



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104394790 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201280074276. 3

A · V · 苏哈多劳

(22) 申请日 2012. 09. 06

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

201200845 2012. 05. 11 EA

72002

代理人 左路

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2014. 12. 25

A61B 18/20(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

A61N 7/00(2006. 01)

PCT/BY2012/000002 2012. 09. 06

A61H 23/00(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/166577 RU 2013. 11. 14

(71) 申请人 U · V · 霍姆琴卡

地址 白俄罗斯明斯克

申请人 D · V · 戈尔巴奇 A · V · 苏哈多劳

(72) 发明人 U · V · 霍姆琴卡 D · V · 戈尔巴奇

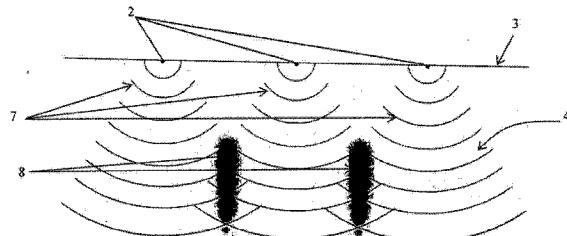
权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54) 发明名称

用于生物组织再生的方法和装置（实施方案）

(57) 摘要

本发明涉及医学并且可以用于手术包括美容手术中，例如用于治疗营养不良且缓慢愈合的溃疡、褥疮、烧伤、瘢痕等，以及用于不同位置中的生物组织包括皮肤的复壮。所提议的方法用于生物组织的再生伴随其功能特性、特征和结构的恢复，其中通过在所需组织中产生在经由至少两个来源生成的声波之间的至少一个干涉区且在待再生的组织中传播，对组织实施预定程度的机械诱导的创伤，伴随在所述区域中的相应生物组织的后续天然再生的可能性。还提议的是用于实现上述方法的装置的多个实施方案。为了实现位于不同深度处的不同生物组织的复壮效果，产生微创伤区域而无热效果，即所有上覆组织没有蒸发也没有凝固，即组织的再生不伴随纤维细胞生长而发生，提示不仅发生视觉复壮而且发生实际复壮。



1. 一种通过在生物组织的所需区域中产生微创伤位点,随后通过在特定区域中相应生物组织的天然再生而用于生物组织复壮以及其功能特性、特征和结构恢复的方法,其中通过用至少一个位点的声波干涉作用于所需区域,对所述组织实施特定的机械诱导创伤,所述声波干涉由至少两个来源生成且在待再生的组织中传播。
2. 根据权利要求 1 的方法,其中所述声波的所有震中彼此以选自 10  $\mu\text{m}$  至 1cm 范围的相等距离分布。
3. 根据权利要求 1 或 2 中任一项的方法,其中所述机械性创伤区在暴露于环境的组织表面下形成,而不增加活组织与腐蚀性介质的接触表面。
4. 根据权利要求 1-3 中任一项的方法,其中每个单一声波的初始功率以这样的方式选择,使得在所述波与邻近波中的至少一个的干涉区以及在所述声波震中至少邻近周围的区中形成受机械创伤的生物组织区域。
5. 根据权利要求 1-4 中任一项的方法,其中所述声波的频率选择为对应于所需生物组织的固有频率,以仅对待复壮的所述生物组织提供选择性再生效果。
6. 根据权利要求 1-5 中任一项的方法,其中所述机械性创伤的水平选自在仅提供细胞膜完整性破坏的水平与提供待复壮组织中的完全细胞破坏的水平之间的范围。
7. 根据权利要求 1-6 中任一项的方法,其中所述声波作为定向声波生成。
8. 一种根据权利要求 1-7 中任一项的方法的用于生物组织复壮以及其功能特性、特征和结构恢复的装置,所述装置包括布置为超声发生器的辐射源,所述超声发生器装配有在待复壮的浅表生物组织或上覆生物组织上形成彼此以相等距离分布的多个声波震中的装置。
9. 根据权利要求 8 的装置,其中所述的声波震中之间的距离为 10  $\mu\text{m}$  至 1cm。
10. 一种根据权利要求 1-7 中任一项的方法的用于生物组织复壮以及其功能特性、特征和结构恢复的装置,所述装置包括激光光源和形成多个声波震中的装置,所述形成多个声波震中的装置布置为能够提供具有所需波长的波的选择性吸收的物质,所述具有所需波长的波在具有彼此以相等距离分布的预设尺寸的所需精确位点处被施加于生物组织的表面。
11. 根据权利要求 10 的装置,其中所述的声波震中之间的距离为 10  $\mu\text{m}$  至 1cm。
12. 一种根据权利要求 1-7 中任一项的方法的用于生物组织复壮以及其功能特性、特征和结构恢复的装置,所述装置包括激光光源和形成多个声波震中的装置,所述声波震中布置为能够转换束流强度的空间分布以在所述生物组织的表面上形成具有最大和最小光能量的周期性结构的物质,其中所述激光光源布置为产生具有下述参数的辐射,所述参数提供生物组织对辐射的有效吸收并且在最大光能的点处产生声波。

