



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107802269 A

(43)申请公布日 2018.03.16

(21)申请号 201711041861.4

(22)申请日 2017.10.30

(71)申请人 温州医科大学

地址 325000 浙江省温州市瓯海经济开发  
区东方南路38号006信箱

(72)发明人 徐敏 林维豪 曹自立 陈新林  
曾碧新

(74)专利代理机构 温州金瓯专利事务所(普通  
合伙) 33237

代理人 陈晖

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

实时单次快照多频解调空间频域成像方法

(57)摘要

本发明提供一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法,其包括以下步骤:一、投影一个空间调制图案在待测物体上,该调制图案可以包括多个调制频率的成分;二、采集待测物体漫反射后的反射光强;三、通过SSMD公式获取反射光强的直流值和分流值;四、获取反射光强的直流值和分流值之后,利用入射光强,得到调制深度;五、根据获得的调制深度,通过与光在介质中的传播模型比较获取相应的调制深度MTF对应的光学参数,解决了传统解调技术速度慢,有运动鬼影的问题,并且此解调技术有很高的信噪比,以此技术搭建的SSMD-SFDI系统能够实时解调出MTF,因此可实时获取光学信息和生理信息。

1. 一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法, 其特征在于: 其包括以下步骤:

一、实时投影一个空间调制图案在待测物体上, 该空间调制图案包括多个调制频率的成分;

二、采集待测物体漫反射后的反射光强, 获取空间调制图像  $I(x, y)$ ;

三、通过单次快照多频解调法

$$I_{AC,i} = \frac{\sqrt{\left[\iint_{\sigma} I(x, y) \cos(2\pi f_{x,i}x + 2\pi f_{y,i}y) dx dy\right]^2 + \left[\iint_{\sigma} I(x, y) \sin(2\pi f_{x,i}x + 2\pi f_{y,i}y) dx dy\right]^2}}{\iint_{\sigma} \cos^2(2\pi f_{x,i}x + 2\pi f_{y,i}y) dx dy}$$

$$I_{DC} = \frac{1}{T_1 \times T_2} \iint_{\sigma} I(x, y) dx dy$$

获取反射光强的直流值  $I_{DC}$  和针对每一调制频率相应的分流值  $I_{AC,i}$ , 其中  $I(x, y)$  为测得的二维图像,  $f_{x,i}$ ,  $f_{y,i}$  是第  $i$  个调制成分的  $x$ 、 $y$  轴的空间频率,  $T_1$ 、 $T_2$  是所有  $1/f_{x,i}$ ,  $1/f_{y,i}$  的最小公倍数;

四、获取反射光强的直流值  $I_{DC}$  和分流值  $I_{AC,i}$  之后, 得到调制深度  $MTF_{AC,i} = I_{AC,i} / I_{AC,i}^{(0)}$ , 其  $MTF_{DC} = I_{DC} / I_{DC}^{(0)}$ , 其

中  $I_{AC,i}^{(0)}$  是入射的第  $i$  调制频率成分强度,  $I_{DC}^{(0)}$  是入射直流成分强度;

五、根据获得的调制深度, 通过与光在介质中传播的模型比较获取介质的光学参数。

2. 根据权利要求1所述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法, 其特征在于: 步骤一中, 将一个空间调制图案通过分光镜作用在待测物体上。

3. 根据权利要求1所述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法, 其特征在于: 步骤三中, 单次快照多频解调法可对由多个空间调制频率组成的图案中单幅解析出多个空间调制频率的各自的反射光强的直流值  $I_{DC}$  和分流值  $I_{AC,i}$ , 获取不同深度的光学信息。

4. 一种基于上述权利要求1、2或3所述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在深度分辨的成像上的应用。

5. 一种基于上述权利要求1、2或3所述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在3D重构上建模的应用。

6. 一种基于上述权利要求1、2或3所述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在皮肤大面积成像的应用。

7. 一种基于上述权利要求1、2或3所述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在内窥镜表面粘膜层大面积成像的应用。

