



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03802734.8

[43] 公开日 2005 年 6 月 1 日

[11] 公开号 CN 1623085A

[22] 申请日 2003.1.24 [21] 申请号 03802734.8

[30] 优先权

[32] 2002. 1.24 [33] US [31] 60/351,904

[32] 2002. 4.30 [33] US [31] 10/136,813

[86] 国际申请 PCT/US2003/002349 2003.1.24

[87] 国际公布 WO2003/062802 英 2003.7.31

[85] 进入国家阶段日期 2004.7.26

[71] 申请人 通用医疗公司

地址 美国马萨诸塞州

[72] 发明人 约翰尼斯·菲茨杰拉德·德博尔

吉勒摩·J·蒂尔尼

布雷特·尤金·博马

[74] 专利代理机构 北京中安信知识产权代理事务所

代理人 张小娟

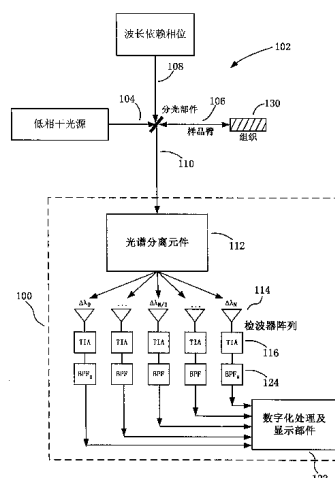
权利要求书 20 页 说明书 33 页 附图 24 页

[54] 发明名称 使用光谱带并行检测的低相干干涉测量法 (LCI) 和光学相干层析成像 (OCT) 信号的测距和降噪的装置和方法

[57] 摘要

提供用于通过检测光谱波段的平行组, 增加光学相干层析成像以及低相干干涉测量法 (LCI) 信号中检测灵敏度的装置、方法、逻辑线路和存储介质, 其中每个波段是光频的唯一结合。所述 LCI 宽波段光源能被分成 N 个光谱波段。所述 N 个光谱波段能被分别检测和处理以提供信噪比中 N 倍的增量。每个光谱波段可通过单独的光检波器予以检测并被放大。对于每个光谱波段, 所述信号在信号波段附近通过模拟电子设备予以带通滤波并被数字化, 或可选地, 可用软件对所述信号进行数字化和带通过滤。因此, 对于所述信号的散射噪音的影响可减少与光谱波段数量相同的倍数, 同时保持相同的信号振幅。所述散射噪音的降低增加了系统的

动态范围和灵敏度。



1. 一种用于光学成像的装置，包括：

a) 干涉仪；

5 b) 光谱分离元件，其将来自所述干涉仪的信号分成多个光频段；和

c) 多个检波器，每个检波器能够检测至少部分来自所述光谱分离元件的光频段。

2. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述干涉仪包括

10 d) 用于将电磁辐射光源的能量分成基准信号和采样信号的装置；

e) 提供基准臂光的基准臂；

f) 提供样品臂光的样品臂；和

g) 用于重组所述基准臂光和所述样品臂光的装置。

15 3. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述多个的检波器每个都具有至少一个彼此关联的互阻抗放大器。

4. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述检波器每个都具有至少一个彼此关联的带通滤波器。

20

5. 根据权利要求 1 所述的装置，进一步包括至少一个电磁辐射光源，其中所述电磁辐射源具有比预定阈值低的时间相干性。

6. 根据权利要求 5 所述的装置，其中所述电磁辐射的光源具有小于大约
25 30 μ m 的时间相干性。

7. 根据权利要求 1 所述的装置，其中平衡每个所述检波器以使散射噪音受限。

8. 根据权利要求 1 所述的装置，其中每个所述检波器被平衡以减少相对强度噪音。

9. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述辐射源是从半导体光放大器、超发光二极管、发光二极管、固态毫微微秒光源、放大自发发射、连续源、热源及其组合所构成的组中选出的。

10

10. 根据权利要求 2 所述的装置，其中用于分光的所述装置为光束分离器。

11. 根据权利要求 2 所述的装置，其中用于分光的所述装置为环形器。

15 12. 根据权利要求 2 所述的装置，其中用于分光的所述装置被用于使用在自由空间分离器或环形器的自由空间中。

13. 根据权利要求 2 所述的装置，其中用于分光的所述装置通过使用至少一个无源光纤元件而被使用。

20

14. 根据权利要求 2 所述的装置，其中所述分光装置和重组装置彼此结合。

15. 根据权利要求 12 所述的装置，进一步包括信号处理部件，其用于处理来自多个检波器的信号，并重组来自所述干涉仪的至少一个臂内部的纵向信息。

25

16. 根据权利要求 15 所述的装置，进一步包括一模拟-数字转换器。

17. 根据权利要求 15 所述的装置，其中所述处理部件进一步包括数字带通滤波器。

5

18. 根据权利要求 15 所述的装置，其中所述处理部件进一步包括至少一个模拟带通滤波器。

19. 根据权利要求 15 所述的装置，其中所述处理部件进一步包括至少一个
10 模拟互阻抗放大器。

20. 根据权利要求 1 所述的装置，进一步包括一相位调制器。

21. 根据权利要求 1 所述的装置，进一步包括一解调器。

15

22. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述基准臂仅有单一基准光路。

23. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述样品臂仅有单一取样路径。

20 24. 根据权利要求 1 所述的装置，进一步包括自动偏移校正装置。

25. 根据权利要求 24 所述的装置，其中所述自动偏移校正装置包括，处理器部件，其用于

a) 获得第一扫描行；

25 b) 定位样品表面位置“S”；

c) 确定样品最佳的扫描范围“R”；

- d) 更改基准臂延迟波形以提供输出信号;
 - e) 将输出信号输送给基准臂;
 - f) 确定图像是否完整; 以及,
 - g) 如果图像未结束, 移至下一个扫描行; 如果图像已经结束, 使用
- 5 存储在存储装置中的所述表面的S数据和所述波形数据重新变换所述图像。

26. 根据权利要求 1 所述的装置, 进一步包括用于引入基准臂延迟的固定非机械的装置。

10

27. 根据权利要求 26 所述的装置, 其中所述基准臂延迟装置包括用于引入频率相关相位变换的装置。

15

28. 根据权利要求 2 所述的装置, 其中所述多个检波器包括多个光电二极管。

29. 根据权利要求 2 所述的装置, 其中所述多个检波器包括检波器阵列。

30. 根据权利要求 29 所述的装置, 其中所述检波器阵列为一维阵列。

20

31. 根据权利要求 29 所述的装置, 其中所述检波器阵列为二维阵列。

32. 根据权利要求 29 所述的装置, 其中所述检波器阵列为光电二极管阵列、CCD、CMOS 阵列、有源 CMOS 阵列或其组合。

25

33. 根据权利要求 2 所述的装置, 其中所述光谱分离元件将光束分成正交偏

振特性态。

34. 根据权利要求 33 所述的装置，其中所述多个检波器中的每个都包括两个检波器。

5

35. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括至少一个光栅。

36. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括至少一个棱
10 镜。

37. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括至少一个透镜。

15 38. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括至少一个光栅和至少一个可寻址反射镜阵列。

39. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括光学的滤波器的线性阵列。

20

40. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括至少一个波导管滤波器。

41. 根据权利要求 1 所述的装置，其中所述光谱分离元件包括多个波导光栅
25 的一个阵列。

42. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述光谱分离元件将所述信号分成多个波段, 借此每个波段包括一组梳状结构的窄光谱。

43. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述处理部件通过从多个检波器获得的多个信号中每个信号的数字变换, 重组时间域中多个检波器的信号。

44. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述处理部件通过从多个检波器获得的多个信号中每个信号的数字变换, 重组傅里叶域中多个检波器的信号。

45. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述处理部件通过反调制重建信号确定纵向信息。

46. 根据权利要求 1 所述的装置, 其中所述多个检波器实现单独信道的处理。

47. 根据权利要求 46 所述的装置, 进一步包括自动测距处理器部件, 其用于

a) 获得第一扫描行;

b) 定位样品表面位置 “S”;

c) 确定样品最佳的扫描范围 “R”;

d) 更改基准臂延迟波形以提供输出信号;

e) 将所述输出信号输送给基准臂;

f) 确定图像是否完整; 以及

g) 如果图像未结束, 移至下一个扫描行; 如果图像已经结束, 使用存

储在存储装置中的所述表面的 S 数据和所述波形数据重新变换所述图像。

48. 根据权利要求 1 所述的装置，进一步包括追踪所述干涉条纹相位的装置。

49. 一种用于光学成像的装置，包括：

- 5 a) 干涉仪；
- b) 用于产生基准臂延迟的装置；
- c) 光谱分离元件，其将来自所述干涉仪的信号分成多个光频段，所述光频段使用来自产生所述基准臂延迟装置的信号；和
- 10 d) 多个检波器，每个检波器能够检测至少部分来自所述光谱分离元件的光频段。

50. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的装置包括用于拉伸光纤的装置。

- 15 51. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的装置包括用于实行自由空间平移扫描的压电转换器。

52. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的装置包括用于相位控制光延迟线。

20

53. 根据权利要求 49 所述的装置，其中所述基准臂扫描至少部分的等于检波器数目分之一的测距深度。

54. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的所述装置进
- 25 一步包括载频振荡器。

55. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的所述装置包括声光调制器。

56. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的所述装置包
5 括电光调制器。

57. 根据权利要求 49 所述的装置，其中用于产生基准臂延迟的所述装置包括相位控制 RSOD。

10 58. 根据权利要求 49 所述的装置，其中所述基准臂延迟具有小于所述样品臂范围的距离“z”。

59. 一种用于追踪相位以减少由干涉条纹不稳定性引起的信号衰减的装置，包括：

- 15 a) 至少一个相位调制器；
 b) 干涉仪；
 c) 至少一个光源；
 d) 至少一个检波器；
 e) 用于产生反馈环路的信号处理设备。

20

60. 根据权利要求 59 所述的装置，其中所述相位调制器引发相位延迟。

61. 根据权利要求 59 所述的装置，其中所述相位调制器引发路径延迟。

25 62. 一种用于追踪成像系统中相位的方法，所述方法包括步骤：

- a) 测量来自所述样品臂的信号；

b) 增加信号的相位;

c) 测量由所述信号的至少一个峰值处 x_1 限定的所述信号的第一信号部分;

d) 确定是否通过增量来增加或减少所述信号的相位;

5 e) 在步骤 d) 后, 按照步骤 d) 测量所述信号的第二信号部分; 以及

f) 如果所述信号处于峰值, 重新测量所述信号; 而如果所述信号不在其峰值, 重复步骤 d) 和 e)。

63. 根据权利要求 62 所述的方法, 其中步骤 (a) - (f) 与其他成像工序
10 并行实现。

64. 根据权利要求 63 所述的方法, 其中所述相位 “ φ ” 的调整由 $A(X_2 - X_1)$ 限定, 其中 “A” 为常数。

15 65. 根据权利要求 64 所述的方法, 其中步骤 d) 进一步包括子步骤, d1) 确定是否 $A(x_2 - x_1)$ 处于相位调制器的范围内; 以及 d2) 如果 $A(x_2 - x_1)$ 处于所述范围内, 改变 φ 以等于 $A(x_2 - x_1)$ 的量值; 如果 $A(x_2 - x_1)$ 超出所述范围, 改变 φ 以等于 $A(x_2 - x_1) - m2\pi$ 的量值, 其中 M 为大于 1 的整数。

20 66. 根据权利要求 65 所述的方法, 进一步包括子步骤 d3) 重新测量信号 x_1 。

67. 一种用于追踪扩展锁定范围的相位的装置, 包括:

a) 一种相位跟踪组件, 其包括

25 i) 一种相位调制器驱动设备,

ii) 一种混合器, 其使用相位调制器的调制频率混合至少一个检波器

的信号，并从中产生误差信号，以及

iii) 用于处理所述误差信号并产生补偿电压的处理元件。

68. 根据权利要求 67 所述的装置，其中至少一个检波器包括两个探测器阵列。

69. 一种使用相位追踪进行谱域光学相干层析成像的装置，包括：

a) 相位跟踪装置，其包括多个检波器；相位调制器驱动设备，一种混合器，其使用相位调制器的调制频率用于混合检波器的信号，并从中产生误差信号，以及用于处理所述误差信号并产生补偿电压的处理元件。

70. 一种增加 OCT 和 LCI 成像中灵敏度和信噪比的方法，包括步骤：

- a) 提供电磁辐射光源；
- b) 引导所述光源通过光束分离器使得一部分所述光被导向基准臂延迟机械装置，而一部分被导向样品；
- c) 传送从样品反射回的所述部分所述光以及来自基准臂延迟机械装置的部分光通过光谱复用组件；
- d) 将来自光谱复用组件的光束分成多个独特频率的光谱波段信号；
- e) 引导每个波段信号进入至少一个检波器；
- f) 处理所述光信号；以及
- g) 以所述已处理过的光信号为基础，重组来自干涉仪至少一个所述臂内的纵向信息。

71. 一种用于光学相干层析成像的探针，包括

a) 干涉仪；

- b) 光谱的分离元件, 其将来自干涉仪的信号分成多个独特频率;
- c) 多个检波器, 每个检波器能够检测来自所述光谱分离元件的各个频率信号, 多个检波器中每个具有至少一个彼此关联的互阻抗放大器, 并且多个检波器中的每个具有至少一个彼此关联的带通滤波器;
- 5 d) 用于处理来自多个检波器的信号的处理装置; 以及
- e) 用于显示所述处理过的信号的显示装置。

72. 一种用于光学相干层析成像的设备, 包括:

- a) 弹性导管体, 具有至少一个贯通芯并具有近端和远端; 和
- 10 b) 光学探针, 其穿过所述导管体使得所述光学探针在病人内部处理时能远离组织的表面, 所述光学探针的近端与电光图像分析系统连接, 所述光学探针包括
 - i) 至少一个光纤,
 - ii) 透镜元件, 和
 - 15 iii) 能够将所述光纤的光传送至所述组织表面并接收组织表面的反射光的棱镜。

73. 根据权利要求 72 所述的方法, 进一步包括与所述棱镜相关联的电缆, 用于围绕横轴机械地转动所述棱镜。

74. 一种用于实现光学相干层析成像的装置, 包括:

- a) 干涉仪;
- b) 多个检波器, 每个检波器具有至少一个彼此关联的互阻抗放大器以及至少一个彼此关联的带通滤波器;
- 25 c) 用于处理来自所述多个检波器的信号的处理装置; 以及

d) 用于显示所述处理过的信号的显示装置。

75. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述样品在所述样品全部区域中同步照明扫描。

5

76. 一种用于光学成像样品的至少一部分的装置, 包括:

a. 一种光谱分离装置, 其用于接收干涉仪中至少一个的电磁信号, 并将至少一个电磁信号分成多个光谱波段, 该至少一个电磁信号与样品的至少一部份特性相关连; 和

10 b. 一种检测装置, 其检测至少一个来自光谱的分离装置的光谱波段, 并产生用于成像样品的至少一部分的合成信号。

77. 根据权利要求 76 所述的装置, 其中所述检测装置包括多个检波器, 每个检波器用于接收相应的一个光谱波段。

15

78. 根据权利要求 77 所述的装置, 其中所述检波器将检测到的光谱波段数字化成数字信号, 并进一步包括:

a. 多个滤波器, 其用于收到数字化信号, 以及带通过滤所述数字化信号。

20

79. 根据权利要求 78 所述的装置, 其中所述至少一个电磁信号包括有关样品的至少一部份的至少一部份内部的信息, 并进一步包括:

a. 处理装置, 用于接收所述数字化信号, 并产生与样品的至少一部份的至少一部份内部相关的信息。

25

80. 根据权利要求 76 所述的装置, 其中所述检测装置进一步产生以检测的

光谱波段为基础的信号，并且进一步包括处理装置，其接收进一步的信号，并产生与沿样品的至少一个部份扩展的纵向信息相关的数据。

81. 根据权利要求 76 所述的装置，其中所述干涉仪接收由电磁光源产生的
5 电磁信号。

82. 一种提供与样品的至少一部份的光学成像数据相关的逻辑线路，当由处理装置执行时，使处理装置执行的步骤包括：

a. 接收对应检测装置中至少一个电磁信号的光谱波段的信号，所述检测装置检测由光谱分离装置从至少一个电磁信号中分离的光谱波段，所述
10 光谱分离装置接收至少一个来自干涉仪的电磁信号，至少一个电磁信号与至少一部份样品的特征相关；和

b. 产生基于对应所接收信号的信息的数据。

83. 一种用于提供与样品的至少一部份光学成像相关的数据的方法，包括步骤：
15

a. 接收对应检测装置中至少一个电磁信号的光谱波段的信号，所述检测装置检测由光谱分离装置从至少一个电磁信号中分离的光谱波段，所述光谱分离装置接收至少一个来自干涉仪的电磁信号，至少一个电磁信号与
20 至少一部份样品的特征相关；和

b. 产生基于对应所接收信号的信息的数据。

84. 一种其中包含可执行指令以提供与样品的至少一部分的光学成像相关的数据的存储介质，其中，当由处理系统执行所述可执行指令时，所述可
25 执行指令使得处理系统执行如下步骤：

a. 接收对应检测装置中至少一个电磁信号的光谱波段的信号, 所述检测装置检测由光谱分离装置从至少一个电磁信号中分离的光谱波段, 所述光谱分离装置接收至少一个来自干涉仪的电磁信号, 至少一个电磁信号与至少一部份样品的特征相关; 和

5 b. 产生基于对应所接收信号的信息的数据。

85. 一种装置, 其用于追踪至少一个电磁信号以便减少至少一个由于信号的干涉条纹所引起的信号衰减, 包括:

a. 一处理装置, 用于:

10 b. 接收与至少一个信号有关的信息;

c. 调节至少一个信号的相位;

d. 获得至少一个信号的信号段的位置;

e. 如果信号段的位置被设置得远离至少一个信号取值超过预定距离时, 改变至少一个信号的至少一个特征; 和

15 f. 重复步骤(d)和(e)直到至少一个信号处于离峰值的预定距离内。

86. 根据权利要求 85 所述的装置, 其中所述信息对应至少一个光谱波段的合并, 所述光谱波段通过光谱分离装置从至少一个电磁信号中被分出。

20 87. 一种逻辑线路, 其用于追踪至少一个电磁信号的相位以减少由于信号干涉条纹不稳定性所引起的信号衰减, 其中, 当由处理装置执行时, 处理装置执行的步骤包括:

a. 接收与至少一个信号有关的信息;

b. 调节至少一个信号的相位;

