(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 116615138 A
(43)申请公布日 2023.08.18

(21)申请号 202180085145.4
(22)申请日 2021.12.07
(30)优先权数据
20214843.3 2020.12.17 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.06.16
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2021/084611 2021.12.07
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/128637 EN 2022.06.23
(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 W·韦尔克鲁杰塞
M·J·H·范加斯特尔
A·J·范达尔夫森
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 刘兆君
(51)Int.Cl.
A61B 5/0295(2006.01)

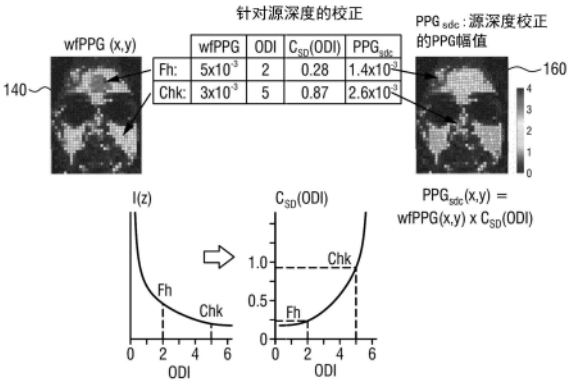
权利要求书3页 说明书17页 附图18页

(54)发明名称

用于提供血液灌注的一个或多个方面的成像的设备、方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种用于提供由对象的皮肤区域(12)中的心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备(100)、系统(500、500'、500")和方法。当前的灌注成像系统使用光电体积描记术(PPG)或散斑对比(SC),但是两种技术的问题是存在相当大的模糊性,因为信号源(PPG中的体积脉动或SC中的血流)是未知的。本发明基于组合两种不同类型的测量(即,宽场成像和径向成像)以便估计信号的源深度(20)从而提供更准确的PPG成像和SC成像的想法。



CN 116615138 A

1.一种用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备(100),所述设备包括处理单元(110),所述处理单元被配置为:

获得(S10)从检测到的透射通过所述皮肤区域(12)或从所述皮肤区域反射的电磁辐射(90)导出的数据流,所述数据流包括针对所述皮肤区域的多个皮肤像素的按照皮肤像素的数据信号(111、112),其中,第一数据流从所述皮肤区域的图案化照射导出,并且第二数据流从所述皮肤区域的图案化照射和/或均匀照射导出;

通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的数据信号(111)除以所述第二数据流的数据信号(112)而根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号(111、112)来按照皮肤像素或皮肤像素组确定(S20)光学深度指数ODI(120),其中,所述ODI(120)指示所述皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的血流的深度;

根据所确定的ODI(120)来创建(S30)包括所述多个皮肤像素的所述皮肤区域的ODI图像映射(130);

根据所述第二数据流的所述数据信号(112)的幅值来创建(S40)包括所述多个皮肤像素的所述皮肤区域的幅值图像映射(140);以及

通过按照皮肤像素或皮肤像素组由所确定的ODI(120)校正所述第二数据流的所述数据信号(112)的幅值来校正(S50)所述幅值图像映射(140)。

2.根据权利要求1所述的设备,其中,所述处理单元(110)被配置为通过以下操作来校正所述幅值图像映射(140):根据所确定的ODI(120)估计所述皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的所述血流的源深度(20),并且按照皮肤像素或皮肤像素组由所估计的所述血流的源深度(20)来校正所述第二数据流的所述数据信号(112)的幅值。

3.根据权利要求2所述的设备,其中,所述第二数据流的所述数据信号(112)的幅值与$\exp(-2\mu_a SD)$成比例,其中,μ_a是预定组织衰减系数,并且SD是皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的所述血液运动的所估计的源深度(20)。

4.根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述处理单元(110)被配置为在图案化照射的情况下,通过透射通过所述皮肤区域(12)或从所述皮肤区域反射的所述电磁辐射(90)的空间积分来导出所述第二数据流的所述数据信号(112)。

5.根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号包括时变AC分量和恒定DC分量,并且其中,所述处理单元(110)被配置为通过按照皮肤像素或皮肤像素组确定所述第二数据流的所述数据信号(112)的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率来创建所述幅值图像映射(140)。

6.根据权利要求5所述的设备,其中,所述处理单元(110)被配置为通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的所述数据信号(111)的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率除以所述第二数据流的所述数据信号(112)的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率而按照皮肤像素或皮肤像素组根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号(111、112)来确定所述ODI(120)。