## 实时单次快照多频解调空间频域成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明具体涉及一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法。

### 背景技术

[0002] 传统的SFDI系统通常使用传统三相移法进行解调,但是传统三相移法需要三个不同的相位(0,  $2\pi/3$ , and  $4\pi/3$ )的空间调制图像才能完整解析单个频率的调制深度(MTF),存在解调速度慢,有运动鬼影等问题。

### 发明内容

[0003] 为了解决以上技术问题,本发明提出一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法。

[0004] 本发明提供一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法,其包括以下步骤:

[0005] 一、实时投影一个空间调制图案在待测物体上,该空间调制图案包括多个调制频率的成分;

[0006] 二、采集待测物体漫反射后的反射光强,获取空间调制图像 $I(x, y)$ ;

[0007] 三、通过单次快照多频解调法

$$I_{AC,i} = \frac{\sqrt{\left[ \iint_{\sigma} I(x, y) \cos(2\pi f_{x,i}x + 2\pi f_{y,i}y) dx dy \right]^2 + \left[ \iint_{\sigma} I(x, y) \sin(2\pi f_{x,i}x + 2\pi f_{y,i}y) dx dy \right]^2}}{\iint_{\sigma} \cos^2(2\pi f_{x,i}x + 2\pi f_{y,i}y) dx dy}$$

$$I_{DC} = \frac{1}{T_1 \times T_2} \iint_{\sigma} I(x, y) dx dy$$

[0010] 获取反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和针对每一调制频率相应的分流值 $I_{AC,i}$ ,其中 $I(x, y)$ 为测得的二维图像, $f_{x,i}, f_{y,i}$ 是第 $i$ 个调制成分的 $x, y$ 轴的空间频率, $T_1, T_2$ 是所有 $1/f_{x,i}, 1/f_{y,i}$ 的最小公倍数;

[0011] 四、获取反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和分流值 $I_{AC,i}$ 之后,得到调制深度

$$\begin{aligned} MTF_{AC,i} &= I_{AC,i} / I_{AC,i}^{(0)} \\ MTF_{DC} &= I_{DC} / I_{DC}^{(0)} \end{aligned}$$

其中 $I_{AC,i}^{(0)}$ 是入射的第 $i$ 调制频率成分强度, $I_{DC}^{(0)}$ 是入射直流成分强度;

[0012] 五、根据获得的调制深度,通过与光在介质中传播的模型比较获取介质的光学参数。

[0013] 步骤一中,将一个空间调制图案通过分光镜作用在待测物体上。

[0014] 步骤三中,单次快照多频解调法可对由多个空间调制频率组成的图案中单幅解析出多个空间调制频率的各自的反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和分流值 $I_{AC,i}$ ,获取不同深度的光学信息。

[0015] 一种基于上述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在深度分辨的成像上的应用。

[0016] 一种基于上述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在3D重构上建模的应

用。

[0017] 一种基于上述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在皮肤大面积成像的应用。

[0018] 一种基于上述的实时单次快照多频解调空间频域成像方法在内窥镜表面粘膜层大面积成像的应用。

[0019] 本发明的有益效果:解决了传统解调技术速度慢,有运动鬼影的问题,并且此解调技术有很高的信噪比,以此技术搭建的SSMD-SFDI系统能够实时解调出MTF,因此可实时获取光学信息和生理信息。

## 附图说明

[0020] 图1为SSMD与标准三相移技术的对比示意图。

[0021] 图2为SSMD-SFDI装置示意图。

[0022] 图3为典型被测者在前臂反应性充血实验中氧合血红蛋白浓度(a)、脱氧血红蛋白浓度(b)、总血红蛋白浓度(c)和血氧饱和度变化过程(d)的示意图。

[0023] 图4为在前臂反应性充血实验中黑色素含量和表皮层厚度的示意图。

[0024] 图5为表皮层(a-c)和真皮层(d-f)各波长下的吸收系数和皮肤的散射系数(g)和散射能力(h)的示意图。

[0025] 图6为SSMD-SFDI系统下被测区域,虚线矩形区域为感兴趣区域。

[0026] 图7为正常组织和黑痣光学参数(各波长各层吸收系数(a-f),散射系数(g)和散射能力(h))的分布图。

[0027] 图8为正常组织和黑痣生理参数(含氧血红蛋白(a),缺氧血红蛋白(b),总含氧血红蛋白(c),血氧饱和度(d),黑色素(e)和表皮层厚度(f))的分布图。