## 用于生物组织再生的方法和装置（实施方案）

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学并且可以用于包括美容手术的手术中,例如用于治疗营养不良且缓慢愈合的溃疡、褥疮、烧伤、瘢痕等,以及用于不同位置中的组织包括皮肤的复壮。该方法基于将非机械能量特别是声波能量输送到人组织内。本发明还涉及生成实现所述方法所需的波能量的装置的不同实施方案。

### 背景技术

[0002] 现代手术包括美容手术广泛使用激光能量,超声能量和类似的非机械型能量用于治疗和复壮。因此,存在已知的皮肤复壮方法,其包括用二氧化碳激光器辐射以  $10.6 \mu\text{m}$  波长或用 Er 激光器 (EnYAG) 以  $2.94 \mu\text{m}$  波长使浅表皮肤层剥离或汽化 (Palomar 2940Fractional Laser, Deka SmartXide DOT, Candela C02RE) [1]。在这种情况下的疗效基于浅表皮肤层的汽化,伴随深层真皮层的较小热损伤,这并非完全破坏所有皮肤层,而是刺激新细胞生长。所述方法的另外缺点是高创伤率,长期恢复和携带高感染危险的伤口形成,在手术期间和在恢复期间的疼痛,改变的皮肤色素沉着和瘢痕形成的危险。另外,该方法不能用于移动的身体部分例如颈部、眼睑等,因为伤口愈合要求治疗区的固定。

[0003] 用于非侵入性光复壮的方法是本领域已知的,其中辐射更深地穿透到皮肤内,引起对胶原纤维创伤并且随后刺激新胶原合成 (Palomar 1540Fractional Laser, Candela GentleMAX, Candela Smoothbeam) [2]。所述方法可以用于治疗基本上所有皮肤区域。所述方法的缺点包括无效的治疗和美容效果。合成胶原的量不足以产生表现为皱纹尺寸减小的复壮效果。该方法通过增加毛细血管血液供应来改善皮肤颜色,并且可以引起暂时性皮肤水肿,这产生暂时性的皱纹减少效果。

[0004] 用于非侵入性超声皮肤复壮的方法也是本领域已知的 [3, 4, 5]。所述方法用于治疗所需治疗位点中的多种皮肤区域。所述方法的缺点包括对组织的超声波前作用,这不仅影响所需位点,还影响周围组织,这进而又扩大创伤区并且延迟恢复。

[0005] 与请求保护的方法最紧密相关的方法是微剥离皮肤光复壮 [6]。在所述方法中,不是用一个宽激光束处理皮肤表面,而是用多个微光束处理皮肤表面。每个微光束触发单独的凝固,与蒸发组合的凝固,或皮肤微域剥离,这取决于施加辐射的光谱和暂时参数。微光束直径可以从  $1 \mu\text{m}$  跨越到数百微米,并且它们可以定位相隔数百微米。该方法的疗效基于下述假设:被去除或损伤的组织将替换为新皮肤细胞,并且在几个期间的过程中,治疗区域中的旧皮肤将完全替换为新皮肤。用铒玻璃激光器 (激光仪器 Fraxel, 波长  $1.54 \mu\text{m}$ ) 的皮肤微凝固诱导皮肤细胞的热破坏,而不伴随其蒸发。引起皮肤细胞蒸发和凝固两者的辐射 (例如二氧化碳辐射, 波长  $10.64 \mu\text{m}$ ) 产生由凝固区包围的蒸发皮肤的微通道。铒辐射激光器 (波长  $2.94 \mu\text{m}$ ) 引起如微通道的组织蒸发,而无周围组织的凝固。该方法的缺点包括:

[0006] - 在其中发生复壮效果的微创伤深度受限于凝固或剥离深度,这不允许深层真皮或皮下组织的复壮;

[0007] - 当治疗营养不良性或脓毒性伤口等时,即当组织再生必须在深得多的水平上发

生时,微创伤的小深度无法用于增强的组织再生;

