

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101617196 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 04

(21) 申请号 200880005903. 1

(22) 申请日 2008. 02. 20

(30) 优先权数据

07102819. 5 2007. 02. 21 EP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 08. 21

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2008/052073 2008. 02. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02008/101960 DE 2008. 08. 28

(73) 专利权人 爱克发医疗保健公司

地址 比利时莫策尔

(72) 发明人 R·尼博西斯 R·朔伊尼曼

E·-G·科普

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 李少丹 刘春元

(51) Int. Cl.

G01B 9/02(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003076506 A1, 2003. 04. 24, 全文.

CN 200953060 Y, 2007. 09. 26, 全文.

EP 0956809 A, 1999. 11. 17, 全文.

US 5847827 A, 1998. 12. 08, 说明书第 8 栏第 49 行 - 第 11 栏第 17 行, 图 6.

US 6485413 B1, 2002. 11. 26, 全文.

CN 1623085 A, 2005. 06. 01, 全文.

EP 0697611 A2, 1996. 02. 21, 全文.

审查员 苏爱华

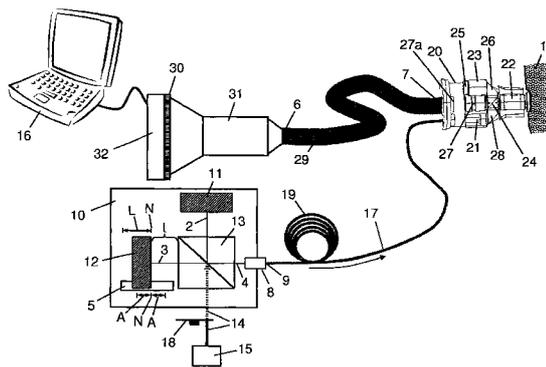
权利要求书 3 页 说明书 22 页 附图 15 页

(54) 发明名称

用于光学相干断层扫描的系统和方法以及用于校准这种系统的方法

(57) 摘要

本发明涉及用于光学相干断层扫描的一种系统以及相应的方法,其具有一个干涉仪(10),该干涉仪用于输出用来照射一个样本(1)的光。该干涉仪(10)包含有一个分束器(13)和至少一个反射器(12),该反射器到该分束器(13)的光学距离(I)是可变化的,并具有一个样本物镜,通过该样本物镜由该干涉仪(10)所输出的光被聚焦到位于该样本(1)中的一个焦点上,还具有一个探测器(30),用于探测由该样本(1)所反射的光。为了更简单且更快速地记录该样本(1)的尽可能清晰的图像,规定,在改变该反射器(12)到该分束器(13)的光学距离期间,分别在该样本(1)的多个不同深度上反射的光由该探测器(30)来探测,并在探测分别在该样本(1)的不同深度上反射的光期间,该样本物镜的成像特性以如下方式而被改变,即该焦点位于该样本(1)的相应深度的范围中。



1. 用于光学相干断层扫描的系统,其具有:

- 干涉仪 (10),该干涉仪用于输出用来照射样本 (1) 的光 (4),其中该干涉仪 (10) 包括分束器 (13) 和至少一个反射器 (12),该反射器到分束器 (13) 的光学距离 (1) 能够变化,

- 样本物镜 (41),通过该样本物镜把由该干涉仪 (10) 所输出的光 (4) 聚焦到位于该样本 (1) 中的焦点 (F) 上,以及

- 探测器 (30),该探测器用于探测由该样本 (1) 所反射的光,其特征在于,

- 在该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的变化期间,分别在该样本 (1) 的多个不同深度 (T1-T3) 中反射的光被该探测器 (30) 探测,并且

- 在探测分别在该样本 (1) 的不同深度 (T1-T3) 中反射的光期间,该样本物镜 (41) 的成像特性以如下方式而被改变:该焦点 (F) 位于该样本 (1) 的相应深度 (T1-T3) 的范围 (K) 中,

其中该样本物镜 (41) 包含一个或多个可移动地设置的透镜 (42),透镜的位置与该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的变化同步地以如下方式被改变:该焦点 (F) 位于该样本 (1) 的相应深度 (T1-T3) 的范围 (K) 中;

其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的改变以一个第一速度 v_1 来进行,所述透镜 (42) 的位置以一个第二速度 v_2 被改变,其中该第二速度小于反射器 (12) 到分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 , $v_2 < v_1$ 。

2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中该样本物镜 (41) 包括至少一个自适应透镜,该自适应透镜的成像特征与该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的变化同步地以如下方式被改变:该焦点 (F) 位于该样本 (1) 的相应深度 (T1-T3) 的范围 (K) 中。

3. 根据权利要求 1 所述的系统,其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 与所述透镜 (42) 的位置改变的第二速度 v_2 之比根据该样本 (1) 的折射率 (n) 来选择。

4. 根据权利要求 3 所述的系统,其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 与所述透镜 (42) 的位置改变的第二速度 v_2 之比处于在 $0.8 \cdot (2 \cdot n - 1)$ 与 $1.2 \cdot (2 \cdot n - 1)$ 之间的范围中: $0.8 \cdot (2 \cdot n - 1) \leq v_1/v_2 \leq 1.2 \cdot (2 \cdot n - 1)$,其中,n 表示样本的折射率。

5. 根据权利要求 4 所述的系统,其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 与所述透镜 (42) 的位置改变的第二速度 v_2 之比等于 $2 \cdot n - 1$, $v_1/v_2 \approx 2 \cdot n - 1$ 。

6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中设置有压电执行器 (40),通过所述压电执行器能够在一个方向 (R) 上改变该样本物镜 (41) 的所述透镜的位置。

7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中在该反射器 (12) 的区域中以及在该样本物镜 (41) 的透镜 (42) 的区域中分别设置有位置传感器 (5 或 39),所述位置传感器能够探测该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 或者所述透镜 (42) 的位置并且能够将其转换为相应的距离信号或位置信号。

8. 根据权利要求 7 所述的系统,其中设置有控制单元 (16),该控制单元根据该距离信号来控制该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 和 / 或根据该位置信号来控制所述透镜 (42) 的位置。

9. 根据权利要求 7 所述的系统,其中设置有控制单元 (16),该控制单元根据所述透镜 (42) 的位置信号来控制该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 和 / 或根据该距离信号来控制所述透镜 (42) 的位置。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统,其中在该样本物镜 (41) 的样本侧端的区域中设置有一个参考面 (45),在该参考面上通过该样本物镜 (41) 聚焦到该样本 (1) 上的光的一部分能够被反射并能够由该探测器 (30) 来探测。

11. 根据权利要求 1 或 2 所述的系统,其中该探测器 (30) 作为二维探测器阵列来构造,其中多个探测器单元 (80) 设置在一个面上,使得在该样本 (1) 的确定深度 (T1、T2 或 T3) 中的一个平面 (34、35、36) 的不同横向位置上的多个反射能够同时被探测,从而对于在该样本 (1) 的确定深度 (T1、T2 及 T3) 中的每个平面 (34、35、36) 都能够探测二维干涉图案 (60)。

12. 用于光学相干断层扫描的方法,其中

- 由干涉仪 (10) 来输出光 (4),利用该光 (4) 来照射样本 (1),其中该干涉仪 (10) 包括分束器 (13) 和至少一个反射器 (12),该反射器到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 能够变化,

- 由该干涉仪 (10) 输出的光 (4) 被样本物镜 (41) 聚焦到位于该样本 (1) 中的焦点 (F) 上,以及

- 由该样本 (1) 所反射的光由探测器 (30) 来探测,
其特征在于,

- 在改变该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 期间,由该探测器 (30) 来探测分别在样本 (1) 的不同深度 (T1-T3) 中反射的光,并且

- 在探测分别在样本 (1) 的不同深度 (T1-T3) 中反射的光期间,以如下方式来改变该样本物镜 (41) 的成像特性:该焦点 (F) 位于该样本 (1) 的相应深度 (T1-T3) 的范围 (K) 中,

其中该样本物镜 (41) 包含有一个或多个可移动地设置的透镜 (42),透镜的位置与该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的改变同步地以如下方式被改变:该焦点 (F) 位于该样本 (1) 的相应深度 (T1-T3) 的范围 (K) 中;

其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的所述改变以一个第一速度 v_1 来进行,该透镜 (42) 的位置以一个第二速度 v_2 而被改变,其中该第二速度小于该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 的所述改变的第一速度 v_1 , $v_2 < v_1$ 。

13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中根据该样本 (1) 的折射率 (n) 来选择该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 与该透镜 (42) 的位置改变的第二速度 v_2 之比。

14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 与该透镜 (42) 的位置改变的第二速度 v_2 之比处于在 $0.8 \cdot (2 \cdot n - 1)$ 与 $1.2 \cdot (2 \cdot n - 1)$ 之间的范围中: $0.8 \cdot (2 \cdot n - 1) \leq v_1/v_2 \leq 1.2 \cdot (2 \cdot n - 1)$,其中, n 表示样本的折射率。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 改变的第一速度 v_1 与该透镜 (42) 的位置改变的第二速度 v_2 之比等于 $2 \cdot n - 1$, $v_1/$

$v_2 \approx 2 \cdot n - 1$ 。

16. 根据权利要求 13 至 15 之一所述的方法,其中探测该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 和 / 或该透镜 (42) 的位置,并相应生成与该光学距离 (1) 或该位置相对应的距离信号或位置信号。

17. 根据权利要求 16 所述的方法,其中设置控制单元 (16),该控制单元根据该距离信号来控制该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1),和 / 或根据该位置信号来控制该透镜 (42) 的位置。

18. 根据权利要求 12 至 15 之一所述的方法,其中通过在一个面中所设置的多个探测器单元 (80) 来同时探测在该样本 (1) 的确定深度 (T1、T2 或 T3) 中的一个平面 (34、35、36) 的不同横向位置上的多个反射,从而对于在该样本 (1) 的确定深度 (T1、T2 或 T3) 中的每个平面 (34、35、36) 都探测二维干涉图案 (60)。

19. 一种用于光学相干断层扫描系统的校准方法,其中由干涉仪 (10) 来输出光 (4),该光穿过样本物镜 (41) 并由该样本物镜而被聚焦到位于该样本 (1) 上或中的焦点 (F) 上,其特征在于,

穿过该样本物镜 (41) 的光的一部分在一个参考面 (45) 上被反射,并针对该样本物镜 (41) 所具有的一个或多个透镜 (42) 的多个不同位置 (Pi) 而被探测,并被转换为相应的探测器信号,

其中确定所述透镜 (42) 的以下位置 (P9、P9') :在所述位置上相应探测器信号的最大幅度 (A9、A9') 是最大的。

20. 根据权利要求 19 所述的方法,其中该干涉仪 (10) 包含分束器 (13) 和至少一个反射器 (12),该反射器到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 被改变,并且在该参考面 (45) 上的部分光针对该反射器 (12) 的多个不同的光学距离而被探测,并被转换为相应的探测器信号。

21. 根据权利要求 20 所述的方法,其中与该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的光学距离 (1) 同步地改变所述透镜 (42) 的位置 (Pi)。

22. 根据权利要求 20 所述的方法,其中确定该反射器 (12) 到该分束器 (13) 的以下距离 (Xm) :在该距离上相应探测器信号的最大幅度 (A9、A9') 是最大的。

23. 根据权利要求 19 所述的方法,其中将该参考面 (45) 设置在该样本物镜 (41) 的样本侧端。

用于光学相干断层扫描的系统和方法以及用于校准这种系统的方法

[0001] 本申请涉及根据权利要求 1 及 14 前序部分所述的用于光学相干断层扫描的一种系统以及一种相应的方法、以及根据权利要求 23 前序部分所述的用于校准这种系统的一种方法。

[0002] 光学相干断层扫描 (OCT) 是用于对光散射的样本在其内部进行测量的一种方法。生物组织由于其光散射的特性而尤其适合借助 OCT 的诊断检查。因为 OCT 适于相对微小的光强, 并且所使用的光的波长大多处于近红外区域 (750nm 至 1350nm), 所以它与针对生物组织的电离放射诊断相反而不具有辐射伤害。从而其对于医学是尤其有意义的并且大致接近于超声诊断。在 OCT 中不是使用声波, 而是使用具有非常短相干长度的宽带光。在样本中不同界限层上所反射的光的传播时间借助一种干涉仪而被探测。利用 OCT 典型地达到比利用超声高一至两个数量级的分辨率, 然而可达到的测量深度明显较小。所获得的横截面图像由于光学散射而仅仅达到组织中几微米的深度。OCT 的当前最重要的应用领域是眼科、皮肤科以及癌症诊断。当然其也存在一些非医学应用, 比如在材料测试中。

[0003] 由 W. Y. Oh 等人的 OPTICS EXPRESS (光学快报) 第 14 卷第 19 (2006) 8675-8684 公开了一种此类的系统, 其中要检查的样本设置在一个由计算机控制的移动平台上。为了获得样本的三维图像, 在平台的不同位置记录样本的二维图像。由于与实现移动平台相关的机械耗费以及高的空间需求, 该系统仅仅受限地适合内窥镜应用。此外, 在不同的样本位置探测样本的二维图像是相对耗时的, 在检查活的对象时, 其中该对象通常仅能够短时地保持确定的静止位置, 这可能导致图像信息的模糊。此外在这种系统中并不总是能够保证由样本所获得的图像信息的足够清晰度的成像。

[0004] 本发明的任务在于, 提供一种用于光学相干断层扫描的系统以及相应的方法, 其中可以以更简单和更快速的方式来记录样本的尽可能清晰的图像。

[0005] 该任务通过根据权利要求 1 所述的系统以及根据权利要求 14 及 23 所述的相应方法或用于校准的方法而得到解决。

[0006] 根据本发明的系统包括干涉仪, 该干涉仪具有: 分束器和至少一个反射器, 该反射器与分束器的光学距离能够变化; 样本物镜, 由干涉仪所发出的光通过该样本物镜被聚焦到该样本中的焦点上; 以及用于探测由样本所反射的光的探测器, 并且其特点在于, 在改变该反射器到分束器的光学距离期间, 分别在该样本的多个不同深度中被反射的光由该探测器探测, 并在探测分别在样本的不同深度中反射的光期间以如下方式来改变该样本物镜的成像特性: 使焦点位于该样本的相应深度的范围中。

[0007] 本发明所基于的想法是, 通过改变该反射器到分束器的光学距离来实施一种所谓的深度扫描或者 z 扫描, 其中来自样本不同深度的干涉图案被探测, 其中该样本物镜的焦点与该反射器的光学距离的改变相同步地以如下方式被改变, 使得它落入样本中的相应深度的范围中, 由该深度正好探测到一个干涉图案。这样, 入射到该样本中的光的焦点在该深度扫描期间就被跟踪, 这因此也可以称作“Fokus Tracking, 焦点跟踪”。

[0008] 通过在深度扫描期间把样本物镜的焦点适配于相应要读出的深度, 实现了使从样

本的确深度所获得的干涉图案总是能够以最大可能的清晰度在该探测器上被成像和探测。由于借助反射器到分束器的光学距离的优选宏观上改变而对深度扫描的实现,此外还可以放弃移动的平台,由此根据本发明的 OCT 系统在构造更简单和更紧凑的情况下实现了样本的三维图像更快速的生成。

[0009] 反射器到分束器的光学距离通过该反射器到分束器的空间距离来给出,其中该空间距离乘以了位于该反射器与该分束器之间的介质的折射率。在该干涉仪作为所谓自由辐射干涉仪的一种扩展中,其中在该反射器与该分束器之间存在空气或真空并且折射率大致等于 1,该反射器的光学距离以及该光学距离被改变的光程等同于其空间距离或空间路程。替代地,在该干涉仪作为所谓光纤干涉仪的一种扩展中,可以在该反射器与该分束器之间设置光导元件尤其光导纤维,其光学长度可以有针对性地被改变一个光程。这种光纤也称作“Fiber Stretcher”(光纤延伸器)。在这种情况下,所述光学距离以及光学距离被改变的光程通过该空间距离或者该空间距离被改变的空间路程与该光导元件的折射率相乘而得到,其中该折射率典型地处于 1.5 的范围中。

[0010] 在本发明的一个第一优选的实施中,规定该样本物镜至少包含一个自适应透镜,该透镜的成像特性与该反射器到该分束器的光学距离的改变相同步地如此被改变,使得焦点位于该样本的相应深度的范围中。通过采用自适应透镜比如油-水透镜,该样本物镜的焦点可以以简单的方式被跟踪。

