(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116916845 A
(43)申请公布日 2023.10.20

(21)申请号 202180094609.8
(22)申请日 2021.12.30
(30)优先权数据
1020200189833 2020.12.31 KR
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.08.24
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2021/000926 2021.12.30
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/144587 EN 2022.07.07
(71)申请人 一路达株式会社
地址 韩国京畿道安养市万安区德川路152号路25,IS商务中心B栋9层
(72)发明人 金勇汉 李祥准 李载濠
(74)专利代理机构 北京坤瑞律师事务所 11494
专利代理师 封新琴
(51)Int.Cl.
A61B 18/20(2006.01)

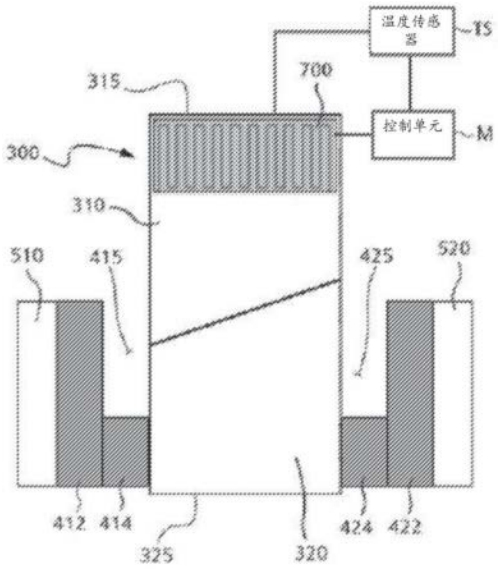
权利要求书4页 说明书14页 附图12页

(54)发明名称

用于真皮血管收缩条件下皮肤病变激光治疗的激光装置

(57)摘要

公开了一种激光装置,其能够提供迅速、精确且稳定的激光疗法,因为其能够:(i)当使用激光治疗皮肤的色素性疾病时,通过使用冷却装置来引起血管收缩并在血管收缩的条件下对皮肤病变区域进行激光治疗,以最小化由于激光照射在正常组织和毛细血管袢上而引起的炎症的发生,从而最小化治疗后不良反应,诸如色素沉着过度、红斑等;(ii)通过在使用冷却装置实现的区域特异性血管收缩的条件下捕获和分析皮肤病变区域的图像,迅速且精确地完成特异性瞄准病变区域的激光治疗,从而最小化与激光治疗相关的不良反应;(iii)防止或显著延迟由于使用冷却方法而在透光构件上出现起雾;(iv)通过使用传感器确保透光构件的皮肤接触表面与皮肤病变之间的完全接触;(v)使用扫描仪瞄准激光束;并且(vi)通过以重叠方式照射激光束来确保激光照射在皮肤病变上的完全覆盖。



CN 116916845 A

1.一种用于治疗皮肤病变的装置,其包括:

激光源;

透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其中,所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面;

冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩;

控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上;以及

加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

2.根据权利要求1所述的装置,其中,所述透光构件包括第一透光部分和第二透光部分。

3.根据权利要求2所述的装置,其中,所述第一透光部分和所述第二透光部分是光学透明的。

4.根据权利要求2所述的装置,其中,所述第一透光部分包括石英、蓝宝石、水晶、聚(甲基丙烯酸甲酯)、或聚苯乙烯。

5.根据权利要求2所述的装置,其中,所述第二透光部分包括石英、蓝宝石、水晶、聚(甲基丙烯酸甲酯)、或聚苯乙烯。

6.根据权利要求2所述的装置,其进一步包括分束器,其位于所述第一透光部分与所述第二透光部分之间。

7.根据权利要求1所述的装置,其中,所述冷却单元包括热电元件、冷却空气、冷却气体、或冷却液。

8.根据权利要求1所述的装置,其中,所述冷却单元包括热电元件和导热构件。

9.根据权利要求8所述的装置,其中,所述热电元件附接到所述透光构件的一侧。

10.根据权利要求8所述的装置,其中,所述热电元件附接到所述透光构件的一侧,并且还附接到所述第二透光部分。

11.根据权利要求8所述的装置,其中,所述导热构件被放置在所述热电元件与所述发光构件之间。

12.根据权利要求11所述的装置,其中,所述热电元件包括相互接触的吸热板和散热板。

13.根据权利要求12所述的装置,其中,所述导热构件包括附接到所述热电元件的吸热板的导热基板。

14.根据权利要求12所述的装置,其中,所述导热构件包括放置在所述热电元件与所述发光元件之间的导热桥。

15.根据权利要求13所述的装置,其进一步包括隔热材料,其放置在所述导热基板与所述透光部分之间。

16.根据权利要求1所述的装置,其进一步包括温度传感器。

17.根据权利要求16所述的装置,其中,所述温度传感器能够检测所述发光构件的温

度。

18.根据权利要求16所述的装置,其中,所述温度传感器能够检测所述冷却单元的温度。

19.根据权利要求16所述的装置,其中,所述温度传感器能够检测所述治疗部位的温度。

20.根据权利要求1所述的装置,其中,所述皮肤病变是色素性病变。

21.根据权利要求1所述的装置,其中,所述皮肤病变是非色素性病变。

22.根据权利要求1所述的装置,其进一步包括相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

23.一种使用根据权利要求22所述的装置治疗皮肤病变的方法,其包括以重叠方式照射治疗激光束。

24.根据权利要求23所述的治疗皮肤病变的方法,其中,所述重叠方式由所述治疗激光束的大小、重叠百分比、治疗部位的面积、和图像的分辨率决定。

25.一种用于治疗皮肤病变的装置,其包括:

激光源;

透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其中,所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面,

其中,所述透光构件包括具有第一传热系数的第一透光块和具有第二传热系数的第二透光块,其中,所述第一透光块和所述第二透光块从所述激光透射表面到所述皮肤接触表面交替堆叠;

冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩;以及

控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上。

26.根据权利要求0所述的装置,其进一步包括加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

27.根据权利要求0所述的装置,其进一步包括相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

28.一种使用根据权利要求27所述的装置治疗皮肤病变的方法,其包括以重叠方式照射治疗激光束。

29.根据权利要求28所述的治疗皮肤病变的方法,其中,所述重叠方式由所述治疗激光束的大小、重叠百分比、治疗部位的面积、和图像的分辨率决定。

30.一种用于治疗皮肤病变的装置,其包括:

激光源;

透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其中,所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面;

冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷

却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩；

控制单元，其控制所述冷却单元，并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上；以及

传感器，其检测所述皮肤接触表面与所述治疗部位之间的间隙。

31.根据权利要求0所述的装置，其中，所述传感器测量所述治疗部位的阻抗。

32.根据权利要求0所述的装置，其进一步包括加热器，其附接到所述透光构件，其中，所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

33.根据权利要求0所述的装置，其进一步包括相机，其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

34.一种使用根据权利要求33所述的装置治疗皮肤病变的方法，其包括以重叠方式照射治疗激光束。

35.根据权利要求34所述的治疗皮肤病变的方法，其中，所述重叠方式由所述治疗激光束的大小、重叠百分比、治疗部位的面积、和图像的分辨率决定。

36.一种用于治疗皮肤病变的装置，其包括：

激光源；

透光构件，其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面，其中，所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面；

冷却单元，其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却，从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩；

相机，其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像；

控制单元，其控制所述冷却单元，并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上；以及

扫描仪，其基于由所述相机获取的图像促进所述激光束照射到所述治疗部位。

37.根据权利要求0所述的装置，其中，所述扫描仪是检流计扫描仪。

38.根据权利要求0所述的装置，其进一步包括加热器，其附接到所述透光构件，其中，所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

39.一种使用根据权利要求0所述的装置治疗皮肤病变的方法，其包括以重叠方式照射治疗激光束。

40.根据权利要求39所述的治疗皮肤病变的方法，其中，所述重叠方式由所述治疗激光束的大小、重叠百分比、治疗部位的面积、和图像的分辨率决定。

41.一种用于治疗皮肤病变的装置，其包括：

激光源；

由导热体形成的导热体框架；

透光构件，其包括在所述导热体框架的顶表面上形成激光透射表面的第一窗口、在所述导热体框架的底表面上形成皮肤接触表面的第二窗口、以及密封在所述导热体框架内部的透光气体；其中，所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面；

冷却单元，其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却，从而通过用所述皮肤接触表面冷

却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩；

控制单元，其控制所述冷却单元，并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上；以及

加热器，其附接到所述透光构件，其中，所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

42.根据权利要求0所述的装置，其进一步包括位于所述导热体框架内部的分束器和位于所述导热体框架一侧的第三窗口，其中，所述分束器经由所述第三窗口将所述皮肤病变的图像发送至相机。

43.根据权利要求0所述的装置，其进一步包括相机，其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

44.一种使用根据权利要求43所述的装置治疗皮肤病变的方法，其包括以重叠方式照射治疗激光束。

45.根据权利要求44所述的治疗皮肤病变的方法，其中，所述重叠方式由所述治疗激光束的大小、重叠百分比、治疗部位的面积、和图像的分辨率决定。

用于真皮血管收缩条件下皮肤病变激光治疗的激光装置

[0001] 优先权声明

[0002] 本申请要求2020年12月31日提交的在先韩国专利申请第10-2020-0189833号的权益,所述申请的全部内容以引用的方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于皮肤病学激光治疗的装置和方法。

背景技术

[0004] 激光治疗已广泛用于皮肤病学,以治疗各种血管和色素性皮肤病变、纹身和良性皮肤肿瘤。其中,激光最常治疗的皮肤病变是色素性皮肤病变,诸如脂溢性角化病、黄褐斑、雀斑、日光性雀斑样痣、黑素细胞痣、和真皮黑素细胞增多症。

[0005] 色素性皮肤病变是由皮肤中黑色素含量的过度增加引起的。黑色素是在存在于皮肤的基底层中的树突状细胞(称为黑素细胞)中生物合成的。如果黑色素的量过量,或者如果其存在于正常情况下黑色素不存在的位置,这种情况可以被诊断为色素性皮肤病变。有时,这种色素性皮肤病变会使表皮繁殖或收缩,或者病理性地改变皮肤的一些成分,诸如真皮的各种皮肤附属物。

[0006] 通常,皮肤中黑色素量的过量产生是由皮肤暴露于紫外线辐射或皮肤炎症引起的。当黑色素过度生成或当已经生成的黑色素由于刺激移动到角质形成细胞时,它可以产生各种色素性病变或加重先前存在的色素性病变。

[0007] 炎症后色素沉着过度(PIH)是表皮黑素细胞和各种真皮细胞对皮肤刺激的反应。它是由于受伤区域现有黑色素的异常分布或黑色素增加而发生的。最终,过量的黑色素导致炎症区域出现色素沉着过度。色素沉着过度的持续时间会受到局部或全身因素的影响,在某些情况下,它会持续很长一段时间,从几个月到几年不等。

