



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105636643 B

(45)授权公告日 2018.10.30

(21)申请号 201480054809.0

(22)申请日 2014.09.23

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105636643 A

(43)申请公布日 2016.06.01

(30)优先权数据

13187310.1 2013.10.04 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.04.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2014/070161 2014.09.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/049120 EN 2015.04.09

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬市

(72)发明人 M·朱纳 J·A·帕勒洛

B·瓦尔格斯

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 郑立柱

(51)Int.Cl.

A61N 5/06(2006.01)

(56)对比文件

CN 1836639 A, 2006.09.27,

WO 2009147617 A1, 2009.12.10,

EP 1112758 A3, 2003.11.19,

US 2013041309 A1, 2013.02.14,

US 7184614 B2, 2007.02.27,

审查员 范振坤

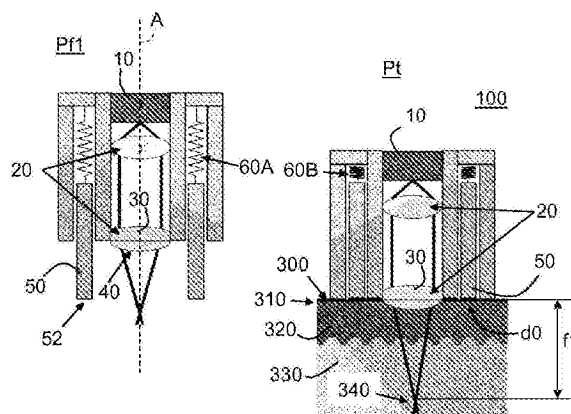
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

用于皮肤组织的基于光的处理的皮肤处理装置

(57)摘要

本发明提供了一种非侵入性皮肤处理装置(200),其包括:被构造用于发射处理光的光源(10),被构造用于聚焦处理光到皮肤组织内部的焦点位置(340)的光学系统(20),和具有皮肤接触表面(52)的定位构件(50),所述定位构件(50)和所述光学系统(20)可相对于彼此移位,用于改变所述皮肤接触表面(52)和所述光学系统的最终透镜元件(30)之间的距离。在使用中,所述最终透镜元件面向皮肤表面(300),并且所述定位构件(50)和所述光学系统可相对于彼此移位到光学系统(20)的处理位置(Pt)和不同于所述处理位置的光学系统(20)的另外位置(Pf1)。在使用中并在所述处理位置中,所述光学系统的所述最终透镜元件与所述皮肤表面接触,在所述最终透镜元件和所述皮肤表面之间不存在空气间隙。



1. 一种皮肤处理装置(200), 用于皮肤组织的基于光的处理, 所述皮肤处理装置(200)包括:

光源(10), 其被构造成用于发射处理光,

光学系统(20), 其被构造成用于将所述处理光聚集到所述皮肤组织内部的焦点位置(340), 和

具有皮肤接触表面(52)的定位构件(50), 所述定位构件(50)和所述光学系统(20)能相对于彼此移位, 用于改变所述皮肤接触表面(52)和所述光学系统(20)的最终透镜元件(30, 31, 32, 33, 34, 35)之间的距离(d0, d1, d2), 在使用中, 所述最终透镜元件(30, 31, 32, 33, 34, 35)面向皮肤表面(300), 其中所述定位构件(50)和所述光学系统(20)能相对于彼此移位到所述光学系统(20)的处理位置(Pt)和所述光学系统(20)的不同于所述处理位置(Pt)的另外位置(Pf1, Pf2), 其中所述皮肤处理装置被配置成在使用期间在所述光学系统(20)的所述处理位置(Pt)和所述光学系统(20)的所述另外位置(Pf1, Pf2)发射处理光, 并且其中, 在使用中并在所述处理位置(Pt)中, 所述光学系统(20)的所述最终透镜元件(30, 31, 32, 33, 34, 35)与所述皮肤表面(300)接触, 在所述最终透镜元件(30, 31, 32, 33, 34, 35)和所述皮肤表面(300)之间不存在空气间隙,

其中所述最终透镜元件(32, 33, 34)被配置为在所述光学系统(20)的所述另外位置(Pf1, Pf2)将所述处理光转换成发散的光束, 并且其中所述最终透镜元件(32, 33, 34)被配置为在所述光学系统(20)的所述处理位置(Pt)将所述处理光聚焦到所述皮肤组织内部的所述焦点位置(340)。

2. 根据权利要求1所述的皮肤处理装置(200), 其中所述定位构件(50)和所述光学系统(20)能通过锁定机构(70, 71)相互锁定在所述光学系统的所述另外位置(Pf1, Pf2)。

3. 根据权利要求1所述的皮肤处理装置(200), 其中所述最终透镜元件(32, 33)的出射表面(42, 43)包括用于在所述光学系统(20)的所述另外位置(Pf1, Pf2)发散所述处理光的凹表面(42, 43), 在使用中, 所述出射表面(42, 43)面向所述皮肤表面(300)。

4. 根据权利要求1所述的皮肤处理装置(200), 其中所述最终透镜元件(34)的出射表面(44)具有锥形突出形状(47), 用于将所述出射表面(44)附近的所述处理光在距所述出射表面(44)一定距离处聚焦成发散的环形光束, 在使用中, 所述出射表面(44)面向所述皮肤表面(300)。

5. 根据权利要求4所述的皮肤处理装置(200), 其中所述定位构件(50)包括面向所述光学系统(20)的非透明壁(57), 所述出射表面(44)的所述锥形突出形状(47)被配置用于发散所述处理光, 使得在使用中, 基本上所有的处理光被发散以在所述光学系统(20)的所述另外位置(Pf1, Pf2)撞击在所述定位构件(50)的所述非透明壁(57)上。

6. 根据权利要求1所述的皮肤处理装置(200), 其中所述最终透镜元件(31, 33)的出射表面(45)包括菲涅耳透镜(31, 33, 35), 在使用中, 所述出射表面(45)面向所述皮肤表面(300)。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的皮肤处理装置(200), 其中所述光学系统(20)是静态光学系统(20), 而完全无需移动或调整透镜元件。

8. 根据权利要求1-6中任一项所述的皮肤处理装置(200), 其中弹性元件(60A, 60B)被设置在所述定位构件(50)和所述光学系统(20)之间。

9. 根据权利要求1-6中任一项所述的皮肤处理装置(200), 其中所述定位构件(50)包括通孔, 所述处理光通过所述通孔被聚焦到所述皮肤组织中, 所述皮肤接触表面(52)被设置在所述通孔的一侧。

