



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101119685 B

(45) 授权公告日 2011.05.11

(21) 申请号 200680005218.X

(22) 申请日 2006.02.17

(30) 优先权数据

60/654,306 2005.02.17 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.08.17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2006/005610 2006.02.17

(87) PCT申请的公布数据

W02006/089104 EN 2006.08.24

(73) 专利权人 迪斯卡斯牙科有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 史蒂文·津巴

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 蒋世迅

(51) Int. Cl.

A61C 1/08(2006.01)

A61C 1/07(2006.01)

(56) 对比文件

CN 2217389 Y, 1996.01.17, 全文.

W0 2005002458 A2, 2005.01.13, 说明书第 4 页第 23 行至第 9 页第 17 行, 第 15 页第 10-21 行, 附图 2-6A.

DE 3422628 A1, 1985.12.19, 全文.

审查员 李晓静

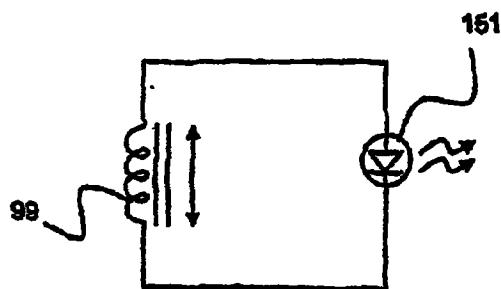
权利要求书 4 页 说明书 16 页 附图 13 页

### (54) 发明名称

带有光源的超声牙科器械

### (57) 摘要

一种有至少一个光源的超声牙科插件。第一换能器产生超声振动。连接体有近端和远端,工作尖装配在远端上。近端装配第一换能器,以便从换能器接收超声振动,并把超声振动传输至装配在远端的工作尖。第二换能器基本上贴近连接体放置,用于响应连接体部分的运动,按照超声振动而产生电压信号。紧邻插件提供包括磁场源的磁性材料。基本上贴近工作尖的至少一个光源,连接至来自第二换能器的电压信号,并接收该电压信号而产生光。该超声牙科插件可以插入手柄,以便向第一换能器提供电磁能,产生超声振动。



1. 一种超声牙科器械,包括:  
第一换能器,用于产生超声振动;  
有近端和远端的连接体,远端有工作尖装配于其上,近端装配到第一换能器,以便从所述第一换能器接收超声振动并把超声振动向装配在远端的工作尖传输;  
第二换能器,基本上靠近连接体放置,并响应连接体按照超声振动的部分的运动,产生电压信号;  
至少一种磁性材料,紧靠连接体放置;和  
至少一个光源,基本上靠近工作尖放置,所述至少一个光源连接到并接收来自第二换能器的电压信号,以产生光。
2. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中所述连接体,包括近端和远端,所述远端终止在远端的工作尖上,而近端装配到该第一换能器,以便从中接收超声振动和把超声振动向远端上的工作尖传输。
3. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中的磁性材料,是永久地或可拆卸地装配到该超声牙科器械上。
4. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中的磁性材料,包含在靠近连接体的夹持器内。
5. 按照权利要求 4 的超声牙科器械,其中所述磁性材料,是用粘结剂粘结于夹持器的各部分。
6. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中所述磁性材料,包括基本上环形的夹持器的部分,该环形夹持器一体地或可拆卸地在工作尖附近装配到该超声牙科器械上。
7. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中的第二换能器包括包围连接体的所述部分的线圈。
8. 按照权利要求 7 的超声牙科器械,其中所述至少一个光源,是连接在线圈的第一端和线圈的第二端之间的 LED。
9. 按照权利要求 8 的超声牙科器械,还包括齐纳二极管,连接在线圈的第一端和线圈的第二端之间,使该齐纳二极管把 LED 上的电压箝位在预定值。
10. 按照权利要求 7 的超声牙科器械,其中所述至少一个光源,包括在线圈的第一端和线圈的第二端之间以彼此反并联关系连接的第一 LED 和第二 LED,使该第一 LED 和第二 LED 响应线圈产生的电压信号交替导通,所述电压信号是 ac 电压信号。
11. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,还包括至少包裹连接体的所述部分的抓手。
12. 按照权利要求 11 的超声牙科器械,其中的线圈,至少部分地置于抓手内。
13. 按照权利要求 12 的超声牙科器械,还包括至少部分地置于抓手内的架,与连接体的所述部分成包围关系,其中的线圈和所述至少一个光源,安装在该架上。
14. 按照权利要求 11 的超声牙科器械,其中所述磁性材料是在抓手之内。
15. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中的第一换能器,包括磁致伸缩型或压电型换能器。
16. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中的磁性材料,包括永久磁铁、稀土磁铁、或它们的组合。
17. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,其中的磁性材料包括有高磁导率的材料。
18. 按照权利要求 13 的超声牙科器械,还包括扣锁在连接体上的扣环,其中的架固定

地装配于扣环上。

19. 按照权利要求 2 的超声牙科器械,其中所述工作尖包括牙科刮刀、锉、或牙科钻。

20. 按照权利要求 1 的超声牙科器械,还包括手柄,用于向第一换能器提供电磁能,以产生超声振动。

21. 按照权利要求 20 的超声牙科器械,其中的手柄有手柄体和可转动地与手柄体偶联的转动头。

22. 按照权利要求 2 的超声牙科器械,还包括:在连接体的至少所述部分上用注模法形成的抓手。

23. 按照权利要求 11 的超声牙科器械,其中的抓手至少包括较软的部分和较硬的部分。

24. 一种超声牙科插件,包括:

第一换能器,用于产生超声振动;

有近端和远端的连接体,远端有工作尖装配于其上,近端装配该第一换能器,以便从该近端接收超声振动和把超声振动向装配在远端的工作尖传输;

第二换能器,基本上靠近连接体放置,用于响应连接体按照超声振动的部分的运动,产生电压信号;

至少一种磁性材料,紧靠连接体;和

至少一个光源,基本上靠近工作尖,所述至少一个光源连接到并接收来自第二换能器的电压信号,以产生光。

25. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中的第二换能器包括包围连接体的所述部分的线圈。

26. 按照权利要求 25 的超声牙科插件,其中所述至少一个光源,是连接在线圈的第一端和线圈的第二端之间的 LED。

27. 按照权利要求 26 的超声牙科插件,还包括齐纳二极管,连接在线圈的第一端和线圈的第二端之间,使该齐纳二极管把 LED 上的电压箝位在预定值。

28. 按照权利要求 25 的超声牙科插件,其中所述至少一个光源,包括在线圈的第一端和线圈的第二端之间以彼此反并联关系连接的第一 LED 和第二 LED,使该第一 LED 和第二 LED 响应线圈产生的电压信号交替导通,所述电压信号是 ac 电压信号。

29. 按照权利要求 25 的超声牙科插件,还包括至少包裹连接体所述部分的抓手。

30. 按照权利要求 29 的超声牙科插件,其中的线圈,至少部分地置于抓手内。

31. 按照权利要求 30 的超声牙科插件,还包括至少部分地置于抓手内的架,与连接体的所述部分成包围关系,其中的线圈和所述至少一个光源,安装在该架上。

32. 按照权利要求 29 的超声牙科插件,其中的抓手,是在连接体的至少所述部分上用注模法形成的。

33. 按照权利要求 29 的超声牙科插件,其中的抓手包括至少一个较软部分和一个较硬部分。

34. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中的第一换能器,包括磁致伸缩型或压电型换能器。

35. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中的磁性材料,是永久地或可拆卸地装配到

牙科插件上。

36. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中的磁性材料,包括永久磁铁、稀土磁铁、或它们的组合。

37. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中的磁性材料包括有高磁导率的材料。

38. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中的磁性材料,包含在靠近连接体的夹持器内。

39. 按照权利要求 38 的超声牙科插件,其中所述磁性材料,是用粘结剂粘结于夹持器的各部分。

40. 按照权利要求 29 的超声牙科插件,其中的磁性材料是在抓手之内。

41. 按照权利要求 31 的超声牙科插件,还包括扣锁在连接体上的扣环,其中的架固定地装配于扣环上。

42. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中所述工作尖包括牙科刮刀、锉、或牙科钻。

43. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,其中所述工作尖包括弯曲的锥形部分。

44. 按照权利要求 43 的超声牙科插件,其中锥形部分中的所述弯曲,是向着光源或离开光源弯曲的。

45. 按照权利要求 24 的超声牙科插件,还装有手柄,用于夹持超声牙科插件和用于向第一换能器提供电磁能,以产生超声振动。

46. 按照权利要求 45 的超声牙科插件,其中的手柄有手柄体和可转动地与手柄体偶联的转动头,其中的超声牙科插件与该转动头啮合。

47. 按照权利要求 45 的超声牙科插件,其中的手柄还包括夹持环,该夹持环由基本上圆形的柔性金属制成,该夹持环固定地与手柄体和转动头之一偶联,并可转动地与手柄体和转动头的另一个偶联,使转动头可转动地与手柄体偶联。

48. 一种超声牙科插件,包括:

第一换能器,用于产生超声振动;

有近端和远端的连接体,远端有工作尖装配于其上,近端装配到该第一换能器,以便从该近端接收超声振动和把超声振动向装配在远端的工作尖传输,所述连接体至少一部分包括永久磁性材料;

第二换能器,基本上靠近连接体放置,用于响应连接体按照超声振动的部分的运动,产生电压信号;和

至少一个光源,基本上靠近工作尖,所述至少一个光源连接到并接收来自第二换能器的电压信号,以产生光。

49. 按照权利要求 48 的超声牙科插件,其中的磁性材料,包括永久磁铁、稀土磁铁、或它们的组合。

50. 按照权利要求 48 的超声牙科插件,其中的磁性材料包括有高磁导率的材料。

51. 按照权利要求 48 的超声牙科插件,其中的第一换能器,包括磁致伸缩型或压电型换能器。

52. 按照权利要求 48 的超声牙科插件,其中的第二换能器包括包围连接体所述部分的线圈。

53. 按照权利要求 52 的超声牙科插件,其中所述至少一个光源,是连接在线圈的第一

端和线圈的第二端之间的 LED。

54. 按照权利要求 53 的超声牙科插件,还包括齐纳二极管,连接在线圈的第一端和线圈的第二端之间,使该齐纳二极管把 LED 上的电压箝位在预定值。

55. 按照权利要求 52 的超声牙科插件,其中所述至少一个光源,包括在线圈的第一端和线圈的第二端之间以彼此反并联关系连接的第一 LED 和第二 LED,使该第一 LED 和第二 LED 响应线圈产生的电压信号交替导通,所述电压信号是 ac 电压信号。

56. 按照权利要求 52 的超声牙科插件,其中所述磁性材料,包括基本上环形的夹持器的部分,该环形夹持器一体地或可拆卸地在工作尖附近装配到该插件上。

57. 一种超声器械,包括:

电动机,用于产生机械能;

工作尖;和

偶联单元,置于所述电动机和所述工作尖之间,所述偶联单元适合从所述电动机接收机械能;

发电机,机械上偶联到所述偶联单元,所述发电机适合从所述偶联单元接收所述机械能的一部分;

导电体,有第一端与所述发电机电耦合;

至少一种磁性材料,紧靠偶联单元;和

至少一个光源,有电输入,在电上耦合到所述导电体的第二端。

58. 按照权利要求 57 的超声器械,其中用于产生机械能的所述电动机,包括磁致伸缩超声换能器或压电超声换能器。

59. 按照权利要求 57 的超声器械,其中的磁性材料是永久地或可拆卸地装配到该器械上。

60. 按照权利要求 57 的超声器械,其中的磁性材料包括永久磁铁、稀土磁铁、或它们的组合。

61. 按照权利要求 57 的超声器械,其中的磁性材料包括有高磁导率的材料。

62. 按照权利要求 57 的超声器械,还包括至少包裹偶联单元一部分的抓手。

63. 按照权利要求 62 的超声器械,其中的磁性材料是在抓手之内。

64. 按照权利要求 59 的超声器械,其中的磁性材料,包含在靠近偶联单元的夹持器内。

## 带有光源的超声牙科器械

### 交叉参考相关申请

[0001] 本申请要求临时专利申请序列号 60/654,306 的权益,该申请于 2005 年 2 月 17 日提交,标题“Ultrasonic Dental Tool having aLight Source”,这里引用该申请内容,供参考。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及超声牙科器械,更具体说,是涉及一种带有光源的超声牙科器械。

### 背景技术

[0003] 牙科开业医生使用超声牙科器械(工具),施行牙科疗法和手术,诸如刮牙术、牙周疗法、根管治疗等。超声牙科器械通常包括一端(即近端)通过缆线与电源及液体源偶联的手柄。缆线包括提供液体(例如水)的软管,和提供电能的导线。

[0004] 手柄的另一端(即远端)有开孔,用来接受可替换的插件,插件上装有换能器(例如磁致伸缩换能器)。换能器从插件的近端伸延进手柄中空的内部。作超声振动的工作尖,从插件的远端伸出。

[0005] 因为在其中工作的病人口腔,是小的空间,即使在最佳的条件下,常常也难看清楚口腔中所有区域。当牙科开业医生不能看清楚工作的视场时,很可能出现痛苦的失误。以超声频率振动的常常是尖锐的器具,能对软组织(例如牙龈组织)造成颇大伤害,导致出血和痛苦。

[0006] 当牙科开业医生在病人口腔中使用超声牙科器械,贴近地靠向病人,在口腔内受限制的空间中工作时,牙科开业医生在病人口腔使用超声牙科器械,此时挂在工作场所上大而聚光的灯,常常被阻挡。突然变暗的视场,使精细的工作变得更为困难。能够导致小的失误和伤害。