25 c. 获得至少一个信号的信号段的位置;

d. 如果信号段的位置远离至少一个信号取值超过预定距离时, 改变至少一个信号的至少一个特征; 和

e. 重复步骤(d)和(e)直到至少一个信号处于离峰值的预定距离内。

5 88. 一种用于追踪至少一个电磁信号的相位以减少由于信号干涉条纹不稳定性所引起的信号衰减的方法, 包括的步骤是:

a. 接收与至少一个信号有关的信息;

b. 调节至少一个信号的相位;

c. 获得至少一个信号的信号段的位置;

10 d. 如果信号段的位置远离至少一个信号取值超过预定距离时, 改变至少一个信号的至少一个特征; 和

e. 重复步骤(d)和(e)直到至少一个信号处于进一步位置, 所述位置处于距离峰值预定距离内。

15 89. 一种存储介质, 其中包括用于追踪至少一个电磁信号的相位以减少由于信号干涉条纹不稳定性所引起的至少一个信号衰减的可执行指令, 其中, 当由处理系统执行所述可执行指令时, 所述可执行指令使得处理系统执行的步骤包括:

a. 接收与至少一个信号有关的信息;

20 b. 调节至少一个信号的相位;

c. 获得至少一个信号的信号段的位置;

d. 如果信号段的位置远离至少一个信号取值超过预定距离时, 改变至少一个信号的至少一个特征; 和

e. 重复步骤(d)和(e)直到至少一个信号处于离峰值的预定距离内。

90. 一种用于追踪与样品的至少一部份相关的至少一个电磁信号的相位的装置，包括：

a. 检测装置，其获得至少一个第一信号，所述信号包括多个与至少一个电磁信号相分离的光谱波段；

5 b. 一种相位调制器驱动设备，其具有调制频率，并用于调制至少一个基于所述调制频率的第一信号以便产生至少一个第二信号；

c. 一种混合器，其用于将至少一个第一信号与至少一个第二信号混合以便产生总信号，和

d. 用于产生基于所述总信号的补偿电压的处理装置。

10

91. 一种逻辑线路，其用于追踪与样品的至少一部份相关联的至少一个电磁信号的相位，其中，当由处理装置执行时，使处理装置执行步骤：

a. 获得至少一个第一信号，所述信号包括多个与至少一个电磁信号相分离的光谱波段；

15 b. 调制所述至少一个基于调制装置的调制频率的第一信号，以便产生至少一个第二信号；

c. 将至少一个第一信号与至少一个第二信号混合以便产生总信号，和

d. 产生基于总信号的补偿电压。

20 92. 一种方法，其用于追踪与样品的至少一部份相关的至少一个电磁信号的相位，包括步骤：

a. 获得至少一个第一信号，所述信号包括多个与至少一个电磁信号相分离的光谱波段；

b. 调制所述至少一个基于调制装置的调制频率的第一信号，以便产生

25 至少一个第二信号；

- c. 将至少一个第一信号与至少一个第二信号混合以便产生总信号, 和
- d. 产生基于总信号的补偿电压。

93. 一种存储介质, 其中包括用于追踪至少一个电磁信号的相位以减少由于
5 信号干涉条纹不稳定性所引起的信号衰减的可执行指令, 其中, 当由处理
系统执行所述可执行指令时, 所述可执行指令使得处理系统执行步骤:

- a. 获得至少一个第一信号, 所述信号包括多个与至少一个电磁信号相
分离的光谱波段;
- b. 调制所述至少一个基于调制装置的调制频率的第一信号, 以便产生
10 至少一个第二信号;
- c. 将至少一个第一信号与至少一个第二信号混合以便产生总信号, 和
- d. 产生基于总信号的补偿电压。

94. 一种用于提供与样品的至少一部份相关的数据的装置, 包括:

- 15 a. 一种光谱分离装置, 其用于接收干涉仪中至少一个的电磁信号, 并
将一个电磁信号分成多个光谱波段, 至少一个电磁信号与至少一部份样品
的特性相关连; 和
- b. 一种检测装置, 其检测至少一个来自光谱的分离装置的光谱波段,
并用于产生供所述数据使用的总信号。

20

95. 一种提供与样品的至少一部份的光学成像相关数据的逻辑线路, 其中,
当由处理装置执行时, 使处理装置执行步骤:

- a. 接收对应检测装置中至少一个电磁信号的光谱波段的信号, 所述检
测装置检测由光谱分离装置从至少一个电磁信号中分离的光谱波段, 所述
25 光谱分离装置接收至少一个来自干涉仪的电磁信号, 至少一个电磁信号与

样品的至少一部份特征相关；和

b. 产生基于对应所接收信号的信息的数据。

96. 一种用于提供与样品的至少一部份相关的数据的方法，包括的步骤为：

5 a. 接收对应检测装置中至少一个电磁信号的光谱波段的信号，所述检测装置检测由光谱分离装置从至少一个电磁信号中分离的光谱波段，所述光谱分离装置接收至少一个来自干涉仪的电磁信号，至少一个电磁信号与样品的至少一部份特征相关；和

b. 产生基于对应所接收信号的信息的数据。

10

97. 一种存储介质，其中包含可执行指令以提供与样品的至少一部分光学成像相关的数据，其中，当由处理系统执行所述可执行指令时，所述可执行指令使得处理系统执行步骤：

15 a. 接收对应检测装置中至少一个电磁信号的光谱波段的信号，所述检测装置检测由光谱分离装置从至少一个电磁信号中分离的光谱波段，所述光谱分离装置接收至少一个来自干涉仪的电磁信号，至少一个电磁信号与样品的至少一部份特征相关；和

b. 产生基于对应所接收信号的信息的数据。

20 98. 一种装置，其用于追踪至少一个电磁信号的相位以便减少至少一个由于信号的干涉条纹所引起的信号衰减，包括：

a. 处理装置，用于：

b. 接收与至少一个信号有关的信息；

c. 调节至少一个信号的相位；

25 d. 获得至少一个信号的信号段的位置；

e. 如果信号段的位置远离至少一个信号取值超过预定距离时, 改变至少一个信号的至少一个特征; 和

f. 重复步骤(d)和(e)直到至少一个信号处于离峰值的预定距离内。

5 99. 一种用于执行光学相干层析成像的装置, 包括:

a. 提供至少一个第一信号的干涉仪;

b. 至少一个接收至少一个第一信号的检波器, 所述至少一个检波器具有至少一个彼此关联的互阻抗放大器和至少一个彼此关联的带通滤波器, 以便产生至少一个第二信号;

10 c. 用于处理至少一个第二信号的第一装置; 和

d. 用于显示至少一个第二处理过的信号的第二装置。

100. 根据权利要求 99 所述的装置, 其中所述干涉仪包括用于将至少一个第一光源分成基准信号和采样信号的装置。

15

101. 一种用于在血管中定位动脉粥样硬化的血小板的探针, 包括:

a. 干涉仪;

b. 一种光谱分离元件, 其将来自所述干涉仪的信号分成多个光频段;

和

20 c. 一种探测设备, 其能够检测至少一部分来自所述光谱分离元件的光频段。

102. 一种用于传送治疗剂的装置, 包括:

a. 一种置于所述壳体内部的探针, 其包括:

25 i) 干涉仪;

ii)光谱分离元件，其将来自所述干涉仪的信号分成多个光频段；

iii)检波装置，其能够检测至少部分来自所述光谱分离元件的光频段；和

b. 与所述探针配用的导管，其包括用于接收治疗剂的近端和用于传送
5 治疗剂到预定位置的远端，使用所述探针通过在接近所述远端环境中成像
确定所述位置。

使用光谱带并行检测的低相干干涉测量法(LCI)

5 和光学相干层析成像(OCT)信号的 测距和降噪的装置和方法

相关申请的相互参考

本申请要求 No. 60/351,904, 2002 年 1 月 24 日递交的, 标题为“使用
10 光谱带并行检测的低相干干涉测量法(LCI)和光学相干层析成像(OCT)信
号的测距和散射噪声降低的装置和方法”的未决美国临时专利申请, 以及
No.10/136,813, 2002 年 4 月 30 日递交的, 标题为“使用动态反馈控制焦点
特性以及相干光栅改善光学相干层析成像中图像分辨率和灵敏度的装置和
方法”的未决美国申请的权益, 其所公开的全部内容在此引作参考。

技术领域

本发明涉及通过检测平行组的光谱波段, 显著增加光学相干层析成像
和低相干干涉测量信号中的灵敏度的装置、方法、逻辑线路和存储介质,
其中每个波段为光频段的唯一结合。

背景技术

目前存在两种在混乱介质实现深度测距的方法。第一种已知的方法为
低相干干涉测量法(LCI)。该方法使用一种扫描系统, 其改变基准臂长度并
获得检波器处的干涉信号以及反调制所述干涉图样以便获得源互相关函数
25 的相干包络(envelope)。光学相干层析成像(OCT)为一种使用获得 LCI
二维图象的方法。在美国专利 No. 5,321,501 中由 Swanson 等人说明了

OCT。OCT 方面的多级变化已经被授予专利权,但多数承受较小的最佳信噪比(SNR),从而导致非最佳的分辨率、低图像帧速以及不良的穿透深度。在这样的图像技术中,功率利用率是一方面因素。例如在眼科使用中,在热损伤发生之前仅容许一定毫瓦量的功率。因此,在这样的环境中提高功率对增加信噪比是不适宜的。需要一种增加信噪比而不明显增加功率必要条件的方法。

在文献中已获知的用于在混乱介质中进行深度调节的第二种方法为光谱辐射。在光谱辐射中,使用光谱仪测量样品的互相关谱密度的实际部分以及基准臂光。在互相关光谱密度调整中编码深度剖面信息。用于光谱辐射的现有设计主要在文献中得到。

通过使用光谱辐射准则增加之前说明的 LCI 和 OCT 的信噪比。可是,在此说明中,仅测量复杂光谱密度的实际部分,并且该方法使用很多检波元件(大约 2,000 个)以达到毫米级扫描范围。需要一种允许任意数量的检波元件的方法。其次,之前所述方法使用单一的电荷耦合器(CCD)来获得数据。因为电荷储存容量有限,需要基准臂功率将至与样品臂功率相同的量级,引发关于样品臂光束的自动相关噪音。另外,因为没有产生载波(carrier),所以该系统中的噪音将是 $1/f$ 噪音。第三,即使具有目前状况的 CCD 技术的短积分时间,干涉仪中的相位不稳定性也降低互相关光谱密度调制的条纹可见度。

发明内容

本发明能通过将 LCI 宽的带宽光源分隔成数量“N”的光谱带,增加 LCI 和 OCT 的信噪比。在一个示意性实施例中,分别检测和处理 N 个光谱带以提供依据系数 N 的信噪比的增加。信噪比中的这种增加使得 LCI 或 OCT 以 N 倍速率更快成像,或可选地,以与具有 N 倍低功率的光源相同的

速率成像。因此，本发明克服常规 LCI 和 OCT 的两个重要缺陷，也就是，光源利用率和扫描速率。因数 N 可超过 1,000，并允许可大于三个数量级的 OCT 和 LCI 系统的结构实际上从目前 OCT 和 LCI 技术得以改善。

本发明改善现时数据捕获速度以及 OCT 光源的利用率。散射噪声由当前统计波动引起，而统计波动起因于量子化或分散的电荷。所述散射噪声的降低允许更低的电源功率或更好的捕获速率。现时数据捕获速率（大约 4 帧/秒）中的限制，通过可得到的电源功率以及快速机械装置关于扫描延迟的利用率而被加强。8 倍检测的灵敏度的增加，允许以 30 秒每帧的速率实时成像。1000 - 2000 倍的灵敏度的增加，允许使用具有更低功率和更高光谱带宽并很容易得到的光源，制造更廉价，并能产生更高分辨率的 LCI 或 OCT 扫描。

对于 OCT 的眼部应用，有效检测优选地允许捕获速度显著增加。眼部应用的限制是功率，即根据 ANSI 标准(830 纳米处大约 700 微瓦)可进入眼睛的功率。眼部应用中的现时数据的捕获速度大约为 100 - 500A 行每秒。所述功率有效检测允许 A-行捕获速率处于大约 100,000A-行每秒级，或视频速率以大约 3,000A-行每图像的速率成像。

因为散射噪声具有白噪声频谱，所以可获得信噪比增益。在频率 ω （或波长 λ ）的检波器中存在的强度仅仅有助于频率 ω 的信号，但对所有频率产生散射噪声。通过变窄每个检波器的光波带宽，能降低每频散射噪声影响，而保持同样的信号组分。

总之，本发明改善 LCI 和 OCT 的性能，并因此能用于改进内科的和非内科应用的 LCI 和 OCT 诊断技术。

在考虑附加权利要求时，通过阅读以下本发明实施例的详细说明使得本发明的其他特征和优势变得显而易见。

附图的简要说明

在附图中说明本发明，附图中相同的参考标记通篇指代相同或形似部分，其中：

附图 1 为常规系统的示意图。

- 5 附图 2 为 LCI 并行检测方式的优选实施例的示意图。

附图 3 为根据本发明一个实施例的具有一个检波器阵列系统的示意图。

附图 4 为探针的细化图。

附图 5 为与用于双平衡波分信号检测的两个合成 CCD 阵列相结合的分
离元件的示意图。

- 10 附图 6 为独立系统优选实施例的示意图。

附图 7 为示出分成 2 波段的光谱的示意图。

附图 8 为分成 4 波段的光谱示意图。优选用于每个的光谱分辨率是分成 2
波段情况下的粗糙度的两倍。

- 附图 9 为使用光束复合以沿二维检波器阵列的一维提供一维干涉信息，而
15 沿二维阵列的另一维分离波长的示意图。

附图 10 为根据本发明一个实施例的相位跟踪系统的示意图。

附图 11 为说明来自波段的 LCI 或 OCT 信号再现的流程图。

附图 12 为具有合并几个超发光光源的光源的光谱域 OCT 干涉仪构造的示
意图。

- 20 附图 13 为具有四个检波器阵列系统的示意图。

附图 14 为根据臂和基准臂之间路径长度差函数的典型干涉图案的图表。

附图 15 为具有延伸相位锁定范围的相位跟踪雷达系统的实施例。

附图 15A-C 为一种方法的流程图。

附图 16 为频率与 OCT 功率频谱的对照图。

- 25 附图 17 为减去散射噪声(实验数据)，关于 $N = 1$ (虚线)和 $N = 1/3$ (实线)情

况的频率与振幅光谱对照的示意图。

附图 18 为按照频率函数关于整个光谱功率密度的图表。

附图 19 为散射噪声级减去之后的图表。

附图 20 为处理信号后的图表。

5 附图 21 为相干总通道的相干范围的图表。

优选实施例的详细说明

概述

本发明的概述性几个示意性实施例包括一种混合方法,其实现基准臂被
10 扫描的 LCI 和 OCT, 以及不需基准臂扫描的光谱辐射的目的。

在一个实施例中, OCT 系统的检测臂中的信号在检测之前被分成一个
以上的光谱带。 每个光谱带由单独的光检波器检测并被放大。 对于每个
光谱带, 所述信号在信号波段附近被模拟电子设备带过滤并被数字化, 或
可选地, 所述信号可在软件中被数字化和带通过滤。 因此, 能通过等于光
15 谱带数量的因数减少信号的散射噪声影响, 而信号输出保持相同。 所述散
射噪声的降低增加了系统的动态范围和灵敏度。

在本发明的另一示意性实施例中, 提供一种用于不需基准臂扫描的光谱
辐射的装置。 对于多个检波器, 不需要测程或基准臂扫描, 并除了互相关
光谱密度的相位信息被优选地保存外, 所述方法与用于光谱辐射的方法相
20 类似。

在其他示意性实施例中, 本发明描述了光谱辐射的一种布置, 其在干涉
仪中消除相位不稳定性, 获得复杂的光谱密度并消除样品臂光中的自动校
正噪音、相对强度噪音及 $1/f$ 噪音。

25 理论部分

时间域对谱域 OCT

几乎所有常规的 OCT 系统都是以时域扫描为基础的。在这样的常规系统中，迈克尔逊干涉仪中基准臂的长度在对应成像深度范围的距离上被迅速地扫描。扫描基准臂的一种替代工序是使用光谱仪测量迈克尔逊干涉仪检测臂处的互相关光谱密度。在谱域 OCT 中，不需要基准臂的机械（例如，快速）扫描，而能使用产生相移的装置。仅是在近来才认识到，能通过互相关光谱密度的直接测量而获得明显的信噪比增益。

附图 1 示出了常规时间域 OCT 系统的示意图。在扫描基准臂路径长度时，对应位置形成干涉条纹，所述位置与设置在样品容积中的三种构造的距离相匹配。单一检波器用于探测所述干涉条纹。通过干涉图形的包络检波，构成映像（maps）组织反射率到给定区域的图像。

本发明的某些示意性实施例给出基于光谱辐射准则（进一步地称为谱域 OCT）的检测原则，或一种处于谱域和时间域之间的方法，其比现有技术中时间域 OCT 更灵敏，并允许分辨率的捕获速度大幅度增加。

谱域 OCT 散射噪声减少的原理

当噪音为限定的散射噪音时，能获得时间域 OCT 系统的最佳信噪比性能。能通过用多元件阵列检波器替换单一元件检波器显著减小散射噪声。当所述检测臂光被光谱地分散在阵列检波器上时，阵列的每个元件检测光源谱宽的一小波长部分。所述散射噪声优选地由等于所述阵列元件数目的因数减少。信噪比改善的原理是以散射噪声的白色噪声特性以及仅相同波长电磁波产生干涉条纹的观测为基础。

所述散射噪声功率密度 $N_{shot}(f)$ (以 $[W/Hz]$ 、 $[A^2/Hz]$ 或 $[V^2/Hz]$ 为单位) 与所述检波器中所产生的电流(或等同地，光功率调节 (time) 量子效率) 成比例。对于进入干涉仪的波长 λ_1 的单色光束，边缘频率或检波器处的载流

- 子 f 由反射镜的速率 v 决定, $f_1 = 2v/\lambda_1$ 。所述散射噪声与所述波长 λ_1 处功率 (或光谱密度 $S(\omega)$) 成比例。第二波长 λ_2 优选地耦合入干涉仪中。第二边缘频率或 $f_2 = 2v/\lambda_2$ 处的载流子 f_2 同时出现。第二频率处的散射噪声优选地为波长 λ_1 和 λ_2 处光功率产生的散射噪声的总和。因此, 在两个频率处,
- 5 由于检波器同时存在两个波长而产生相互散射噪声界限。通过将每个波长光谱地分散到单独的检波器, 能减小相互散射噪音界限。这样, 谱域 OCT 提供时间域 OCT 系统上信噪比的显著改善。

