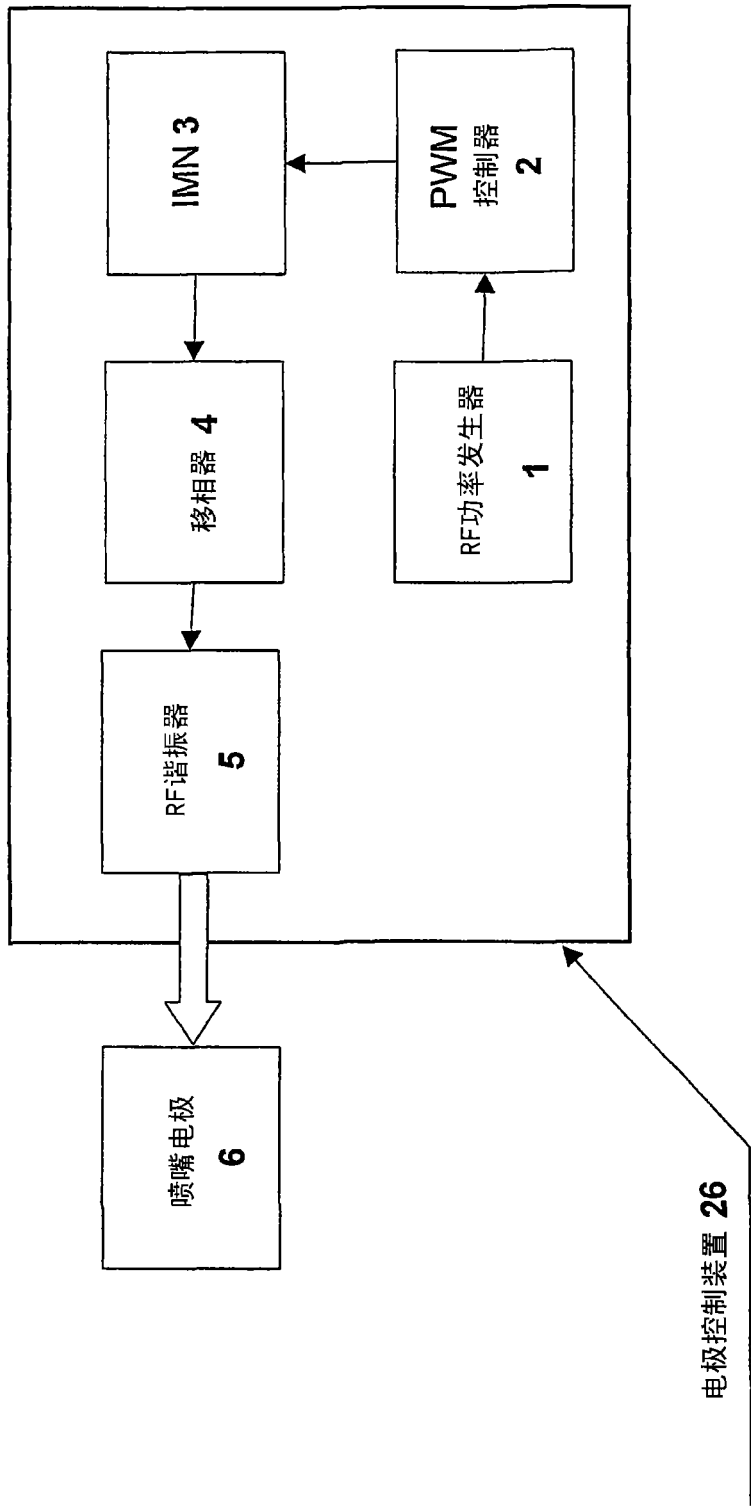


图9

专利名称(译)	利用等离子气体放电体处理生物组织的系统和方法		
公开(公告)号	CN101160103A	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	CN200680007898.9	申请日	2006-01-18
[标]发明人	Z·卡尔尼 A·布里特瓦		
发明人	Z·卡尔尼 A·布里特瓦		
IPC分类号	A61B18/18		
CPC分类号	A61B2018/0066 A61B18/14 A61B2018/00083 A61B18/12 A61B18/042 A61B18/20 A61B18/1206 A61N1/403 A61B2018/00452 A61B2018/00464		
代理人(译)	蔡洪贵		
优先权	60/644037 2005-01-18 US PCT/IL2005/000314 2005-03-17 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在此公开了利用等离子气体放电体(8)处理生物组织(7)的装置和方法。电极(6)用于激发气流以形成等离子气体放电体，其中，电极被构造在装置内部而使得在电极遇到生物组织的表面时形成从电极到生物组织的表面的电流通路，从而激发气流并形成等离子气体放电体。在一些实施例中，在被处理的生物组织与等离子气体放电体之间穿过电磁相互作用间隙的电磁相互作用成形等离子气体放电体的分布。还提供了一种作为处理生物组织的措施而将等离子流的透皮离子输送到生物组织的方法。