[0011] 替代地或者附加地,规定:该样本物镜包含有一个或多个可移动地设置的透镜,其位置与该反射器到分束器的光学距离的改变相同步地如此被改变,使得焦点位于该样本的相应深度的范围中。由此在同时的高成像质量的情况下实现了尤其精确的焦点跟踪。

[0012] 在该实施中优选的是,该反射器到分束器的光学距离的改变以一个第一速度来进行,并且透镜的位置以一个第二速度来改变,其中该第二速度小于该反射器到分束器的光学距离改变的第一速度。这样,就实现了该样本物镜的焦点在整个深度扫描期间位于样本的相应深度范围中。

[0013] 在此优选的是,该反射器到分束器的光学距离改变的第一速度与透镜的第二速度之比根据样本的折射率来选择。优选地,该第一速度与该第二速度之比处于在约 $0.8 \cdot (2 \cdot n - 1)$ 与 $1.2 \cdot (2 \cdot n - 1)$ 之间的范围中。该第一速度与该第二速度之比尤其处于约 $2 \cdot n - 1$ 。这样,就实现了尤其精确地把焦点适配于该样本的相应深度,由此来探测干涉图案。

[0014] 在本发明的另一扩展中,设置了压电执行器尤其是压电超声驱动器,通过该执行器可以在一个方向上改变该透镜或者说该样本物镜的透镜的位置。由此实现了透镜位置迅速而精确的改变。

[0015] 此外,还优选的是,在反射器的区域中以及在该样本物镜的透镜的区域中相应设置一个位置传感器,该位置传感器可以探测该反射器到该分束器的光学距离或者说透镜的位置,并可以将其转换为相应的距离信号或位置信号。这些信号优选地被输送给一个控制单元,该控制单元根据该距离信号来控制该反射器到该分束器的光学距离,和/或根据该位置信号来控制透镜的位置。替代地或者附加地,该控制单元根据透镜的位置信号来控制该反射器到该分束器的光学距离,和/或根据该距离信号来控制透镜的位置。由此以简单的方式实现了一方面该反射器到该分束器的光学距离的改变与另一方面该样本物镜的焦

点的改变之间的同步。

[0016] 优选地,该探测器作为二维探测器阵列来构造,其中大量探测器单元如此设置在一个面上,使得在样本的确定深度的平面的不同横向位置上可以同时地探测大量反射,这样对于在该样本的确定深度中的每个平面都可以位置分辨地探测到二维干涉图案。横向分辨率、也即所探测的干涉图案的位置分辨率在此并不是如在现有技术所公开的系统中一样通过照明射线的直径来给出或限定。该探测器优选地是以 CMOS 技术的半导体探测器,其具有典型的 640×512 个探测器单元(像素)。由于根据本发明在样本的确定深度的平面中的不同横向位置上同时(“并行”)地探测大量反射,所以这种 OCT 也被称作“并行 OCT”。

[0017] 在本发明的另一优选实施中规定,该反射器到该分束器的光学距离可以改变一个光程,该光程明显大于耦合入该干涉仪中的光的平均波长。在该实施中,在把该反射器到该分束器的光学距离改变该光程期间,由在样本的不同深度上的、其中出现干涉的多个二维截面所反射的光被探测器探测,而不必为此相对于测量头来移动该样本。本发明的这种实施所基于的想法是,如此来实现深度扫描,即该反射器到该分束器的光学距离被改变了宏观光程(的大小),并且在宏观的距离变化期间由样本所反射的光相继利用优选二维的探测器而被探测。在此,满足出现干涉的相干条件的深度或深度范围与该反射器的光学距离的宏观变化同步地穿过该样本,使得在样本的不同深度的平面上所反射的光可以相继被探测、被分析、并最后被组合为样本的一个三维图像。相对于现有技术中所公开的系统和方法,由此能够以尤其简单和迅速的方式来记录该样本的三维图像。

[0018] 耦合入该干涉仪中的光的平均波长典型地处于红外频谱范围中,优选地在 750nm 与 1350nm 之间。在宽带光源的情况下,光的平均波长优选地处于如下频谱范围中,在该频谱范围中该光源具有强度最大值。对此替代地,该平均波长通过由该光源所发射的所有波长的一个平均值来给出。

[0019] 优选地,在该实施中规定,该反射器到该分束器的光学距离周期地以一个幅度而被改变,其中该幅度明显大于耦合入该干涉仪中的光的平均波长。由此以简单的方式实现了该光学距离的改变。

[0020] 该光学距离被改变的光程或者幅度优选地比耦合入该干涉仪中的光的平均波长大至少 100 倍、优选 1000 倍。由此实现了在特别大的深度范围上对要检查的样本的图像的探测。典型的光程或者幅度处于在约 0.1 毫米与几毫米之间的范围中。

[0021] 在本发明的另一优选扩展中规定,在改变该反射器与该分束器之间的光学距离期间,由该样本所反射的光从该样本的至少 100 个不同深度被该探测器的探测器单元探测。这样,就实现了在改变该光学距离时在一个移动周期期间从要检查的样本探测 100 个或更多的图像。记录样本的完整三维图像所需的时间由此被大大缩短。

[0022] 在根据本发明的、一种用于校准光学相干断层扫描的系统的方法中,由干涉仪输出光,该光穿过样本物镜,并由该样本物镜被聚焦到位于该样本之上或之中的焦点上。该方法特点在于,穿过该样本物镜的光的一部分在一个参考面上被反射,并针对该样本物镜所具有的一个或多个透镜的多个不同位置而被探测,并被转换为相应的探测器信号。

[0023] 优选地,在该样本物镜的样本侧一端上所设置的材料层的外侧用作该参考面。该材料层优选地由蓝宝石玻璃(Saphirglas)制成,并构成样本臂的末端或样本物镜。在该 OCT 系统的诊断模式中,该材料层直接与要检查的样本相接触,而它在根据本发明的校准方

法、也即在该 OCT 系统的校准模式中用作参考层或参考面,穿过该样本物镜并在诊断模式中被设置用于照射该样本的光的一部分在该参考层或参考面上被反射并被该探测器探测。

[0024] 优选地,从在该参考面上所反射并利用该探测器所探测的光中来探测该或这些透镜的以下位置:在所述位置上被反射并被探测的光的强度、也即相应探测器信号的最大幅度是最大的。

[0025] 此外,优选的是,该干涉仪包含有分束器和至少一个反射器,其中该反射器到该分束器的光学距离被改变,并且光的、在该参考面上被反射的部分针对该反射器的多个不同光学距离被探测,并被转换为相应的探测器信号。该或这些透镜的位置尤其与该反射器到该分束器的光学距离同步地被改变。借助该探测器信号来探测该反射器与该分束器的以下距离:在所述距离上相应探测器信号的最大幅度是最大的。

[0026] 通过本发明的上述优选实施,可以以简单的方式来确定透镜的位置以及反射器的距离,其中在该样本中焦点的位置和相干门的位置是一致的。

[0027] 在校准模式中,该反射器的光学距离和 / 或透镜的相应位置被探测,并连同相应的探测器信号一起被存储。最后从所存储的信息中来确定其中反射器信号最高处的透镜的位置和 / 或反射器的光学距离。如此确定的位置以及光学距离在诊断模式中被设定为透镜或反射器的起始位置或起始距离。根据本发明的校准方法由此能够以简单的方式来对 OCT 系统进行校准,其中由该系统保证了在整个诊断运行期间记录具有高强度的清晰图像。

[0028] 在本发明意义上,“利用由干涉仪输出的光来照射样本”理解为:将由包含可移动的反射器的干涉仪输出的光直接投射到该样品上或者在穿过了设置在该干涉仪和该样品之间的另一干涉仪之后才将其投射到该样品上。

[0029] 在本发明意义上,“通过探测器或者探测器单元来探测由样品尤其是在样品的不同深度所反射的光”理解为:探测器或者探测器单元探测干涉现象的光,所述干涉现象在将由样品尤其是在样品的不同深度所反射的光与在参考镜上反射的光叠加时形成。光的叠加在此可以要么在包括可移动的反射器的干涉仪中、要么在另外的干涉仪中进行。

[0030] 下面借助附图来详细解释本发明以及本发明的其他有利扩展。其中:

[0031] 图 1 示出了本发明的 OCT 系统的一个实施例;

[0032] 图 2a-b) 示出了具有单个截面的样本的两个空间单元;

[0033] 图 3a-b) 示出了样本的两个横截面以及第二干涉仪的样本臂;

[0034] 图 4 示出了该第二干涉仪的光学部件的横截面;

[0035] 图 5 示出了在焦点跟踪的自动校准中的干涉信号以及其分析;

[0036] 图 6a-c) 示出了在耦合入第一干涉仪中的光的强度不调制和调制时的干涉信号以及其包络;

[0037] 图 7 示出了用于调制探测器敏感性 (Empfindlichkeit) 的一种电路的一个例子;

[0038] 图 8 示出了一种所谓林尼克干涉仪的示例构造;

[0039] 图 9a-c) 示出了该样本物镜的三个不同位置以及分别所获得的干涉图案;

[0040] 图 10a-b) 分别示出了在输入面区域中第一光导体的多模光纤 (Multi-mode-Faser) 的纵切面的相应片段;

[0041] 图 11 示出了该第二光导体的光纤束的横截面的一个片段以及该片段的一个放大显示的子区域;

- [0042] 图 12 示出了该探测器面的片段；
- [0043] 图 13 示出了该探测器面以及该第二光导体的入射面和出射面；
- [0044] 图 14a-b) 以横截面示出了第二光导体的扩展方案的两个例子；
- [0045] 图 15 与该第二光导体的单光纤相比较地示出了干涉图案以及该干涉图案的片段；
- [0046] 图 16 示出了该第二光导体的、在入射面区域中的光纤束纵切面的一个片段；
- [0047] 图 17 示出了在第一运行模式中的探测器面；
- [0048] 图 18 示出了具有深度截面的样本的一个空间单元；以及
- [0049] 图 19 示出了具有在确定深度中的二维断层图的样本的一个空间单元。
- [0050] 图 1 示出了本发明的用于 OCT 系统的一个实施例。在此所选择的、该系统的单个部件的图示是充分示意性的并且是不按比例。
- [0051] 一个第一干涉仪 10 具有固定设置的第一参考镜 11、一个可移动的第二参考镜 12 和一个第一分束器 13。光源 15 的光 14 被耦合入该第一干涉仪 10 中，被该第一分束器 13 划分为在固定设置的第一参考镜 11 方向上的一个第一部分射束 2 以及在该可移动的第二参考镜 12 方向上的一个第二部分射束 3。这两个部分射束 2 或 3 被该固定的第一参考镜 11 或可移动的第二参考镜 12 反射，并在该第一分束器 13 中叠加为一个第三部分射束 4，该第三部分射束在该第一干涉仪 10 的输出区域 8 中被耦合入一个第一光导体 17 中，由该第一光导体传导到一个第二干涉仪 20，并在那里被耦合入该第二干涉仪 20 的照明臂 21 中。
- [0052] 耦合入该第一干涉仪 10 中的光 14 通过所述的光路并结合该第二参考镜 12 的移动而被光谱调制，并以该第三部分射束 4 的形式离开该第一干涉仪 10，其中该第三部分射束被耦合入该第二干涉仪 20 中。从而该第一干涉仪 10 也被称作预调制器。
- [0053] 该第二干涉仪 20 用作传感器头或测量头，该传感器头或测量头由操作者、比如医生手动地与要检查的样本 1、尤其生物组织发生关联，并在必要时被引导到该组织上。该测量头在此构造得如此紧凑，使得其长度优选地相当于一通常的笔、比如自来水笔。
- [0054] 为了把该第二干涉仪 20 设计得如此紧凑，该照明臂 21 的光轴以及参考臂 23（在参考臂 23 中固定地设置有第三参考镜 25）的光轴相对于两个光轴的常规垂直布置（见第一干涉仪 10）分别倾斜了 90° ，并相互平行。为了把来自该照明臂 21 或者该参考臂 23 的光偏转到该第二分束器 24 中，设置了一个第一以及第二偏转棱镜 26 或 28。
- [0055] 该第一、第二和第三参考镜 11、12 及 25 不必是狭义上的镜子，而是通常理解为对该第一及第二干涉仪 10 及 20 中的光至少进行部分反射的面，因此该第一、第二及第三参考镜 11、12 及 25 也可以被称作第一、第二及第三反射器。
- [0056] 在该第二分束器 24 中被叠加的部分射束通过该第二干涉仪 20 的样本臂 22 到达该样本 1，在那里在具有不同折射率的介质、比如膜或细胞层之间的界限层上被反射，并最后通过该样本臂 22 和第二分束器 24 到达该输出臂 27 中，从该输出臂出发其被耦合入一个第二光导体 29 中，并通过该光导体被输送给一个探测器物镜 31，该探测器物镜把通过该光导体 29 输送的光放大成像在一个二维探测器 30 的面上。
- [0057] 该探测器 30 优选是按照 CMOS 技术的一种半导体探测器，并具有大量设置在一个面上的探测器单元（像素），典型地是 640×512 像素。由于由此能够对来自样本 1 确定深度的一个平面在不同横向位置中的多个反射同时（“并行”）进行探测（Erfassung），这种

OCT 也可以被称作“并行 OCT”。

[0058] 在探测落到该探测器 30 的单个探测器单元上的光时所产生的探测器信号在电路 32 中被继续处理,并最后被转送给计算机系统 16 以进行图像显示以及必要时处理。

[0059] 相对于仅具有一个干涉仪的 OCT 系统,在这里所述的 OCT 系统中,为了对耦合入的光 14 进行频谱调制而对该第二参考镜 12 的移动、对由该样本 1 所反射的光的直接探测以及图像探测被划分到三个空间分离的部件上,也即划分到该第一干涉仪 10、体现为测量头的该第二干涉仪 20、以及该探测器 30。

[0060] 通过把该第二参考镜 12 的移动以及图像探测转移到分立的部件上,该第二干涉仪 20、并从而该测量头被构造得非常紧凑并易于操作。这使得本 OCT 系统尤其适合于应用在要检查的身体的难以接近的外部或内部部位。

[0061] 在下文各节中更详细解释本发明的系统的优选扩展方案以及各个扩展方案的有利组合。

[0062] 1. 通过宏观移动该参考镜而进行的深度扫描

[0063] 该第一干涉仪 10 中的可移动的第二参考镜 12 具有一个到该第一分束器 13 的光学距离 l ,并从一个起始位置 N 开始、在朝向该第一分束器 13 的方向上或者在背离该第一分束器 13 的方向上、以光程长度 L 或幅度 A 进行直线的、优选周期的移动,其中该光程长度 L 或该幅度 A 至少比耦合入该第一干涉仪 10 中光 14 的平均波长 λ_0 大至少 100 倍、优选 1000 倍。

[0064] 该光学距离 l 在此通过该第二参考镜 12 到该第一分束器 13 的空间距离与在该第二参考镜 12 与该第一分束器 13 之间介质的折射率之乘积来给出。

[0065] 在这里所示的该第一干涉仪 13 作为所谓自由辐射干涉仪的优选扩展方案中,其中在该第二参考镜 12 与该第一分束器 13 之间存在空气或真空并且折射率约等于 1,该第二参考镜 12 的光学距离 l 以及光学距离 l 被改变的光程 L 与其空间距离及空间路程相同。该第二参考镜 12 的光学距离的宏观改变在该情况中通过把该第二参考镜 12 宏观移动一个空间路程来实现,其中该空间路程明显大于耦合入该第一干涉仪中的光 14 的平均波长 λ_0 。

[0066] 替代地,在该第一干涉仪 10 作为所谓光纤干涉仪(未示出)的一种扩展方案中,在该第二参考镜 12 与该第一分束器 13 之间可以设置光导元件尤其是光导纤维,其光学长度可以有针对性地被改变一个光程。这种光导纤维也被称作光纤延伸器(Optical Stretcher)。在这种情况下,该光学距离以及该光学距离被改变的光程通过该空间距离以及该距离所被改变的空间路程与光导元件的折射率之乘积来给出,其中该折射率典型地处于 1.5 的范围中。

[0067] 耦合入该第一干涉仪 10 中的光 14 的平均波长 λ_0 典型地在红外光谱范围中、优选地处于 750nm 至 1350nm 之间。

[0068] 在宽带光源 15 的情况下,该光 14 的平均波长 λ_0 优选地处于以下光谱范围中:在该光谱范围中该光源 15 的光 14 具有强度最大值。对此代替地,该平均波长 λ_0 通过由该光源 15 所发射的所有波长的平均值来给出。