时间域对谱域 OCT 的信噪比分析

10 信号

时域 OCT 中信噪比(SNR)的分析已经在相关出版物中予以说明。由以下公式给出时域 OCT 中干涉条纹的峰值振幅,

$$I_{peak} = \sqrt{P_{ref} P_{sample}} \quad (1)$$

- 15 其中 $P_{ref} P_{sample}$ 分别为瓦特级的基准功率和样品臂功率。依据检波器中的电功率, 以 $[A^2]$ 为单位的信号被如下限定

$$S = \eta^2 e^2 P_{ref} P_{sample} / E_v^2 \quad (2)$$

其中 η 为量子效率, e 为电荷量, 以及 $E_v = hc/\lambda$ 为光子能量。所述基准臂功率和样品臂功率通过各自表现出的光谱密度予以给出,

$$20 \quad P_{ref, sample} = \int S_{ref, sample}(\omega) d\omega \quad (3)$$

假定基准和样品光谱密度等于光源光谱密度 $S(\omega)$, 其中样品臂光谱密度由于大的因数而减弱, 也就是, $S_{ref}(\omega) = S(\omega)$, $S_{sample}(\omega) = \alpha S(\omega)$, 其中 $\alpha \leq 1$, 并将上述基准臂和样品臂的表达式插入到信号的原始定义中, 将给出

$$25 \quad S = \eta^2 e^2 \alpha \left[\int S(\omega) d\omega \right] / E_v^2 \quad (4)$$

热噪音，散射噪音和相关强度噪音成分

OCT 信号的整个噪音的三个成分是：热噪音、散射噪音和相关强度噪音。热噪音由反馈电阻器产生，散射噪音涉及导致电流方面的统计波动的电荷量的有限特性，以及相关强度噪音涉及由于标准光源的混乱特性引起的暂时波动。由以下公式给出以单位 $[A^2/Hz]$ 表示的噪音强度的这三种成分，

$$N_{noise}(f) = \frac{4kT}{R_{fb}} + \frac{2\eta e^2 P_{ref}}{E_v} + 2 \left(\frac{\eta e P_{ref}}{E_v} \right)^2 \tau_{coh} \quad (5)$$

k 为波耳兹曼常数， T 为开氏温度， R_{fb} 为反馈电容器值，而 τ_{coh} 为光源的相干时间。相干时间涉及高斯光源的半最大值 $\Delta\lambda$ 出的全部光谱宽度，其由以下表达式给出 $\tau_{coh} = \sqrt{2 \ln 2} / \pi \lambda_0^2 / (c \Delta\lambda)$ 。在等式 (5) 中第二项控制其他噪音成分时，可获得散射噪音限定检测。

信噪比 (SNR)

以下给出信噪比 (SNR)

$$S_{NR} = \frac{S}{N_{noise}(f)BW} \quad (6)$$

其中 BW 为信号带宽，参数 S 和 $N_{noise}(f)$ 同上所述。

OCT 信号的空间和频率域

在空间域中最容易说明 OCT 信号。对于样品臂中的单一目标，OCT 信号的干涉项与源谱 $S(\omega)$ 的傅里叶变换的实际部分成比例，

$$I(\Delta z) \propto \text{Re} \int \exp(ik\Delta z) S(k) dk \quad (7)$$

其中 Δz 表示样品和基准臂之间的路径长度差，而 k 表示波矢量。作为时间函数，所述 OCT 信号由以下给出，

$$I(t) \propto \text{Re} \int \exp(2i\omega t v / c) S(\omega) d\omega \quad (8)$$

其中 v 表示基准臂反射镜速率。所述信号的频谱由时间域中信号的傅里叶变换给出，并产生复变函数。该函数的绝对值与谱密度相等，

$$|I(f)| = \left| \int I(t) e^{2i\pi ft} dt \right| = S(\pi fc / v) \quad (9)$$

其示出了与光源谱宽成正比的信号带宽，并与基准臂反向镜速率，也就是
5 成像速率成线性比。等式 (9) 也直接涉及信号 S (等式 (4)) 的频谱的绝对值 $|I(f)|$ 。

等式 (9) 也说明了所述光源的角频率或光源等效的每个波长，在测量干涉测量信号中以固有频率示出。可通过傅里叶变换从复杂互关光谱密度 $I(f)$ 中获得所述深度剖面信息 $I(t)$ 。

10 所述复杂互相关光谱密度也可通过使用分散或干涉测量元件将信号 $I(t)$ 分成几个光谱波段而获得。在每个检波器中，仅确定部分的复杂互相关光谱密度。合并每个检波器的互相关光谱密度，重组所述信号的全部光谱密度。

因此，能通过将光谱成分分至单独检波器获得相同的信息。以软件或硬
15 件合并所有检波器的信号，以产生同单一检波器获得的相同的信号。

具有谱域 OCT 的信噪比增益

在所述检测臂中，光谱能被分成相等的两个部分，其中两个检波器分别检测一半的光谱。根据公式 (9)，检波器 1 和 2 中的频谱由 $f < f_0$ 时，
20 $|I_1(f)| = S(\pi fc / v)$ ， $f > f_0$ 时， $I_1(f) = 0$ ， $f < f_0$ 时， $I_2(f) = 0$ ， $f > f_0$ 时， $|I_2(f)| = S(\pi fc / v)$ ，分别给出。由时域 OCT 中单一检波器获得的频谱由 $I_1(f)$ 和 $I_2(f)$ 的和给出； $I(f) = I_1(f) + I_2(f)$ 。因此，合并光谱之后的信号 S ，等于 $I_1(f) = 0$ ，其中 $f > f_0$ ，以及 $I_2(f) = 0$ ，其中 $f < f_0$ ，每个检波器的带宽 BW 由于因数 2 而被减小。

由检波器 1 和 2 中的散射噪声成分和确定所述噪音。从等式 (5) 和
25 (6) 中，每个检波器的散射噪声与检波器中基准臂能量成比例，其中为

检波器调节 (time) 所述带宽。因为所述光谱被分成两相等的部分，检波器 1 和 2 终端基准功率分别为，

$$P_{ref}^1 = 0.5P_{ref}, \quad P_{ref}^2 = 0.5P_{ref} \quad (10)$$

两个检波器的散射噪声成分和为，

$$5 \quad N_{noise}^{SD} \propto P_{ref}^1 \times 0.5BW + P_{ref}^2 \times 0.5BW = 0.5P_{ref} BW \quad (11)$$

其与时域 OCT 中单一检波器的散射噪音相比较，

$$N_{noise}^{TD} \propto P_{ref} BW \quad (12)$$

因此，通过将检测臂光光谱地分到两个单独的检波器，所述信号仍保持相同，而噪声减少了额 2 倍，使得网络 SNR 增大两倍。

10 扩展上述分析，能证实所述成分被减少了与检波器的数目相等的倍数。N 个探测元件散射噪音的总和，在此每个探测元件收到总基准功率的 N 分之一，其由以下给出

$$N_{noise} = \frac{2\eta e^2 P_{ref}}{E_v} \frac{BW}{N} \quad (13)$$

与时域 OCT 中相同的信号，以及谱域 OCT 的信噪比由以下给出，

$$15 \quad \frac{S}{N_{noise}} = \frac{\eta P_{sample}}{2E_v} \frac{N}{BW} \quad (14)$$

因此，谱域 OCT 能使一百至一千叠 (fold) 的时域上电信噪比改善，其依赖于探测元件 N 的数目。使用用作检波器的电荷耦合阵列或累积器，如但不限于，行扫描照相机，所述比例 N/BW 由阵列的累积时间 τ_1 代替，其产生

$$20 \quad \frac{S}{N_{noise}} = \frac{\eta P_{sample} \tau_1}{2E_v} \quad (15)$$

优势

本发明的示意性实施例减少散射噪声及其他形式的噪音，其允许比现有

系统更低得多的源功率或高得多的捕获速率。 增加的检测灵敏度允许实时成像。 这样的成像速率在运动人为因素是一种持续问题情况，如胃肠、眼科和动脉成像环境中能够帮助医师。 通过增加帧频而保持或改善信噪比使得人为因素能被最小化。 本发明也能使一个人遮蔽 (screen) 具有 OCT 组织的大面积，并允许使用该方法的临床可行的滤过协议。

附图 2 示出了根据本发明的一个示意性实施例的顶层系统 100 配置，其包括具有光源臂 104，样品臂 106，基准臂 108 和具有光谱分离单元 112 的检测臂 110，多个检波器 114，放大器 116，任意模拟处理电子设备 118 (未示出，但对本领域技术人员是熟知的)，以及用于信号转换的模/数转换器 120 (未示出，但对本领域技术人员是熟知的)。 一个处理和显示的装置 122 具有任意数字带通滤波 (BPF) 部件 124，数字快速傅里叶变换 (FFTs) 126 (未示出)，信号的相干合并，以及数据处理和显示算法。 所述检波器阵列 114 对于简单强度范围和图像和/或灵敏检测可以是 $1 \times N$ ，对于二重平衡检测是 $2 \times N$ ，简单强度范围和/或偏振和/或多普勒效应灵敏检测是 $2 \times N$ ，或对于合成二重平衡和偏振和/或多普勒效应灵敏检测是 $4 \times N$ 。 可选地， $M \times N$ 阵列可用于任意数量 “M” 的检波器 114，以允许样品 130 上横向空间信息的检测。

附图 3 示出了谱域 OCT 系统 200 的一个示意性实施例的图解，所述系统包括光源 202、分束器 204、基准臂 206、样品臂 208、组织样品 130、光学元件 210、光栅 212、透镜 214、检波器阵列 216 和处理器 218。 通过所述光栅 212 和成像在检波器阵列 216 上的光谱分散所述检测臂光。 通过改变基准臂 206 长度大约 $\lambda/8$ ，能确定基准臂 206 和样品臂 208 光的互相关光谱密度。 互相关谱密度的傅里叶变换产生所述深度剖面信息。

25 光源

所述光源臂 203 至少包含光源 202, 其被用于用低相干光照射干涉仪。所述光源时间相干性长度优选地小于几微米(优选范围为大约 $0.5\ \mu\text{m} - 30\ \mu\text{m}$)。光源的实例包括, 但是不限于, 半导体光放大器、超发光二极管、发光二极管、固态毫微微秒光源、放大自发发射、连续源、热源及其组合等。也可使用本领域技术人员熟知的其他适合的光源。而光(light, 或灯)在此指作光源, 应理解, 依赖于具体环境, 其他电磁辐射范围的光源也适用。

干涉仪

10 样品臂 208 收集组织样品 130 反射的光, 并与基准臂 206 的光合并以形成干涉条纹。所述基准臂 206 将光返回以和光源臂 203 合并。所述基准臂也可以没有反射地透射。光束的分离/复合可使用光束分束器 204(Michelson), 或环形器(Mach-Zehnder)或本领域技术人员熟知的用于将光束分至多个路径并以光束之间可检测干涉的方式复合这些光束的其他设备予以实现。所述分解可在自由空间内或通过使用具有无源光纤或波导元件予以完成。

样品臂

对于 LCI 应用, 样品臂可终止于包含裂开(倾斜的, 平坦的或抛光的)20 光纤或自由空间光束的光学探针。透镜(如, 而不限于, 非球面的, 梯度指数, 球面的, 衍射, 球形, 柱状等)可能用于将所述光束聚焦在样品上或其内。光束引导元件(如, 而不限于, 反射镜, 棱镜, 衍射光学元件等)也可包含在探针内以引导聚焦光束到样品上所需的位置。对于 OCT 应用, 光束的位置可按照时间函数在样品上予以改变, 其允许二维图象的重组。25 改变聚焦光束在样品上的位置, 可通过扫描反射镜(如, 但不限于, 电流计、压电致动器等)、电光致动器或移动光纤(例如, 旋转光纤或线性移动光

纤)予以完成。样品臂探针可以是光纤探头,其具有内部活动元件,在此所述移动从探针的近端出开始并通过移动转导装置(如,但不限于,电线、导线、里程表软线、弹簧、光纤等)传至远端。所述光纤探头可被封入固定套中,其在光束从探针远端出射处是光透明的。附图 4 示出了具有内电缆 260
5 (其可旋转或沿探针轴线性移动),外部透明或半透明套 262,远端光学器件 264 和发出光束 266 (其可以是相对于导管轴的任意角度)的详图。

基准臂延迟

基准臂 206 中的机械装置 270 允许扫描基准臂 206 组延迟。该组延迟由
10 本领域技术人员熟知的任意数量的技术,如,但不限于,拉伸光纤,使用压电换能器的自由空间平移扫描,或经由位于脉冲整形光延迟线的光栅产生。优选地,所述延迟由非机械或不动装置引入。通过“非机械”,其指没有可用的机械活动部分。机械活动部分的缺少被认为来减少使用机械设备引入延迟的已知缺陷。与文献中所说明的传统 LCI 或 OCT 系统相反,本发
15 明中的基准臂 206 不需要扫描样品中整个范围深度,并优选地至少扫描等于检波器数目分之一 ($1/N$) 的一小部分范围深度。该扫描特征与已知用于常规 LCI 和 OCT 系统的延迟扫描方案根本不同。基准臂 206 随意地具有调相器机械装置(在此更充分地予以说明),如,但不限于声光调制器、电光调相器等,用于产生载波频率。为了减少基准臂 206 的扫描范围,所述光谱
20 优选地根据下文将要说明的方法分成多个光谱带。

检测

参照附图 2,在所述检测臂 110 中,光谱的分离部件分开光谱成分并且所述信号被传送到单独的检波器 114。所述检波器 114 可优选地由光电二极管
25 管(如,但不限于,硅、InGaAs、拉伸的 InGaAs 等)构成。可选地,检波器 114 的一维或二维阵列(如,但不限于,光电二极管阵列、CCD、CMOS

阵列、活性 CMOS 阵列、CMOS “灵活像素”阵列及其组合等)可用于探测。对于每个光谱带的两个检波器 114 可用于偏振灵敏检测,其遵循沿复合光分成垂直偏振特性态。所述检波器阵列 114 对于简单强度范围和图像和/或灵敏检测可以是 $1 \times N$,对于二重平衡检测是 $2 \times N$,简单强度范围和/或成像和/或多普勒效应灵敏检测是 $2 \times N$,或对于合成二重平衡和强度范围和/或多普勒效应灵敏与偏振灵敏检测是 $4 \times N$ 。可选地, $M \times N$ 阵列可用于任意数量“M”的检波器 114,以允许样品 40 上横向空间信息的检测。

检波器信号能被透明(Trans)阻抗放大器(TIAs)116和带通滤波器124(数字或使用模拟电路)放大,被模/数转换器数字化并被存储在电脑122中以进行进一步地处理。每个检波器114为优选地构成散射噪音的限度。优选地通过调整基准臂108返回的光强获得散射噪声界限探测,以使散射噪声控制在TIA116中电阻器的热噪声并比相对强度噪音(RIN)高。每个检波器114关于这样的二重降噪平衡。

在本发明的一个实施例中,检波器114数目, N 处于2-10,000或更多的范围内。 N 优选的范围是大约8-10,000个检波器。在一优选实施例中,8个检波器114(或区域中的数量)能提供实时或接近实时的成像。

可选地,用于检测的另一方法包括结合一维或二维检波器114阵列,其能获得优选大约 $1/f$ 噪音(f =频率)(参见附图5)速率的图像。随意地,按照数字转换分离地实现BPF。附加的修改包括使用用于平衡检测的任意第二检波器115阵列,其允许由RIN和 $1/f$ 噪音的降低引起增加的基准臂能量和捕获速率。在一个优选实施例中,相位跟踪装置和/或运算法则被用于基准臂108以减少由于边缘不稳定性引起的信号衰减。

使用具有二重平衡检测的单一检波器114,通过分解二重平衡阵列检波器排或通过邻近放置两个相似阵列检波器能够实现该系统。如果使用两个阵列检波器114和115,相互减去数值以获得二重平衡检测。如果使用多于

两个阵列检波器，能选择性地减去所述信号并获得复杂的光谱密度。

作为波长函数的光谱强度优选地为常数。可是，如果不是这样，光谱能在基准样品和/或光源臂中成形以使其为常数。光谱的成形器是本领域所熟知的。

5

处理

每个检波器的信号 114 在信号频率附近，如通过 FFT 的带通滤出。所有检波器 114 的信号能按上文所说予以复合，以获得频率域内复杂的互相关谱密度。通过傅里叶变换，所述复杂的互相关谱密度能被转换为组织中的深度剖面。几种处理复杂的光谱密度以获得深度剖面信息的方法对于本领域技术人员来讲是熟知的，如，但不限于，通过在基准臂中获得至少两个具有 $\pi/2$ 相移的信号，并随后通过某些两个信号的线性合并重组所述复杂的光谱密度。

遵循检测模拟处理包括透明阻抗放大器、带通滤波器信号的数字转换。随后，可通过傅里叶变换操作将该信号转换成作为深度函数的反射率。数字处理包括数字转换，频率域或时域（FIR 或者 IIR 滤波器）中的数字带通滤波，以及重组作为深度函数的组织反射率的傅里叶逆变换。

系统集成

可使用一次成像或实行基本操作的诊断控制台实现多信号的处理，所述基本操作包括数学图象重组、显示和存储数据。可选地，另一个实施例，如附图 6 所示，示出了一种独立检测和处理系统 300，所述处理系统可在使用之前可与 OCT 和/或 LCI 系统相连接。在这种情况下，可在单独元件中实行检波器 302 和数字转换。独立元件的输入信号，如前所述可以是结合基准和样品臂的光束。系统的输出可以是与之前 OCT 或 LCI 控制台输入信号相似的干涉测量的信号，但其具有增加的信噪比。所述独立元件包含用于

将波长分成光谱波段的分束器 304，多个检波器 302，包括 TIA 的 306 的模拟电子设备，以及如以前所述，用于重组干涉测量的信号的装置。所述用于重组干涉测量信号的装置包括模拟或数字的装置，其中模拟装置包括带通滤波器(BPF 's) 308，以及用于增加每个波段的单独干涉图的模拟装置。

- 5 所述数字的装置将包括模/数转换器，和能够将每个光谱波段的干涉图复合到单一全带宽干涉测量信号中的 CPU310。随后，复合干涉图可以是独立系统的输出信号，或可选地，解调信号的复合干涉图可用作之前出射系统控制台的输入信号。

10 所述基准臂的扫描范围

- 通过互相干光谱密度确定的分辨率确定样品 130 中的测距深度。在使用单一检波器的方法中，通过基准臂的扫描范围确定复杂光谱密度的光谱分辨率。扫描范围越大，光谱分辨率越高，样品中的测距深度就越大。在具有光谱分离元件和多个检波器的系统中，互相关谱密度的分辨度为基准臂
- 15 扫描范围和光谱分离特性的组合。