[0007] 因此,有必要提供一种能直接把光引进工作视场(例如病人的口腔)的超声牙科器械。如果用已有的超声牙科器械中早已可用的能源产生单元,提供这样的光,则能降低电路的复杂性和能量的需求。

### 发明内容

[0008] 本发明涉及一种至少有一个光源和紧邻的至少一种磁性材料的超声牙科插件,该磁性材料用于在使用时增强和/或保持光源输出光的亮度。牙科插件包括产生超声振动的第一换能器和有近端及远端的连接体。远端有工作尖装配在其上。近端装配第一换能器,以便从换能器接收超声振动,并把超声振动传输至装配在远端的工作尖。超声牙科插件还可以包括抓手部分并可以插入手柄中,以便向第一换能器提供产生超声振动的电磁能,形成有光源的牙科器械。

[0009] 在一个示范实施例中,可以把第二换能器配置在插件上,例如贴近连接体,并响应按照超声振动的连接体一部分的运动。基本上贴近工作尖的至少一个光源,可以连接到第

二换能器,并从第二换能器接收电压信号而产生光。牙科插件和 / 或手柄包括紧邻的磁性材料或磁性源,用于在使用时激发、重新建立、增强、和 / 或保持光源输出光的亮度。

[0010] 磁性材料或磁性源,例如磁铁,为了连接体在插件的操作过程中产生磁场的目的,可以使用该磁铁激发和 / 或重新建立金属连接体的适当磁化。

[0011] 在一个实施例中,磁性材料可以放在合适的夹持器内,并可以用于使插件和工作尖磁化或重新磁化,以便使连接体在插件和工作尖的操作过程中,产生电磁场。

[0012] 在另一个实施例中,磁性材料或磁性源,可以用于构成插件和 / 或连接体的至少一部分。

[0013] 在再一个实施例中,磁性材料或源,例如磁铁,可以放置在插件的抓手部分中,以便连接体一旦磁化,即使在暴露于热或物理冲击之后,也能以最佳方式保持它的磁性性质。

[0014] 本发明还涉及一种超声牙科器械,它包括插入有抓手部分的手柄中的超声牙科插件。超声牙科插件包括产生超声振动的第一换能器和有近端及远端的连接体,远端上装配工作尖。近端装配第一换能器,以便从换能器接收超声振动,并把超声振动传输至装配在远端的工作尖。

[0015] 第二换能器,例如可以同样配置在插件上,紧邻连接体,并可以响应连接体按照超声振动的部分的运动,产生电压信号。基本上紧邻工作尖的至少一个光源,可以与第二换能器连接,并从第二换能器接收电压信号,用于产生光。

[0016] 磁性材料或磁性源,可以紧靠牙科插件放置,以便在使用时增强和 / 或保持光源输出的光的亮度。

[0017] 在一个实施例中,磁性材料或磁性源,例如永久磁铁,可以放在合适的夹持器内,并在插件和工作尖的操作过程中,用于插件和工作尖的磁化或重新磁化,使连接体产生电磁场。

[0018] 在另一个实施例中,磁性材料或源,可以用于构成插件和 / 或连接体的至少一部分。

[0019] 在再一个实施例中,磁性材料或源,例如磁铁,可以放置在手柄中,以便连接体一旦磁化,即使在暴露于热或物理冲击之后,也能以最佳方式保持它的磁性性质。

[0020] 本发明还涉及一种超声牙科插件,它包括电动机、工作尖、和位于所述电动机和所述工作尖之间的偶联单元,所述偶联单元适合从所述电动机接收机械能。发电机可以在机械上与所述偶联单元偶联,所述发电机适合从所述偶联单元接收所述机械能的一部分。导电体的第一端在电上与所述发电机耦合。至少一个光源有电输入,在电上耦合到所述导电体的第二端。

[0021] 在一个实施例中,电动机可以是磁致伸缩换能器。在另一个实施例中,电动机可以是压电换能器。

[0022] 牙科插件可以包括紧邻的磁性材料或源,用于在使用时增强和 / 或保持光源输出光的亮度。磁性材料或源,例如磁铁,可以用于激发和其后重新建立偶联单元的适当磁化,以便使偶联单元在插件工作过程中,产生电磁场。

[0023] 在一个实施例中,磁性材料或源可以放在合适的夹持器内,并可以用于使插件和工作尖磁化或重新磁化,以便使偶联单元在插件和工作尖的操作过程中,产生电磁场。

[0024] 在另一个实施例中,磁性材料可以用于构成插件和 / 或偶联单元的至少一部分。

[0025] 在再一个实施例中,牙科插件还可以包括抓手,而磁性材料,诸如磁铁,可以放在插件的抓手部分中,以便连接体一旦磁化,即使在暴露于热或物理冲击之后,也能以最佳方式保持它的磁性性质。

[0026] 在本发明的一个方面中,可以采用电压调节装置来调制输入至少一个光源的电,以使送至光源的输入电压起伏最小。一方面,电压调节装置可以包括齐纳二极管,以便把输入电压箝位在指定值,使起伏最小。

#### 附图说明

[0027] 本发明的上述和其他方面,通过参看下面的详细说明,可以得到了解,下面的说明是结合附图作出的,附图有:

[0028] 图 1 画出一种超声牙科单元(或系统),包括与电源和液体源结合的超声牙科器械;

[0029] 图 2 是牙科器械插件的顶视图,在本发明的一个示范实施例中,该牙科器械插件有集成的光源;

[0030] 图 2a 是在一个示范实施例中使用的多段抓手的透视图;

[0031] 图 3 是图 2 的牙科器械插件的侧视图,本图已经把图 2 画出的透视图转过约 90 度;

[0032] 图 3A 是在本发明另外一个实施例中,有把水输送到工作尖的外部流体管的牙科器械插件的侧视图;

[0033] 图 3B 画出图 2 有多于一个 LED 的牙科器械插件的远端部分;

[0034] 图 3C 画出有覆盖部分插件的套筒的牙科器械侧视图;

[0035] 图 3D 是图 3C 的截面图;

[0036] 图 4 画出图 2 的牙科器械插件使用的工作尖;

[0037] 图 5 画出已经转过约 90 度的图 4 的工作尖;

[0038] 图 6A 是图 2 牙科器械插件沿线 6-6 截取的截面图;

[0039] 图 6B 画出本发明另一个示范实施例,表明牙科器械插件的部分截面图;

[0040] 图 6C 是图 3A 牙科器械插件的部分截面图,它在本发明一个另外的实施例中,包括把水输送到工作尖的外部流体管;

[0041] 图 6D 在本发明一个另外的实施例中,画出图 3 牙科器械插件工作尖中的内部流体通道;

[0042] 图 7 是图 2 的牙科器械插件的分解透视图;

[0043] 图 7A、7B、和 7C 画出本发明示范实施例中图 2 牙科器械插件的一部分,它包含光源、换能器、和磁性单元;

[0044] 图 7D 画出磁性材料或源的夹持器的另一个实施例;

[0045] 图 8、9、和 10 画出本发明示范实施例中,集成光源的光发射电路;

[0046] 图 11 是超声牙科手柄的侧视图,可用该手柄与图 2 的牙科器械插件形成超声牙科器械;

[0047] 图 12 是图 11 的超声牙科手柄的分解透视图;

[0048] 图 13 是超声牙科单元(或系统)另一个例子的方框图,该超声牙科单元(或系

统)包括压电发电机;

[0049] 图 14 是另一种超声牙科单元(或系统)的方框图,该单元包括摩擦发光材料;和

[0050] 图 15 是流程图,表明一种用本发明示范实施例的超声牙科器械,照亮工作区的方法。

### 具体实施方式

[0051] 下面的详细说明,准备作为按照本发明各方面的目前示范实施例,而不准备代表本发明可以制备或使用的唯一形式。但是,应当指出,相同或等价的功能和特性,可以用不同的实施例实现,这些实施例同样准备包括在本发明的精神和范围内。

[0052] 除非另有规定,本文使用的所有技术和科学用语,与本发明所属领域熟练人员通常的理解有相同意义。虽然,与这里说明的那些方法、装置、和材料相同或等价的任何方法、装置、和材料,都可以用来实施或测试本发明,但现在说明的是示范的方法、装置、和材料。

[0053] 在本发明的示范实施例中,超声牙科插件至少有一个集成的光源,例如半导体发光装置;例如可以是固态 LED 的发光二极管(LED)发光芯片;可见光发射二极管(VLED);LED 阵列;如此等等,它们能使牙科开业医生把光投射到工作视场的同时,把器械运用于牙齿。牙科插件包括紧邻插件和/或连接体的磁性材料或源,用于激发、重新建立、增强和/或保持连接体适当的磁化。连接体的磁化又可以导致在 LED 使用时输出光亮度的激发、重新建立、增强和/或保持。在一个方面中,集成光源可以有小的尺寸,以便容易集成在插件内。

[0054] 光源是由已经可用的超声振动能量激励的,这样可以不需要额外的能量源。举例说,提供并安装于光源上的换能器,诸如和/或包括照明能量线圈,以便使用该换能器转换的振动能量,激励光源。举例说,用第一换能器产生超声振动。该超声振动在插件操作期间,引起连接体迅速运动,产生电磁场。随着牙科插件连接体的运动,在照明能量线圈中产生交流(ac)电压,该交流电压与光源(例如发光二极管(LED))串联,提供光发射的能量。在其他实施例中,可以用任何其他适当的换能器,把振动能量转换为光发射的能量。“光源”这个词,如在本文中使用那样,可以包括一个或多于一个光源。

[0055] 图 1 画出的超声牙科单元,包括通过缆线 12 与电源和液体源 14 联结的超声牙科器械 10。从电源和液体源 14 到超声牙科器械 10 的缆线 12,包括载运液体的导管和载运电信号的电线。超声牙科器械 10 包括手柄 200 和适合插入手柄 200 中的插件 100。插件 100 包括外壳 104,外壳 104 的一部分可以用作例如抓手,也以 104 表示。插件 100 可以有安装在其上的 O 形环 106,用于与手柄 200 的内表面啮合和压紧,形成不漏水的密封,如在下面图 2 或 3 中示范地表示。

[0056] 从图 1 可见,光源 101 已经集成在插件 100 的远端附近,基本上贴近工作尖 102。在另一个实施例中,多个光源集成在插件 100 的远端附近。在另一个实施例中,多个光源 101(没有特别画出)可以与插件 100 集成在远端附近。在其他实施例中,光源 101 可以包括两个或更多灯(例如在图 3B 和 10 中所示的 LED 151 和 161)。还在另外的其他实施例中,光源 101 可以不与插件 100 集成,而代之以非集成地装配在插件 100 上和/或抓手 104 上,或者只有一个光源 101 与插件 100 集成,而另外的则否。

[0057] 现在参考图 2 和 3,牙科插件 100 包括在其远端的工作尖 102,和在其近端的超

声换能器 108(第一换能器)。工作尖 102 通过连接体 103 与换能器 108 偶联,连接体 103 例如可取通筒的形式。工作尖 102 可以永久地或可拆卸地装配在连接体 103 上。当可拆卸地装配时,工作尖 102 可以根据需要的应用而更换。此外,工作尖 102 在把它与超声牙科插件其余部分分离后,可以销毁、或蒸气消毒、或另行灭菌。例如,工作尖 102 可以用高温塑料例如象 **ULTEM**<sup>®</sup> 等聚醚酰亚胺制作, **ULTEM**<sup>®</sup> 是一种无定形热塑性聚醚酰亚胺;聚合的合金或 **Xenoy**<sup>®</sup> 树脂, **Xenoy**<sup>®</sup> 是聚碳酸酯和聚丁烯对酞酸盐 (polybutyleneterephthalate) 的复合物;或 **Lexan**<sup>®</sup> 塑料, **Lexan**<sup>®</sup> 塑料是聚碳酸酯和异酞酸盐对酞酸盐间苯二酚 (isophthalateterephthalate resorcinol) 树脂的共聚物,所有这些材料都可从 GEPlastics 购得;液晶聚合物;或任何其他合适的树脂塑料或复合物。本文使用的术语“塑料”,一般指合成聚合物材料,例如树脂。

[0058] 工作尖 102 还可以由金属或金属合金例如不锈钢制成,当工作尖 102 是永久安装在插件 100 上时,用不锈钢特别合适。安装方法可以包括任何不可拆卸的安装,诸如低温焊、熔焊、铜钎焊,或者,工作尖 102 也可以作为连接体 103 的一部分整体地形成。

[0059] 连接体 103 可以由适合传输超声振动的任何材料,例如不锈钢或其他金属制成。连接体 103 把换能器 108 产生的超声振动传递到工作尖 102,而换能器 108 例如可以通过低温焊、熔焊、激光熔焊,和 / 或任何其他适当方法,装配在接体 103 上。例如,连接体 103 和换能器 108 之间的焊接,可以用铜钎焊焊料形成的铜钎焊焊接,铜钎焊焊料包括无镉的银焊料和高温铜钎焊焊剂。

[0060] 当连接体 103 还用于在围绕连接体 103 至少一部分的照明能量线圈 238 中产生电压时,如图 12 所示,连接体 103 例如用有磁导率,再例如有良好的磁导率的材料制作。作为例子,17-4PH 不锈钢、和 420 不锈钢,适合传输超声振动的同时,还有中等的磁性。因此,由 17-4PH 不锈钢形成的连接体,可以通过在照明能量线圈 238 内快速运动(例如 25kHz 或更快),在照明能量线圈 238(在图 2 和 3 中没有画出)上产生 ac 电压,该照明能量线圈 238 安装在照明能量线圈架 126 上。虽然图 2 和 3 中只画出照明能量线圈架 126 的一端,但在图示的实施例中,照明能量线圈架 126 实际包裹连接体 103 很大部分,下面还将参照图 6 和 7 说明。