## 具体实施方式

[0028] 下面结合附图对本发明实施例作进一步说明:

[0029] 本发明提供一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法,

[0030] 其包括以下步骤:

[0031] 一、实时投影一个空间调制图案,通过分光镜作用在待测物体上,该空间调制图案包括多个调制频率的成分;

[0032] 二、采集待测物体漫反射后的反射光强,获取空间调制图像 $I(x, y)$ ;

[0033] 三、通过单次快照多频解调法

$$[0034] \quad I_{AC,i} = \frac{\sqrt{\left[ \iint_{\sigma} I(x, y) \cos(2\pi f_{x,i} x + 2\pi f_{y,i} y) dx dy \right]^2 + \left[ \iint_{\sigma} I(x, y) \sin(2\pi f_{x,i} x + 2\pi f_{y,i} y) dx dy \right]^2}}{\iint_{\sigma} \cos^2(2\pi f_{x,i} x + 2\pi f_{y,i} y) dx dy}$$

$$[0035] \quad I_{DC} = \frac{1}{T_1 \times T_2} \iint_{\sigma} I(x, y) dx dy$$

[0036] 获取反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和针对每一调制频率相应的分流值 $I_{AC,i}$ ,其中 $I(x, y)$ 为测得的二维图像, $f_{x,i}, f_{y,i}$ 是第 $i$ 个调制成分的 $x$ 、 $y$ 轴的空间频率, $T_1, T_2$ 是所有 $1/f_{x,i}, 1/f_{y,i}$ 的最小公倍数;

[0037] 单次快照多频解调法可对由多个空间调制频率组成的图案中单幅解析出多个空间调制频率的各自的反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和分流值 $I_{AC,i}$ ,获取不同深度的光学信息;

[0038] 单次快照多频解调法可对单幅空间调制频率图案解调出反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和针对每一调制频率相应的分流值 $I_{AC,i}$

[0039] 四、获取反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和分流值 $I_{AC,i}$ 之后,利用入射光强 $I_0$ ,得到调制深度

$$MTF_{AC,i} = I_{AC,i} / I_{AC,i}^{(0)}, \text{其中 } I_{AC,i}^{(0)} \text{ 是各调制频率下反射光强 } I_{AC,i} \text{ 的入射光强, } I_{DC}^{(0)} \text{ 是 } I_{DC} \text{ 的入射光}$$

$$MTF_{DC} = I_{DC} / I_{DC}^{(0)}$$

强;

[0040] 五、根据获得的调制深度,通过与光在介质中传播的模型比较获取介质的光学参数。

[0041] 本发明可以在3D重构上建模的应用。

[0042] 本发明可以在皮肤大面积成像的应用。

[0043] 本发明可以在内窥镜表面粘膜层大面积成像的应用。

[0044] 本发明可以通过DMD投影一个相位的空间调制图案,同时也可以采用其他设备,而后则可以利用CCD获取采集待测物体漫反射后的反射光强,这里也可以使用CCD,光谱仪,光纤探头等技术。

[0045] 本发明可以通过单个相位的空间调制图案,快速的解析出MTF,解决了传统三相移存在的问题,同时,SSMD技术可以提高图像的信噪比。

[0046] 步骤三中采用的单次快照多频解调法与传统标准三相移法相比,可在单幅空间调制频率图案中解调出反射光强的直流值 $I_{DC}$ 和针对每一调制频率相应的分流值 $I_{AC,i}$ ,并且保持较高的信噪比。克服了传统标准三相移法需3幅不同相位的空间调制频率图案才能正常工作,而引起的运动鬼影和无法实时解析的问题。由于不同的空间调制频率探测深度各不相同(空间频率越大探测深度越浅)。因此,多个空间调制频率组合,可以得到不同深度的光学信息,可以用于3D重构。