发明内容

[0008] 一种用于治疗皮肤病变的激光装置可包括:(i)激光源;(ii)透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面;(iii)冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来使所述治疗部位发生血管收缩;(iv)控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上;以及(v)加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

[0009] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

[0010] 在某些实施方案中,所述透光构件可包括:第一透光部分,其顶表面形成所述激光

透射表面;以及位于所述第一透光部分的底部的第二透光部分,其底表面形成所述皮肤接触表面,其中,具有皮肤接触表面的所述第二透光部分被构造成具有比所述第一透光部分更高热导率的材质。

[0011] 在某些实施方案中,所述冷却单元可包括热电元件和导热构件,其中所述热电元件附接到一侧,而其另一侧附接到所述第二透光部分,从而通过用所述热电元件导热来冷却所述第二透光部分。

[0012] 在某些实施方案中,所述透光构件可包括:i)第一透光部分,其顶表面形成所述透射表面;ii)第二透光部分,其位于所述第一透光部分的底部以形成所述皮肤接触表面;以及iii)分束器,其位于所述第一透光部分与所述第二透光部分之间,以透射所述激光束并将从所述皮肤接触表面反射的光反射到一侧;并且进一步包括相机,其由所述分束器反射的光获取与所述皮肤接触表面接触的治疗部位的图像。

[0013] 在某些实施方案中,光调节单元可以调节穿过所述透光构件的激光束的目标位置,其中所述控制单元可以通过分析由所述相机获取的图像来指定皮肤病变的位置;使用所述指定皮肤病变上的位置作为目标位置来控制所述光调节单元;并使所述激光束照射在所述目标位置上。

[0014] 在某些实施方案中,所述导热构件可包括:导热基板,其附接到所述热电元件的吸热板以传递热量;以及导热桥,其通过在所述导热基板与所述第二透光部分之间传递热量来冷却所述第二透光部分,并在所述导热基板与所述第二透光部分之间形成间隔部分。

[0015] 在某些实施方案中,隔热材料可以填充在所述导热基板与所述第二透光部分之间的间隔部分中。

[0016] 在某些实施方案中,所述透光构件可以由第一透光块和第二透光块构成,第一透光块和第二透光块具有不同的传热系数,从所述激光透射表面到所述皮肤接触表面交替堆叠。

[0017] 在某些实施方案中,可进一步包括温度维持器件,以将所述透光构件的温度维持在设定范围内,从而防止或延迟由所述冷却单元造成在所述透光构件上起雾。

[0018] 在某些实施方案中,所述透光构件的一侧可以进一步包括附接到所述透光构件一侧的加热器;并且所述控制单元可以控制所述加热器,以防止或延迟由所述冷却单元在所述透光构件上造成的起雾。

[0019] 一种用于治疗皮肤病变的装置可包括:(i)激光源;(ii)透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其中,所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面,其中,所述透光构件包括具有第一传热系数的第一透光块和具有第二传热系数的第二透光块,其中,所述第一透光块和所述第二透光块从所述激光透射表面到所述皮肤接触表面交替堆叠;(iii)冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩;以及(iv)控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上。

[0020] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

[0021] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

[0022] 一种用于治疗皮肤病变的激光装置可包括:(i)激光源;(ii)透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其中,所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面;(iii)冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩;(iv)控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上;以及(v)传感器,其检测所述皮肤接触表面与所述治疗部位之间的间隙。

[0023] 在某些实施方案中,所述传感器可以测量治疗部位的阻抗。

[0024] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

[0025] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

[0026] 一种用于治疗皮肤病变的激光装置可包括:(i)激光源;(ii)透光构件,其包括形成激光透射表面的顶表面和形成皮肤接触表面的底表面,其中,所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面;(iii)冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩;(iv)相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像;(v)控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上;以及(vi)扫描仪,其基于由所述相机获取的图像促进所述激光束照射到所述治疗部位。

[0027] 在某些实施方案中,所述扫描仪可以是检流计扫描仪。

[0028] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

[0029] 一种用于治疗皮肤病变的激光装置可包括:(i)激光源;(ii)由导热体形成的导热体框架;(iii)透光构件,其包括在所述导热体框架的顶表面上形成激光透射表面的第一窗口、在所述导热体框架的底表面上形成皮肤接触表面的第二窗口、以及密封在所述导热体框架内部的透光气体;其中所述透光构件允许来自所述激光源的治疗激光束从所述激光透射表面透射到所述皮肤接触表面;(iv)冷却单元,其使所述透光构件的皮肤接触表面冷却,从而通过用所述皮肤接触表面冷却治疗部位来引起所述治疗部位的血管收缩;(v)控制单元,其控制所述冷却单元,并且通过控制所述激光源使得所述治疗激光束能够在血管收缩的条件下照射在所述治疗部位的所述皮肤病变上;以及(vi)加热器,其附接到所述透光构件,其中,所述控制单元控制所述加热器以防止或延迟所述透光构件上起雾。

[0030] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括位于所述导热体框架内部的分束器和位于所述导热体框架一侧的第三窗口,其中,所述分束器经由所述第三窗口将所述皮肤病变的图像发送至相机。

[0031] 在某些实施方案中,所述激光装置可进一步包括相机,其获取与所述皮肤接触表面接触的所述治疗部位的图像。

[0032] 在某些实施方案中，用于在真皮血管收缩的条件下对皮肤病变进行激光治疗的激光装置可以利用冷却装置引起血管收缩，以最小化由于在正常组织和毛细血管袢上照射激光而触发的炎症；并且通过在血管收缩的条件下对皮肤病变进行激光治疗，可以最小化激光治疗后的副作用，诸如色素沉着过度、红斑等。

[0033] 在某些实施方案中，本发明可以通过在血管收缩的条件下获取和分析特定皮肤病变的图像来最小化激光治疗的副作用，并且能够迅速且准确地完成针对特定病变的激光治疗。

[0034] 在某些实施方案中，本发明可以防止或显著延迟由冷却装置造成的在透光构件上出现起雾，从而稳定地收集病变的图像；因此，它可以具有使用所述图像执行稳定的激光治疗的效果。

[0035] 一种使用激光装置治疗皮肤病变的方法可包括以重叠方式照射治疗激光束。在某些实施方案中，所述重叠方式由所述治疗激光束的大小、重叠百分比、所述治疗部位的面积、和由所述相机获取的图像的分辨率决定。皮肤病变可以在血管收缩的条件下用激光治疗，使得激光能量对重叠区域造成的损伤可以最小化。

[0036] 一种治疗皮肤病变的方法可以包括在超出皮肤表面上识别的皮肤病变边界的范围上将激光照射在皮肤病变上。皮肤病变可以在血管收缩的条件下用激光治疗，使得激光能量对治疗区域造成的损伤可以最小化。

附图说明

[0037] 图1A是激光装置的示例性实施方案的图。图1B是从侧面观察图1A所展示的激光装置的图。

[0038] 图2是激光装置的另一示例性实施方案的图。

[0039] 图3A是由激光装置的相机捕获的示意性图像。图3B示出了可以如何处理和分析捕获的图像。图3C示出了可以如何指定皮肤病变区域的边界。图3D示出了在指定皮肤病变区域的边界之后，可以如何瞄准边界内的位置照射激光束，从而在边界内形成多个光束光斑。图3E显示可以在多个光束光斑之间以重叠方式照射激光束。图3F示出了激光治疗后的一种处理。

[0040] 图4是激光装置的另一示例性实施方案的图。

[0041] 图5A是用于解决激光装置上的起雾问题的冷却单元的改进构造的示例性实施方案的图。

[0042] 图5B是用于解决激光装置上的起雾问题的冷却单元的改进构造的又一示例性实施方案的图。

[0043] 图6A是用于解决激光装置上的起雾问题的冷却单元的改进构造的示例性实施方案的图。

[0044] 图6B是用于解决激光装置上的起雾问题的冷却单元的改进构造的又一示例性实施方案的图。

[0045] 图7A是激光装置的示例性实施方案的图。图7B是图7A所展示的激光装置的平面图。图7C是图7A所展示的激光装置的底视图。

[0046] 图8示出了用触摸传感器实现的激光装置的手持件的实施方案。

[0047] 图9A展示了由计算机算法识别的示例性皮肤病变。图8B展示了针对与图9A相同的皮肤病变医师打算治疗的区域的示例。

[0048] 图10是包括扫描仪的手持件的示例性实施方案。

[0049] 图11A是使用检流计扫描仪用虚线标记其边界的皮肤病变的图像。图11B是使用阈值图像处理方法变换的图像。图11C是通过调整阈值来指定由点连接的内部区域用于激光照射的图像。

[0050] 图12A是通过相机获取的皮肤病变的图像,其中使用检流计扫描仪用虚线标记皮肤病变的区域。图12B以色相饱和度明度(hue saturation value,HSV)示出了与图12A相同的图像。图12C示出了与图12A相同的图像,其中使用均衡化直方图填充了皮肤病变区域。

[0051] 图13A是使用阈值图像处理方法来提取由检流计扫描仪标记的区域而变换的与图12A相同的图像。图13B以阈值色相饱和度明度示出了与图13A相同的图像。图13C示出了与图13A相同的图像,其中使用阈值均衡化直方图填充了由点连接的内部区域。

[0052] 图14显示取决于激光光斑的大小,可以存在不照射激光的区域。

[0053] 图15A示出了重叠百分比值为20%的示例性照射模式。图15B示出了重叠百分比值为40%的示例性照射模式。图15C示出了重叠百分比值为50%的示例性照射模式。

[0054] 图16示出了激光可以照射在皮肤病变周围的正常皮肤区域上的示例性情况。

具体实施方式

[0055] 由于近来激光技术的进步,正在以各种方式开发用于治疗皮肤病变的激光设备。可以使用激光的高功率能量来选择性地破坏皮肤表皮和/或真皮中的目标发色团来治疗皮肤病变,同时通过缩短皮肤暴露于激光能量的持续时间来最小化皮损。

[0056] 虽然激光治疗皮肤病变通常被认为是安全有效的,但根据治疗程序的类型,它们可能会导致各种不良反应。

[0057] 激光治疗后,可能会立即出现不良反应,诸如水泡、结痂、细菌感染和对麻醉软膏的过敏反应。也可能出现长期的治疗后不良反应,诸如红斑、色素沉着过度和疤痕。

[0058] 激光治疗后的反应可能是由皮肤中大量细胞的损伤引发的局部炎症反应引起的。位于乳头层中的受损毛细血管袢以及由此导致的血管中炎症细胞的迁移和迁移细胞的持续炎症反应可导致不良反应,诸如炎症后色素沉着过度(PIH)和激光后红斑(PLE)。