[0061] 在一个实施例中,连接体 103 上安装的环形扣环 111,也可以用金属例如不锈钢或其他金属制成。扣环 111 有连接部分 113,其内形成一般是圆柱形的腔,以压入配合关系或下面将要讨论的任何其他类型的连接,接纳连接体 103 的对应部分。

[0062] 现在参考图 4 和 5,工作尖有细长的锥形部分 115 和圆柱形的对接部分 114(“基座”)。如下面的讨论,对接部分 114 可以适合使工作尖 102 与插件 100 可拆卸地连接或拆卸。从图 5 可见,锥形部分 115 被弯曲到某种程度。锥形部分 115 有圆的横截面,从毗邻对接部分 114 的一端(“近端”)到工作尖的另一端(“远端”),直径逐渐减小。进行牙科手术时,远端是作用于病人牙龈 / 牙齿的一端。选择锥形部分 115 的弯曲度,以便在牙科手术的牙科器械操作过程中,更有利于工作尖 102 对牙齿的作用。

[0063] 在一个实施例中,锥形部分 115 可以向光源 101 弯曲,即,向插件 100 的右侧弯曲。在另一个实施例中,锥形部分 115 可以背离光源 101 弯曲,即,向插件 100 的左侧弯曲。

[0064] 从图 4 可见,圆柱形对接部分 114,有顺着插件 100 轴的方向形成的直线沟槽 110。

在图示的实施例中,流经照明能量线圈架 126 的液体,可以通过向着工作尖 102 远端形成的直线沟槽 110 流出。该实施例是图 5 实施例的透视图,图 5 画出的是工作尖 102 的侧视图。

[0065] 在另一个实施例中,如在图 6C 示范画出,插件 100 可以包括外部流体管或管路 102a,该管例如可以采取独立的管或管路形式,用于向工作尖 102 输送水。管 102a 可以按某种方式配置,以降低飞溅和在工作尖 102 上产生液体的附着膜。外部流体管 102a 可以通过与插件 100 内的液体室对接的内部流体通道 102b 输送水。

[0066] 在其他实施例中,工作尖 102 可以有向着远端的开孔,能使液体流出插件 100,这种工作尖 102 的例子在图 3A 或图 6D 中画出。在该实施例中,工作尖 102 可以有从中通过的细通路 117,用于把水或其他液体输送到口腔中正在操作的区域。

[0067] 在图 6D 中,插件工作尖 102 可以利用内部流体通道 117,诸如通过工作尖 102 内部基本长度的细管腔或通路 117,从围绕对接部分 114 的插件 100 中的内部流体室接收水,并在壁孔 119 上流出工作尖 102,送至工作区。

[0068] 壁孔 119 从工作尖 102 的中心轴偏心地偏移,使通路 117 基本上平行于工作尖 102 的中心轴,但从所述轴向远端位移。在其他例子中,与工作尖 102 的类型或功能有关,插件 100 可以在它的工作尖 102 一端有开孔,该开孔有细的通路 117 通过整个长度伸延,使水或任何液体可以在工作尖 102 的远尖流出。

[0069] 在又一个实施例中,如在图 3C 和 D 中示范画出,套筒 102c 基本上包围连接体 103 的一部分,以提供插件 100 的抓握表面。连接体 103 包括接近工作尖 102 的缩减直径的细长区域,而套筒 102a 可以围绕和基本上填充连接体 103 的缩减直径区域而精确定位,并覆盖工作尖 102 的至少一部分,套筒 102a 可以按如此方式套在工作尖 102 上,以致形成供水通过并引向工作尖的细的通道。

[0070] 套筒 102a 例如可以取细长弹性管部分的形式,还可以对插件 100 产生的噪声起阻尼作用。弹性材料可以包括丙烯酸/丙烯酸酯共聚物,诸如异辛基丙烯酸酯(iso-octylacrylate),它有良好的振动阻尼性质,或下面说明的用于抓手的任何材料。一些这些材料也在美国专利 U. S. 5, 118, 562 中说明,这里引用该专利的内容,供参考。

[0071] 此外,向口腔施加液体的开孔,如上面所指出,可以不形成在架 126,或者,如下面将要讨论的,不形成在抓手 104 上。

[0072] 工作尖 102 可以是刮刀、牙髓锉、牙科钻、或对其他牙周疗法有用的那些工具的形式。工作尖还可以如上面的讨论,由金属或塑料制成。它们中的一些还可以有输送液体和/或空气的能力。

[0073] 如前面所述,工作尖 102 可以作为与连接体 103 集成的单体形成。在其他的实施例中,工作尖 102 可以在对接部分 114 装配带螺纹的部分,以便与连接体 103 上形成的带螺纹开孔啮合。这种结构在图 6B 中画出。

[0074] 图 6B 的超声牙科插件 100', 除工作尖 102' 在它的对接部分 114' 装配带螺纹的部分 109' 外,基本上与图 6A 的超声牙科插件 100 相同,带螺纹的部分 109' 用于与连接体 103' 远端形成带螺纹的接纳部分 119' (“啮合部分”或“带螺纹的嘴”)啮合。使用这种螺纹衔接 119', 工作尖 102' 是可拆卸的。这种可拆卸性使工作尖 102 成为可销毁的工作尖 102', 它在单个病人使用后可被替换。在再有的其他实施例中,可拆卸的工作尖还可以用压力配合装进连接体 103' 对应的开孔中。

[0075] 可替换的工作尖 102' ,如图 6B 中所示,可由金属(例如不锈钢)或塑料(例如 **ULTEM**<sup>®</sup>)制成。因为工作尖 102' 的直径非常小,如果对它施加太多的超声振动,会使之破裂。相反,如果施加的振动不充分,超声牙科器械不可能有效地工作。因此,连接体 103' 和工作尖 102' 的设计,要能把适当程度的振动施加到工作尖上。因为塑料工作尖比金属工作尖更容易断裂,所以可以在连接体 103' 上使用冲击吸收机构,诸如与图 3C 和 D 类似的上述弹性套筒 102c,或下面将说明的 O 形环 140' 和 142' ,以降低对塑料工作尖的冲击。

[0076] 在一个实施例中,连接体 103' 上形成带螺纹的嘴 119' ,供工作尖 102' 拧进,如图 6B 中所示。“嘴”这个字,本文此后将指形成在连接体 103' 远端的带螺纹的开孔,用于与带螺纹部分 109' 啮合。带螺纹部分 109' 与带螺纹的嘴 119' 内表面对应的螺纹啮合,使工作尖 102' 能被连接体 103' 接纳。

[0077] 连接体 103' 形成一对沟槽 141' 和 143' ,包围带螺纹的嘴 119' ,以便分别安放 O 形环 140' 和 142' 。O 形环吸收冲击,减小工作尖“感受到”的振动(即被阻尼),从而降低塑料工作尖 102 断裂的机会。在其他的实施例中,连接体上可以安装仅一个或两个或更多的 O 形环,用于该种吸收冲击的目的。在还有的其他实施例中,带螺纹部分 109' 的直径,基本上与对接部分 114' 的直径相同,而带螺纹的嘴部分 119' 的直径,可以相应地更大,以便接纳带螺纹的部分 109' 。

[0078] 在一个实施例中,连接体 103 或 103' 可以在其上安装环形扣环 111,它也可以由诸如不锈钢等金属制成,下面将进一步讨论。

[0079] 外壳或抓手 104 可以用高温树脂制成。例如,抓手 104 可以用热塑弹性体制成,诸如可从 Monsanto 公司购得的 **SANTOPRENE**<sup>®</sup>、聚氯乙烯聚合物、聚氨基甲酸酯泡沫或弹性体、聚酰胺、天然或合成橡胶;例如,弹性材料可以包括,但不限于,各种共聚物或可从 Kraton Polymers 购得的嵌段共聚物(**Kratons**<sup>®</sup>),诸如苯乙烯-丁二烯橡胶或苯乙烯异戊二烯橡胶、EPDM(乙烯丙烯二烯单体)橡胶、腈(丙烯腈丁二烯)橡胶、等等,或者用于构造一些工作尖的那些材料,或者任何可塑的合适材料。在一个实施例中,抓手 104 可以是整块的。在另一个实施例中,如图 2a 所示,抓手 104 可以是多段的,例如三段的,同一种材料的近端的段 104a 和远端的段 104c 被不同材料的中间段 104b 分开。在一种情形中,该三段只是颜色不同。在另一种情形中,该三段可以有不同硬度或柔软度。在再一种情形中,该三段可以有不同直径或周边跨距。

[0080] 在一个实施例中,抓手 104 可以在照明能量线圈 99(下面将进一步讨论)及光源 101 安装到穿过照明能量线圈架 126 的连接体 103 之后,用注模法形成。

[0081] 在其他实施例中,抓手 104 可以是单体的抓手,通过抓手在照明能量线圈架 126 上的滑动,安装到包围连接体 103 的照明能量线圈架 126 上。在还有的其他实施例中,可以使用多体的抓手。举例说,两体的抓手可以在照明能量线圈架 126 上一起重叠模制或超声熔焊。单体的或两体的抓手的制作,例如可以用 **ULTEM**<sup>®</sup>、**SANTOPRENE**<sup>®</sup>、**Xenoy**<sup>®</sup>、或 **Lexan**<sup>®</sup>、液晶聚合物、或其他合适的树脂塑料,例如如上所述的那些树脂塑料。

[0082] 在一个实施例中,抓手 104 一般呈圆柱形,安装在照明能量线圈架 126 和连接体

103 上,以便紧固在应有的位置中(例如通过在照明能量线圈架 126 上直接注模)。抓手 104 在放置光源 101(如 LED)端部的一侧,还有略为突起的部分 98。在其他实施例中,如在下面进一步详细的说明,可以不用扣环 111。

[0083] 在一个实施例中,沿抓手的外表面,在略为突起部分 98 的另一侧,抓手 104 有一定的轮廓线,并有略为凹陷的区域 107,使它容易被牙科开业医生抓紧。抓手 104 还有形成在其外表面的多个凸缘 105(即图 2 所示的圆形或条形凸起),进一步便于牙科开业医生把装置抓紧。一些抓手 104 甚至可以按人类工程学方式设计。如上面所指出,在图示的实施例中,工作尖 102 上形成直线的沟槽 110(例如通路),以便把液体(例如水)和/或空气传送到病人的牙龈或牙齿。

[0084] 抓手更多的细节,可以在美国公开的 U. S. publication no. 2005/0142515 A1 中找到,标题是“Dental Tool Having A Hand Grip”,这里引用该专利内容,供参考。

[0085] 换能器 108,如在图 2 和 3 所示,例如可以包括薄的彼此平行排列的镍板堆。因为换能器 108 在牙科器械中产生超声振动,所以也可以把换能器 108 看作电动机。在一个实施例中,薄镍板可以包括 16 层叠层的镍合金带,是 90% 的镍锰(NiMn)。镍板可以例如用包括无镉银焊料和高温铜钎焊焊剂的铜钎焊焊料,在两端以铜钎焊焊接起来。图上画出的插件 100,是磁致伸缩型插件 100,其中,当手柄 200 中的线圈(例如在图 12 中的线圈 238)用缆线 12 的电信号激励时,镍板 108 能作超声振动。在其他实施例中,超声牙科插件 100 可以用压电换能器 108,这在欧洲是常见的。

[0086] 工作时,薄镍板堆 108 的振动频率,例如等于镍堆响应手柄 200 线圈 268 的激发而产生的固有频率。在插件 100 放进手柄 200 中并接通电源 14 之后,操作者可以手动调谐电源频率,直至达到谐振频率,即插件的固有频率为止。或者是,一旦接通电源,自动调谐单元自动锁定在插件的谐振频率上。此时,镍堆开始振动。镍堆的振动被放大,并通过连接体 103 发送到工作尖 102。任何放大装置都可以考虑。超声插件 100 一般可以在约 20kHz 到约 50kHz 的频率上振动,而在美国使用的那些插件,通常设计在约 25kHz 或约 30kHz 的频率上振动。

[0087] 连接体 103 和工作尖 102 响应薄镍板堆 108 的超声振动而振动(例如,沿连接体 103 的轴向快速前后运动)。作为例子,沿轴向的运动可以在 .00125 厘米(cm)到 .00375cm 之间,取决于诸如振动频率、连接体 103 使用的材料、连接体 103 的长度,等等因素。

[0088] 如以上所指出,在欧洲,一般都使用压电换能器为牙科器械 10 产生超声振动。当这种牙科器械工作时,向压电晶体施加适当频率的电信号。该电信号把电压加到晶体两端。晶体响应该电压而膨胀和/或收缩,用该膨胀和/或收缩驱动器械的工作尖。

[0089] 本领域熟练人员周知,压电效应是可逆的。向压电晶体施加适当的应力,可使晶体两端出现电压。接着可以用该电压,驱动电流通过电负载,例如通过发光二极管。因此,在图 13 所示本发明的一个实施例中,压电发电机 312,在机械上与适合支持牙科器械 300 的器械工作尖 316 的连接体偶联。

[0090] 工作时,超声发生器 314 可以置于磁场内,并响应该磁场的变化而振动。超声发生器 314 的振动,在机械上与工作尖 316 和压电发电机 312 偶联。该例子在下面的图 13 中进一步示范说明。