[0047] 应用实例1:前臂反应性充血实验

[0048] 实验方案:

[0049] 使用我们设计的实时SSMD-SFDI设备对志愿者( $n=6$ )手臂背面进行实时检测,DMD设备投射波长为623nm,540nm和460nm,空间频率 $f=0.2$ 的调制图案,探测器(Point Grey Grasshopper3GS3-U3-51S5C)以每秒3帧的速度进行采集。志愿者按照如下实验方案:正常状3分钟,压脉带给手臂产生压强(200mmg)维持4分钟,释放压脉带休息3分钟,共采集10分钟。使用SSMD技术快速的解调出反射图案的直流和交流信息。

[0050] 整个实验现象分析:

[0051] 图3显示了一个典型的被测者在前臂反应性充血实验中氧合血红蛋白浓度、脱氧血红蛋白浓度、总血红蛋白浓度和血氧饱和度变化过程。当袖带阻塞静脉和动脉的血流量时,由于远端静脉阻塞,血液淤积在皮下血管,使血管充血扩张,导致总血红蛋白( $HbO_2$ 和Hb之和,(图3(c))轻微上升。血管阻塞导致组织中的氧快速消耗,使组织氧合血红蛋白( $HbO_2$ 浓度,图3(a))快速下降,组织脱氧血红蛋白浓度(Hb,图3(b))增加。在袖口释放时,表现出典型的充血反应,大量新鲜血液流入在阻塞期间已耗尽血氧的组织中。如图3(a)袖带释放

段。组织氧饱和度 ( $StO_2$ ) 最初为0.82,在袖带阻塞后降至0.56,最后在袖带释放后迅速回升到0.85。结合SSMD-SFDI系统和层状结构映射模型很好的剥离表皮层黑色素(图4)的影响,得到真皮层血氧变化(图3),表皮层厚度和各层的光学信息(图5)(散射系数和各层的吸收系数)。

[0052] 应用实例2:黑痣生理信息和光学信息检测

[0053] 使用SSMD-SFDI系统与层状结构映射模型相结合对皮肤的黑痣进行检测。

[0054] 通过SSMD-SFDI系统,可以区分黑痣区域与旁边正常区域丰富的光学信息和生理信息,如图6所示。

[0055] 图7分别得到各波长下( $\lambda=460\text{nm}, 540\text{nm}, 623\text{nm}$ )表皮层(a-c),真皮层的吸收系数(d-f),散射系数( $\lambda=540\text{nm}$ ,g)和散射能力(h)。图8分别得到了含氧血红蛋白(a),缺氧血红蛋白(b),总血红蛋白(c),血氧饱和度(d),黑色素(e)和表皮层厚度(f)。

[0056] 通过2个实验的应用,充分证明了SSMD-SFDI系统和层状结构映射模型的可行性,以此我们可以得到区域组织实时的,连续的,2维的多个生理参数时间变化图。