7.根据权利要求6所述的设备,其中,所述处理单元(110)还被配置为通过选择在所述皮肤像素或皮肤像素组与所述图案化照射的照射光斑之间的预定径向距离(15)处的所述第一数据流的所述数据信号(111)的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率的值来按照皮肤像素或皮肤像素组确定所述ODI(120)。

8.根据权利要求1-4中的任一项所述的设备,其中,所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号(111、112)包括脉动分量和/或恒定分量,所述脉动分量表示所述皮肤区域的血管中的心脏引起的脉动血液运动,并且所述恒定分量表示所述皮肤区域(12)的血管中的平均非脉动血液运动,并且其中,所述处理单元(110)被配置为根据所述第二数据流的所述数据信号(112)的所述脉动分量或所述恒定分量来创建所述幅值图像映射(140)。

9.根据权利要求8所述的设备,其中,所述处理单元(110)被配置为通过以下操作而按照皮肤像素或皮肤像素组根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号(111、112)来确定所述ODI(120):

i)按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的所述数据信号(111)的所述脉动分量除以所述第二数据流的所述数据信号(112)的所述脉动分量,或者

ii)按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的所述数据信号(111)的所述恒定分量除以所述第二数据流的所述数据信号(112)的所述恒定分量。

10.根据权利要求9所述的设备,其中,所述处理单元(110)还被配置为通过选择在所述皮肤像素或皮肤像素组与所述图案化照射的照射光斑之间的预定径向距离(15)处的所述第一数据流的所述数据信号(111)的所述脉动分量或所述恒定分量的值而按照皮肤像素或皮肤像素组来确定所述ODI(120)。

11.一种用于提供对象的皮肤区域(12)中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的系统(500),所述系统包括:

照射单元(200),其被配置为发射窄辐射射束的电磁辐射(90);

光学漫射器(220),其被配置为漫射由所述照射单元发射的所述电磁辐射(90)以均匀地和/或通过图案化照射来照射所述对象的所述皮肤区域;

成像单元(300),其被配置为检测透射通过所述对象的所述皮肤区域(12)或从所述对象的所述皮肤区域反射的所述电磁辐射(90),并且根据检测到的电磁辐射(90)来导出数据流;以及

根据前述权利要求中的任一项所述的用于根据所获得的数据流提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备(100)。

12.根据权利要求11所述的系统,

其中,所述成像单元(300)包括光学感测阵列,特别是二维图像传感器,所述光学感测阵列包括提供至少两个不同波长通道的滤波器,并且

所述照射单元(200)被配置为发射电磁辐射(90),所述电磁辐射用于利用所述至少两个不同波长通道中的光照射所述对象的所述皮肤区域(12)。

13.一种用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的系统(500'、500"),所述系统包括:

第一照射单元(200a),其被配置为发射电磁辐射(90)的图案以通过图案化照射来照射所述对象的所述皮肤区域;

第二照射单元(200b),其被配置为发射均匀照射轮廓以均匀地照射所述对象的所述皮肤区域;

成像单元(300),其被配置为检测透射通过所述对象的所述皮肤区域或从所述对象的所述皮肤区域反射的所述电磁辐射(90),并且根据检测到的电磁辐射来导出数据流;以及

根据权利要求1-10中的任一项所述的用于根据所获得的数据流提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备(100)。

14.一种用于提供对象的皮肤区域(12)中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的方法,所述方法包括以下步骤:

获得(S10)从检测到的透射通过所述皮肤区域(12)或从所述皮肤区域反射的电磁辐射(90)导出的数据流,所述数据流包括针对所述皮肤区域的多个皮肤像素的按照皮肤像素的数据信号(111、112),其中,第一数据流从所述皮肤区域的图案化照射导出,并且第二数据流从所述皮肤区域(12)的图案化照射和/或均匀照射导出;

通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的数据信号(111)除以所述第二数据流的数据信号(112)而按照皮肤像素或皮肤像素组根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号(111、112)来确定(S20)光学深度指数ODI(120),其中,所述ODI(120)指示所述皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的血流的深度;

根据所确定的ODI(120)来创建(S30)包括所述多个皮肤像素的所述皮肤区域的ODI图像映射(130);

根据所述第二数据流的所述数据信号(112)的幅值来创建(S40)包括所述多个皮肤像素的所述皮肤区域的幅值图像映射(140);并且

通过按照皮肤像素或皮肤像素组由所确定的ODI(120)校正所述第二数据流的所述数据信号(112)的幅值来校正(S50)所述幅值图像映射(140)。

15.一种包括程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述程序代码单元用于使计算机执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