任一适合的波段形状都可用于分离。对于任意的光谱波段形状，通过延迟确定所述基准臂 18 的扫描范围，所述延迟必须将光谱成分完全地分解成每个波段。

- 例如，在一个优选实施例中，如附图 7 所示，光谱分离元件能将光谱
- 20 分成双波段，其中每个波段由一组梳状结构的窄光谱构成。附图 7A 示出了 #1 检波器中的光谱波段。附图 7B 示出了 #2 检波器中的光谱波段。附图 7C 示出了两个检波器中的合成光谱波段。每个检波器 24 的梳状光谱波段的分解重组了连续光谱。所述需要分解单独检波器中光谱的分辨度是其需要处于单一检波器系统中的一半，并因此使所述基准臂的扫描范围能减少
- 25 少两倍，而保持样品 130 中的相同的修正深度。在一可选实施例中，光谱

分离元件能置于基准臂中。在附图 8 中, 示出了用于将所述光谱分成几个光谱波段的实例。在该实例中, 所述基准臂的扫描范围能够减少关于光谱波段数目的倍数, 同时保持样品中相同的修正深度。

5 波长分离滤波器的实施例

已知几种用于分离或分散光谱的技术。一种方法使用一种光栅和将光谱成分聚焦到单独的检波器上的微透镜阵列。第二种方法使用棱柱而不是光栅。第三种方法使用光栅和可寻址反射镜阵列(如, 但不局限于“MEMS”反射镜或数字光处理(“DLP”)装置等), 以引导光谱成分至单独检波器。第四种方法是在单独检波器阵列之前使用光学滤波器的线性阵列。第五种方法使用蚀刻到材料种或由光纤元件制造的波导以产生具有所需滤光作用的图案。作为一个实例, 在附图 8 中, 提供波导滤波器的一个示意性实施例, 其将光谱分成若干波段。第六种方法使用阵列波导光栅(“AWG”)以产生分解的或任意的光谱波段。

相对强度噪音

存在于检波器中的一个噪音界限是相对强度噪音(RIN)或博斯爱因斯坦噪音。RIN 噪音对于光谱带宽小于几毫微米的散射噪音可成为主因。对于多个检波器的配置, 每个检波器中的光谱带宽可小于几个毫微米, 并且相对强度噪音能控制整个系统的噪音。因此, 能优选实行平衡检测来消除 RIN。本领域中已知的几种方法用于实现平衡检测。下文将详细说明一种这样的方法。例如, 但不作为限制, 如附图 9 所示, 基准臂 400 和样品臂 402 发出的光以略微不同的角度入射在光栅 404 上并被反射和聚焦在线性 $N \times M$ 光电检波器阵列 406 上。沿阵列的 N 方向(纵向), 编码波长。沿阵列的 M 方向(横向), 以特定的波长记录样品和基准臂的干涉图。因为以略微不同的角度入射样品和基准臂光, 干涉极大值和极小值的图案存在于

纵向。通过减掉与最大和最小图案完全不同相的二极管信号实现平衡检测。可选地，能通过在纵向测量干涉图的振幅实现平衡检测，所述测量可通过沿纵向从最小干涉图中减去最大干涉图予以完成。平衡检测的一个可选实施例是合并基准和样品臂光 400, 402 以产生之间具有 π 相位差的干涉信号

5 的两个输出信号。这可通过采用光束分离器或其他光束复合元件的输出端口予以实现。随后，两个信号被分别检测和减去。因为包含干涉界限的信号被移动相位，这些界限根据减除操作建设性地增加。可是，包含 RIN 的部份信号，依据减除消除。所述减除操作能发生在全部 M 元件中并在模拟或数字域中处理。如果模拟域中实行减除，所述信号的带宽被减少 2 倍，

10 优选地减少越过计算机总线的数字转换和数据传送的特定参数倍。

附图 10 中示出了这种平衡检测的一个实例，其在下文更充分地予以说明。平衡检测输出被减除以产生消除 RIN 的平衡信号。

光谱的分离和检测之后重组所述信号的信号处理

15 下面根据本发明的非限制性示意性实施例说明两种情况，第一连续光谱波段(区)的情况，第二如附图 7 中所示的梳状光谱波段情况。

情况 A: 连续光谱波段

所述检测臂光被分成 N 个光谱区，其中每个光谱区包含两个光频段之间的

20 强度，

$$E_N = \int_{\omega_N}^{\omega_{N+1}} S_{ref}(\omega c / 2v) d\omega \quad (20)$$

通过每个波段中信号的 FFT 获得全光谱带宽的信号，偏移的任意补偿及其他每个傅里叶分量相位和振幅的修正用以最佳化信号并修正旁瓣缩减的光谱密度，复杂 FFT 光谱的加成，和基于加成复杂 FFT 光谱的反向 FFT，

25 在反向 FFT 之前任意具有数据简化以获得任意解调函数 R (t)，其为全光源

光谱深度扫描的干涉测量响应。

情况 B1: 梳状光谱波段以及减少的基准臂扫描中样品臂全深度范围的重组。

5 下文提供的以下描述说明了根据本发明,减少的基准臂扫描中样品臂全深度范围重组的原理。在光谱分成两个光谱波段的情况中说明所述方法。所述示意性方法能为扩展为分成多个光谱波段的情况。

单一检波器系统中检波器里的信号由 $R(t)$ 限定。样品中的深度变动范围由单 A-线(深度剖面)的测量时间 T 给出,所述 A-线通过基准臂延迟线
10 产生的波群速定时, $Z_{\text{range}}=v_g T$ 。

FFT 后最小可分辨频率由 $1/T$ 给出,给出了最小可分辨角频率 $\Delta\omega=2\pi/T$ 。附图 8 中的滤波器以 $\omega=\omega_0$, $\omega_0+2\Delta\omega$, $\omega_0+4\Delta\omega$ 等,以及 $\omega=\omega_0+\Delta\omega$, $\omega_0+3\Delta\omega$ 等将信号分别分成具有峰值的双波段。

$B_1(t)$ 和 $B_2(t)$ 分别为波段 1 和波段 2 的信号。波段 1 和 2 的信号
15 在傅里叶变换之后由 $B_1(\omega)=R(\omega)\cos^2(\omega T/4)$ 和 $B_2(\omega)=R(\omega)\sin^2(\omega T/4)$ 给出。

傅里叶领域中的这种结果也可按时域中的卷积予以记录。假定信号随时间 T 周期变化,信号 $B_1(t)$ 和 $B_2(t)$ 由以下 $B_1(t)=R(t)+R(t+T/2)$ 和 $B_2(t)=R(t)-R(t+T/2)$ 给出。

使用上述等式, $t=0$ 至 $t=T$ 的信号 $R(t)$ 能从通过写入 $0 < t < T/2$ 的 $R(t)=B_1(t)+B_2(t)$ 和 $R(t+T/2)=B_1(t)-B_2(t)$ 予以记录的 $t=0$ 至 $t=T/2$ 的 $B_1(t)$ 和 $B_2(t)$ 恢复。对于高等的 $N>2$, 实行相同的方法使得 $R(t)$ 从 B_1 至 B_N 被重组。

信号 $B_1(t)$ 和 $B_2(t)$ 的这种说明仅需要在一半深度范围 Z_{range} 记录。因此,基准臂中深度变动范围能减少 2 倍,同时样品中修正深度保持不变。如果
25 信号被分成更多的光谱波段,如附图 7 中所示,如上所述的类似方法允许基准臂中深度扫描降低 N 倍,同时样品中的修正深度保持不变,以及 N 数

量的光谱波段。

附图 11 中示出了上述方法的示意性流程图。

情况 B2。 许多光谱波段的限制

- 5 在许多光谱波段的限制中， $N \geq \frac{L}{\lambda}$ ，基准臂中光路长度的变化接近波长 λ 。在这种限制中，对于恢复长度 L 上的整个轴向扫描仅需要跨越一个波长的相位变换。在这种情况下，可通过使用扫描基准臂延迟的前述任意方法实现基准臂路径延迟。根据本发明的其他优选方法包括将电光调制器、声光调制器或相位控制迅速扫描光延迟线(RSOD)插入基准臂路径中以给出
- 10 一个波长的路径长度延迟。同样在这种情况下，所述波长分离元件未将所述波长分成梳刷图形，但将光谱分成特有的光频段，其具有单一检波器检测过的每个频率。

情况 C。 任意波长图形的傅里叶域重组

- 15 对比于时域或空间域中 LCI 或 OCT 信号的重组，可在傅里叶域中通过为每个波段增加复杂光谱成分以构成 LCI 或 OCT 信号的傅里叶变换重组所述信号。每个傅里叶分量相位的变化优选地处于某些选定环境中以对基准臂延迟长度的最小化进行修正。

20 图像或一维轴向扫描的重组

- 按照实域中 LCI 或 OCT 信号的重组，可通过反调制重组的 LCI 或 OCT 信号确定反射率。解调的布置可包括正弦信号和低通滤光相乘，使用包线检波的包络解调，二次方解调和低通滤光，正交解调之后是 FIR，IIR 滤光或低通滤光。另外，司托克矢量(偏振)和这些 LCI 或 OCT 信号产生的重组，
- 25 对于本领域技术人员来讲是公知的。接着重组和解调，以一或二维空间格

式（图像）显示用于组织情况或媒体中缺点的说明和最终诊断的数据。如果在傅里叶域中重制 LCI 或 OCT 信号，傅里叶域中该重制的信号能通过转换傅里叶频谱和实行傅里叶逆变换在傅里叶域中被反调制。因此，通过计算正交信号实际部分的振幅使实域中的复信号随后被重制入轴向反射率信息中。所述复杂的元件用于计算偏振或流程信息。可选地，如果信号在傅里叶域中被重制，那么它被反傅里叶变换直接进入实域中，并经历上述重制实域信号的处理工序。

附图 12 示出了谱域 OCT 干涉仪结构 500 的一个示意性实施例，所述结构示出了光源 502、504 和 506 的光谱合成以及基准臂中载流子的声光生成。标注 AOM 的区为声光调制器 508 和 510。所述两个输出分别进入用于平衡探测的单独的光谱探测部件 114 和 115（如附图 3 和 13 中所示）。

在光谱合成的源光进入第一 50/50 分束器和 80/20 分束器后，光束进入改进的迈克尔逊干涉仪。示出了一种实现平衡检测的配置。样品臂进入探针（例如，狭缝灯）中。基准臂光通过两个具有 10kHz 差频的声光调制器透射，以产生具有单独波长的恒定载波频率。平衡检测输出进入单独的光谱探测部件。

光谱探测部件

参照附图 13，谱域 OCT 的中心（core）为检测臂光在多元件阵列 114 上的光谱分离。检测臂光束 520 通过光栅 520 被光谱分离并通过多元件阵列 114 上的透镜 522 聚焦。

具有 N 个探测元件的扫描照相机被用作光谱探测部件 128（参照附图 2）。优选地，通过增加第二个行扫描照相机实现平衡检测。如本领域技术人员所熟知的，深度变动范围与光谱分辨率成反比。当确定复杂光谱密度的实际部分时，通过

$$z = \frac{\lambda_0^2}{4\Delta\lambda} \quad (18)$$

限定测距深度 z 。能获得 20 kHz 的行扫描速率，其允许 10 kHz 载流的解调选出复杂互相关光谱密度。数据被数字化和传送到计算机存储器。用软件进行信号的解调。能获得 10,000 深度剖面每秒或更大的扫描频率。

5

双重平衡检测

双重平衡检测优选地用于本发明，其优选使用的具有以下原因。首先，大部分光源以相对低的频率产生 $1/f$ 噪音(f = 频率)。平衡检测将消除 $1/f$ 源噪声。第二，样品臂光的干涉界限本身（自相关界限）处于实际信号界限的顶部，其为样品和基准臂之间的干涉。这种自相关界限能通过差值法消除。平衡检测可消除测定信号中的这种自相关界限。第三，能减少 RIN。

数据采集和处理元件

每秒 20,000 的光谱剖面、使用 2000 个探测元件和 8 - 10 比特分辨率（大部分行扫描照相机的动态范围）的数据频率为 40 - 80 MB/秒。PCI 总线上可承受的最大量的数据传送速度为 100 MB/秒。在具有两个桥接到计算机系统存储器的单独 PCI 的电脑中，能从两个线扫描照相机同时为数据的实时处理以大约 200MB/秒的速率传送数据。在模拟中通过在数字转换之间减除行扫描摄像机信号，完成的双重的平衡检测执行可减少 2 倍的数据频率。可获得 12 - 14 比特分辨率和达到 100M 样本/秒速度的高速数据集合板。2.5GHz 奔 4 处理器中单一 2048 点的快速傅里叶变换花费 50 皮秒。示出了 20,000 光谱剖面/秒的谱域 OCT 数据的实时处理的这些数字，处于双处理器 PC 所具有的现时数据捕获和处理能力所能达到的范围内。通过所述分光计收集的数据能通过相同波长的增量取样。可是，傅里叶变换，连接 z 和 k 空间（或 t 和 w ）。因为 K 和 λ 之间的非直线性关联，应插入分光计的光

谱以均匀间隔地产生 k 域中的样本。为了获得所述最佳点扩展函数，所述干涉仪的样品和基准臂中的偏移应当是平衡的。我们已经示出了通过数字处理校正偏移的不平衡，以对于个体眼睛长度具有适当的偏移补偿。

5 相位追踪

本发明也提供用于谱域 (SD) OCT 中相位追踪的装置和方法。

全并联 SD OCT

全并联的 SD OCT 特征中的一个，多元件阵列如但不限于累积器(如 CCD) 上探测臂光的光谱色散，以及以高速进行的实际或复杂光谱密度测量。所述检测臂光束通过分离部件(如光栅)被分开并被聚焦在所述阵列上。相对于之前本领域中熟知的谱域 OCT 结构，下面说明明显的两个差异：1)平衡检测的实现，和 2)相位追踪的实现。

15 **分光计结构：**SD OCT 中的深度变动范围与光谱分辨率成反比。使用复杂光谱密度，测距深度 z 由

$$z = \frac{\lambda_0^2}{4\Delta\lambda} \quad (18)$$

给出。

20 **双重平衡检测：**双重的平衡检测有利至少有三个理由。首先，大部分光源在相对低的频率(数 10kHz 范围)产生 $1/f$ 噪音。在时域(TD)OCT 系统中， $1/f$ 噪音并不是一个问题，因为信号载波通常位于 $1/f$ 噪音不显著的 MHz 范围内。在 SD OCT 中，平衡检测可消除 $1/f$ 源噪声。第二，样品臂光与自身的干涉(自相关界限)位于实际信号的顶部。这种自相关界限能通过差值法
25 消除。平衡检测可用于消除测定信号中的这种自相关界限。第三，平衡检

测可减少相对强度或博斯爱因斯坦噪音。

相位追踪：相位追踪优选适于消除干涉仪中的相位不稳定性。相位不稳定性引起个别的干涉条纹位置上的偏移。如果检测相对于条纹偏移较慢，
5 结果通常导致测量条纹幅度中人为因素方面的下降。快速的检波器阵列能以 20 至 40kHz 的速率俘获互相关谱密度，分别产生 50 至 25 μ 秒的累积时间。相位不稳定性当时帧比阵列的累积时间短时，因补偿产生的相位不稳定性。

附图 14 示出作为样品和基准臂之间路径长度差函数的示意性干涉图
10 样。

相位锁定电路在电子设备中是常用的，并经常用于无线电探测和超声波。可通过使用电光相位调制器以 10 MHz 在越过一小部分波长的基准臂中调制干涉仪路径长度差实现有源相位追踪。通过反调制由一个检波器在干涉仪的输出端以路线长度调制的频率所测量的强度，能产生指示方向的误差信号，在此方向上，相位调制器将偏转以锁定条纹幅度的最大量。通过
15 为调相器增加由误差信号确定的偏移量，相位跟踪器主动地锁定条纹最大量。所述相位调制器只能在几个波长上调制路径长度差。所述处理部件能确定是否相位调制器已经达到其测距极限，并通过全波同相跃变以维持锁定不同的条纹最大量。该方法利用仅按 2π 模量控制相位的事实。另外，所述处理驱动较慢的部件（例如，快速扫描光延迟线）以扩展相位调制器
20 /RSOD 合并的路径长度范围以几个毫米。基于解调电路中所实行的混合型，能在条纹最大值、最小值或零点上实行相位锁定。

本发明还可以使用自动偏移校正技术，其包括处理算法，如 No. 10/136,813，2002 年 4 月 30 日递交，标题为“使用动态反馈控制焦点特性和相干光栅以改善光学相干层析成像中图像分辨率和灵敏度的装置和方
25

法”的未决美国申请中所披露的，并通常转让给本发明的受让人，其所披露的内容在此引作参考。

在一个示意性实施例中，所述自动偏移校正机械装置可包括处理器部件，其用于（a）获得第一扫描行；（b）定位样品表面位置“S”；（c）确定样品最佳的扫描范围“R”；（d）更改基准臂延迟波形以提供输出信号；（e）将输出信号输送给基准臂；（f）确定图像是否完整；以及（g）如果图像不完整或移至下一个扫描行，或如果图像完整使用存储在存储装置中的表面 S 数据和波形数据再变换图像。

如果从样品返回的光具有低振幅，相位锁定可能由于噪音的存在而不稳定。在另一个实施例中，单独的，优选为单色的光源被放入所述干涉仪中。所述单独光源波长可与宽带宽 OCT 或 LCI 光源光谱重叠，或以不同与 OCT 或 LCI 光源光谱的波长集中。所述单独的光源优选地具有更高功率并可与所述光源臂合并（使用波分复用器、光栅棱镜、滤波器等），所述光传送到基准和样品臂并返回到光束再合成元件。返回的单独源光随后被分成 OCT 或 LCI 光，其向后传输通过光束再合成元件（例如，光分离器输出端）。一种分离装置，能通过扩散元件，如分色镜、滤波器、光栅、棱镜、波分复用器等实行光谱分离。单独的光源，使用一个或多个检波器分别检测 OCT 或 LCI 宽带宽光束。由该单独的光源提供的大功率，能够实现高振幅干涉图的检测，并为相位跟踪器提供改善的输入信号，因此能够实现更稳定的相位追踪。

附图 15 示出了根据具有扩展相位锁定范围的本发明的一种相位跟踪器系统 600 的示意性实施例，其通过合并快速元件（EO 相位调制器）602 以在小范围内调制路径长度差，并合并较慢元件（RSOD）604 以在扩展范围内调制所述路径长度。所述检波器 606 信号通过混合器 610 与相位调制器的调制频率 608 相混合，并被低通滤波（滤波器未示出）以产生误差信号。