[0069] 优选地耦合入该第一干涉仪 10 中的光 14 的平均波长 λ_0 处于以下波长范围中:在该波长范围中该探测器 30 具有非常高的、尤其最高的敏感性。在所示的系统中,光 14 具有约 1300nm 的平均波长 λ_0 以及约 200nm 的一个半值宽度(FWHM)。

[0070] 在光 14 的平均波长 λ_0 在比如为 $1\ \mu\text{m}$ 的范围中的情况下,该参考镜 12 移动的光程长度 L 或者幅度 A 从而至少约为 0.1mm、优选地至少约为 1mm。

[0071] 在现有技术中参考镜移动的通常的微观幅度是在被耦合入的光 14 平均波长 λ_0 的分数数量级上,也即典型地直至 $1\ \mu\text{m}$ 的数量级,与此相反,在所述的系统中以 0.1mm 直至几毫米的数量级进行该第二参考镜 12 的宏观移动。

[0072] 在该第二参考镜 12 的宏观直线移动期间,由该样本 1 所反射的光通过该第二干涉仪 20、该第二光导体 29 以及该探测器光学元件 31 而被转送到二维探测器 30,并由该探测器在相应确定时间段中相继在多个时间点上被探测并被转换为相应的探测器信号,其中所述的确定时间段等于该探测器 30 的积分时间。

[0073] 为了能够在由该第三参考镜 25 所反射的光与由该样本 1 所反射的光之间产生干涉,必须满足所谓的相干条件,其中该相干条件是:这些分别被反射的光波必须具有恒定的相互间相位关系,以便能够相互干涉。由于采用了具有典型为 $10\ \mu\text{m}$ 的非常短的相干长度的光 14,仅仅在该样本 1 的确定深度或深度范围中才满足恒定相位关系的条件,从而所述深度或深度范围也被称作相干门 (Kohärenz-Gate)。

[0074] 在所述宏观移动期间该第二参考镜 12 的每个位置在此都相应于在该样本 1 中确定深度或者在所述确定深度左右的深度范围,针对所述深度或深度范围该相干条件被满足,这样在由该第三参考镜 25 所反射的光与由该样本 1 所反射的光之间能够产生干涉。

[0075] 在该第二参考镜 12 周期性移动的情况下,该第二参考镜 12 的周期性移动的两个一半周期分别被用于记录探测器信号。

[0076] 这样通过该探测器 30 来相继记录来自该样本 1 不同深度的二维截面。这在图 2a) 中被示出,其中 - 代表多个二维截面 - 示出了穿过该样本 1 的一个空间单元 33 的一个第一、第二和第三二维截面 34、35 及 36。这样的二维截面与该第二参考镜 12 的宏观移动同步地在方向 a 上“迁移”穿过该样本 1 的所关注空间单元 33,而不必移动该样本本身。

[0077] 每个截面 34、35 及 36 都处于该样本 1 的深度 T1、T2 及 T3,其中在这些深度中分别满足相干条件,这样在由该第三参考镜 25 所反射的光与由该样本 1 所反射的光之间能够产生干涉。该第二参考镜 12 的宏观移动结合对该样本 1 所反射的光的相继的二维探测,从而具有三维深度扫描的效果。

[0078] 图 2b) 示出作为比较的、在现有技术中所采用的方法。为了获得通过所关注空间单元 33 的不同深度截面 37,该样本 1 本身必须在方向 b 上相对于干涉仪而被移动,而该截面 38 在空间中的绝对位置基本保持不变。

[0079] 上述的把一方面该参考镜 12 的宏观线性移动、与另一方面利用二维探测器 30 对样本 1 所反射的光的探测相结合,相比之下能够明显更易于实现以及更快速地记录该样本 1 的期望的空间单元 33 的完整三维数据组。通过宏观移动该第二参考镜 12,在此获得了一个三维断层图,而不是来自确定深度的仅二维的图像。与按照现有技术的系统相反,在用于记录三维数据组的该方法中,不再需要相对于该第二干涉仪 20 来移动该样本 1。这使得所述的 OCT 系统紧凑、可靠以及易于操作,使得其尤其适合于在活体内的应用。

[0080] 这样所获得的三维数据组允许尤其在生物样本中的精确诊断。在此可以采用具有尤其高效的软件支持的诊断辅助工具,如比如所谓的“3d 渲染 (3d-Rendering)”,其中三维数据组通过一种专门的软件而被处理,使得在二维监视器上生成准三维的图像。为此,可以

作为三维动画来显示比如腔或组织脱落物 - 接近于计算机断层成像 (CT)。

[0081] 2. 焦点跟踪

[0082] 上述的 OCT 系统如此设计,使得在一个完整的行程期间、也即在该第二参考镜 12 移动的光程长度 L 或两倍幅度 A 期间,总是获得具有足够高强度和高清晰度的干涉信号。通过下文详细阐述的焦点跟踪,保证了针对在该样本 1 中所有深度的干涉信号以及所探测的干涉图案的清晰度是最大的。

[0083] 为此,在对由该样本 1 所反射的光进行探测期间,该第二干涉仪 20 的样本侧成像光学系统的焦点如此被调节,使得在该样本 1 中焦点的位置以及在该样本 1 中在光反射的情况下满足相干条件并产生干涉的那个平面的位置在记录该样本 1 的空间单元 33 的断层图期间的任何时间上基本都是一致的。这在下文中借助图 3a) 和 3b) 来示出。

[0084] 图 3a) 示出了以下的情况,其中该样本臂 22 的样本物镜 41 (在此仅简化图示为透镜) 的焦点 F 位于该样本 1 的一个深度上,其中该深度与该相干门 K 的位置不一致。在该相干门 K 中在深度 T_i 上所探测的样本截面由此并不是精确地清晰成像在该探测器 30 上 (见图 1), 如此使得在探测干涉时必须忍受信息损失。

[0085] 相反在图 3b) 中示出了以下的情况,其中该样本物镜 41 的焦点 F 已经如此被调节,使得焦点位于在深度 T_i 中的相干门 K 中。相应于该相干门 K 的相应深度 T_i 地对该样本物镜 41 的焦点 F 的这种跟踪被称焦点跟踪。这样该第二干涉仪 20 在该深度扫描期间被精确地调节到在该样本 1 的不同深度 T_i 上的该相干门 K 的相应位置上,使得在该样本 1 的每个深度上都获得具有高清晰度的图像。

[0086] 该最大光学扫描深度 T_m 表明在该样本 1 的表面下直至哪个深度都满足用于构造干涉的相干条件,并获得相应的干涉图案。

[0087] 通过焦点跟踪,此外还实现的是,在该样本 1 中的每个被采样深度 T_i 中,一方面在该第二干涉仪 20 中的不可移动的第三参考镜 25 上的被照射面与另一方面在该样本 1 的相应深度上的被照射面是一致的。此外,相应的被照射面的、通过该参考臂 23 和该样本臂 22 在参考臂 23 和样本臂 22 的共同图像平面 27a 中的成像是—致的并精确地重叠。

[0088] 下面详细解释用于实现焦点跟踪的所述 OCT 系统的优选实施。

[0089] 图 4 示出了在该第二干涉仪 20 中单个光学部件的布置的横截面。在该样本臂 22 中的样本物镜 41 优选地包括多个透镜 42, 这些透镜可以单独地和 / 或成组地在朝向该样本 1 或背向该样本 1 的方向 R 上被移动。为此,设置了压电执行器 40、尤其超声压电电机,该执行器与该样本物镜 41 或透镜 42 相连接,并且将其沿着一个或多个导向装置 38、尤其导向棒或导向槽来移动。

[0090] 透镜 42 的移动优选地与在该第一干涉仪 10 (见图 1) 中参考镜 12 的宏观移动同步地进行。这样,该样本物镜 41 的焦点 F 就跟随着该相干门 G , 而后者相继穿过该样本 1 的不同深度 T_1 、 T_2 或 T_3 , 从这些深度借助该探测器 30 来记录相应的二维截面 34、35 或 36 (参见图 2)。

[0091] 一方面该参考镜 12 的宏观移动与焦点跟踪的同步与另一方面二维探测器 30 相结合,保证了在该样本 1 的不同深度中对多个清晰二维图像截面尤其简单而快速的记录,并从而保证了以高的图像质量来探测一个完整的三维图像数据组。

[0092] 因为该第一干涉仪 10 和该样本臂 22 中的光学成像连续地被相互协调,所以由探

测器 30 所探测的对于该样本 1 中每个深度的干涉信号是最大的,这样获得了非常高的信噪比。此外由此还保证了对于在该样本 1 中所有深度的横向分辨率是最佳的,因为成像的焦点 F 总是位于该相干门 K 中。由此获得了具有高对比度的精确的 OCT 图像。

[0093] 有利地该样本物镜 41 的透镜 42 在方向 R 上的移动速度 v_2 小于该参考镜 12 的移动速度 v_1 。在此优选地选择该参考镜 12 与该透镜 42 的速度之比 v_1/v_2 ,该比值近似等于 $2 \cdot n - 1$,或者位于直至约 $\pm 20\%$ 、优选直至约 $\pm 10\%$ 这些值周围。由此该焦点 F 的位置和该相干门 G 以特别高的可靠性相互协调,这可以通过下面的叠加来解释。

[0094] 该样本物镜 41 的焦点 F 位于一个样本 1 中,该样本的折射率 n 一般不等于一。如果一方面把该样本物镜 41 在向该样本 1 的方向 R 上偏移一个确定的量,那么在该样本中该焦点 F 就偏移确定的量 d_f 。比如在该样本 1 的折射率为 1.4 的情况下该样本物镜 41 偏移 0.78mm 导致焦点 F 在该样本 1 中偏移约 $d_f = 1\text{mm}$ 。如果另一方面该参考镜 12 被偏移确定行程,那么该相干门 K 就同样偏移确定量 d_k 。比如在折射率 $n = 1.4$ 时把该参考镜 12 偏移 1.4mm 就得到该相干门 K 约 $d_k = 1\text{mm}$ 的偏移。由此在宏观的深度区域上的深度扫描中,在把该参考镜 12 和该样本物镜 41 分别偏移同一行程时,该相干门 K 和该焦点 F 将彼此分离地移动。

[0095] 通过对该参考镜 12 与该透镜 42 的速度之比 v_1/v_2 的上述选择,保证了该相干门 K 和该焦点 F 在深度扫描期间在整个所关注的深度范围中相互重叠。在样本具有折射率 $n = 1.4$ 的上述例子中,该速度之比 v_1/v_2 处于约 $(2 \cdot 1.4 - 1) \pm 20\%$ 范围中、也即在约 1.44 至 2.16 之间,并且优选地为约 $2 \cdot 1.4 - 1 = 1.8$ 。

[0096] 该参考镜 12 与透镜 42 的同步优选地以如下方式来进行,即该参考镜 12 和透镜 42 在确定时间点分别以恒定的、预定义的和不同的速度 v_1 及 v_2 穿过两个不同的、预定义的空间点。

[0097] 在穿过该空间点之后,开始记录直至该样本 1 中预定义深度的实际的 OCT 信号。在该参考镜 12 周期性前向移动和返回移动的情况下,在此不仅可以在该参考镜 12 前向移动期间,而且可以在该参考镜 12 返回移动期间记录 OCT 信号。该参考镜 12 和透镜 42 的同步在此类似地进行,并且在每次方向变换之后重新调节。

[0098] 其中具有样本物镜 41 的测量头相对于其中具有该第二参考镜 12 的第一干涉仪 10 是可自由地移动的。用于使该透镜移动和参考镜移动同步的、该样本物镜 41 和参考镜 12 的机械耦合会导致同步精确度不足。

[0099] 一方面该参考镜 12 与另一方面该样本物镜 41 的透镜 42 的同步从而优选地以电子的方式来进行。在此有利的是,在该参考镜 12 和该样本物镜 41 的透镜 42 的区域中分别设置有位置传感器 5 或 39,该位置传感器探测当前的参考镜位置或透镜位置并转换为相应的位置信号。这两个位置信号被输送给控制单元、尤其是计算机系统 16,该控制单元于是相应地控制该参考镜 12 及透镜 42 的驱动。

[0100] 该参考镜 12 及该透镜 42 的控制优选地借助一种所谓的主-从系统通过位置信号的反馈来进行。在这样一种主-从系统中,在一个第一定位单元中所测量的位置值是针对一个第二定位单元的调节回路的设定值的基础。在该情况中,该参考镜 12 的第一定位单元的测量位置被乘以一个小于 1 的系数,并被输送至该透镜 42 的第二定位单元作为新的设定值。从而,即使在该第一位置单元具有相对大的绝对定位偏差的情况下,该可移动的参考镜

12 与该透镜 42 之间的相对定位偏差也被降低。如同通过机械传动一样,这两个部件从而以电子的方式相互耦合,由此这也可以被称作电子传动装置。

[0101] 所述焦点跟踪替代地或附加地可以如此来实现,即在该样本物镜 41 中设置一个自适应透镜,其成像特性可以有针对性地被控制和改变。比如可以如此来控制一个油-水透镜,使得其曲率半径被改变,由此可以改变其焦点,并可以以简单的方式适配于该相干门的各个位置。在这种情况下,该自适应透镜焦点改变的速度以及该改变的开始必须与上述方法类似地与该参考镜 12 的移动同步。

[0102] 3. 焦点跟踪的自动校准

[0103] 在作为测量头而构造的第二干涉仪 20 的样本臂 22 的样本侧端上设置有一个材料层 43 (见图 4),该材料层优选地由蓝宝石玻璃制成。该材料层 43 涂覆在具有防反射层的内侧 44 上,并且在样本侧的外侧 45 上优选是无涂层的。

[0104] 该 OCT 系统可运行于诊断模式以及校准模式中。在诊断模式中,该诊断模式相当于标准的测量运行,材料层 43 的样本侧外侧 45 用一种所谓的折射率匹配胶 (Index Matching-Gel) 来涂覆,并且与要检查的样本 1 相接触,其中从该要检查的样本来记录三维图像。在校准模式中,该样本物镜 41 的焦点 F 的相对位置被确定至该相干门 K,其中该材料层 43 的外侧 45 用作参考面,其中该外侧 45 在该校准过程期间优选地处于空气中。

[0105] 在校准模式中,针对该样本物镜 41 的不同位置来测量该 OCT 信号的幅度,其中该 OCT 信号由于光从该材料层 43 过渡到空气中而由光的反射而引起,其中实施了以下的方法步骤,这些步骤借助图 4 和 5 来示出:

[0106] a) 该透镜组 42 被带到一个起始位置,其方式是将其尽可能近地向该第二分束器 24 导送;

[0107] b) 该透镜组 42 被保持在该位置;

[0108] c) 在该第二参考镜 12 的宏观移动期间,该干涉信号的最大值的幅度 A_i 被确定;

[0109] d) 该透镜组 42 现在从该第二分束器 24 被向前移动几微米、典型为 $5\ \mu\text{m}$ 至 $20\ \mu\text{m}$,并保持在该位置;

[0110] e) 针对该透镜 42 的多个不同位置 P_1 至 P_{11} 来重复步骤 c) 至 d),其中针对透镜组 42 的每个位置 P_1 至 P_{11} 获得相应干涉信号的最大值的幅度 A_1 至 A_{11} ;

[0111] f) 探测该透镜组 42 的如下那个位置 P_9 :在该位置上该幅度 A_9 是最大的;

[0112] g) 在该最大值的位置 P_9 附近利用较小的步幅、典型为 $0.5\ \mu\text{m}$ 至 $5\ \mu\text{m}$ 来重复步骤 c) 至 f),其中确定该透镜组 42 的如下那个位置 P_9' :在该位置上该幅度 A_9' 是最大的;

[0113] h) 从分配给该透镜组 42 的这个位置 P_9' 的参考镜移动中确定可移动的参考镜 12 的如下位置 X_m :在该位置上该干涉信号是最大的。

[0114] 所述校准代替地或者附加地可以以如下方式来实施,即该样本物镜 41 在校准期间朝向该第二分束器 24 移动。

[0115] 如果该透镜组 42 处于位置 P_9' ,并且该参考镜 12 处于位置 X_m ,那么相干门位置和焦点位置就一致。所确定的位置 P_9' 或者 X_m 在诊断模式中被调节为透镜或反射器的起始位置。