[0059] 临床上还没有令人满意的方法来减少激光治疗皮肤病变时引起的不良反应。已经尝试通过使用局部麻醉剂或注射麻醉剂结合激光治疗来减少对毛细血管袢的损伤,但是没有效果。

[0060] 本文公开了一种用于治疗皮肤病变的激光装置,具体地,一种在治疗各种色素性和非色素性皮肤病变(诸如脂溢性角化病、黄褐斑、雀斑、痣、血管性皮肤病和皮肤癌)时,可以暂时收缩治疗部位下的血管以引起血管收缩的激光装置。

[0061] 在某些实施方案中,所述激光装置可以用冷却装置引起血管收缩,以最小化由激光束照射在正常皮肤组织和毛细血管袢上触发的炎症,并最小化激光治疗后的不良反应,诸如色素沉着过度和红斑。

[0062] 在某些实施方案中,所述激光装置可以通过在血管收缩的条件下获取和分析特定皮肤病变的图像来最小化激光治疗的不良反应,并且能够通过瞄准特定病变来迅速且准确

地完成激光治疗。

[0063] 可以根据激光治疗的目标发色团来选择激光的波长,以选择性地仅破坏吸收特定波长光的发色团,因此,这种技术被称为选择性光热解(SPTL)。然而,在现实中,任何波长的激光都可以被任何目标一定程度地吸收,从而在皮肤中引起不必要的反应。

[0064] 例如,当用于色素病变的激光施加到作为目标发色团的黑色素上时,不仅产生黑色素的黑色素细胞会被激光破坏,而且形成大部分表皮的角质形成细胞也会被激光破坏。这是因为大量的黑色素经由黑素体不断地被输送到表皮多层的角质形成细胞。当角质形成细胞受损时,这些细胞会分泌炎性细胞因子并引起各种不良反应。

[0065] 各种条件和因素可以影响SPTL的有效性和精确性,诸如光束的直径、注量、脉冲持续时间和激光束光斑的堆叠/重叠,以及激光束波长本身的独特特性。

[0066] 在常规激光治疗中,当注量提高到高于常规水平或激光束光斑彼此重叠以施加过量的激光能量时,无论激光的类型如何,都会出现炎症性皮肤反应,诸如瘀点出血和皮肤水肿。因此,激光治疗后会出现各种不良反应,诸如炎症后色素沉着过度(PIH)、持续性炎症后红斑(PIE)、疤痕和结构畸形。

[0067] 在各种Q开关激光器中,由瘀点出血和皮肤水肿引起的强烈炎症反应在Q开关532nm激光器中尤其明显。这是因为这种特定波长的激光不仅可以被黑色素吸收,还可以被血红蛋白吸收,这甚至在低能量水平(通常不会由其他激光对乳头层的毛细血管袢造成太大的损伤)下也可能引起严重的炎症反应。

[0068] 用于皮肤治疗的任何激光都会在一定程度上损伤位于乳头层中的毛细血管袢。随着注量的增加,毛细血管袢的损伤程度也相应增加。因此,为了获得期望的治疗效果,同时最小化由激光照射引起的皮肤不良反应,希望尽可能地保留毛细血管袢。

[0069] 为了保护毛细血管袢,重要的是要考虑到对激光反应的毛细血管袢的目标发色团不是毛细血管袢的血管壁,而是在血管中移动的红细胞中的血红蛋白(氧/脱氧Hb,“移动发色团”)。因此,如果在激光治疗期间可以暂时减少在毛细血管袢内流动的红细胞的量,则可以减少与激光反应的目标发色团的量,并且可以减少激光能量经由红细胞对毛细血管袢的影响。

[0070] 为了最小化由激光能量引起的对毛细血管袢的损伤,可以在激光治疗之前和期间即时人工冷却皮肤病变区域。然后自主神经系统立即做出反应来维持体温。结果,将血液输送到乳突真皮层(papillary dermis)的毛细血管袢的毛细血管前括约肌可以暂时收缩,允许血液仅流向括约肌浅血管丛。换句话说,在这种状态下,皮肤病变区域处于血管收缩的条件下。

[0071] 如果在血管收缩下,乳头层的毛细血管袢中的红细胞量减少,则对激光反应的目标发色团(即血红蛋白)减少,并且可以减少对毛细血管袢壁的损伤。结果,可以减少通过血管迁移到该区域的炎症细胞的量,这意味着可以显著减少激光照射区域中的炎症反应。

[0072] 如果乳头层周围的血管和组织能够被保留以最小化损伤,则可以更快地产生正常的伤口愈合过程。

[0073] 如上所述,本文公开的激光装置可以构造成使得血管在皮肤病变区域在激光治疗之前和期间被人工冷却时收缩(即“在血管收缩的条件下”)。结果,乳头层的毛细血管袢中的红细胞的量可以减少,并且可以在减少治疗部位中的血红蛋白量的情况下照射激光束以

治疗皮肤病变。使用该装置的治疗可以减少激光治疗的不良反应，诸如色素沉着过度、烧伤、红斑和疤痕，并且可以应用于任何色素性和非色素性皮肤病变，包括难以治疗的皮肤病变，诸如日光性雀斑样痣、太田痣、双侧太田斑痣、和较大的先天性黑素细胞痣。

[0074] 如果在血管收缩的条件下进行激光治疗，可以在不引起色素沉着过度或损伤表皮的情况下治疗真皮中的皮肤病变。通过增加激光功率的强度，可以减少治疗次数和完全恢复所需的时间，因此，可以获取优异的治疗结果。注量可以增加到远高于常规强度，这使得可以在没有严重不良反应的情况下治疗：(i)具有相对较小程度黑色素沉着过度的浅色脱色病变，其是表皮色素沉着病变的一种类型；(ii)由克隆性增生引起的脂溢性角化病，具有微小的厚病变；以及(iii)日光性雀斑样痣。

[0075] 图1A和图1B展示了用于在真皮血管收缩的条件下治疗皮肤病变的激光装置的示例性实施方案。图1A是激光装置的示例性实施方案的图。图1B是从侧面观察图1A所展示的激光装置的图。

[0076] 如图1A和图1B所展示，示例性实施方案可包括：激光源200、透光构件300、冷却单元400和500、以及控制单元M。如上所述，激光源200是振荡激光以治疗皮肤病变(诸如非色素性皮肤病变和色素性皮肤病变)的部件。激光源200可包括激光器，诸如红宝石、翠绿宝石和Nd:YAG激光器。优选地，它可包括Nd:YAG激光器，该激光器可以振荡两个波长，用于治疗由黑色素引起的真皮和表皮中的色素性皮肤病变。

[0077] 如图1A和图1B所展示，透光构件300是将要透射的激光束从顶表面引导到底表面的部件。透光构件300可以包括形成激光透射表面315的顶表面和形成与皮肤100的病变110接触的皮肤接触表面325的底表面。透光构件300可以引导来自激光源200的治疗激光束从激光透射表面315透射到皮肤接触表面325，允许在病变110的目标位置形成激光束光斑(SP)。

[0078] 透光构件300可包括第一透光部分310和第二透光部分320，如图1A和图1B所展示，第一透光部分310的顶表面形成激光透射表面315，第二透光部分320的底表面形成皮肤接触表面325。

[0079] 第一透光部分310和第二透光部分320可以由能够透光的光学透明材料形成，诸如石英、蓝宝石、水晶、聚(甲基丙烯酸甲酯)或聚苯乙烯。第一透光部分310和第二透光部分320可包括彼此不同的材料；并且具有皮肤接触表面325的第二透光部分320的材料的热导率可以比第一透光部分310的更高。

[0080] 第一透光部分310和第二透光部分320可以形成为通过粘合剂(诸如UV粘合剂)彼此粘合。

[0081] 冷却单元400和500可以冷却透光构件300的皮肤接触表面325，并且通过利用皮肤接触表面325冷却皮肤100的接触区域110来使皮肤100的接触区域110下面的血管收缩。

[0082] 可以使用各种类型的冷却单元来冷却透光构件300。所述冷却单元的非限制性实例可以包括热电元件、冷却空气、冷却气体、或冷却液。优选地，如图1A和图1B所展示，冷却单元可以包括热电元件500和包括诸如金属的导热材料的导热构件400。

[0083] 热电元件500是具有相互接触的吸热板和散热板的部件，以按照电信号的指示冷却吸热板并加热散热板。如图1A和图1B所展示，热电元件500的吸热侧可以附接到导热构件400的一侧，而导热构件400的另一侧附接到第二透光部分320。结果，由于热电元件500吸收

热量，第二透光部分320的热量通过导热构件400传递到热电元件500，此时第二透光部分320可以被冷却。

[0084] 如图1A所示，当皮肤接触表面325在第二透光部分320的皮肤接触表面325与皮肤接触区域110接触的同时被冷却时，接触区域变成冷却区域112，并且其周围周边变成具有稍微高的温度的区域114。

[0085] 当热电元件500工作时，第二透光部分320冷却，并且当第二透光部分320的皮肤接触表面325冷却时，皮肤的冷却区域112冷却，并且所述冷却区域112下面的血管变得收缩，并且结果，在保持冷却的同时血流量减少。如果在这种条件下进行激光治疗，可以将色素沉着过度和红斑等不良反应最小化。

[0086] 透光构件300可以通过粘合第一透光部分310和第二透光部分320来构造。形成皮肤接触表面325的第二透光部分320的材料的热导率可以比第一透光部分310的更高，以便于在冷却单元400和500连接到第二透光部分320的皮肤接触表面325的情况下冷却所述皮肤接触表面。

[0087] 在某些实施方案中，如图1A和1B所展示，激光装置可包括控制单元M，并且控制单元M可以连接到激光源200以及冷却单元400和500并控制它们。

[0088] 当透光构件320的皮肤接触表面325与皮肤100接触时，控制单元M可以通过控制冷却单元的热电元件500来冷却皮肤接触表面325，并允许与之接触的皮肤的接触区域110处的冷却区域112的血管收缩。当其冷却到足以用于治疗时，在冷却持续的同时控制激光源200，以便在血管收缩状态下治疗激光束照射在皮肤接触区域上。

[0089] 如图1A所展示，在透光构件300的皮肤接触表面325保持与皮肤的接触区域110接触的状态下，通过使用冷却单元(同时保持血管收缩状态)来保持皮肤接触表面325的冷却，同时激光束La通过透光构件300透射，以在与皮肤接触表面接触的接触区域110上形成光斑SP。因此，皮肤病变可以在血管收缩的条件下用激光治疗。

