



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103908239 A

(43) 申请公布日 2014. 07. 09

(21) 申请号 201410081281. 8

(22) 申请日 2014. 03. 06

(71) 申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术  
研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城科  
灵路 88 号

(72) 发明人 邢晓曼 吕铁军 董月芳

(74) 专利代理机构 深圳市科进知识产权代理事  
务所(普通合伙) 44316

代理人 宋鹰武 沈祖锋

(51) Int. Cl.

A61B 5/026(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/107(2006. 01)

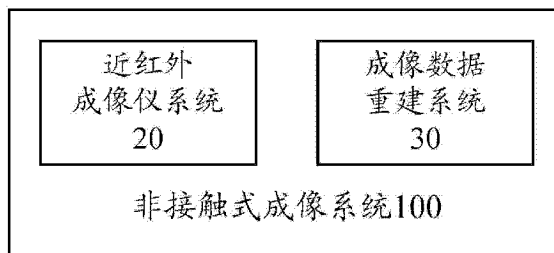
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

非接触式成像系统及其成像方法

(57) 摘要

本发明涉及近红外光成像领域,其提供了一种非接触式成像系统及其成像方法,来实现低成本多通道光强探测,其采用正弦调制的光源来实现光强相位采集,以及采用光强恒定的长相关激光实现光子到达时间自相关函数采集,从而对血氧血流数据进行精确重建,并进一步利用蒙特卡洛方法模拟和实现精确不规则边界组织和不同层次血氧血流参数重建。



1. 一种非接触式成像系统,用于探测生物体,其特征在于:包括近红外成像仪系统以及成像数据重建系统;

所述近红外成像仪系统包括:

光源,包括正弦调制的光电二级管和强度恒定的长相关激光;

光切换器,一端与所述光源光学连接,另一端与多模光纤光学连接,包括波长切换器与位置切换器;

探测器,由多个单光子计数单元组成,其中,所述多个单光子计数单元一端与单模光纤光学连接,其中,所述生物体位于所述多模光纤与所述单模光纤之间,所述单光子计数单元通过所述单模光纤对所述生物体进行探测;

控制器,与所述光源、所述光切换器、所述探测器电性连接,用于根据工作模式控制所述光源产生相应的激光以及控制所述探测器采集相应的数据;

所述成像数据重建系统包括脂肪测量装置及蒙特卡洛计算装置;

所述脂肪测量装置用于获取生物体被测部位的脂肪层厚度数据,并进行三维体素化建模;

所述蒙特卡洛计算装置对建模位置模拟光强的信号强度、相位以及建立自相关函数,并根据模拟数据计算格林函数,并结合近红外成像仪系统所获取数据重建被测部位的血氧和 / 或血流数据。

2. 根据权利要求 1 所述的非接触式成像系统,其特征在于,所述工作模式包括血氧探测与血流探测,所述血氧测量在光电二极管开通时进行,所述血流测量在长相关激光开通时进行。

3. 根据权利要求 2 所述的非接触式成像系统,其特征在于,所述控制器在所述工作模式为血氧探测时对激光进行正弦调制,并控制所述光电二极管在多个不同波长的激光之间进行切换,经过所述波长切换器,由所述位置切换器经过所述多模光纤,轮流输送相应波长的激光到入射光源点,所述探测器记录单光子的到达时间。

4. 根据权利要求 2 所述的非接触式成像系统,其特征在于,所述控制器在所述工作模式为血流探测时控制所述长相关激光产生直流激光并经过所述波长切换器,由所述为位置切换器经过所述多模光纤,轮流输送相应波长的激光到入射光源点,所述探测器记录单光子到达时间。

5. 根据权利要求 1 所述的非接触式成像系统,其特征在于:所述脂肪测量装置包括脂肪厚度测试仪和信号阵列分析仪。

6. 根据权利要求 1 所述的非接触式成像系统,其特征在于,所述三维体素化建模是根据所需重建数据精确度,确定最小体素网格的尺寸,把生物体被测部位的肌肉和脂肪按照不同的组织特性进行标记。

7. 一种非接触式成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1、开启光源,选择血氧和 / 或血流测量模式,采用探测器对生物体实现光子计数模式采集,以获得被测部位的血氧和 / 或血流数据;

S2、测量生物体被测部位的脂肪层厚度数据,并进行三维体素化建模;

S3、采用蒙特卡洛方法对建模位置模拟光强的信号强度、相位以及建立自相关函数,并根据模拟数据计算格林函数,

S4、根据所计算的格林函数重建所述被测部位血氧和 / 或血流数据。

8. 根据权利要求 7 所述非接触式成像方法,其特征在于,在步骤 S1 中,在血氧探测中,所述探测器根据光强采用可变积分时间窗模式进行光子计数积累。

9. 根据权利要求 7 所述非接触式成像方法,其特征在于,在步骤 S2 中,采用脂肪厚度测试仪测得被测部位的第一脂肪层厚度数据,采用信号阵列分析仪测得被测部位的第二脂肪层厚度数据;对比第一脂肪层厚度数据和第二脂肪层厚度数据,两者数据相近时,以第一脂肪层厚度数据为准,两者数据偏差较大时,以第二脂肪层厚度数据为准,得到被测部位的最终脂肪层厚度数据。