[0057] 实施例不应视为对本发明的限制,任何基于本发明的精神所作的改进,都应在本发明的保护范围之内。

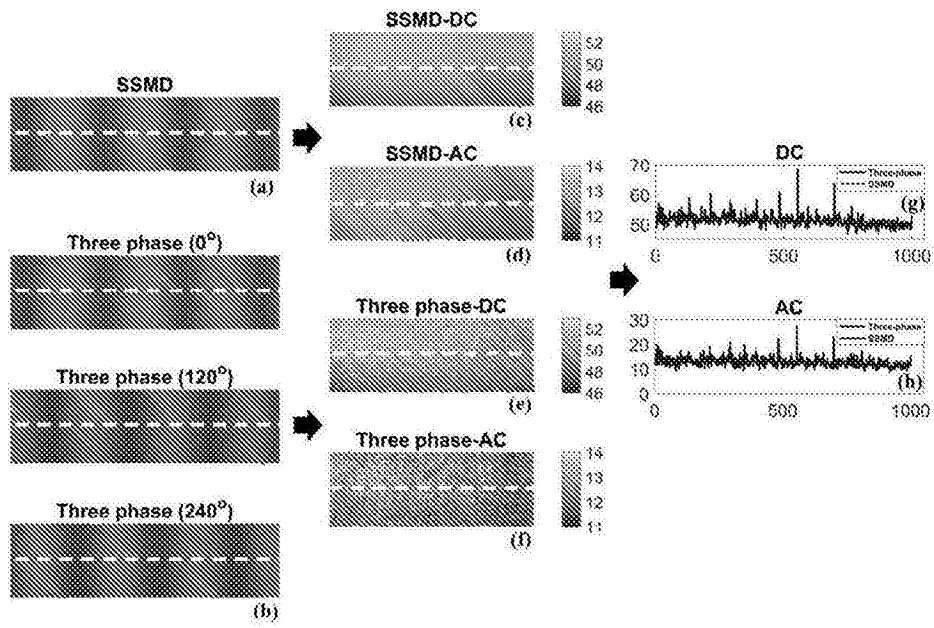


图1

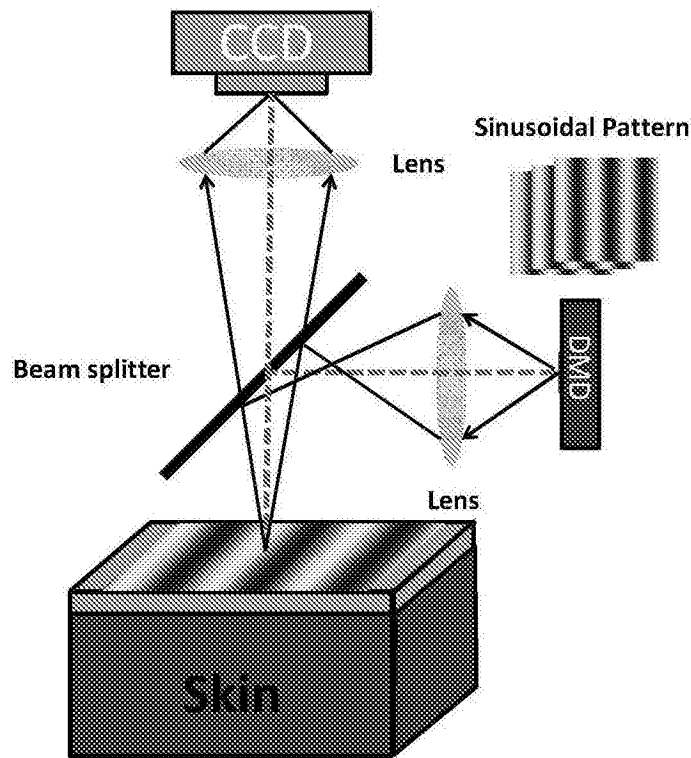


图2

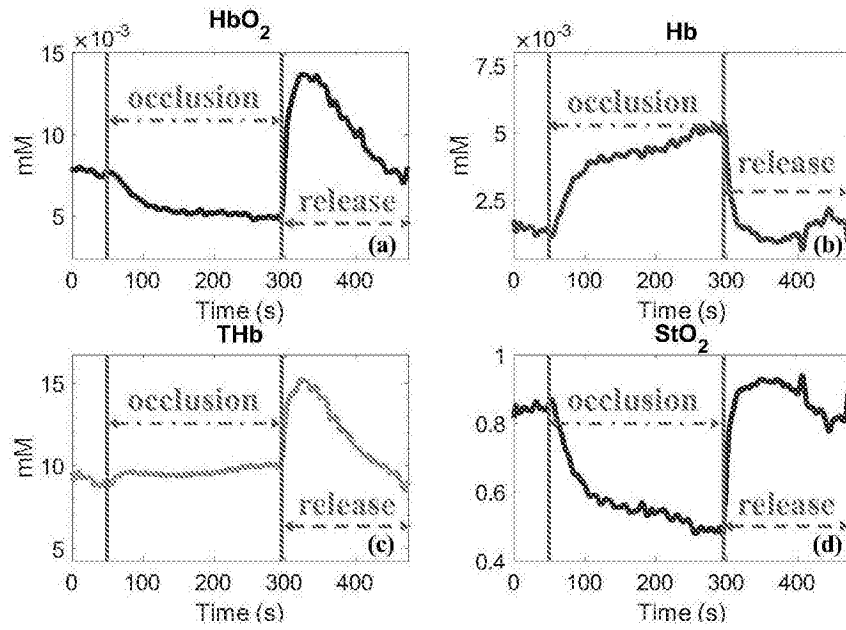


图3

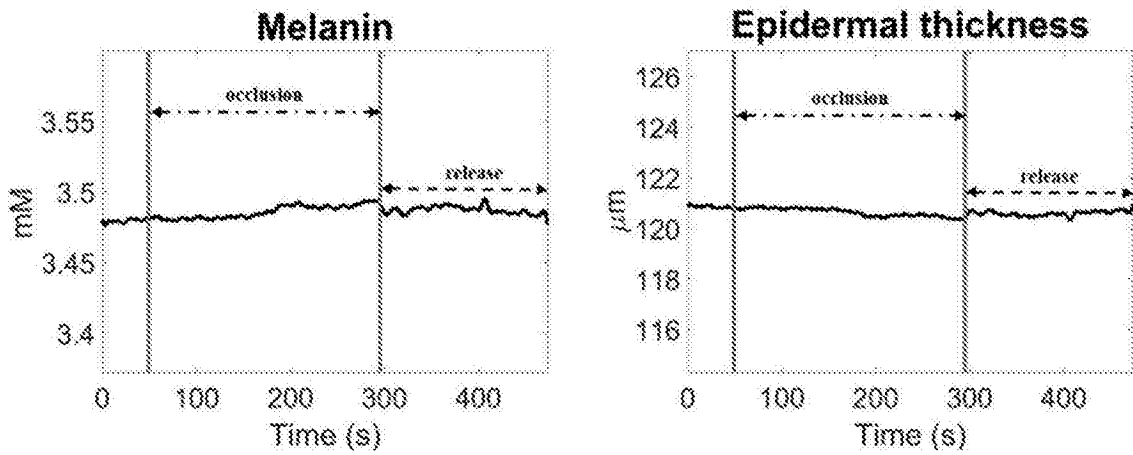


图4

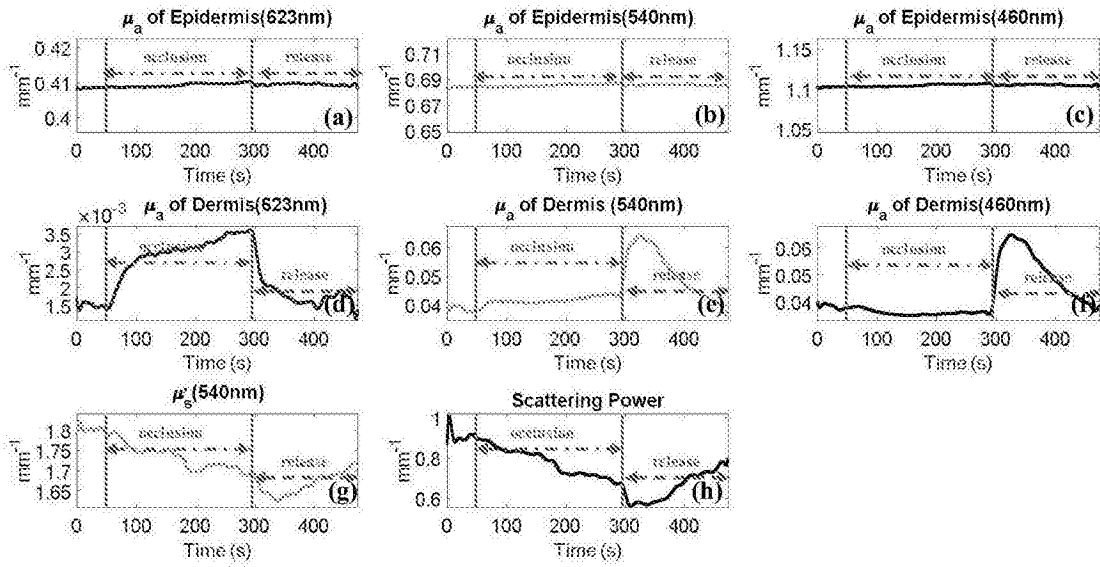


图5

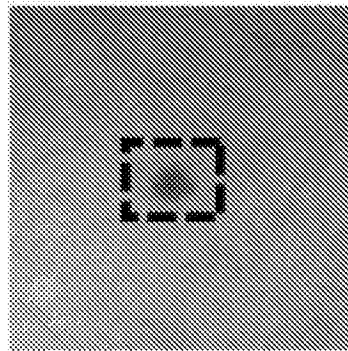


图6