10. 根据权利要求9所述的皮肤处理装置(200), 其中所述定位构件(50)的外形为圆柱体、长方体或三角棱柱形。

11. 根据权利要求1所述的皮肤处理装置(200), 其中所述定位构件(50)的所述皮肤接触表面(52)由非腐蚀性材料构成。

用于皮肤组织的基于光的处理的皮肤处理装置

技术领域

[0001] 本发明一般涉及利用光的皮肤处理,并且更具体地涉及具有限定皮肤表面和皮肤处理装置的光学系统之间的距离的定位构件的皮肤处理装置。

背景技术

[0002] 通过预防或减少皮肤皱纹来保持年轻外貌的愿望是人类社会的一个重要问题。许多技术已经被设计用于实现上述问题。其中一项技术,例如从公开国际专利申请W02008/001284A2已知的,是在待处理的皮肤真皮层内创建焦斑。所述W0申请公开了一种具有激光源和聚焦光学器件的皮肤处理装置。所述装置发射激光束。激光的功率被选择为使得激光诱导光学击穿(LIOB)影响皮肤,以刺激皮肤组织的再生长并减少皱纹。该LIOB是基于皮肤组织对激光的强劲非线性吸收,其发生于激光功率密度的一定阈值以上。

[0003] 除了LIOB,同样,其他基于光的处理方法如选择性光热解(例如水)、二次谐波产生、三次谐波产生和其它高次谐波产生方法可被用于在皮肤组织的表皮或真皮内局部损伤组织,以刺激受损皮肤组织的再生长,从而使皮肤组织年轻化并减少皱纹。在皮肤组织内部通过基于光的处理(如激光诱导光学击穿)的嫩肤方法,需要 $10^{13}\text{W}/\text{cm}^2$ 数量级的高强度。能够产生这种高光强度的激光源也可能损坏,例如人眼,因而通常广泛的安全措施是所需的。

[0004] 在已知的处理装置中,焦点被形成在固定的处理深度,在0.2到2.0mm之间的某处。这个深度是基于人的皮肤的典型组成选择的。但是,在某些情况下,最佳的处理深度可以是不同的,或处理可以在不同的或多个深度被需要以有效。最佳处理深度取决于,例如,角质层和表皮的厚度。在已知的处理装置中,光学系统可以包括可调节透镜或可调节镜。两个元件或它们的组合,可以被用来限定聚焦作用和处理深度。然而,这样的可调节光学元件是相对昂贵的。

[0005] W02009/147617公开了一种包括光学头的基于光的皮肤处理装置,当该装置被放置在皮肤上时,光在距皮肤的给定距离处从光学头出射。该处理装置包括柔性材料的垫圈,其以这样的方式被设置,当所述装置被放置抵靠在皮肤上时,垫圈是平的,并且光学头可以被带入与皮肤接触。可替代地,处理装置还可以包括可移动光学头,其由电机驱动并且设置有当光学头与皮肤接触时停止其运动的系统。

发明内容

[0006] 本发明的一个目的是提供一种更具成本效益的非侵入性皮肤处理装置。

[0007] 根据本发明,该目的是通过皮肤处理装置实现的,其包括:

[0008] 被构造用于发射处理光的光源,

[0009] 被构造用于聚焦处理光到皮肤组织内部的焦点位置的光学系统,以及

[0010] 具有皮肤接触表面的定位构件,定位构件和光学系统可相对于彼此移位,用于改变皮肤接触表面和光学系统的最终透镜元件之间的距离,在使用中,最终透镜元件面对皮肤表面,其中定位构件和光学系统可相对于彼此移位到光学系统的处理位置和光学系统的

不同于处理位置的另外位置,其中皮肤处理装置被配置成在使用期间在光学系统(20)的处理位置(Pt)和光学系统(20)的另外位置(Pf1、Pf2)发射处理光,并且其中,在使用中并在处理位置中,光学系统的最终透镜元件与皮肤表面接触,在最终透镜元件和皮肤表面之间不存在空气间隙。

[0011] 本发明是基于这样的认知,相比于最终透镜元件和皮肤表面之间存在空气间隙时,当最终透镜元件与皮肤表面直接接触时,最终透镜元件和皮肤表面之间没有空气间隙,最终透镜元件具有不同的光学特性。通过使定位构件和光学系统可相对彼此移位,根据本发明的皮肤处理装置在最终透镜元件和皮肤表面之间可具有不同距离,其中在处理位置,最终透镜元件与皮肤表面接触,从而具有在皮肤表面与最终透镜元件之间基本上等于零的距离。因此,在第一光学元件和皮肤表面彼此接触的时间期间,皮肤内部的焦点位置的深度被很好地限定,以确保皮肤组织的有效和预定义处理。在处理位置,焦点位置的深度由光学系统的光学特性和皮肤组织的光学特性的组合来限定,处理光通过皮肤组织被朝向皮肤组织内部的焦点位置聚焦。同样,通过提供定位构件相对于光学系统的另外位置,根据本发明的皮肤处理装置被提供有低成本的附加不同功能。

[0012] 例如,这些附加功能之一可能是在光学系统的另外位置的内置的安全措施,其中在另外位置,皮肤接触表面和光学系统之间的距离可以被最大化。在这样的布置中,定位构件可以作为一种“帽”起作用来保护最终透镜元件免于划痕。可替代地,皮肤接触表面和光学系统之间的距离可以被选择为使得在光学系统的另外位置发射的处理光的任何光束可以充分地发散,使得处理光是无害的,并且例如可以不再对人的眼睛有害。可替代地,附加功能可被实现,使得光学系统的另外位置是距皮肤表面一定距离的另外处理位置,其中,例如,处理光被聚焦在皮肤内部不同于最终透镜元件与皮肤表面接触的处理位置的不同深度。这样的附加功能可以使皮肤处理装置更通用,并允许用户使用相同的皮肤处理装置施加不同处理和不同的处理深度。虽然使用已知处理装置不同的处理深度也是可能的,这种已知处理装置通常需要相对昂贵的变焦和聚焦装置,这在根据本发明的皮肤处理装置中是没有必要的。