[0008] - 该方法是侵入性的,这增加治疗表面中的感染危险;

[0009] - 当去除组织时,活组织暴露于环境,这可以促进纤维组织的生长代替未改变组织的全面复壮;

[0010] - 微剥离操作是疼痛的并且需要使用麻醉剂。

## 发明内容

[0011] 因此,本发明的目的是提供通过下述用于生物组织的复壮以及其功能特性、特征和结构的恢复的非侵入性方法:在生物组织的所需区域中产生微创伤位点,引起所需区域中的相应生物组织的天然再生。在生物组织内部的微创伤(微破坏)不应导致暴露于腐蚀性环境的微通道形成,这将完全排除纤维组织的形成。治疗应促进微创伤位点的形成以及任何定位和任何类型的浅表和深层生物组织两者的后续再生。与本领域已知的其他方法包括微剥离方法相比较,该方法还应减少疼痛和感染危险。

[0012] 所述目的在请求保护的方法中实现,所述请求保护的方法通过下述用于生物组织的复壮以及其功能特性、特征和结构的恢复:在生物组织的所需区域中产生微创伤位点,随后为通过在所需区域中产生经由至少两个来源生成的至少一个位点的声波干涉且在待再生的组织中传播,产生在具有特定的机械诱导的创伤的所需区域中的相应生物组织的天然再生。

[0013] 在请求保护的方法中,一般而言,在待复壮的表面上或在上覆生物组织的表面上生成具有所需(计算)特征例如功率的强大的共模声波。特别地,改变声波的功率可以对预定深度的微创伤区域具有相应作用。在本发明的方法中的相互作用波的干涉效果降低尺寸,并且决定经受微创伤的组织区域的所有方向上的确切位置,这导致相对更高效率的方向能量效果和更短的恢复时间。在请求保护的方法中,组织创伤是非热的,并且因此其对生物组织的作用不引起蒸发或凝固。另外,因为声波可以在设定深度处(通过声波特征限定)穿透生物组织而无通道形成,所以本发明的效果不增加活组织和氧之间的接触,这阻碍纤维组织的生长并且促进生物组织的实际而不仅是视觉的再生/复壮。在所需干涉区中更强的声波能量不破坏组织,而是对所选组织区域引起创伤。因为生物组织的再生不仅可以由于完全组织细胞破坏而发生,还可以由于其部分创伤而发生,所以所选位置中的生物组织再生。因为生物组织的深层下方细胞不被完全破坏,所以恢复时间极大降低。因为在本发明的方法中,创伤区域减少,可以预设创伤水平,并且不存在热效果,所以在操作期间的疼痛大大降低。

[0014] 共模声波源的区域优选为  $10\text{nm}^2$  至  $10\text{ }\mu\text{m}^2$ 。优选地,声波的所有震中均定位在选自  $10\text{ }\mu\text{m}$  至  $1\text{cm}$  范围的彼此相等的距离处。

[0015] 根据本发明,机械性创伤区优选在暴露于环境的组织表面下形成,而不增加活组织与腐蚀性介质的接触表面。因此,请求保护的方法产生微创伤区域,而不扩大活组织和环境之间的接触面积,与本领域已知的方法相比较,这大大降低在恢复期间的感染危险。

[0016] 生成的声波的最小功率以这样的方式加以选择,使得:

[0017] - 通过一个震中生成的单波的功率将不足以引起经处理的生物组织的机械性创伤/破坏;

[0018] - 通过邻近震中生成的波干涉的组合功率将足以对经处理的生物组织引起所需水平的创伤。

[0019] 在处理后的皮肤表面上出现的红斑可以用作影响充分的视觉控制。

[0020] 在本发明的一些优选实施方案中, 每个单一声波的初始功率以这样的方式加以选择, 使得在干涉区以及在所述声波震中至少邻近周围的区中形成受机械创伤的生物组织区域。

[0021] 可以改变以影响生物组织的声波的另一个重要特征是频率。因此, 可以选择对应于任何给定生物组织的内在固有频率的声波频率, 以与所述频率同步来实现其对特定生物组织的选择性再生效果。因此, 在依照待复壮的生物组织的固有频率的本发明的几个优选实施方案中, 声波的频率选择为仅对待复壮的生物组织发挥选择性作用。

[0022] 在本发明的优选实施方案中, 机械性创伤的水平选自从引起细胞膜完整性破坏的水平开始到引起待复壮组织中的完全细胞破坏的水平终止的范围。因此, 本发明的效果可以刺激生物组织的再生, 其中所述组织的整个细胞被破坏或不被破坏。再生 / 复壮效果甚至可以通过对生物组织细胞的部分创伤而实现。