所述处理部件 612 优选地处理所述误差信号以产生一补偿电压，并且将该补偿电压加入调制信号 608，以便为相位调制器驱动器 614 产生输出信号。另外，所述处理部件 612 能产生一个 RSOD604 信号以在几毫米的距离上提供相位的扩展范围追踪。示出了光源 616、纤维分束器 618、样品臂 620 和
5 基准臂 622 为示出，并在此予以说明。

混合器执行过程：检波器中以干涉图样的单一振动内给定力矩确定的强度 $I(t)$ 由

$$10 \quad I(t) = \cos[\varphi(t)]$$

给出，其中相位 φ 给出图形中的位置。对于 $\varphi = 0$ ，信号处于条纹最大值，对于 $\varphi = \pi$ ，信号处于图形最小值。对于任意力矩 t ，相位 φ 由

$$15 \quad \varphi(t) = \alpha + \beta \sin(\omega t)$$

给出，其中 α 表示干涉条纹一次振动内的位置，而 $\beta \cdot \sin(\omega t)$ 为通过相位调制器引入的相位调制，其中 β 为相位调制振幅，而 ω 为相位调制信号的频率。光探测器中的强度 $I(t)$ 可与频率为 ω 的载流混合，产生混合信号 $\text{MixerC}(t)$ ，

20 $\text{MixerS}(t)$ ， $\text{Mixer}2\omega\text{C}(t)$ 和 $\text{Mixer}2\omega\text{S}(t)$ ，

$$\text{MixerC}(t) = \cos(\omega t) * \cos(\alpha + \beta \sin(\omega t));$$

$$\text{MixerS}(t) = \sin(\omega t) * \cos(\alpha + \beta \sin(\omega t));$$

$$\text{Mixer}2\omega\text{C}(t) = \cos(2\omega t) * \cos(\alpha + \beta \sin(\omega t));$$

$$\text{Mixer}2\omega\text{S}(t) = \sin(2\omega t) * \cos(\alpha + \beta \sin(\omega t))$$

25 其中 MixerC 、 MixerS 、 $\text{Mixer}2\omega\text{C}$ 和 $\text{Mixer}2\omega\text{S}$ 的载流 ω 的单一振动中的平均时间由以下给出：

$$\overline{MixerC(t)}=0, \quad \overline{MixerS(t)}=\sin(\alpha)*J_1(\beta);$$

$$\overline{Mixer2\omega C(t)}=\cos(\alpha)*J_2(\beta), \quad \overline{Mixer2\omega S(t)}=0;$$

其中 $J_1(\beta)$ 和 $J_2(\beta)$ 为第一类型的贝塞耳函数；其值依赖相位调制振幅 β 。

- 5 因此 $\overline{MixerS(t)}$ 和 $\overline{Mixer2\omega C(t)}$ 分别与 $\sin(\alpha)$ 和 $\cos(\alpha)$ 成比例，其中 α 为干涉条纹单一振动内的位置。混合输出 $\overline{MixerS(t)}$ 和 $\overline{Mixer2\omega C(t)}$ 用作误差信号以产生补偿电压，以便驱使相位调制器到达最小化误差信号的新的中心位置，并将干涉仪输出分别锁定为干涉图形的最大值和最小值，或零点。复杂光谱密度由两个连续的阵列扫描确定，在一个扫描中误差信号 $\sin(\alpha)$ 被最小化，而
- 10 在另一中误差 $\cos(\alpha)$ 被最小化，进而在两个干涉图形之间产生 90 度相位差。使用这种混合设置，能迅速而没有借助用于改变基准臂行为的附加机械装置获得复杂的光谱密度。

- 附图 10 示出了根据本发明的具有相位追踪器用于提供平衡检测的 SD OCT 系统 700 的一个示意性实施例。在此实施例中，光源 702 提供传输通
- 15 过分束器 704 的光束，其将部分的光束输入样品探针 706 中而将余下的部分光输入快速扫描光学延迟 (RSOD) 线 708 中。来自 RSOD 708 的光束通过相位调制器 PM 710。来自相位调制器 PM 710 的光束被传输通过分束器 712，并随后通过两个附加的分束器 714 和 716，部分输出光作为平衡检测输出信号被传送至光谱探测部件(未示出，但在别处予以说明)，而其余输出
- 20 信号被传送到相位跟踪器组件 720。在所述相位跟踪器组件 720 中，相位跟踪器检波器 D1 和 D2，722 和 724 接收一对分束器 714 和 716 的输出信号，并依次发送信号至混合器 726 以产生误差信号。所述处理部件 728 处理所述误差信号，其中产生补偿电压的总和并将其添加至调制信号 730 中以产生相位调制器驱动设备 732 的输出信号。框 730 中示出的调制信号，被向
- 25 前传送给混合器 726 和处理部件 726。另外，所述条纹幅度对于相位跟踪器

太小而不能锁定。可选地,具有更长相干长度的二次光源可耦合到系统 700 中以提供更大条纹幅度给相位跟踪器。

本发明提供一种在成像系统中用于追踪相位的方法,如附图 15A - C 所示,所述方法包括步骤: (a)测量来源于样品臂的信号; (b)增加信号的相位;
5 (c)测量由至少一个峰值信号处 x_1 限定的信号的第一信号分隔; (d)确定是否通过增量来增加或减少信号的相位; (e)在步骤(d)后,按照步骤(d)测量信号的第二信号分隔; 以及如果信号处于峰值,重新测量信号而如果信号不处于峰值,重复步骤(d)和(e)。

所述方法进一步可包括步骤(a) - (f)与其他成像工序并行实现的方法。
10 相位“ φ ”的调节如 $A(x_2 - x_1)$ 限定,其中“A”为常数。此外随意地,步骤 d)可进一步包括子步骤, d1)确定是否 $A(x_2 - x_1)$ 处于相位调制器的范围内; 以及 d2)如果 $A(x_2 - x_1)$ 处于所述范围内,改变 φ 以等于 $A(x_2 - x_1)$ 的量值,或如果 $A(x_2 - x_1)$ 超出所述范围,改变 φ 以等于 $A(x_2 - x_1) - m2\pi$ 的量值,其中 M 为大于 1 的整数。所述方法可任意地进一步包括子步骤 d3), 其重新
15 测量信号 x_1 。

数据采集和处理元件

通常,通过所述分光计收集的数据能通过相同波长的增量取样。可是,傅里叶变换,连接 z 和 k 空间(或 t 和 w)。因为 K 和 λ 之间的非线性关联,
20 插入所需光谱以均匀间隔地产生 k 域中的样本。可选地,所述光束能以这样的方式分散在检波器阵列上,即在 k 空间中等间隔采样所述光束的方式,使得内插法变得无用。可选地,所述检波器阵列间隔可被设计得以采样在 k 域中均匀传播的光束,使得内插法变得无用。为了获得所述最佳点扩展函数,所述干涉仪的样品和基准臂中的偏移优选为平衡的。可通过数字处理
25 修正偏移不均衡。

本发明提供一种用于在血管中定位动脉粥样硬化的血小板的探针，包括：干涉仪；将来自干涉仪的信号分成多个光频段的光谱分离元件；以及能够检测至少一部分来自光谱分离元件的光频段的探测设备。

本发明进一步提供一种用于传递治疗剂的装置，包括：一种置于外壳
5 内的探针，以及包括：干涉仪，将来自干涉仪的信号分成多个光频段的光谱分离元件，能够检测至少一部分来自光谱分离元件的光频段的探测设备；以及与所述探针合用的导管，其包括用于收到治疗剂的近端以及用于输送治疗剂至预定位置的顶端，所述位置通过使用探针成像接近所述顶端环境予以确定。

10 在下文，结合以下实例进一步说明本发明的一个示意性实施例，仅为了说明的目的阐明该实施例。

实例

根据本发明的方法在实验室中通过以下实验已被验证。在现有 OCT
15 系统中，由已测量的基准臂光功率所引起的光谱密度确定散射噪声功率频谱。随后，基准臂 2/3 的光谱被阻塞，并被实验地证实，所述散射噪声功率频谱减少 3 倍，进而说明如果所述光谱被分成三个光谱波段(参见附图 16)，那么散射噪声就减少 3 倍。所述上曲线（灰色虚线）示出了使用一个检波器的 OCT 信号的功率频谱。对于下曲线（实线），所述光谱被限于对应信
20 噪比 3 倍改善的 1/3。由实验产生的该数据，阻断光栅中 2/3 的光谱，所述光栅以双通脉冲整形快速扫描光延迟线。

具有低反射率的对象被插入样品臂中。使用所述光源的全光谱带宽，样品和基准臂光之间的干涉功率频谱被确定在光谱密度的下半部。随后，所述震源谱的上部被阻塞在基准臂中，并被验证，样品和基准臂光之间的
25 1/3 干涉功率频谱具有与之前测量（参见附图 17）中同样的振幅。该附图说

明了等于 $N = 1$ 和 $N = 1/3$ 情况中的信号振幅, 其中所述振幅相互重叠。 $N = 1/3$ 情况的不同振幅信号和 $N = 1/3$ 情况(参见附图 6)的 3 叠低噪声的结果, 说明了分成 N 个波段使 SNR 增加了 N 倍。

这说明了当检测臂中的光束被分成两个光谱波段时, 处于单一检波器
5 光谱带宽中的样品和基准臂光之间干涉的光谱密度未被改变。与示出了散射噪声功率频谱中的减少的测量结合, 得出的结论为能通过将检测臂光分成分开的光谱波段实现散射噪声的降低。

所述噪声减低的试验验证

10 为了说明谱域 OCT 中噪声减低, 使用 OCT 系统, 其包括在基准臂中使用的快速扫描光延迟线(RSOD), 并使部分光谱被阻断。以 2.5M 样本/秒的速率数字化检波器信号, 其允许干涉条纹信息的数字处理。首先, 根据频率函数, 通过阻断检波器上的全部光束测量检波器的热噪声密度。第二, 所述基准臂功率的散射噪声密度仅使用入射在检波器上的基准臂功率予以
15 测量。第三, 样品和基准臂光都被入射在检波器上。样品被设置在眼睛模型中的单一散射面, 并且每 2 秒获得 512 深度剖面。之前测量的功率密度 $I(f)^2$, 与光谱密度的平方(参见公式(9))成正比。随后, 我们阻断一半标准光谱并通过阻断样品臂再次测量基准臂的散射噪声密度, 以及在样品和基准臂光都入射在检波器上时测量功率密度 $I(f)^2$ 。散射噪声和功率密
20 度关于热噪声通过减除被校正。热噪声至少比最低散射噪音级小 3 倍。

附图 18 按照频率函数示出了全部光谱的功率密度的图表, 并具有基准臂中阻断的一半光谱。实线示出了全部光谱的功率密度。也示出了样品臂被阻断的同时已测量的散射噪声级。虚线示出具有在样品臂中阻断的半个光谱的功率密度。也示出了样品臂被阻断的同时已测量的散射噪声级。

25 附图 18 说明了通过在基准臂中阻断半个将散射噪声级降低了 2 倍。同时,

对应基准臂中未被阻断波长的频率的信号保持不变。

如附图 18 中清晰所示,其概述了已测量的结果,通过在基准臂阻断一半光谱使得散射噪声密度降低了大约 2 倍。附图 19 示出了在从相应信号中减除散射噪声级后,对应基准臂中未被阻断的波长的频率并保持不变的功率密度。这说明在总基准臂功率通过阻断半个光谱被减少 2 倍时,散射噪声密度被减少了 2 倍,同时对于基准臂中未被阻断的波长的信号功率密度保持不变。

附图 19 示出了对应全光谱以及对应基准臂中阻断的半个光谱,作为功率函数的功率密度平方根的图表。实线示出了各个散射噪声减除之后的光谱。虚线示出了各个散射噪声减除之后的半个光谱。附图 13 说明了在各个散射噪声组分去除之后,对应基准臂中未阻断波长的频率并保持不变的信号。

进一步说明的下一个试验说明了,通过在几个检波器中分散检测臂中的光谱,选择地带通过滤每个检波器的信号,使信噪比增加。所述检测臂光通过衍射光栅,如附图 13 所示被分散在 4 个检波器,并且所述检波器信号通过具有 600 kHz 带宽的互阻抗放大器分别被放大,并同时被数字化。

附图 13 示出了根据本发明,设置用于说明由谱域 OCT 实现的信噪比改善的示意性装置的示意图。使用快速扫描光延迟线(RSOD) 120 实现基准臂 106 的扫描。阵列检波器 114 的单独信号被互阻抗放大器放大,以每个信道 2.5 MHz 的 4 信道的 A/D 板数字化并被存储在计算机存储器(未示出)中。

首先,测量全部 4 个检波器的热噪声密度。第二,测量每个检波器信道 116 中基准臂光的散射噪声密度。第三,样品和基准臂光都被入射在检波器 114 上。样品 130 为设置在眼睛模型中的单一散射面,并且每 2 秒获得 512 深度剖面。测量每个检波器电路 114 中的功率密度 $I(f)^2$ 。因而,

总计四个检波器 114 的信号，并测定合并的功率密度 $I(f)^2$ 。附图 20 中所示的结果，其说明了与全部信道总和相比，每个信道中为较低的散射噪声，但处于各个带宽的单独信道中的功率密度 $I(f)^2$ ，与四个信道相干总和的功率密度 $I(f)^2$ 近似相等。

5 附图 20 示出了对于附图 13 的 4 个独立检波器 116 的功率密度图表。检测臂中的光谱通过衍射光栅 520 被分散在 4 个独立的检波器 116 上。对应每个单独检波器 116 的散射噪声级比对应 4 个检波器信道的相干总和的散射噪声级低很多。图像顶部的条形图指出信号通带，其用于单独信道和相干总和信道以形成附图 21。

10 在附图 21 中，关于 4 个检测信道的直接求和以及使用带宽数字地带通滤波器每个检波器电路的相干总和示出相干包络的平方，所述带宽集中在各个检波器信号的中心频率。附图 21 示出了直接求和及 4 个检波器信号的带通滤波相干总和的干涉图形信号 $I(t)$ ，其实际产生相干包络峰值，同时 4 个检波器信号的带通滤波相干总和示出了比直接相干总和明显低的噪音级。因为每个信道的通带稍微大于全部信号（附图 20 中所示的）通带的三分之一，所以期望 2.87 倍的 SNR 增加。噪音级下降了 2.8 倍。可是，带通滤波器也稍微降低以 1.12 倍，产生 2.5 倍 SNR 的有效增加。

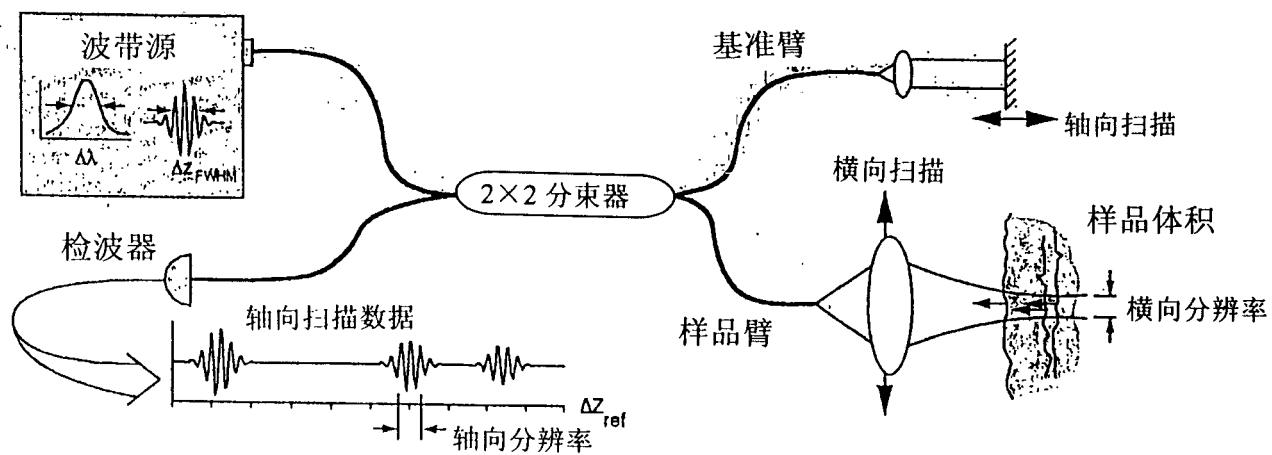
这些试验清楚地说明了分散检测臂中的光束，这样能提供显著的 SNR 优势。

20 附图 21 示出了相干总和信道以及带通滤波每个信道之后相干总和信道的相干包络的曲线图。所述实线为信道的总和。虚线为滤过信道的总和。附图 21 清楚地说明了信噪比增益，其可通过将检测臂中的信号光谱地分散到几个单独检波器上而获得。在这些实例中，噪音级被减少了大约 2.8 倍。因为由于被带通滤波器滤出的一些剩余信号部分使得相干峰值减少了 1.12 倍，所有实际信噪比改善了 2.5 倍。

尽管以上已经详细说明了本发明的几个示意性实施例，但本领域技术人员应当理解，在本质上不脱离本发明的新颖性教导和优势的情况下，在示意性实施例中可进行许多修改。相应地，所有这些修改都被规定包含在下文权利要求所限定的本发明的范围内。应进一步注意到，所涉及的任何