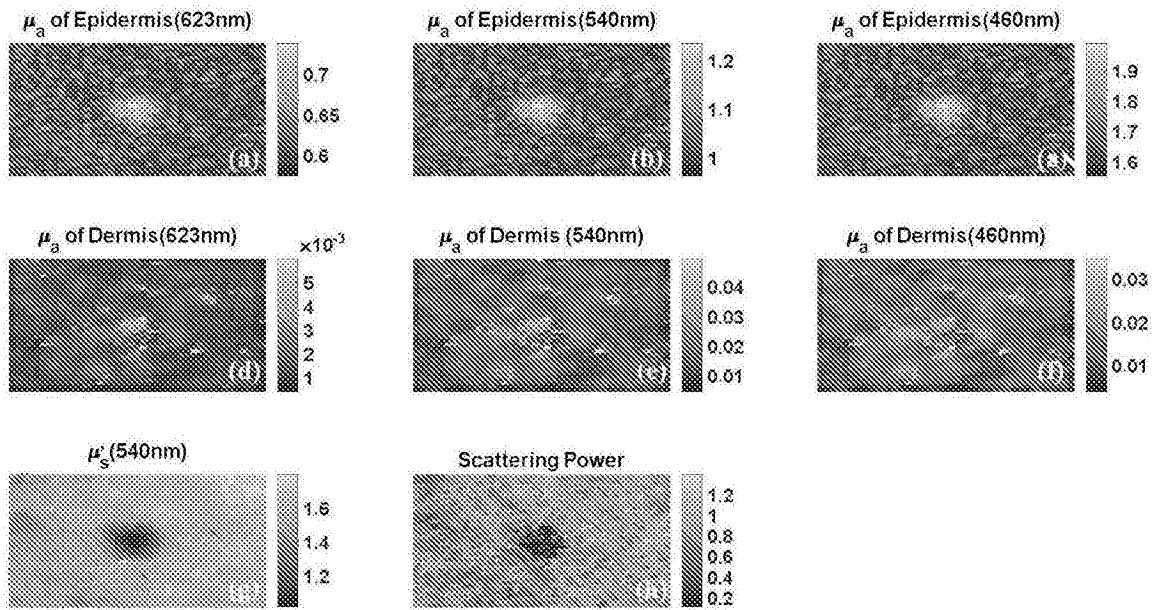


图7

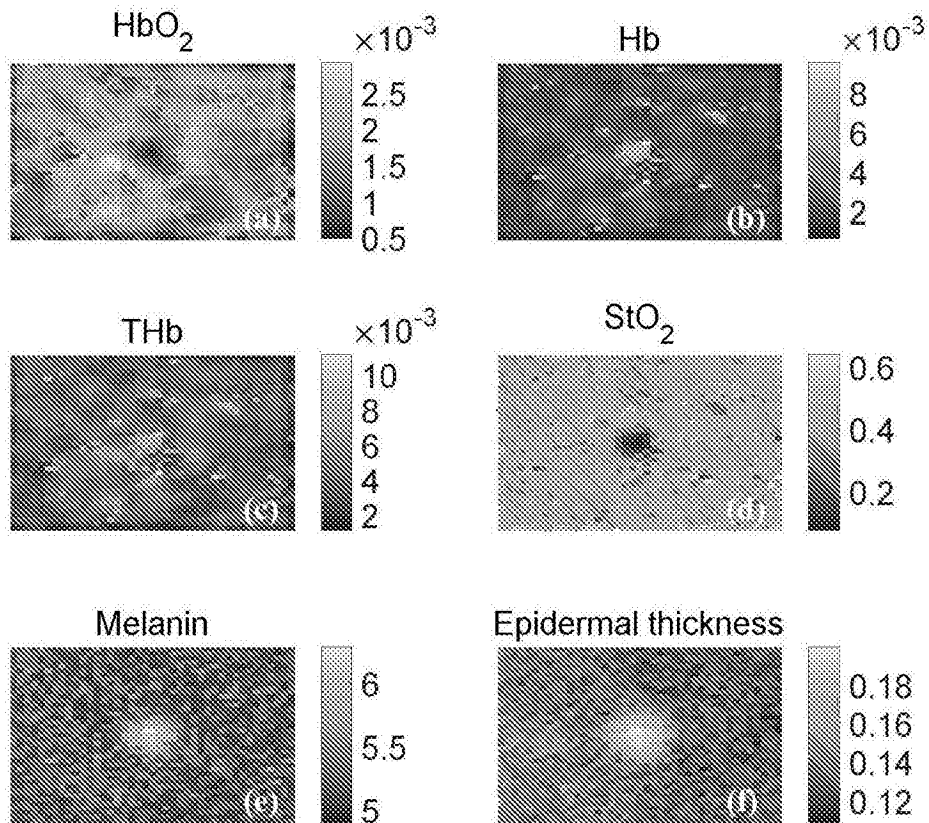


图8

专利名称(译)	实时单次快照多频解调空间频域成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN107802269A</a>	公开(公告)日	2018-03-16
申请号	CN2017111041861.4	申请日	2017-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	温州医科大学		
[标]发明人	徐敏 林维豪 曹自立 陈新林 曾碧新		
发明人	徐敏 林维豪 曹自立 陈新林 曾碧新		