[0013] 在皮肤处理装置的一个实施例中,光学元件的另外位置是另外处理位置,其中最终透镜元件和皮肤接触表面之间的距离被用于在皮肤组织内部与处理位置相比不同的焦点位置聚焦处理光。如前面提到的,通过另外位置为另外处理位置,根据本发明的皮肤处理装置被允许用于不同种类的皮肤处理并且允许在不同的皮肤处理深度被使用。其结果是,根据本发明的皮肤处理装置更通用,并且对用户更有用。这样的另外处理位置通常是在使用中,空气间隙存在于最终透镜元件和皮肤表面之间的位置。最终透镜元件必须被专门设计,以在皮肤组织内部提供两个不同的焦点位置,这取决于最终透镜元件是否与皮肤表面接触,或最终透镜元件和皮肤表面之间是否存在空气间隙。例如,最终透镜元件的聚焦特性可以通过在使用中面向皮肤组织的最终透镜元件出射表面和与出射表面相对的最终透镜元件入射表面两者来确定。例如,入射表面可以被成形为使得在光学系统的处理位置,处理光束的焦点位于皮肤组织内部的位置处,而最终透镜元件的入射表面和出射表面的组合光学特性,在光学系统的另外位置,可以导致在皮肤组织内部的不同皮肤处理深度的另外焦点位置。在光学系统的处理位置,最终透镜元件的出射表面的形状可以由于出射表面和皮肤表面之间的接触,仅略微有助于最终透镜元件的聚焦特性。特别当最终透镜元件的出射

表面和皮肤表面之间被提供有折射率匹配流体时,最终透镜元件和皮肤组织之间的折射率变化相比于最终透镜元件和空气之间的折射率变化显著更少,如在光学系统的另外位置的情况,这显然会导致在处理位置相比于在光学系统的另外位置的最终透镜元件不同光学特性。

[0014] 在皮肤处理装置的一个实施例中,定位构件和光学系统可以通过锁定机构被相互锁定在光学系统的另外位置。任何锁定机构可被用于锁定光学系统相对于定位构件的另外位置,例如机械销、磁锁定机构、弹簧锁定机构、螺纹锁定机构和开关。这种锁定机构可以提供另一具有成本效益的方法,以确保当在光学系统的另外位置使用皮肤处理装置时,皮肤组织内部的焦点位置被很好地限定。

[0015] 在皮肤处理装置的一个实施例中,最终透镜元件的出射表面具有用于在皮肤组织内部在光学系统的另外位置产生多个聚焦位置的形状,在使用中,所述出射表面面向皮肤表面,并且最终透镜元件被配置成在皮肤组织内部在光学系统的处理位置提供单个焦点位置。如之前所指出的,最终透镜元件和皮肤组织之间的折射率变化相比于最终透镜元件和空气之间的折射率变化显著更小,如在光学系统的另外位置的情况,这显然会导致在处理位置相比于在光学系统的另外位置的最终透镜元件的不同光学特性。当使用折射率匹配流体时,此变化进一步减小。在本实施例中,用于在皮肤组织内部形成多个聚焦位置的光束成形特性基本上完全由最终透镜元件的出射表面限定。在光学系统的另外位置,出射表面和皮肤表面之间的空气间隙确保了出射表面在皮肤组织内部产生多个焦点位置。在光学系统的处理位置,最终透镜元件的出射表面与皮肤表面接触,并且因此最终透镜元件的出射表面的光学特性基本上被消除并且仅最终透镜元件的入射表面决定光束的聚焦过程。最终透镜元件的该入射表面可以被构造成在皮肤组织内部在光学元件的另外位置提供单个焦点位置。

[0016] 在皮肤处理装置的一个实施例中,最终透镜元件被配置为在光学系统的另外位置将处理光转换成发散光束,并且最终透镜元件被配置为在皮肤组织内部在光学系统的处理位置将处理光聚焦到焦点位置。最终透镜元件的这种布置将产生“安全设计”特征,这在最终透镜元件和皮肤表面之间没有接触时,产生强烈的发散光束。这种强烈发散光束的局部强度会迅速降低到局部强度太低而不会损害人的皮肤,并且甚至太低而不会损害人的眼睛的水平。因此,即使当皮肤处理装置在不接触皮肤表面时接通,处理光的光束发散将产生额外的安全措施。

[0017] 在皮肤处理装置的另一实施例中,最终透镜元件的出射表面包括用于在光学系统的另外位置发散处理光的凹面,在使用中,出射表面面向皮肤表面。提供具有凹出射表面的最终透镜元件是在皮肤表面和最终透镜元件之间没有接触时产生强烈发散光束的一个解决方案。在其中皮肤表面与最终透镜元件之间存在接触的光学系统的处理位置,凹出射表面的光发散特性如上文所解释的强烈降低,从而产生一个情况,其中除了最终透镜元件的出射表面以外的光学系统的剩余部分,决定了根据本发明的皮肤处理装置发射的处理光的聚焦特性。

[0018] 在一个替代实施例中,最终透镜元件的出射表面具有圆锥突出形状,用于将出射表面附近的处理光在距出射表面一定距离处聚焦成发散的环形光束,在使用中出射表面面向皮肤表面。提供具有圆锥突出形状的最终透镜元件的出射表面是在皮肤表面和最终透镜

元件之间没有接触时产生强烈发散光束的另一个解决方案。在其中皮肤表面与最终透镜元件之间存在接触的光学系统的处理位置,最终透镜元件的圆锥形出射表面的光发散特性如上文所解释的强烈降低,产生一个情况,其中除了最终透镜元件的出射表面以外的光学系统的剩余部分,决定了根据本发明的皮肤处理装置所发射的处理光的聚焦特性。在光学系统的另外位置,出射表面的圆锥突出形状非常接近最终透镜元件的出射表面形成焦点,在此之后处理光束强烈发散,引起局部光强度迅速减少。因此,已经在距出射表面几毫米的距离处,处理光如此强烈发散,使得它即使对人眼也是无害的,再次形成“安全设计”的情况。

[0019] 在皮肤处理装置的另一实施例中,定位构件包括面向光学系统的非透明壁,出射表面的圆锥突出形状被构造成用于发散处理光,使得在使用中,基本上所有的处理光被发散以在光学系统的另外位置撞击在定位构件的非透明壁上。在本实施例中,光学系统相对于定位构件处于另外位置,由皮肤处理装置产生的所有光都撞击在皮肤处理装置的非透明壁上,并且因此,被阻止不受控制地从皮肤处理装置发射出。优选地,非透明壁可以包括漫散器以强烈漫射任何从非透明壁反射的光。替代地或另外地,非透明壁可包括光吸收材料,以确保从非透明壁反射的光的部分尽可能地低。

[0020] 在皮肤处理装置的另一实施例中,最终透镜元件的出射表面包括菲涅耳透镜,在使用中,出射表面面向皮肤表面。菲涅耳透镜是业内众所周知的,并且可具有类似于传统透镜的特性,但通常较少弯曲,从而允许更好的光学接触并与皮肤耦合而不使皮肤变形太多。利用菲涅耳透镜还能够相对紧凑地产生光学系统。此外,使用菲涅耳透镜作为最终透镜元件的出射表面时,在出射面被压靠在皮肤表面上时,出射表面的光学特性可以优选使用折射率匹配流体被消除。在菲涅耳透镜中出射表面的形状的径向步进变化将很容易地被消除,因为当菲涅耳透镜被压靠在皮肤表面上时,出射表面和皮肤表面之间的空气间隙可容易被防止。

