



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102058393 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 31

(21) 申请号 201010525672. 6

CN 101103905 A, 2008. 01. 16,

(22) 申请日 2010. 10. 30

CN 101454654 A, 2009. 06. 10,

(73) 专利权人 华中科技大学

审查员 杨星

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路
1037 号

(72) 发明人 朱葇 骆清铭 闻翔

(74) 专利代理机构 华中科技大学专利中心
42201

代理人 夏惠忠

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2004/052187 A1, 2004. 06. 24,

WO 2009/004541 A1, 2009. 01. 08,

CN 1580740 A, 2005. 02. 16,

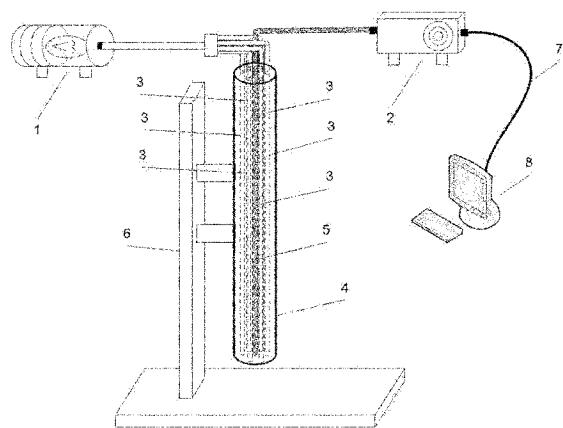
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 7 页

(54) 发明名称

基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数的测量方法

(57) 摘要

本发明提供了一种基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数的测量方法和测量系统, 本发明测量系统由皮肤反射光谱的测量装置和计算与显示装置组成。本发明通过实验数据和蒙特卡罗模拟相结合的分析方法, 提供更加精确的反射光强与皮肤光学特性参数的对应数据, 在实际测量样本皮肤时以实际测量反射光谱为基础, 通过该数据与多个生理参数进行计算拟合得到基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数, 最终以非侵入的方式无损、实时测量皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 等光学特性参数以及黑色素含量、脱氧血红蛋白、含氧血红蛋白含量、水分含量等生理信息。



1. 一种基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数测量方法,包括如下步骤:

步骤一:计算表示光学特性参数和反射光强之间的函数联系的优化数据 T,包括以下分步骤:

a) 配置标准组织模型溶液;

b) 测量标准组织模型溶液的光学特性参数;

c) 将入射光纤和反射光纤前端平行地置入标准组织模型溶液中,入射光纤另一端与光源相连,光源提供覆盖 400-1000nm 波长范围的入射光,反射光纤另一端与光谱仪相连,记录 400-1000nm 波长范围光学特性参数对应的组织反射光强的实验数据 T_{exp} ;

d) 利用蒙特卡罗方法在输入标准组织模型溶液光学特性参数的情况下模拟得到反射光强的模拟数据 T_{mc} ;

e) 求使得 $|K \cdot T_{mc} - T_{exp}|$ 的方差为最小时的常数 K 值;

f) 以 $K \cdot T_{mc}$ 为光学特性参数和反射光强之间的函数联系的优化数据 T;

步骤二:测量皮肤生理参数与光学特性参数,包括以下分步骤:

1) 将与步骤一 c) 中相同的入射光纤和反射光纤的前端端面与洁净平整的待测皮肤表面接触,入射光纤另一端与光源相连,光源提供覆盖 400-1000nm 波长范围的入射光,反射光纤另一端与光谱仪相连,记录 400-1000nm 波长范围皮肤反射光强 $M(\lambda)$;

2) 将入射光纤和反射光纤的前端端面置于反射标准片上方,记录标准片反射光强 $M_{std}(\lambda)$;

3) 归一化的测量皮肤反射光谱为 $mSPR(\lambda) = \frac{M(\lambda)}{M_{std}(\lambda)}$;

4) 设置四个生理参数和两个散射参数:黑色素含量 M_0 初值范围为 1% -10%;血红蛋白含量 B_0 初值范围为 0.2% -7%;血氧饱和度 S_0 初值范围为 0% -100%;水分含量 W_0 初值范围为 15% -70%;波长 500nm 的约化散射系数 $\mu_s'_{500nm}$ 初值范围为 20-200;瑞丽散射含量 f_0 初值范围为 0% -100%;

5) 通过步骤二 4) 中设置的所述生理参数和所述散射参数计算皮肤组织在各波长下的吸收系数和约化散射系数,针对该吸收系数和约化散射系数从步骤一得到的优化数据 T 中计算对应的标准反射光强;

6) 组合 400-1000nm 波长下计算得到的所述标准反射光强得到预测反射光谱 $pSPR(\lambda)$;

7) 计算所述预测反射光谱与步骤二 3) 得到的所述测量皮肤反射光谱之间的误差 $u = \sum |mSPR(\lambda) - pSPR(\lambda)|$;

8) 循环重复步骤二 4)-7), 得到使误差 u 达到最小的被测样本对应的所述生理参数和所述散射参数;

9) 通过所述使误差 u 达到最小的被测样本对应的生理参数和散射参数计算得到被测样本皮肤的吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 。

2. 如权利要求 1 所述的测量方法,其特征在于,标准组织模型溶液是用脂肪乳溶液与印度墨水配置得到,配置的标准组织模型溶液由 32 组不同浓度溶液构成,溶液中脂肪乳的浓度为以下 4 个之一:20%,5%,1.25%,0.3125%;溶液中印度墨水的浓度为以下 8 个之一:0,0.0015%,0.003%,0.013%,0.023%,0.048%,0.073%,0.098%。

3. 如权利要求 1 所述的测量方法,其特征在于,测量标准组织模型溶液的光学特性参数包括以下步骤:

i) 选定测量波长;

ii) 在距离光源位置 r 处针对所述标准组织模型溶液进行测量得到所述测量波长的光通量 $M_{(r)}$;

iii) n 次改变反射光纤探头与光源之间的距离 r ,并分别测量光通量 $M_{(r)i}$,其中 $i = 2, 3, 4, \dots, n$;

iv) 将 $\ln(r * M_{(r)})$ 对于距离 r 进行线性拟合,计算得到拟合曲线的斜率 $1/\delta_0$;

v) 向溶液中滴加墨水后标准组织模型溶液中增加的吸收系数为 $\Delta \mu_a$,所述吸收系数 $\Delta \mu_a$ 通过分光光度计测量墨水吸光度得到;

vi) 以滴加了墨水的溶液为对象,针对所述测量波长重新进行步骤 ii)-iv),计算得到此时拟合曲线的斜率 $1/\delta_1$;

vii) 通过下列方程组

$$\begin{cases} \frac{1}{\delta_0} = \sqrt{3\mu_{s0}(\mu_{s0} + \mu_{s0}')} \\ \frac{1}{\delta_1} = \sqrt{3\mu_{s1}(\mu_{s1} + \mu_{s0}')} \\ \mu_{s1} = \mu_{s0} + \Delta\mu_a \end{cases}$$

计算得到所述标准组织模型溶液的光学特性参数 μ_{s0} 和 μ_{s0}' 。

4. 如权利要求 1 所述的测量方法,其特征在于,反射标准片在可见近红外波长反射率为 99.9%。

基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数的测量方法

技术领域

[0001] 本发明属于光谱技术应用和生物医学工程领域,涉及一种基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数的测量方法。

背景技术

[0002] 近年来,利用光学手段进行医学诊断与治疗正逐渐受到生物医学研究者的广泛关注。相对于 X 射线、CT、核磁共振等其他医学检测技术,光学技术可以以非侵入式的方式实施组织的无损结构与功能检测,并具有适用范围广、便携性高、成本低廉等优点。组织光学特性参数通过对组织中吸收与散射等光学特性的评价,来描述生物组织对不同波长入射光的响应。定量评价组织中的光学特性参数,一方面将有助于优化光学诊断方法在生物组织中的诊断深度与光学成像技术在生物组织中的成像质量。另一方面,将可对光学治疗到达治疗部位的能量强度给出定量分析,有助于优化光学治疗的治疗剂量。此外,组织光学特性参数本身是由组织中生理状态所决定的,例如:皮肤组织中对可见及近红外波长下的吸收主要是由皮肤中黑色素,含氧血红蛋白,脱氧血红蛋白和水分贡献的。在此波长范围内的吸收强度高反映了这些物质含量的高低。因此,皮肤光学参数测量结果可以进一步反映皮肤生理参数的变化,从而对皮肤表面的生理状态给出客观科学的评价。