[0091] 压电发电机 312 包括压电体,例如石英晶体、Rochelle 盐晶体、或锆钛酸铅(PZT)

陶瓷。器械的工作尖 316 和 / 或连接体 311 的振动,在压电体两端产生电压。该电压驱动电流通过由牙科器械 300 的牙科插件 308 支持的光源 310,例如发光二极管。按照本发明的一个方面,是用光源 310 发出的光,照亮牙科器械 300 工作尖 316 附近的工作区,如在图 13 中所示。

[0092] 令人惊讶的是,发现当连接体 103 或插件 100 各部分被有效地磁化时,光源,诸如 LED 101 的输出,有足够的亮度可用于工作对象上。在一个实施例中,当用这种中等磁性的材料作连接体 103 时,可以用磁性源,例如永久磁铁、稀土磁铁、或磁场,在连接体 103 高压消毒或暴露于不适当环境,诸如冲击之后,激发和 / 或再重新建立金属连接体 103 的适当磁化。当完成这种重新磁化时,光源,诸如 LED101 的亮度,约比不磁化的连接体超出 50%,甚至超过中等磁化的连接体。磁性源 400 可以紧靠连接体 103 或插件 100 放置。例如,磁性源 400 可以埋藏在插件的外壳中,如图 6A 所示。在另一个示范实施例中,磁性源 410 可以可拆卸地与连接体 103' 偶联,例如,如图 6B 和 7D 所示。如图所示,图 6B 和 7D 画出基本上是环形夹持器 147' 形状的磁性源或材料 410,在环形夹持器 147' 基本上相反侧上,放置磁性材料或源 149',该环形夹持器 147' 有内螺纹表面 420,适合接纳连接体 103' 的外螺纹部分。在一种情形下,连接体 103' 可以有缩减的直径部分,适合接纳环形夹持器 147',以便夹持器 147' 不用从连接体 103' 凸出。在另一种情形下,环形夹持器 147' 可以从连接体 103' 凸出。但是,本领域熟练人员将感到,可以有许多偶联的变化模式,诸如卡口安装、压力配合、粘结剂安装、或它们的组合,从而这些偶联模式包括在本发明的范围内。

[0093] 在又一个实施例中,连接体 103 和 / 或插件 100 的至少一部分,可以包括磁性材料或源 400,诸如永久磁铁或稀土磁铁。稀土金属,诸如钷-硼、或钷-钴,可以形成连接体 103 向着工作尖 102 的至少一部分,例如,类似于图 7D 中所示的夹持器 147' 可以是超声插件 100 的整体部分,或者插件的一部分,而不是可拆卸部分,如图 7D 中所示。在一种情形中,夹持器 147' 可以不从连接体 103' 的其他部分凸出。在另一种情形中,夹持器 147' 可以从连接体 103' 凸出。

[0094] 此外,本领域熟练人员将认识到,图 6A 和 6B 中所示磁性材料或源的形状和位置,仅仅是示范,只要磁性材料或源是在工作尖 102 或 102' 的附近,还有许多替换位置,这些位置也在本发明范围之内。

[0095] 在一个实施例中,如图 7A、B、或 C 示范地画出,磁性材料或源 149 可以放在合适的夹持器内(下面还要进一步讨论),使插件 100 和工作尖 102 磁化或重新磁化,从而能使连接体 103 在插件 100 操作期间产生电磁场,以激励附着的诸如 LED 等光源 101。夹持器可以紧贴抓手 104 内的线圈 126,如图 6B 中所示,该线圈用于产生提供功率的电磁场,点亮与插件 100 连接的 LED101。该磁性材料或源 400 的存在,能使连接体 103 即使在暴露于热或物理冲击之后,也能以最佳方式保持它的磁性性质。

[0096] 在另一个实施例中,磁性材料或源 400 可以放在插件 100 的抓手 104 内,从而紧靠抓手 104 内用于产生电磁场的线圈 99,磁性源的一极,例如北极的取向方式,要能使该效应最大化。这样能使连接体 103 即使在暴露于热或物理冲击之后,也能以最佳方式保持它的磁性性质。

[0097] 已经指出,连接体 103 用于把来自附着的超声换能器 108 的超声能,传送到连接体 103 的工作尖 102,该工作尖可以是也可以不是连接体 103 的可拆卸件。

[0098] 在本发明中,可以使用诸如永久磁铁或稀土磁铁的磁性材料或源。铁、镍、钴、和某些稀土元素(钐、镨)呈现独特的磁性性能,被称为铁磁性,因为铁是最普通又最神奇的例子。钐和钕与钴或硼的合金也已经用于制作非常强的稀土磁铁。

[0099] 铁磁材料在原子尺度上呈现长程有序现象,导致非配对电子自旋在称为畴的区域中彼此平行地整齐排列。在畴内,磁场是强的,但在大块样品中,材料一般是未磁化的,因为许多畴自身可能相互间随机取向。铁磁性的作用在于,小的外加磁场,例如来自螺线管的磁场,可以使磁畴相互整齐排列(对齐),而材料被说成被磁化。此时使驱动磁场增加大的倍数,通常表示为该材料的相对磁导率。

[0100] 不希望受理论的约束,据推测,一些磁性材料,例如那些低磁化率或磁导率(被磁化的可能性低)、低磁滞回线(“记住它们的磁性历史”的可能性低)、或低剩余磁感(当驱动场撤除时,保留的饱和磁化百分比)材料,由于高压消毒、反复循环、和/或物理冲击,可能使它们有的少量磁性性质损失。这种损失还可能导致该装置把机械能转换为电能的能力损失,因而降低光源 102 的亮度。

[0101] 另一方面,那些有良好磁化率或磁导率、良好磁滞回线、和高剩余磁感的材料,诸如永久磁铁、一些稀土磁铁、或铁磁体,对连接体 103 适当磁化,从而光源 102 亮度的激发、维持、重新产生、和/或增加,是有效的。

[0102] 同时,所有铁磁体还有最高温度,在该最高温度,作为热扰动的结果,是铁磁性质的消失。该温度称为居里(Curie)温度。只要高温消毒温度在该温度以下,可以保持磁性性质,光源的亮度可能不受影响。但是,即使在 Curie 温度以下,连续的使用和高温消毒,可以逐渐降低磁性源 400 的磁性性质,尽管光源 102 的亮度可能维持在可用范围内。

[0103] 高温消毒一般在约 120°C 以上完成。因此, Curie 温度在该温度以上的磁性源,不大可能受高温消毒的影响。

[0104] 某些稀土元素,例如钐,有不寻常的超导性质。少到如百分之 1 的钐,可以改进铁、铬、和相关合金对高温和氧化的可加工性和抵抗性。但是,钐的 Curie 温度约在室温,因此,如果连接体 103 的高温消毒照惯例施行,则钐不适合用于连接体 103 部分。

[0105] 在一个实施例中,如果使用的磁性材料或源 400,包括钐或其他低 Curie 温度的材料,则在高温消毒前要把它卸下(例如,如在图 6B 中所示实施例那样)。磁铁只要使用时足够接近连接体 103 和/或插件 100,它对激发、重新磁化、和保持连接体 103 的适当磁化中,是重要的。

[0106] 在一种情形下,磁性源还可以涂敷耐用性和/或抗腐蚀性涂层材料。涂层可以包括聚合物材料、金属镀层、非金属无机涂层、或它们的组合。合适的聚合物材料例子,要么能够由溶液、熔融挤出,要么能够由模铸形成的任何膜,且可以包括适合用于上述工作尖 102 结构的那些材料。金属涂层的例子,可以包括金属氮化物和碳化物涂层,诸如氮化钛、碳化钛等等。无机涂层的例子,可以包括陶瓷涂层、类钻石碳涂层等等。

[0107] 现在参考图 6A 和 7,连接体 103 还可以在其上靠近其远端形成圆形沟槽 138。O 形环 136 置于沟槽 138 中。当把照明能量线圈架 126 安装在连接体 103 上时,O 形环 136 提供连接体 103 与照明能量线圈架 126 之间的密封,防止不希望有的液体泄漏。

[0108] 照明能量线圈架 126 可以作为单体形成,且可以滑到并扣锁/压入配合到连接体和/或扣环 111 上。

[0109] 扣环 111 一般有圆柱形,且在其上形成连接部分 113,连接部分 113 在其内形成一般圆柱形的腔,用于以压力配合关系、或任何其他连接类型,诸如螺纹连接、卡口连接、和其他连接,接纳连接体 103 的对应部分,如图 6A 中所示。扣环 111 固定地装配(如扣锁)到连接体 103,使它在使用时,既不能转动,也不能沿连接体 103 的轴横向运动。

[0110] 扣环 111 有一个或两个开孔 112 形成在其上,前面已经指出,用于接收来自手柄 200 的液体。当有两个开孔时,它们形成在连接部分 113 相对两侧。液体可以通过形成在工作尖 102 基座 114 上的直线沟槽 110 流出,如图 4 或 5 中所示,也可以经任何其他型式流出,如上面讨论的图 3A、6C、3C、或 3D 所示型式。

[0111] 扣环 111 在其紧靠连接部分 113 上,形成圆形沟槽 120,用于安放外面的 O 形环 106。

[0112] 在扣环 111 的远端,在其上形成一对相互对着的夹紧单元 132。每一夹紧单元,有对着另一个夹紧单元端部向内突出的端部。连接体 103 上形成一对凹槽 139,以接纳夹紧单元突出的端部,使夹紧单元 132 扣锁在凹槽 139 中。这样的啮合,使图示实施例的扣环 111 锁定在连接体 103 上,既不能相对该连接体转动,也不能侧向运动。扣环 111 上还形成圆形凸缘 121、124、和圆形沟槽 122。圆形沟槽 122 用于安放 O 形环 134。

[0113] 在其他实施例中,可以没有扣环 111。

[0114] 扣环 111 更多的细节,可以在美国公开的 U. S. publicationno. 2004/0126736 A1 中找到,标题是“Ultrasonic Dental Insert Having A Hand Grip Fitted To A Retaining Ring”,这里引用该专利内容,供参考。

[0115] 从图 6A 和 7 可见,照明能量线圈 99 绕在照明能量线圈架 126 上,后者以包围连接体 103 关系安装。线圈架 126 例如可以用高温塑料制成,诸如 **ULTEM®** 或上述用于工作尖 102 结构的任何其他合适的材料制成。照明能量线圈 99 中产生的电压值,取决于例如线圈匝数、照明能量线圈 99 相对于连接体 103 的位置、连接体运动的速度和频率、连接体使用的材料等等因素。

[0116] 作为例子,如上所述,当照明能量线圈例如用 18 号铜线绕成,并有许多匝,而连接体 103 例如用 17-4PH 不锈钢或 420 不锈钢制成时,在振动频率为 25kHz 情形下,产生的电压信号约为例如 1 伏到约 10 伏之间,更多是例如在约 1 到约 5 伏峰峰值之间。本领域熟练人员显然知道,产生的电压值一般将随匝数和 / 或振动频率的增加而增加。

[0117] 此外,在图示实施例中,照明能量线圈架 126(从而照明能量线圈 99) 安装在更接近连接体 103 的节点,而不是装配工作尖 102 的远端,可以使电压增加。节点是连接体的纵波幅度接近零,但纵向应力为最大的地方,在图 6A 中,节点在夹紧单元 132 装配到连接体 103 的位置(即凹槽 139)上。

[0118] 令人惊讶的是,磁性材料的存在,能够使光源的亮度增加到这种程度,以致它使照明架 126 的安装位置变成不重要的,从而增加制造的灵活性和耐久性。

[0119] 从图 6A 和 7 可见,在照明能量线圈架 126 上,例如形成托架 141 和座 142,供 LED 101 安装于其上。此外,照明能量线圈架 126 上形成凸缘 143 和一般是圆柱形的室 144,照明能量线圈 99 安装在它们之间。一般是圆柱形的室 144,在其上形成凸缘 145。照明能量线圈架 126 还包括装配在室 144 上的环区 146。当超声牙科插件 100 已经组装好时,环区 146 毗邻扣环 111 的凸缘 121。

[0120] 图 7A、7B、和 7C 画出图 7 的照明能量线圈架 126 示范实施例,表明磁性材料或源 400 的可能位置。如在图 7A 中的分解视图所见,照明能量线圈架 126 上形成远离环区 146 的管部分 140,它包裹靠近工作尖 102(未画出)的连接体 103 部分。在图示实施例中,液体通过环区 146 进入照明能量线圈架 126,又通过管部分 140 流出照明能量线圈架 126。如图 7C 中所示,照明能量线圈 99 分别通过线圈端部 99a、99b,与光源 101 的针或电极 101a、101b 对接,使电能可以从照明能量线圈 99 到达光源 101。照明能量线圈 99 还可以有胶带或其他夹持材料 97,例如放在线圈的一部分上,用于保持适当定位和防止线圈 99 松开。

[0121] 按照本发明的示范实施例,架 126 还包括切口或其他夹持的外形 147,置于包括光源 101 和照明能量线圈 99 的光发射电路附近,如图 7A-C 中所示。在本实施例中,切口或夹持的外形 147 可以例如是箱型形状,且可以适合接纳和保存光发射电路附近的磁铁或磁性源 400 或单元 149,以便激发、增加、保持、或重新磁化插件 100 和工作尖 102,连接体 103 在插件 100 操作期间产生电磁场,以激励装配的光源 101,如 LED。夹持器 147 可以紧靠抓手 104 内的线圈 99(这里没有画出),该抓手 104 用于产生提供功率的电磁场,点亮与插件 100 连接的 LED 101。上面已经说明,该磁性材料或源 400 的存在,能使连接体 103 即使在暴露于热或物理冲击之后,也能以最佳方式保持它的磁性性质。

