

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
G01N 21/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200710058593.7

[45] 授权公告日 2009 年 8 月 26 日

[11] 授权公告号 CN 100531669C

[22] 申请日 2007.8.6

[21] 申请号 200710058593.7

[73] 专利权人 天津炜辐医疗科技有限公司

地址 300204 天津市河西区广东路荣华里
2-6-507-510

[72] 发明人 胡新华

[56] 参考文献

US5917190A 1999.6.29

审查员 胡江海

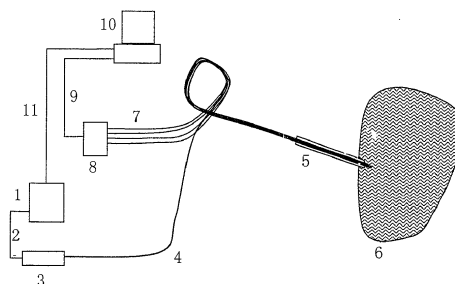
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 3 页

[54] 发明名称

测定混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统

[57] 摘要

一种测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统，光源输入部分与光纤测量部分相连接，光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接，控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连，光纤测量部分连接被测物，光源输入部分中电源温度控制器的输入端通过电缆与控制、数据处理及计算部分相连，输出端通过电源温控电缆与光源相连，光源的输出耦合端与光纤测量部分相连接；光源由激光相干光源构成或由非相干光源构成；光纤测量部分中激发引导光纤的一端与光源输入部分的光源相连接，测量仪分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束，激发引导光纤的另一端和测量光纤束的另一端共同插入被测物中。本发明可以准确地测定混浊介质及生物组织光学参数。



1. 一种测量混浊介质光学参数的光纤系统, 包括有: 光源输入部分; 光纤测量部分; 和控制、数据处理及计算部分, 其中, 光源输入部分与光纤测量部分相连接, 光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接, 控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连, 而光纤测量部分还连接被测混浊介质, 其特征在于, 所述的光源输入部分包括有光源用电源温度控制器(1)和光源(3), 其中, 电源温度控制器(1)的输入端通过电缆(11)与控制、数据处理及计算部分相连, 输出端通过电源温控电缆(2)与光源(3)相连, 光源(3)的输出耦合端与光纤测量部分相连接; 所述的光源(3)由一个或一个以上的激光相干光源构成或由连续谱的非相干光源构成, 所述的非相干光源照射光波长在设定的谱域内连续分布; 所述的光纤测量部分包括有激发引导光纤(4), 测量仪(8)和测量光纤束(7), 其中, 激发引导光纤(4)的一端与光源输入部分的光源(3)相连接, 测量仪(8)分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束(7), 激发引导光纤(4)的另一端和测量光纤束(7)的另一端共同插入被测混浊介质。

2. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的控制、数据处理及计算部分是由计算机构成。

3. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的光源(3)的照射光强度调制通过光源电流或机械斩波器两者之一在0.1赫兹至100兆赫兹频率范围内调制。

4. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)的直径在10微米~10毫米之间。

5. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)端头平面的法线与光纤轴成0度~90度范围内的某一角度。

6. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的测量光纤束(7)是由1~10根测量光纤组成, 测量光纤束(7)中的光纤的直径在10微米~10毫米之间。

7. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的测量光纤束(7)端头平面的法线与光纤轴平行或成0度~90度范围内的某一角度。

8. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)和测量光纤束(7)被固定在同一针头内后, 插入混浊介质内。

9. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)和测量光纤束(7)采用线缆外套固定后通过内窥镜的工作通道进入人体的腔内通道。

10. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的测量仪(8)由分光部分、光电探测部分和模拟数字转换器组成, 其测量光纤所输出的

光信号首先由分光部分将其波谱展开并由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光谱信号。

11. 根据权利要求1所述的测量混浊介质光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的测量仪(8)是由光电探测部分和模拟数字转换器组成, 测量光纤所输出的光信号由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光学信号。

12. 一种测量生物组织光学参数的光纤系统, 包括有: 光源输入部分; 光纤测量部分; 和控制数据处理及计算部分, 其中, 光源输入部分与光纤测量部分相连接, 光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接, 控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连, 而光纤测量部分还连接被测生物组织, 其特征在于, 所述的光源输入部分包括有光源用电源温度控制器(1)和光源(3), 其中, 电源温度控制器(1)的输入端通过电缆(11)与控制、数据处理及计算部分相连, 输出端通过电源温控电缆(2)与光源(3)相连, 光源(3)的输出耦合端与光纤测量部分相连接; 所述的光源(3)由一个或一个以上的激光相干光源构成或由连续谱的非相干光源构成, 所述的非相干光源照射光波长在设定的谱域内连续分布; 所述的光纤测量部分包括有激发引导光纤(4), 测量仪(8)和测量光纤束(7), 其中, 激发引导光纤(4)的一端与光源输入部分的光源(3)相连接, 测量仪(8)分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束(7), 激发引导光纤(4)的另一端和测量光纤束(7)的另一端共同插入被测生物组织。

13. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的控制、数据处理及计算部分是由计算机构成。

14. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的光源(3)的照射光强度调制通过光源电流或机械斩波器两者之一在0.1赫兹至100兆赫兹频率范围内调制。

15. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)的直径在10微米~10毫米之间。

16. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)端头平面的法线与光纤轴成0度~90度范围内的某一角度。

17. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的测量光纤束(7)是由1~10根测量光纤组成, 测量光纤束(7)中的光纤的直径在10微米~10毫米之间。

18. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的测量光纤束(7)端头平面的法线与光纤轴平行或成0度~90度范围内的某一角度。

19. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)和测量光纤束(7)被固定在同一针头内后, 插入生物组织内。

20. 根据权利要求12所述的测量生物组织光学参数的光纤系统, 其特征在于, 所述的激发引导光纤(4)和测量光纤束(7)采用线缆外套固定后通过内窥镜的工作通道进

入人体的腔内通道。

21. 根据权利要求 12 所述的测量生物组织光学参数的光纤系统，其特征在于，所述的测量仪（8）由分光部分、光电探测部分和模拟数字转换器组成，其测量光纤所输出的光信号首先由分光部分将其波谱展开并由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光谱信号。

22. 根据权利要求 12 所述的测量生物组织光学参数的光纤系统，其特征在于，所述的测量仪（8）是由光电探测部分和模拟数字转换器组成，测量光纤所输出的光信号由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光学信号。

测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统

技术领域

本发明涉及一种光纤探测系统。特别是涉及一种可用于准确地测定本体或活体的混浊介质和生物组织光学参数的测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统。

背景技术

随着光学方法越来越多地用于疾病的定量诊断和治疗监测，研究或医护人员常常需要知道照射光能量在进入病人的器官生物组织后是如何分布以及如何产生反射和透射信号。除眼睛的角膜等少数组织外，人体或动物的生物组织为光学混浊介质，也既光吸收与光散射并存于光与生物组织的相互作用，在可见光及近红外波段以散射为主，相互作用的空间和时间分布具有随机的性质。这种情况下光在组织中的能量传播和分布为一复杂的边界条件问题，需要用准确的数学物理模型描述并求解。目前广泛应用的混浊介质及生物组织光学模型为辐射传输理论，该理论将生物组织的光学参数定义为吸收系数，散射系数和散射相函数。吸收系数代表光子在介质内单位传播距离被吸收的平均次数，通常与组织内的不同成分如生物大分子种类和浓度，血液，色素颗粒的大小与多少等有关。而散射系数和散射相函数则代表光子在介质内单位传播距离被散射的平均次数和散射角度的几率分布。在已知散射相函数形式的情况下，如汉尼-格林斯坦（Henye-Greenstein）散射相函数等，散射相函数可由一个或多个标量参数决定。汉尼-格林斯坦散射相函数由一各向异性参数决定，各向异性参数定义为散射角度余弦的平均值，详细讨论可见参考文献（例如 Z. Song, K. Dong, X. H. Hu, and J. Q. Lu, "Monte Carlo Simulation of Converging Laser Beams Propagating in Biological Tissues", *Applied Optics*, vol. 38, pp. 2944-2949 (1999)）。

许多研究文献表明混浊介质的光学参数由介质的微观结构组成及宏观分布决定；对于生物组织类的混浊介质，则由其细胞种类和分布结构等决定。比如人体器官内不同组织如癌症病灶和正常组织之间，不同类正常组织如表皮和真皮组织之间的光学参数不同。光在混浊介质或生物器官组织中的能量传播和分布由这些光学参数可以根据辐射传输理论决定。因此，混浊介质或生物组织的光学参数是对此类材料的光学性质进行定量分析必不可少的关键数据。此外，这些光学参数通常随光波长变化，因此是波长的函数。不同的介质的光学参数为特定的和不同的波长函数。

测定混浊介质或生物组织光学参数需要提供照射介质用的入射光，然后在介质内或介质外不同方向与位置测量与入射光波长相同的散射光信号。光在传播过程中由于与散射颗粒或散射中心之间的相互作用造成光线或光子转播方向的改变。在混浊介质或生物组织中这些散射中心的空间与时间分布通常为随机的，其统计特征由介质的光学性质决定。光散射的随机性质造成出射光在三维空间内方向与位置分布上的随机性，这使得混

浊介质或生物组织的散射光信号测量比较困难。目前报导过的测量方法包括利用积分球测量漫反射和漫透射信号的方法, 和利用分立探测器或阵列探测器测量反射信号分布的方法。这些方法的缺点或为测量系统复杂, 或为需要离开活体的样品, 都无法用于准确地测定本体或活体光学参数。详细讨论可见参考文献(例如 C. Chen, J. Q. Lu, H. Ding, K. M. Jacobs, Y. Du, and X. H. Hu, "A primary method for determination of optical parameters of turbid samples and application to intralipid between 550 and 1630nm", Optics Express, vol.14, pp. 7420-7435 (2006))。

发明内容

本发明所要解决的技术问题是, 提供一种可用于准确地测定本体或活体的混浊介质和生物组织光学参数的测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统。