[0003] 作为人体最大和最重要的器官,皮肤的厚度约为 0.5 ~ 4mm,总重量约占人体的 8%,皮肤内容纳了人体约 1/3 的循环血液和约 1/4 的水分。皮肤组织的吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ'_s 等光学特性参数,对于激光诊断、激光治疗、光剂量学等理论研究和临床实践有着非常重要的意义。黑色素是皮肤表皮层中的主要吸收物质,其浓度与皮肤白皙程度和色斑形成有直接关系,适当浓度的黑色素能阻挡过量的紫外线辐射对皮肤的影响,健康人表皮层黑色素浓度在 1% -10% 之间(参见 S. L. Jacques, "Origins of tissue optical properties in the UVA, visible, and NIR regions," in *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds. (Optical Society of America), 1996)。皮肤中含氧血红蛋白,脱氧血红蛋白与皮肤组织微循环状态有关,反应了组织代谢能力的强弱,健康人皮肤含氧血红蛋白与脱氧血红蛋白的总浓度即总血红蛋白含量在 0.2% -7% 之间(参见 E. Angelopoulou, "Understanding the color of human skin," *Proc. SPIE* 4299, 243-251, 2001),而含氧血红蛋白在总血红蛋白中所占比例,即血氧饱和度在 0% -100% 之间(参见 D. Yudovsky and L. Pilon, "Rapid and accurate estimation of blood saturation, melanin content, and epidermis thickness from spectral diffuse reflectance", *Applied Optics*, 2010)。皮肤中的水分含量是影响皮肤弹性与生理状态的重要指标,健康人皮肤的水分含量在 15% -70% 之间(参见 R. R. Warner, M. C. Myers and D. A. Taylor, "Electron Probe Analysis of Human Skin: Determination of the Water Concentration Profile", *Journal of Investigative Dermatology*, 1988)。

[0004] 测量组织光学特性参数的方法主要有两种,一种是测量光在经过组织后的空间分布,通过分析光的空间分布信息将组织的约化散射系数对光强衰减的贡献从组织吸收系数对光强的衰减中分离出来。另一种是利用脉冲激光作为光源,利用检测器获得的时域光强信号来计算接收到的信号受到组织散射影响的程度,从而确定组织的光学特性参数。利用光强分布测量组织光学特性参数的方法需要多个检测器以不同距离接收光源经组织传输的衰减光强,且在距离范围内的组织光学特性参数必须一致。(参见 F. Bevilacqua, D. Piguet 等,“In vivolocal determination of tissue optical properties: applications to human brain”. Applied Optics, 1999) 为了得到较好的吸收与散射分辨效果,需要较大的测量范围,但皮肤组织结构的复杂性使得大范围的测量无法满足组织均一性的条件。因此难以在皮肤组织上适用。而时域方法测量组织光学特性方法需要采用脉冲激光器和时间分辨能力在皮秒量级的检测器,(参见 B. J. Tromberg, N. Shah 等,“Non-Invasive In Vivo Characterization of Breast Tumors Using Photon Migration Spectroscopy”, Neoplasia, 2000) 设备价格昂贵,可实施性差。

发明内容

[0005] 鉴于上述现有技术方法对于皮肤光学特性参数测量的局限性,本发明所要解决的技术问题是通过实验数据和蒙特卡罗模拟相结合的分析方法提供更加精确的反射光强与皮肤光学特性参数的对应数据,在实际测量样本皮肤时以实际测量反射光谱为基础,通过该数据与多个生理参数进行计算拟合以得到基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数,最终以非侵入的方式无损、实时测量皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 等光学特性参数以及黑色素含量,脱氧血红蛋白、含氧血红蛋白含量,水分含量等生理信息。

[0006] 本发明首先利用蒙特卡罗计算得到模拟标准数据 T_{mc} ,利用脂肪乳溶液混合印度墨水模拟生物组织进行组织模型实验,获得基于实验记录的对应光学特性参数下组织反射光强的实验标准数据 T_{exp} ,并通过实验标准数据 T_{exp} 校准模拟标准数据 T_{mc} ,从而得到最终优化标准数据 T 。

[0007] 针对实际测量样本,获取样本反射光谱曲线,利用最终优化标准数据 T ,通过对黑色素浓度 M ,总血红蛋白含量 B ,血氧饱和度 S ,水分含量 W ,波长为 500nm 时约化散射系数 $\mu_{s',500\text{nm}}$,瑞丽散射含量 f 等参数进行拟合得到最接近样本反射光谱曲线的模拟反射光谱曲线,此时计算得到生理参数黑色素浓度 M ,总血红蛋白含量 B ,血氧饱和度 S ,水分含量 W ,并进一步求得皮肤在所有波长下的吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 。

[0008] 同时本发明进一步包括一种具有计算模块的皮肤生理参数与光学特性参数测量系统,该系统包括:皮肤反射光谱的测量装置、计算与显示装置。其中皮肤反射光谱的测量装置包括:宽光谱光源、光谱检测器、入射光纤、反射探头、接收光纤、反射探头支架、数据传输线。计算与显示装置中包括模数转化模块、计算模块、存储器、显示处理模块、显示器、数据总线。测量得到的组织模型实验数据由数据传输线传入计算与显示装置。通过模数转换后存储于存储器中,计算模块利用蒙特卡罗计算得到模拟标准数据 T_{mc} ,并调用存储于存储器中的组织模型实验数据得到实验标准数据 T_{exp} 对模拟标准数据 T_{mc} 进行校准,从而得到最终优化标准数据 T ,并存储于存储器中。

[0009] 测量待测皮肤反射光谱时,分别测量待测皮肤的反射光谱与反射标准片的反射光

谱,测量数据由数据传输线传入计算与显示装置。通过模数转换后存储于存储器中,计算模块利用反射标准片数据校准皮肤测量数据得到测量皮肤反射光谱。计算模块调用优化标准数据T,利用非线性迭代算法计算不同皮肤组织生理参数下对应的皮肤拟合反射光谱。将计算得到拟合反射光谱与测量皮肤反射光谱进行比较,得到待测皮肤反射光谱所对应的生理参数,并进一步计算得到所有波长下皮肤光学特性参数 μ_a 和 μ_s' ,将测量结果和皮肤反射光谱图像显示于显示器上。

[0010] 本发明的任务是提供一种基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数测量方法和皮肤生理参数与光学特性参数测量系统。

[0011] 实现本发明的具体技术方案是:

[0012] 本发明提供的这种基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数测量方法,包括如下步骤:

[0013] 步骤一:计算表示光学特性参数和反射光强之间的函数联系的优化数据T,包括以下分步骤:

[0014] a) 配置标准组织模型溶液;

[0015] b) 测量标准组织模型溶液的光学特性参数;

[0016] c) 将入射光纤和反射光纤前端平行地置入标准组织模型溶液中,入射光纤另一端与光源相连,光源提供覆盖 400-1000nm 波长范围的入射光,反射光纤另一端与光谱仪相连,记录 400-1000nm 波长范围光学特性参数对应的组织反射光强的实验数据 T_{exp} ;

[0017] d) 利用蒙特卡罗方法在输入组织模型溶液光学特性参数的情况下模拟得到反射光强的模拟数据 T_{mc} ;

[0018] e) 求使得 $K \cdot T_{mc} - T_{exp}$ 的方差为最小时的常数K值;

[0019] f) 以 $K \cdot T_{mc}$ 为示光学特性参数和反射光强之间的函数联系的优化数据T

[0020] 步骤二:测量皮肤生理参数与光学特性参数,包括以下分步骤:

[0021] 1) 将与步骤一c)中相同的入射光纤和反射光纤的前端端面与洁净平整的待测皮肤表面接触,入射光纤另一端与光源相连,光源提供覆盖 400-1000nm 波长范围的入射光,反射光纤另一端与光谱仪相连,记录 400-1000nm 波长范围皮肤反射光强 $M(\lambda)$;

[0022] 2) 将入射光纤和反射光纤的前端端面置于反射标准片上方,记录标准片反射光强 $M_{std}(\lambda)$;

[0023] 3) 归一化的测量皮肤反射光谱为 $mSPR(\lambda) = \frac{M(\lambda)}{M_{std}(\lambda)}$;

[0024] 4) 设置四个生理参数和两个散射参数:黑色素含量 M_0 初值范围为 1% -10%,优选 5%;血红蛋白含量 B_0 初值范围为 0.2% -7%;优选 0.3%;血氧饱和度 S_0 初值范围为 0% -100%,优选 75%;水分含量 W_0 初值范围为 15% -70%,优选 60%;波长 500nm 的约化散射系数 $\mu_s'_{500nm}$ 初值范围为 20-200,优选 50;瑞丽散射含量 f_0 初值范围为 0% -100%,优选 50%;

[0025] 5) 通过生理参数计算皮肤组织在各波长下的吸收系数和约化散射系数,针对该吸收系数和约化散射系数从步骤一得到的优化数据T中计算对应的标准反射光强;

[0026] 6) 组合步骤二1)所测量波长下计算得到的反射光强得到预测反射光谱 $pSPR(\lambda)$;

[0027] 7) 计算预测反射光谱与步骤二 4) 得到的测量皮肤反射光谱之间的误差 $u = \sum |mSPR(\lambda) - pSPR(\lambda)|$;

[0028] 8) 循环重复步骤二 4)-7), 得到使误差 u 达到最小的被测样本对应的生理参数;

[0029] 9) 通过被测样本对应的生理参数计算得到被测样本皮肤的吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s 。

[0030] 本发明方法中的标准组织模型溶液是用脂肪乳溶液与印度墨水配置得到, 配置的标准组织模型溶液由 32 组不同浓度溶液构成, 溶液中脂肪乳的浓度为以下 4 个之一: 20%, 5%, 1.25%, 0.3125%; 溶液中印度墨水的浓度为以下 8 个之一: 0, 0.0015%, 0.003%, 0.013%, 0.023%, 0.048%, 0.073%, 0.098%;

[0031] 本发明测量标准组织模型溶液的光学特性参数包括以下步骤:

[0032] i) 选定测量波长;

[0033] ii) 在距离光源位置 r 处针对所述标准组织模型溶液进行测量得到所述测量波长的光通量 $M_{(r)}$;