[0090] 当透光构件300的皮肤接触表面325与皮肤上的接触区域接触时，如果可以知道所述皮肤的接触区域冷却到什么程度，则还可以防止或最小化来自皮肤过冷的不良反应。

[0091] 为了实现这一点，激光装置可以单独地具有温度传感器(未示出)，用于感测当冷却单元执行冷却时，与透光构件300的皮肤接触表面325接触的皮肤的接触区域110被冷却到什么程度。

[0092] 在某些实施方案中，温度传感器可以直接感测皮肤接触区域110的温度。在某些其他实施方案中，温度传感器可以测量透光构件300的温度(例如，第二透光部分320的温度)，并基于其温度信息计算皮肤接触区域的温度。

[0093] 通过采用上述方法，控制单元通过基于从温度传感器获取的皮肤接触区域的温度信息控制冷却单元、激光源等，允许在血管收缩的条件下有效地执行激光治疗，而没有不良反应。

[0094] 当经由透光构件300的皮肤接触表面325在皮肤的接触区域上执行冷却时，如果冷却时间变得过长，则会由于冷却本身发生严重的不良反应。因此，缩短冷却持续时间并快速对病变进行激光治疗是很重要的。

[0095] 为了快速治疗皮肤病变，需要在皮肤接触区域110上找到皮肤病变的位置，透光构件300的皮肤接触表面325在病变位置发生接触，并且引导激光束在皮肤病变上精确地形成

光斑。

[0096] 如图2所展示，激光装置可以构造成通过分析皮肤病变区域的图像来找到病变的位置，基于分析来瞄准病变，从而快速和精确地执行激光治疗。

[0097] 在某些实施方案中，所述激光装置可构造成包括：(i)与根据上述图1A和1B所展示的实施方案的激光装置相同的激光源200、透光构件300、以及冷却单元400和500；此外，(ii)光调节单元220、分束器350、和相机600；以及(iii)控制这些部件的控制单元M。

[0098] 与根据上述图1A和1B所展示的实施方案的激光装置一样，根据此实施方案的激光装置可包括：激光源200；透光构件300，其包括形成激光透射表面315的顶表面和形成接触皮肤100的病变110的皮肤接触表面325的底表面，并引导来自激光源200的治疗激光束La从激光透射表面315透射到皮肤接触表面325；以及冷却单元400和500，其可以冷却透光构件300的皮肤接触表面325，以利用皮肤接触表面325冷却皮肤接触区域110，从而引起血管收缩。

[0099] 激光源200、透光构件300、以及冷却单元400和500可以与根据图1A和1B所展示的一个实施方案的激光装置基本相同。

[0100] 如图2所展示，透光构件300可包括：第一透光部分310，其顶表面形成激光透射表面315；以及第二透光部分320，其底表面形成皮肤接触表面325，从而引导激光束透射并从激光透射表面315前进到皮肤接触表面325。

[0101] 如图2所展示，根据此实施方案的透光构件300可包括位于第一透光部分310与第二透光部分320之间的分束器350；从而将从激光透射表面315行进的激光束La透射到皮肤接触表面325，并且将从皮肤接触表面325与其接触的接触部分110反射的光反射到一侧。

[0102] 相机600可以由从分束器350反射的光捕获接触皮肤接触表面的皮肤接触区域110的图像。

[0103] 为了获取由相机600捕获的图像，优选使用单独的专用照明设备，而不是使用自然光。利用为皮肤接触区域单独设置的照明设备，从皮肤接触区域反射的光可以在分束器350上反射，允许相机600通过接收由分束器350反射的光来捕获接触区域的更清晰的图像。换句话说，可以获取接触区域的图像，如图2中的图像610所示。

[0104] 在某些实施方案中，由相机600捕获的接触区域的图像610可以被发送到控制单元M。然后，控制单元M可以分析图像610，指定病变612，指定皮肤病变612的位置，控制光调节单元220瞄准指定皮肤病变上的位置，并引导激光束照射在目标位置上。

[0105] 光调节单元220可以是通过调节从激光源200振荡的激光束的路径而使皮肤接触区域110的目标位置上形成光束光斑SP的装置。在某些实施方案中，光调节单元220可以是Galbano镜。

[0106] 通过处理和分析由相机600捕获的图像610，控制单元M可以检测皮肤病变612区域，指定边界，计算边界内指定病变区域的位置坐标作为激光束的目标位置的坐标信息，根据目标位置的坐标信息控制光调节单元220，并引导激光束La照射在计算的目标位置上，从而快速找到病变区域并对皮肤病变进行激光治疗。

[0107] 例如，可以通过图3A-3F所展示的步骤分析接触区域的图像来找到皮肤病变的位置，并且可以使用根据图2所展示的实施方案的激光装置的相机对皮肤病变执行激光治疗。

[0108] 图3A是由如上所述的相机捕获的示意性图像。如图3B所展示，可以处理和分析捕

获的图像，以指定如图3C所展示的皮肤病变区域的边界。在指定皮肤病变区域的边界之后，可以针对边界内的位置照射激光束，在边界内形成多个光束光斑，如图3D所展示。在某些实施方案中，如图3E所展示，可以在多个光束光斑之间以重叠方式照射激光束，以完成激光治疗。图3F示出了激光治疗后的一种处理。

[0109] 图2所展示的实施方案可以构造成使得激光束La在从透光构件300的激光透射表面315透射通过分束器350之后可以照射在皮肤接触表面325上，并且相机600可以由从透光构件300的一侧上的分束器反射的光捕获图像。

[0110] 图4展示了另一个实施方案，其中激光装置可以被构造成包括：与根据图1A和1B所展示的实施方案的激光装置方式相同的激光源200、透光构件300、以及冷却单元400和500；并且另外包括光调节单元220、分束器360；以及相机600；以及控制这些部件的控制单元M。

[0111] 如图4所展示，根据此实施方案的激光装置可以构造成使得相机600的光轴AX透射穿过透光构件300的激光透射表面315和皮肤接触表面325，从而将从皮肤接触表面325反射的光引导到相机600，从而透射穿过分束器360和激光透射表面315。

[0112] 在图2所展示的实施方案和图4所展示的实施方案中，激光束的位置和相机的位置可以彼此交换。

[0113] 在图4所展示的实施方案中，设置在第一透光部分310与第二透光部分320之间的分束器360可以具有与上述图2所展示的实施方案中使用的分束器350不同的物理特性。图2所展示的实施方案的分束器350的特性可以允许可见光线被反射并且激光束被透射。图4所展示的实施方案的分束器360可以反射激光束并透射可见光。

[0114] 光调节单元220可以调节从激光源200振荡的激光束的路径，并考虑分束器360的反射来设置目标位置的坐标。光调节单元220可以用诸如Galbano镜的设备来实现。

[0115] 控制单元M可以通过对相机600经由激光透射表面315捕获的皮肤接触区域的图像执行预定的处理和分析来检测皮肤病变区域。控制单元M可以指定边界，计算边界内的指定病变的位置坐标作为激光束目标位置的坐标信息，根据关于目标位置的坐标信息控制光调节单元220，并引导激光束La照射在计算的目标位置上，从而快速找到病变区域并对病变区域迅速且精确地执行激光治疗。

[0116] 在图2或图4所展示的实施方案中，虽然冷却单元400和500可以冷却透光构件300，但是当透光构件的温度下降到低于某个温度时，当经过某个时间时，透光构件300会起雾。

[0117] 取决于透光构件的材料、环境温度和湿度以及冷却温度等，透光构件300上的起雾可以在任何时刻发生。当透光构件300出现起雾时，由相机600拍摄的图像的清晰度显著降低，使得难以检测病变的位置。

[0118] 例如，在图2所展示的实施方案中，相机通过接收来自透光构件300一侧上的分束器的反射光来捕获图像。因此，透光构件300的侧表面上的起雾会影响捕获图像的清晰度。在图4所展示的实施方案中，相机可以通过在透光构件300的激光接触表面315上接收由分束器360透射的光来捕获图像。因此，透光构件300的激光透射表面315上的起雾会影响捕获图像的清晰度。

[0119] 图5A和图5B展示了用于解决上述透光构件可能出现的起雾问题的示例性实施方案。除了用于解决起雾问题的元件之外，图5A和图5B中的实施方案与图2所展示的激光装置基本相同。图5A和图5B所展示的用于解决激光装置上的起雾问题的元件可以应用于各种其

他实施方案，包括图1A和图1B以及图4所展示的实施方案。

[0120] 在图5A中，根据本实施方案的激光冷却单元可包括：热电元件510和520，以及用于通过热传导来冷却透光构件的皮肤接触表面325的邻近区域的导热构件412、414、422和424。

[0121] 图5A示出了分别位于透光构件300的一个侧面和另一个侧面上的冷却单元(热电元件和导热构件)，冷却单元的位置不限于此。冷却单元可以仅附接到透光构件的一侧，也可以附接到所有侧。

[0122] 导热构件可包括：(i)导热基板412和422，其附接到热电元件510和520的吸热板以传导热量；以及(ii)导热桥414和424，用于通过在导热基板412与透光构件300之间传导热量来冷却透光构件300。

[0123] 导热桥414和424可以被设置成在导热基板412和422与透光构件300之间形成间隔部分415和425。

[0124] 所述间隔部分415与425之间的距离可以与导热桥414与424之间的距离相同。优选地，间隔部分415和425的纵向间隙可以长于导热桥414和424的长度。换句话说，优选地，间隔部分415和425的体积形成为大于导热桥414和424的体积。

[0125] 优选地，附接导热桥414和424的位置可以在透光构件300的皮肤接触表面325附近。

[0126] 在图5A所展示的实施方案中，附接到热电元件510和520的导热基板412和422只能将热量传导到导热桥414和424，而热量不通过间隔部分415和425传导，并且导热桥414和424附接到皮肤接触表面325的附近。因此，可以显著延迟透光构件上的起雾，同时基本上保持冷却皮肤接触表面325的效果。

[0127] 如上所述，当热电元件510和520经由导热桥414和424附接到透光构件300时，与热电元件510和520直接附接到透光构件300的情况相比，可以更显著地延迟透光构件300上出现起雾。

[0128] 如图5B所展示，导热基板412和422与透光构件300之间的间隔部分415和425可以用隔热材料417和427填充，从而进一步延迟透光构件上出现起雾。

[0129] 图6A展示了激光装置的又一实施方案，其中通过激光透光构件的构造特性可以防止或延迟由透光构件的冷却引起的起雾。

[0130] 根据图6A所展示的实施方案的激光装置中提供的透光构件300a可以通过从激光透射表面315a到皮肤接触表面325a交替堆叠具有两个不同传热系数的第一透光块S和第二透光块Q来构造，如所展示。在下文中，如上所述通过堆叠第一透光块S和第二透光块Q而构成的透光构件300a被称为“堆叠透光构件”。