[0116] 这样在 OCT 系统中的改变被自动地校正,而不会为此需要附加的硬件。即使该材料层被污染了或者应该涂覆了折射率匹配胶,所述的方法也是将是有效的,因为那么光从

污物到空气或者从胶到空气的过渡会被利用。该方法是非常快速的并且仅持续几秒。从而其可以经常地被实施,由此保证了该系统的高可靠性。

[0117] 为了进一步提高所述校准方法的精确度,可以在该材料层上设置由玻璃或塑料构成的附加单元、所谓的靶子(Target)。然后针对该附加单元内部的两个或多个深度来实施上述的方法。由此不仅可以校正位移、也即该参考镜 12 和透镜 42 的移动的参考点的偏移,而且可以校正可能的非线性。那么在上述的校准方法中采用多个参考面,其中确定了焦点位置和相干门相一致的多个位置对。由此不仅可以校正在这两个定位单元之间的恒定的相对位置偏差,而且可以校正两个单元的相对线性性(Linearität)和相对速度的可能的偏差。比如当这两个位置传感器 5 及 39 之一的位置敏感性发生变化时,这些偏差比如可能由于位置传感器 5 及 39 的老化而产生。

[0118] 总之可以确认的是,在所述 OCT 系统的诊断模式中,焦点位置和相干门的动态同步在图像质量和可靠性方面带来很多优点。在额外、尤其是规则地应用所述校正模式的情况下,可以在长的时间段上保证这种同步。

[0119] 4. 光源强度的调制

[0120] 在所述的 OCT 系统中,利用探测器 30 来探测所产生的干涉图案,其中生成相应的干涉信号。该探测器 30 的、用于采样(Abstasten)该干涉信号的采样速率在此必须如此来选择,使得能够以足够的精确度来探测干涉结构的时间变化。如果应该达到针对深度扫描的高速度,那么这通常要求有高的采样速率。

[0121] 因为一个干涉结构的各个的周期通常必须分别在多个时间点来采样,所以在该样本 1 的深度方向上最大可能的扫描速度取决于该探测器 30 的最大可能的采样速率。在采用具有高空间分辨率的快速探测器阵列、也即每长度单元有大量探测器单元的情况下,最大采样速率典型地处于约 1kHz 的范围中。如果干涉结构每周期四个点被记录,那么在耦合入的光 14 的平均波长比如为 850nm 的情况下,这导致约 0.1mm/s 的、对于深度扫描的最大速度。

[0122] 图 6a) 示出了一个典型的干涉信号的时间曲线,其中该信号用每周期各四个采样时间点 P 的采样速率而被采样。在该图中示例地示出了该干涉信号的一个周期内的四个这种点。

[0123] 为了提高深度扫描的速度,在本 OCT 系统中,被耦合入该第一干涉仪 10 中的光 14 的强度在时间上被调制。这种调制周期地进行,其中该调制的频率比多普勒频率 f_D 大或小确定量、优选为直至 40%,其中该多普勒频率 f_D 通过耦合入的光 14 的平均波长 λ_0 与可移动的参考镜 12 的速度 v 来得出: $f_D = 2v/\lambda_0$ 。这种调制的典型频率处于在 1kHz 与 25kHz 之间的范围中。

[0124] 代替地或者附加地,也可以利用调制频率 f_M 来调制由该第一干涉仪 10 所输出的、第三部分射束 4 的光的强度,以实现前述的有利效果。该调制在此优选地在该第三部分射束 4 的光在该第一干涉仪 10 的输出端 8 上耦合入该第一光导体 17 期间进行。但该强度调制也可以在该第二干涉仪 10 中在该第三部分射束 4 的光输出之前进行。为了对由该第二干涉仪 10 所输出的光的强度进行调制,优选地设置了一个光学元件,该光学元件比如设置在该第一干涉仪 10 中或者在该第一干涉仪 10 的输出端 8 的区域中,并且在其传输特性或者成像特性上可以有针对性地改变。从而比如可以通过在该第一干涉仪 10 的输出端 8 的

区域中的一个自适应光学元件将由该第一干涉仪 10 输出的、该第三部分射束 4 的光的强度周期地从“高”到“低”进行切换。但该光学元件也可以设置在该第一干涉仪 10 的光路中、比如在参考镜 11 或 12 与该第一分束器 13 之间。

[0125] 该调制频率的精确选择根据该光源 15 的耦合入的光 14 的平均波长 λ_0 、深度扫描的期望扫描速度以及该探测器 30 的最大采样速率来进行。

[0126] 优选地该调制频率如此来选择,使得其等于该探测器 30 的最大采样速率或者它的整数倍。该最大采样速率在此通过该探测器 30 的最小帧时间的倒数来给出。该探测器 30 的最小帧时间由用于记录一个完整图像的至少所需的时间以及该探测器 30 的直至能够记录下一图像所度过的最小滞后时间 (Totzeit) 组成。该最小帧时间通常随着所记录的图像大小的增加而增加。

[0127] 光 14 的强度调制的波形优选是正弦形或矩形的。后者的波形比如可以简单地通过一个旋转的遮光轮 (Chopper-rad) 18 (见图 1) 来实现。其他的可能性是声-光或电-光调制或液晶调制。也可以直接调制该光源 15,其方式是该光源如此被控制,使得它输出具有时间上被调制的强度的光 14。

[0128] 代替地或附加地,可以如此来达到相应的效果,即比如设置在该第一分束器 13 (见图 1) 之前或之后的一个光学元件在其传输特性或成像特性上进行切换。这样就可以比如通过一个自适应光学元件的相应切换来将第三部分射束 4 到该第一光导体 17 中的耦合效率周期地从“高”切换到“低”。

[0129] 利用优选略微与多普勒频率有偏差的调制频率而对耦合入的光 14 的强度的所述调制在该调制与该干涉信号之间产生了一个低频的差频 (Schwebung)。

[0130] 图 6b) 示出了由于耦合入的光 14 的所述调制而产生的差频信号的时间曲线,其中该差频信号如在图 6a) 的例子中的干涉信号一样用每周期各四个采样时间点 P 的采样速率而被采样。在该差频信号的采样中,由于其较小的频率,它比在图 6a) 中的干涉信号的采样需要明显少的每时间单位的采样时间点 P,使得在通过选择探测器 30 而给定的固定采样频率的情况下能够达到明显更高的对于深度扫描的速度。

[0131] 下面更详细解释该方法的另一优点。

[0132] 该探测器 30 的积分时间相当于如下持续时间:在该持续时间期间该探测器 30 探测在一个时间点 P 的范围内投射到该探测器单元上的光并在此进行积分。该探测器 30 优选地如此被驱动,使得该积分时间仅稍短于帧时间。该帧时间在此如此选择,使得它正好等于一个调制周期的持续时间或者其整数倍。在图 6b) 中所示的差频信号已经通过在两个调制周期持续时间上的积分而被获得。

[0133] 如果提高扫描速度而没有前述的、光 14 的强度调制,那么该探测器 30 的帧时间 - 并且从而该积分时间 - 必须被变短,因为该多普勒频率会增加并且从而会需要在时间上更密的采样时间点 P。但是较短的积分时间会导致每次积分 (Integration) 和每个探测器单元所收集的光子减少,这由于由光子的统计特性所产生的所谓的肖特噪声而将导致信噪比的降低。为了再次改善该信噪比,所耦合入的光 14 的强度必须与扫描速度成比例地提高。

[0134] 相反如果借助光 14 的上述强度调制来提高扫描速度,那么该积分时间就可以保持恒定。由于光 14 的调制而仅仅产生了 50% 的光损失。在优选的调制频率的情况下,其中

该调制频率等于一个帧时间倒数值的两倍,那么就得到了倍数为 8 的速度提升。在这种情况下,需要光强比在无调制的情况下少四倍,以达到所述的速度提升。由于调制而产生的达 50% 的光损耗的所述影响从而被过补偿。

[0135] 该光源 15 的光 14 的所需强度在所述的方法中从而不必(与无差频的直接采样相反)随着扫描速度而提高,因为在这种情况下该探测器 30 的积分时间能够保持恒定。

[0136] 光调制的另一优点是减少了一次完整三维深度扫描的数据量。在一个折射率为 $n = 1.4$ 的组织中在记录横向大小为 512×640 个像素并且扫描深度为 1mm 的一个三维数据组时,产生约 6G 字节的数据。利用光 14 的上述的强度调制,数据量被降低到 750M 字节。

[0137] 此外,所述直接获得的数据还必须进行附加处理,以显示图像结果。在此降低数据量也是非常有利的,因为由此处理时间被明显降低,并从而图像结果更迅速地出现。

[0138] 优选地如此来选择该多普勒频率和/或该调制频率,使得所产生的差频信号的周期为该探测器 30 的最小帧时间的整数倍,也即,该探测器 30 的最大采样速率为该差频信号的频率的整数倍。

[0139] 如果把光 14 调制的周期长度选择为该探测器 30 的最小帧时间,那么该扫描速度相对于在光 14 不调制时的扫描速度而提高了 4 倍。相反如果选择一个最小帧时间是两个调制周期,那么该扫描速度就提高 8 倍。

[0140] 图 6c) 示出了在光 14 不调制以及调制时在图 6a) 及 6b) 中所示干涉信号或差频信号的包络 E_u 或 E_m 。包络 E_u 及 E_m 的每个点 P' 在此与所属干涉信号及差频信号的采样时间点 P 相对应。

[0141] 由相应的包络 E_u 或 E_m 导出信息,由这些信息来组合为样本 1 的首先一维、二维以及最后三维图像。如同试验所示出的,通过所实施的强度调制,尽管测量点 P 及 P' 的数量明显较少,相对于无强度调制的常规系统也不会出现有关系的信息损失。

[0142] 总之,通过对耦合入的光 14 的强度的所述调制,深度扫描的最大可能速度被倍增,而不会在信号分析中出现明显的信息损失。

[0143] 5. 探测器系统的敏感性的调制

[0144] 上述的、对耦合入该第一干涉仪 10 中的光 14 以及对由该第一干涉仪输出的该第三部分射束 4 光所进行的强度调制的原理可以类似地转用到该探测器系统的敏感性上,其中该探测器系统主要包括该探测器 30 和该探测器物镜 31,其方式是该探测器系统、尤其该探测器 30 的敏感性针对要探测的光而利用如下频率来调制:该频率优选比该多普勒频率 f_D 大或小确定的量、尤其直至 40%。

[0145] 在此,由该样本 1 所反射的并被投射到该探测器 30 上的光被叠加(ueberlagert),连同探测器系统 30,31 的敏感性被调制,使得该探测器 30 在探测投射到该探测器 30 上的干涉图案时不是生成具有很多周期的高频干涉信号、而是生成低频差频信号(Schwebungssignal),该差频信号具有比该高频干涉信号明显较少的周期。在采样该差频时,从而每时间单位需要比没有调制该探测器系统 30、31 的敏感性而采样该高频干涉信号时明显少的采样时间点。

[0146] 该探测器 30 的敏感性比如可以直接或利用设置在该探测器 30 之前的可控电子快门来调制(modulieren)。代替地或附加地,可以调制在该探测器系统中的光学元件的特性,比如该探测器物镜 31 针对由样本 1 所反射的光的透射率。

[0147] 该探测器 30 的敏感性的直接调制的原理借助图 7 来详细解释,其中图 7 示出了一个充分示例性的电路。一个 CMOS 探测器的每个探测器单元 80 可以在等效电路图上简化示出为光电二极管 81,其中光电二极管利用一个电压 U_1 来偏置。可选地,给该光电二极管 81 并联欧姆电阻和电容。通过利用光对该探测器单元 80 的照射,在该光电二极管 81 中产生了载流子,载流子触发一个电流 I_1 ,该电流在电子积分器 83 的电容 82 中被累加。通过借助一个开关 84 周期地接通和断开该积分,其中用调制频率 f_m 来控制该开关,电荷量用该调制频率 f_m 被调制、并且从而当前相应探测的光强用该调制频率 f_m 被调制。通过一个采样-保持级 87,相应的探测器信号被提取并输送至另一处理。其他的开关 85 和 86 用于控制积分的复位以及该探测器信号的提取。

[0148] 与上述的耦合入光 14 或输出光 4 的强度调制相类似,在该变型方案中不是获得高频干涉信号而是获得低频差频信号(参见图 6a)及 b)),其中该差频信号可以利用明显少的采样时间点 P 而被采样,而不会丢失在此有关系的信息。在该探测器 30 的一个给定最大采样速率的情况下,这导致该系统的深度扫描的最大速度可以提高一个倍数。

[0149] 如同在耦合入光 14 或输出光 4 的调制中(见第 4 节)一样,在此还通过合适地选择该探测器系统 30、31 的敏感性的调制频率,与具有恒定探测器敏感性的系统相比,该扫描速度被提高了 4 或甚至 8 倍。

[0150] 该第二参考镜 12 的移动速度与该探测器 30 的敏感性的调制频率有一个固定的关系,并且优选地如此来选择该第二参考镜 12 的移动速度,使得在形成的差频信号的一个周期持续时间中度过整数的采样时间点、优选四个采样时间点(参见图 6b))。

[0151] 这样所采样的差频信号在可视化之前还必须被处理,因为在该信号中还包含有干涉信息。应该被可视化的基本信息是相应干涉的幅度和深度位置,但不是干涉结构本身。为此,该差频信号必须被解调,也即确定该差频信号的包络(参见图 6c)中的 E_m)。

[0152] 因为该差频信号的相位通常是未知的,并且该相位对于来自不同深度的不同差频信号也可能是不同的,所以采用了一种数字解调算法,该算法与该相位无关。优选地针对具有每周四个采样时间点的干涉信号采样而使用了所谓 90° 相移算法。由此实现了对该差频信号的快速解调。

[0153] 6. 具有非对称林尼克干涉仪的测量头

[0154] 下面借助图 4、8 和 9 来更详细解释测量头的构造,其中该测量头包含该第二干涉仪 20。

[0155] 该第二干涉仪 20 是一种所谓的林尼克干涉仪。图 8 示出了这种林尼克干涉仪的一种典型构造的例子,其具有分束器 77、参考镜 78、探测器 79 和样本 70。在这种林尼克干涉仪中,出于小型化而设置了限制,这尤其适于所使用的光学元件诸如物镜 75 和 76 及透镜 71 和 74 的直径以及几何构造。该样本物镜 75 或参考物镜 76 以及其到分束器 77 的距离 q 基本相同。

[0156] 在本 OCT 系统所使用的林尼克干涉仪中,样本物镜和参考物镜 41 及 46 到该第二分束器 24(见图 4)的距离由于焦点跟踪通常并不是对于所有扫描深度都是相同的。从而可能在样本图像和参考图像的图像中心与图像边缘之间导致大的相对光程差(OPD)。这可能导致要探测的干涉结构的空间频率(Ortsfrequenz)大于该二维探测器 30 的分辨率,由此该干涉不再或者仅仅不足以可靠地被探测。

[0157] 为了避免这个缺点,在本 OCT 系统的第二干涉仪 20 中不同地(“非对称”)实施该样本物镜 41 和参考物镜 46,并相互协调,这在下文中借助图 4 来详细解释。

[0158] 该样本物镜 41、尤其该透镜 42 到该第二分束器 24 的距离 p 选择得非常小。对于上面的扫描位置,其中在该扫描位置上由位于样本 1 的表面附近的截面(参见图 2a))所反射的光被探测,该距离 p 优选地在 1 和 3mm 之间。从而在该样本臂和参考臂 22 及 23 中的透镜 42 及 49 的直径在同时高的光输出的情况下可以选择得非常小。

[0159] 在输出臂 27 中的另一组透镜 47 连同该样本物镜及参考物镜 41 及 46 一起构成了该样本光学装置及参考光学装置。样本光学装置和参考光学装置远心地在该样本 1 侧或该第三参考镜 25 侧。远心光学装置其特点在于,物镜距离可以被改变,并且尽管如此可图像大小保持恒定。这通过一种孔径光阑来实现。

[0160] 用于样本 1 成像的数值孔径是相对大的,优选地约 0.3。相反样本 1 的照明的数值孔径小于用于样本 1 成像的数值孔径,并且优选地具有 0.2 的值。由此结合样本光学装置及参考光学装置的远心设计而获得的优点是,在倾斜的样本结构上所反射的光也被该样本物镜 41 收集,因为该样本物镜 41 的接受角大于该照明圆锥的发散角。相反如果针对照明的数值孔径和成像的一样大,那么在倾斜的样本结构上进行反射时收集的光比在垂直于光轴的结构上所进行反射时收集的光少。