10. 根据权利要求 7 所述的非接触式成像系统,其特征在于,在步骤 S2 中,所述三维体素化建模是根据所需重建数据精确度,确定最小体素网格的尺寸,把生物体被测部位的肌肉和脂肪按照不同的组织特性进行标记。

11. 根据权利要求 7 所述非接触式成像方法,其特征在于,在步骤 S2 中,还进一步包括预测被测部位的表面弧度,并根据表面弧度对被测部位进行三维体素化建模。

## 非接触式成像系统及其成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及近红外光成像领域,尤其涉及一种非接触式成像系统及其成像方法。

### 背景技术

[0002] 近红外光自相关血流探测仪 / 成像仪具备无损探测血红细胞流速的独特优势,在 600-1000nm 波段,人体组织对近红外光的吸收和散射主要是通过血红细胞进行的,目前可以使用不同的探测头,利用近红外光对人体血氧血流分布进行实时测量,对局域血液循环不畅进行诊断,对大脑功能进行探测。随着探测技术的进步,非接触式血氧血流测量开始展现出独特的优势,因为接触式探头不可避免的对被测组织有压迫,对局域血流产生干扰,从而使得测量值不准,不同日期测量的血氧血流基准值不具有可比性。而且接触式探头不能够对敏感组织进行探测,比如脑部和病变皮肤,传统接触式探头,在被测参数要求精确地情况下,必须采用硬质探头确保光源和探测器距离恒定,边界条件满足求解方程,但是非常不舒适;如果采用软式接触探头,则会对求解精度造成影响。

[0003] 非接触血氧血流测量,在药剂学和肿瘤治疗研究中具有重大意义。比如光动力疗法,需要知道在特定的治疗条件下,肿瘤血管是否被杀死,由于肿瘤一般较小,而且形状不具有规则性,此时无法使用接触式探头对肿瘤部位进行监测,必须采用非接触式设计。

[0004] 但是,目前采用传统探测器的非接触式血氧血流探测方法都存在不可忽视的误差。主要存在以下几个问题:1、传统血氧血流探测仪采用 APD, PMT, CCD 等作为探测器,成本高昂,体积庞大,便携性较差,不能实现多通道便携式设计;2、人体躯干和头颅都具有一定弧度,在非接触测量中对结果影响较大,由于目前血氧血流探测仪单通道价格昂贵,数据重建采集点稀少,因此重建模型有出入,测量结果存在不可估计的误差;3、为了节省成本,大部分血氧血流综合成像仪都只能利用连续光测量光强变化,不能对血氧参数进行准确测量,因此,在计算血流数值时,对组织吸收率和散射率采用基于光强的粗略估计,造成最终血流重建误差;4、对近红外光敏感的毛细血管大部分分布在肌肉层中,而脂肪层和表皮层仅含有少量毛细血管,使用传统探测器的血氧血流测量仪器,由于被测点稀少,无法对分层进行准确区分,只能给出大区域的平均参数,不能对深层血氧血流进行定量测量;5、大多采用聚焦透镜的设计方式,不能对有弧度的表面进行测量(探测器不能每次进行手动聚焦,自动聚焦会大大增加成本)。

### 发明内容

[0005] 本发明解决的技术问题在于提供一种非接触式成像系统及其成像方法,来实现低成本多通道光强探测,其采用正弦调制的光源来实现光强相位采集,以及采用光强恒定的长相关激光实现光子到达时间自相关函数采集,从而对血氧血流数据进行精确重建,并进一步利用蒙特卡洛方法模拟和实现精确不规则边界组织和不同层次血氧血流参数重建。

[0006] 为了解决以上技术问题,本发明提供了一种非接触式成像系统,用于探测生物体,其包括近红外成像仪系统以及成像数据重建系统;