[0034] iii) n 次改变反射光纤探头与光源之间的距离 r , 并分别测量光通量 $M_{(r)i}$, 其中 $i = 2, 3, 4, \dots, n$;

[0035] iv) 将 $\ln(r * M_{(r)})$ 对于距离 r 进行线性拟合, 计算得到拟合曲线的斜率 $1/\delta_0$;

[0036] v) 向溶液中滴加墨水, 增加的组织模型溶液中的吸收系数为 $\Delta\mu_a$, 所述吸收系数 $\Delta\mu_a$ 通过分光光度计测量墨水吸光度得到;

[0037] vi) 以滴加了墨水的溶液为对象, 针对所述波长重新进行步骤 ii)-iv), 计算得到此时拟合曲线的斜率 $1/\delta_1$;

[0038] vii) 通过下列方程组

$$[0039] \begin{cases} \frac{1}{\delta_0} = \sqrt{3\mu_{a0}(\mu_{a0} + \mu_{s0}')} \\ \frac{1}{\delta_1} = \sqrt{3\mu_{a1}(\mu_{a1} + \mu_{s0}')} \\ \mu_{a1} = \mu_{a0} + \Delta\mu_a \end{cases}$$

[0040] 计算得到所述标准组织模型溶液的光学特性参数 μ_{a0} 和 μ_{s0}' ;

[0041] 上述方法中所述的反射标准片在可见近红外波长反射率为 99.9%。

[0042] 本发明提供的皮肤生理参数与光学特性参数测量系统, 由皮肤反射光谱测量装置和计算与显示装置组成, 所述的皮肤反射光谱测量装置由宽光谱光源、光谱检测器、入射光纤、接收光纤、反射探头、可调节高度反射探头支架、数据传输线组成, 所述的反射探头由入射光光纤前端、接收光纤前端、位于该入射光纤前端和接收光纤前端外围的金属外壳及位于入射光光纤前端和接收光纤前端与金属外壳内壁之间的填充物构成, 接收光纤前端固定在反射探头中心, 入射光纤前端以圆环排列等间距地环绕于接收光纤前端周围; 所述的计算与显示装置由模数转化模块、计算模块、存储器、显示处理模块、显示器和数据总线组成; 在所述的皮肤反射光谱测量装置中, 入射光纤与光源相连, 接收光纤与光谱检测器相连, 光谱检测器通过数据传输线与计算与显示装置中的模数转换模块连接; 在所述的计算与显示装置中, 计算模块通过数据总线与模数转换模块, 存储器, 显示处理模块相连接, 显示处理模块直接与显示器相连。本发明测量系统的计算模块可采用 32 位微控制器, 显示处理模块可采用 VGA 驱动芯片。

[0043] 本发明皮肤生理参数与光学特性参数的测量原理

[0044] 下面按照本系统的设计具体介绍皮肤生理参数与光学特性参数的测量原理,此例分为三个部分:反射光谱测量方法;最终优化标准数据 T 的建立;皮肤生理参数与光学特性参数的获取。

[0045] 一、反射光谱测量方法

[0046] 测量皮肤反射光谱时,使得反射探头垂直地与皮肤组织表面软接触(接触但不发生形变),由光源产生的复合光经过耦合器进入入射光纤,经入射光纤进入皮肤组织。光纤探头 4 和皮肤组织表面直接接触,避免了入射光离开入射光纤后经历光纤介质/空气,空气/皮肤组织的两次界面损失。同时由于光纤探头 4 和皮肤组织表面直接接触,入射光纤与接收光纤之间的 80 微米间隔使得入射光必须经过皮肤组织传输才能进入接收光纤。本实施例中入射光经入射光纤进入皮肤组织后,分别经过表皮层黑色素,真皮层氧合血红蛋白,脱氧血红蛋白,水分等吸收介质的吸收以及真皮层胶原等散射介质的散射被接收光纤接收到。反射光强经过接收光纤的传输,进入光谱仪。光栅式 CCD 光谱仪中,入射光根据其波长被光栅分散开,3648 像素 CCD 分别记录,波长范围 400-1000nm 内的反射光谱。由于不同波长的入射光被高分辨光栅充分分散,每个像素分别探测的是不同波长下的光强值。所有波长下的光强测量数据 $M(\lambda)$ 传入计算与显示装置中的存储器保存。

[0047] 由于光谱仪检测到的光强 M 除受到在皮肤内传输衰减产生的反射光强 $R(\lambda)$ 影响外,还受到光源光强 $S(\lambda)$,光纤收集效率 G,检测器响应 $D(\lambda)$ 的影响,即:

$$[0048] \quad M(\lambda) = S(\lambda)R(\lambda)GD(\lambda)$$

[0049] 为了消除系统中光源与检测器波长的依赖性等其他因素对测量皮肤光谱的影响,采用反射率为 99% 的 Spectron®标准片(美国海洋光学公司)与探头表面固定距离处测量反射光强:

$$[0050] \quad M_{std}(\lambda) = S(\lambda)R_{std}(\lambda)G_{std}D(\lambda)$$

[0051] 对光源强度和检测器波长响应进行校准测量时,与皮肤组织测量的不同之处为利用预制固件调整光纤探头位置使得光纤探头端面与反射标准片的上表面距离为固定值 d,本例中 $d = 5\text{cm}$ 。

[0052] 则依此结果可用于反射光强的校准:

$$[0053] \quad \frac{M(\lambda)}{M_{std}(\lambda)} = \frac{S(\lambda)R(\lambda)GD(\lambda)}{S(\lambda)R_{std}(\lambda)G_{std}D(\lambda)} = \frac{R(\lambda)G}{R_{std}(\lambda)G_{std}} = K \frac{R(\lambda)}{R_{std}(\lambda)}$$

[0054] K 为与光纤效率有关无波长依赖关系的常数, $R_{std}(\lambda)$ 在可见近红外波长下也为常数 99%。设常数 $k = R_{std}(\lambda)/K$,则皮肤组织反射光强校准为:

$$[0055] \quad R(\lambda) = k \frac{M(\lambda)}{M_{std}(\lambda)}$$

[0056] 图 9 中的 $R(\lambda)$ 曲线即为测量皮肤反射光谱的典型数据。

[0057] 二、最终优化标准数据 T 的建立

[0058] 为了分析皮肤组织反射光谱,测量组织光学特性参数。本例首先建立了最终优化标准数据 T,本例通过模型实验结合蒙特卡罗模拟分析获得皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 和探头测量反射光强的对应关系。具体步骤可分为模型实验,蒙特卡罗模拟和利用实验数据校准模拟结果三个部分:

[0059] 1) 组织模型实验采用脂肪乳溶液（广州百特侨光医疗用品有限公司）与印度墨水（北京索莱宝科技有限公司）配制的组织模型溶液模拟生物组织。脂肪乳溶液提供组织模型溶液中的散射，印度墨水溶液提供组织模型溶液中的吸收。通过调整脂肪乳溶液和印度墨水的浓度，来获得不同光学特性参数的标准组织模型溶液。将反射光纤探头置入多组模型溶液中测量反射光谱。由于组织模型溶液在光谱测量范围内每个波长下均有不同的吸收系数与约化散射系数。只需配置 32 组模型溶液（脂肪乳 4 个浓度：20%，5%，1.25%，0.3125%；印度墨水 8 个浓度：0，0.0015%，0.003%，0.013%，0.023%，0.048%，0.073%，0.098%）即可覆盖皮肤组织的光学特性参数范围，从而获得基于实验记录的组织反射光强的实验标准数据 T_{exp} 。每组标准组织模型溶液中脂肪乳与印度墨水溶液浓度如表一所示。

[0060] 表一

[0061]

II.: 组织模型溶液中脂肪乳浓度, IN: 组织模型溶液中印度墨水浓度

IL=20%, IN=0	IL=5%, IN=0	IL=1.25%, IN=0	IL=0.3125%, IN=0
IL=20%, IN=0.0015%	IL=5%, IN=0.0015%	IL=1.25%, IN=0.0015%	IL=0.3125%, IN=0.0015%
IL=20%, IN=0.003%	IL=5%, IN=0.003%	IL=1.25%, IN=0.003%	IL=0.3125%, IN=0.003%
IL=20%, IN=0.013%	IL=5%, IN=0.013%	IL=1.25%, IN=0.013%	IL=0.3125%, IN=0.013%
IL=20%, IN=0.023%	IL=5%, IN=0.023%	IL=1.25%, IN=0.023%	IL=0.3125%, IN=0.023%
IL=20%, IN=0.048%	IL=5%, IN=0.048%	IL=1.25%, IN=0.048%	IL=0.3125%, IN=0.048%
IL=20%, IN=0.073%	IL=5%, IN=0.073%	IL=1.25%, IN=0.073%	IL=0.3125%, IN=0.073%
IL=20%, IN=0.098%	IL=5%, IN=0.098%	IL=1.25%, IN=0.098%	IL=0.3125%, IN=0.098%