用于提供血液灌注的一个或多个方面的成像的设备、方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动旨进账的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备、方法和系统。

背景技术

[0002] 血液灌注成像可以获得关于组织微循环(毛细血管、小静脉、小动脉)的信息,并且在血管疾病(诸如外周动脉疾病(PAD)和严重肢体缺血(CLI))的诊断和治疗管理方面是至关重要的。血管外科医生和介入放射科医师尤其对血流的术前和术后监测两者感兴趣以改善医疗护理。

[0003] 当前的灌注成像系统通常基于光电体积描记成像(PPGI)或散斑对比成像(SCI)。两种成像技术都包括若干相似之处,但也包括一些差异。

[0004] PPG通常是指对器官或身体部分的体积变化的测量,并且特别是指对随着由于心脏血管脉搏每次心跳行进通过对象的身体而引起的体积变化的检测。更具体地,PPG是一种评估感兴趣区域或体积(诸如皮肤区域)的光反射或透射的时变变化,并且基于血液比周围组织吸收更多光的原理的光学测量技术。因此,血液体积随每次心跳的变化而相应地影响透射或反射。例如,可以在Verkruysse等人的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”(Opt.Express 16(26),2008)中找到关于PPG成像(PPGI)的更多细节。

[0005] SCI也是使用激光散斑成像来测量血流和/或血流变化的光学测量技术。当激光照射感兴趣的漫射区域或体积时,它产生称为散斑图案的随机干涉效应。如果对象中存在移动,则散斑在强度上波动,并且散斑图案的波动与生物体中的散射中心的移动(例如红细胞的移动)之间存在联系。随时间对来自散斑对比图像的感兴趣区域求平均允许监测心率和呼吸速率。关于PPG与SC之间的差异和相似性的进一步细节例如可以在Dunn等人的“Comparison of speckleplethysmographic(SPG)and photoplethysmographic(PPG) imaging by Monte Carlo simulations and in vivo measurement”(Biomedical Optics Express 9(9),2018)中找到。

[0006] WO2018/148701A1公开了一种用于非侵入性地监测生物体的特性(诸如生命身体体征)的传感器,诸如光电体积描记传感器。传感器具有设置在基板上的多个光源和用于将光从光源传送到被探测区域的光学探测通道阵列。探测器像素阵列的每个探测器像素在与被探测区域的子区域相互作用并进行空间滤波之后从相应的光学检测通道接收光,并生成对应的像素信号。处理器至少基于所述多个像素信号导出生命体征的值。

[0007] US2019/175030A1涉及一种用于监测对象的外周动脉灌注的设备、系统和方法,其解决了低PPG信号可能由血管硬度或由低心输出量产生并且因此在PPG测量中存在模糊性的问题。

[0008] 由PPGI和SCI产生的图像通常显示出与由待研究的皮肤区域中的血液运动引起的灌注成比例的伪色。然而,针对这些图像出现的问题是存在相当大的模糊性,因为信号的源

(即,PPG中的体积脉动的源或SC中的血流)是未知的。由于比尔衰减定律,信号对源深度的依赖性是指数的,并且因此伪色图像的解读非常具有挑战性。这意味着用户难以正确地解读灌注图像,因为PPG和SC图像中的伪色表示深度积分的(非线性加权的)灌注信号。因此,临床医生不能容易地解决这种模糊性,这限制了到目前为止PPG和SCI成像系统的商业成功。

[0009] 由于这些原因,需要提供如何能够针对PPG和SCI两者解决这种模糊性以改善血液灌注成像的可能性。

发明内容

[0010] 本发明的一个目的是为用户提供用于改善SCI和PPGI尤其是以便简化图像映射(例如伪色映射)的解读和准确性的手段。这将通过成为用于医务人员(诸如血管外科医生和介入放射科医师)的常用工具而进一步导致SCI和PPGI系统的更加商业成功。

[0011] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备。所述设备包括处理单元,并且该处理单元被配置为:

[0012] 获得从检测到的透射通过所述皮肤区域或从所述皮肤区域反射的电磁辐射导出的数据流,所述数据流包括针对所述皮肤区域的多个皮肤像素的按照皮肤像素的数据信号,其中,第一数据流从所述皮肤区域的图案化照射导出,并且第二数据流从所述皮肤区域的图案化照射和/或均匀照射导出;