- [0007] 所述近红外成像仪系统包括：
- [0008] 光源，包括正弦调制的光电二级管和强度恒定的长相关激光；
- [0009] 光切换器，一端与所述光源光学连接，另一端与多模光纤光学连接，包括波长切换器与位置切换器；
- [0010] 探测器，由多个单光子计数单元组成，其中，所述多个单光子计数单元一端与单模光纤光学连接，其中，所述生物体位于所述多模光纤与所述单模光纤之间，所述单光子计数单元通过所述单模光纤对所述生物体进行探测；
- [0011] 控制器，与所述光源、所述光切换器、所述探测器电性连接，用于根据工作模式控制所述光源产生相应的激光以及控制所述探测器采集相应的数据；
- [0012] 所述成像数据重建系统包括脂肪测量装置及蒙特卡洛计算装置；
- [0013] 所述脂肪测量装置用于获取生物体被测部位的脂肪层厚度数据，并进行三维体素化建模；
- [0014] 所述蒙特卡洛计算装置对建模位置模拟光强的信号强度、相位以及建立自相关函数，并根据模拟数据计算格林函数，并结合近红外成像仪系统所获取数据重建被测部位的血氧和 / 或血流数据。
- [0015] 优选的，所述工作模式包括血氧探测与血流探测，所述血氧测量在光电二极管开通时进行，所述血流测量在长相关激光开通时进行。
- [0016] 优选的，所述控制器在所述工作模式为血氧探测时对激光进行正弦调制，并控制所述光电二极管在多个不同波长的激光之间进行切换，经过所述波长切换器，由所述位置切换器经过所述多模光纤，轮流输送相应波长的激光到入射光源点，所述探测器记录单光子的到达时间。
- [0017] 优选的，所述控制器在所述工作模式为血流探测时控制所述长相关激光产生直流激光并经过所述波长切换器，由所述为位置切换器经过所述多模光纤，轮流输送相应波长的激光到入射光源点，所述探测器记录单光子到达时间。
- [0018] 优选的，所述脂肪测量装置包括脂肪厚度测试仪和信号阵列分析仪。
- [0019] 优选的，所述三维体素化建模是根据所需重建数据精确度，确定最小体素网格的尺寸，把生物体被测部位的肌肉和脂肪按照不同的组织特性进行标记。
- [0020] 本发明还提供了一种非接触式成像方法，其包括以下步骤：
- [0021] S1、开启光源，选择血氧和 / 或血流测量模式，采用探测器对生物体实现光子计数模式采集，以获得被测部位的血氧和 / 或血流数据；
- [0022] S2、测量生物体被测部位的脂肪层厚度数据，并进行三维体素化建模；
- [0023] S3、采用蒙特卡洛方法对建模位置模拟光强的信号强度、相位以及建立自相关函数，并根据模拟数据计算格林函数，
- [0024] S4、根据所计算的格林函数重建所述被测部位血氧和 / 或血流数据。
- [0025] 优选的，在步骤 S1 中，在血氧探测中，所述探测器根据光强采用可变积分时间窗模式进行光子计数积累。
- [0026] 优选的，在步骤 S2 中，采用脂肪厚度测试仪测得被测部位的第一脂肪层厚度数据，采用信号阵列分析仪测得被测部位的第二脂肪层厚度数据；对比第一脂肪层厚度数据和第二脂肪层厚度数据，两者数据相近时，以第一脂肪层厚度数据为准，两者数据偏差较大

时,以第二脂肪层厚度数据为准,得到被测部位的最终脂肪层厚度数据。

[0027] 优选的,在步骤 S2 中,所述三维体素化建模是根据所需重建数据精确度,确定最小体素网格的尺寸,把生物体被测部位的肌肉和脂肪按照不同的组织特性进行标记。

[0028] 优选的,在步骤 S2 中,还进一步包括预测被测部位的表面弧度,并根据表面弧度对被测部位进行三维体素化建模。

[0029] 本发明提供了一种非接触式成像系统及其成像方法,其采用对近红外激光光源进行正弦调制,在频域对血氧参数进行重建,采用直流长相关激光,对血流参数进行重建。而且本发明采用成本低廉的新型光子计数探测器,可以密集对数据进行灵活采集,从而可以实现蒙特卡洛的数据重建方式,非接触的对不同外形的组织进行深度探测。本发明的优势在于价格低,精度高,体积小,可以进行不侵入测量,可重复性高。

### 附图说明

[0030] 图 1 为本发明中非接触式成像系统的系统示意图;

[0031] 图 2 为图 1 中近红外成像仪系统的系统示意图;

[0032] 图 3 为图 2 中光切换器与多模光纤组合的示意图;

[0033] 图 4 为图 2 中探测器的结构示意图;

[0034] 图 5 为图 1 中成像数据重建系统的系统示意图;

[0035] 图 6 为本发明中非接触式成像方法的流程图。

### 具体实施方式

[0036] 下面将结合附图以及具体实施例来对本发明作进一步详细说明。

[0037] 请参考图 1,本发明提供了一种非接触式成像系统 100,用于探测生物体,其包括近红外成像仪系统 20 以及成像数据重建系统 30。

[0038] 请参考图 2,在本实施方式中,所述近红外成像仪系统 20 包括光源 21、光切换器 22、多模光纤 23、单模光纤 24、探测器 25 以及控制器 26。

[0039] 所述光源 21 包括采用正弦调制的光电二极管(未图示)和强度恒定的长相关激光(未图示)。其中,对于光电二极管来说,以 50-1000MHz 的频率进行调制,使得输出光强具有正弦波动,穿透生物体后其波动的最大幅度和相位都有相应漂移,所述探测器 25 可以准确描绘接收到的正弦图形,获取最大幅度,并采用相位解调器与未经过生物体的参考光相对比,获取相位漂移。所述相位解调器有成熟商业产品,可以是数字的,也可以是模拟的,在高频段采用模拟相位解调器比较合适。

[0040] 所述光切换器 22 一端与所述光源 21 光学连接,另一端与多模光纤 23 光学连接,本实施例中,所述光切换器 22 包括波长切换器(未标号)与位置切换器(未标号)。

[0041] 请同时参考图 4,所述探测器 25 由多个单光子计数单元组成 251,其中,所述多个单光子计数单元 251 和所述单模光纤 24 光学连接。所述探测器 25 用于对所述生物体进行检测,所述生物体位于所述多模光纤 23 与所述单模光纤 24 之间。在本实施方式中,单光子计数单元 251 包括数据处理单元 2511、单模光纤 24 以及遮光单元 2513。在本实施方式中,单模光纤 24 用于探测光斑;遮光单元 2513 的中间设有小孔,用于固定单模光纤 24。在本实施方式中,数据处理单元 2511 用于处理单模光纤 24 所探测到的光斑,并得到单光子到达