本发明所采用的技术方案是: 一种测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统, 其中, 测量混浊介质光学参数的光纤系统, 包括有: 光源输入部分; 光纤测量部分; 和控制数据处理及计算部分, 其中, 光源输入部分与光纤测量部分相连接, 光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接, 控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连, 而光纤测量部分还连接被测混浊介质, 所述的光源输入部分包括有光源用电源温度控制器和光源, 其中, 电源温度控制器的输入端通过电缆与控制、数据处理及计算部分相连, 输出端通过电源温控电缆与光源相连, 光源的输出耦合端与光纤测量部分相连接; 所述的光源由一个或一个以上的激光相干光源构成或由连续谱的非相干光源构成, 所述的非相干光源照射光波长在设定的谱域内连续分布; 所述的光纤测量部分包括有激发引导光纤, 测量仪和测量光纤束, 其中, 激发引导光纤的一端与光源输入部分的光源相连接, 测量仪分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束, 激发引导光纤的另一端和测量光纤束的另一端共同插入被测混浊介质。

所述的控制、数据处理及计算部分是由计算机构成。

所述的光源的照射光强度调制通过光源电流或机械斩波器两者之一在 0.1 赫兹至 100 兆赫兹频率范围内调制。

所述的激发引导光纤的直径在 10 微米~10 毫米之间。

所述的激发引导光纤端头平面的法线与光纤轴成 0 度~90 度范围内的某一角度。

所述的测量光纤束是由 1~10 根测量光纤组成, 测量光纤束中的光纤的直径在 10 微米~10 毫米之间。

所述的测量光纤束端头平面的法线与光纤轴平行或成 0 度~90 度范围内的某一角度。

所述的激发引导光纤和测量光纤束被固定在同一针头内后, 插入混浊介质内。

所述的激发引导光纤和测量光纤束采用线缆外套固定后通过内窥镜的工作通道进入人体的腔内通道。

所述的测量仪由分光部分、光电探测部分和模拟数字转换器组成，其测量光纤所输出的光信号首先由分光部分将其波谱展开并由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光谱信号。

所述的测量仪是由光电探测部分和模拟数字转换器组成，测量光纤所输出的光信号由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光学信号。

测量生物组织光学参数的光纤系统，包括有：光源输入部分；光纤测量部分；和控制数据处理及计算部分，其中，光源输入部分与光纤测量部分相连接，光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接，控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连，而光纤测量部分还连接被测生物组织，其特征在于，所述的光源输入部分包括有光源用电源温度控制器和光源，其中，电源温度控制器的输入端通过电缆与控制、数据处理及计算部分相连，输出端通过电源温控电缆与光源相连，光源的输出耦合端与光纤测量部分相连接；所述的光源由一个或一个以上的激光相干光源构成或由连续谱的非相干光源构成，所述的非相干光源照射光波长在设定的谱域内连续分布；所述的光纤测量部分包括有激发引导光纤，测量仪和测量光纤束，其中，激发引导光纤的一端与光源输入部分的光源相连接，测量仪分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束，激发引导光纤的另一端和测量光纤束的另一端共同插入被测生物组织。

所述的控制、数据处理及计算部分是由计算机构成。

所述的光源的照射光强度调制通过光源电流或机械斩波器两者之一在 0.1 赫兹至 100 兆赫兹频率范围内调制。

所述的激发引导光纤的直径在 10 微米~10 毫米之间。

所述的激发引导光纤端头平面的法线与光纤轴成 0 度~90 度范围内的某一角度。

所述的测量光纤束是由 1~10 根测量光纤组成，测量光纤束中的光纤的直径在 10 微米~10 毫米之间。

所述的测量光纤束端头平面的法线与光纤轴平行或成 0 度~90 度范围内的某一角度。

所述的激发引导光纤和测量光纤束被固定在同一针头内后，插入生物组织内。

所述的激发引导光纤和测量光纤束采用线缆外套固定后通过内窥镜的工作通道进入人体的腔内通道。

所述的测量仪由分光部分、光电探测部分和模拟数字转换器组成，其测量光纤所输出的光信号首先由分光部分将其波谱展开并由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光谱信号。

所述的测量仪是由光电探测部分和模拟数字转换器组成，测量光纤所输出的光信号由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光学信号。

本发明的测定混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统及测定方法，测量系统简单，使用方便，可以准确地测定混浊介质及生物组织光学参数。

附图说明

图 1 是本发明的系统结构示意图；

图 2 是本发明的实施例中光纤设置的示意图；

图 3 是本发明测定方法的流程图；

图 4 是本发明测定方法中的光传输理论计算子程序流程图。

其中：

- | | |
|------------|-----------|
| 1: 电源温度控制器 | 2: 电源温控电缆 |
| 3: 光源 | 4: 激发引导光纤 |
| 5: 保护针套 | 6: 生物组织 |
| 7: 测量光纤束 | 8: 测量仪 |
| 9: 电缆 | 10: 计算机 |
| 11: 电缆 | |