[0023] 其他优选实施方案包括其中声波作为定向声波生成的那些, 所述定向声波还促成微创伤位点形成的定位和最佳化。

[0024] 设定目的还在用于实现上述请求保护的方法的请求保护的装置的多个实施方案中实现, 所述请求保护的方法用于生物组织的复壮以及其功能特性、特征和结构的恢复, 所述请求保护的装置包括辐射源和用于在待复壮的浅表和上覆生物组织上形成多个声波震中的装置。

[0025] 在请求保护的装置的第一个实施方案中, 设定目标通过辐射源实现, 所述辐射源为装配有下述装置的超声发生器, 所述装置可以在待复壮的浅表生物组织或上覆生物组织上形成彼此以相等距离分布的多个声波震中。

[0026] 在请求保护的装置的第二个实施方案中, 设定目标通过辐射源和可以在待复壮的表面或上覆生物组织上形成多个声波震中的装置实现, 所述辐射源为激光源, 所述形成多个声波震中的装置是能够提供具有所需波长的波的选择性吸收的物质, 所述具有所需波长的波在具有彼此以相等距离分布的预设尺寸的所需精确位点处被施加于生物组织的表面。

[0027] 在请求保护的装置的第一个和第二个实施方案的震中之间的优选距离为 10  $\mu$  m 至 1cm。

[0028] 在请求保护的装置的第三个实施方案中, 设定目标通过辐射源和下述装置实现, 所述辐射源为激光源, 所述装置可以在待复壮的表面或上覆生物组织上形成多个声波震中, 所述声波震中是能够转换束流强度的空间分布, 以在所述生物组织的表面上形成具有最大和最小光能量的周期性结构的物质。所述激光光源布置为生成具有参数的辐射, 所述参数可以提供其经由生物组织的有效吸收, 并且在最大光能的点处产生声波。

## 附图说明

[0029] 用于生物组织的复壮以及其功能特性、特征和结构的恢复的请求保护的方法, 以及相应装置的实施方案的上述及其他利益和优点, 进一步详细公开于一些可能优选但非限制性的实施方案的例子中, 参考附图和图, 其中:

- [0030] 图 1 :可能实施方案之一 (第一个) 中,生物组织细胞中的微创伤区域形成的示意图 ;
- [0031] 图 2 :另一个 (第二个) 可能实施方案中,生物组织细胞中的微创伤区域形成的示意图 ;
- [0032] 图 3 :另外一个 (第三个) 可能实施方案中,生物组织细胞中的微创伤区域形成的示意图 ;
- [0033] 图 4 :第三个实施方案中装置的示意图。

### 具体实施方式

[0034] 图 1 显示了在可能实施方案之一中的生物组织细胞中的微创伤区域形成的示意图,其中声波 1 从生物组织 4 的表面 3 上的相应震中 2 行进到生物组织 4 内,其中每个声波 1 的功率以这样的方式加以选择,使得它不足以机械破坏经处理的生物组织 4 的任何组分。微创伤区域将仅在由邻近震中 2 生成的声波 1 的干涉区 5 (由附图上的黑色阴影标记) 中出现。

[0035] 图 2 显示了在另一个 (第二个) 可能实施方案中的生物组织细胞中的微创伤区域形成的示意图,其中声波 1 从生物组织 4 的表面 3 上的相应震中 2 行进到生物组织 4 内,其中每个声波 1 的功率以这样的方式加以选择,使得它产生接近相应震中 2 的经处理的生物组织 4 的机械破坏区域 6 (浅表组织的完全破坏) 和由邻近震中 2 生成的声波 1 的干涉区 5 中的微创伤区域 (局部创伤区域)。机械破坏区 6 和干涉区 5 由附图上的黑色阴影标记。

[0036] 图 3 显示了在另外一个 (第三个) 可能实施方案中的生物组织细胞中的微创伤区域形成的示意图,其中声波 1 从生物组织 4 的表面 3 上的相应震中 2 行进到生物组织 4 内,其中为了产生在深层组织中的微创伤区域,声波作为定向声波 7 生成。微创伤区域在由相应邻近震中 2 生成的每两个定向声波 7 的干涉区 8 中形成。干涉区 8 由附图上的黑色阴影标记。