[0161] 通过在照明臂 21 中选择该照明物镜 48 来实现在该样本臂 22 中针对照明的较小数值孔径。在该参考臂 23 中的数值孔径等于或略大于该照明臂 21 的数值孔径。这尤其在这里所使用的折叠的林尼克干涉仪的情况下是有利的,因为由此该参考物镜 46 可以相对简单地与该样本物镜 41 相适配,并且此外还可以紧凑地被实现。

[0162] 穿过该参考物镜 46 的透镜 49(包括在透镜 49 之间的可能的空气间隔)的光程短于穿过该样本物镜 41 的透镜组 42 的光程。

[0163] 通过这种措施,实现了使样本臂和参考臂 22 及 23 的像场拱曲(**Bildfeldwölbung**)尽可能一致地位于所使用的扫描深度的中心。另外还保证了在深度扫描的上端和下端上在图像中心和图像边缘之间的最大光程差(OPD)是足够小的,以保证该干涉结构的空间频率,其中该空间频率是足够小的,以在该探测器 30 方面满足尼奎斯特条件。从而来自该样本 1 的所关注空间单元 33 中不同深度的干涉结构的空间频率总是小于该二维探测器 30 的分辨率。该干涉结构从而在该样本 1 的所关注空间单元 33 的任何深度上都总是以高的可靠性被探测。

[0164] 这在图 9a) 至 c) 中示出,其中示出了在深度扫描期间在三个不同时间点该第二干涉仪 20 的横截面的一个样本侧片段。

[0165] 在一个第一时间点(见图 9a)),该相干门 K 位于该样本 1 的所关注空间单元 33 的一个上层 34 中(参见图 2a))。在此,该样本物镜 41 到该第二分束器 24 具有一个小的距离,并且到该材料层 43 或到该样本 1 具有一个相对大的距离。在此所获得的干涉结构在图 9a) 的右边示出,并且具有如下周期长度:该周期长度相应于在相应的两个彼此相继的明环或暗环之间的距离。该周期长度大于该探测器 30 的单个探测器单元(像素)的中心-中心距离(间距(pitch)),也即该干涉结构的空间频率小于该探测器 30 的分辨率,其中该空间频率相应于该周期长度的倒数,该探测器 30 分辨率相应于该探测器 30 的像素的中心距离的倒数,由此满足尼奎斯特条件。由此保证了该干涉结构可以可靠地被该探测器 30 探

测。

[0166] 在一个第二时间点(见图9b)),该相干门K位于该样本1的所关注空间单元33的一个中间层35中(参见图2a))。该样本物镜41位于如下位置:该位置比在图9a)中离该第二分束器24远一些并离该材料层43近一些。在这种情况下该干涉结构具有比在图9a)中大的周期长度,这样在该时间点也满足尼奎斯特条件。

[0167] 在一个第三时间点(见图9c)),该相干门K位于该样本1的所关注空间单元33的一个深层35中(参见图2a))。该样本物镜41位于如下位置:该位置比在图9b)中离该第二分束器24更远并离该材料层43更近。在这种情况下该干涉结构具有与在图9a)中所示时间点大致相同的周期长度,这样在该深度扫描位置中也满足尼奎斯特条件。

[0168] 由于所述的该样本物镜和参考物镜41及46的非对称构造,可以实现该样本物镜和参考物镜41及46到该第二分束器24的不同距离或光程 p 或 r 。在所示的例子中,从而该样本物镜41可以以距离 p 来靠近该第二分束器24,由此可以在高的光效率的情况下实现透镜42的小的直径。同时该参考物镜46也可以以明显较大的距离 r ($r > p$)远离该第二分束器24地来设置,由此实现了该第二干涉仪20的折叠(Faltung),其中该参考臂和照明臂23及21相对于其在未折叠林尼克干涉仪(参见图8)中的位置分别倾斜了 90° ,并从而平行于该样本臂22延伸。

[0169] 这样就实现了该测量头的一种非常细的形式,并同时保证了通过该参考光学装置或样本光学装置而生成的、在该探测器30上的图像对于所有扫描深度都是大小相同的并且良好叠加的。

[0170] 通过该参考物镜46的上述实施,为折叠而必要的该光程的一部分被补偿。该参考物镜46从而在光学上短于该样本物镜41。由此该第一干涉仪10的实施变得更简单,因为由此该第一干涉仪10的两个干涉仪臂不必为了满足出现干涉的相干条件而强烈地相互区别。

[0171] 在该参考臂及样本臂23及22中的光程差优选地至少是最大扫描深度 T_m (见图3a)和b))的两倍大。该最大光学扫描深度 T_m 说明,在该样本1表面之下直至哪个深度都满足出现干涉的相干条件并获得相应的干涉图案。从而保证了把该参考镜12在该第一干涉仪10中的位置与在该样本1中的确定深度明确而简单地相对应。

[0172] 7. 单模预调制和多模光纤

[0173] 在该第一干涉仪10的、在此优选以所谓自由辐射光学装置的构造中,在使用通常采用的空间短光源或非相干光源的情况下,在该第一干涉仪10的输出端8的区域中需要一个相对耗费的物镜,以便把所输出的光尽可能高效地耦合入该第一光导体17中并在此以避免光学损耗。从而不仅该第二干涉仪20的光学构造,其中该第二干涉仪20对于内窥镜应用应尽可能紧凑地设计,而且该第一干涉仪10的光学装置的构造也会受限。此外在通常采用的空间短光源或非相干光源的情况下限制了必要时对光功率的提升。

[0174] 为了避免这些缺点,作为光源15,在本OCT系统中采用了分别具有高空间相干性的一个或多个单模光源比如超辐射发光二极管(SLED)、短脉冲激光器或超连续激光器。该光源15的光14被耦合入该第一干涉仪10中,其中仅相应于单个模式(单模,Singlemode)的所谓高斯模式被传输。在经过该第一干涉仪10之后,所耦合入的光14的空间相干性才被破坏,其方式是在该第一干涉仪10的输出端8上的光被耦合入该第一光导体17中,其中

该第一光导体具有非常长的多模光纤。

[0175] 多模光纤是如下光纤：其数值孔径和芯直径允许在光的确定波长情况下不仅能够构造一个光纤模式，而且能够激发许多不同的光纤模式。一个光纤是单模光纤还是多模光纤，可以通过所谓的 V 数 V 来评估：

$$[0176] \quad V = \frac{\pi}{\lambda} \cdot d \cdot NA$$

[0177] 其中 λ 表示是耦合入该光纤中的光的波长， d 表示该光纤的芯直径， NA 表示该光纤的数值孔径。耦合入该光纤中的光的波长 λ 在此优选与耦合入该第一干涉仪 10 中的光 14 的平均波长 λ_0 相一致。如果该 V 数大于约 2.4，那么它就是多模光纤。

[0178] 在该第一光导体 17 中优选采用的多模光纤典型地具有约 100m 数量级的长度，并优选地大部分都缠绕在一个绕组 19 上，如在图 1 中所示。该多模光纤的芯直径优选地处于约 200 μm 至约 400 μm 之间。

[0179] 非常长的、细的并优选缠绕的多模光纤可以在该第一光导体 17 中可选地与一个相对短的、粗的光纤（未示出）相组合，该粗光纤的直径处于约一毫米的范围中，其长度处于几米的范围中。

[0180] 通过破坏该单模光源 15 的光的空间相干性，避免了由该样本 1 中两个不同位置所反射的光可以进行干涉，这也称作所谓的相干串扰。

[0181] 相干串扰有效地抑制此外还导致对不期望的散射光的有效抑制，其中散射光在光源具有高空间相干性的情况下同样会有助于干涉，并且结果会导致不清晰的、模糊的图像 - 类似于在乳白玻璃之后的图像。以上述的方式来对空间相干性进行有效的破坏，由此对散射光的探测被大大降低，并最后获得清晰的图像。

[0182] 在该第一干涉仪 10 中所生成的预调制信息、也即通过移动该第二参考镜 12 而形成的对所耦合入的光 14 的频谱调制，在通过该第一光导体 17 的非常长的多模光纤对光进行传输时却并没有被改变。这从而保证了该第一干涉仪 10 的两个臂在该多模光纤中生成了具有相同模式分布 (Modenverteilung) 和相同相位的相同模式。

[0183] 每个模式本身则都传输预调制信息，其中这些单个模式都不相互耦合。从而这实现了在该第一干涉仪 10 中的第一和第二部分射束 2 及 3 (见图 1) 共线 (kollinear) 并精确叠加成一个第三部分射束 4，之后它们入射到该第一光导体 17 的多模光纤中。

[0184] 光到该第一光导体 17 中的入射在此确定了在该多模光纤中所激发的模式 (Moden) 的数量和分布。为了尤其有效地破坏空间相干性，在此有利的是，选择其中激发尽可能多模式的一种耦合入射。这尤其可以如此来进行，即，如在图 10a) 和 10b) 中所示，光射束的、也即该第三部分射束 4 的焦点 55 并不是位于该第一光导体 17 的多模光纤的端面 (Facette) 9 也即该入射面上，和 / 或该第三部分射束 4 的光射束被倾斜地耦合入该第一光导体 17 的多模光纤中，其中该光射束的光轴 56 相对于该第一光导体 17 的多模光纤的中轴 57 而倾斜，并与该中轴成角度 ω ，该角度优选地处于 5° 至 40° 之间。这样一方面空间相干性被最大地抑制，并且另一方面该多模光纤的端面 9 的照明变得更均匀。

[0185] 此外在图 10a) 和 10b) 中还示出了在该第一光导体 17 中所使用的多模光纤的芯直径 d 。

[0186] 高相干的光 14 到该第一干涉仪 10 中的耦合入与接着该第三部分射束 4 的在该第

一干涉仪 10 中被频谱调制的光到该第一光导体 17 中的耦合入相结合,使得能够非常简单地设计在该第一干涉仪 10 的输出端 8 的区域中的光学装置。

[0187] 因为在该原理中强光的相干光源、比如 SLED、短脉冲激光器或超连续激光器可以被用作光源 15,所以比利用常规采用的空间不相干光源而能够达到明显更高的功率密度。所获得的图像信息的信噪比从而被明显改善。

[0188] 可替换于在此所示和所述的自由辐射干涉仪,在采用这种原理的情况下该第一干涉仪 10 也可以完全作为光纤干涉仪来设计。那么所述深度扫描就可以比如不是通过移动该第二参考镜 12,而是借助一个所谓的光纤延伸器通过延伸该第一干涉仪 10 的两个臂之一中的光纤而被实施。

[0189] 8. 通过光纤束的图像传输

[0190] 如前面所详细解释的,在本 OCT 系统中通过在该第一干涉仪 10 中宏观移动该参考镜 12 来实施深度扫描,而由该样本 1 所反射的光通过该第二干涉仪 20 和该第二光导体 29 被转送到该二维探测器 30 并由其来探测。

[0191] 作为第二光导体 29 采用了由多个单光纤组成的光纤束。光纤束通常具有高的数值孔径,该数值孔径在技术上是受限的并处于 0.4 或更高的范围中。此外通常的光纤束的端面、也即入射和出射横截面的填充系数是相对较小的。这两个因素在由该样本 1 反射的光从该第二干涉仪 20 到该探测器 30 的传输中将导致不期望的光损失。

[0192] 为了在传输由该样本 1 所反射的光时获得具有微小光损失和信息损失的一种尽可能紧凑的 OCT 系统,采用了下文更详细解释的光纤束。

[0193] 图 11 示出了所使用的光纤束的端面中的一个片段 50,其中光纤束,如借助放大显示的子区域 51 所能看到的,由多个单光纤 52 组合而成,所述单光纤具有一个中心距离 d_2 (所谓的光纤间距)。

[0194] 图 12 示出了所使用的探测器 30 的一个片段,其中该探测器包含有多个设置于一个面中的探测器单元 80,该探测器单元 80 具有一个中心距离 d_1 (所谓的像素间距)。在这里的 OCT 系统中,该光纤束的单光纤 52 的光纤间距 d_2 小于该探测器 30 的探测器单元 80 的像素间距 d_1 。

[0195] 为了在高空间分辨率情况下实现尽可能大的视场,该光纤束由至少 100000、优选由约 300000 个单光纤 52 组成。该探测器 30 的探测器单元 80 的数量优选地为约 328000,并从而处于与单光纤 52 的数量相同的数量级中。

[0196] 如在图 13 中所示,在该入射和出射面 7 及 6 的区域中该第二光导体 29 的光纤束横截面的形状优选地与该探测器 30 的几何形状相适配,其中尤其是该入射面 7 在该第二干涉仪 20 侧的形状基本等同于该出射面 6 在该探测器物镜 31 或探测器 30 侧的形状(见图 1)。该入射和出射面 7 及 6 的各形状、尤其是其长宽比在此基本与该探测器 30 的优选矩形的形状相一致。

[0197] 在图 14a) 中示例地示出了该光纤束的两个单光纤 52。单光纤 52 具有光纤芯 65 和光纤外套 66。在该光纤束所优选使用的单光纤 52 中,相应光纤芯 65 与光纤外套 66 的厚度 d_3 及 d_4 之比 d_3/d_4 (所谓的芯/外套比)如此来选择,使得在由于从光纤 52 侧面出射的光(所谓的消散波)引起的光损失尽可能小的情况下获得尽可能高的填充系数。该填充系数在此通过单光纤 52 的整个横截面与光纤芯 65 的面积之比来给出。

[0198] 在该光 14 的波长比如为 1300nm 的情况下,所使用的光纤束优选地具有 $11\ \mu\text{m}$ 的光纤间距 d_2 、 $1.7\ \mu\text{m}$ 的单光纤 52 的外套厚度 d_4 以及 $6.8\ \mu\text{m}$ 的芯直径 d_3 。由芯直径 d_3 和两倍外套厚度 d_4 之和而得到的、单光纤 52 的直径在该情况中为 $10.2\ \mu\text{m}$,并从而略小于该光纤间距 d_2 ,因为在该光纤束的制造过程中还要生成围绕每个单光纤 52 的第二外套(未示出)。

[0199] 在图 14b) 中示出了在图 14a) 中所示的单光纤 52 的扩展方案的一种变型方案。在该变型方案中,单光纤 52 的各个光纤芯 65 被嵌入到由玻璃和塑料构成的一种基质(Matrix)66 中,该基质分别构成了每个单个光纤芯 65 的光纤外套。在该变型方案中,每两个相邻的单光纤 52 共同拥有其光纤外套的一部分。相当于外套厚度的、相邻光纤芯 64 的距离 d_4 由此能够相对于分别具有自己的光纤外套的上述单光纤而被减少,其中消散波的出射被进一步有效地抑制。光纤芯面积与总的光纤面积的面积之比由此变得尤其大。该芯直径 d_3 与该外套厚度 d_4 的商在此处于在约 5 至 8 之间的范围中。

[0200] 该第二干涉仪 20 如此来构造,使得针对所有扫描深度都获得一个横向干涉图案,其空间频率低于该光纤束的单光纤 52 的空间频率,其中尤其必须满足尼奎斯特条件。这在图 15 中示出。如在该横向干涉图案 60 的放大片段 61 中所能看出的,在该干涉图案 60 的两个彼此相继干涉最小值 63(暗环)之间的周期长度比该光纤束的单光纤 52 的中心距离(光纤间距)大几倍,光纤束的入射面 6(见图 1)在此以片段的形式并以相应的放大来示出。相应地,该干涉图案 60 的空间频率明显小于该光纤束的单光纤 52 的空间频率。

[0201] 相对于在现有技术中所公开的系统,其中该探测器安装于该干涉仪中,通过使用上述的光纤束获得了多个优点,这在下文中更详细描述。

[0202] 出于技术原因,对波长处于约 1300nm 范围中的光敏感的 InGaAsCMOS 探测器的像素间距 d_1 可以并不远小于 $20\ \mu\text{m}$ 。在本 OCT 系统中优选采用的光纤束具有 $10\ \mu\text{m}$ 的光纤间距 d_2 ,并从而在相同分辨率的情况下具有比该探测器明显更小的横截面。这允许比其中探测器安装到测量头之中的系统明显更紧凑地来构造该测量头。