具体实施方式

下面，结合附图和实施例详细说明本发明的测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统。

准确测定混浊介质或生物组织的吸收系数，散射系数和各向异性参数需要测量不同方向上的漫散射光。散射光信号定义为在光波长不变的条件下其传播方向偏离原传播方向后探测到的光信号，漫散射光信号定义为光自光源或辐射传输系统终端出射后，经单次或多次散射后探测到的光信号，前向漫散射光信号定义为在出射光方向的极角 0 度至正负 90 度内测到的漫散射光信号，后向漫散射光信号定义为在出射光方向的极角正负 90 度至 180 度内测到的漫散射光信号。

如图 1 所示，本发明的测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统，包括有：光源输入部分；光纤测量部分；和控制数据处理及计算部分，其中，光源输入部分与光纤测量部分相连接，光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接，控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连，而光纤测量部分还连接被测混浊介质或生物组织。

所述的光源输入部分包括有光源用电源温度控制器 1 和光源 3，其中，电源温度控制器 1 提供光源所需的电流，控制光源的温度及输出光调制频率。电源温度控制器 1 的输入端通过电缆 11 与控制、数据处理及计算部分相连，输出端通过电源温控电缆 2 与光源 3 相连，光源 3 的输出耦合端与光纤测量部分相连接。

电源温度控制器 1 的一种实现方式可包括一通过温感元件（如热敏电阻）信号进行负反馈控制的温控电流源和一激光电流源。温控电流源的电流输出至与电源一起的半导体致冷器，而达到控制光源温度的目的。温控电流源和激光电流源属于常见的电路，有多家光电器件公司出售，如美国的 Thorlabs 公司出售的型号为 ITC102 的电源温度控制器。电源温控电缆 2 由多条电缆组成，包括激光二极管电流线，半导体致冷器电源线，温感元件信号线等，均为普通电缆。

所述的光源3可由一个或一个以上的激光相干光源构成,即为单一或分立的多波长。也可由连续谱的非相干光源构成,其照射光波长在设定的谱域内连续分布。光源3的照射光强度调制可以通过光源电流或机械斩波器两者之一,在0.1赫兹至100兆赫兹频率范围内调制。

光源3,包含光源及光学耦合系统,光源可由单个或多个激光器如半导体激光器组成提供单一或多波长的输出光,其光功率随时间在调制频率上周期性变化,光学耦合系统将自光源发出的照射光耦合到光纤测量部分的激发引导光纤4中。光学耦合系统通常有一组透镜和/或反射镜组成,目的为将尽可能多的光能聚焦到激发引导光纤4内。

所述的光纤测量部分包括有激发引导光纤4,测量仪8和测量光纤束7,其中,激发引导光纤4的一端与光信号输入部分的光源3相连接,测量仪8分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束7,激发引导光纤4的另一端和测量光纤束7的另一端共同插入被测混浊介质或生物组织。

所述的激发引导光纤4的直径在10微米~10毫米之间。而激发引导光纤4端头平面的法线与光纤轴成0度~90度范围内的某一角度。

所述的测量光纤束7是由1~10根测量光纤组成,测量光纤束7中的光纤的直径在10微米~10毫米之间。即测量光纤束中的光纤的直径可以相同也可以不相同。所述的测量光纤束7平面的法线与光纤轴平行或成0度~90度范围内的某一角度,以接受前向透射,漫透射或漫反射的散射光信号。

所述的激发引导光纤4和测量光纤束7通过用不同的连接方法或直接地被固定在同一针头(如保护针套5)内后,插入混浊介质或生物组织内测定混浊介质或生物组织6的光学参数。

所述的激发引导光纤4和测量光纤束7还可以采用线缆外套固定后通过内窥镜的工作通道进入人体的腔内通道如气管和食管测定管壁组织的光学参数。

本发明的激发引导光纤4和测量光纤束7结合的一种设计方法可由图2a和图2b所示,图2a为正面视图,图2b为侧面视图。图中激发引导光纤4用于导入激发光散射信号的照射光。图中光纤a、b、c、d为测量光纤束7,其中,光纤a和光纤b为测量前向和漫透射光信号的光纤,光纤c和光纤d为测量漫反射光信号的光纤。

所述的测量仪8由分光部分、光电探测部分和模拟数字转换器组成,其测量光纤所输出的光信号首先由分光部分将其波谱展开并由光电探测器变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光谱信号。

由于光源3可输出多波长的输出光至激发引导光纤4,因此测量光纤7所接受到的散射光信号可为多波长。因此,在单一波长的照射光和散射光信号中的荧光部分可忽略的条件下,测量仪8的分光系统可由光栅或棱镜组成,将多波长的散射光信号按其波长在不同角度分开,由光电探测器(通常为一线型光电探测阵列)分别变成电信号放大后送至模拟数字转换器变为实时光谱信号,然后通过电缆9传送至计算机10。