[0037] 图 4 显示了在第三个实施方案中的装置的示意图,其中放射装置是激光光源 9,并且用于在待复壮的生物组织的表面或上覆生物组织上形成多个声波震中的装置包括分束器 10 和光学系统 13,所述分束器 10 将初始激光束 11 拆分成实现所需分布必需的多个光束 12,所述光学系统 13 使通过分束器 10 形成的光束 12 在角度 14 处对准,所述角度 14 是借助于多光束干涉实现束流强度的所需空间分布必需的。

[0038] 请求保护的方法如下进行 :

[0039] 使用用于生物组织的复壮以及其功能特性、特征和结构的恢复的请求保护的方法的任何实施方案,生成具有所需特征 (功率、频率) 的声波 1(7)。每个声波 1(7) 开始从相应震中 2 行进到生物组织 4 内。遵循请求保护的方法的特定实施方案的操作产生微创伤区域。

[0040] 例如,对于图 1 的实施方案,因为声波 1 的最小功率不足以机械破坏经处理的生物组织 4 的组分中的任一种,所以波的传播不伴随生物组织 4 的破坏。然而,同相应邻近震中 2 传播的声波 1 的干涉生成声波 1 的局部累积功率,其水平足以在所述干涉区 5 中的生物组织 4 上产生一定程度的机械性创伤区域。另外,所述区域将从表面 3 向内深层穿透,并且将变成生物组织细胞 4 的不均匀 (具有所需水平) 微创伤区。

[0041] 不预期此类组织创伤扩大活组织与腐蚀性环境的接触面积,这使纤维组织形成降到最低。

[0042] 根据图 2 的实施方案,可以增加声波 1 的功率,以达到每个分开的声波 1 可以独立地破坏组织的水平。在这种情况下,效果将以略微不同的方式产生,并且将如下发生:从每个震中 2 传播到生物组织 4 内的波 1 将触发其机械破坏(机械破坏的区域 6),直至所述波的功率降到低于阈值。波 1 进入生物组织 4 内的任何进一步传播不伴随其破坏,除了从邻近震中 2 传播的波 1 的干涉区 5 之外。因此,创伤区将包括完全破坏的浅表组织区域(机械破坏的区 6)和局部创伤区(干涉区 5)。

[0043] 在这种情况下观察到的视觉效果是在经处理的表面上出现“霜冻(frost)”,即机械破坏区域。另外,改变声波的功率可以改变微创伤区域位置的深度。

[0044] 依照请求保护的方法的第三个实施方案(参见图 3),即通过生成定向声波 7,进行对深层组织 4 的微创伤及其后续再生。在这种情况下,声波 7 的干涉将仅在生物组织内部深处发生,不伴随对浅表层的创伤。机械性创伤区域将在干涉区 8 中出现。

[0045] 与原型相比较,在本发明的实施方案中的组织再生更快速地发生,因为即使在第二个实施方案的作用下(参见图 2),唯一完全被机械破坏的组织是浅表组织(机械破坏的区域 6),而深层组织并未被完全破坏而仅是受创伤(干涉区 5)。在所有其他实施方案包括本说明书中未个别公开的那些中,无论如何均不存在任何生物组织的完全破坏。

[0046] 关于实现生物组织复壮的请求保护的方法的装置,存在所述方法的几种可能实施方案。

[0047] 因此,在根据第一个实施方案的装置中,辐射源可以布置为强大的超声发生器。震中 2(7) 的声波 1 的“成形器”可以布置为接触垫,其是具有预设间隔(在彼此  $10 \mu m$  至 1cm 距离处)并且与在  $10 nm^2$  至  $10 \mu m^2$  面积中的生物组织 4 的表面 3 接触的有序针集合。

[0048] 在根据第二个实施方案的装置中,辐射源布置为强烈脉冲光的强大发生器。震中 2(7) 的声波 1 的“成形器”布置为对于所选发射波长具有高吸收常数的专门吸收介质(物质),将所述所选发射波长施加于待处理的表面。吸收介质必须作为具有  $10 nm^2$  至  $10 \mu m^2$  面积,以及彼此之间  $10 \mu m$  至 1cm 距离的分开点施加。

[0049] 在根据第三个实施方案的装置中,辐射源可以布置为强烈激光的强大发生器,所述强烈激光容易被待处理的生物组织吸收。在目前的情况下,不需要对待处理表面 3 施加任何另外物质,但激光束必须以这样的方式横向分布,使得所述分布将在经处理的表面上形成具有最大和最小能量的周期性结构。另外,高能量区域必须在  $10 nm^2$  至  $10 \mu m^2$  范围内(在彼此  $10 \mu m$  至 1cm 距离处)。因此,第三个实施方案的装置基于多光束干涉现象,并且预期包括将初始激光束转化成在待处理的表面或上覆生物组织的表面上的所需最终空间强度分布。