[0122] 在图 8 的光发射电路中,光源可以是与照明能量线圈 99 串联的 LED 151。因为 LED 151 只响应单极性电压而发射光,由于照明能量线圈 99 产生的是 ac 电压信号,所以 LED 151 只有一半时间发光。但是,因为 LED 151 以超声频率(例如 25kHz)接通和断开,LED 如此快速地开关,人眼一般是感觉不到的,所以 LED 151 似乎是连续地接通的。在其他实施例中,光源 101 可以是任何其他合适的发光装置,诸如白炽灯(例如卤素灯泡)。

[0123] 在图 9 的光发射电路中,齐纳二极管 150 与 LED 151 并联。电阻 152 连接在照明能量线圈 99 和齐纳二极管 150 之间,而电阻 154 连接在齐纳二极管 150 和 LED 151 之间。齐纳二极管 150 把电压箝位,使从 LED 151 看到的电压差,不致升到某一预定电压以上。这样,即使因能量源 14 或其他环境条件的任何起伏,使照明能量线圈 99 开始产生更高的电压,但 LED 151 的亮度仍可保持基本均匀。举例说,齐纳二极管 150 可以把电压箝位在 5 伏(V),于是,从 LED 151 看到的电压将不大于 5V。

[0124] 图 10 中,LED 161 与 LED 151 以反并联关系连接,使它们沿相反方向并联。这样,LED 151 和 161 响应照明能量线圈 99 产生的 ac 电压,交替地导通。因为 ac 电压的频率是超声频率(例如 25kHz),LED 151 和 161 的接通和断开,人眼是感觉不到的,所以,LED 151 和 161 似乎是连续地接通的。在其他实施例中,可以用齐纳二极管 150 与图 9 的 LED 151 和 161 每一个并联,以便对两个 LED 151 和 161 的电压箝位。

[0125] 如所指出,光源 101 可以是单个 LED、多个 LED、或阵列。一个例子在上面讨论的图 10 中画出。多个 LED 151、161,可按任何方式,例如按紧凑配置方式排列,使光源的总体大小最小。也可以用 LED 的同心阵列结合各种例如受微处理器控制的配置,以便需要时能改变照明面积。还可以用光传输设备,以便把 LED 151 置于连接体内,使工作尖 102 凸出部分的大小最小。传输设备还可以包括滤波器或反射器,用于改变照明面积的大小。本文使用的光源 101,是指照明源,诸如 LED 151 或光传输设备,或是它们的组合。

[0126] 光源 101 也可以是单个光源或多个光源,例如如图 4 中所示的 151 和 161,基本上靠近工作尖 102 放置,且经过连接,以便从第二换能器,诸如照明线圈 99 接收电压信号,产

生光或传送光。多个光源 101 可以按变化的距离彼此分开,但仍然例如放置在工作尖 102 附近。[0127'] 图 11 画出手柄 200 的侧视图,该手柄能够接纳例如图 1 所示插件 100。手柄 200 包括手柄体 202、转动头 204、和互连端 206。对有可转动的转动头 204 的手柄 200,例如这里的图 11 所示,0 形环 106 可以与转动头啮合,使超声牙科插件 100 与转动头 204 一起转动。[0127"] 例如,转动头 204 可以位于手柄 200 的远端,并可转动地与手柄 200 的其他部分偶联。当插件 100 插进手柄 200 后,0 形环 106 与转动头 204 的内表面通过压力配合,使插件 100 与转动头 204 一起转动。更多的细节,可以在美国公开的 U. S. publication no. 2004/0126737A1 中找到,标题是“Ultrasonic Dental Handpiece Having A Rotatable Head”,这里引用该专利内容,供参考。

[0127] 位于手柄 200 近端的互连端 206,与向手柄 200 提供电信号和液体(例如水)的缆线(例如图 1 的缆线 12)偶联。互连端 206 上可以形成应变消除器 207,以消除互连端 206 与缆线 12 之间的应变。

[0128] 转动头 204 有一般的圆柱形形状、中空的内部、和在内部两端的开孔,一端的开孔用于接纳手柄 200 的手柄体 202 远端,另一端开孔用于接纳牙科插件 100。例如,转动头 204 远端上有形成的开孔 211,用于接纳超声牙科插件 100。

[0129] 围绕转动头 204 外周边表面,有形成的多个凹槽 210。每一凹槽 210 有长椭圆形状(或矩形),长椭圆的主轴在方向上与手柄 200 的中心轴平行。凹槽 210 有利于牙科开业医生抓握转动头 204,使转动头例如相对于手柄 200 的手柄体 202 转动(例如只用一只手)。在其他实施例中,转动头 204 上可以有形成的许多代替凹槽 210 的隆起。

[0130] 手柄 200 的手柄体 202 上有形成的一对沟槽 203,基本上与顶部等距并基本上横贯手柄体 202 整个长度。沟槽 203 用于安装手柄 200 上的抓手 212。手柄体 202 还在其底部接近手柄体 202 的远端上,有形成的多个基本上均匀分开的切口 208,用于使抓手 212 沿手柄 200 的轴向保持不动。手柄体 202 还在接近近端的它的底部,形成与切口 208 共线的沟槽 205。沟槽 205 使抓手 212 与沟槽 203 啮合一起,保持抓手 212 不绕手柄 200 的中心轴转动。在其他实施例中,可以不用这些沟槽。

[0131] 抓手 212 有啮合部分 214,一般呈圆柱形并有中空的内部。啮合部分 214 类似套筒那样滑移到手柄体 202 上,并与手柄体 202 啮合,使啮合部分包裹一部分手柄体 202。啮合部分上形成弹性的支架部分 218,用于与手柄体 202 上切口 208 之一啮合。啮合部分 214 在它的底部表面,装配了提手 216,供牙科开业医生在牙科手术时抓住手柄 200 之用。提手 216 还有利于用一只手使转动头 204 转动。提手 216 在它的背面形成多个凹槽或隆起 220,便于牙科开业医生抓握。该抓手更多的细节,可以在美国公开的 U. S. publication no. U. S. 2005/0142515 A1 中找到,其标题是“Dental Tool Having A HandGrip”,这里引用该专利内容,供参考。

[0132] 手柄 200 包括至少一个线圈 238,安装在线圈架 236(示于图 12)上,用于向镍板堆提供能量,使镍板 108 以超声频率振动。线圈通过图 1 所示缆线 12,从电源和液体源 14 接收能量。

[0133] 现在参考图 12,手柄 200 还包括夹持环 230,由金属例如不锈钢制成。夹持环 230 基本上呈圆形,但不完全形成完整的圆。夹持环 230 是柔性的(弹性的),且不连在一起的两端能通过施加压力而更紧地靠在一起,但当撤除压力时它们分开,因而能像弹簧一样工

作。

[0134] 转动头 204 在其近端附近的内表面上,形成圆形沟槽 231,用于与夹持环 230 啮合。例如,通过对夹持环 230 施加压力压紧它,然后一旦夹持环 230 已经与沟槽 231 对准,即把夹持环 230 释放,从而把夹持环 230 安装进圆形沟槽 231 内。安装后,夹持环 230 被锁定在转动头 204 上并相对于转动头 204 不动。

[0135] 在把夹持环 230 锁定在沟槽 231 后,通过把手柄体 202 远端收进转动头近端的开孔,使转动头 204 与手柄 200 的手柄体 202 偶联。手柄体 202 在它的远端形成啮合部分 209,啮合部分 209 的半径,比手柄体 202 其余部分的半径小。在啮合部分 209 与手柄体 202 其余部分之间的结合部上,在啮合部分 209 的外表面上,形成基本上是圆形的沟槽 250。当把啮合部分 209 插入转动头 204 时,夹持环 230 可转动地与沟槽 250 啮合,使转动头 204 可转动地与手柄体 202 偶联。在其他实施例中,夹持环 230 可以与手柄体 202 不动地偶联,并与转动头 204 可转动地偶联。

[0136] 手柄体 202 有内表面,定义穿过手柄体 202 形成的中空腔 228,线圈架 236 被收进该中空腔中。在典型的超声牙科器械操作时,如前面所指出,液体通过缆线和手柄 200,泵浦到插件 100 的工作尖 102。插件 100 振动的工作尖 102 使液体流碎裂为水雾。水雾不仅使工作尖冷却,还使牙齿表面冷却,并保护组织免受损伤。如同前面的讨论,通过手柄 200 的液体路径(通过线圈架 236)被密封,以致没有泄漏出现,直到液体流穿越液体传送通道,从插件的远端流出。在一些实施例中,中空腔 228 可以有多于一个分隔间,空气和水可以分别通过这些分隔间传送。在一个示范实施例中,分隔间可以一个叠在另一个上。空气通过下面的分隔间传送,而水通过上面的分隔间传送,于是,空气/水的混合物变成细的雾,代替水流,更轻柔地作用在牙齿上。

[0137] 线圈架 236,如果有,一般呈圆柱形,并靠近它的远端形成一对环形沟槽 252 和 254。沟槽 252 和 254 分别与 O 形环 232 和 234 啮合,用于防止液体从手柄 200 漏出。举例说,O 形环 232 与转动头 204 的内表面形成水密封,而 O 形环 234 与啮合部分 209 的内表面形成水密封。

[0138] 线圈架 236 上还形成一对基本上圆形的凸缘 256 和 258。在凸缘 256 和 258 之间的线圈架 236 上,安装长的线圈 238。线圈架 236 还在靠近其近端上,形成一对基本上圆形的凸缘 260 和 262。在圆形凸缘 260 和 262 之间的线圈架 236 上,安装短线圈 240。这些线圈,238、240,例如由绝缘的导线制成。在其他实施例中,这些线圈,238、240,可以有基本上相同的长度,或者,较长的线圈可以安装在线圈架 236 近端的附近。

[0139] 线圈架 236 在它的近端附近,有形成在其上的圆形沟槽 272,用于放置 O 形环 242。通过把 O 形环 242 放进沟槽 272,在线圈架 236 与手柄体 202 内表面之间形成水密封,使液体不能从手柄 200 泄漏。

[0140] 线圈架 236 有内表面,定义一般是圆柱形的腔,用于液体从近端到远端的传输,线圈架 236 在它的近端还有开孔 264,用于接收进入圆柱形腔的液体。线圈架 236 还在它的近端形成多个(例如三个)开孔 266,用于接纳插入线圈架 236 的插针 248。插针 248 由导电材料例如铜制成。线圈架 236、手柄体 202、转动头 204、抓手 212、和互连端 206 外壳,均由合适的合成聚合物材料,诸如上述那些适合用于抓手 104 的材料制成。例如,它们可以用 **ULTEM<sup>®</sup>**、液晶聚合物、以及上面公开的其他材料制成,**ULTEM<sup>®</sup>** 是一种无定形热塑

性聚醚酰亚胺,可从 GE Plastics 购得。

[0141] 线圈架 236 上还形成多个直线沟槽 268,这些沟槽与相应的开孔 266 对准,并从相应的开孔 266 伸延至线圈 238 和 / 或 240。在开孔 266 和沟槽 268 中分别安装的插针 248,是通过焊接和 / 或别的电学方法,连接至线圈 238 和 / 或 240,以便传输从电能源和液体和 / 或空气源,经过缆线,再通过互连端 206 来的电信号。

[0142] 互连端 206 上还形成多个(例如三个)分别与开孔 266 啮合的细长插座 246。细长的插座 246,例如形成在互连端 206 连接器部分 244 上。细长的插座 246 在其内形成电触点,分别与插针 248 实现电连接。电触点的另一端,在电上连接至缆线 12 中的导线,例如用于向线圈 238 和 240 提供电能,从而激励线圈。

[0143] 在本发明的另一个实施例中,如在图 13 中所示,牙科器械 300 包括手柄 304 和牙科插件 308。手柄 304 包括换能器 306,换能器 306 可以是或包括线圈,用于激励超声牙科插件 308 中的超声发生器 314。手柄 304 从电能、液体和 / 或气体源 302 接收电能和液体和 / 或气体(例如水)。举例说,手柄 300 可以基本上与图 11 和 12 所示手柄 200 相同。牙科插件 308 包括偶联至压电发电机 312 的光源 310。电源 302 向换能器 306 提供电信号。换能器 306 接收电信号并产生交变的磁场。

[0144] 操作中,如上面所指出,超声发生器 314 置于磁场内并响应交变的磁场而振动。超声发生器 314 的振动,在机械上耦合到工作尖 316 和压电发电机 312。压电发电机 312 产生的电流,被光源 310 接收。类似于前面的讨论,光源 310 可以与牙科插件 308 集成,且可包括两个或多个光源。

[0145] 图 14 画出有手柄 304' 和牙科插件 308' 的牙科器械 300'。牙科器械 300' 与电能、液体和 / 或气体源 302' 偶联,除了牙科插件 308' 包括摩擦发光材料 312' 外,按上面讨论与图 13 的牙科器械 300 相同的方式工作,该摩擦发光材料 312' 位于工作尖 316' 附近,以便提供工作区的照明。因为,例如当用超声发生器 314' 产生并通过连接体 311' 传输的振动能量,使摩擦发光材料 312' 受力 / 变形时,摩擦发光材料 312' 便发射光,所以不需要独立的光源。超声发生器 314' 的能量,由手柄 304' 中的换能器 306' 提供。