所述的控制、数据处理及计算部分是由计算机构成。

计算机 10 将实时光谱信号作为时间的函数存入计算机内存储系统，然后通过信号处理程序选择在激光源波长上的信号并进行解调以提高信噪比。信号处理程序的解调过程可以通过对时间的傅立叶变换完成。波长选择与解调后的散射光信号强度与入射光信号强度之比即作为漫反射率，漫透射率和前向透射率存入计算机内存储系统，为实测光信号。计算机 10 也包括光源的控制程序，通过电缆 11 和电源温度控制器 1 控制光源的调制频率及开关。计算机 10 还包括光纤测定系统的计算确定程序部分用于根据所测量的光信号确定浑浊介质或生物组织测样 6 的光学参数。

如图 3 所示，本发明的测定混浊介质及生物组织光学参数的光纤测定方法，是由如下阶段完成：

第一阶段：从测量仪输出的实时光谱信号将多个波长上的光学信号按其波长分别进行存贮；

第二阶段：将存贮的不同波长的实时光学信号在不同波长上通过数学处理如傅立叶变换等进行解调后计算出实测光信号；

第三阶段：进入光传输理论计算子程序，根据输入的入射光参数，测样探头形状参数和测样光学参数初始值获得计算光信号；

第四阶段：比较实测光信号与计算光信号的差别，并通过反复调整测样光学参数直至计算光信号与实测光信号的差别小于事先设定值为止，并输出在照射光波长上的测样光学参数数值。

所述的多个波长上的光学信号包括有入射光参数，测样探头形状参数及测样光学参数初始值。

在测量光纤 7 的端头插入测样内部的条件下，第三阶段所述的光传输理论计算子程序可以由如下步骤完成：

- S1：输入入射光参数和被追踪光子总数 N_0 ；
- S2：输入测样光学和边界几何参数；
- S3：由光子的入射方向决定其初始行进方向；
- S4：设定被追踪光子数 $N=1$ ；
- S5：根据吸收系数随机决定光子总路程；
- S7：判断被追踪光子数 N 是否大于 1？， N 大于 1 进入 S8，否则根据 S3 进入 S9；
- S8：根据散射相函数随机决定光子散射角度也即行进方向，并进入 S9；
- S9：根据散射系数随机决定光子自由行进路程；
- S10：追踪光子至下一散射点；
- S11：判断累计行进路程是否大于总路程？是进入 S12，否则进入 S13；
- S12：判断光子被吸收后进入 S6；
- S6：将被追踪光子数 N 增加 1 后进入 S5；

S13: 判断是否接触边界? 是进入 S14, 否则进入 S8;

S14: 判断是否溢出测样? 是进入 S15, 否则进入 S16;

S15: 判断光子逃逸后进入 S6;

S16: 判断是否被测量光纤接受? 是进入 S17, 否则进入 S8;

S17: 计算光信号;

S18: 判断被追踪光子数 N 是否大于入射光束的光子总数 N_0 ; 是进入 S19, 否则进入 S6;

S19: 程序结束并输出计算光信号。

下面对本发明的测定混浊介质及生物组织光学参数的光纤测定方法给出进一步的说明。

本发明的光纤系统和测定方法的计算确定程序部分的核心为基于浑浊介质内辐射传输理论的光学信号计算方法。辐射传输理论可以表达为一辐射传输方程的微积分方程, 其与时间无关的形式可表达如下

$$\mathbf{s} \cdot \nabla L(\mathbf{r}, \mathbf{s}) = -(\mu_a + \mu_s)L(\mathbf{r}, \mathbf{s}) + \mu_s \int_{4\pi} p(\mathbf{s}, \mathbf{s}') L(\mathbf{r}, \mathbf{s}') d\Omega'$$

上式中 $\mathbf{s}$ 为光传播方向的单位矢量, $\cdot$ 代表矢量点乘算符, ∇ 代表矢量梯度算符, $\mathbf{r}$ 为三维空间内的坐标矢量, $L(\mathbf{r}, \mathbf{s})$ 为光流量 (单位面积单位立体角内的光功率), μ_a 为吸收系数, μ_s 为散射系数, $p(\mathbf{s}, \mathbf{s}')$ 为散射相函数 (正比于光自 $\mathbf{s}'$ 方向散射到 $\mathbf{s}$ 方向的几率), $\int_{4\pi} d\Omega'$ 代表对三位空间总立体角为 4π 的 $\mathbf{s}'$ 方向的立体角度积分。基于辐射传输方程的边界值问题通常有两种解法: 数值解方法和以蒙特卡罗方法为代表的统计方法。数值解方法为将前述的辐射传输方程转化为差分方程组后根据边界条件求解。蒙特卡罗方法则为根据前述的辐射传输方程所描述的光学传输过程, 用许多光子代表入射光束, 计算每个光子在三维空间内传输过程的行进轨道。光子的行进轨道由多个随机变量决定, 而这些随机变量的分布函数分别由吸收系数, 散射系数和散射相函数决定。光子在所考虑的区域边界附近的行进轨道通常根据平行光束在边界面上的反射系数公式处理。在对所有光子 (几十万或更多) 的行进轨道计算完成后再进行统计分析, 那些被探测光纤收集到的光子与入射光子总数之比即代表计算光信号。