[0050] 所述装置的示意图显示于图 4 上。由激光光源 9 生成的宽激光束 11 落在分束器 10 上,所述分束器 10 将所述光束分成实现所需分布需要的多个光束 12。光学系统 13 使通过分束器 10 形成的光束 12 在角度 14 处对准,所述角度 14 是借助于多光束干涉 14 实现所需空间强度分布必需的。

[0051] 分束器 10 是将初始激光束 11 拆分成所需强度的多个光束 12 的光学元件或装置。分束器 10 可以基于下述元件组或其组合进行构建:

[0052] - 相或振幅光栅, 或更复杂的衍射元件,

[0053] - 具有介电或金属涂层的镜子, 金属镜子,

[0054] - 含或不含介电或金属涂层的球面和 / 或圆柱透镜,

[0055] - 含或不含介电或金属涂层的棱镜,

[0056] - 含或不含介电涂层的微透镜和微棱镜系统。

[0057] 光学系统 13 是将由分束器 10 生成的光束 12 组合在所得到的空间强度分布 14 的平面中的光学元件或装置。所述光学系统将光束递送到所得到的空间强度分布 14 的平面上, 其角度是达到所需所得到的强度分布 14 必须的。光学系统 13 可以基于下述元件组或其组合进行构建:

[0058] - 含或不含介电或金属涂层的球面和 / 或圆柱透镜,

[0059] - 具有介电或金属涂层的镜子, 金属镜子,

[0060] - 含或不含介电或金属涂层的棱镜。

[0061] 所得到的空间强度分布 14 是在经处理的表面 3 或上覆生物组织 4 上具有预设尺寸和频率的束流强度最大和最小干涉的有序周期系统。

[0062] 根据图 4 上显示的第三个实施方案的装置在 200nm 至 20  $\mu\text{m}$  的宽波长范围内以及束流强度的空间强度分布 14 的特征性最大和最小尺寸的广泛范围起作用: 从施加辐射的波长到 1mm。

[0063] 特别地, 设为 2.94  $\mu\text{m}$  波长的 Er:YAG 激光辐射的转换可以经由分束器 10 实现, 所述分束器 10 包括由具有 U 型轮廓光栅的石英玻璃 K1 构建的两个相光栅。光栅凹槽彼此垂直。凹槽深度选择为消除在衍生图样中的零衍射次序。其后, 第一个衍射级的四个光束 12 接受 80% 的初始辐射能量 (光束 11)。光束 12 在互相垂直的平面上配对。用专门光圈过滤掉高于一级的四个光束 12 的衍射级。

[0064] 所得到的光束 12 通过包括两个透镜的光学系统 13 对准到最终空间束流强度分布 14 的平面内。

[0065] 空间束流强度分布 14 随后为作为交替最大值和最小值产生。沿与分束器 10 的光栅方向对齐的线, 所得到的强度分布 14 是具有 100- $\mu\text{m}$  周期的正弦曲线。

[0066] 由一些可能非限制性的实施方案举例说明的上述说明书因此证实, 尽管用于生物组织再生 / 复壮的方法和相应装置是医学实践中已知的, 但请求保护的方法和装置提供了新型和出乎意料的技术结果。所述结果主要这样实现, 因为对于位于不同深度处的多种生物组织的复壮, 可以产生微创伤区域而不施加热效果, 即没有上覆组织中任一种的蒸发或凝固。因此, 组织再生不伴随纤维细胞生长而发生, 提示不仅发生视觉复壮而且发生实际复壮。

[0067] 参考文献

[0068] 1. B. Eremeev, K. Kalaydzhyan. Lasers Against Wrinkles. Electronic almanac "Cosmetics&Medicine". [Electronic resource]-April 6, 2012. Access mode:<http://daniel.ru/cm/arc/r403.htm>.