[0062] 对每组配置好的组织模型溶液，采用光通量测量结合添加吸收体的方法确定配置好的组织模型溶液的光学特性参数：

[0063] 在特定波长下，利用两根 400 微米芯径阶跃型多模光纤的一端分别连接光源和光谱仪，另一端以距离 r 平行置于组织模型溶液中，测量得到的光强值为 $M_{(r)}$ ，则根据点光源的漫射近似计算：

$$[0064] \quad M_{(r)} = K * F_{(r)} = K * \frac{e^{-r/\delta}}{4\pi D r}$$

[0065] 测量的得到的光强 $M_{(r)}$ 与溶液中的距离点光源为 r 处的光通量 $F(r)$ 相差常数 K 倍，其中 K 为与光源强度，光纤收集效率，光谱仪对光强响应相关。 D 为平均自由程， δ 为光学穿透深度，这两个参数均可由吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 计算得到：

$$[0066] \quad D = \frac{1}{3\mu_a + \mu_s'}$$

$$[0067] \quad \delta = \sqrt{\frac{D}{\mu_a}} = \sqrt{\frac{1}{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')}}$$

[0068] 对于同一样品和同一波长，参数 K ， D 和 δ 均为不随 r 变化的常量，因此 $M_{(r)}$ 的计算式可以改写为：

$$[0069] \quad \ln(r * M_{(r)}) = -\left(\frac{1}{\delta}\right)r + \ln\left(\frac{K}{4\pi D}\right)$$

[0070] 对于同一溶液,其吸收系数与约化散射系数设为 μ_{a0} 和 μ_{s0}' ,改变测量光纤之间的距离 r ,测量不同距离处的光通量 $M_{(r)}$,将 $\ln(r * M_{(r)})$ 对于距离 r 进行线性拟合,则 $1/\delta_0$ 为拟合曲线的斜率,且由于:

$$[0071] \quad \frac{1}{\delta_0} = \sqrt{3\mu_{a0}(\mu_{a0} + \mu_{s0}')}$$

[0072] 在求得斜率 $1/\delta_0$ 后,即确定了表征 μ_{a0} 和 μ_{s0}' 关系的第一方程式,

[0073] 而通过向溶液中滴加墨水,可以增加组织模型溶液中的吸收系数 $\Delta\mu_a$,而不改变其约化散射系数 μ_{s0}' ,其中 $\Delta\mu_a$ 为添加墨水所产生的吸收系数,可以通过分光光度计测量墨水吸光度得到,则再通过测量 $M_{(r)}$ 的拟合曲线可得到 $1/\delta_1$,此时:

$$[0074] \quad \frac{1}{\delta_1} = \sqrt{3\mu_{a1}(\mu_{a1} + \mu_{s0}')}$$

[0075] 通过解方程组:

$$[0076] \quad \begin{cases} \frac{1}{\delta_0} = \sqrt{3\mu_{a0}(\mu_{a0} + \mu_{s0}')} \\ \frac{1}{\delta_1} = \sqrt{3\mu_{a1}(\mu_{a1} + \mu_{s0}')} \\ \mu_{a1} = \mu_{a0} + \Delta\mu_a \end{cases}$$

[0077] 即可计算出每组组织模型溶液的光学特性参数 μ_{a0} 和 μ_{s0}' 。

[0078] 连接本例中的反射光谱测装置,将反射光谱探头置入模型溶液中,测量每组组织模型溶液样品的反射光谱。并以反射标准片进行校准,记录在所测量波长范围内每个波长下的反射光强。由于组织模型溶液样品在每个波长下的光学特性均不同,且各组样品中的光学特性参数相互重叠,因此可通过本例中的 32 组组织模型溶液的测量得到皮肤光学特性参数范围内,不同吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 对应的组织反射光强的实验标准数据 T_{exp} 。

[0079] 2) 本例中进一步利用蒙特卡罗模拟分析了光子离开入射光纤后在该皮肤组织中的传输分布。图 3 表示,当 $\mu_a = 2.1870\text{cm}^{-1}$, $\mu_s' = 64\text{cm}^{-1}$ 时,入射光从右侧的一根入射光线进入组织后,在反射探头表面范围内离开皮肤组织反射光分布的蒙特卡罗模拟结果。计算最终从反射探头接触面上接收光纤范围内逸出的总反射光强,从而得到理论模拟的反射探头接收光强。

[0080] 经过多次模拟,分别计算皮肤光学特性参数范围内不同吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 条件下,反射探头所能检测到的接收光强。从而得到根据蒙特卡罗模拟获得的模拟标准数据 T_{mc} 。

[0081] 图 4 是针对发明装置实例利用蒙特卡罗模拟得到的反射光强标准数据 T_{mc} 。从图中可见,当组织里约化散射系数不变,吸收系数逐渐增加时,探头探测到的反射光强逐渐减弱。而组织中吸收系数不变,探头探测到的反射光强在组织散射较小时,随约化散射系数的增强而增强;在组织散射较大时,随约化散射系数的增强而减弱。而从反射光强标准数据的结果中也可以看出本实例采用的探头对散射的变化较敏感,在吸收系数较低时对吸收的变化不敏感而在吸收系数较高时对吸收系数的变化较敏感。而针对皮肤组织,由于真皮层有

大量毛细血管,距离皮肤表面较近,提供了探头探测范围内皮肤组织中大量的吸收。因此本探头非常适合检测皮肤组织生理参数的变化改变组织中的吸收与约化散射系数。

[0082] 3) 由于实验测量得到的 T_{exp} 存在实验误差具有一定的波动性,而蒙特卡罗模拟得到的 T_{mc} ,为理论上的完美值,没有考虑实际实验中光纤接收效率与传输损耗等实验衰减,导致模拟结果与测量结果差常数 k 倍。因此本实施例将实验测量得到的实验标准数据 T_{exp} 的结果引入以校准模拟标准数据 T_{mc} ,设置优化标准数据为 $T = k \times T_{mc}$,针对所有数据求取 $T - T_{exp}$ 的方差,并得到该方差为最小值时的系数 $k = k'$ 。

[0083] 则最终优化标准数据为 $T' = k' * T_{mc}$,该最终优化标准数据 T 给出了不同皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 下探头测量得到的反射光强。即探头测量反射光强 $R = T(\mu_a, \mu_s')$ 。

[0084] 三、皮肤生理参数与光学特性参数的获取

[0085] 1):在针对实际样本的测量中,CCD 光谱仪获得的是针对皮肤样本的反射光谱曲线,其结果如附图 9 中点所表示的曲线。

[0086] 由于皮肤组织中的黑色素,脱氧血红蛋白、含氧血红蛋白,水分等生理物质的浓度关系决定了皮肤中的吸收系数的变化,且各成分的吸收系数随波长变化的依赖关系是不变的,因此可以直接利用组织中生理物质的浓度来计算不同波长下组织的吸收系数。

[0087] 皮肤中光的传输分为表皮层衰减与真皮层反射两个部分,因此皮肤样本的反射光谱计算公式可以表示为:

$$[0088] \quad pSPR = T_{epi}' * R_{derm}$$

[0089] 其中 T_{epi} 为皮肤表皮层中光的透过率, R_{derm} 为真皮层光的反射率。

[0090] 皮肤表皮层中光的衰减只受黑色素吸收的影响,因此光在皮肤表皮层的透过率可以表示为:

$$[0091] \quad T_{epi}(\lambda) = \exp(-M * \mu_{a_mel}(\lambda) * L_{epi})$$

[0092] 其中 M 为黑色素浓度, L_{epi} 为表皮层光学厚度,健康人体的取值为 0.03cm , $\mu_{a_mel}(\lambda)$ 为黑色素吸收系数是随波长变化的一组常数(数值参考文献 S. L. Jacques, "Origins of tissueoptical properties in the UVA, visible, and NIR regions," in Advances in Optical Imaging and Photon Migration, R. R. Alfano and J. G. Fujimoto, eds. (Optical Society of America), 1996)。

[0093] 真皮层的反射由真皮层的吸收系数与约化散射系数决定,而通过此前的实验数据和蒙特卡罗模拟相结合的分析方法所得到的最终优化数据 T 中,给出了在皮肤中光学特性参数所能够取得的范围内,吸收系数和约化散射系数所有可能组合所对应的反射光强。

$$[0094] \quad \text{即 } R_{derm}(\lambda) = T(\mu_a(\lambda), \mu_s'(\lambda))$$

[0095] 此时只要给定吸收系数和约化散射系数,就能通过最终优化数据 T 得到相应的反射光强数据。

[0096] 2):真皮层的吸收介质主要有脱氧血红蛋白、含氧血红蛋白和水分。其吸收系数可计算为:

$$[0097] \quad \mu_a(\lambda) = B * (S * \mu_{a_oxy}(\lambda) + (1-S) * \mu_{a_deoxy}(\lambda)) + W * \mu_{a_water}(\lambda)$$

[0098] 其中 B , S , W 分别表示总血红蛋白含量,血氧饱和度,水分含量, $\mu_{a_oxy}(\lambda)$, $\mu_{a_deoxy}(\lambda)$, $\mu_{s_water}(\lambda)$, 分别为氧合血红蛋白,脱氧血红蛋白和水的吸收系数,均为随波长变

化的常数（数值参考文献 W. G. Zijlstra, A. Buursma and O. W. van Assendelft, “Visible and Near Infrared Absorption Spectra of Human and Animal Haemoglobin”, VSP Publishing, Utrecht, 2000 ; G. M. Hale, M. R. Querry, “Optical constants of water in the 200-nm to 200- μ m wavelength region” Applied Optics, 1973)。真皮层的散射, 主要由皮肤中散射微粒尺寸较小的瑞丽散射和米氏散射组成。设真皮层在波长为 500nm 时的约化散射系数为 $\mu_s'_{500nm}$ 则瑞丽散射和米氏散射的波长依赖关系分别为 $\mu_s'_{500nm} * (\lambda / 500)^{-4}$, $\mu_s'_{500nm} * (\lambda / 500)^{-1}$ 。因此真皮层约化散射系数可计算为: $\mu_s'(\lambda) = \mu_s'_{500nm} * (f * (\lambda / 500)^{-4} + (1-f) * (\lambda / 500)^{-1})$