时间。

[0042] 控制器 26, 与所述光源 21、所述光切换器 22、所述探测器 25 电性连接, 用于根据工作模式控制所述光源 21 产生相应的激光以及所述探测器 25 采集相应的数据。在本实施方式中, 请参考图 3, 光切换器 22 可以把输入的任意数据切换到多模光纤 23 中的其中一个或几个管线输出, 控制器 26 利用编码, 可以控制光切换器 22 自由选择输出组合。在本实施方式中, 多模光纤 23 可最大限度地提高传输功率及信噪比。

[0043] 所述工作模式包括血氧探测与血流探测, 在实际应用中, 一般采用实时分时血氧血流测量方式, 即采用光学开关控制正弦调制的光电二极管和强度恒定的长相关激光, 使之轮流照射在生物体上, 在光电二极管开通时进行血氧测量, 长相关激光开通时进行血流测量。探测器 25 不受光源 21 切换影响, 只是在记录的光子计数信息上标示血氧或者血流测量段, 方便后续用不同方法进行处理。

[0044] 对于血氧测量, 控制器 26 需要开启光子积分模式, 即通过设定不同最小积分时间, 对到达探测器 25 的光子进行累加, 对时间采集数据密度进行控制。需要注意的是, 到达探测器 25 的光子数是一定的, 探测器 25 负责对每个光子到达时间进行记录。如果积分时间窗很短, 则每个时间窗内累积的光子数会较少, 相应噪声影响也会较大。可根据实际应用选择合适的数据采集时间密度。对于吸收率小的组织, 适当减小积分时间, 提高采样密度, 对于吸收率高的组织, 增加积分时间, 提高信噪比。

[0045] 在进行血氧探测时, 所述控制器 26 在所述工作模式为血氧探测时控制所述光电二极管产生多个不同波长的激光并进行正弦调制后经过所述波长切换器, 由所述位置切换器经过所述多模光纤 23, 轮流输送相应波长的激光到入射光源点, 所述探测器 25 记录单光子的到达时间。进一步的, 所述控制器 26 开启光子积分模式, 并进一步利用近红外光频域扩散方程进行三维重建以得到血氧分布。由于近红外光频域扩散方程为习知技术, 在此不再详细说明。

[0046] 在进行血流探测时, 所述控制器 26 在所述工作模式为血流探测时控制所述长相关激光产生直流激光并进行正弦调制后经过所述波长切换器, 由所述为位置切换器经过所述多模光纤 23, 轮流输送相应波长的激光到入射光源点, 所述探测器记录单光子到达时间。所述控制器 26 根据所述单光子的到达时间计算自相关函数, 利用近红外光自相关方程进行三维重建以得到血流分布。由于近红外光自相关方程为习知技术, 在此不再详细说明。

[0047] 所述近红外成像仪系统 20 主要应用在远距离非接触测量中, 其采用单透镜, 放置在探测器前方, 对通过组织后发散的光进行汇聚, 增强探测强度。

[0048] 请参考图 5, 所述成像数据重建系统 30 系采用蒙特卡洛方法模拟成像数据重建, 其包括脂肪测量装置 31 及蒙特卡洛计算装置 32。

[0049] 所述脂肪测量装置 31 用于获取生物体被测部位的脂肪层厚度数据, 并进行三维建模。所述脂肪测量装置包括脂肪厚度测试仪和信号阵列分析仪。采用脂肪厚度测试仪测得被测部位的第一脂肪层厚度数据, 采用信号阵列分析仪测得被测部位的第二脂肪层厚度数据; 对比第一脂肪层厚度数据和第二脂肪层厚度数据, 两者数据相近时, 以第一脂肪层厚度数据为准, 两者数据偏差较大时, 以第二脂肪层厚度数据为准, 得到被测部位的最终脂肪层厚度数据。所述三维体素化建模是根据所需重建数据精确度, 确定最小体素网格的尺寸, 把生物体被测部位的肌肉和脂肪按照不同的组织特性进行标记。

[0050] 所述蒙特卡洛计算装置 32 对建模位置模拟光强的信号强度、相位以及建立自相关函数,并根据模拟数据计算出格林函数,并结合近红外成像仪系统 20 所获取数据重建被测部位的血氧和 / 或血流数据。

[0051] 请参考图 6,本发明还提供了一种非接触式成像方法,其包括以下步骤:

[0052] S1、开启光源,选择血氧和 / 或血流测量模式,采用探测器对生物体实现光子计数模式采集,以获得被测部位的血氧和 / 或血流数据;

[0053] 在步骤 S1 中,所述探测器可进行血氧探测与血流探测。在血氧探测中,所述探测器根据光子积分模式进行光子到达时间采集。

[0054] S2、测量生物体被测部位的脂肪层厚度数据,并进行三维体素化建模;