[0131] 在某些实施方案中，堆叠透光构件300a的前述第一透光块S可以由例如蓝宝石材料形成；并且第二透光块Q可以由例如石英材料形成；然而，第一透光块S和第二透光块Q不限于这些材料。只要这两种材料具有透光性和互不相同的热导率，可以使用任何材料的组合。

[0132] 蓝宝石的热导率为20W/mk，石英的热导率为1.5W/mk，两种材料的热导率差异显著。因此，通过用具有相互不同热导率的材料的组合来构造第一透光块S和第二透光块Q，并且通过交替地堆叠这些块，可以抑制两种块之间的热传递。结果，可以显著延迟堆叠透光构

件300a的起雾。

[0133] 根据又一实施方案的激光装置可包括温度维持器件，该温度维持器件将透光构件的温度维持在设定的范围内，以防止或延迟由冷却单元造成的在透光构件上出现起雾。图6B展示了又一实施方案，其中加热器作为温度维持器件的示例附接到透光构件。

[0134] 图6B展示了通过在透光构件300的一侧附接加热器700来构造的激光装置的实施方案。当透光构件300被冷却单元冷却时，控制单元M可以感测透光构件300的温度。一旦温度达到预定水平，它可以通过控制加热器700来防止或延迟透光构件300上出现起雾。

[0135] 在某些实施方案中，如图6B所展示，为了防止透光构件300的激光透射表面315上的起雾，温度传感器TS可以构造成感测激光透射表面315的温度，并且加热器700可以附接到激光透射表面315的附近。当温度传感器TS感测到激光透射表面315的温度并且控制单元M基于感测到的温度确定需要调节温度以防止起雾时，可以在进行冷却的同时通过操作加热器700来调节透光构件300的温度。

[0136] 加热器700可以以产生热量的热丝的形式实现，也可以用聚酰亚胺加热器实现。

[0137] 如果相机定位在透光构件的侧表面上，则透光构件的相机定位方向上的表面必须无起雾现象。因此，加热器可以附接在相机所在侧的表面附近，从而能够进行温度控制。

[0138] 利用上述加热器防止起雾的方法可以通过将加热器附接到上述透光构件或通过将加热器附接到堆叠的透光构件来实现。

[0139] 图7A、图7B和图7C展示了激光装置的又一实施方案。图7B是图7A所展示的激光装置的平面图。图7C是图7A所展示的激光装置的底视图。

[0140] 图7所展示的实施方案可以包括“光透射装置800”来代替透光构件，透光构件是上述图2或图4所展示的实施方案的主要部件。在某些实施方案中，图6B中的加热器700可以以与上述相同的方式在图7A中所示的实施方案中实现。

[0141] 在某些实施方案中，图5A和图5B所展示的用于解决激光装置上的起雾问题的实现方式可以应用于图7A所展示的实施方案。

[0142] 如图7A所展示，所述光透射装置800可包括：由导热体形成的导热体框架810；透光气体820，其紧密地密封在导热体框架810内部；在导热体框架810的顶表面上形成激光透射表面801的第一窗口812；以及在导热体框架810的底表面上形成皮肤接触表面802的第二窗口814。

[0143] 因此，用于治疗的激光束La可以从第一窗口812的激光透射表面801通过透光气体820透射到第二窗口814的皮肤接触表面802。

[0144] 这里，分束器830可以设置在导热体框架810的内部，第三窗口816可以设置在导热体框架810的一侧，使得来自皮肤接触表面802的光，被分束器830反射，可以经由第三窗口816到达相机600，从而可以捕获由皮肤接触表面接触的皮肤接触区域的图像。

[0145] 皮肤接触表面802(所述第二窗口814的底表面)可以构造成用于接触皮肤100，以通过冷却单元500直接冷却皮肤上的接触区域。优选地，第二窗口814可以由能够透射光并且还具有高热导率的材料形成。

[0146] 在上述实施方案的情况下，当冷却单元500(例如热电元件)工作时，第二窗口814可以通过导热体框架810的热传递来冷却，并且第二窗口814的皮肤接触表面802可以冷却皮肤接触区域并在附近引起血管收缩。当相机600在这种血管收缩的条件下经由第三窗口

816和分束器830捕获皮肤病变区域的图像、指定皮肤病变的位置并检测目标区域时，可以引导激光束照射到目标区域上，从而在血管收缩的条件下执行激光治疗。

[0147] 这里，导热体框架810可以被冷却单元500冷却。然而，由于透光气体820可以紧密地密封在其中，所以无法通过内部的气体进行热传递。因此，可以防止或显著减少或延迟各窗口812、814和816上出现起雾。

[0148] 如果在透光构件的皮肤接触表面902与皮肤病变903之间没有完全接触的情况下照射激光，则激光可能通过皮肤接触表面902与皮肤病变903之间的间隙照射在皮肤的不需要的区域上，从而损伤皮肤。图8展示了用触摸传感器901实现的激光装置的手持件，所述触摸传感器可以检测透光构件的皮肤接触表面902与皮肤病变903之间的接触，以确保医师和患者的安全。

[0149] 在某些实施方案中，皮肤接触表面902与皮肤病变903之间的完全接触可以通过以下方式来确保：(i)使透光构件(例如在手持件中)的皮肤接触表面902与治疗部位903接触；(ii)使用触摸传感器测量治疗部位的阻抗；(iii)根据所测量的阻抗值确定是否已经形成完全接触；以及(iv)仅在已经形成完全接触时才照射激光。在该实施方案中，当没有完全接触时，激光将不会照射。

[0150] 当通过计算机算法识别皮肤病变时，计算机算法识别的区域(如图9A所展示)与医师打算治疗的区域(如图9B所展示)之间可能存在不匹配。如果激光不仅照射到皮肤病变处，而且无意中照射到正常皮肤，正常皮肤会遭受各种不良反应，诸如灼伤、伤口感染和色素沉着过度。因此，当计算机算法不能准确地识别病变区域时，医师手动确定照射区域是有益的。

[0151] 在某些实施方案中，扫描仪可以基于相机获取的图像促进激光束照射到治疗部位。在某些实施方案中，所述扫描仪可以是检流计扫描仪。

[0152] 图10示出了手持件的示例性实施方案，其包括扫描仪904、第一透光部分905、第二透光部分906、热电冷却模块907、和相机908。如上所述，第一透光部分905和第二透光部分906可以分别由能够透光的材料形成，诸如石英、蓝宝石、水晶、聚(甲基丙烯酸甲酯)或聚苯乙烯。第一透光部分905和第二透光部分906可包括彼此不同的材料；并且具有皮肤接触表面902的第二透光部分906的材料的热导率可以比第一透光部分905的更高。

[0153] 在某些实施方案中，相机908与控制单元可操作地联接，以分析皮肤病变的特征并根据皮肤病变的特征引导激光束来治疗皮肤病变。皮肤病变的特征可以包括病变的位置、边界、大小、厚度、颜色和色素水平(即色素密度或浓度)。在某些其他实施方案中，医师可以用笔手动选择并用点标记要照射的区域(图11A)。

[0154] 由相机获取的图像(图12A)可以使用阈值图像处理方法进行变换，以提取由扫描仪标记的区域(图13A)。在调整色相饱和度明度之后，可以连接使用阈值图像处理方法变换的图像上的点(图11B)。图12B以色相饱和度明度示出了与图12A相同的图像。图13B以阈值色相饱和度明度示出了与图13A相同的图像。使用均衡化直方图，可以填充由点连接的内部区域，并且可以通过调整阈值来指定激光照射区域(图11C)。最后，可以用激光照射指定区域。图12C示出了与图12A相同的图像，其中使用均衡化直方图填充了区域。图13C示出了与图13A相同的图像，其中使用阈值均衡化直方图填充了区域。

[0155] 当将激光照射到识别的目标皮肤病变时，根据激光光斑的大小，可以存在不照射

激光的区域(图14)。为了确保激光照射到整个皮肤病变上,可以根据激光光斑的大小指定重叠百分比值,从而可以相应地以重叠方式照射激光。图15A、图15B和图15C分别示出了当重叠百分比值为20%、40%和50%时的示例性照射模式。可以根据激光光斑大小(mm)、重叠百分比值(%)、治疗面积(mm^2)和由相机获取的图像的分辨率(像素)来确定照射模式。通过使用本文公开的激光装置,可以在血管收缩的条件下用激光治疗皮肤病变,使得即使在重叠区域上照射高于常规注量的激光能量,由激光能量引起的损伤(尤其是重叠区域中)也可以最小化。

[0156] 在色素性病变中,色素可以比在皮肤表面上看到的更广泛地分布在皮肤表面下。因此,如果激光照射在皮肤表面上识别的区域上,则可能不足以治疗皮肤病变的整个体积。为了彻底治疗皮肤表面下的皮肤病变,激光可以照射在皮肤病变周围的正常皮肤区域上,该区域超出在皮肤表面上由计算机算法识别的边界或由医师手动识别的边界。在某些情况下,激光光斑的中心可以瞄准皮肤病变的边界,使得激光光斑的外围超出皮肤表面上皮肤病变的边界(图16)。在某些其他情况下,激光光斑的中心可以在超出皮肤表面上识别的皮肤病变边界的范围上被瞄准。皮肤病变可以在血管收缩的条件下用激光治疗,使得激光能量对治疗区域造成的损伤可以最小化。