[0099] 其中 f 为表示真皮层瑞丽散射含量的参数。

[0100] 因此, 在给定了三个生理参数总血红蛋白含量 B, 血氧饱和度 S, 水分含量 W 和两个皮肤散射性质参数波长为 500nm 时约化散射系数 $\mu_s'_{500nm}$, 瑞丽散射含量 f 后就能够计算得到皮肤真皮层的吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 这两个光学特性参数。

[0101] 3): 根据以上所述原理, 当设定四个生理参数黑色素浓度 M, 总血红蛋白含量 B, 血氧饱和度 S, 水分含量 W 和两个皮肤散射性质参数 $\mu_s'_{500nm}$, 瑞丽散射含量 f 后根据方程组:

$$[0102] \begin{cases} pSPR(\lambda) = \exp(-M * \mu_{amel}(\lambda) * 0.03) * T(\mu_a(\lambda), \mu_s'(\lambda)) \\ \mu_a(\lambda) = B * (S * \mu_{a_{oxy}}(\lambda) + (1-S) * \mu_{a_{deoxy}}(\lambda)) + W * \mu_{a_{water}}(\lambda) \\ \mu_s'(\lambda) = \mu_s'_{500nm} * (f * (\lambda / 500)^{-4} + (1-f) * (\lambda / 500)^{-1}) \end{cases}$$

[0103] 即能得到皮肤样本的拟合反射光谱曲线, 其结果如附图 9 中实线所表示的曲线。

[0104] 4): 通过附图 5-8 能够看到当其它参数为定值时单个生理参数的变化对反射光谱曲线的影响, 其中定值参数设置为: $M = 0.02$, $B = 0.004$, $S = 0.9$, $W = 0.60$, $\mu_s'_{500nm} = 43.6$, $f = 0.62$ 。

[0105] 因此不同的黑色素浓度 M, 总血红蛋白含量 B, 血氧饱和度 S, 水分含量 W, 皮肤散射性质参数 $\mu_s'_{500nm}$, 瑞丽散射含量 f 的设定会导致拟合反射光谱曲线的变化, 通过拟合算法以该六个参数为变量进行曲线拟合并计算拟合出的反射光谱与实际测量光谱间的数组方差, 并得到该方差最小时六个参数的取值, 由此得到四个生理参数的计算值, 并通过该六个参数计算得到相应的光学特性参数: 皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 。

附图说明

[0106] 图 1: 是一种皮肤反射光谱的测量装置结构组成示意图, 其中:

[0107] 1——宽光谱光源;

[0108] 2——光谱检测器;

[0109] 3——入射光纤;

[0110] 4——反射探头;

[0111] 5——接收光纤;

[0112] 6——反射探头支架;

[0113] 7——数据传输线;

[0114] 8——计算与显示装置;

[0115] 图 2: 是发明装置实例中反射探头的结构图, 其中:

[0116] 3——入射光纤;

- [0117] 5——接收光纤；
- [0118] 9——光纤包层；
- [0119] 10——反射探头；
- [0120] 图 3 :是针对发明装置当 $\mu_a = 2.1870\text{cm}^{-1}$, $\mu_s' = 64\text{cm}^{-1}$ 时反射探头中组织的反射光强分布的蒙特卡罗模拟结果；
- [0121] 图 4 :是针对发明装置实例利用蒙特卡罗模拟得到的反射光强模拟标准数据；
- [0122] 图 5 :是反射光谱随生理参数总血红蛋白含量 B 的变化趋势图；
- [0123] 图 6 :是反射光谱随生理参数黑色素含量 M 的变化趋势图；
- [0124] 图 7 :是反射光谱随生理参数血氧饱和度 S 的变化趋势图；
- [0125] 图 8 :是反射光谱随生理参数水分含量 W 的变化趋势图；
- [0126] 图 9 :是针对发明装置实例光谱拟合与生理参数获取,此例反射光谱对应 $M = 1.3\% B = 0.4\% S = 92\% W = 65\%$ ；
- [0127] 图 10 :计算模块获取皮肤生理参数与组织光学特性参数工作流程图。

具体实施方式

- [0128] 实施例 1 :反射光谱测量系统的构成
- [0129] 参见图 1,介绍基于反射光谱测量测量皮肤生理参数与光学特性参数系统的结构组成：
- [0130] 皮肤反射光谱的测量系统包括皮肤反射光谱的测量装置和计算与显示装置,其中皮肤反射光谱的测量装置包括 1,宽光谱光源 ;2,光谱检测器 ;3,入射光纤 ;4,反射探头 ;5,接收光纤 ;6,反射探头支架 ;7,数据传输线 ;计算与显示装置由模数转换模块、计算模块、存储器、显示处理模块、显示器、数据总线组成。由于在稳定电压下卤钨灯的光强波动较小且在可见近红外波长范围内随波长变化下的连续性较好,因此本实例中采用卤钨灯作为宽光谱光源提供可见近红外波长范围内的连续入射光谱。根据应用条件,也可以用氙灯,LED 复合光源等其他宽光谱光源代替。入射光线通过 SMA905 接头与光源连接,并接入反射探头内,将光源提供的宽光谱入射光传导至皮肤表面。反射探头如图 2 所示,入射光纤 3 和接收光纤 5 均为 400 微米芯径阶跃型多模光纤。6 根入射光纤对称环绕于接收光纤周围。入射光纤与接收光纤芯中心间隔 480 微米,反射探头中心半径 740 微米内为光纤包层 9 填充于入射光纤与接收光纤周围。中心半径 740 微米以外为起固定作用的金属外壳 10,本例中,金属外壳采用铝合金材料制成。接收光纤从反射探头中心接收皮肤表面反射光,并将反射光通过 SMA905 接头传入光谱检测器。光谱仪采用光栅式 CCD 光谱仪,3648 像素 CCD,波长范围 400-1000nm,波长分辨率 $< 1.34\text{nm}$ 。反射探头支架 6 可以在垂直方向调整反射探头位置。光谱检测器通过数据传输线与计算与显示装置中的模数转换模块连接。
- [0131] 计算与显示装置中,计算模块通过数据总线与模数转换模块,存储器,显示处理模块相接连,显示处理模块直接与显示器相连。模数转换模块采用 16 位 4 通道并行模数转换芯片,负责光谱仪输出数据的 A/D 转换。存储器负责反射光谱测量数据与标准数据 T 的存储。计算模块采用内核为 ARM32 位 CPU 的微控制器,负责反射光谱的归一化计算,反射光谱分析,生理参数与光学特性参数的获取。显示处理模块采用 VGA 驱动芯片,用于实验结果的可视化处理。

[0132] 实施例 2 :皮肤生理参数与光学特性参数的测量过程

[0133] 由于在实际应用时,包含大量实验与蒙特卡罗模拟数据的反射光强优化数据 T 已记录并保存在计算与显示装置的存储单元中。则利用该装置测量组织生理参数与光学特性参数的过程如下:

[0134] 1) 连接装置各部件,将反射探头垂直置于洁净平整的待测皮肤表面,记录皮肤反射光强 $M(\lambda)$;

[0135] 2) 将反射探头垂直置于反射标准片上方固定距离 d 处,记录标准片反射光强 $M_{std}(\lambda)$;

[0136] 3) 则归一化的测量皮肤反射光谱为 $mSPR(\lambda) = \frac{M(\lambda)}{M_{std}(\lambda)}$;

[0137] 4) 设置四个生理参数和两个散射参数:黑色素含量 M_0 初值范围为 1% -10%, 优选 5%; 血红蛋白含量 B_0 初值范围为 0.2% -7%; 优选 0.3%; 血氧饱和度 S_0 初值范围为 0% -100%, 优选 75%; 水分含量 W_0 初值范围为 15% -70%, 优选 60%; 波长 500nm 的约化散射系数 $\mu_s'_{500nm}$ 初值范围为 20-200, 优选 50; 瑞丽散射含量 f_0 初值范围为 0% -100%, 优选 50%;

[0138] 5) 通过生理参数计算皮肤组织在各波长下的吸收系数和约化散射系数,针对该吸收系数和约化散射系数从优化标准数据 T 中计算对应的标准反射光强;

[0139] 6) 计算预测反射光谱与 4) 得到的测量皮肤反射光谱之间的误差 $u = \sum |mSPR(\lambda) - pSPR(\lambda)|$;

[0140] 7) 重复过程 4) -6), 直到误差 u 达到最小,则得到被测样本对应的生理参数:黑色素浓度 M , 总血红蛋白含量 B , 血氧饱和度 S , 水分含量 W 和皮肤散射性质参数 $\mu_s'_{500nm}$, f 。

[0141] 8) 通过上述被测样本对应的生理参数计算得到被测样本的光学特性参数:皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 。