[0021] 在一个实施例中,光学系统是静态光学系统,无移动或调整透镜元件。如之前所指出的,定位构件的使用允许皮肤处理装置在皮肤组织内部的不同深度提供焦点位置,而不需要任何移动或调整透镜元件。因此,根据本发明的皮肤处理装置的总成本可能会受到限制,因为允许透镜元件移动和/或调节的系统通常显著影响装置的价格。

[0022] 在皮肤处理装置的一个实施例中,弹性元件被布置在定位构件和光学系统之间。这种弹性元件可迫使定位构件和光学元件成预定的相互位置,例如其中皮肤接触表面与最终透镜元件之间的距离被最大化的位置。这可以是出于安全原因进行,以保护最终透镜元件免于刮痕或防止从根据本发明的皮肤处理装置发射太高强度的光。

[0023] 在皮肤处理装置的一个实施例中,定位构件包括通孔,处理光通过该通孔被聚焦到皮肤组织内,皮肤接触表面被布置在通孔的一侧。在皮肤处理装置的一个实施例中,定位构件的外形是圆柱形,长方体或三角棱柱形。在皮肤处理装置的另一实施例中,定位构件的皮肤接触表面由非腐蚀性材料制成。

附图说明

[0024] 图1示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置的一个实施例,

[0025] 图2A、2B、2C和2D示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置的定位构件结构的第一实施例,

[0026] 图3A和3B示意性地示出了根据本发明的包括锁定机构的皮肤处理装置的定位构件结构的第一实施例，

[0027] 图4A、4B、4C和4D示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置的定位部件结构的第二实施例，

[0028] 图5A和5B示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置的定位构件结构的第三实施例，以及

[0029] 图6A和6B示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置的定位部件结构的另一实施例的最终透镜元件的一个实施例。

[0030] 应当注意的是，在不同附图中具有相同的附图标记的项目具有相同的结构特征和相同的功能，或者是相同的信号。其中，该项目的功能和/或结构已经进行了说明，没有必要在其详细描述中重复说明。

具体实施方式

[0031] 图1示意性示出了根据本发明的皮肤处理装置200的一个实施例。根据本发明的皮肤处理装置200包括外壳210，其中一些控制电路(未示出)，一些连接元件(未示出)和一些动力装置(未示出)，例如电池或到电力网供电的连接可以存在。此外，开关220，如皮肤处理装置200的通/断开关可以存在。在根据本发明的皮肤处理装置中也存在的是定位构件结构100、102、104，其至少包括光学系统20的一部分(参照图2)和定位构件50(参照图2)。定位构件50与光学系统20可相对于彼此移位。在图1和下面的附图中所示的定位构件结构100、102、104，定位构件结构100、102、104还包括光源10(参照图2)。这种光源10实际上可如图中所示被本地设置，并且可以例如，包括用于产生处理光的激光光源。可替代地，如附图中所示的光源10可以是光纤元件的输出窗口，其可被布置以将处理光从远程光源输送光学系统20，使得光学系统20可以在使用时将处理光聚焦到皮肤组织。

[0032] 图2A和2B示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置200的定位构件结构100的第一实施例。图2A示出了定位构件结构的第一实施例，其光学系统20在另外位置Pf1(图2A中示出)，以及图2B示出了定位构件结构的第一实施例，其光学系统20在处理位置Pt，其中最终透镜元件30与皮肤表面300接触(如图2B所示)。如图2A和2B所示的定位构件结构100包括光源10和光学系统20，该光学系统包括多个光学元件，该光学元件包括最终透镜元件30。定位构件结构100包括定位构件50，其可相对于光学系统20在基本上平行于光学系统20的光轴A的方向上移位。定位构件50包括皮肤接触表面52，在使用中，定位构件50使用皮肤接触表面压靠皮肤表面300，如图2B所示。弹性元件60A、60B在图2A和2B中被示出，其中在图2A中，弹性元件60A被示出而没有力施加到定位构件50，并且在图2B中，弹性元件60B由于其经由皮肤接触表面52作用在定位部件50上的力在压缩状态下被示出，这是由于抵靠皮肤表面300的皮肤处理装置的推力，以将定位构件50从另外位置Pf1(图2A)移动到处理位置Pt(图2B)。出射表面40是最终透镜元件30的在使用中面向皮肤表面300的表面。

[0033] 在图2B中，定位构件结构100的第一实施例被示出，其光学系统20在处理位置Pt。在光学系统的处理位置Pt，定位构件50相对于光学系统20被定位，使得最终透镜元件30与皮肤表面300直接接触。在这种布置中，当使用折射率匹配流体时，最终透镜元件30的出射表面40的形状对处理光的光学成形的贡献被强烈减少，甚至可能被完全消除，使得处理光

在第一焦点深度 f_1 在焦点位置340被聚焦在皮肤组织内部。在这种布置中,皮肤接触表面与最终透镜元件之间的距离 d_0 基本上为零。

[0034] 皮肤包括具有不同光学特性的多个层。表皮320由最外层构成。表皮320的最外层是角质层310,由于其粗糙度的微观波动,往往阻碍了皮肤处理装置200和皮肤表面300之间的光耦合。真皮330位于表皮320的下方。真皮330包括胶原纤维,其通常是皮肤处理目标。在真皮层内的胶原变性将触发人体更换受损的胶原蛋白,这将需要一至三个月。新的胶原蛋白会在皮肤上导致更少的皱纹和更少的细纹。当表皮中的细胞被损坏时,更换将需要数天时间。这种表皮细胞更换将会导致更均匀的肤色以及人的光泽和气色的整体改善。

[0035] 图2C和2D示出了光学系统20的细节,其中最终透镜元件31由菲涅尔透镜31构成。在图2C中,在最终透镜元件31的出射表面41和皮肤表面300(图2C中未示出)之间存在空气间隙,这影响了整个光学系统20的光学特性,使得聚焦位置340位于第二焦点深度 f_2 。这可能会导致定位构件50的皮肤接触表面52相对于光学系统20的特定距离。在图2C所示的布置中,焦点位置位于表皮320内,用于对表皮施加皮肤处理。在图2D中,出射表面41与皮肤表面300直接接触。在出射表面41和皮肤表面300之间,折射率匹配流体350被布置为进一步提高出射表面41和皮肤表面300之间的光学接触。在这种布置中,出射表面41的光学特性由于皮肤组织和折射率匹配流体的存在受到影响,使得焦点位置340现在存在于真皮330内,再次在第一焦点深度 f_1 。