5 专利、申请和出版物在此全部引作参考。

FIG. 1



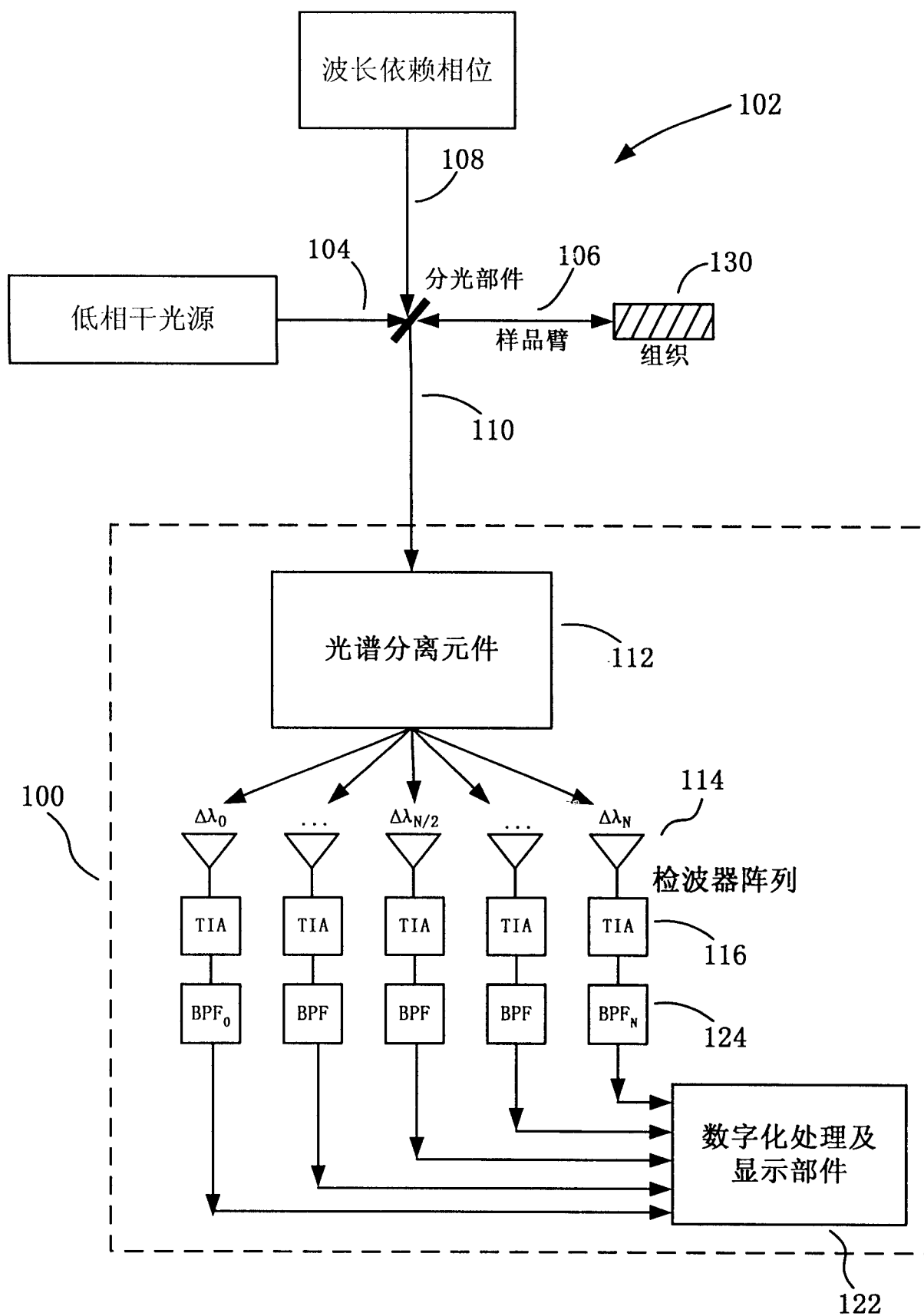


FIG. 2

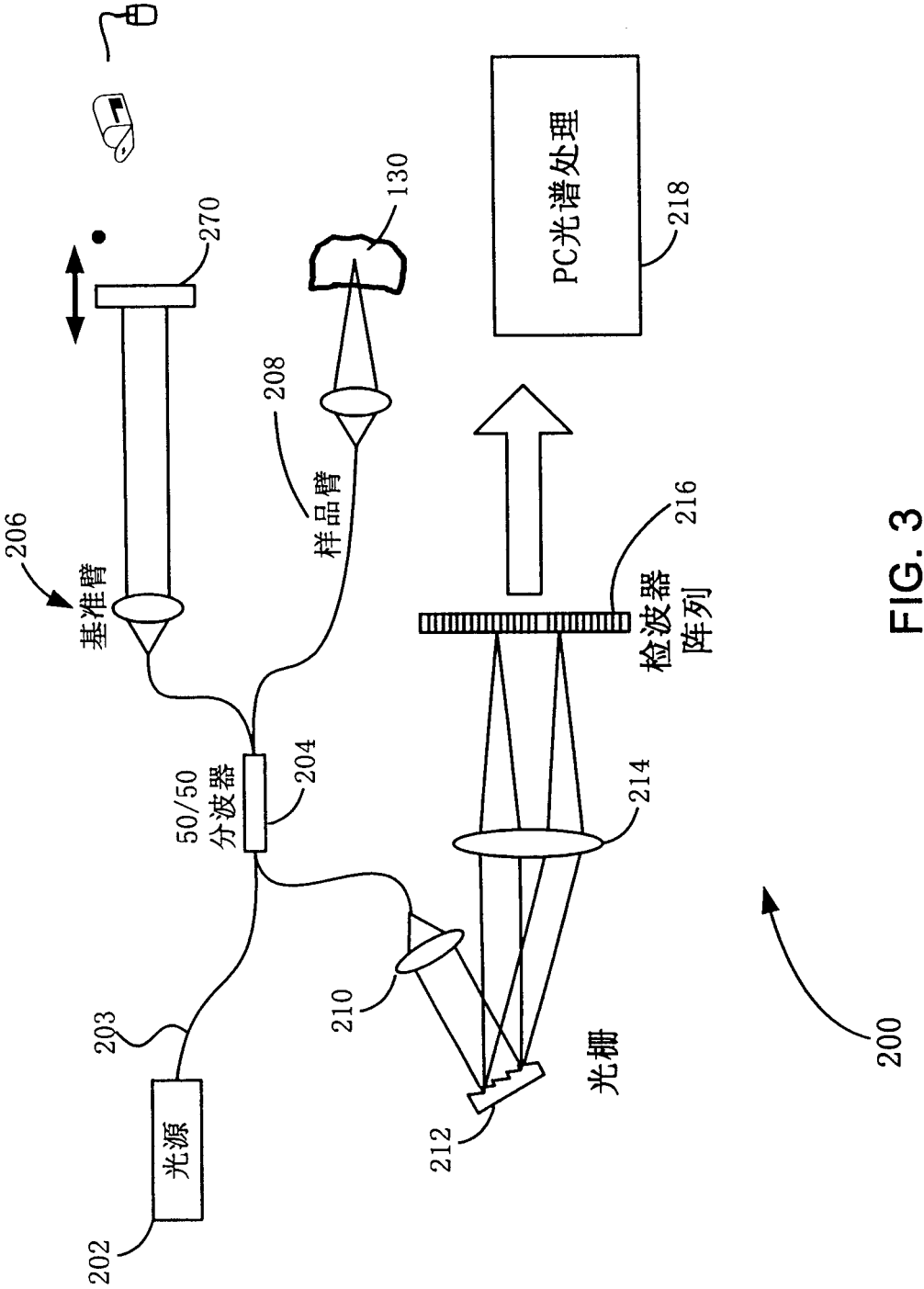


FIG. 3

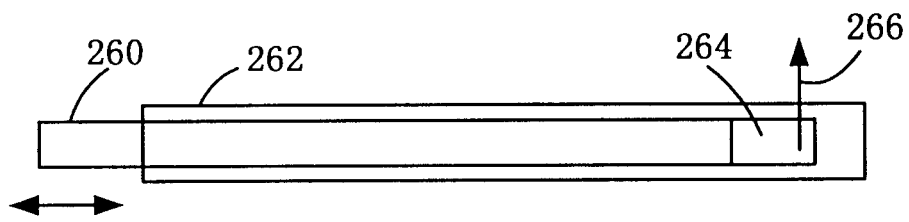


FIG. 4

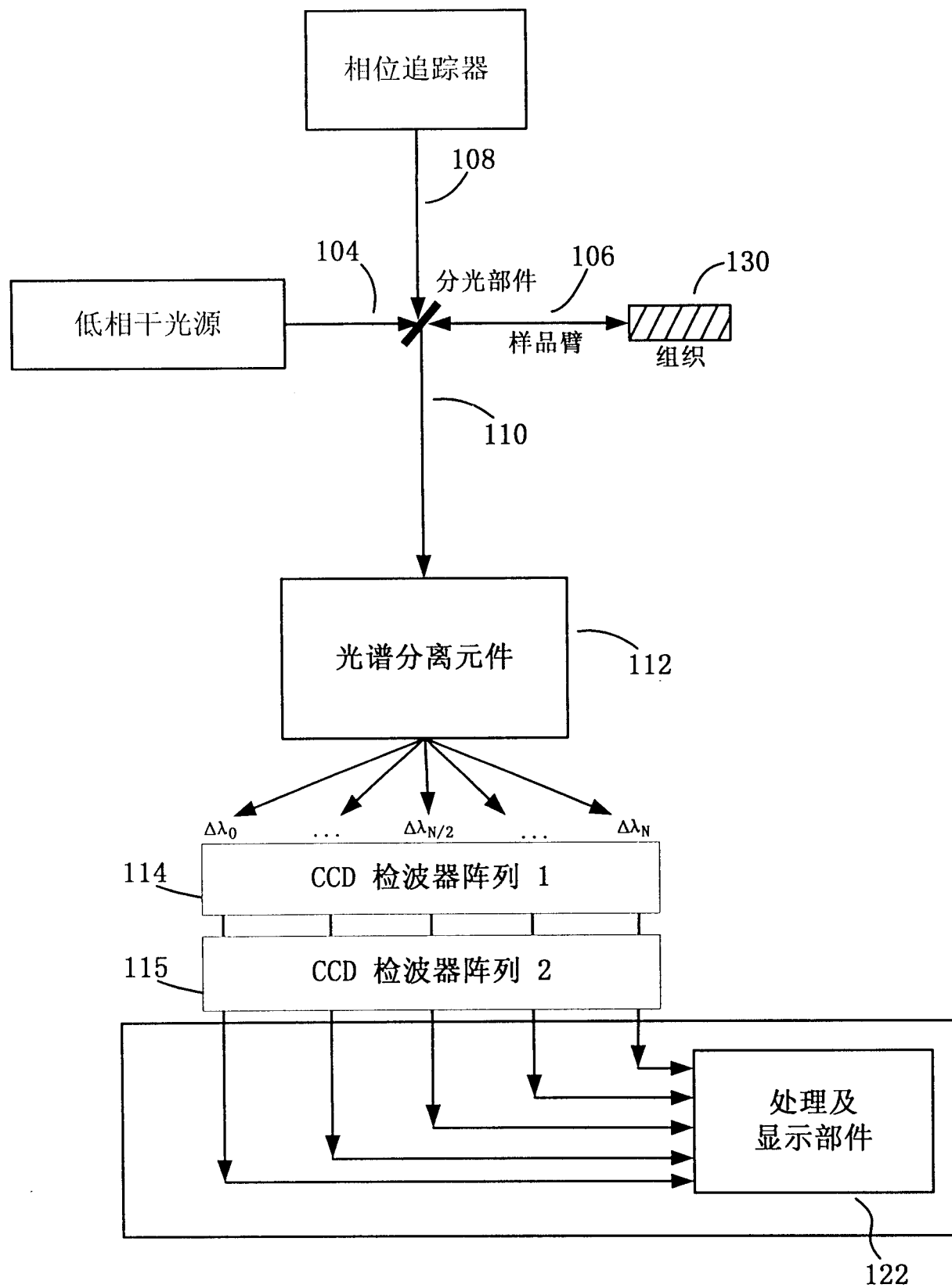
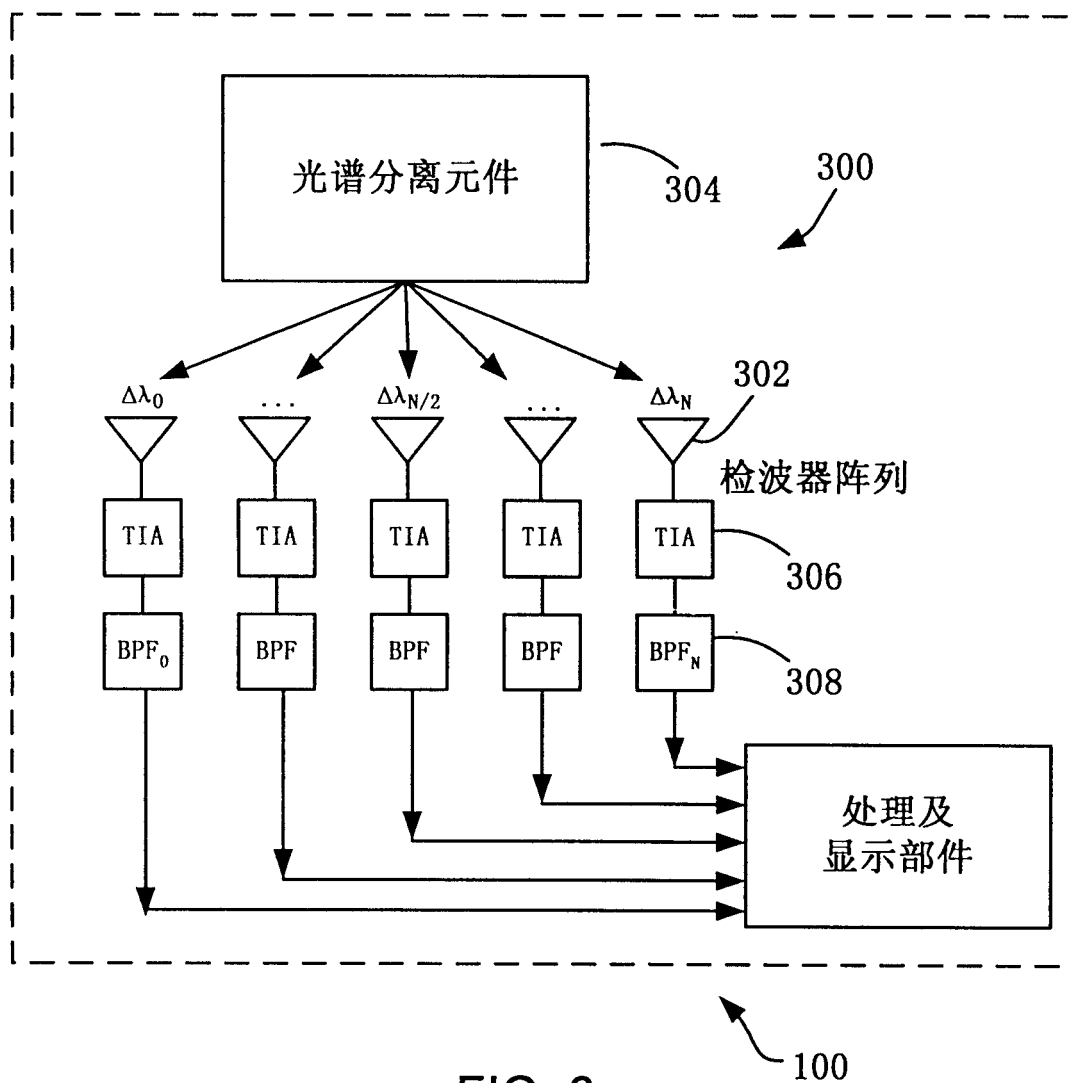