[0142] 图 9 是一例健康男性右手前臂内侧皮肤反射光谱测量结果 $R(\lambda)$ 以及根据非线性优化算法得到的生理参数与光学特性参数得到的计算反射光谱 $pR(\lambda)$ 。该反射光谱对应得到的黑色素含量 $M = 1.3\%$, 总血红蛋白含量 $B = 0.4\%$, 血氧饱和度 $S = 92\%$, 水分含量 $W = 65\%$ 。500nm 的约化散射系数 $\mu_s'_{500nm} = 20.5\text{cm}^{-1}$, 瑞丽散射含量 $f = 46\%$ 。利用本发明实例装置共测量 20 例健康男性右手前臂内侧皮肤反射光谱,所获得的皮肤生理参数均符合文献记载参数范围。

[0143] 为实现以上方法,本实施例运用这样一种具有计算模块的皮肤生理参数与光学特性参数测量系统,该系统包括:皮肤反射光谱的测量装置、计算与显示装置。其中皮肤反射光谱的测量装置包括:宽光谱光源、光谱检测器、入射光纤、反射探头、接收光纤、反射探头支架、数据传输线。计算与显示装置中包括模数转化模块、计算模块、存储器、显示处理模块、显示器、数据总线。通过模数转换后存储于存储器中,计算模块利用蒙特卡罗计算得到模拟标准数据 T_{mc} ,并调用存储于存储器中的组织模型实验数据得到实验标准数据 T_{exp} 对模拟标准数据 T_{mc} 进行校准,从而得到最终优化标准数据 T,并存储于存储器中。

[0144] 皮肤反射光谱的测量装置测量待测皮肤反射光谱,其分别测量待测皮肤的反射光谱与反射标准片的反射光谱,测量数据由数据传输线传入计算与显示装置。通过模数转换后存储于存储器中,计算模块利用反射标准片数据校准皮肤测量数据得到测量皮肤反射光

谱。计算模块调用优化标准数据 T, 利用非线性迭代算法计算不同皮肤组织生理参数下对应的皮肤拟合反射光谱。将计算得到拟合反射光谱与测量皮肤反射光谱进行比较, 得到待测皮肤反射光谱所对应的生理参数, 并进一步计算得到所有波长下皮肤光学特性参数 μ_a 和 μ_s' , 将测量结果和皮肤反射光谱图像显示于显示器上。计算模块获取皮肤生理参数与组织光学特性参数的工作流程图如图 10 所示。