[0013] 通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的数据信号除以所述第二数据流的数据信号而按照皮肤像素或皮肤像素组根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号来确定光学深度指数ODI,其中,所述ODI指示所述皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的血流的深度;

[0014] 根据所确定的ODI来创建包括所述多个皮肤像素的所述皮肤区域的ODI图像映射;

[0015] 根据所述第二数据流的所述数据信号的幅值来创建包括所述多个皮肤像素的所述皮肤区域的幅值图像映射;并且

[0016] 通过按照皮肤像素或皮肤像素组由所确定的ODI校正所述第二数据流的所述数据信号的幅值来校正所述幅值图像映射。

[0017] 在本发明的另一方面中,提供了一种用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的系统。所述系统包括:

[0018] 照射单元,其被配置为发射窄辐射射束的电磁辐射;

[0019] 光学漫射器,其被配置为漫射由所述照射单元发射的所述电磁辐射以均匀地和/或通过图案化照射来照射所述对象的所述皮肤区域;

[0020] 成像单元,其被配置为检测透射通过所述对象的所述皮肤区域或从所述对象的所述皮肤区域反射的所述电磁辐射,并且根据检测到的电磁辐射来导出数据流;以及

[0021] 如上所限述的设备。

[0022] 替代地并且在本发明的另一方面中,提供了一种系统,所述系统包括:

[0023] 第一照射单元,其被配置为发射电磁辐射的图案以通过图案化照射来照射所述对象的所述皮肤区域;

[0024] 第二照射单元,其被配置为发射均匀照射轮廓以均匀地照射所述对象的所述皮肤区域;

[0025] 成像单元,其被配置为检测透射通过所述对象的所述皮肤区域或从所述对象的所述皮肤区域反射的所述电磁辐射,并且根据检测到的电磁辐射来导出数据流;以及

[0026] 如本文中所公开的设备。

[0027] 在本发明的又一方面中,提供了对应的方法和计算机程序以及非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述程序代码单元用于使计算机执行本文公开的方法的步骤,所述非瞬态计算机可读记录介质在其中存储计算机程序产品,当由处理器执行时,所述计算机程序产品引起本文公开的方法被执行。

[0028] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,请求保护的方法、系统、计算机程序和介质与请求保护的并且如特别是在从属权利要求中定义并且在本文中公开的设备具有相似和/或相同的优选实施例。

[0029] 本发明基于以下想法:由于信号源(PPG中的体积脉动和SC中的血流)是未知的,因此对于PPGI和SCI两者存在的相当大的模糊性被解决,因为信号源的深度被确定。由此,以更高的质量实现对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像。这些方面可以例如是要研究的皮肤区域中的体积脉动或血流。

[0030] 图像可以例如显示在可以连接到设备的处理单元的显示单元上。然而,处理单元本身提供之前的所有处理,以便提供血液灌注的一个或多个方面的成像。

[0031] 如上所述,在现有技术的PPGI和SCI中出现的一个问题是伪色表示深度积分(非线性加权)灌注信号,因此本发明基于以下见解:为PPG或SC信号源的主导光学深度的表达的光学深度指数(ODI)的使用允许显著改善PPGI和SCI。

[0032] 发明人认识到,为了确定该ODI,需要两种不同类型的测量。这两种不同的类型在下文中也被称为“宽场成像”和“径向成像”,因为第一类型的测量(宽场成像)基于以下原理:对象的皮肤区域被均匀地照射(宽场曝光),并且PPG或SC信号跨该同一皮肤区域被测量。这种类型的测量已经在相机模式下使用通用了约十年(参见例如Verkruysse等人:“Remote plethysmographic imaging using ambient light”,Opt.Express 16(26),2008或者Y.Sun and N.Thakor:Photoplethysmography revisited:from contact to noncontact,from point to imaging,IEEE Trans Biomed Eng.63(3),2016)。

[0033] 应当注意,从皮肤区域的图案化或结构化照射反射回来的光的空间积分也可以用于宽场成像,并且皮肤区域不一定被均匀地照射以用于宽场成像。此外,即使仅使用光斑照射(即,对象的皮肤区域上的一个激光光斑)并且确定从皮肤区域反射回的所有光的空间积分也可以适合于宽场成像。因此,表述“图案化照射”可以是根据本发明的具有单个光斑(例如,激光光斑)的照射。然而,通常可能更好的是将均匀照射用于宽场成像,因为这确保了待研究的皮肤区域上的均匀光分布。