[0157] 其他实施方案在以下权利要求的范围内。

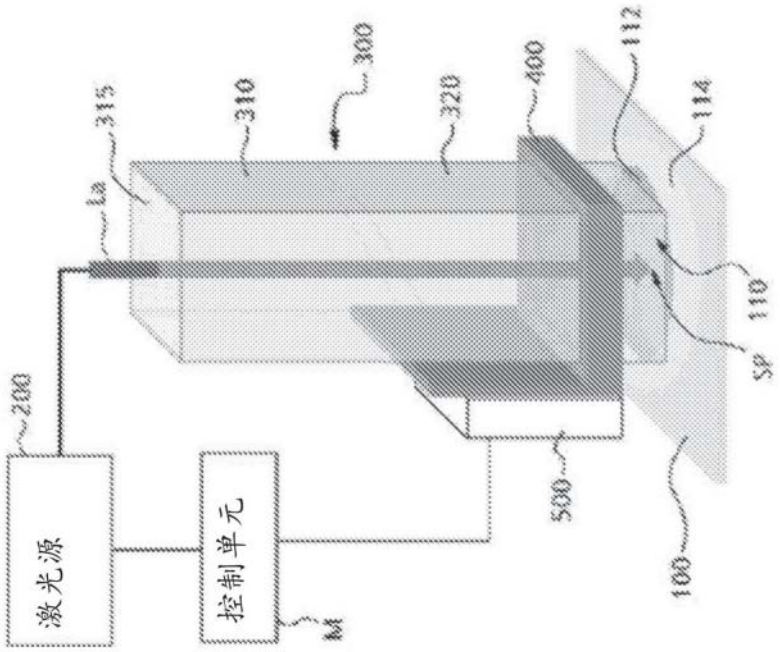

315
310
300
320
400
112
114
La
110
SP
200
激光源
控制单元
M
500
100

图1A

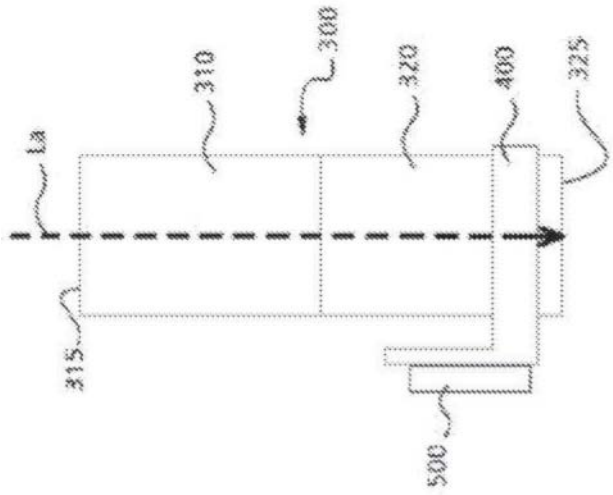

310
300
320
400
325
La
315
500

图1B

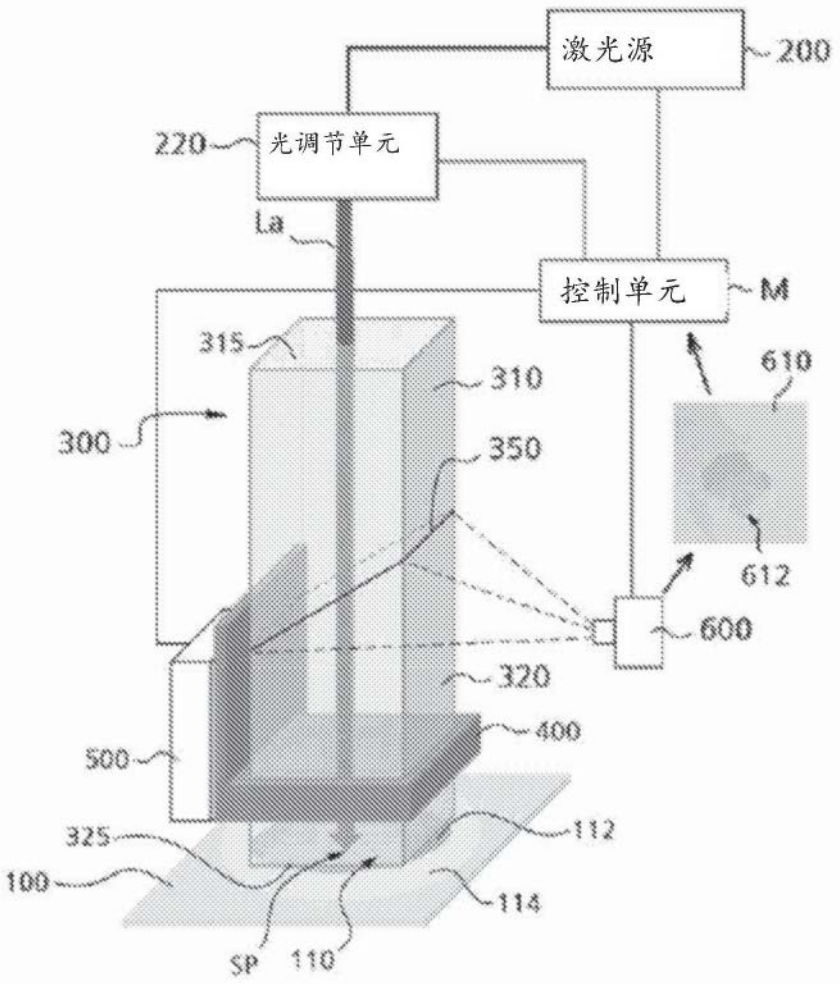
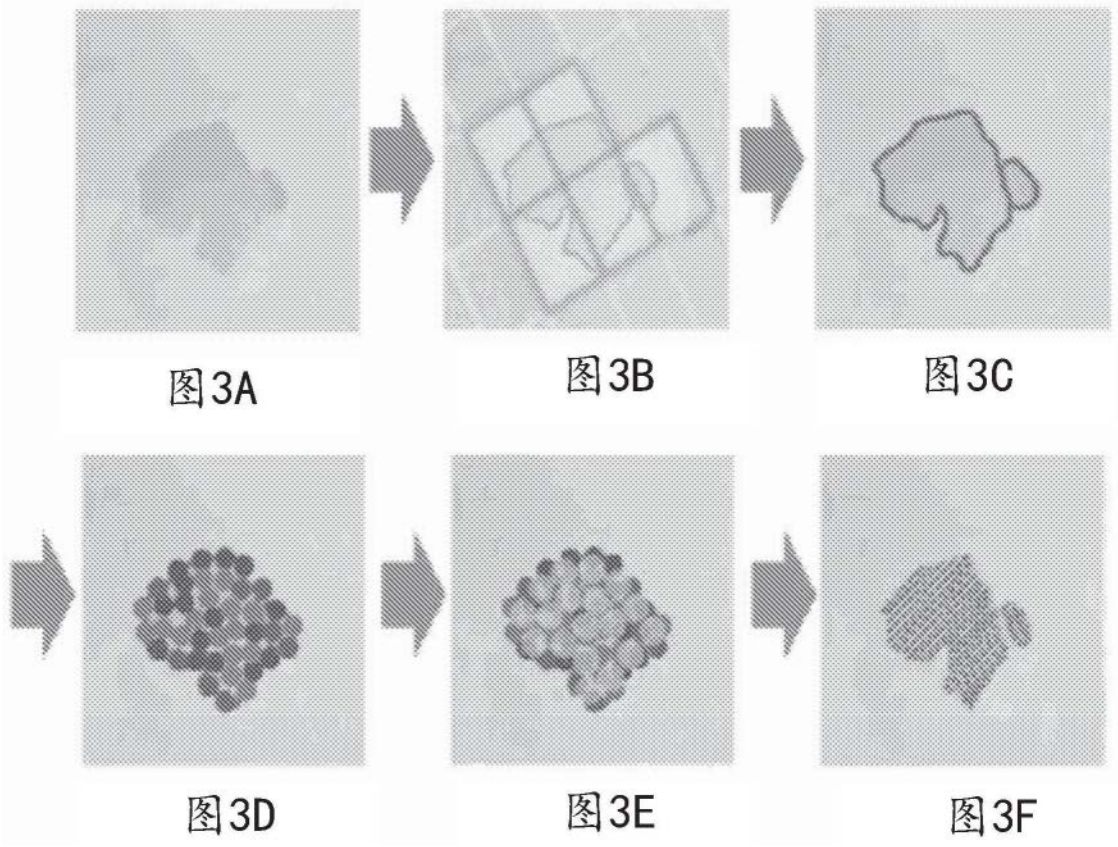

激光源
200
220
光调节单元
La
控制单元
M
315
310
610
300
350
612
600
320
400
500
325
112
100
114
SP
110