[0069] 2. Palomar-Rejuvenation. Website of the medical center RODEN. [Electronic resource]-May 4, 2012. -Access mode:<http://www.roden.by/cosmetology/palomar-omoljenie/>

- [0070] 3. 2011 年 9 月 8 日公开的申请 US2011/0218464A1。
- [0071] 4. 2012 年 1 月 19 日公开的申请 US2012/0016239 A1。
- [0072] 5. 2012 年 3 月 1 日公开的申请 US2012/0053458 A1。
- [0073] 6. 2002 年 10 月 31 日公开的专利 US6,997,923 B2。

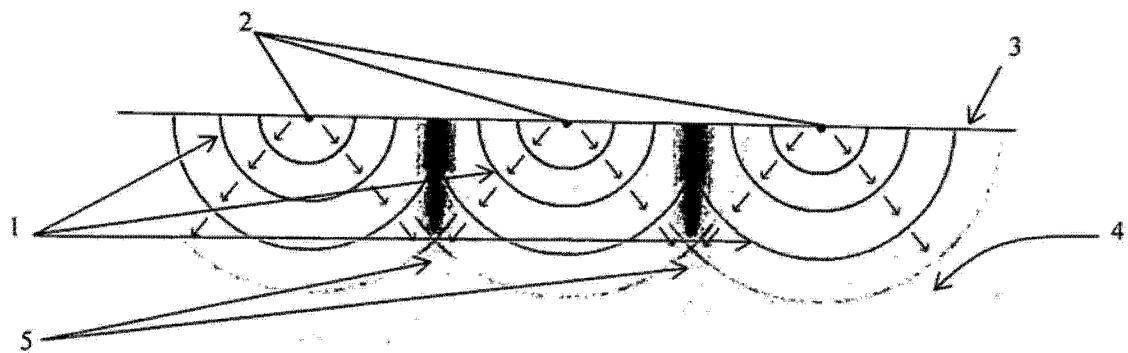


图 1

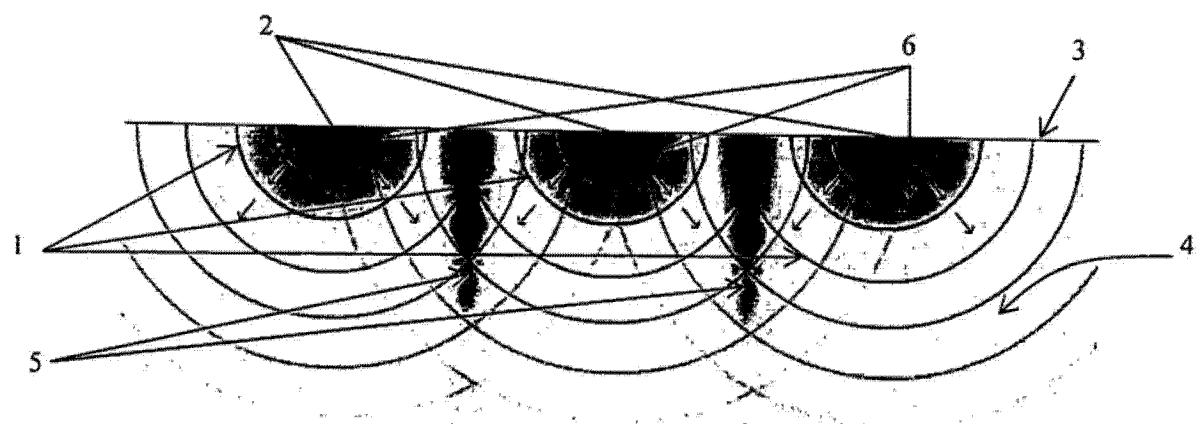


图 2

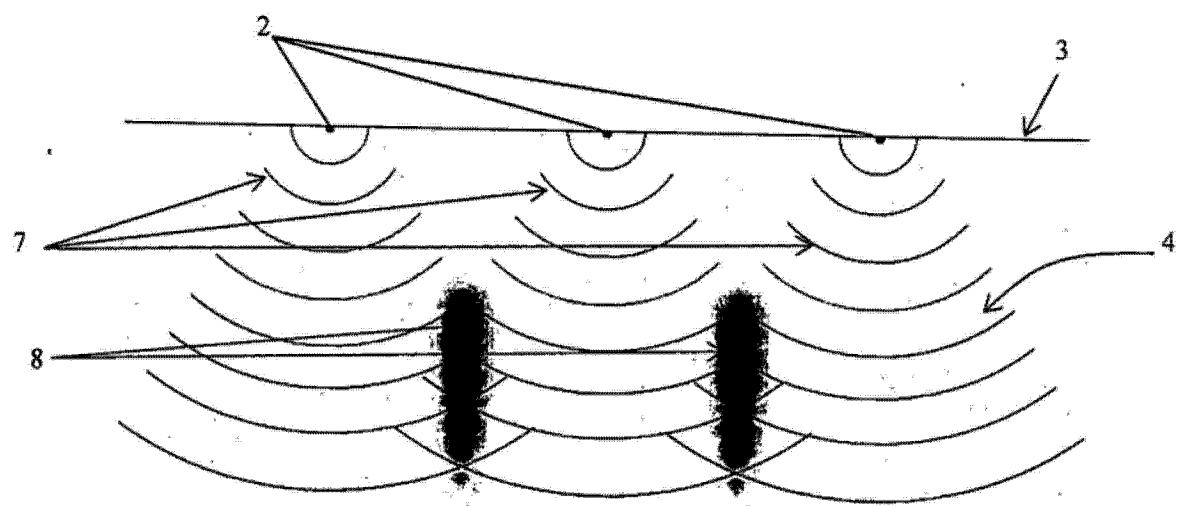


图 3

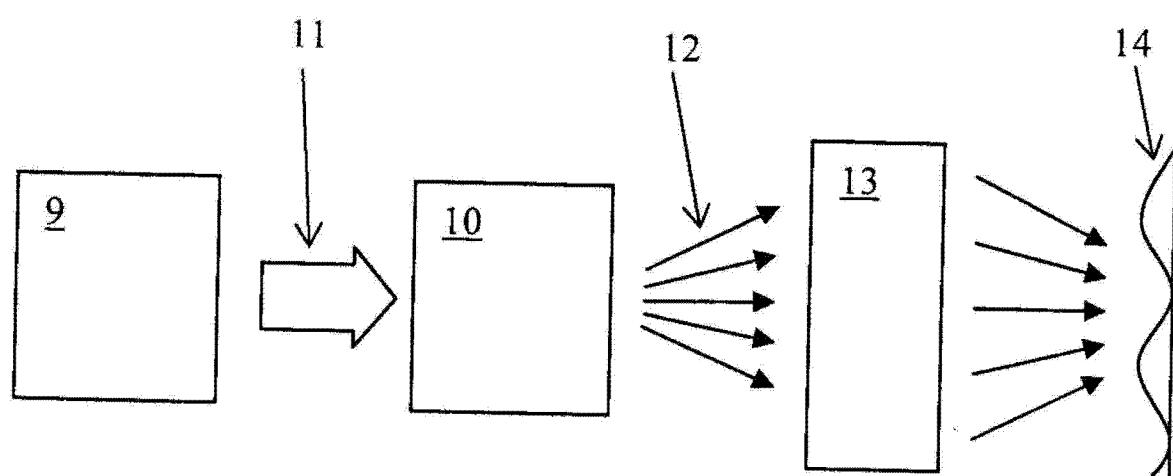


图 4

|         |  |         |            |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于生物组织再生的方法和装置(实施方案)   |         |            |
| 公开(公告)号 | <a href="#">CN104394790A</a>   | 公开(公告)日 | 2015-03-04 |
| 申请号     | CN201280074276.3   | 申请日     | 2012-09-06 |