[0203] 此外,在现有技术的所述系统中,由于所需的非常高的探测器采样速率,数据从测量头到连接在后面的电子装置的传输将需要具有及其高的速度。此外在该测量头中还必须集成 A/D 变换器。在由该样本 1 所获得的图像信息通过被构造为光纤束的第二光导体 29 向与该第二干涉仪 20 相分离的探测器 30 进行所述转送的情况下,避免了这些缺点。

[0204] 因为在本 OCT 系统中从而在该测量头中不需要用于图像探测和/或图像处理的电子装置,所以就不存在可能导致测量头的不期望的温升的热损失。

[0205] 因为在该第二光导体 29 中优选地选择了一个光纤间距 d_2 (比如 $11\ \mu\text{m}$),该光纤间距小于该探测器 30 的最小可能的像素间距 d_1 (大多大于或等于 $20\ \mu\text{m}$),在相同横向分辨率的情况下相对于按照现有技术的系统可以降低在该测量头中对从该样本 1 所获得的图像的放大,这实现了在该第二干涉仪 20 中的、更简单和更小的光学装置。

[0206] 为了在从该样本 1 或从该第三参考镜 25 到该探测器 30 的光传输及图像信息传输中提高光效率,对本 OCT 系统的各个部件的数值孔径进行匹配,尤其该样本物镜 41 和在输出臂 27 中的透镜 47 的孔径以及该参考物镜 46 和该第二光导体 29 的光纤束的孔径、该探测器物镜 31 以及该探测器 30 的孔径。这在下文中借助图 1、4 和 16 来详细解释。

[0207] 图 16 示出了由大量单光纤 52 组合而成的第二光导体 29 在该入射面 7 的区域中

的一个片段。从该第二干涉仪 20 出射的、会聚的光束 58 具有一个孔径角 α ，并相对于该入射面 7 的法线以一个入射角 β 投射到该光导体 29。该第二光导体 27 的单光纤 52 具有一个孔径角 γ ，在该孔径角内投射的光可以被单光纤 52 探测。该孔径角 γ 通过该单光纤 52 的数值孔径来给出。

[0208] 为了保证尽可能高的光效率，优选地规定，该光束 58 的孔径角 α 与该入射角 β 之和小于该光纤束 29 的单光纤 52 的孔径角 γ ： $\alpha + \beta < \gamma$ 。从而保证了该光束 58 的投射到单光纤 52 上的全部光都入射到其中，并被传输至该第二光导体 29 的出射面 6。

[0209] 该光束 58 的为此所需的孔径角 α 和入射角 β 通过相应地设计该样本物镜和 / 或参考镜和 / 或输出物镜 41、46 及 47 来实现。这尤其如此来实现，即样本物镜和输出物镜 41/47 及参考物镜和输出物镜 46/47 这两个物镜组合放大地进行成像，也即在该光纤束的入射面 7（“图像侧”）的区域中该光束 58 的孔径角 α 小于在该样本 1 侧（“物镜侧”）的孔径角（未示出）。从而可以以简单的方式在该样本 1 侧实现大的孔径角，由此实现了高的光收集效率。连同至该第二光导体 29 的光纤束中的无损失的光耦合输入，由此在探测由该样本 1 所反射的光时保证了一个总的非常高的光效率，并从而达到高的图像质量。

[0210] 代替地或附加地，为了提高光效率，把该探测器物镜 31 的光纤束侧的数值孔径与该第二光导体 29 的光纤束的数值孔径进行匹配。该探测器物镜 31 的孔径角在此大于该光纤束的单光纤 52 的孔径角 γ 。

[0211] 优选地，该探测器物镜 31 在该光纤束侧是远心的 (telezentrisch)。由此可以以简单的方式来对该光纤束的辐射特性进行计算。在该输出面 6 上的视场角对于在该输出面 6 上的每个位置都等于零。

[0212] 随着光束至该探测器 30 上的入射角的增加，由该探测器 30 所探测光功率变小。为了保证尽可能高的光效率，从而规定，把光束到该探测器 30 上的入射角保持得尽可能小。这优选地通过该第二光导体 29 的光纤束在该探测器 30 上的放大成像以及该探测器物镜 31 在该探测器 30 侧的远心设计来实现。

[0213] 在使用所述光纤束用于图像传输时的另一优点在于，该系统的总放大 M 可以被划分为两个步骤，即：在该测量头、也即在该第二干涉仪 20 中的第一放大 M_1 ，以及在该探测器物镜 31 中的第二放大 M_2 。从而在该测量头中的物镜 41、47 和 47 的第一放大 M_1 可以小于对于该 OCT 系统的标称分辨率所需的总放大 M 。这通过以下的例子来阐明：在像素间距为 $20 \mu\text{m}$ ，光纤间距为 $10 \mu\text{m}$ ，且标称分辨率为 $2.5 \mu\text{m}$ 的情况下，通过如上所述而构造的、该第二光导体 29 的光纤束可以在该测量头中实现放大 $M_1 = 4$ ，在探测器物镜 31 中实现放大 $M_2 = 2$ ，以获得一个总放大 $M = M_1 \times M_2 = 8$ 。相反，在不通过所述光纤束进行图像传输的情况下，在该测量头中必须产生一个等于总放大 $M = 8$ 的放大。

[0214] 上述光纤束的使用从而所具有的优点是，总放大 M 并不是必须单独地由该第二干涉仪 20 的物镜来实现，使得该测量头的样本物镜和 / 或参考物镜和 / 或输出物镜 41、46 及 47 可以简单而空间节省地被构建，由此该测量头总体可以明显更紧凑地来构造。

[0215] 如在图 4 所示的一个第二干涉仪 20 的例子中，由此该样本物镜 41 或该第二干涉仪 20 的输出物镜的透镜 47 的平均直径 D_1 可以优选地选择得小于在该入射面 7 的区域中该第二光导体 29 的直径 D_2 ： $D_1 < D_2$ 。

[0216] 9. 该 OCT 系统的运行模式

[0217] 上述的 OCT 系统可以运行于三个不同的运行模式。该运行模式是两个实时模式以及一个静态运行模式,其中在所述实时模式中样本的 OCT 图像以每秒约 5 到 10 个图像的高速率而被生成。

[0218] 在该第一运行模式、实时模式 1 中,该样本 1 的二维深度截面被实时地生成(所谓的切片)。这如下地来实现:即作为探测器 30 采用了一种 CMOS 照相机,该照相机允许调节一个所谓的关注窗口(WOI),在该关注窗口中该探测器 30 的仅仅一个部分面是对于光敏感的,并把光转换为相应的探测器信号。敏感照相面的减少与照相速度的明显提高相关联;在这种调节下可以比在全图像模式中每秒生成更多的照相图像。

[0219] 在该实时模式 1 中优选选择一个 WOI,该 WOI 在一个方向上相应于全部的照相长度或宽度(比如 640 像素),并在另一方向上——由相应照相机的类型来给定——具有最小可能数量的像素(比如 4 像素)。从而该照相机的速度被进一步提高,使得 OCT 图像可以实时地被记录。

[0220] 这优选结合耦合入该第一干涉仪 10 中的以及从该第一干涉仪 10 输出的光 14 及 4 的强度调制或者该探测器系统 30、31 的敏感性调制(见上面的第 3 及第 4 节)来实现。

[0221] 图 17 示出了一个探测器面 F1,其由第一数量 N1 的探测器单元 80 组合而成,并具有长度 c1 和宽度 b1。在上述的 WOI 的调节中,光仅仅被位于该探测器面 F1 的一个部分面 F2 中的探测器单元 80 所探测,并被转换为相应的探测器信号。该部分面 F2 的探测器单元 80 的第二数量 N2 小于整个探测器面 F1 的探测器单元 80 的第一数量 N1。该探测器面 F1 及部分面 F2 的长度 c1 和 c2 大小相同,而该探测器面 F1 及部分面 F2 的宽度 b1 和 b2 是不同的。

[0222] 在所示的例子中,该部分面 F2 仅四个像素宽,相反该探测器面 F1 为 512 个像素宽。该探测器面 F1 的敏感面从而被减少 128 倍,这明显缩短了用于探测干涉图案以及将其转换为相应探测器信号所需的持续时间。

[0223] 如在图 18 中所示,在该例子中从该样本 1 的所关注空间单元 33 中不是获得一个完整的三维断层图,而是仅获得四个(对应于该部分面 F2 的四个像素行)二维深度截面 67。

[0224] 在该第二运行模式、该实时模式 2 中,如在图 19 中所示,从该样本 1 的所关注空间单元 33 的确定深度 T 生成二维断层图 68,其中该深度 T 是可自由选择的。在此,该探测器 30 的整个探测器面 F1 被用于探测由该样本 1 所反射的光并把其转换为相应的探测器信号,但其中总是仅最大五个照相图像被用于断层图 68 的计算。为此,在该第一干涉仪 10 中的第一参考镜 11 以约 $1\ \mu\text{m}$ 的幅度被周期性移动,而至多五个照相图像被记录,这五个照相图像然后被运算为一个 OCT 图像。这样,可以以高的重复速率来生成断层图 68。

[0225] 通过宏观移动该第二参考镜 12 并必要时结合所述的焦点跟踪(见上文第 1 及第 2 节),可以自由地选择从中获取该断层图 68 的深度 T。

[0226] 在该第三运行模式、该静态模式中,借助该第二参考镜 12 的宏观移动并结合所述焦点跟踪来记录一个完整的三维数据组。对此详情尤其参见第 1 和第 2 节。

[0227] 通过不同的运行模式,该 OCT 系统可以满足一系列不同的要求。在检查样本时,比如在寻找样本中的有关位置时,功能性由此被大大扩展。

[0228] 10. 用于 OCT 系统及方法的其他发明观点

[0229] 上文详细阐述的 OCT 系统及方法具有单个特征或特征组合,通过这些特征或特征组合,该系统或方法尤其在构造上变得更简单和更紧凑,以及在操作和图像探测上变得更快速和更可靠,而在此并不需要在独立权利要求的前序和 / 或特征部分所引用的所有特征。这些特征或特征组合同样被视为发明。

[0230] 被视为发明的尤其是一种用于光学相干断层扫描的系统,其具有

[0231] - 至少一个干涉仪,其用于输出用来照射一个样本的光,以及

[0232] - 探测器,其用于探测由该样本所反射的光,其中该系统特征在于前述的、尤其在第 1 至 9 节中和 / 或结合图 1 至 19 所详细阐述的一个或多个特征。

[0233] 与该系统相对应的方法同样作为发明而被提供。

[0234] 利用由该干涉仪所输出的光对该样本的照射或者间接地、也即通过在该干涉仪与该样本之间的另一干涉仪来进行,或者直接地、也即在没有在该干涉仪与该样本之间的其他干涉仪的情况下来进行。

[0235] 通过该探测器对由该样本所反射的光的探测或者间接地、也即通过在该样本与该探测器之间的另一干涉仪来进行,或者直接地、也即在没有在该探测器与该样本之间的其他干涉仪的情况下来进行。

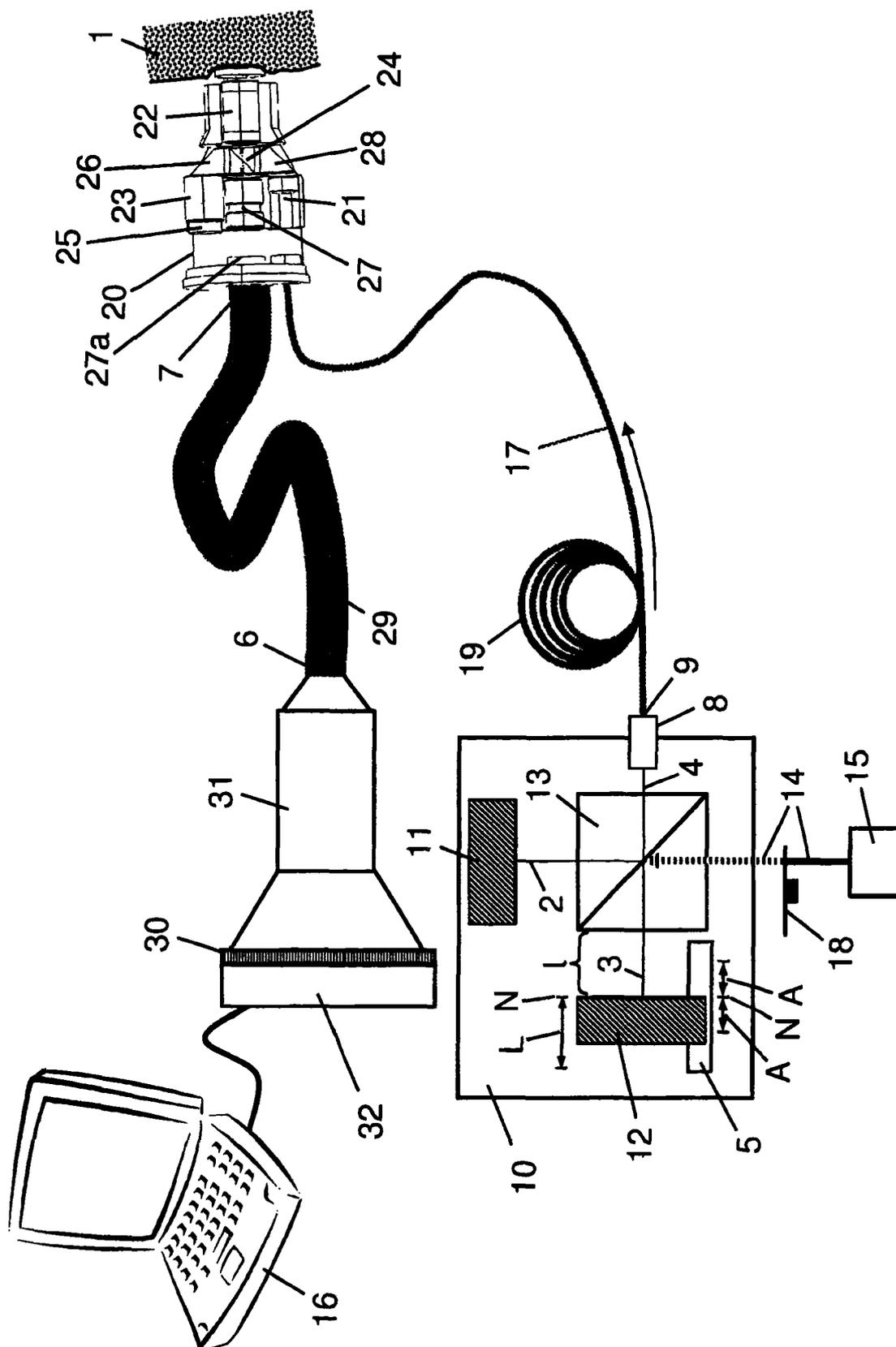


图 1

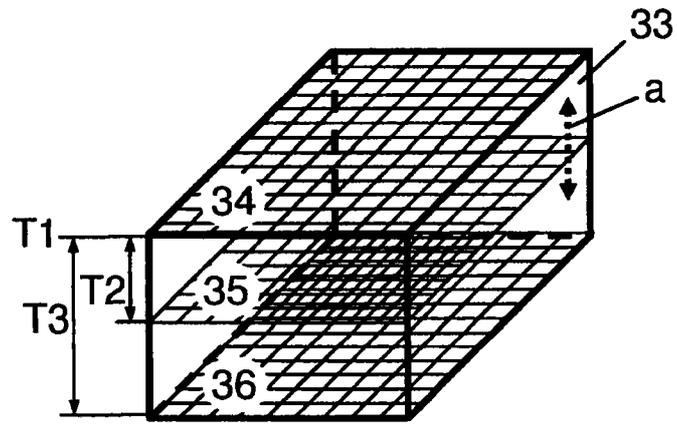


图 2a)

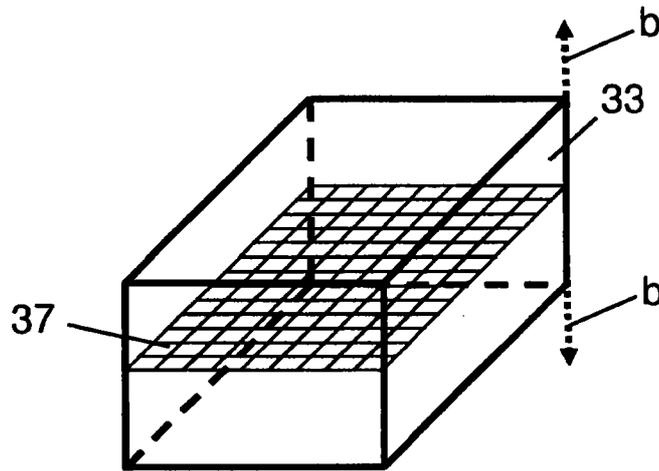


图 2b)