FIG. 5



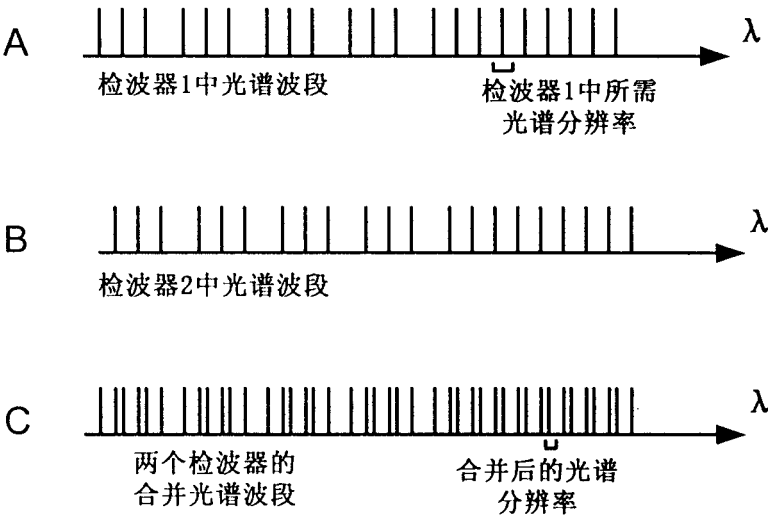


FIG. 7

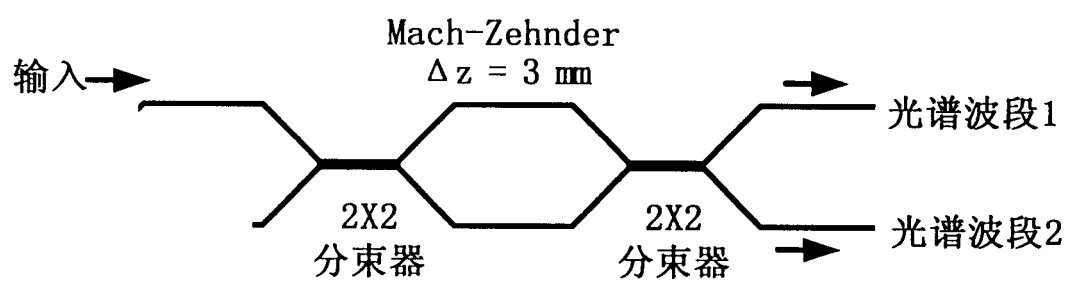


FIG. 8

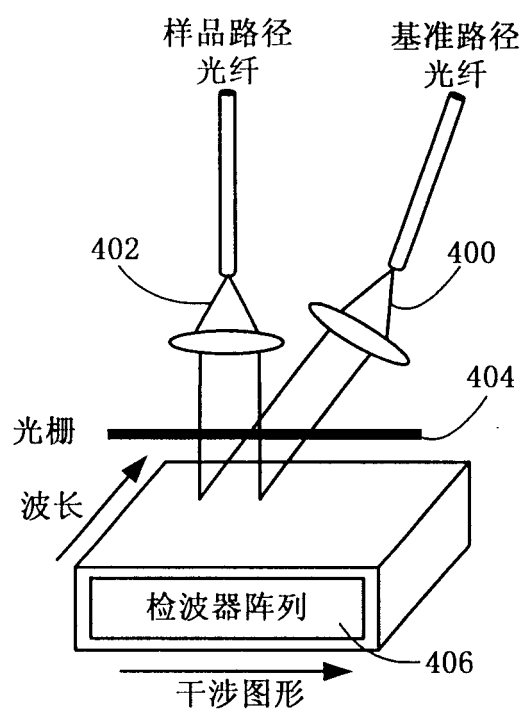


FIG. 9

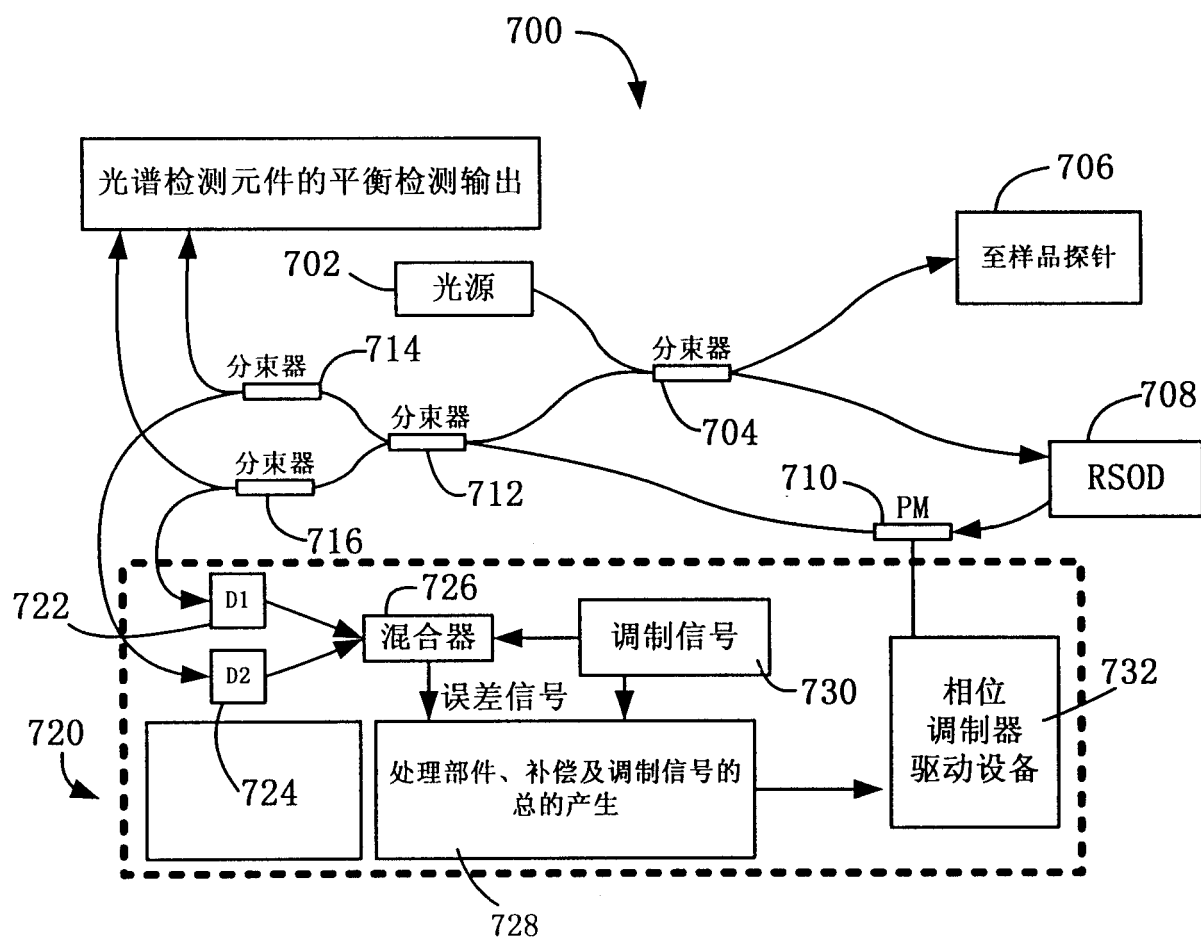


FIG. 10

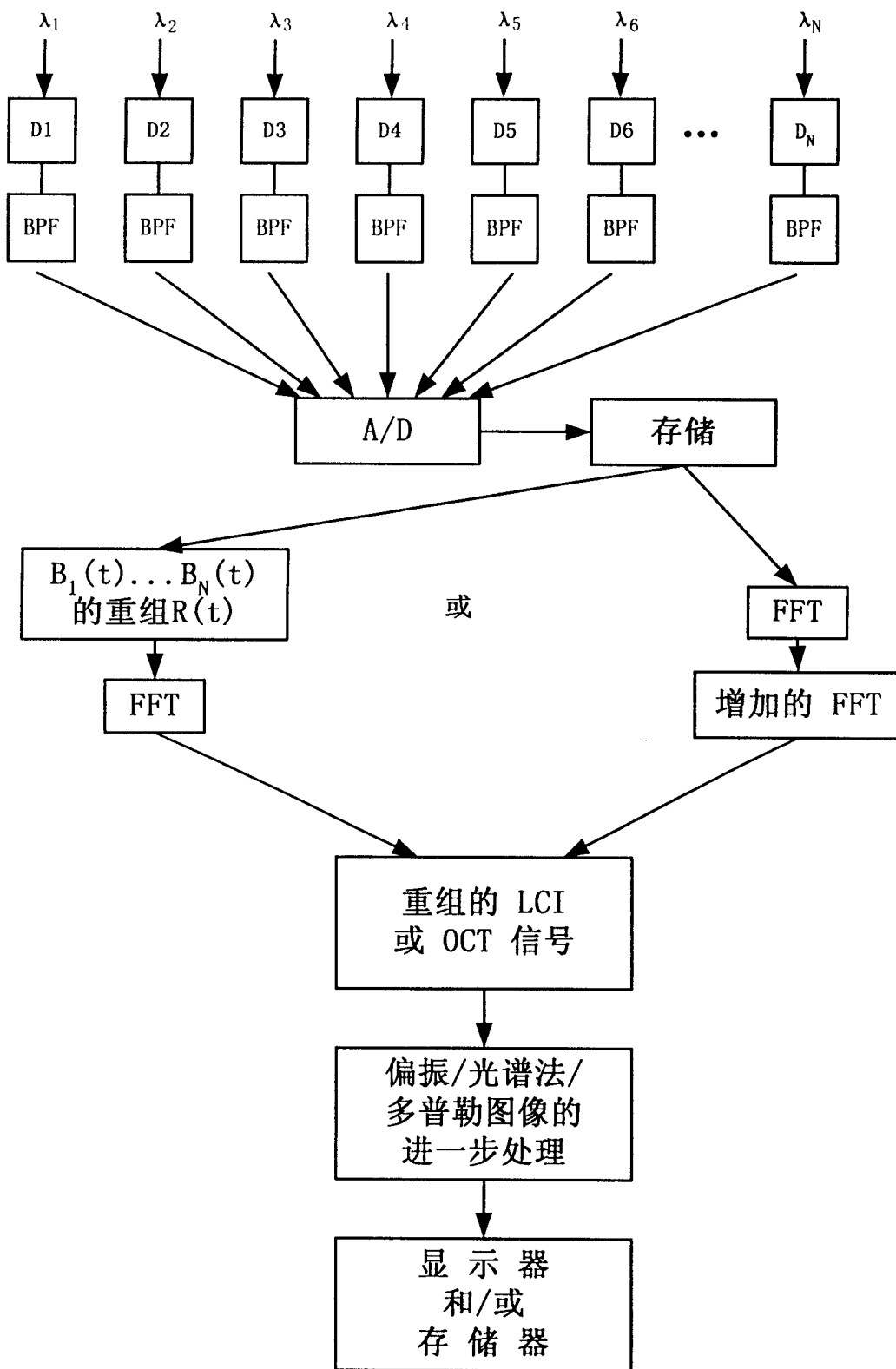


FIG. 11

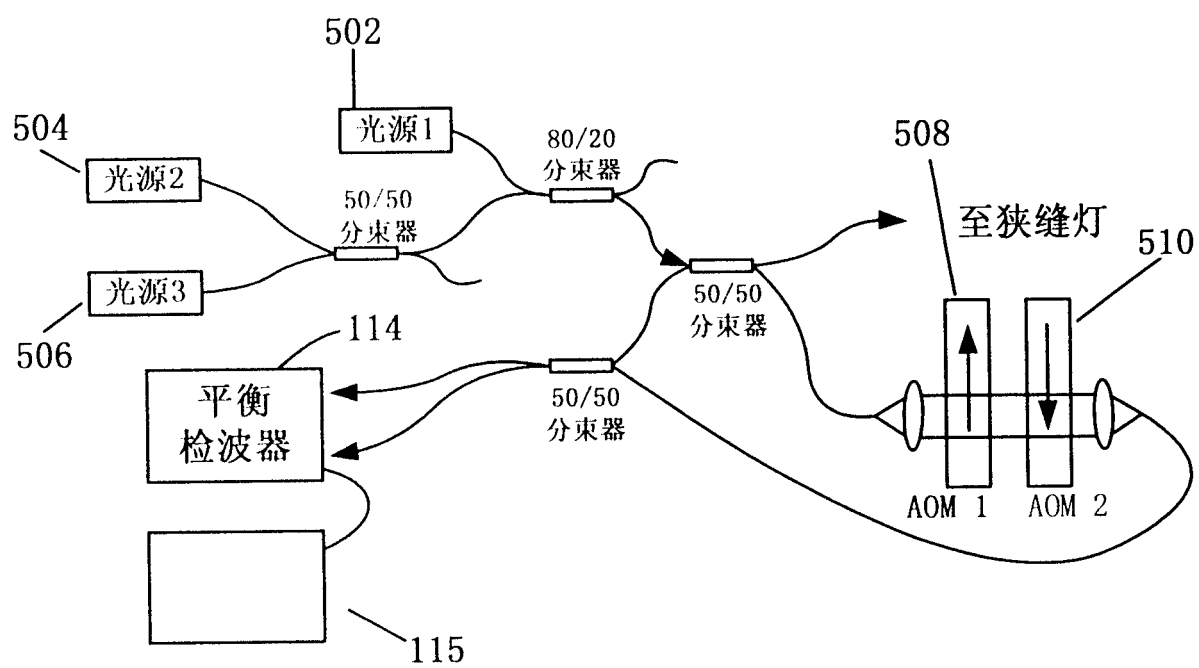


FIG. 12

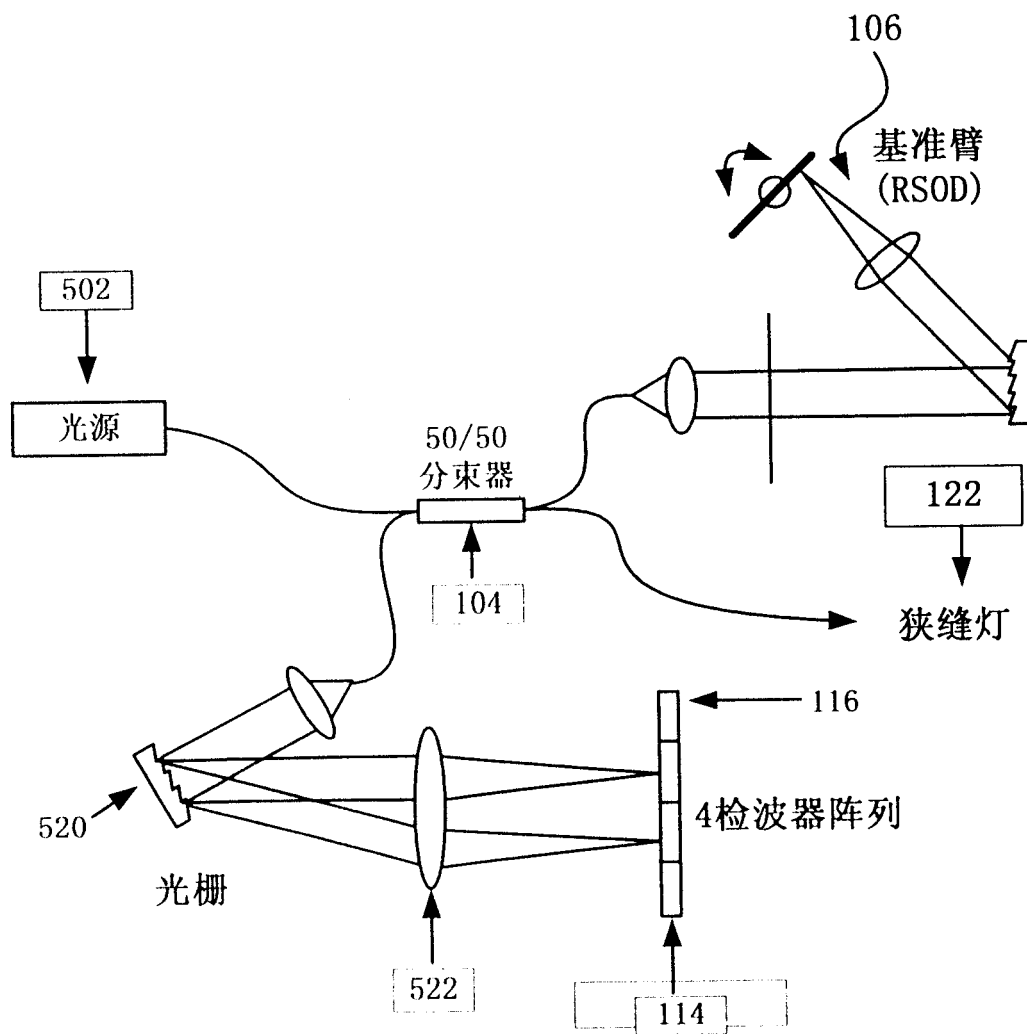
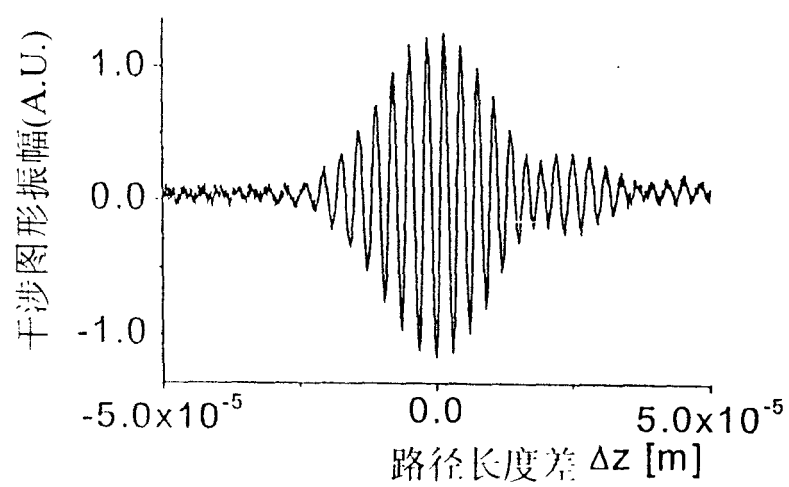