图2


图3A
图3B
图3C
图3D
图3E
图3F

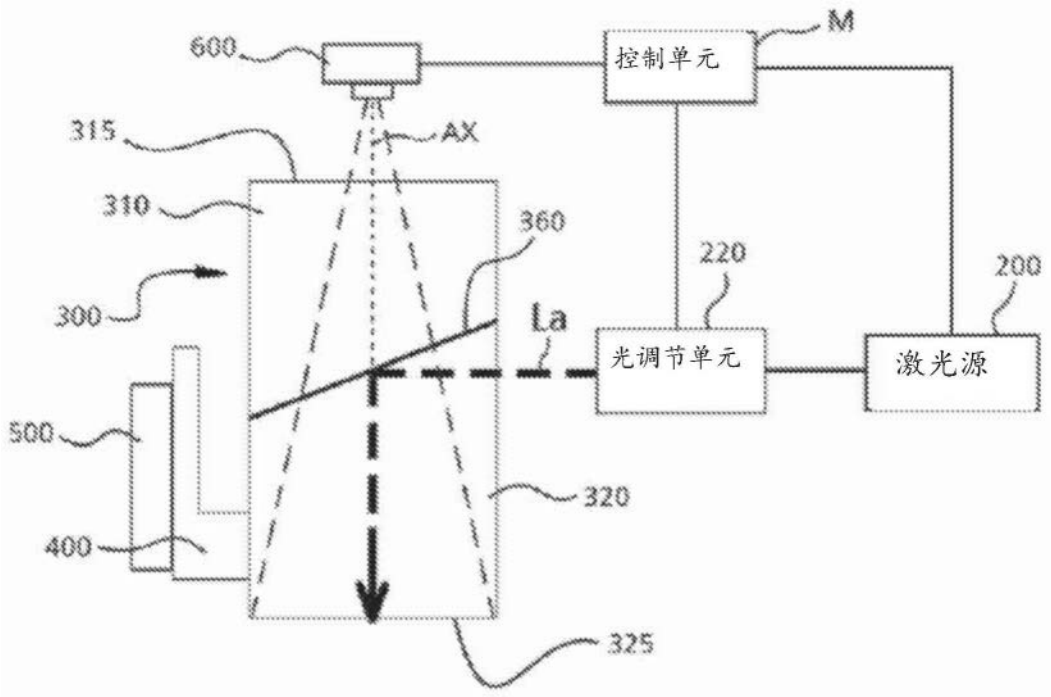

600
控制单元
M
315
AX
310
360
220
200
300
La
光调节单元
激光源
500
320
400
325

图4

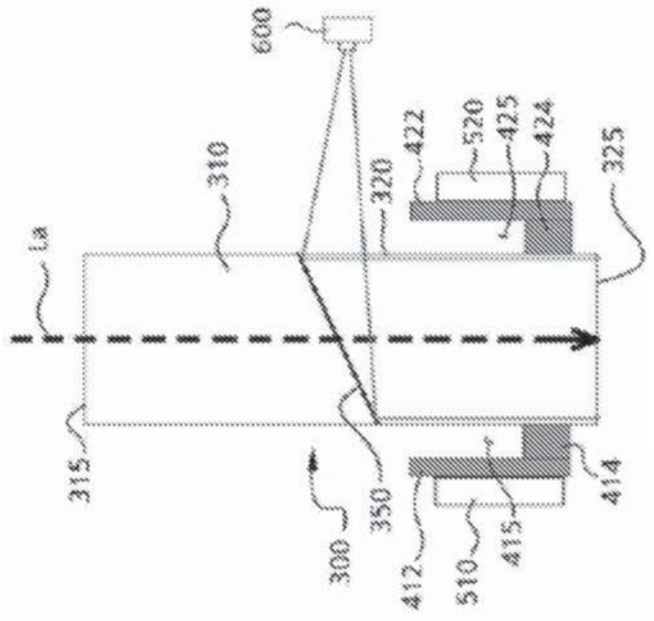

600
422
520
425
424
325
310
320
La
315
350
300
412
510
415
414

图5A

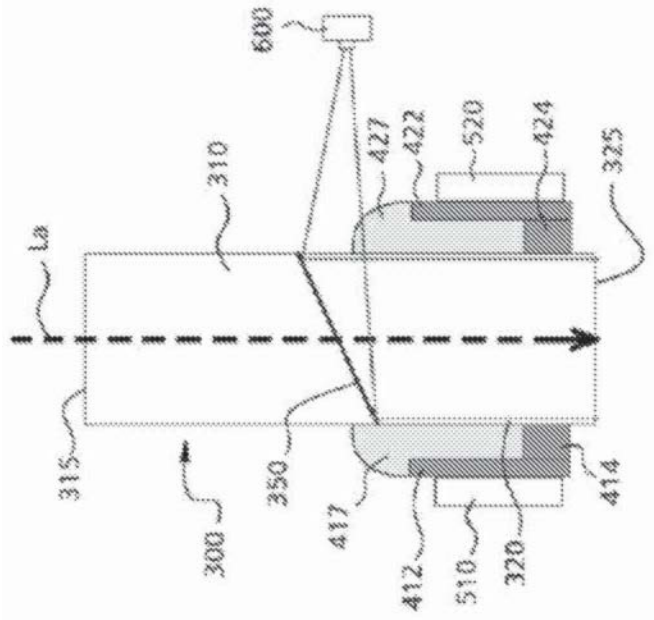

600
427
422
520
424
325
310
La
315
350
417
414
300
412
510
320

图5B

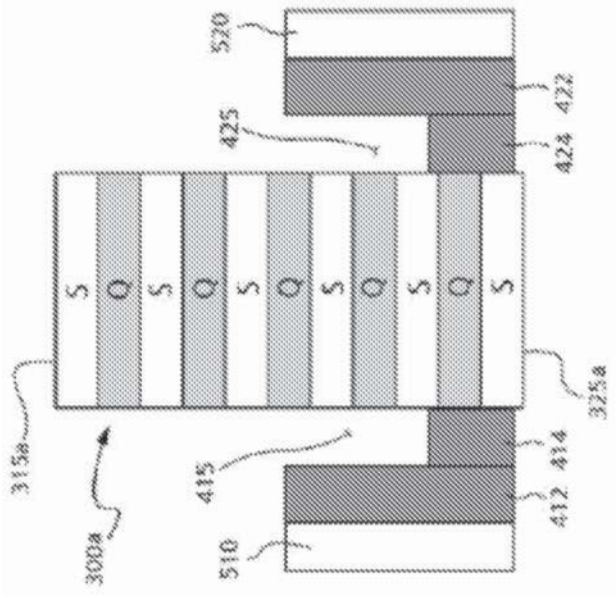

520
422
425
424
S
Q
325a
315a
414
415
412
300a
510

图6A

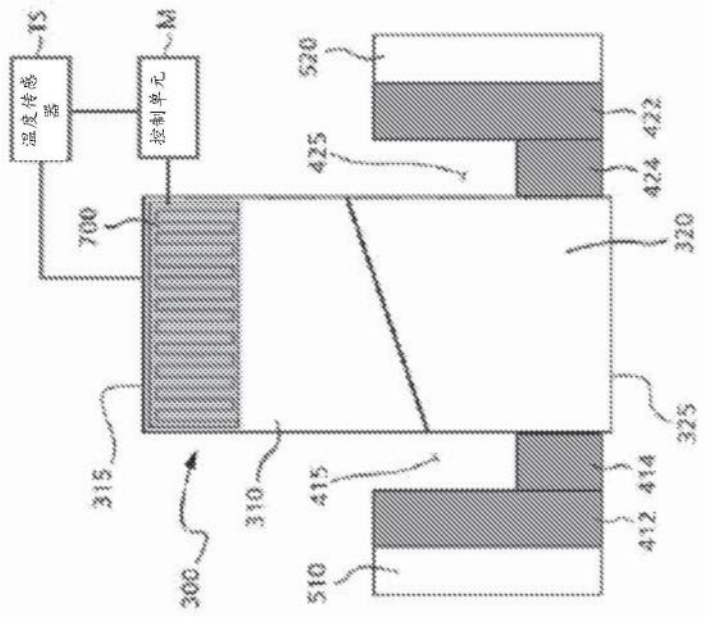

温度传感器
控制单元
520
422
425
424
700
320
325
315
310
415
414
412
300
510

图6B

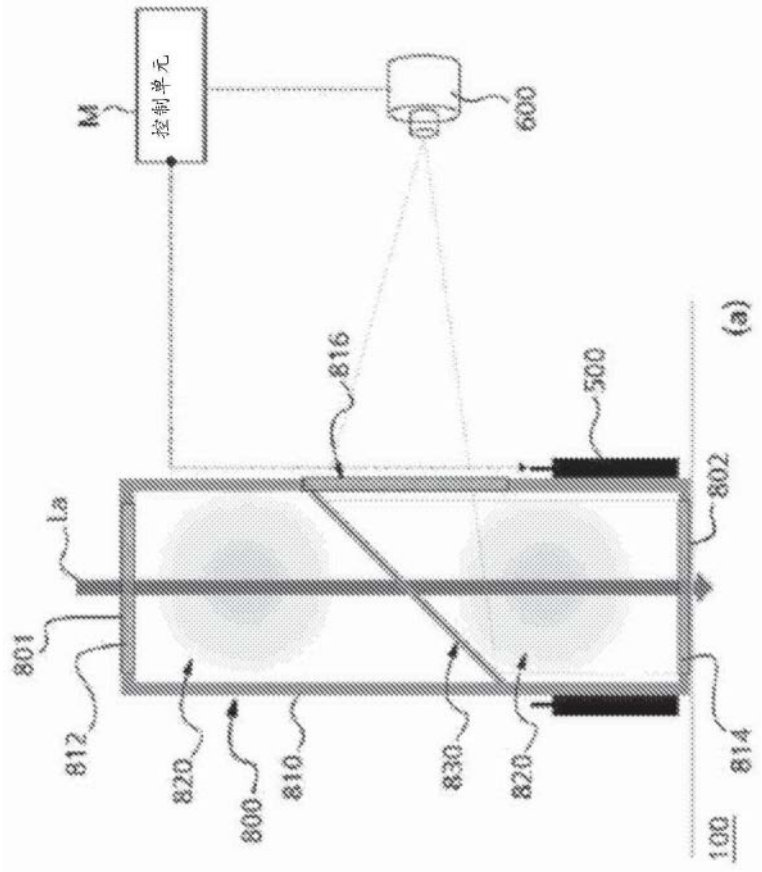

M
控制单元
600
816
500
(a)
802
1a
801
812
820
800
810
830
820
814
100