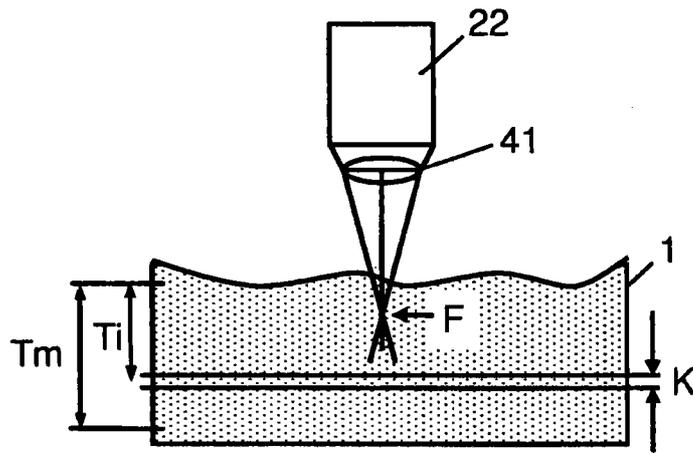


图 3a)

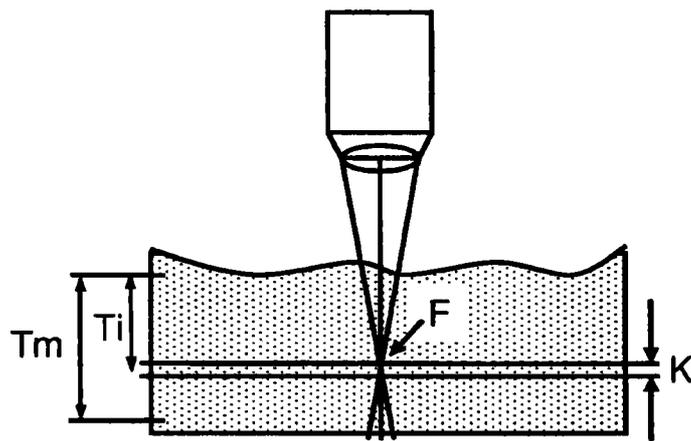


图 3b)

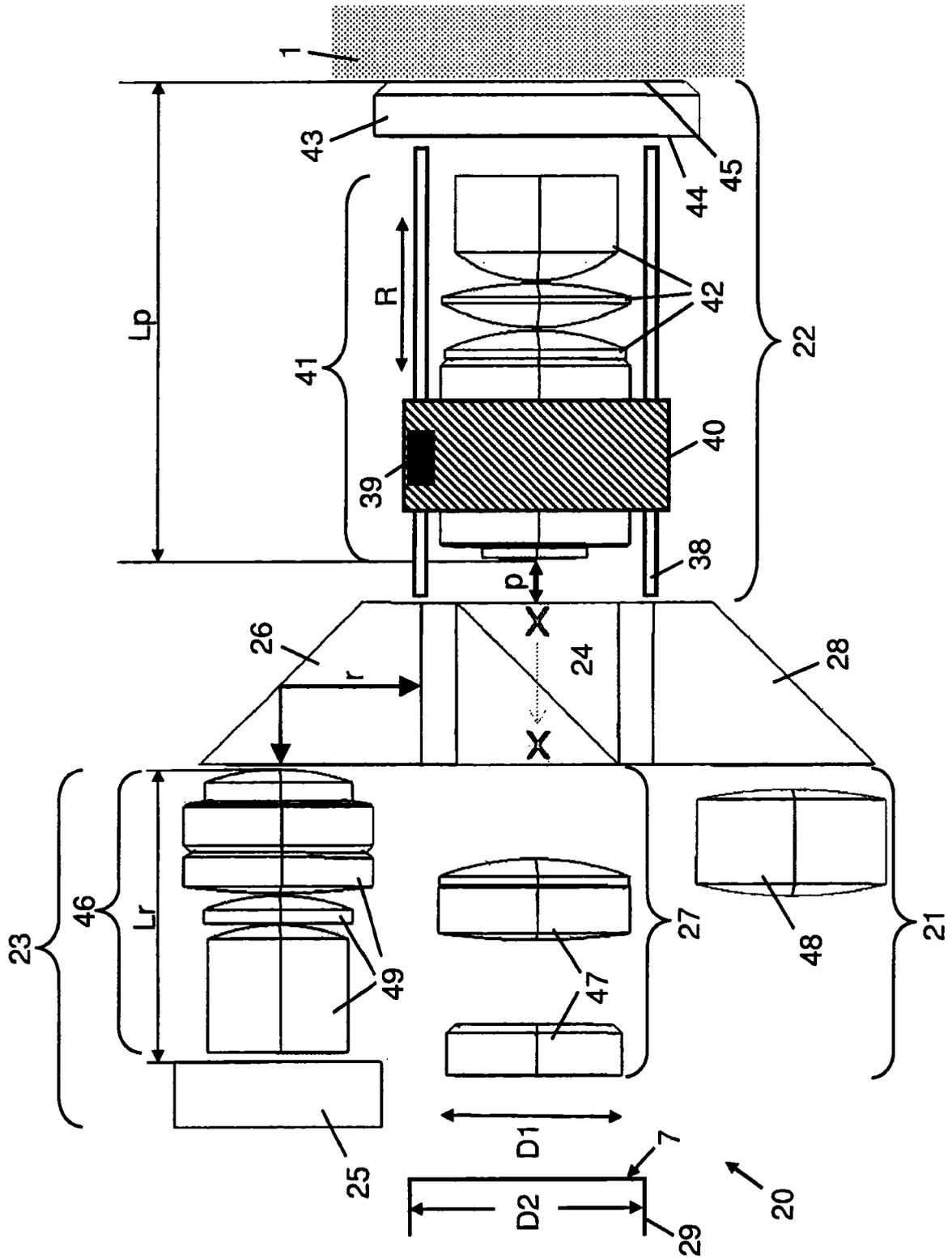


图 4

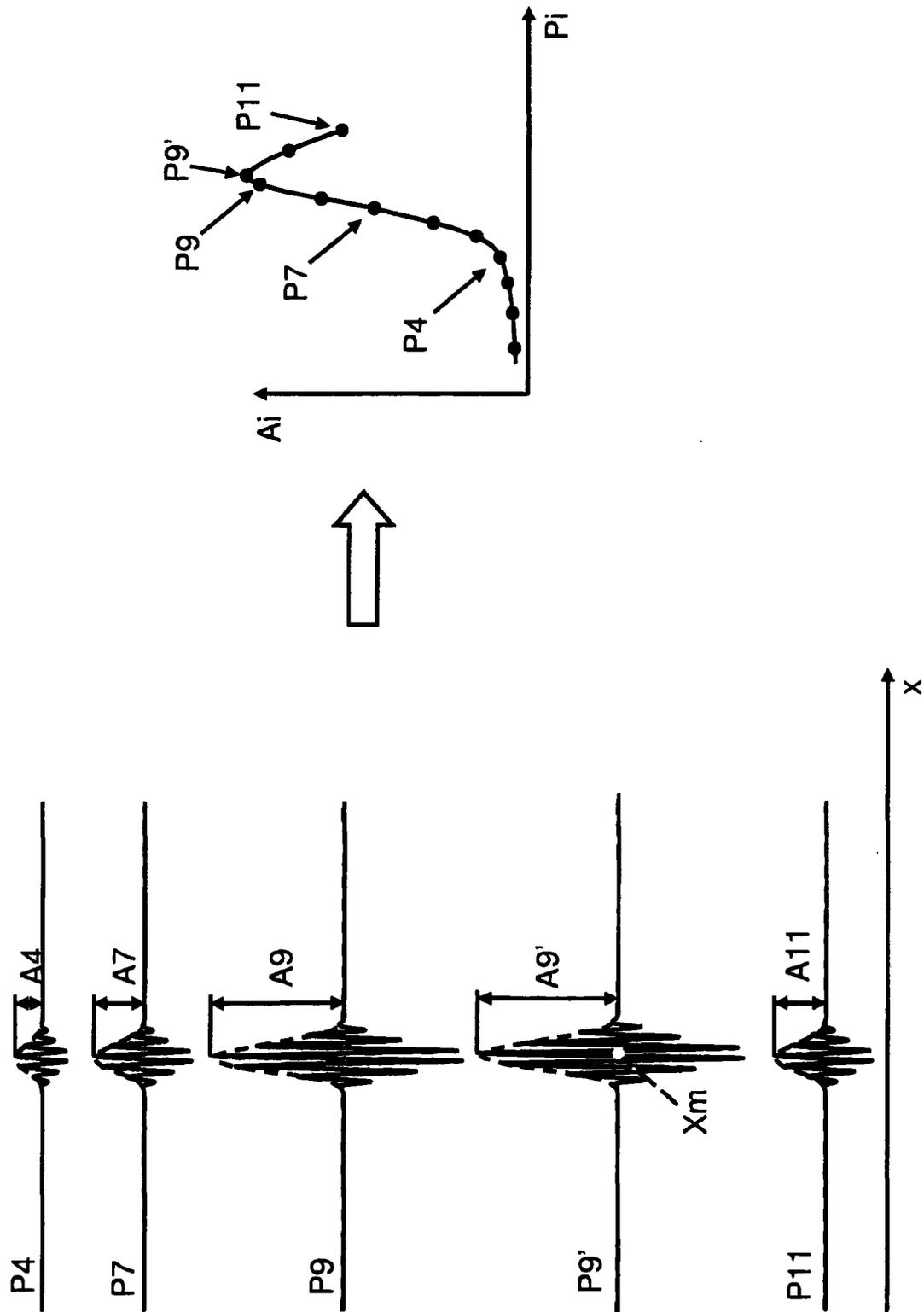


图 5

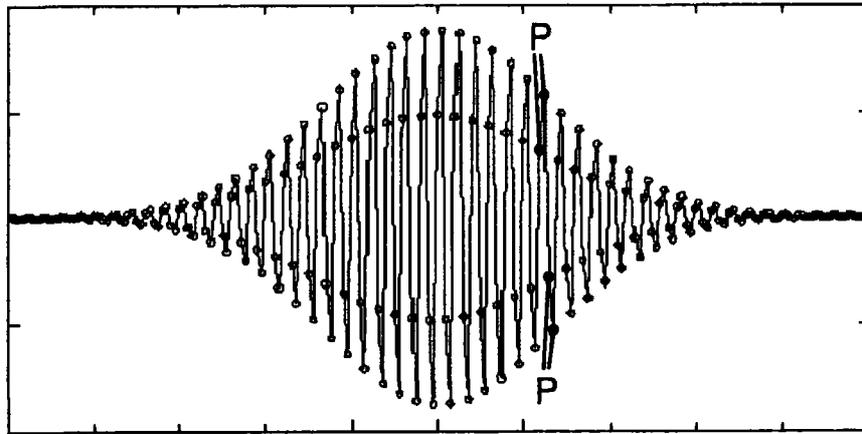


图 6a)

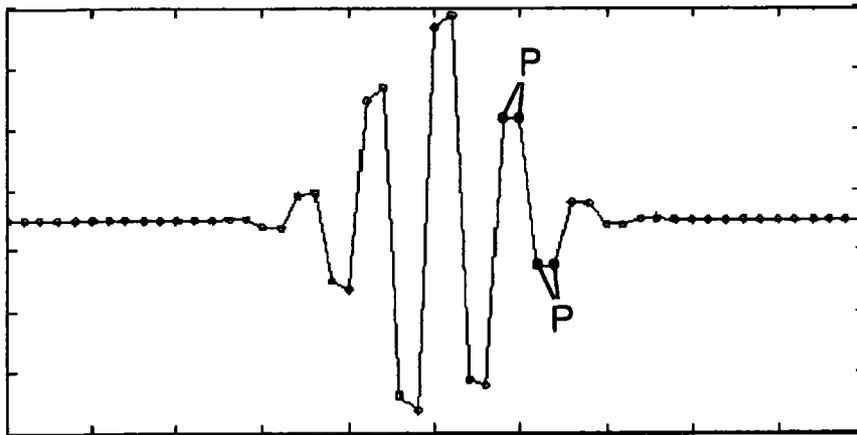


图 6b)

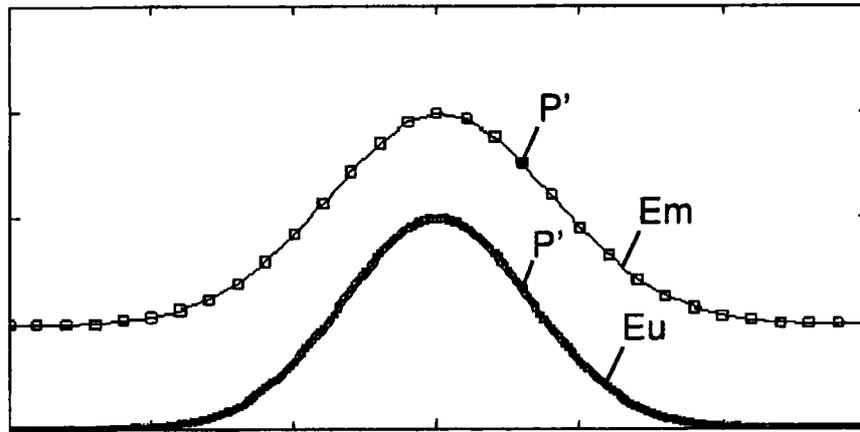


图 6c)