[0146] 图 15 画出用本发明示范实施例的超声牙科器械,照亮工作区,诸如病人口腔的例子。首先,在发电机(例如照明能量线圈 99)上接收机械能。发电机在机械上由器械的提手(例如手柄 200)支持。器械的提手适合支持超声器械的工作尖(例如工作尖 102)。与之相应,在电磁换能器(例如线圈 238)的输入上,接收电能(320)。在电磁换能器内形成磁场(322)。该磁场使机电换能器,例如超声换能器 108 运动,该超声换能器 108 或者是使用该磁场的磁致伸缩型,或者是使用该磁场的压电型(324)。通过用机电换能器移动发电机的输入单元,例如连接体 103,发电机接收机械能(326)。移动输入单元,可以包括使该输入单元以约 25kHz 到约 30kHz 的频率作往复运动。

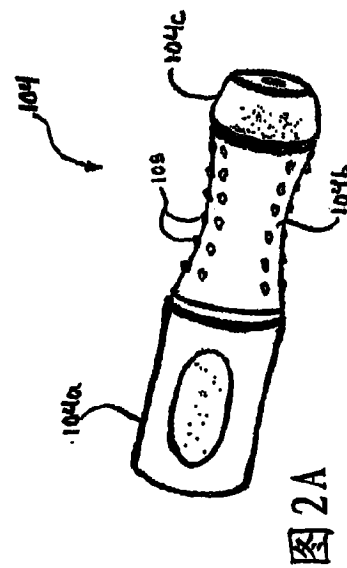
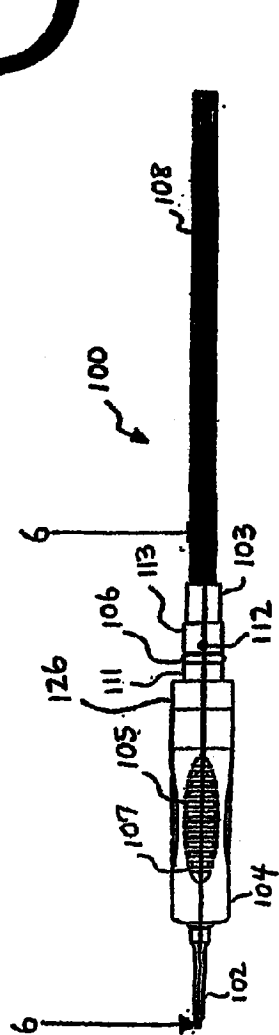
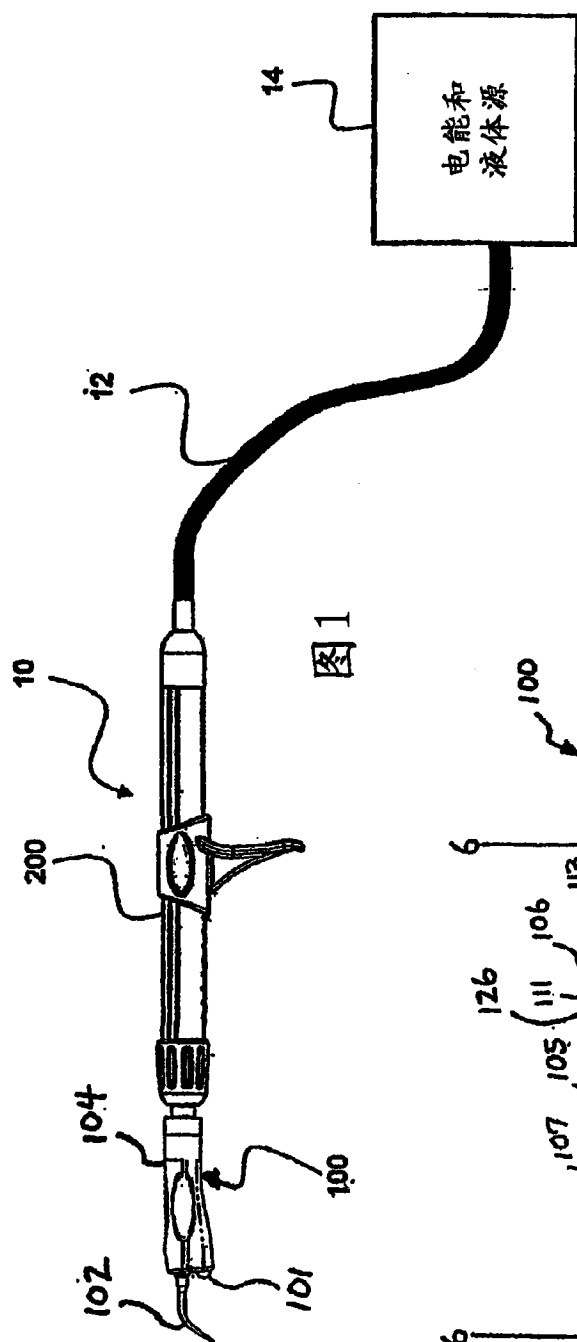
[0147] 把机械能转换为电磁能(328)。为此,使磁化单元,例如使连接体 103 运动,通过电的线圈,该线圈包括至少一匝螺旋绕组的电的导线。磁化单元的这种运动,可以包括使磁化单元基本上以直线运动形式滑动,和 / 或使磁化单元绕转动轴转动。在其他实施例中,机械能转换为电磁能,可以参照上面图 13 的讨论,通过对压电单元施加应力,在压电单元两端产生电压。在还有的其他实施例中,可以参照上面图 14 的讨论,用摩擦发光材料提供照明。

[0148] 至少一部分这样产生的机械能,被用于照亮工作区(330)。当把机械能转换为照

亮工作区的电磁能时,首先用发电机产生电能。然后通过光源输入上的导电线接收电信号,该光源可以是 LED 或白炽电灯(例如卤素灯泡)。利用该电能,使光源发射可见光。作为例子,发电机可以置于器械的提手内。

[0149] 如图 15 所示,借助这种照明,可以用器械的提手施行牙科手术(332)。在进行牙科手术时,作为例子,牙齿与器械的工作尖接触,而工作尖在机械上与器械的提手偶联,使牙齿表面置于工作区之内。

[0150] 本领域熟练人员应当意识到,本发明在不偏离其精神或基本特征的情况下,能够以其他具体形式体现。因此,可以认为,本说明在所有方面都是示例性的,而不是限制。本发明的范围,由附于后面的权利要求书指出,而在与之等价的意义上及范围内的一切变化,都将涵盖其中。



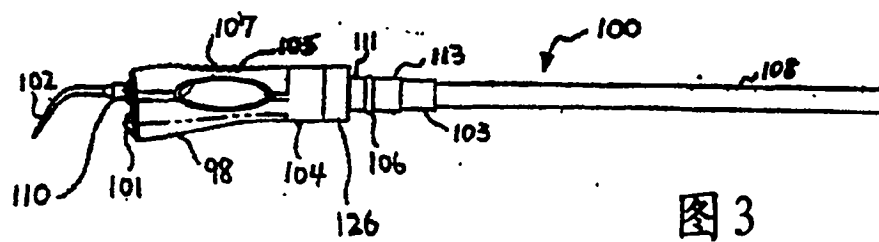


图 3

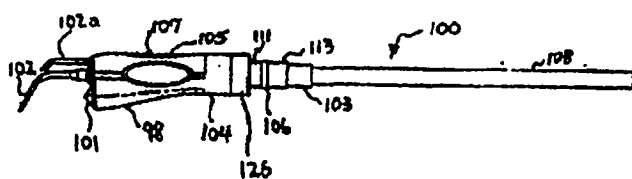


图 3A

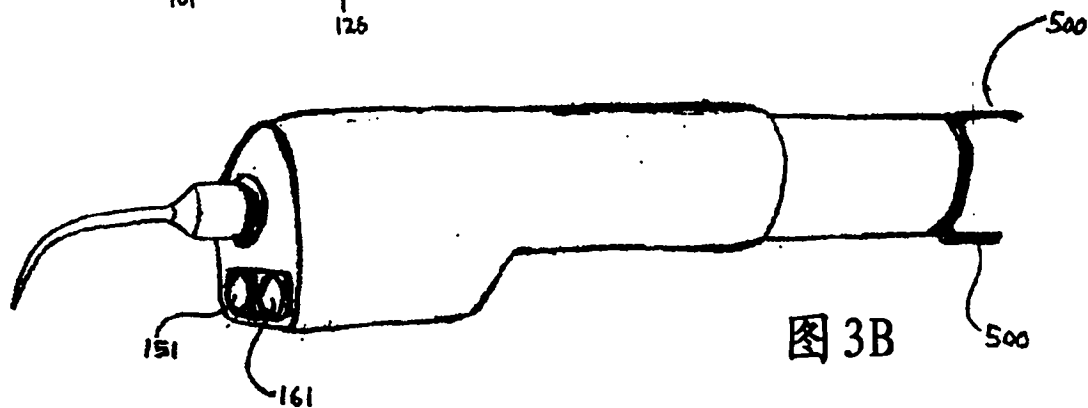


图 3B

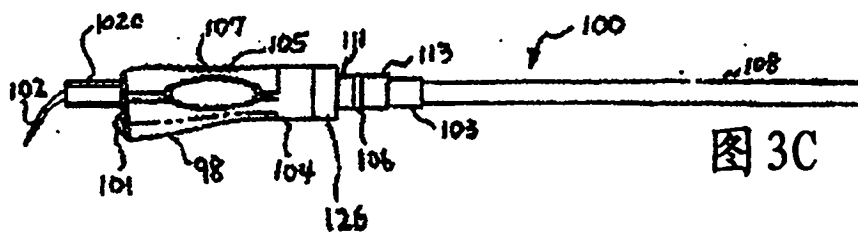


图 3C

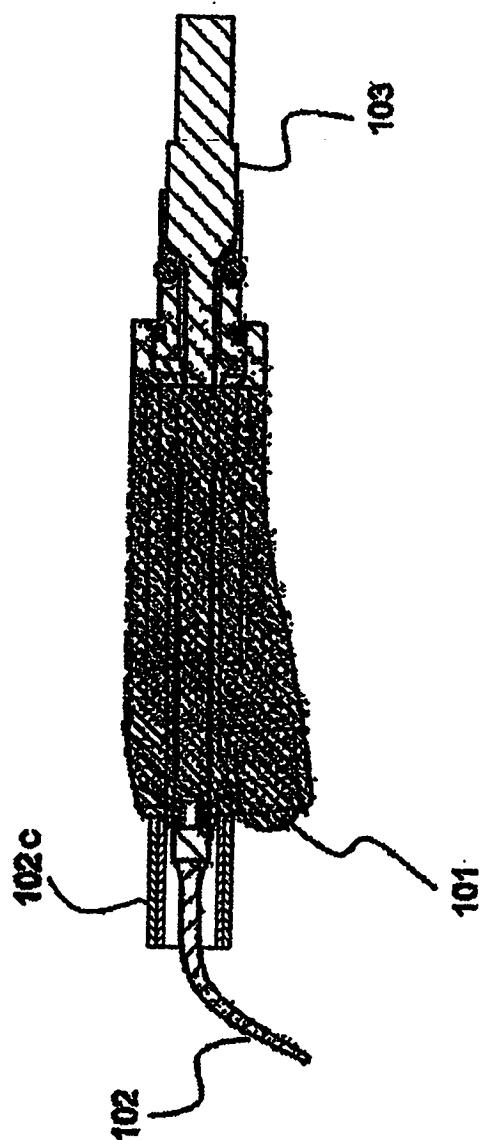


图 3D

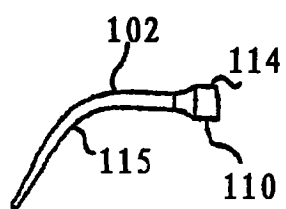


图 5

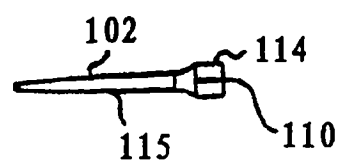
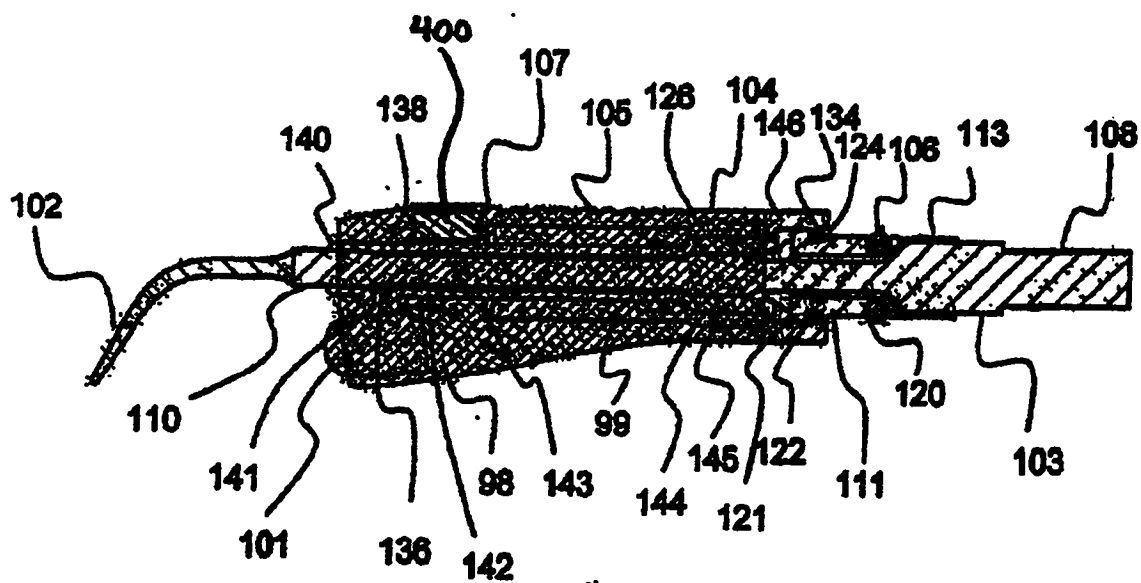