[0055] 在步骤 S2 中,采用脂肪厚度测试仪测得被测部位的第一脂肪层厚度数据,采用信号阵列分析仪测得被测部位的第二脂肪层厚度数据;对比第一脂肪层厚度数据和第二脂肪层厚度数据,两者数据相近时,以第一脂肪层厚度数据为准,两者数据偏差较大时,以第二脂肪层厚度数据为准,得到被测部位的最终脂肪层厚度数据。由于近红外光的主要吸收者为血红细胞,而脂肪组织中血红细胞非常少,因此主要穿透脂肪的近红外光,光强衰减很少,而主要穿透肌肉组织的近红外光,光强衰减很厉害。根据近红外光的扩散路径,可以在接近分层的探测器端检测到一个阶跃信号。探测器分别探测不同的组织层(比如表皮、脂肪、肌肉或者表皮、颅骨、大脑),如果是中间组织层进行分界,则中间层相邻组织层的信号会骤然变化较大。因此,采用脂肪厚度测试仪需对皮肤进行夹紧,对皮肤松弛人群会有一定误差,故在两个测量相差较大的时候,以信号阵列分析仪所获得的数据为准。

[0056] 在步骤 S2 中,所述三维体素化建模是根据所需重建数据精确度,确定最小体素网格的尺寸,把生物体被测部位的肌肉和脂肪按照不同的组织特性进行标记。

[0057] 在步骤 S2 中,还进一步包括预测被测部位的表面弧度,并根据表面弧度对被测部位进行三维体素化建模,以划分出体素区域,并给体素区域赋以相应的折射率、吸收率、散射率和血液流速值,便于在后续数据处理中消除脂肪层影响。对于手臂等被测量点,可以通过用卷尺测量臂围,并取  $L/2\pi$  来计算表面弧度进行建模;对于复杂不规则的肿瘤,可以通过表面拍照和进行逐点扫描的方式获取表面拓扑构型。具体操作可以通过发射激光短脉冲,对肿瘤进行逐点逐行扫描,对反射脉冲的飞行时间进行记录,从而对表面的凸凹程度进行记录。

[0058] S3、采用蒙特卡洛方法对建模位置模拟光强的信号强度、相位以及建立自相关函数,并根据模拟数据计算格林函数;

[0059] 在步骤 S3 中,蒙特卡洛计算相当耗时,可以离线进行计算,存储相应格林函数等参数,在同类型测量时,譬如圆柱模型(手臂),圆球模型(头颅)仅需要回翻查找表即可。鉴于不规则外形的组织需要重新建模,蒙特卡洛方法不是最优选择(耗时太久),但是在特别需要的时候(重建时间不是问题的情况下),可以进行蒙特卡洛计算,并进行数据重建。

[0060] 蒙特卡洛计算基本原理:将空间模型划分成  $N$  个体素,具有各自的吸收率和散射率,光子的自由传播步长可以根据每个体素的散射率进行计算。每经过一次散射,光子强度减弱,每个光子的路径信息将被记录。

[0061] 在配置文件中,赋予每个体素相应的组织类型(比如脂肪、肌肉、骨骼)和光学特性(折射率为  $n$ ,各向异性因子  $g$ )。在模拟过程中,光子从一个预先定义的源位置出发,对



其传播展开持续监控,对于每个步骤中,散射长度(L)是基于从散射率  $\mu_s$  得到的指数分布计算,然后通过一个散射角改变其方向,散射角分布基于 Henyey-Greenstein 相位函数

$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos\theta)^{3/2}}$  计算,光子强度减弱为原来的  $\exp(-\mu_a l)$ 。然后,一个新的步

骤开始,模拟光子传播的继续进行,直到光子逸出组织,达预先定义的探测器,或者传播时间超过预先设定的最大时间限制。通常需要 10 万的光子数进行模拟。

[0062] S4、根据所计算的格林函数重建所述被测部位血氧和 / 或血流数据。

[0063] 在步骤 S4 中,根据不同组织形状和感兴趣区,设计探测器分布格局。譬如在头颅测量的时候,假如只对大脑皮层感兴趣,就可以在较大的距离密布探测器,因为较小的距离探测到的信号无法穿透头骨,仅能提供表层信息。在测量完毕的时候,根据获取的“虚拟探测器”计数,计算相应的格林函数等,方便通过解方程组的途径获取血氧血流参数。

[0064] 所谓格林函数,就是在均匀组织背景下,假设某体素有一个点源,在该点源的作用下,探测器获取的信号。通过格林函数的计算,可以知道探测器对不同体素的变化敏感度,从而可以通过对测量值的权重加乘,直接快速实时获取组织吸收率,散射率和血流分布。其原理在于,可以把每个体素偏离背景值的偏差视为一个干扰源,而每个探测单元对不同体素干扰的敏感度不同。譬如,在某个探测点附近的干扰就会带来该探测点巨大的变化,而对较远的探测点影响不大。格林函数在一定线性范围内只与探测布局和组织形状,背景特性有关,因此在特定测量中属于固定值(矩阵)。血氧扩散公式为:

[0065]

$$\frac{1}{v} \frac{\partial}{\partial t} I(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}}) + \hat{\mathbf{s}} \cdot \nabla I(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}}) = -\mu_t(\mathbf{r}, \mathbf{t}) I(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}}) + \frac{\mu_s(\mathbf{r}, \mathbf{t})}{4\pi} \oint p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') I(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}}) d\hat{\mathbf{s}}' + S(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}}) \quad (1)$$