[0036] 图3A和图3B再次示意性示出了皮肤处理装置200的定位构件结构100的第一实施例,其包括锁定机构70、71。图3A和3B所示的定位构件结构100同样包括光源10、光学系统20、具有皮肤接触表面52的定位构件50、弹性元件60A以及最终透镜元件30。除了在图2A至2D中所示的,现在锁定机构70、71也被示出,以在另外位置Pf1, Pf2相互锁定定位构件50和光学系统20。如图3A和3B所示的锁定机构70、71是机械销70、71,其相对于光学元件30锁定定位构件50的位置。然而,其他锁定机构,例如磁性锁定机构(未示出)、弹簧锁定机构(未示出)、螺纹锁定机构(未示出)或开关(未示出)也可以被使用,而不脱离本发明的范围。在图3A中,锁定机构70限定皮肤接触表面52和光学系统20之间的第一距离 d_1 ,使得焦点位置位于第三焦点深度 f_3 。在本实施例中,焦点位于表皮320内,并且因此使用具有锁定机构70的皮肤处理装置200的皮肤处理在皮肤组织的表皮320中被执行。在图3B中,锁定机构71限定了皮肤接触表面52和光学系统20之间的第二距离 d_2 ,使得焦点在第四焦点深度 f_4 ,例如在表皮和真皮之间,瞄准真皮-表皮交界处更深地位于皮肤组织中。使用这样的锁定机构70, 71实现锁定和限定定位构件50与光学元件20之间的特定距离 d_1 、 d_2 ,使得在使用中,焦点深度 f_3 、 f_4 可以相对精确地被限定的相对成本有效的方法。

[0037] 图4A、4B、4C和4D示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置200的定位构件结构102的第二实施例。在图4A和4B中,光源10、光学系统20和包括皮肤接触表面52的定位构件50,与弹性元件60A一起再次被示出。光学系统20包括光学元件,其包括具有出射表面42的最终透镜元件32。在图4A所示的定位构件结构102的实施例中,定位构件50相对于光学系统20被定位在另外位置Pf1。最终透镜元件32的出射表面42包括凹表面42,其在光学系统20的另外位置Pf1,在远离皮肤处理装置200的方向上发散处理光。由于凹表面42的处理光发散优选使得,当发散光到达定位构件50的皮肤接触表面52时,其中光学系统20在另外位置Pf1处,发散处理光的强度使得发散处理光不再有害于人的眼睛。当皮肤处理装置200没有被压

到皮肤表面300上时,弹性元件60A相对于光学系统20推定位构件50,使得凹表面42处理作为安全措施发散处理光。在图4B的情况下,皮肤处理装置200被推靠在皮肤表面300上,这导致定位构件50与光学系统20可能经由折射率匹配流体,处于其中出射表面42与皮肤表面300接触的处理位置Pt,以进一步提高出射表面42,或凹表面42和皮肤表面之间的光配合。如前面提到的,出射表面42与皮肤组织之间的这种接触将显著减少出射表面42对光学系统20成像特性的光学贡献,或者甚至会消除出射表面42的这一贡献,使得处理光的焦点位置340位于第一焦点深度f1。

[0038] 图4C和4D示出了光学系统20的细节,其中最终透镜元件33包括菲涅耳透镜33。如前所述,菲涅耳透镜33在本领域是众所周知的,并且可具有类似于传统透镜的特性,但通常较少弯曲,这允许更好的光学接触并与皮肤表面300耦合,而不使皮肤表面300变形太多。利用菲涅耳透镜33还使光学系统20更加紧凑。此外,当使用菲涅耳透镜33作为最终透镜元件33的出射表面43时,出射表面43的光学特性可在出射表面43被推靠在皮肤表面300上时,优选使用折射率匹配流体350被消除。在菲涅耳透镜33中出射表面43的光学形状的径向步进变化将被消除,因为当菲涅耳透镜33被压靠在皮肤表面300上时,出射表面43和皮肤表面300之间的空气间隙将被消除。在图4C中,在最终透镜元件33的出射表面43和皮肤表面300(在图4C中未示出)之间存在空气间隙,这影响了整个光学系统20的光学特性,使得菲涅耳透镜33强烈散焦处理光,如图4C所示。在图4D中,出射表面43直接接触皮肤表面300。在出射表面43和皮肤表面300之间,折射率匹配流体350被提供,以进一步改善出射表面43和皮肤表面300之间的光学接触。在这种布置中,出射表面43的光学特性由于皮肤组织和折射率匹配流体的存在受到影响,使得光学系统20现在再次在第一焦点深度f1朝向真皮330中的焦点位置340聚焦处理光。

[0039] 图5A和5B示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置200的定位构件结构104的第三实施例。在图5A和5B中,光源10、光学系统20和包括皮肤接触表面52的定位构件50,与弹性元件60A一起再次被示出。光学系统20包括光学元件,其包括具有出射表面44的最终透镜元件34。在图5A所示的定位构件结构102的实施例中,定位构件50相对于光学系统20被定位在另外位置Pf1。最终透镜元件34的出射表面44包括圆锥突出形状47,用于在出射表面44附近聚焦处理光并在距出射表面44一定距离处形成发散的环形光束,类似于图4A和4B所示的,由于锥形突出形状42,处理光的发散优选使得,当发散光到达定位构件50的皮肤接触表面52时,其中定位构件50在另外位置Pf1处,发散处理光的强度使得发散处理光不再有害于人的眼睛。当皮肤处理装置200没有被压到皮肤表面300上时,弹性元件60A相对于光学系统20推定位构件50,使得圆锥突出形状47处理作为安全措施发散处理光。定位构件50和光学系统20在另外位置Pf1的相对定位甚至可以使得发散处理光被构造为撞击到定位构件50的非透明壁57上。非透明壁57可被配置和构造成吸收撞击处理光的主要部分和/或可以被配置和构造成漫反射撞击处理光,以进一步减少处理光的局部强度,并进一步提高根据本发明的皮肤处理装置200的安全性。在图5B的情况下,皮肤处理装置200被推靠在皮肤表面300上,这将导致定位构件50与光学系统20处于其中出射表面44与皮肤表面300接触的相互处理位置Pt,其可能经由折射率匹配流体,以进一步提高出射表面44和皮肤表面之间的光耦合。如前面提到的,出射表面44与皮肤组织之间的这种接触将显著减少出射表面44对光学系统20成像特性的光学贡献,或者甚至会消除出射表面44的这一贡献,使得处理光的焦点