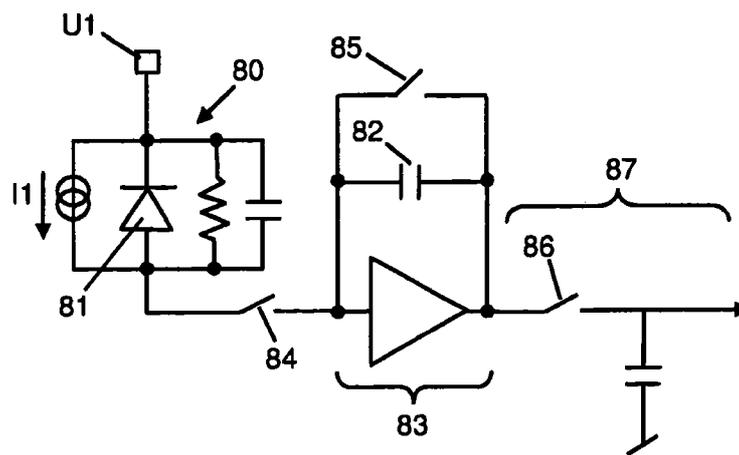


图 7

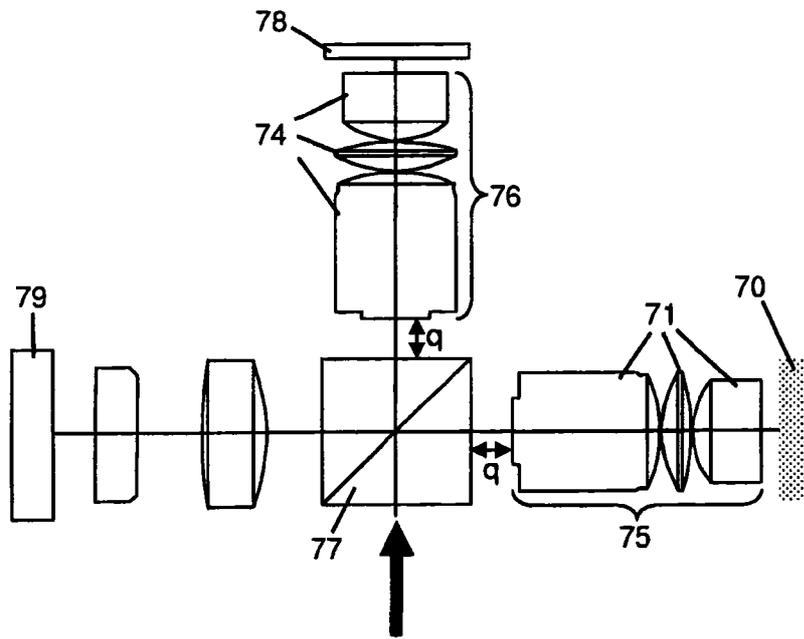


图 8

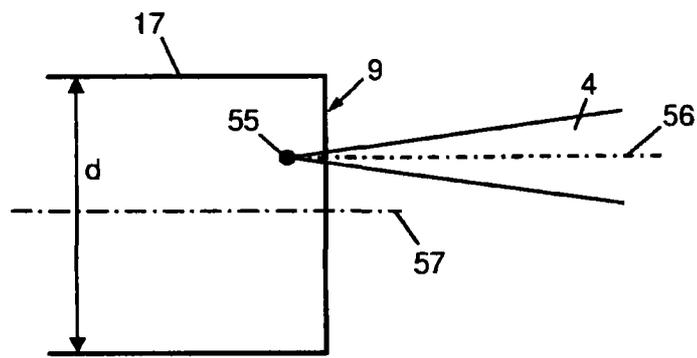
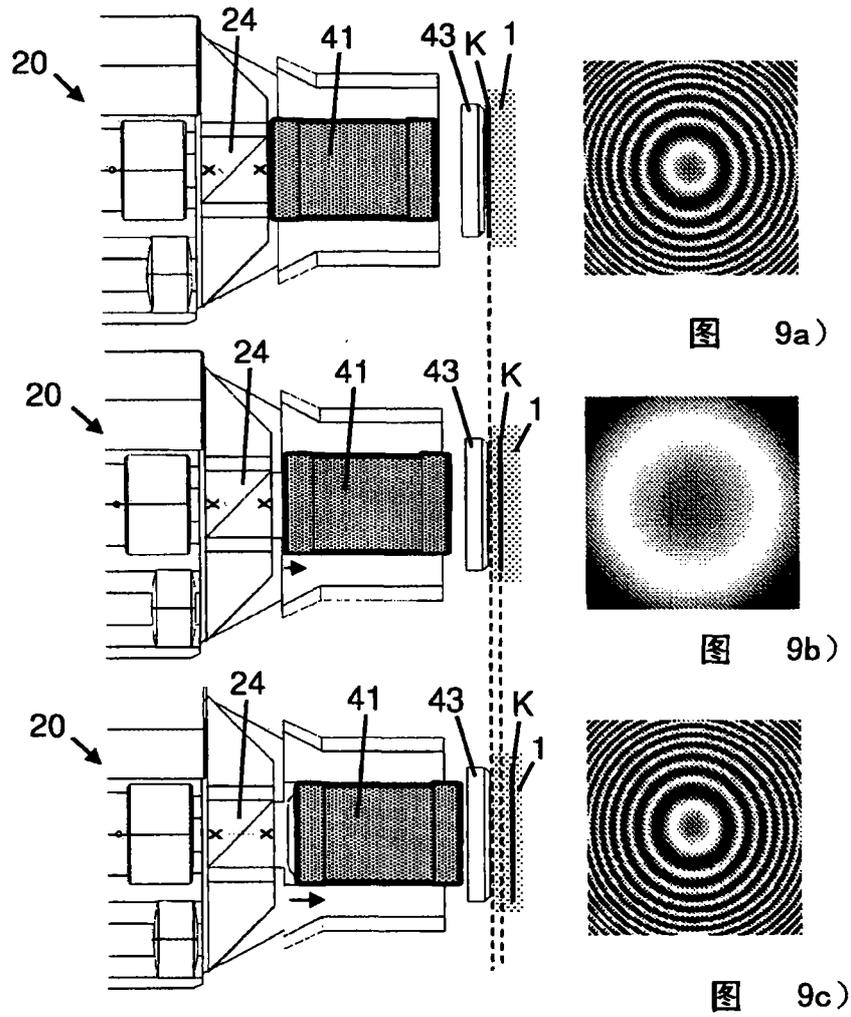


图 10a)

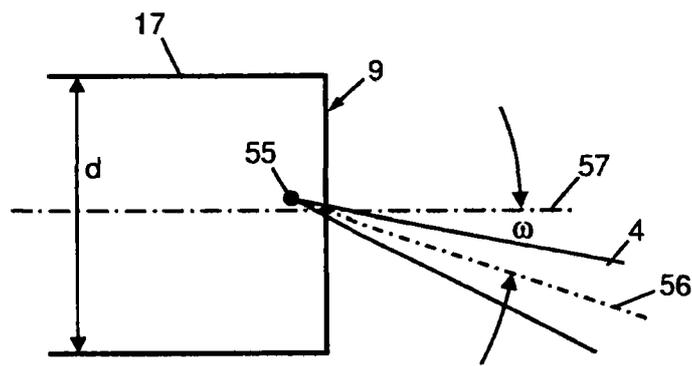


图 10b)

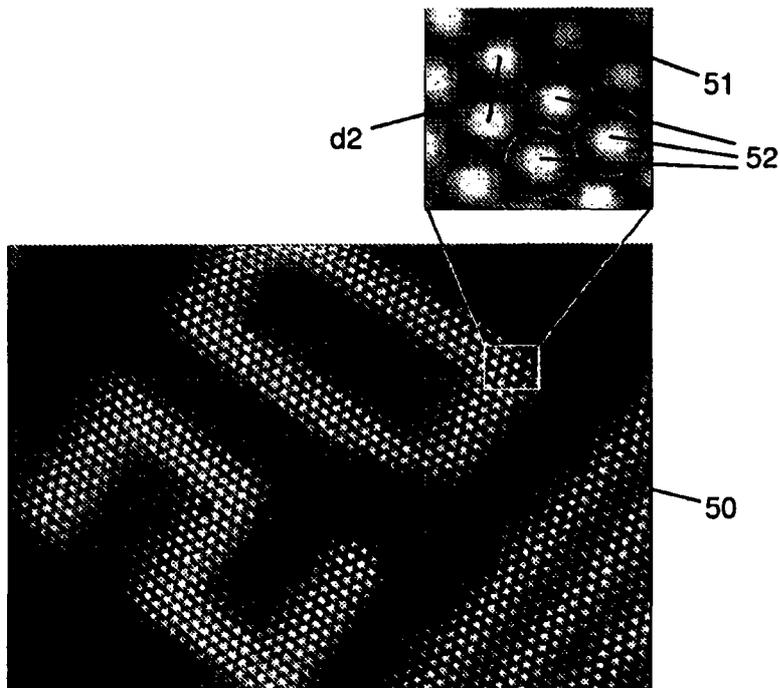


图 11

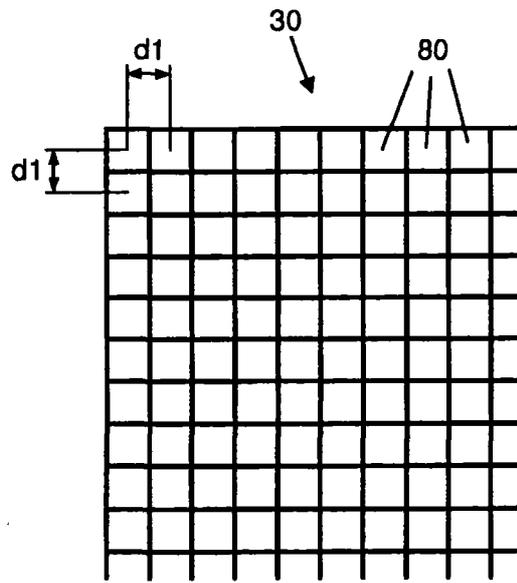


图 12

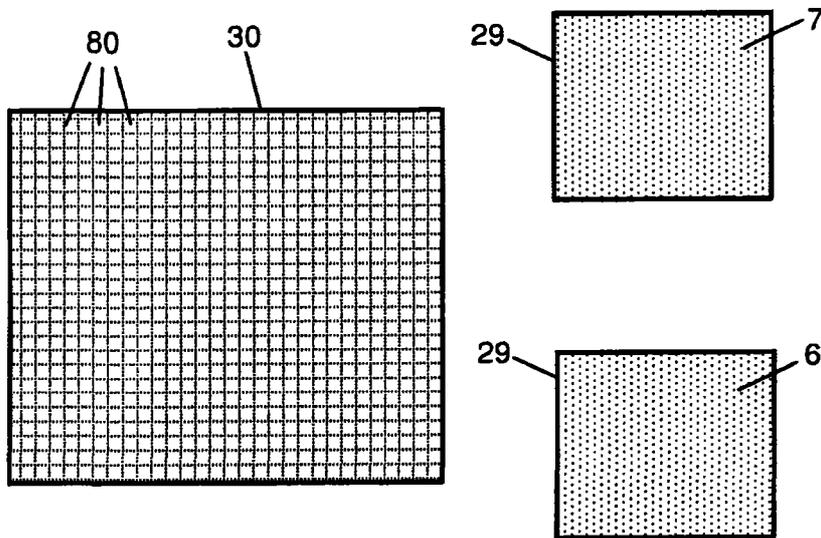


图 13

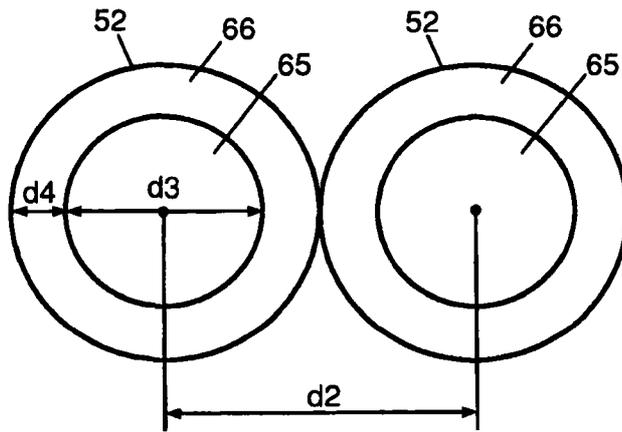


图 14a)

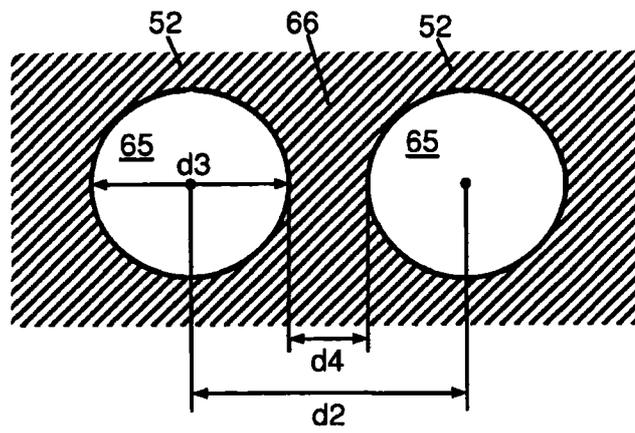


图 14b)

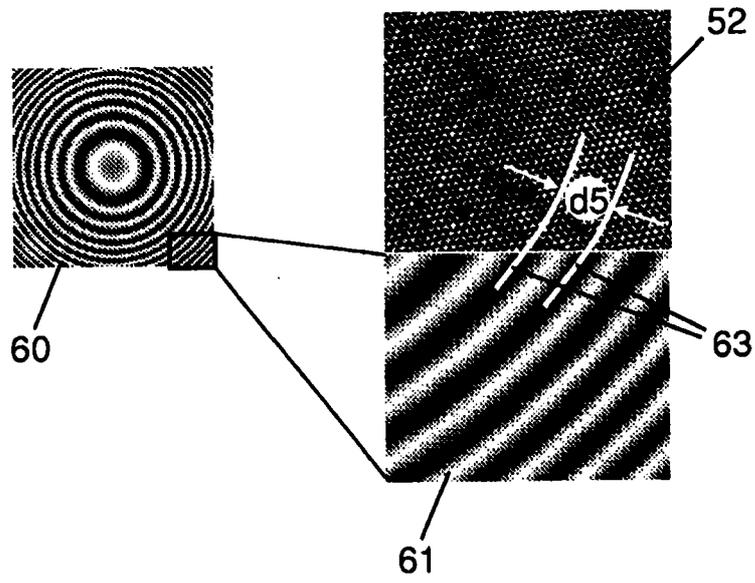


图 15

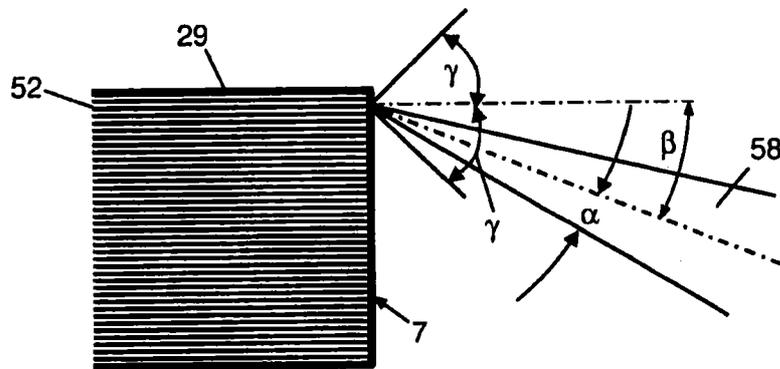


图 16

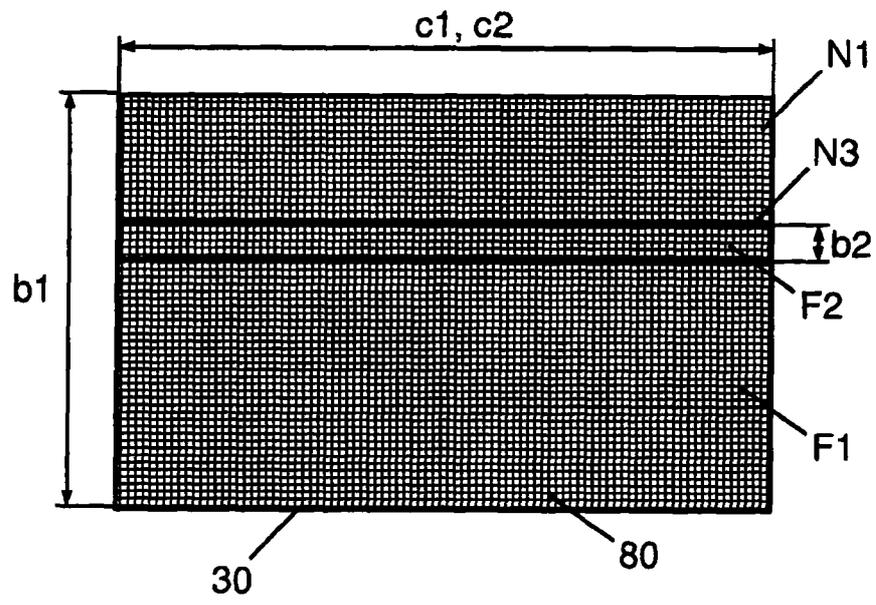


图 17

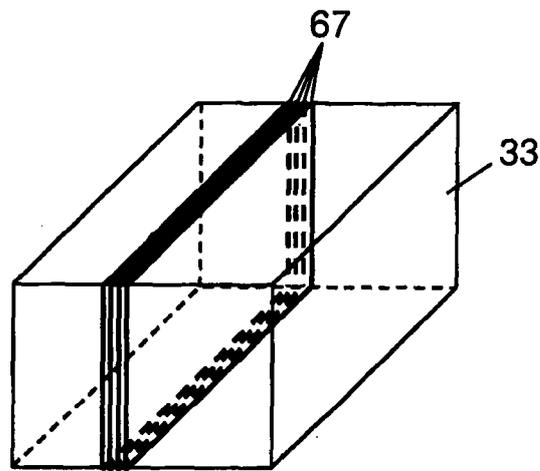


图 18

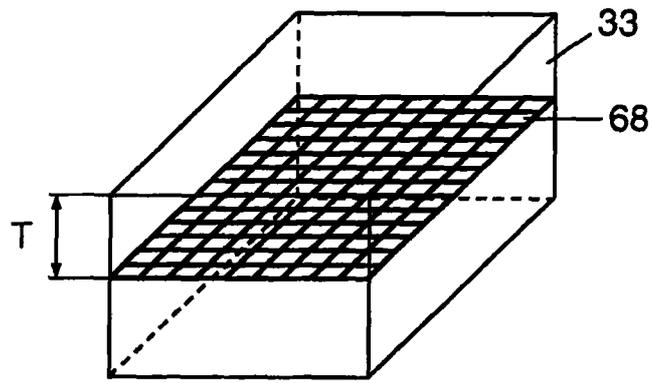


图 19