[0066]

$$\oint p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') d\hat{\mathbf{s}}' = \frac{4\pi \mu_s(\mathbf{r}, \mathbf{t})}{\mu_t(\mathbf{r}, \mathbf{t})} \quad (2)$$

[0067] 格林函数为令  $S(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}}) = \delta(\mathbf{r}, \mathbf{t}, \hat{\mathbf{s}})$  时,探测器端接收的 I, 包括光强和相位, 记为  $H(\mathbf{r}_j, \mathbf{r}_{di})$ 。其中,  $\mathbf{r}_j$  为被探测点位置,  $\mathbf{r}_{di}$  为探测器位置。

[0068] 血流扩散公式为:

$$[0069] \quad (D_v \nabla^2 - v \mu_a(\mathbf{r}) - \frac{1}{3} v \mu_s'(\mathbf{r}) k_0^2 < \Delta r^2(\tau) >) G_1(\mathbf{r}, \tau) = -v S(\mathbf{r}) \quad (3)$$

$$[0070] \quad D_v = \frac{v}{3 \mu_s'(\mathbf{r})} \quad (4)$$

[0071] 格林函数为令  $S(\mathbf{r}) = \delta(\mathbf{r})$  时,根据探测器端接收的 I, 来计算出的自相关函数  $G_1$ , 记为  $H(\mathbf{r}_j, \mathbf{r}_{di}, \tau)$ 。  $\mathbf{r}_j$  为被探测点位置,  $\mathbf{r}_{di}$  为探测器位置。

[0072] 对血氧计算来说,实际测量值为  $I_{di}$ , 可以计算与光源  $I_{si}$  相比的衰减  $\Delta OD_1$ ,

$$[0073] \quad \Delta OD_1 = \log \left( \frac{I_{di}}{I_{si}} \right) \quad (5)$$

[0074] 有了格林函数 H, 可以计算权重函数 W,

$$[0075] \quad \sum_{j=1}^N W_{ij}(\mathbf{r}_{si}, \mathbf{r}_{di}, \mathbf{r}_j) = -\frac{\mu_a(\mathbf{r}_{si}, \mathbf{r}_j) H(\mathbf{r}_j, \mathbf{r}_{di})}{I(\mathbf{r}_{si}, \mathbf{r}_{di})} \quad (6)$$

[0076] 吸收率  $\Delta \mu_a(\mathbf{r}_j)$  求解为:

[0077]  $\Delta OD_i = \sum_{j=1}^N W_{ij} (r_{si}, r_{di}, r_j) \Delta \mu_a(r_j) \quad (7)$

[0078] 进而可以计算血氧含量  $c$ 。其中  $\mu_a(\lambda)$  为血氧吸收系数。

[0079]  $\mu_a(\lambda) = \sum_i \mu_{ai}(\lambda) c_i \quad (8)$

[0080] 同理,对于血流计算,有了格林函数,如公式(9)中的H,就可以对方程(10)中的待  
定血流值  $\Delta D_b$  进行矩阵求解,

[0081]  $\sum_{j=1}^N W_{ij} (r_{si}, r_{di}, r_j, \tau) = -\frac{2v\mu_s k_0^2 \tau G_1(r_{si}, r_j, \tau) H(r_j, r_{di}, \tau)}{DG_1(r_{si}, r_{di}, \tau)} \quad (9)$

[0082]

$$\phi_s(r_{si}, r_{di}, \tau) = \ln \frac{g_1(r_{si}, r_{di}, \tau)}{g_{1,0}(r_{si}, r_{di}, \tau)} = \sum_{j=1}^N W_{ij} (r_{si}, r_{di}, r_j, \tau) \Delta(\alpha D_b(r_j)) \quad (10)$$

[0083] 其中,  $\Delta(\alpha D_b(r_j))$  为待求解变量,  $r_{si}$  为点源的位置,  $r_{di}$  为探测器位置,  $r_j$  为体  
素坐标。

[0084] 本发明提供了一种非接触式成像系统及其成像方法,本发明采用对近红外激光光  
源进行正弦调制,在频域对血氧参数进行重建,采用长相关激光,以及自相关函数计算,对  
血流参数进行重建。而且本发明采用成本低廉的新型光子计数探测器,可以密集对数据进  
行灵活采集,从而可以实现蒙特卡洛的数据重建方式,非接触的对不同外形的组织进行深  
度探测。本发明的优势在于价格低,精度高,体积小,可以进行不侵入测量,可重复性高。

[0085] 可以理解的是,对于本领域的普通技术人员来说,可以根据本发明的技术构思做  
出其他各种相应的改变与变形,而所有这些改变与变形都应属于本发明权利要求的保护范  
围。