位置340位于第一焦点深度 f_1 处。

[0040] 图6A和6B示意性地示出了根据本发明的皮肤处理装置200的定位构件结构的另一实施例的最终透镜元件35的一个实施例。在图6A中所示的最终透镜元件35的实施例中，最终透镜元件35的出射表面45具有在皮肤组织内部产生多个聚焦位置342的形状，其光学系统20在其另外位置Pf1并且在出射表面45和皮肤表面300之间存在空气间隙。这可以通过提供具有透镜元件阵列的出射表面45来实现，进入最终透镜元件35的光的各聚集部分在皮肤组织内部进入各个聚焦位置342，在本实施例中在皮肤组织内部在距皮肤表面300的第二焦点深度 f_2 处。在图5B的情况下，根据本发明的皮肤处理装置200的出射表面45被推靠在皮肤表面300上，这将导致定位构件50与光学系统20处于其中出射表面45与皮肤表面300接触的处理位置Pt，其可能经由折射率匹配流体350以进一步提高出射表面45和皮肤表面300之间的光耦合。如前所述，出射表面45和皮肤表面之间的这种接触会显著降低出射表面45对光学系统20成像特性的光学贡献，或者甚至会消除出射表面45的这一贡献，使得在目前情况下，最终透镜元件只在皮肤组织内部的第一焦点深度提供了单个焦点340。因此，根据本发明的皮肤处理装置200可在不同的操作模式中使用。

[0041] 总之，本发明提供了一种非侵入性皮肤处理装置200，其包括被构造用于发射处理光的光源10，被构造用于将处理光聚焦到皮肤组织内部的焦点位置340内的光学系统20，以及具有皮肤接触表面52的定位构件50，定位构件50和光学系统20能够相对于彼此被移位，用于改变并限定皮肤接触表面和光学系统的最终透镜元件30之间的距离。在使用中，最终透镜元件面向皮肤表面300，并且定位构件和光学系统可相对于彼此移位到处理位置Pt和不同于处理位置的另外位置Pf1。在使用中并在光学系统的处理位置，最终透镜元件与皮肤表面接触，以防止最终透镜元件和皮肤表面之间的空气间隙。

[0042] 应当指出的是，上述实施例说明而非限制本发明，并且本领域技术人员将能够设计许多替代实施例。

[0043] 在权利要求中，置于括号之间的任何附图标记不应被解释为限制该权利要求。使用动词“包括”及其变化形式并不排除权利要求中所列之外的元件或步骤的存在。元件之前的冠词“一个(a)”或“一个(an)”不排除多个这样的元件的存在。本发明可以通过包括若干不同元件的硬件，以及通过适当编程的计算机来实现。在设备权利要求中列举了若干装置，这些装置的几个可以由一个以及相同的硬件项目来体现。某些措施被记载在相互不同的从属权利要求中这一事实并不表示这些措施的组合不能被利用。