图 4 是实现上述蒙特卡罗方法的一种逻辑流程。该方法将混浊介质等价于一包含随机分布的光吸收中心和光散射中心的介质, 光吸收中心和光散射中心的浓度与混浊介质的吸收系数, 散射系数分别相关, 而光吸收中心和光散射中心的随机分布则通过对光子总路程与自由路程的随机分布体现。在蒙特卡罗方法计算开始之前, 需要输入入射光参数如光束能量分布和入射方向及代表入射光束的光子数 N_0 , 以及代表测样的光学参数和边界几何形状参数。因为蒙特卡罗方法为统计方法, 其结果会包含统计误差, 所以需要进行跟踪计算的光子数 N_0 必须足够大, 才能将计算结果中的统计误差降到足够小。但 N_0

过大会造成计算时间过长。一般情况下 N_0 在 10 的 4 次方至 10 的 9 次方之间。

如图 4 所示, 蒙特卡罗计算方法需要对 N_0 个入射光子逐个进行其在测样内行进路程跟踪计算直至该光子行进结束, 也即光子或被测样吸收或溢出测样 (也即光子逃逸) 或被插在测样内的测量光纤接受。在对每个光子的行进路程跟踪计算开始之前, 蒙特卡罗计算程序将根据由测样吸收系数决定的随机分布确定光子的总路程和根据由测样散射系数决定的随机分布确定光子的自由行进路程长度。光子跟踪计算的第一步为跟踪光子沿初始行进方向至其自由行进路程所决定的位置, 假设光子在此位置被散射。在光子开始下一自由路程行进之前将对该光子是否被吸收, 或溢出, 或被测量光纤接受等条件进行测试。如上述条件之一被满足, 则开始下一个光子的行进路程跟踪计算。如上述条件均未被满足, 蒙特卡罗计算程序将根据测样的散射相函数 (或在确定相函数形式如汉尼—格林斯坦散射相函数下根据测样的各向异性参数) 决定散射角度也即下一行进自由路程的方向后, 再根据由测样散射系数决定的随机分布确定光子的自由路程长度, 从而开始对该光子的行进路程跟踪的反复计算直至光子行进结束。如被跟踪的光子被测量光纤 (图 1 中的测量光纤束 7 或图 2 中的光纤 a 至 d) 接受, 该光子即作为与计算光信号有关的计算数据记录。当对某个光子行进路程跟踪计算结束后, 蒙特卡罗计算程序比较被跟踪计算光子的累计数 N , 如 N 大于 N_0 , 蒙特卡罗计算结束, 否则将 N 增加 1 后对下一个入射光子开始跟踪计算。当对 N_0 个入射光子的跟踪计算全部完成后, 所有被测量光纤接受的累加光子数与 N_0 之比即作为计算光信号自蒙特卡罗计算程序输出。

实现图 3 所描述的计算确定程序, 是由图 4 所示的光传输理论计算子程序完成。计算确定程序所需要的输入数据为: 入射光参数如光波长, 光束截面内的功率分布和面积; 测样探头形状参数如浑浊介质或生物组织测样的结构, 纵向厚度, 横向尺度和折射率以及激发引导光纤和测量光纤的直径, 段头形状, 数值孔径, 光纤间距离和折射率; 测样光学参数初始值是根据经验决定的。上述输入数据通常由使用者通过用户界面输入。根据这些输入数据, 计算确定程序中的光输送理论计算子程序部分用蒙特卡罗方法计算代表入射光能量的光子在由激发引导光纤出射后经过在测样模型中被散射后由测量光纤收集。使用与实测光信号相同的定义, 上述计算子程序根据测量光纤收集的光子数与入射光子数之比输出与实测光信号相应的计算光信号。而计算与实测光学信号的差决定了计算确定程序是否结束或迭代计算。如计算与实测光学信号的差小于根据实测光信号的实验误差决定的设定值, 则测样光学参数初始值即为正确的测样光学参数, 计算确定程序结束并输出测样光学参数。如计算与实测光学信号的差大于设定值, 则计算确定程序进入迭代循环过程, 也即反复调整测样光学参数并重新进入光输送理论计算子程序部分计算光信号直至计算与实测光学信号的差小于设定值。

上述迭代循环过程中的测样光学参数调制可基于下述原理设计。首先根据实测和计算光学信号中的前向透射率的差别确定衰减系数 (为吸收系数与散射系数之和) 的调制方向: 如实测前向透射率大于计算前向透射率, 则减少衰减系数, 反之则增加衰减系数。

其后根据实测和计算光学信号中的漫透射率与漫反射率之和的差别确定吸收系数的调制方向：如实测漫透射率与漫反射率之和大于计算漫透射率与漫反射率之和，则减少吸收系数，反之则增加吸收系数。然后根据实测和计算光学信号中的漫透射率与漫反射率之比的差别确定各向异性系数的调制方向：如实测漫透射率与漫反射率之比大于计算漫透射率与漫反射率之比，则增加各向异性系数，反之则减少各向异性系数。