图 4



截面6-6

图6A

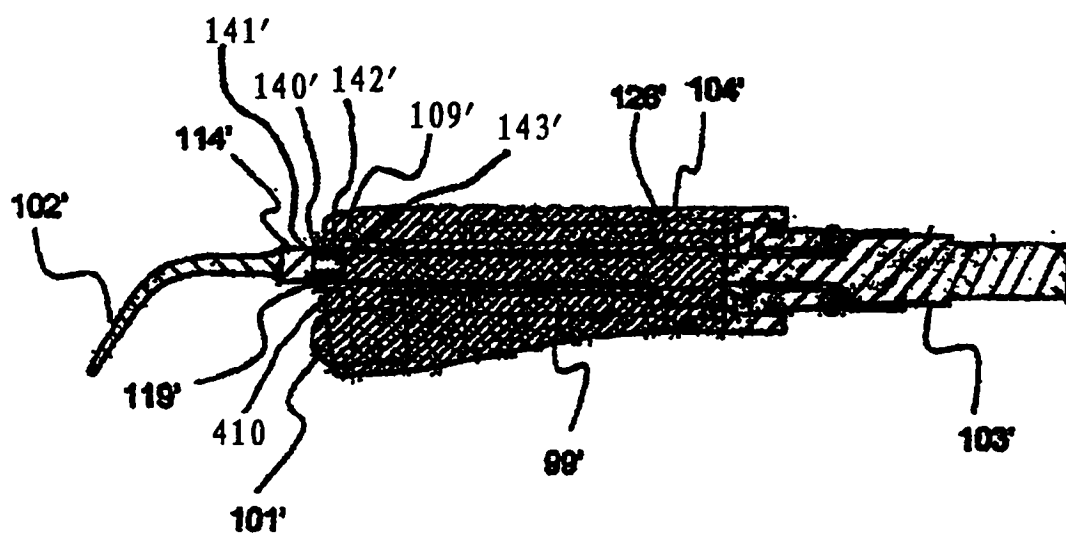


图6B

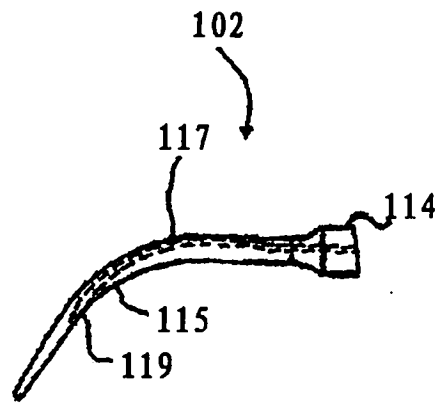


图 6D

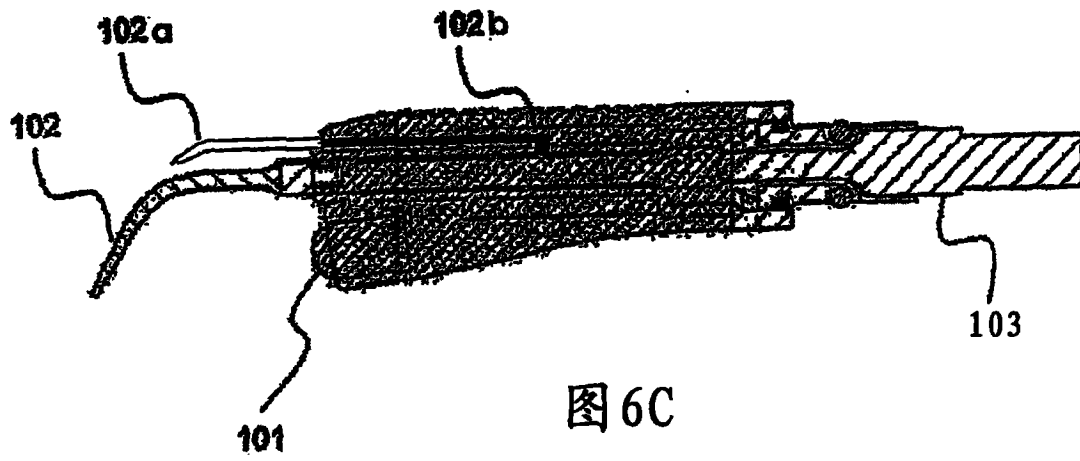
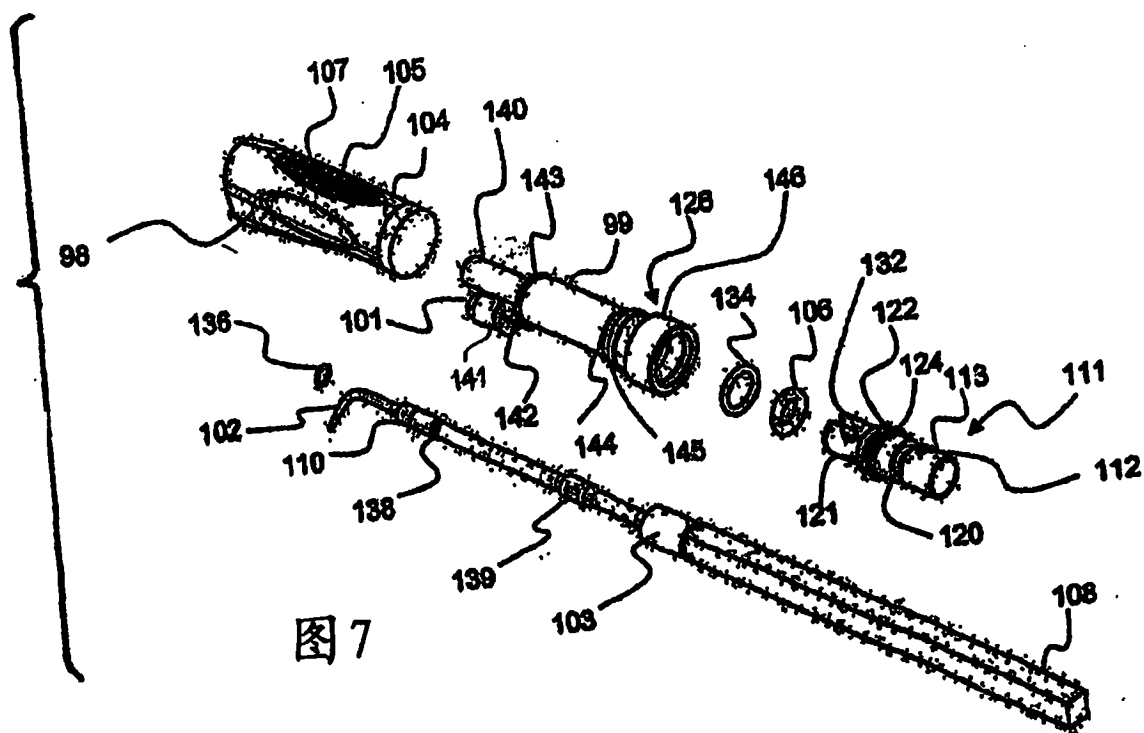