IPC分类号	A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/1455 A61B5/72 A61B5/7207 A61B5/7228		
代理人(译)	陈晖		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种实时单次快照多频解调空间频域成像方法，其包括以下步骤：一、投影一个空间调制图案在待测物体上，该调制图案可以包括多个调制频率的成分；二、采集待测物体漫反射后的反射光强；三、通过SSMD公式获取反射光强的直流值和分流值；四、获取反射光强的直流值和分流值之后，利用入射光强，得到调制深度；五、根据获得的调制深度，通过与光在介质中的传播模型比较获取相应的调制深度MTF对应的光学参数，解决了传统解调技术速度慢，有运动鬼影的问题，并且此解调技术有很高的信噪比，以此技术搭建的SSMD-SFDI系统能够实时解调出MTF，因此可实时获取光学信息和生理信息。

$$I_{AC} = \frac{\sqrt{\left[ \int_{\sigma} I(x,y) \cos(2\pi f_{x_0} x + 2\pi f_{y_0} y) dx dy \right]^2 + \left[ \int_{\sigma} I(x,y) \sin(2\pi f_{x_0} x + 2\pi f_{y_0} y) dx dy \right]^2}}{\int_{\sigma} \cos^2(2\pi f_{x_0} x + 2\pi f_{y_0} y) dx dy}$$