图7A

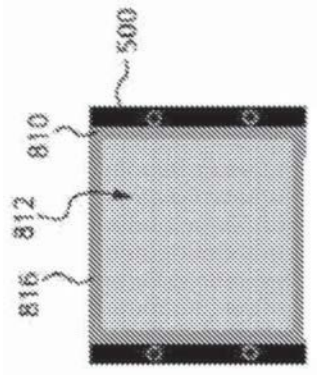

500
810
812
816

图7B

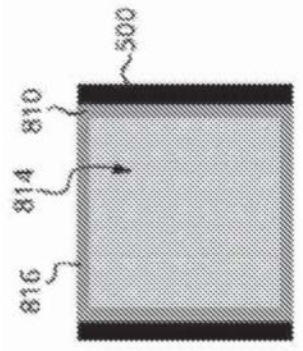


图7C

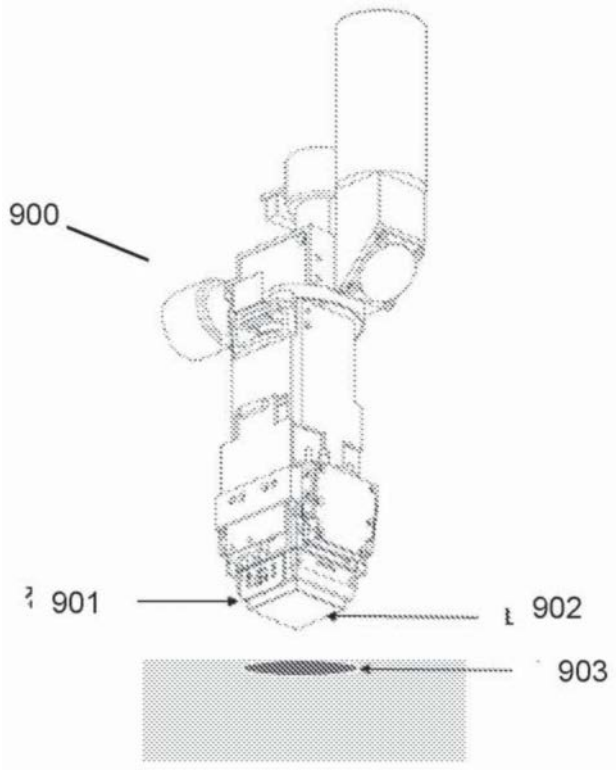


图8

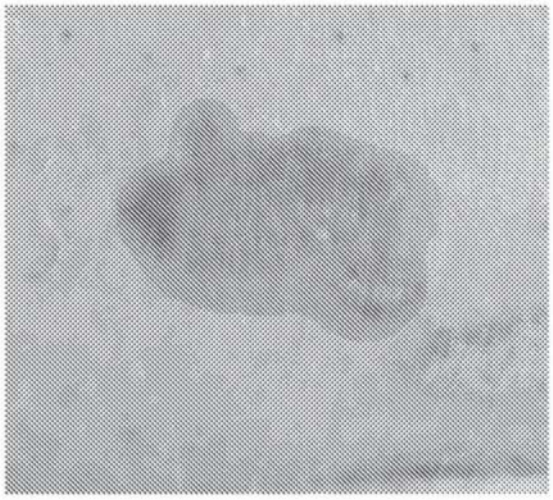


图9A

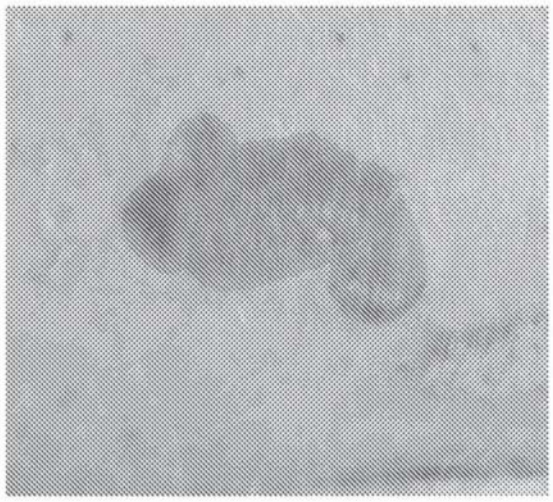


图9B

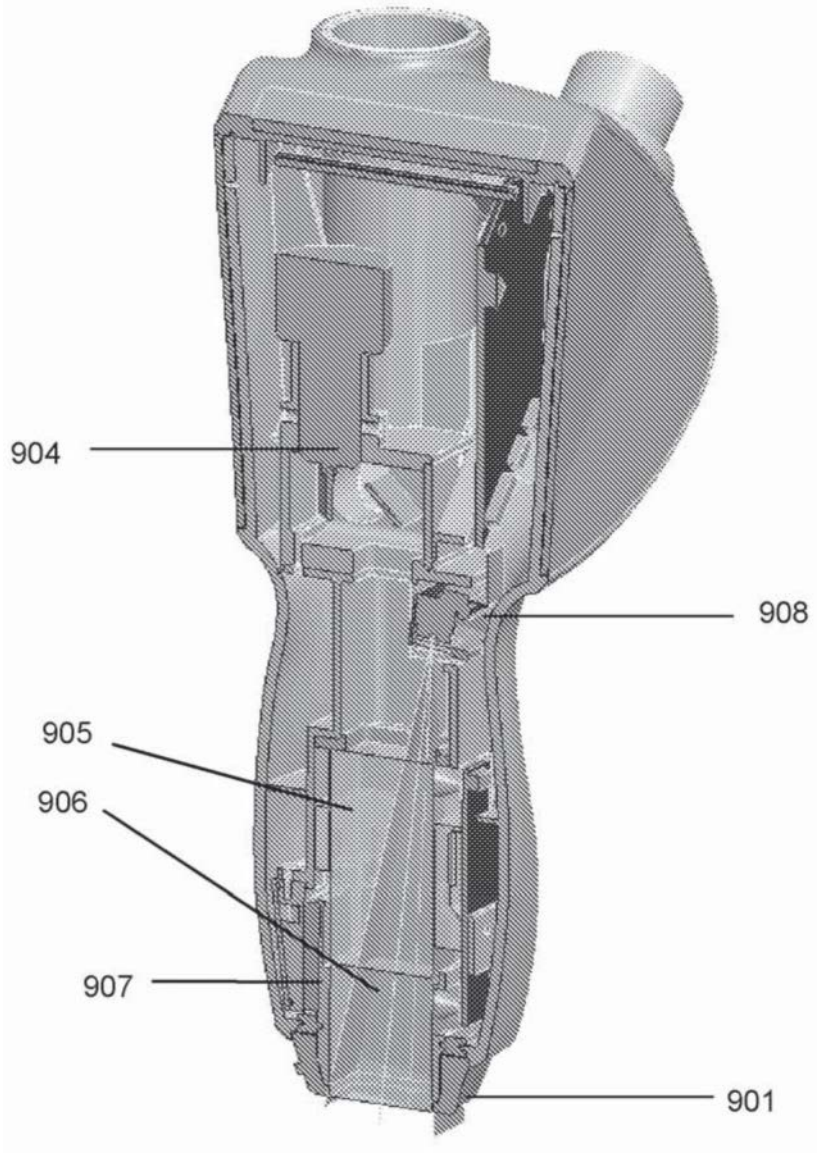


图10

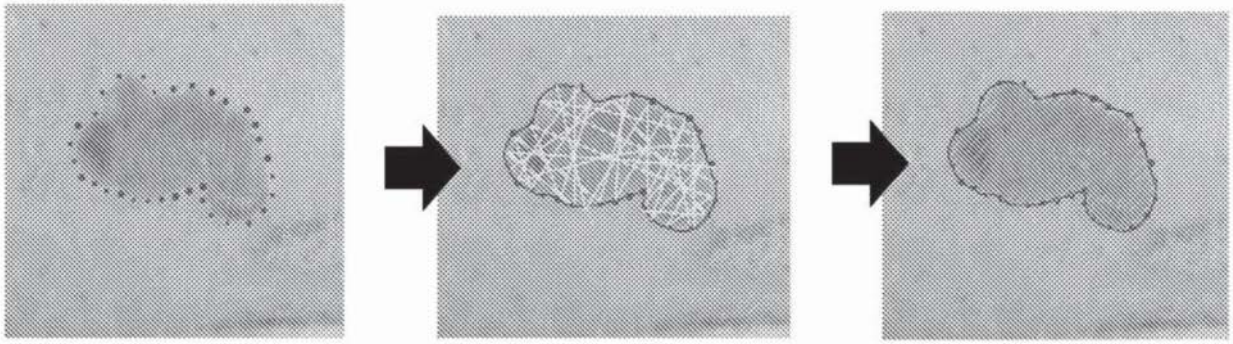


图11A 图11B 图11C

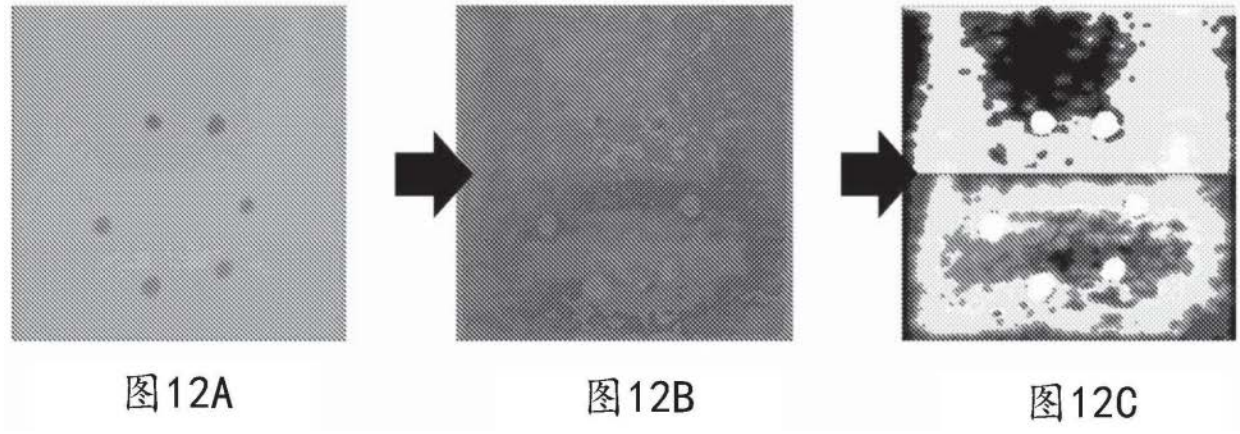


图12A 图12B 图12C



图13A



图13B



图13C

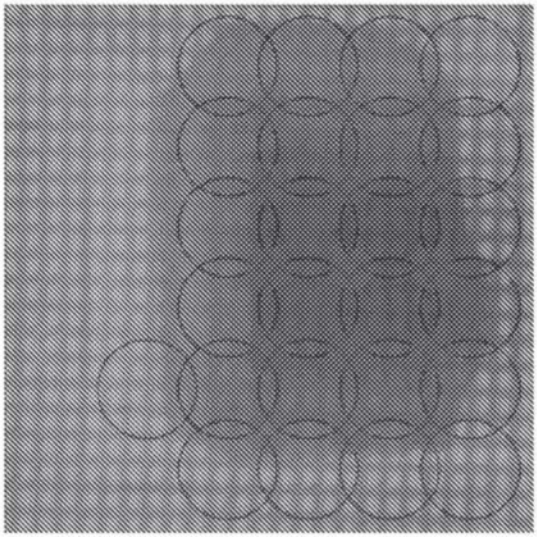


图14

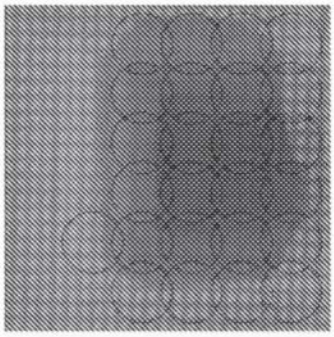


图15A

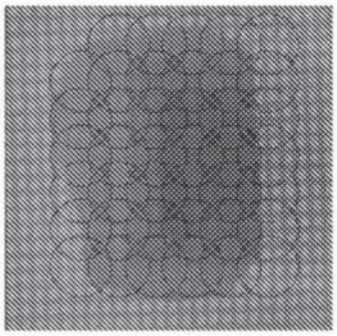


图15B

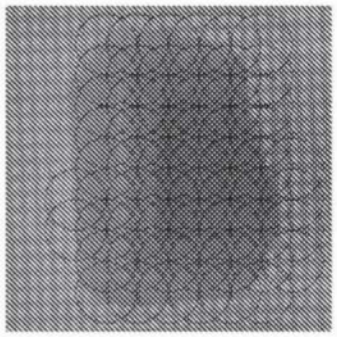


图15C

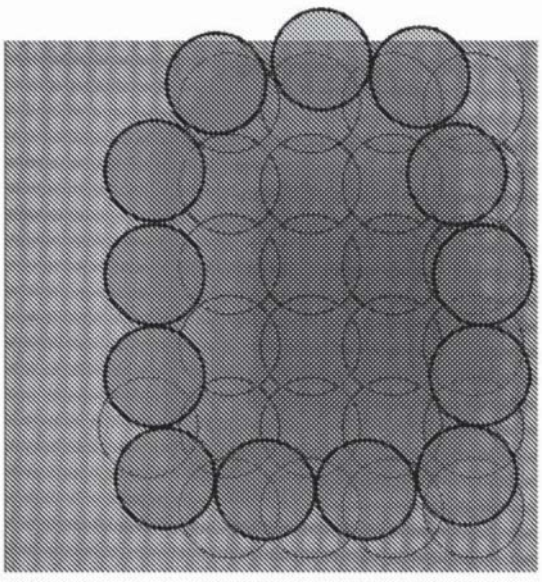


图16