图 6C



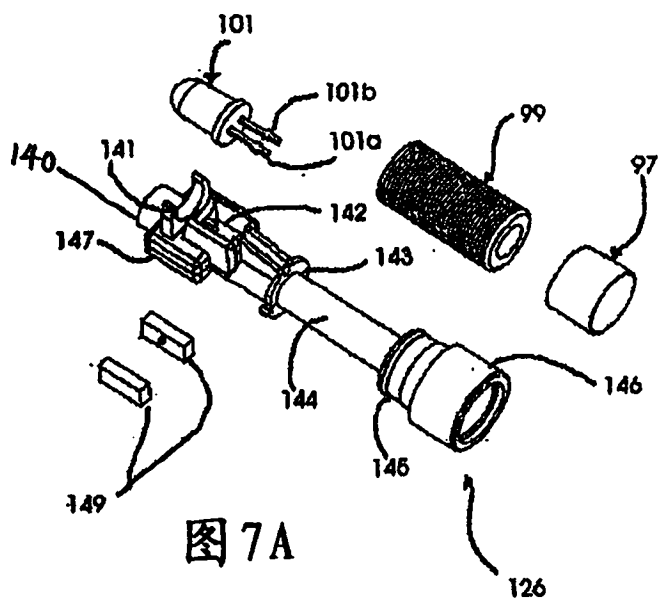


图 7A

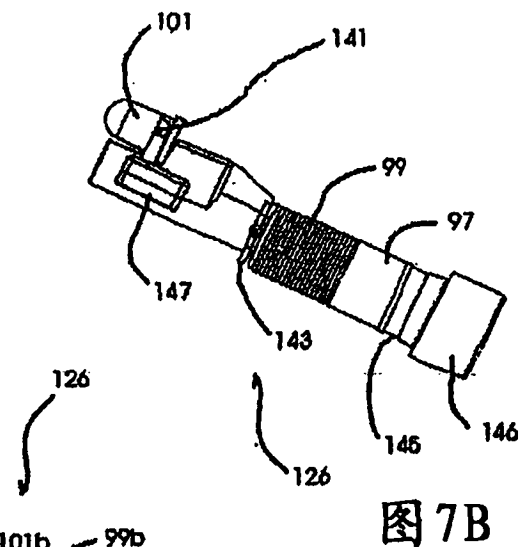


图 7B

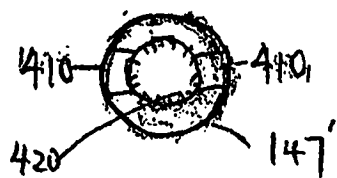


图 7D

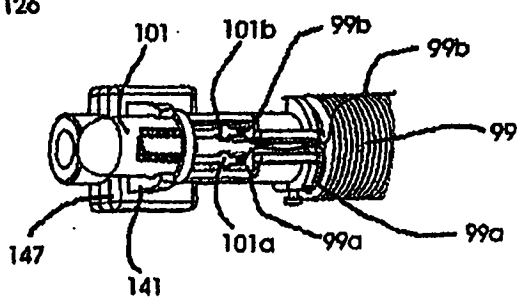


图 7C

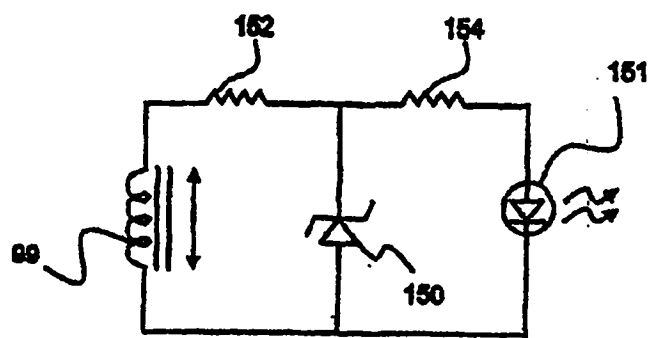


图 9

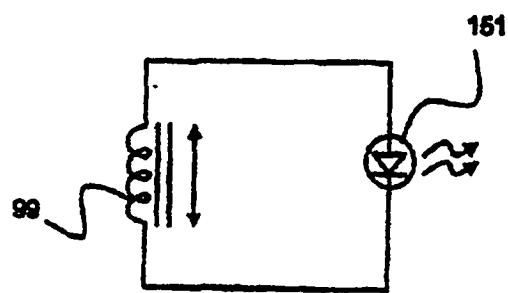


图 8

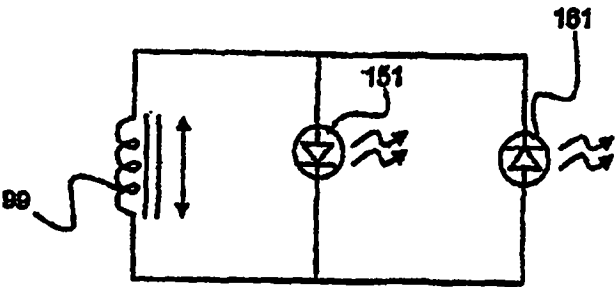


图 10

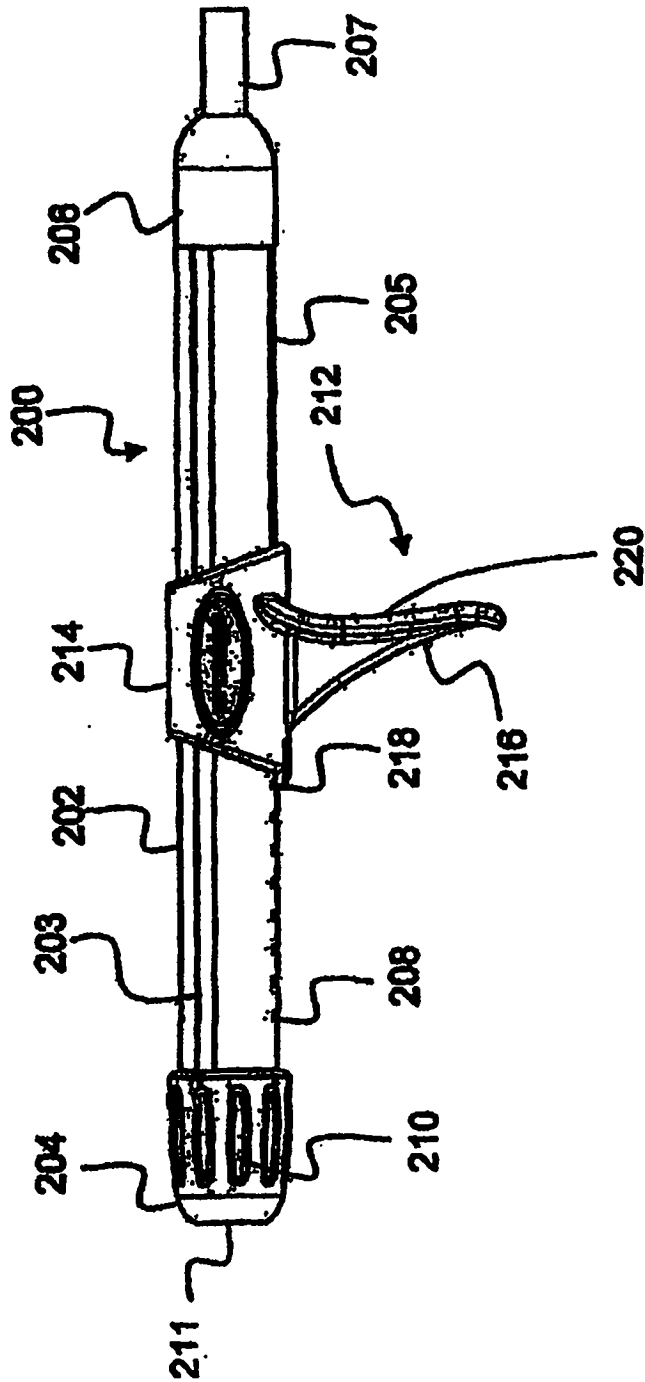


图 11

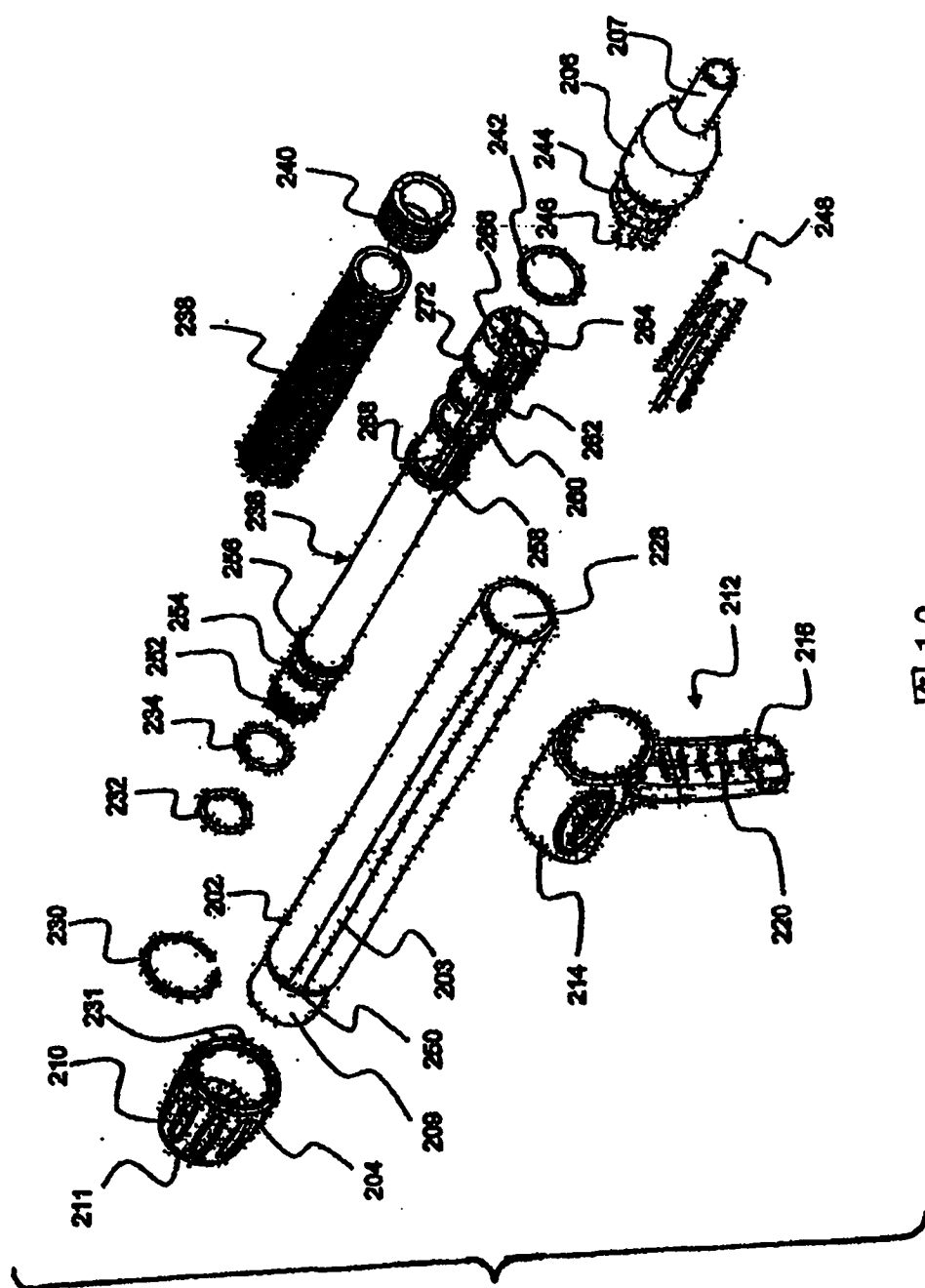


图12

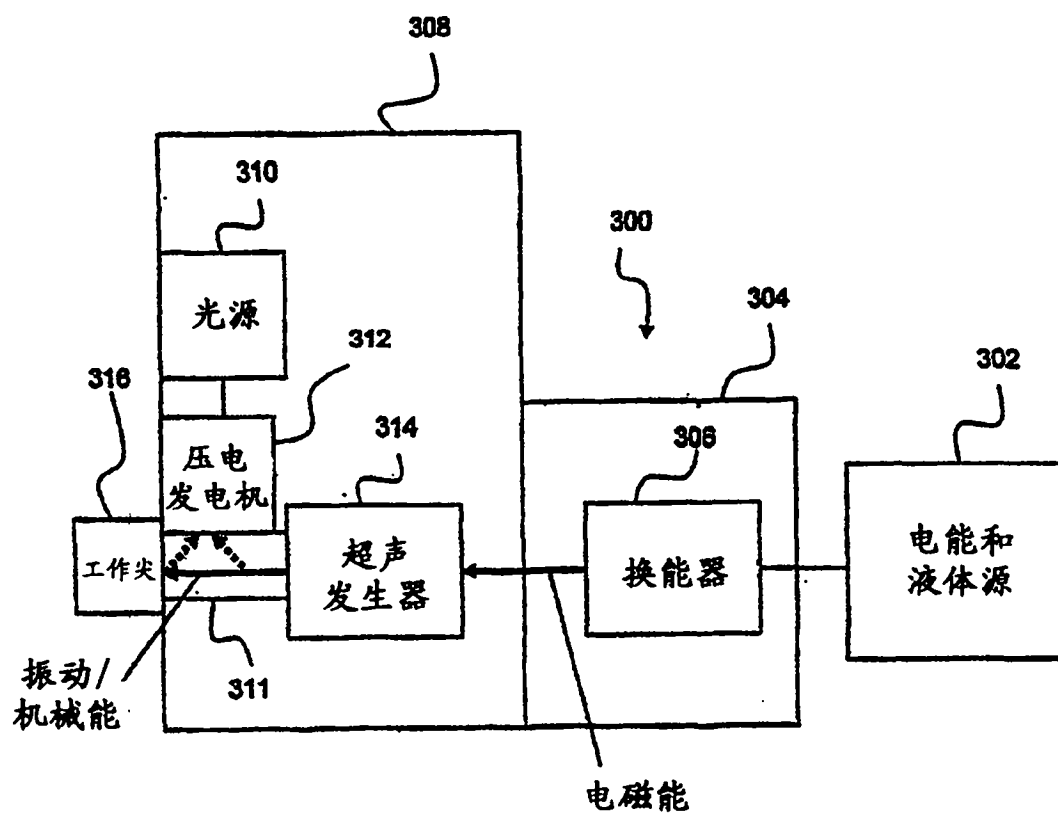
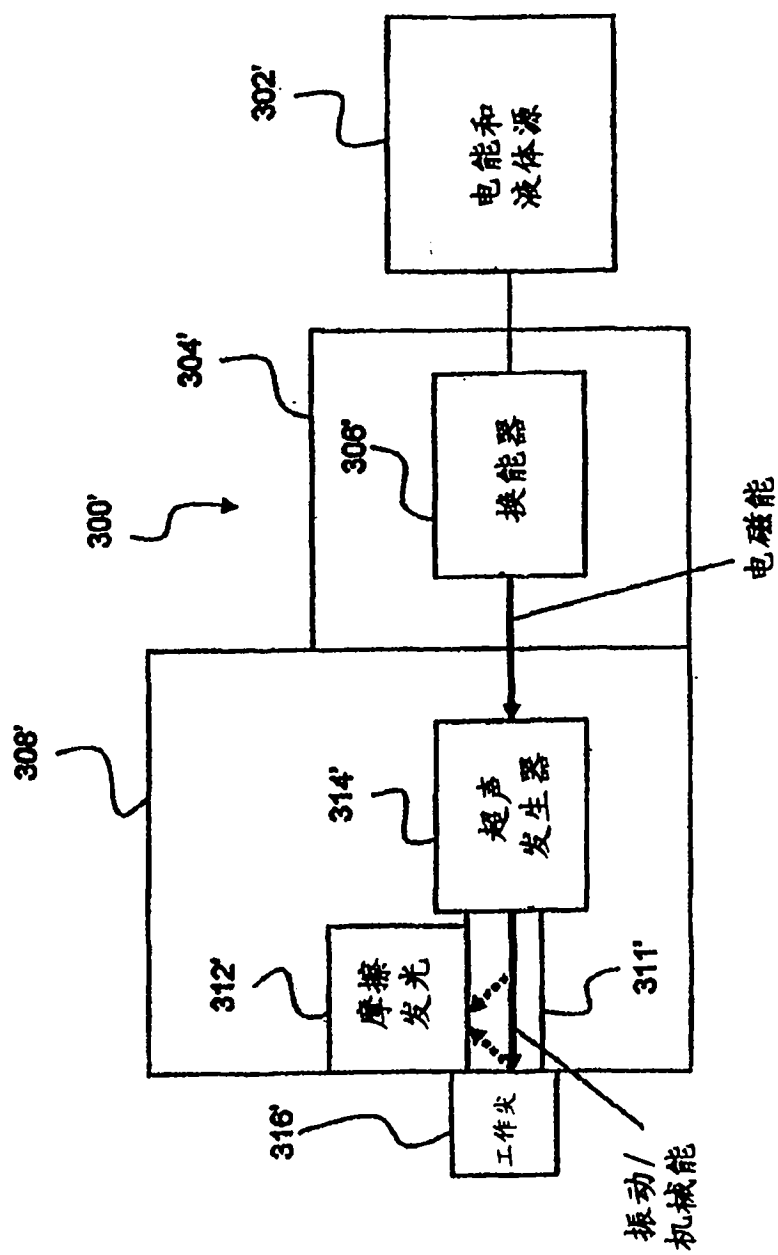


图13



14

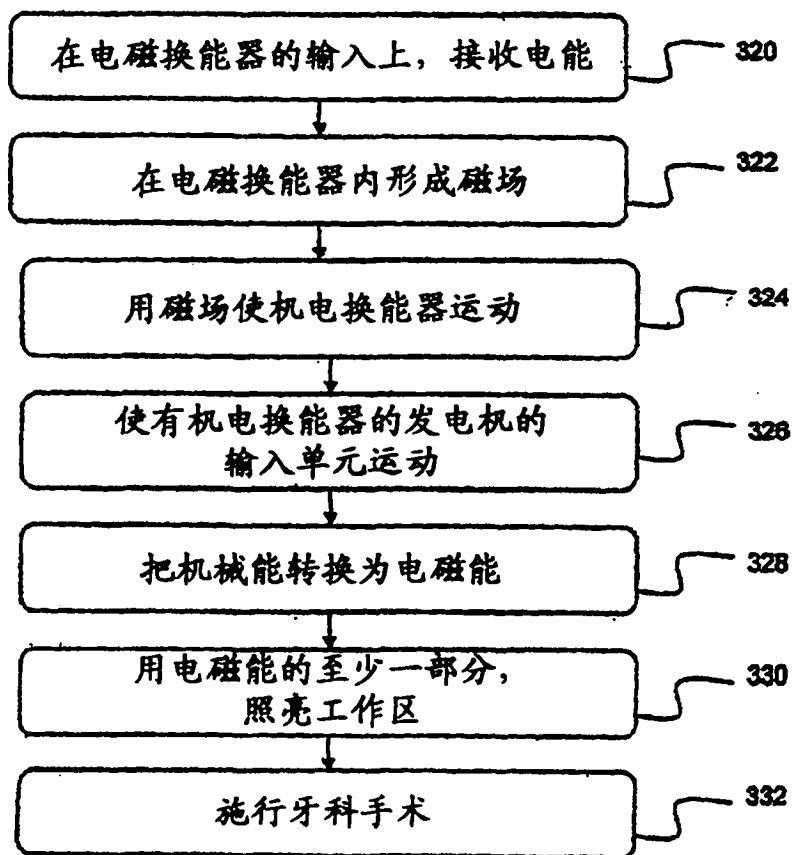


图15