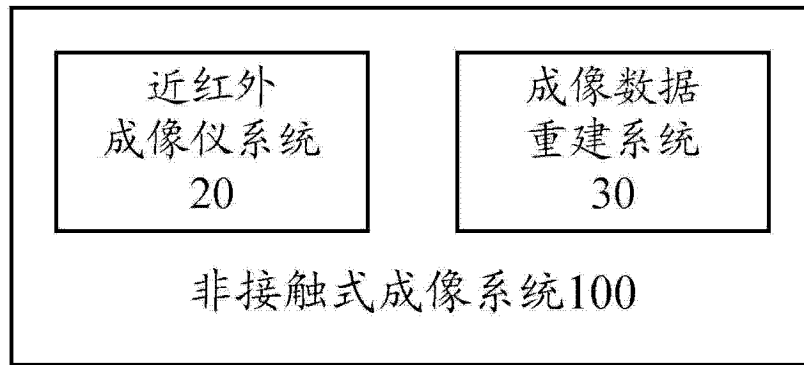


图 1

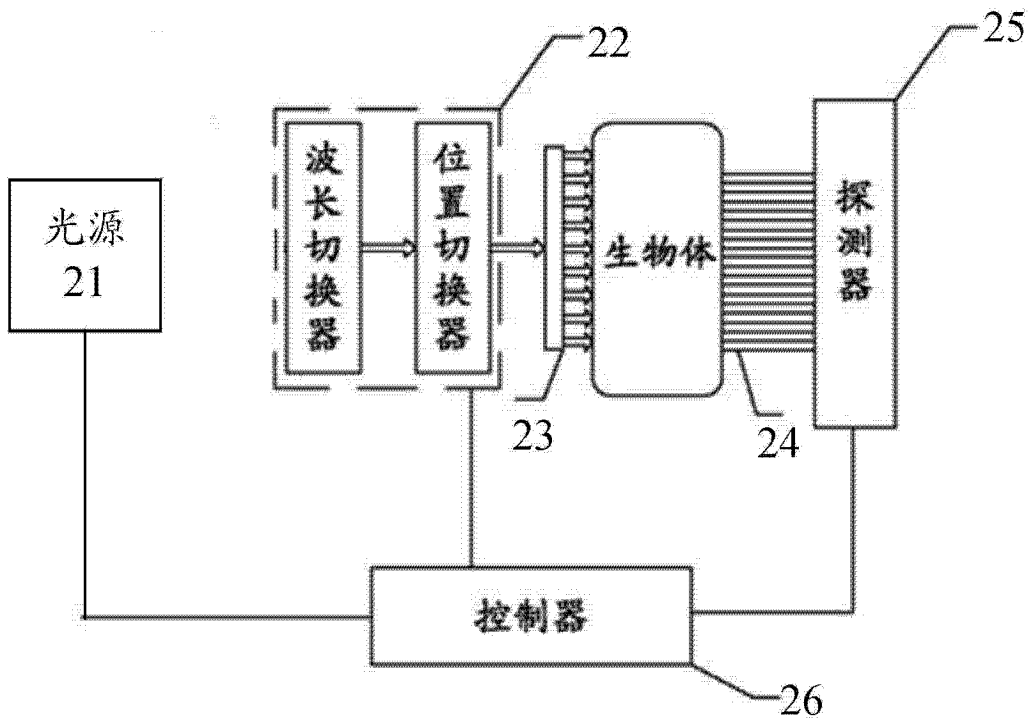


图 2

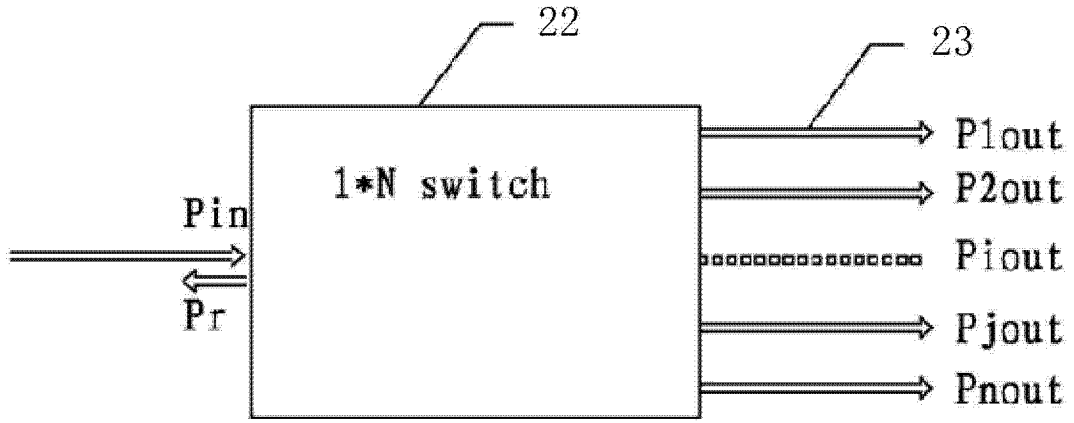


图 3