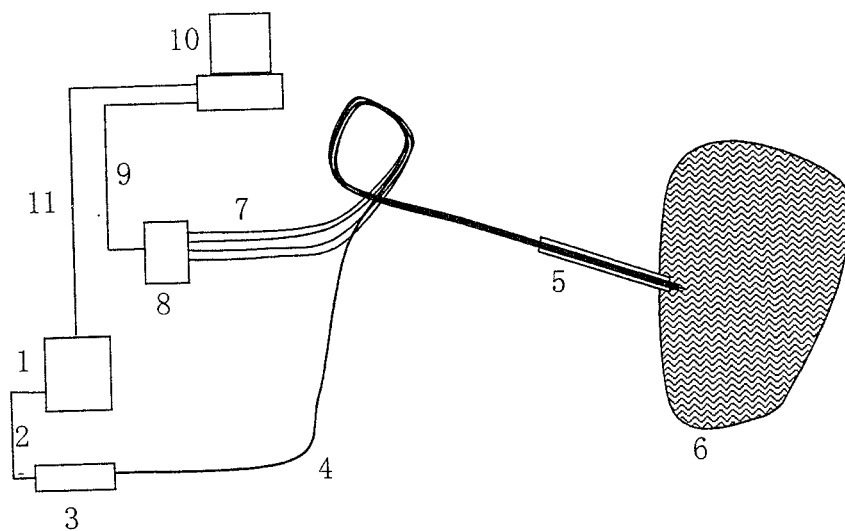


图 1

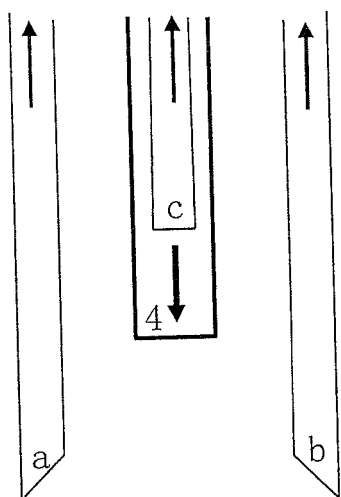


图 2a

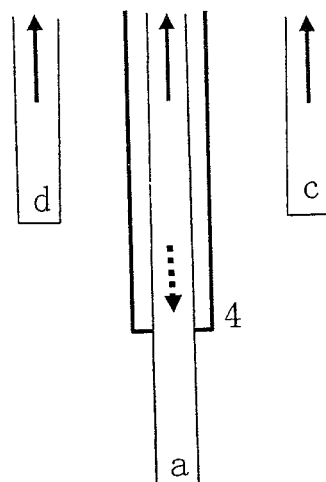


图 2b

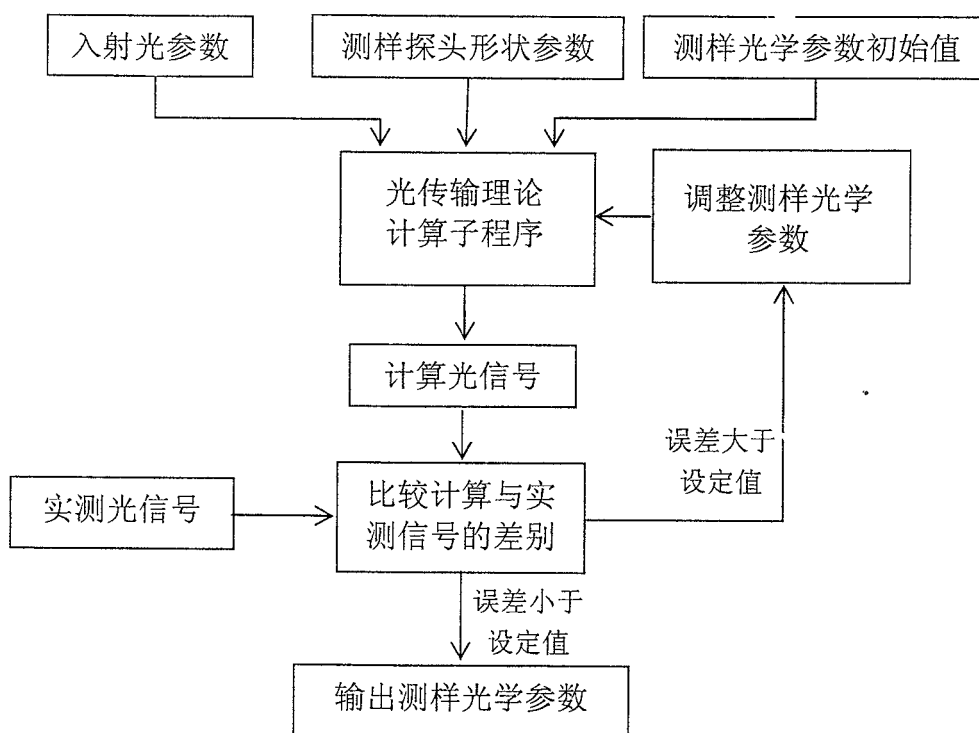


图 3

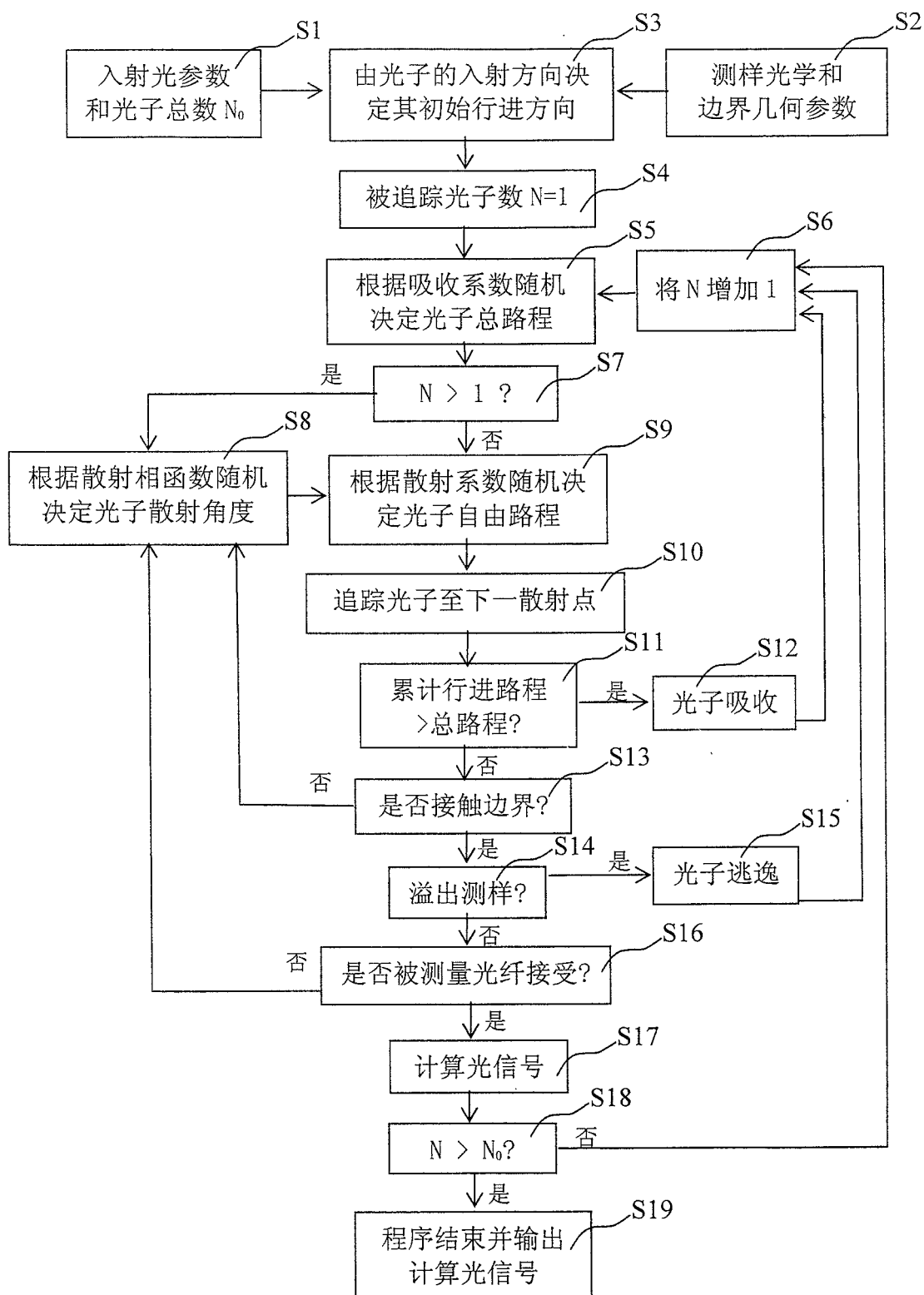


图 4

专利名称(译)	测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统		
公开(公告)号	CN100531669C	公开(公告)日	2009-08-26
申请号	CN200710058593.7	申请日	2007-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	天津炜辐医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	天津炜辐医疗科技有限公司		
[标]发明人	胡新华		
发明人	胡新华		
IPC分类号	A61B5/00 G01N21/00		
审查员(译)	胡江海		
其他公开文献	CN101103905A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种测量混浊介质及生物组织光学参数的光纤系统，光源输入部分与光纤测量部分相连接，光纤测量部分与控制、数据处理及计算部分相连接，控制、数据处理及计算部分又与光源输入部分相连，光纤测量部分连接被测物，光源输入部分中电源温度控制器的输入端通过电缆与控制、数据处理及计算部分相连，输出端通过电源温控电缆与光源相连，光源的输出耦合端与光纤测量部分相连接；光源由激光相干光源构成或由非相干光源构成；光纤测量部分中激发引导光纤的一端与光源输入部分的光源相连接，测量仪分别连接控制、数据处理及计算部分以及测量光纤束，激发引导光纤的另一端和测量光纤束的另一端共同插入被测物中。本发明可以准确地测定混浊介质及生物组织光学参数。