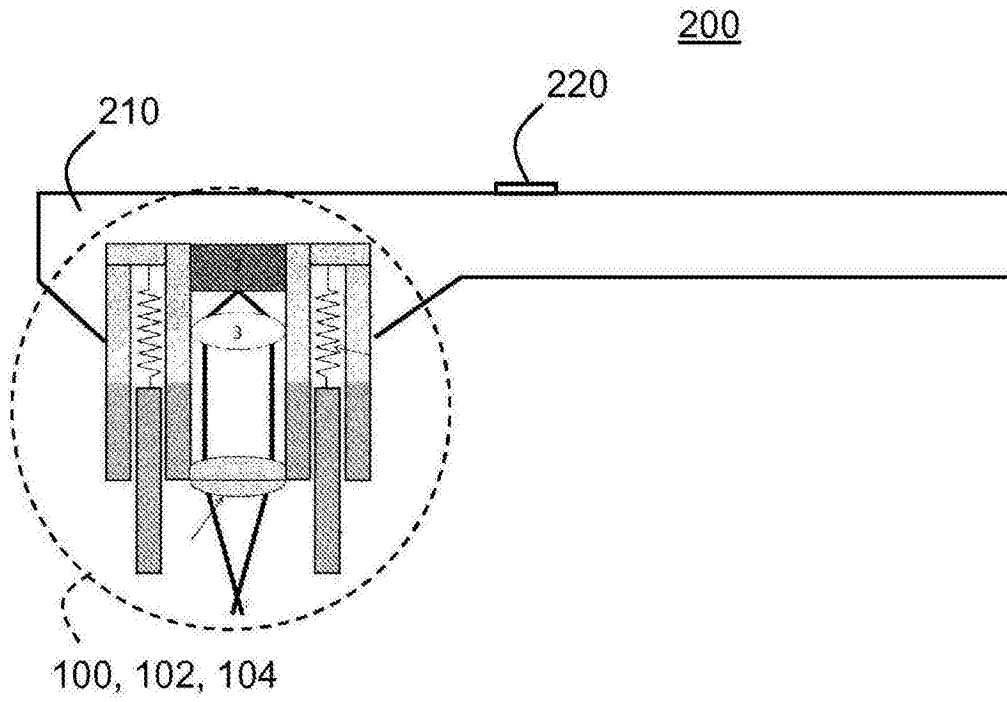


图1

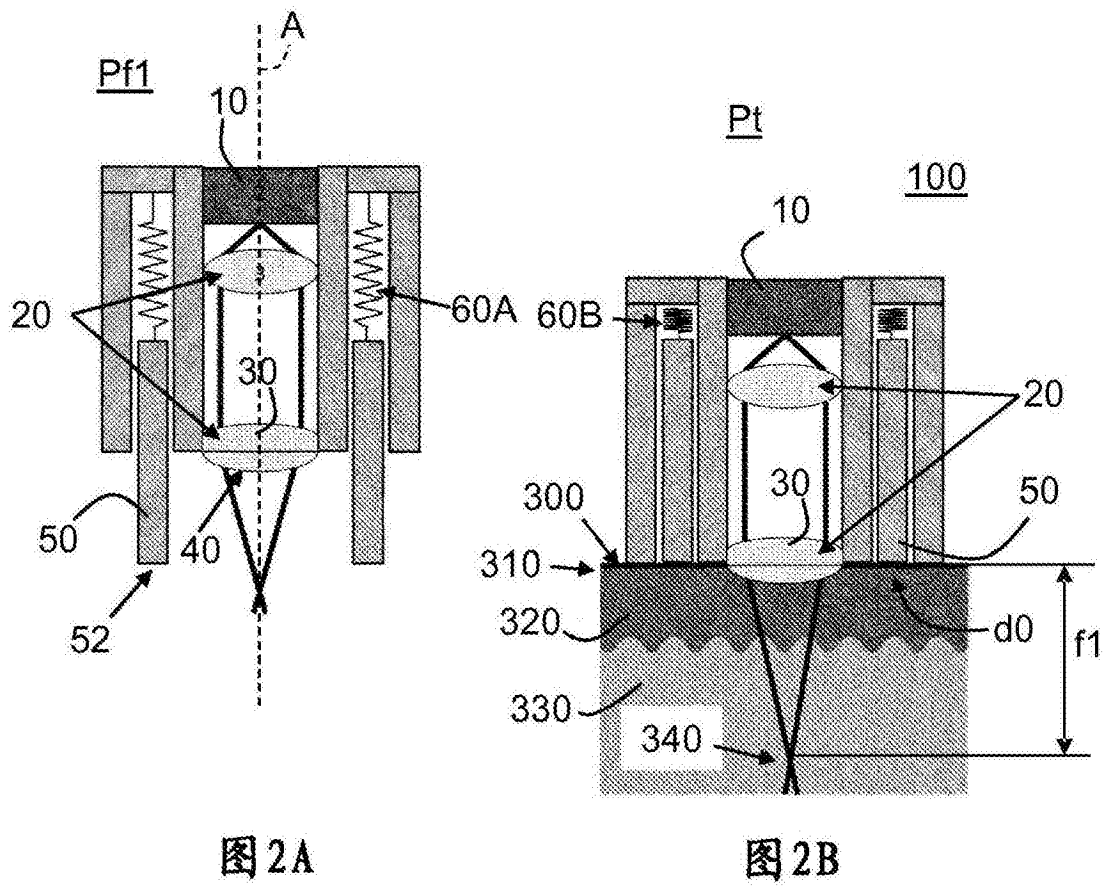


图 2A

图 2B

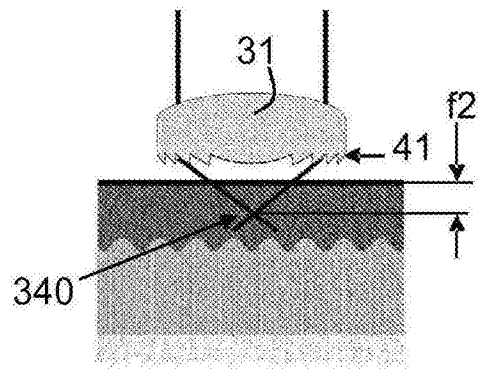


图2C

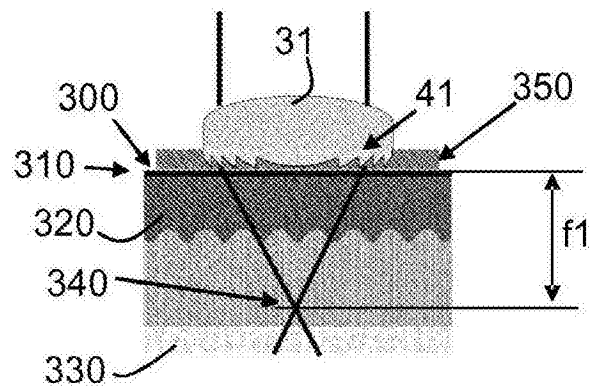


图2D

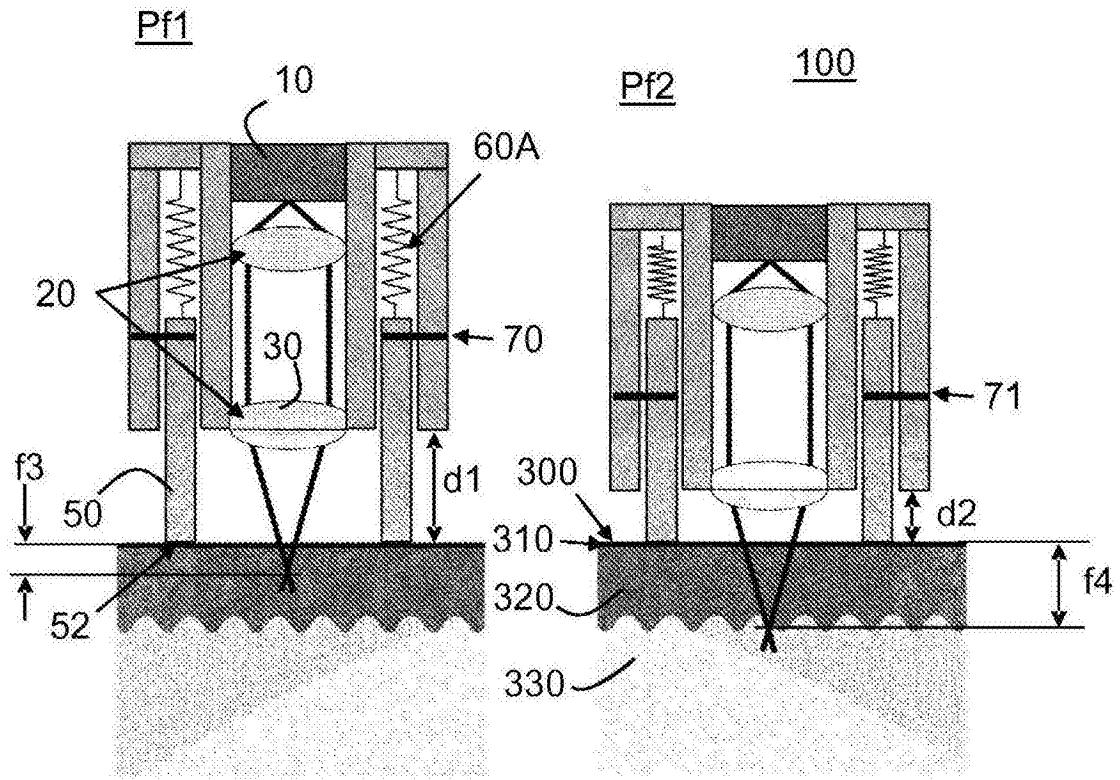


图 3A

图 3B

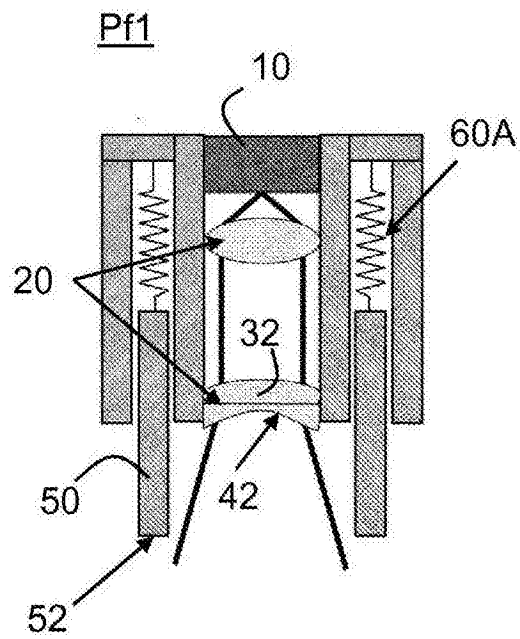


图 4A