[0034] 另一种类型的测量(径向成像)是基于皮肤区域不是均匀照射而是通过图案化照射的原理,其再次包括用单个光斑(例如,激光光斑)照射皮肤区域的可能性。图案可以例如由对象的皮肤区域上的若干激光光斑引起,或甚至可以是具有显著空间强度波动的任何照射图案。与使用均匀照射相比,使用图案化照射提供了在几个像素中获得更多信号强度的

优点,因为更多的光强度在更小的区域中被收集,这可能由于更小的信噪比而适合于获得更准确的SC和PPG信号。

[0035] 宽场成像的典型问题是在一些组织中,宽场信号太小而无法测量(例如,在手臂或腿下)。这可能是由于小动脉太深。到达这些深度(甚至在红色和红外光谱范围内,其中,已知穿透深度大于其他光谱范围)的少量光被从更浅皮肤深度再发射的高得多的强度的光淹没。在这种情况下,宽场成像失败,因为信号太小并且被例如探测器的噪声和/或照射噪声淹没。本发明还通过使用宽场成像和径向成像两者来解决成像中的这个问题,因为径向成像仅在几个皮肤像素上提供大量的光强度。这导致电磁辐射在组织中的更大的穿透深度和更大的信号强度。

[0036] 发明人认识到,组合从两个测量(宽场和径向成像)获得的数据信号允许解析由其产生PPG和SC信号的深度。与现有技术系统相比,这是主要优点,因为这些常规成像系统例如表明,相对深的信号源(例如,表皮下方0.5mm)可以给出与位于更靠近表皮(例如,表皮下方0.1mm)的具有小得多的灌注的更浅血管床相同的信号强度。

[0037] 在所述背景下,还应当注意,根据本发明的所创建的ODI映射已经给出了对所研究的皮肤区域中的血液运动的许多见解,因为它允许研究跨皮肤区域的脉动和非脉动血液运动的不同深度。

[0038] 根据本发明,对源的深度的这些新见解被用于校正表示跨皮肤区域的宽场PPG或宽场SC信号的幅值的空间分布的常规幅值图像映射。由此,经校正的幅值图像映射提供比本领域中已知的常规图像映射准确得多的测量结果。因此,用户(诸如临床医生)可以区分在某个皮肤像素处组织是否比在另一皮肤像素处更好地灌注,即使这两个位置似乎首先具有相同的灌注强度(但实际上不是这种情况)。

[0039] 在PPGI中,所提出的技术提供针对信号源(具有脉动体积的血管)的源深度校正的图像映射。在SCI中,所提出的技术为信号的两个分量提供源深度校正的图像映射:脉动血流和恒定血流。这将在后面更详细地解释。

[0040] 根据实施例,所述处理单元被配置为通过根据所确定的ODI估计所述皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的所述血流的深度来校正所述幅值图像映射。如上所述,ODI是相应皮肤像素或皮肤像素组处的PPG或SC信号源的主要或特征光学深度的表达。因此,这些ODI是而不是信号源的物理深度的直接表示。然而,发明人认识到,这些ODI可以用于估计这些信号(PPG信号或SC信号)来自的光学深度。在这种情况下,所述处理单元被配置为通过按照皮肤像素或皮肤像素组由所估计的所述血流的源深度来校正所述第二数据流的所述数据信号的幅值来校正所述幅值图像映射。

[0041] 通常,所述第二数据流的所述数据信号的幅值与$\exp(-2\mu_a SD)$成比例,其中,μ_a是预定组织衰减系数,并且SD是皮肤像素或皮肤像素组处的所述皮肤区域内的所述血液运动的所估计的源深度。这表示信号强度遵循比尔定律。比尔定律将光的衰减与光行进通过的材料的性质相关联,并且反映了由表皮下方的相对深的位置产生的信号比由更靠近表皮的位置产生的信号衰减得多。此外,它反映了为什么存在相当大的模糊性,因为PPG或SC信号源是未知的:信号对源深度SD的依赖性是指数的,并且这种非线性依赖性使得难以在没有深度信息的情况下解读灌注映射。由此解决了常规PPGI和SCI不断出现的这个问题。