| [标]发明人  | UV霍姆琴卡<br>DV戈尔巴奇<br>AV苏哈多劳   |         |            |
| 发明人     | U·V·霍姆琴卡<br>D·V·戈尔巴奇<br>A·V·苏哈多劳   |         |            |
| IPC分类号  | A61B18/20 A61N7/00 A61H23/00   |         |            |
| CPC分类号  | A61B18/203 A61N7/00 A61H23/0245 A61B2018/00452 A61B2018/0047 A61H2201/10 A61N2007/0034 A61N2007/0078 A61N5/0616 A61N2005/067 |         |            |
| 优先权     | 201200845 2012-05-11 EA  |         |            |
| 外部链接    | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>   |         |            |

### 摘要(译)

本发明涉及医学并且可以用于手术包括美容手术中，例如用于治疗营养不良且缓慢愈合的溃疡、褥疮、烧伤、瘢痕等，以及用于不同位置中的生物组织包括皮肤的复壮。所提议的方法用于生物组织的再生伴随其功能特性、特征和结构的恢复，其中通过在所需组织中产生在经由至少两个来源生成的声波之间的至少一个干涉区且在待再生的组织中传播，对组织实施预定程度的机械诱导的创伤，伴随在所述区域中的相应生物组织的后续天然再生的可能性。还提议的是用于实现上述方法的装置的多个实施方案。为了实现位于不同深度处的不同生物组织的复壮效果，产生微创区域而无热效果，即所有上覆组织没有蒸发也没有凝固，即组织的再生不伴随纤维细胞生长而发生，提示不仅发生视觉复壮而且发生实际复壮。