FIG. 13

FIG. 14



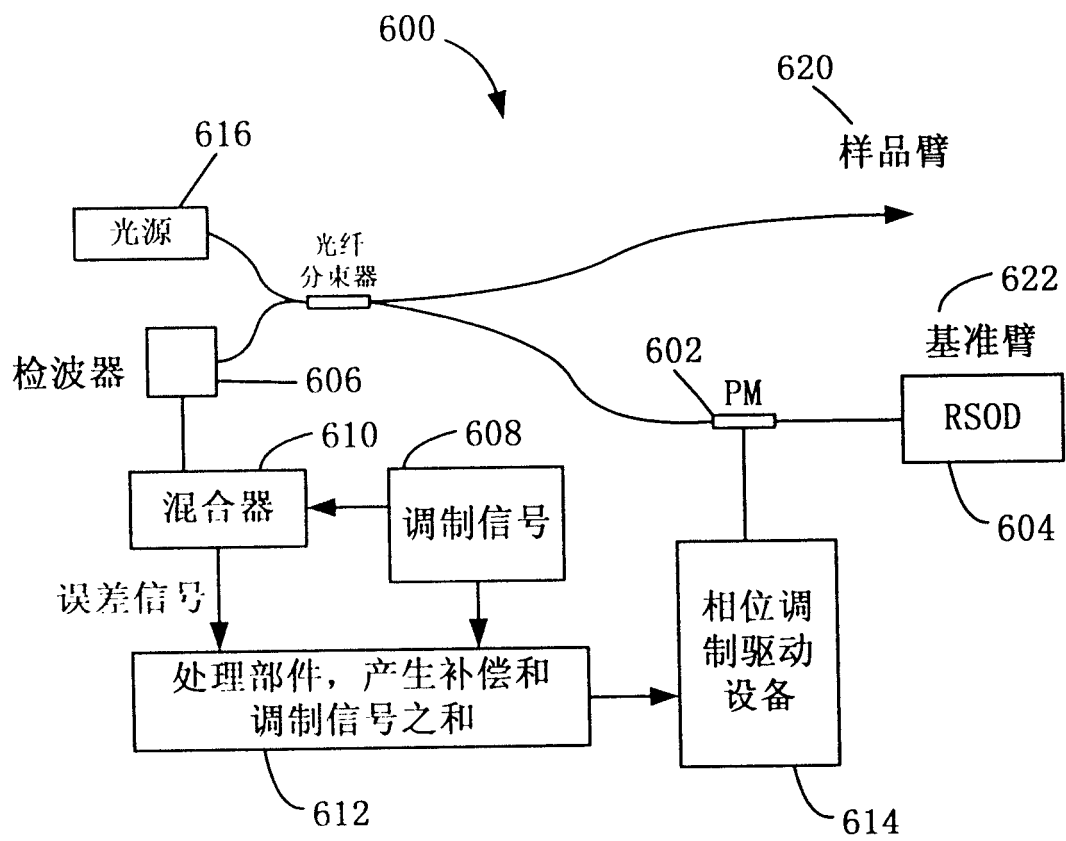


FIG. 15

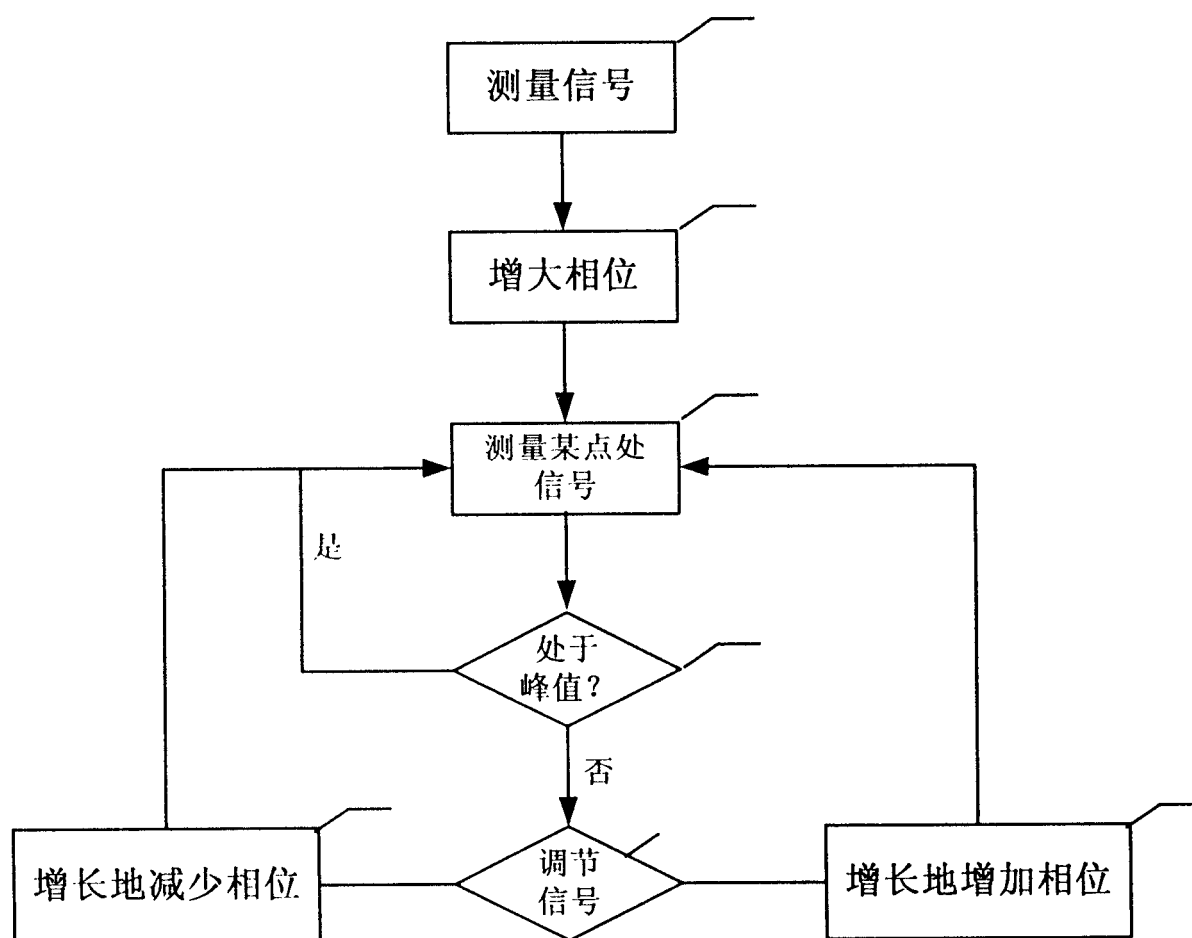


FIG. 15A

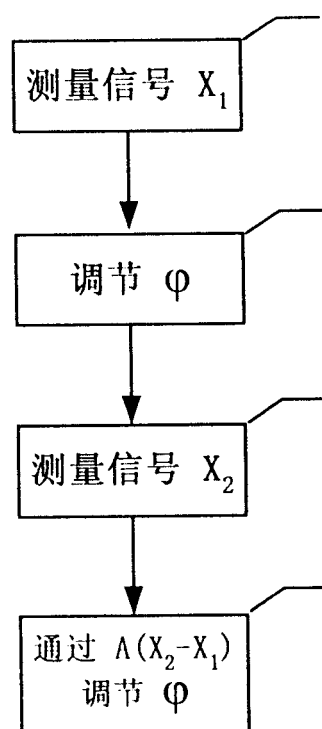


FIG. 15B

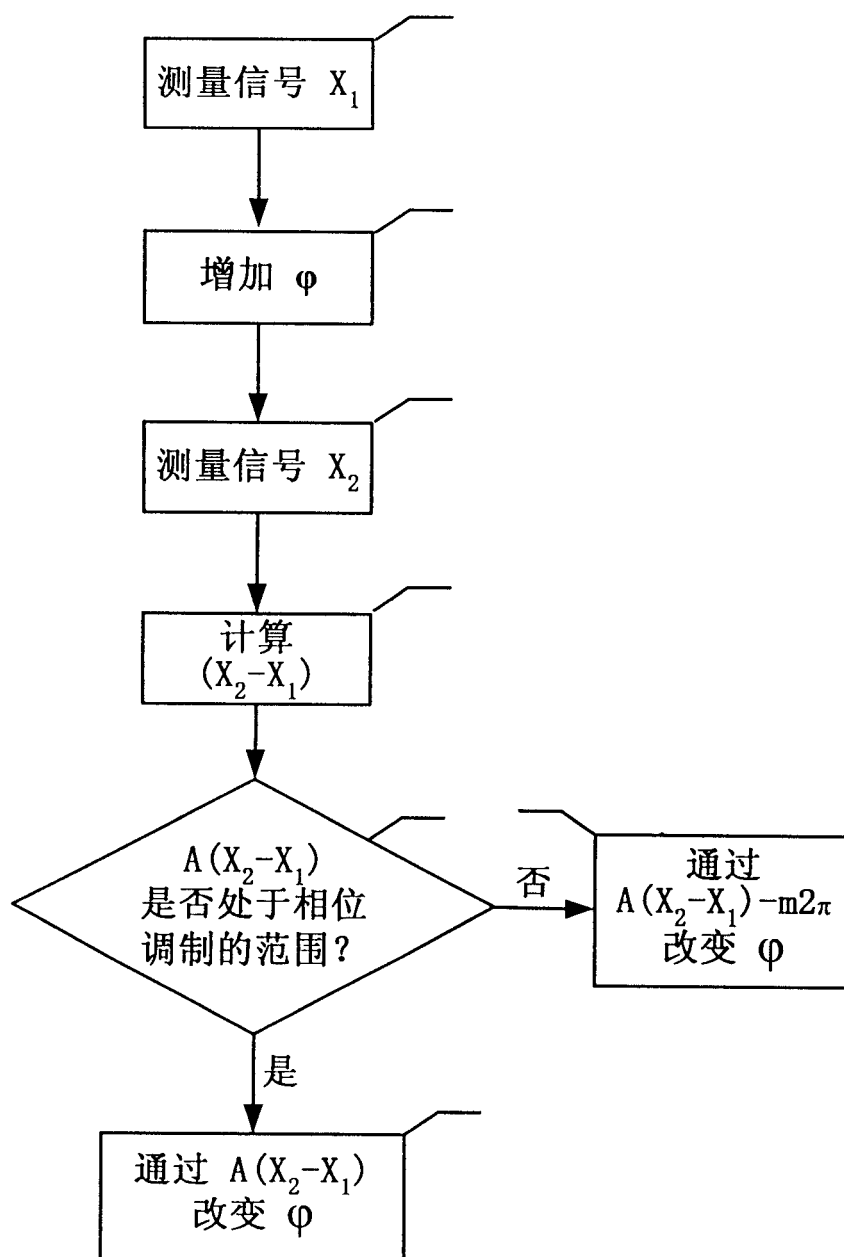


FIG. 15C

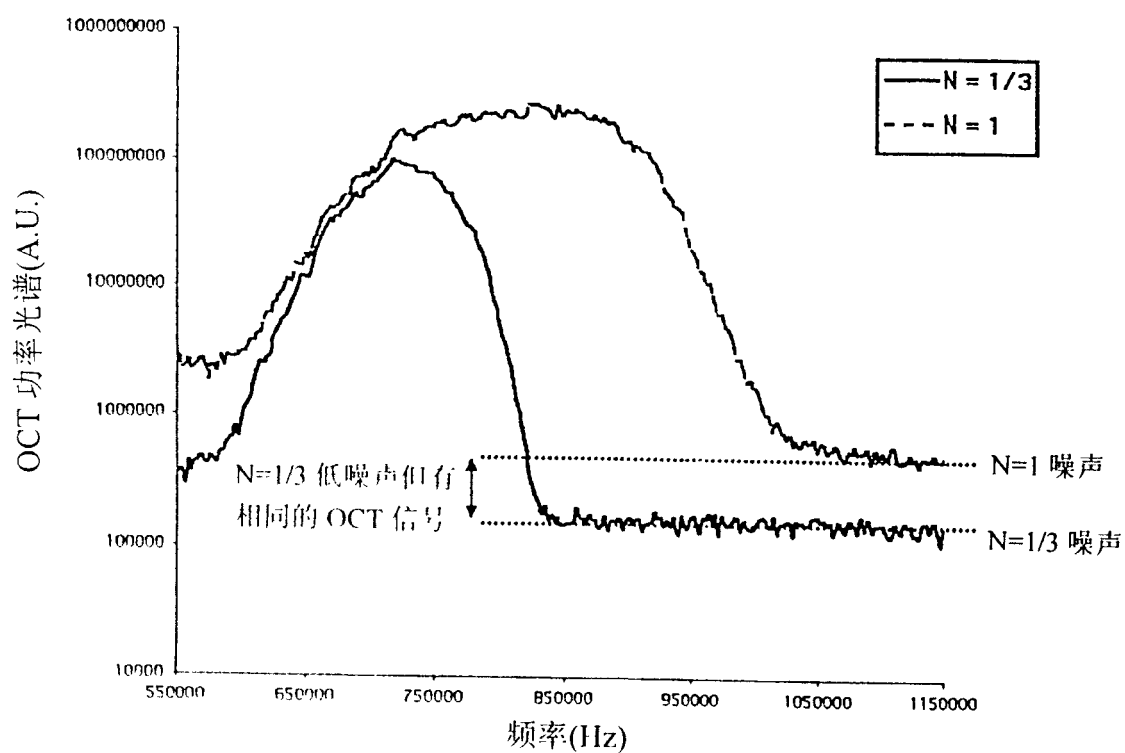


FIG. 16

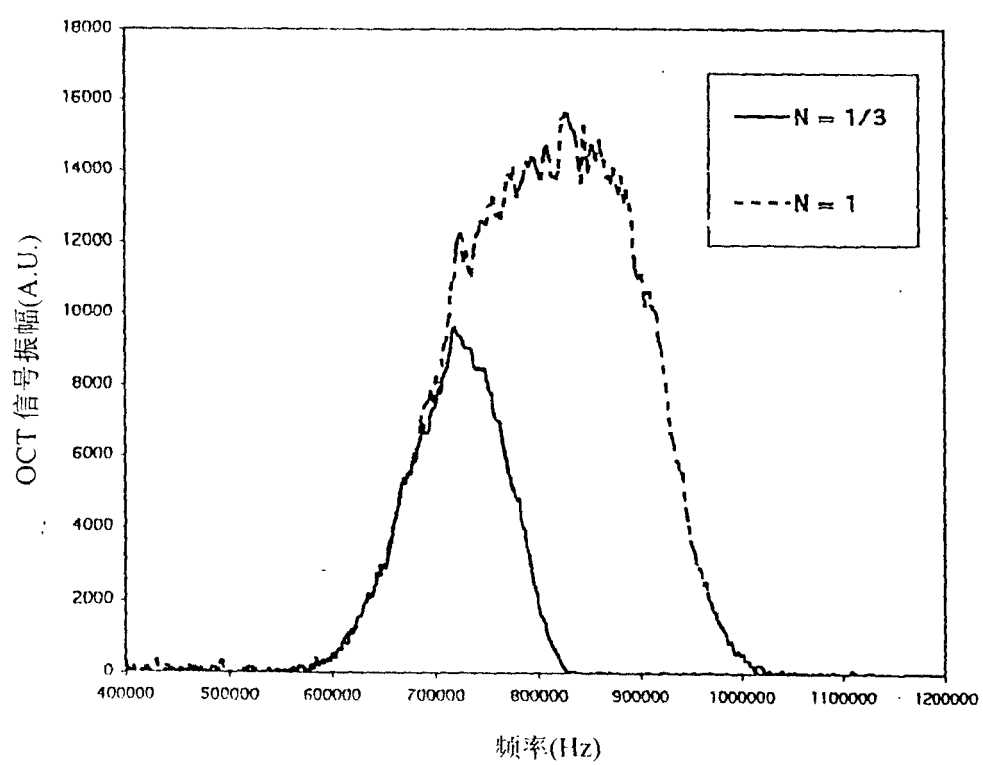


FIG. 17

FIG. 18

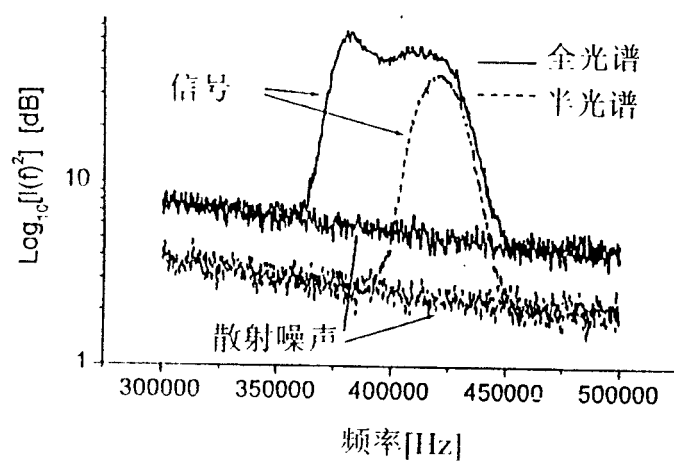


FIG. 19

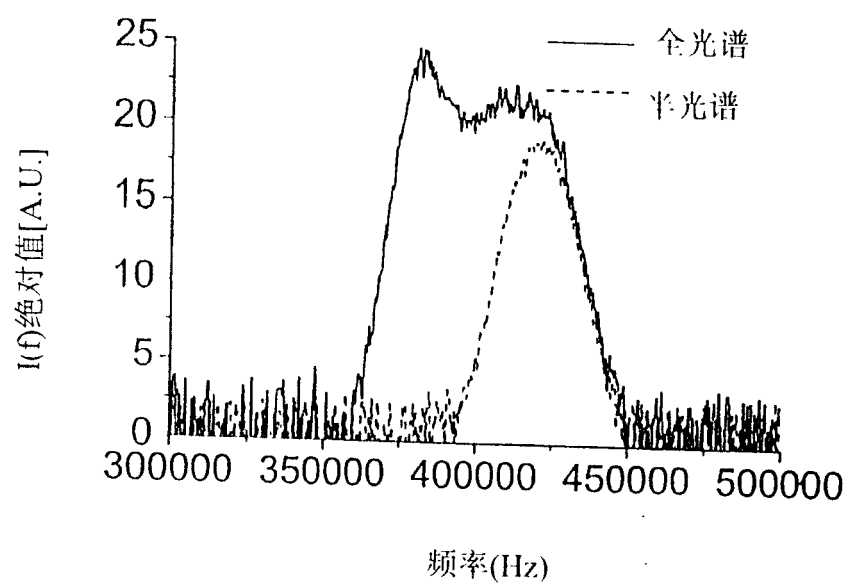


FIG. 20

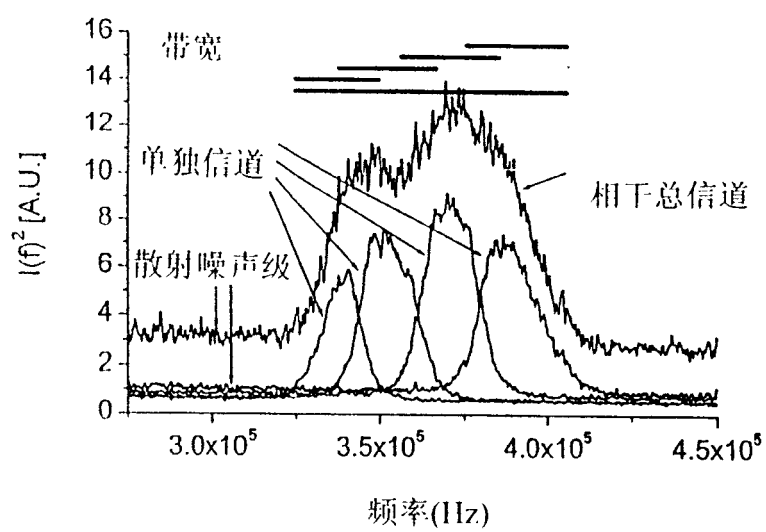
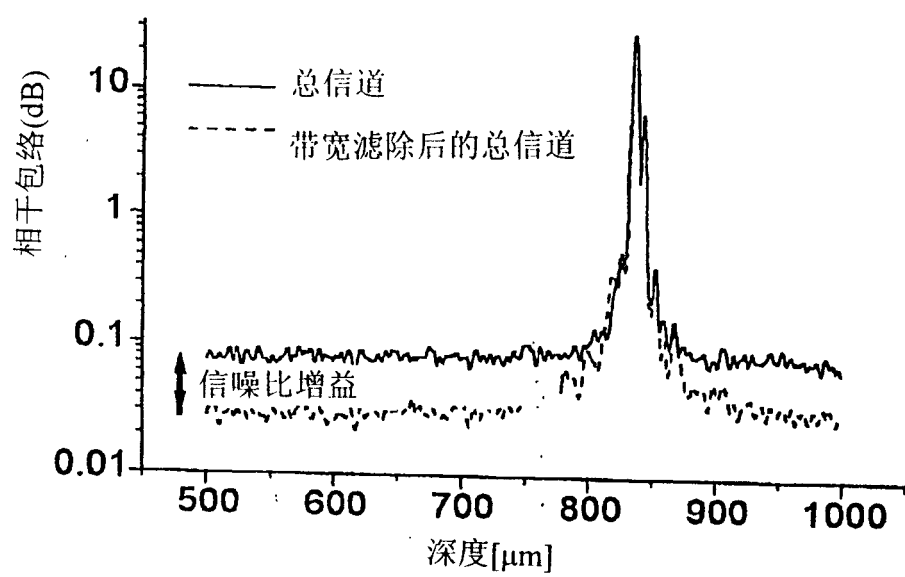


FIG. 21



专利名称(译)	使用光谱带并行检测的低相干涉测量法(LCI)和光学相干层析成像(OCT)信号的测距和降噪的装置和方法		
公开(公告)号	CN1623085A	公开(公告)日	2005-06-01
申请号	CN03802734.8	申请日	2003-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	通用医疗公司		
申请(专利权)人(译)	通用医疗公司		
当前申请(专利权)人(译)	GEN HOSPITAL CORP.		
[标]发明人	约翰尼斯菲茨杰拉德德博尔 吉勒摩J蒂尔尼 布雷特尤金博马		
发明人	约翰尼斯·菲茨杰拉德·德博尔 吉勒摩·J·蒂尔尼 布雷特·尤金·博马		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00 A61B5/00 A61B10/00 G01B9/02 G01N21/45 G01N21/47 A61B3/00 H03L7/00		
CPC分类号	A61B5/6852 A61B5/0066 A61B5/7257 G01B9/02007 G01B9/02008 G01B9/02032 G01B9/02044 G01B9/02091 G01B2290/45 G01N21/4795		
代理人(译)	张小娟		
优先权	60/351904 2002-01-24 US 10/136813 2002-04-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供用于通过检测光谱波段的平行组，增加光学相干层析成像以及低相干涉测量法(LCI)信号中检测灵敏度的装置、方法、逻辑线路和存储介质，其中每个波段是光频的唯一结合。所述LCI宽波段光源能被分成N个光谱波段。所述N个光谱波段能被分别检测和处理以提供信噪比中N倍的增量。每个光谱波段可通过单独的光检波器予以检测并被放大。对于每个光谱波段，所述信号在信号波段附近通过模拟电子设备予以带通滤波并被数字化，或可选地，可用软件对所述信号进行数字化和带通滤波。因此，对于所述信号的散射噪音的影响可被减少与光谱波段数量相同的倍数，同时保持相同的信号振幅。所述散射噪音的降低增加了系统的动态范围和灵敏度。