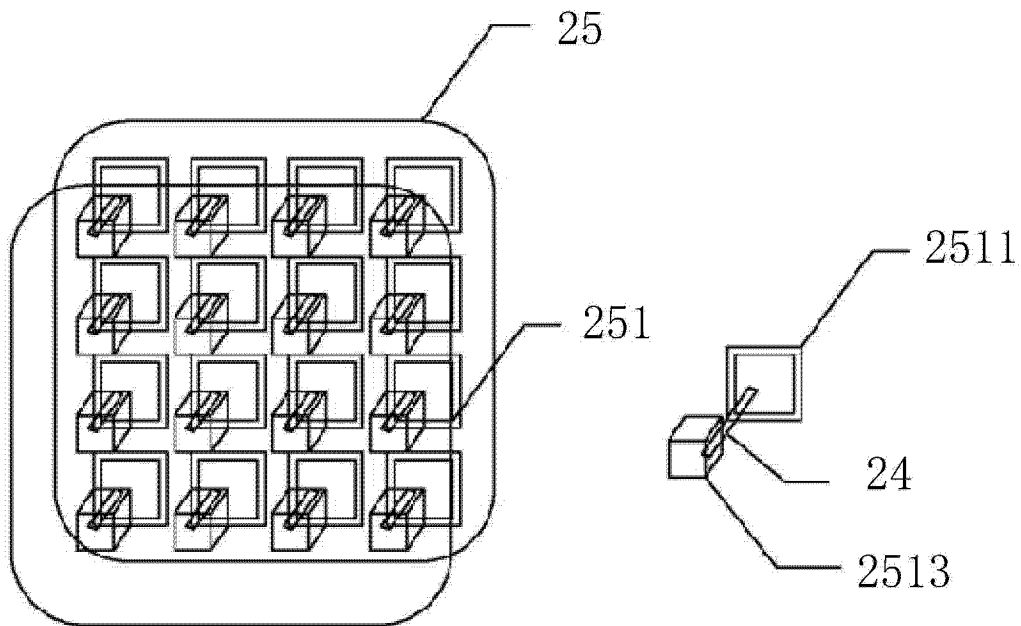


图 4

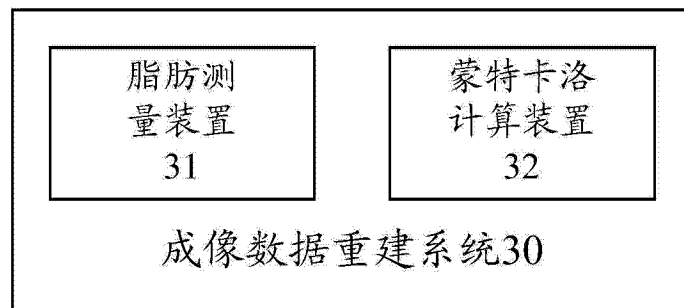


图 5

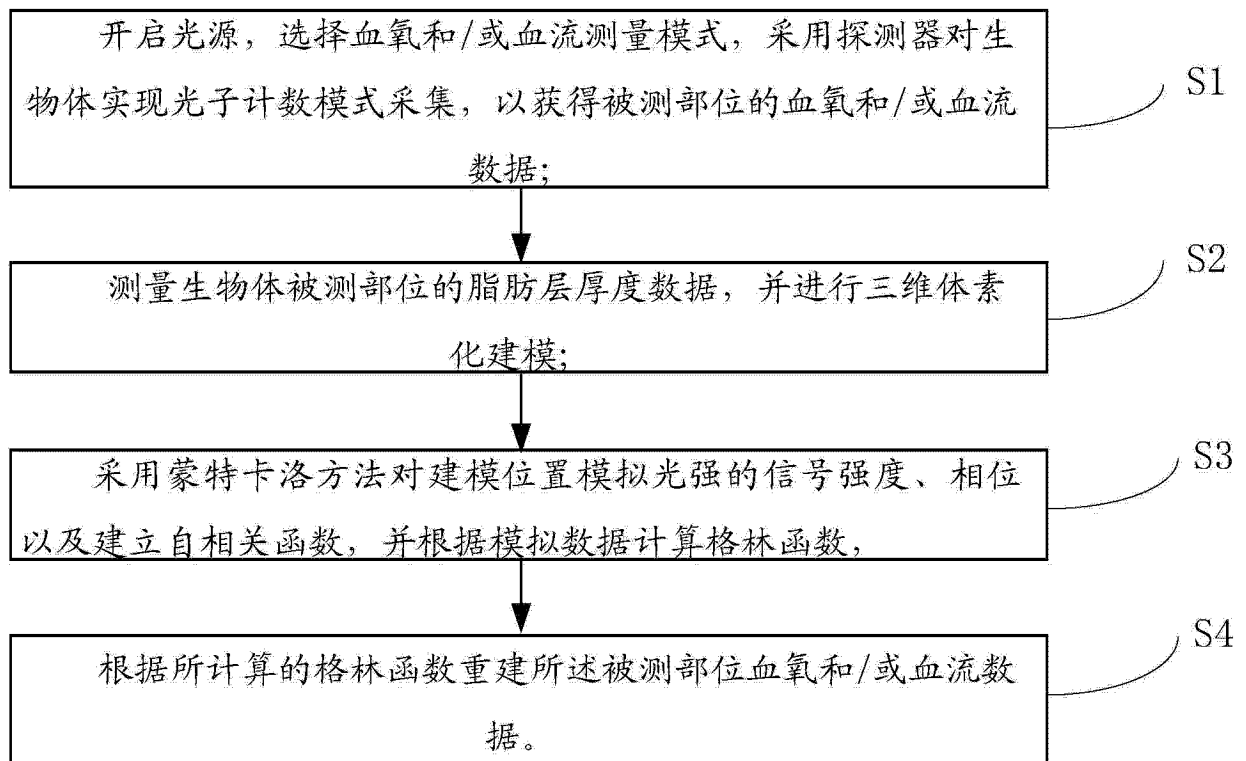


图 6