[0145] 另外, 本领域技术人员还可在本发明精神内做其它变化, 当然, 这些依据本发明精神所做的变化, 都应包含在本发明所要求保护的范围之内。

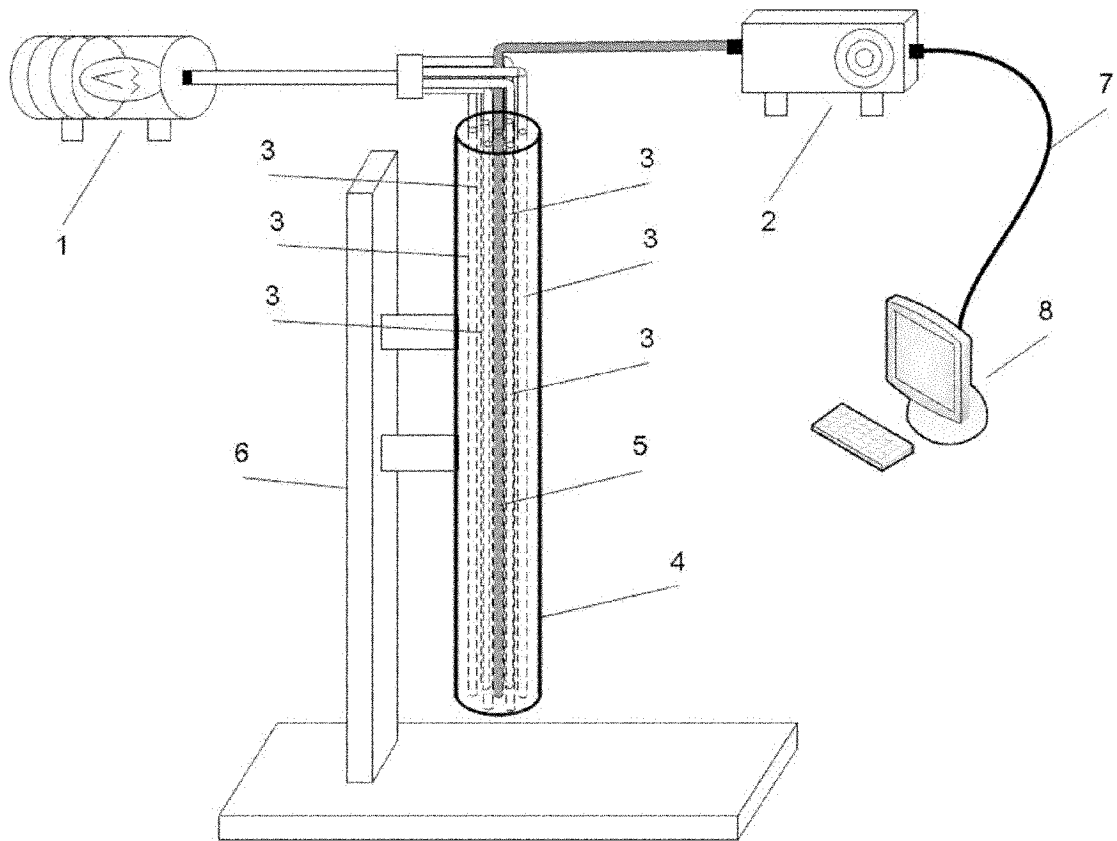


图 1

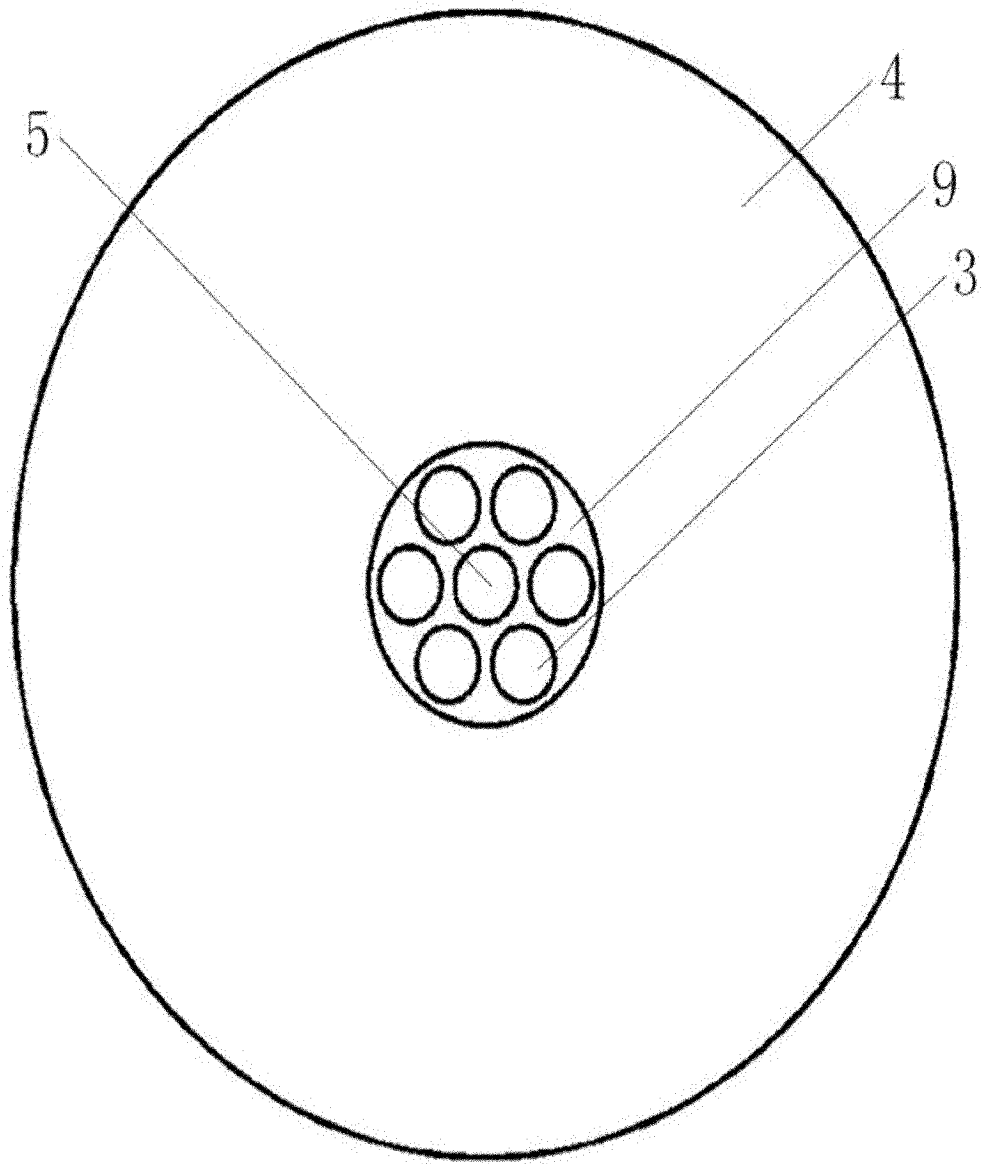


图 2

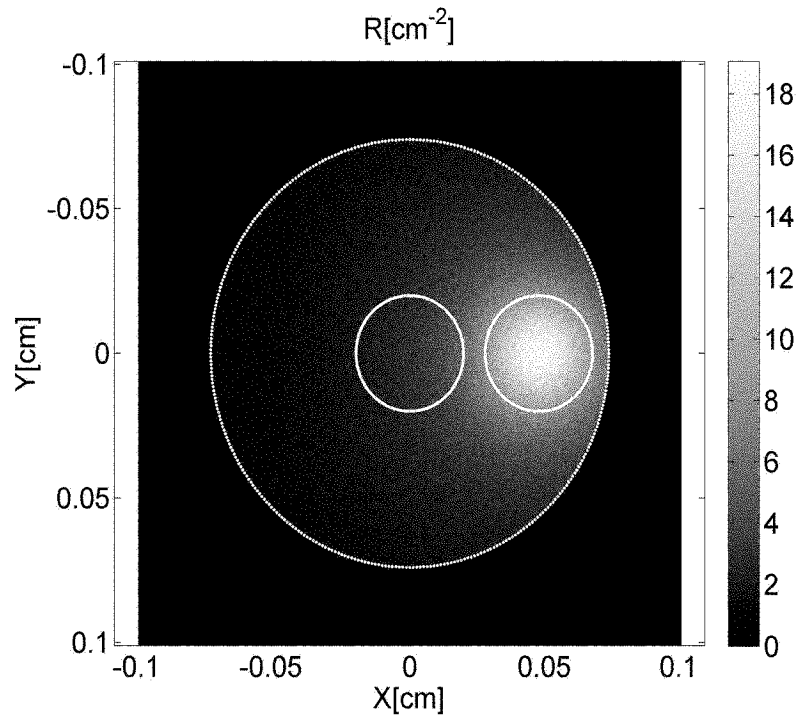


图 3

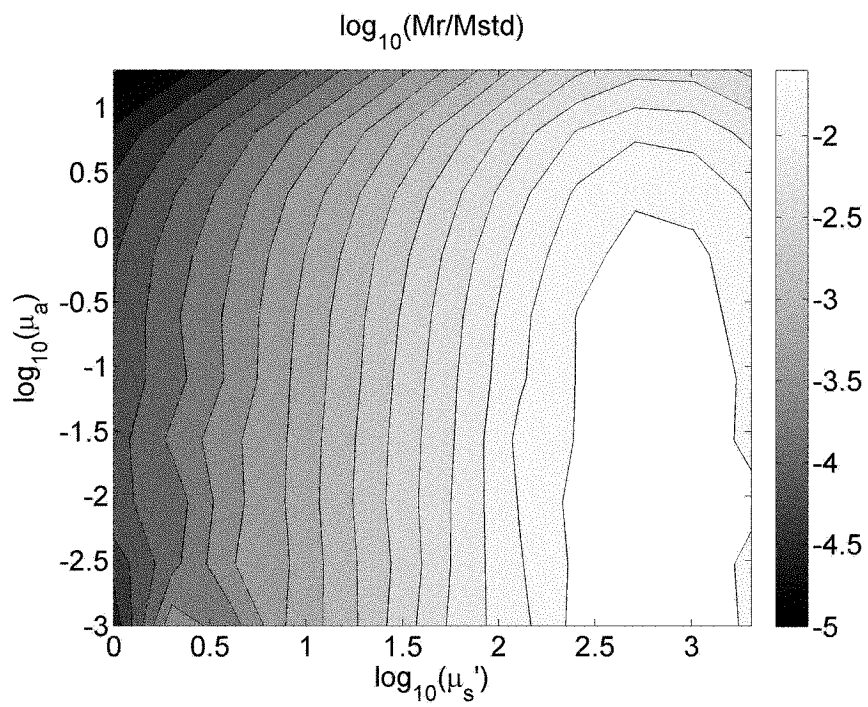


图 4

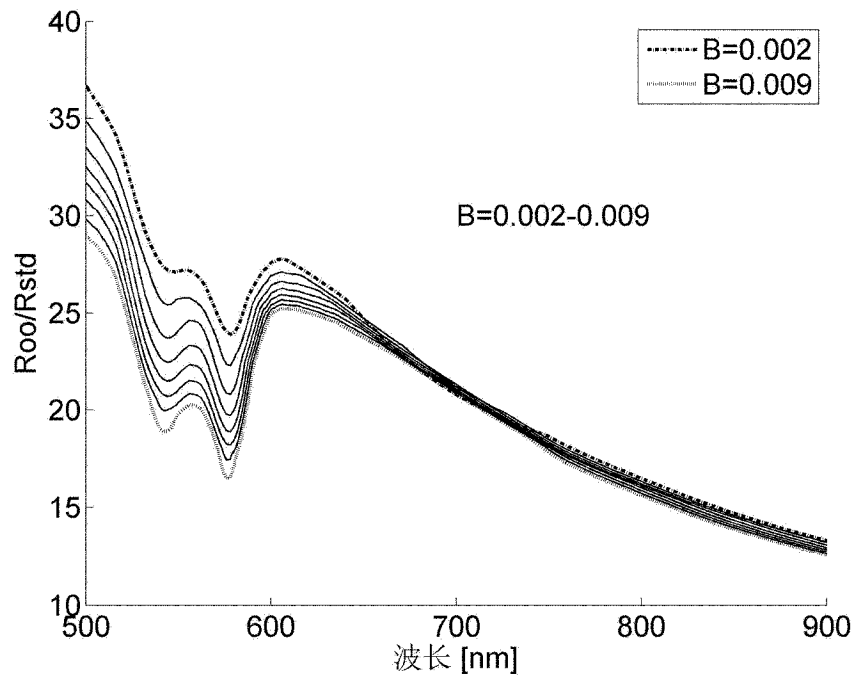


图 5

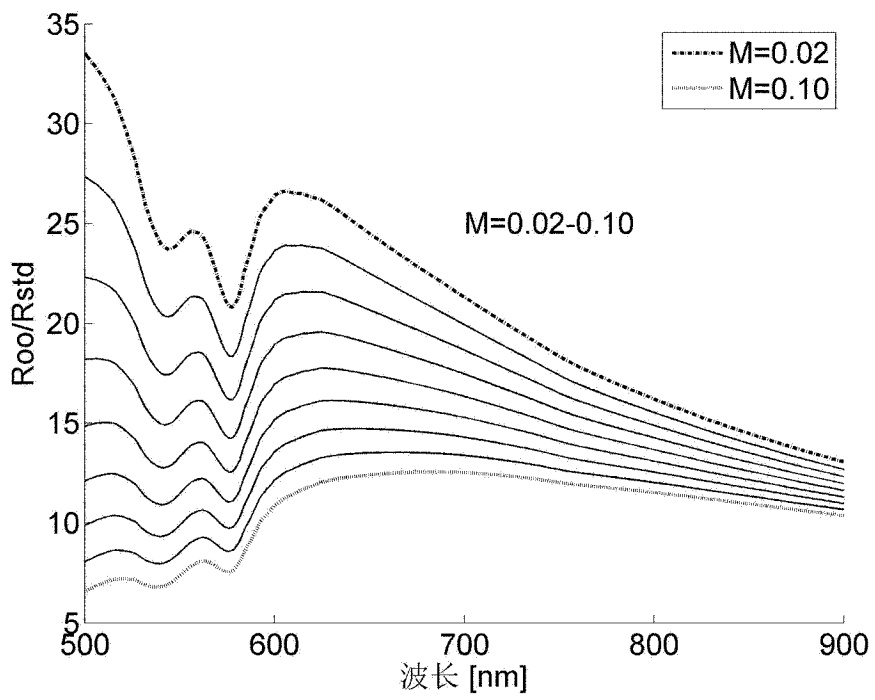


图 6

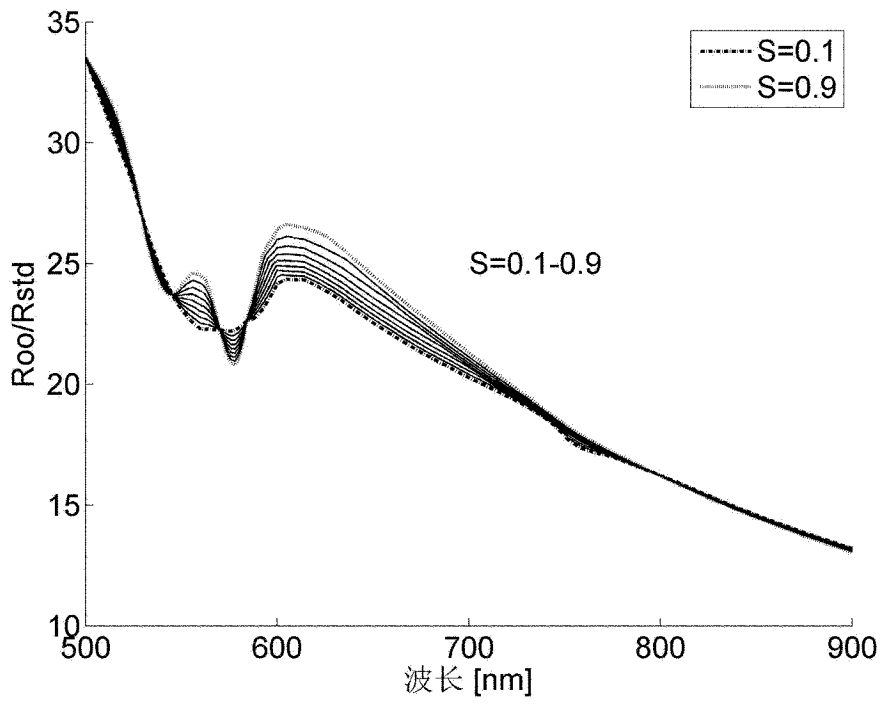


图 7

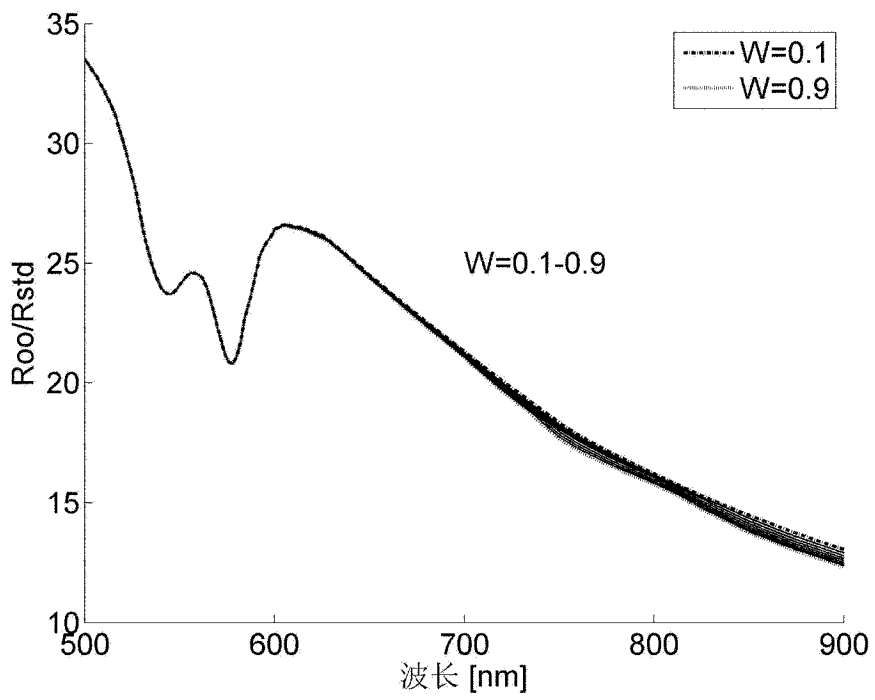


图 8

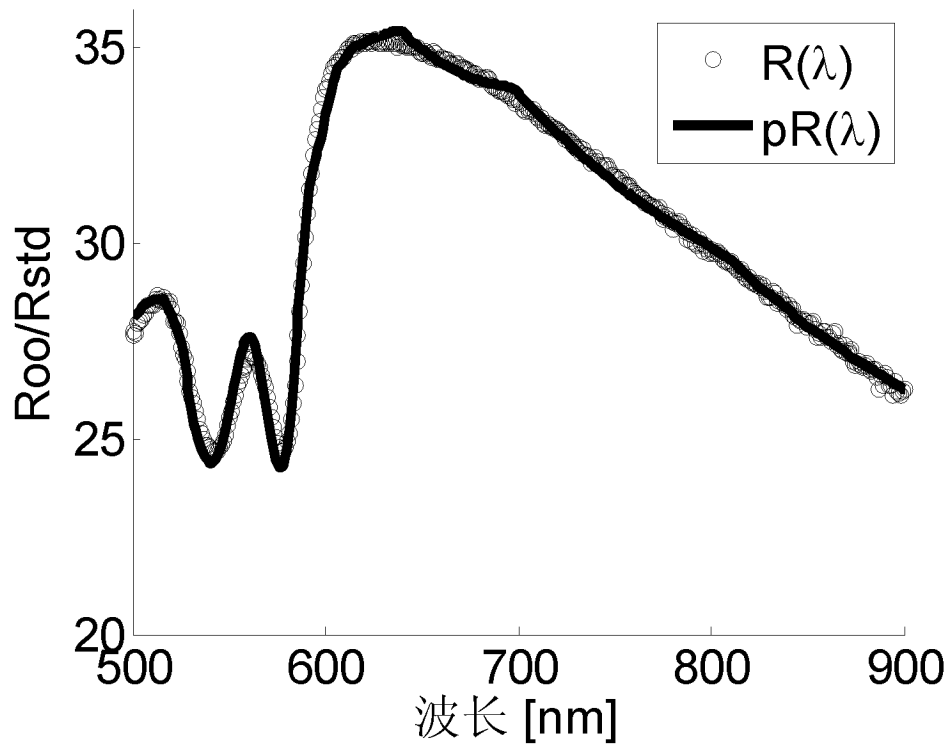


图 9

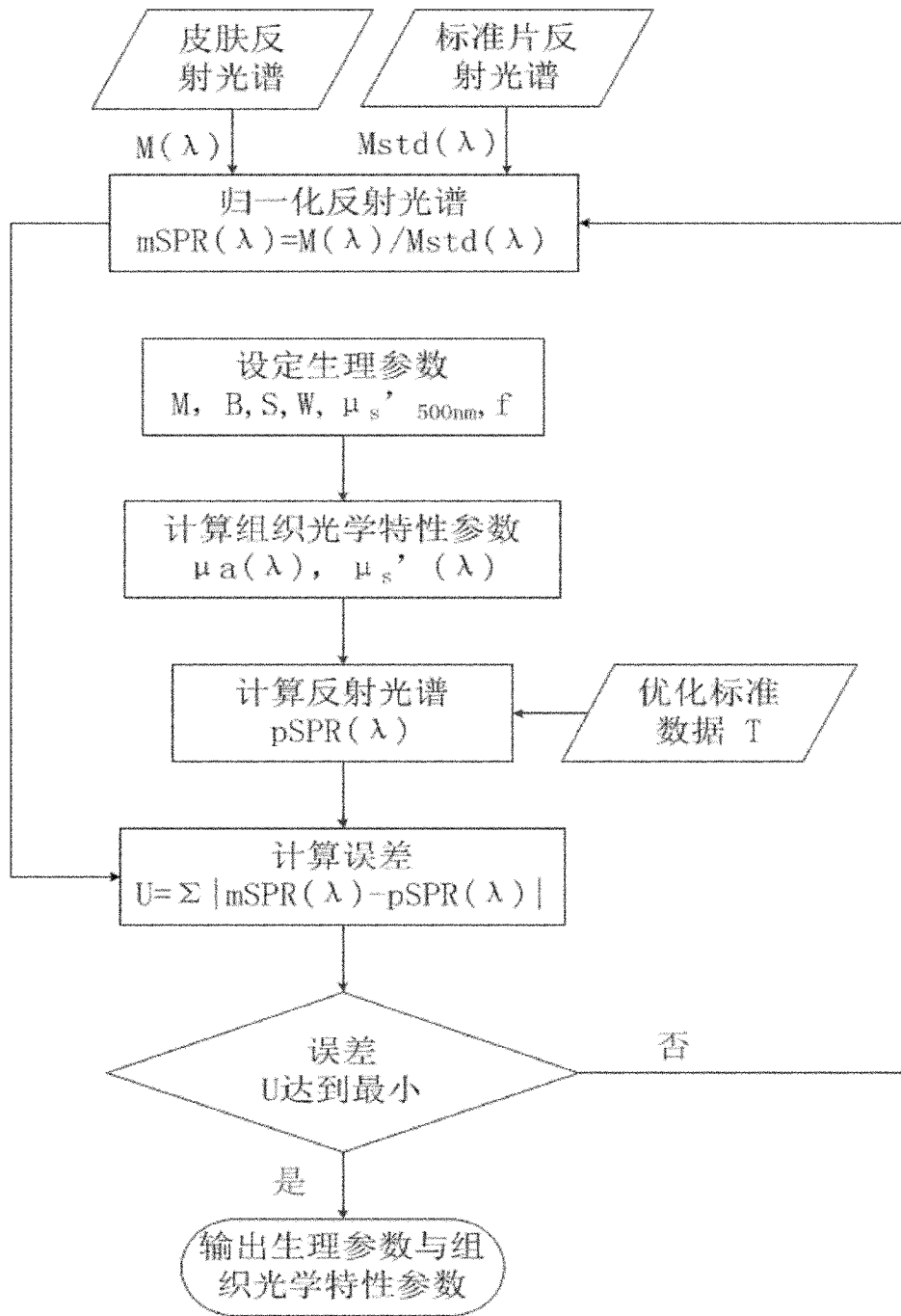


图 10

专利名称(译)	基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数的测量方法		
公开(公告)号	CN102058393B	公开(公告)日	2012-10-31
申请号	CN201010525672.6	申请日	2010-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	骆清铭		
发明人	朱 骆清铭 闻翔		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	夏惠忠		
审查员(译)	杨星		
其他公开文献	CN102058393A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数的测量方法和测量系统，本发明测量系统由皮肤反射光谱的测量装置和计算与显示装置组成。本发明通过实验数据和蒙特卡罗模拟相结合的分析方法，提供更加精确的反射光强与皮肤光学特性参数的对应数据，在实际测量样本皮肤时以实际测量反射光谱为基础，通过该数据与多个生理参数进行计算拟合得到基于反射光谱测量的皮肤生理参数与光学特性参数，最终以非侵入的方式无损、实时测量皮肤吸收系数 μ_a 和约化散射系数 μ_s' 等光学特性参数以及黑色素含量、脱氧血红蛋白、含氧血红蛋白含量、水分含量等生理信息。