Pt 102

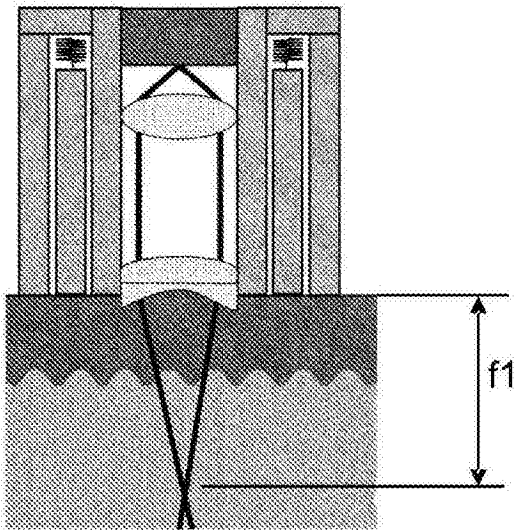


图4B

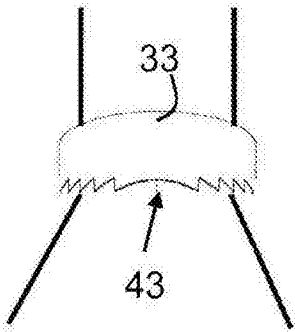


图4C

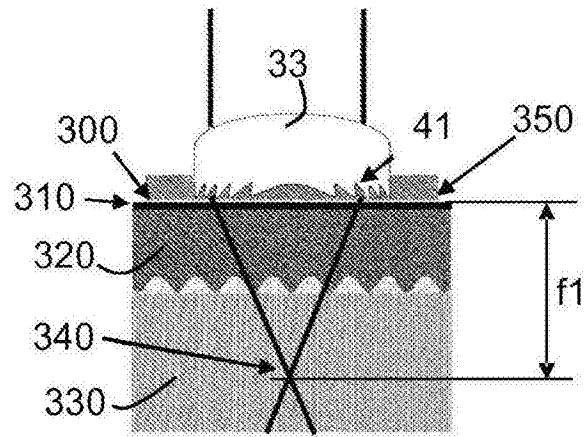


图4D

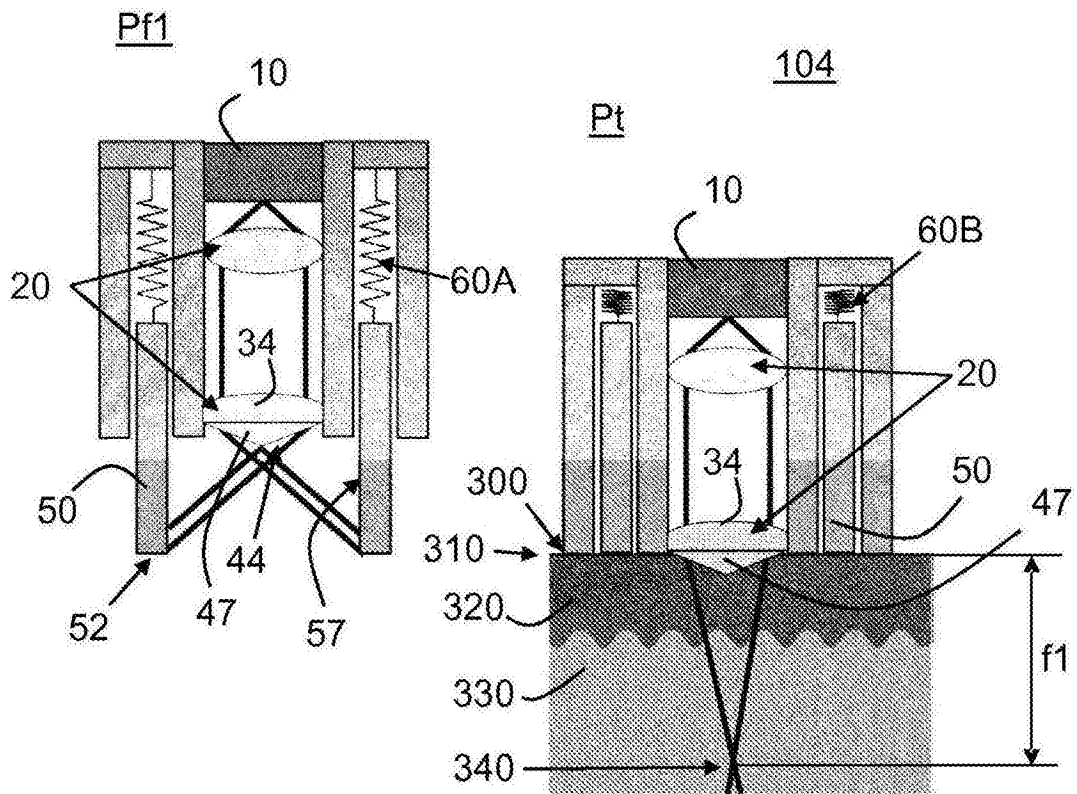


图5A

图5B

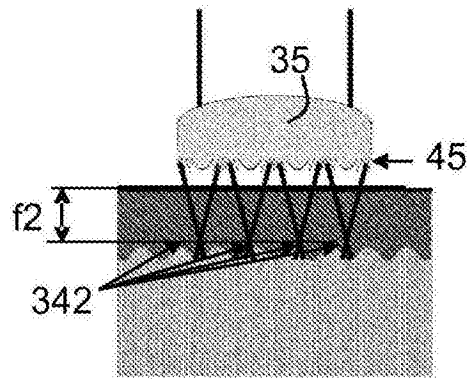


图6A

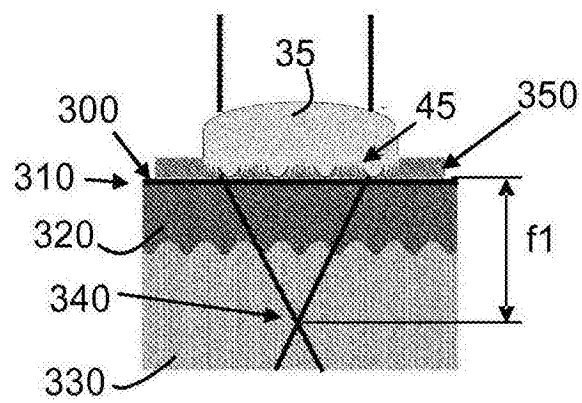


图6B