[0042] 由于定义了大的源深度SD导致测量信号的大衰减的比尔定律,因此在根据ODI估

计出大的源深度的情况下,可以通过增加幅值来校正第二数据流的数据信号的幅值,因为低信号幅值可能不是由于低脉动,而是由于这种情况下的大衰减效应。另一方面,在从ODI估计小的源深度的情况下,可以通过减小幅值来校正第二数据流的数据信号的幅值。另一替代可能性可以是校正由大源深度产生的幅值比由小源深度产生的幅值更强,以便补偿衰减效应。这种校正可以是幅值的增加或减小。

[0043] 此外,应当注意,ODI取决于用于测量的波长。然而,所得到的ODI映射理想地至少不再依赖于波长,从而消除了常规灌注映射的又一模糊性。这是因为ODI隐含地依赖于波长。对于ODI校正的PPGI和SCI映射至少理想地不再依赖于波长。

[0044] 在通过图案化照射(即,点、圆、线等的图案)来照射要研究的皮肤区域来执行宽场成像测量的情况下,第二检测信号优选地由处理单元通过透射通过皮肤区域或从皮肤区域反射的电磁辐射的空间积分来导出。因此,第二数据流的数据信号以这种方式从例如从相机发送到处理单元的原始图像数据流获得。

[0045] 如上所述,本发明与PPGI以及SCI相关。然而,两种光学测量技术是不同的,并且两种测量技术的数据信号的处理是不同的。这在下文中解释,其中,首先解释在PPG测量的情况下如何处理数据信号,然后解释在SC测量的情况下如何处理数据信号。

[0046] 如本领域中已知的,PPG信号包括两个分量,一个交流(AC)分量和一个直流(DC)分量。AC分量取决于脉动血流,并且因此以与脉冲相同的频率变化。由于AC分量直接连接到脉动血液,因此它可以用于估计血液灌注。DC分量是准恒定的,并且与除了脉动血液之外的组织组成有关。因此,在PPG测量的情况下,所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号包括时变AC分量和恒定DC分量。在PPG测量的情况下,所述处理单元优选地被配置为通过按照皮肤像素或皮肤像素组确定所述第二数据流的所述数据信号的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率来创建所述幅值图像映射。

[0047] 此外,在数据信号从PPG测量导出的情况下,所述处理单元可以被配置为通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的所述数据信号的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率除以所述第二数据流的所述数据信号的所述时变AC分量与所述恒定DC分量的比率而按照皮肤像素或皮肤像素组根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号来确定所述ODI。因此,所述ODI通过取径向PPG信号的AC分量与DC分量的比率并且通过将它除以宽场PPG信号的AC分量与DC分量的比率来计算。

[0048] 根据实施例,所述处理单元还可以被配置为通过在所述皮肤像素或皮肤像素组与所述图案化照射的照射光斑之间的预定径向距离处选择所述第一数据流的所述数据信号的所述时变AC分量和所述恒定DC分量的比率的值来按照皮肤像素或皮肤像素组确定所述ODI。在皮肤区域上具有多个照射光斑的图案化照射的情况下,这些径向距离可以是皮肤像素与其最近的照射光斑之间的距离,即,径向距离是指一个照射光斑与相应的皮肤像素之间的最短距离。优选地,这些径向距离基本上大于0,诸如对于短波长(诸如对于绿光),几毫米,并且对于更大波长(诸如对于红光),多达几厘米。在数据信号是从SC测量导出的情况下,数据信号的处理是不同的。这在下文中解释。

[0049] SCI基于以下原理:来自利用相干光(诸如相干激光)照射的组织的反向散射光在探测器或成像单元处形成随机干涉图案,所谓的原始散斑图案。组织内部的粒子的移动引起该散斑的波动,并且从原始散斑图案导出的灌注信号包括脉动和非脉动的恒定分量(对

于更多细节,也参见D.Briers等人的“Laser speckle contrast imaging:theoretical and practical limitations”,Journal of Biomedical Optics,2013)。所述脉动分量表示所研究的皮肤区域的血管中的心脏引起的脉动血液运动,所述恒定分量表示所研究的皮肤区域的血管中的平均非脉动血液运动。

[0050] 尽管PPG信号的AC分量和DC分量在本领域中也通常被称为“脉动分量”和“恒定分量”,但是表述“脉动分量”和“恒定分量”在下文中仅用于SCI中的灌注信号的分量。对于PPG,分量被称为“AC分量”和“DC分量”。这允许它区分如何根据本发明不同地处理PPG数据信号和SC数据信号。

[0051] 在光学测量基于SC技术的实施例中,所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号可以包括脉动分量和/或恒定分量。此外,在该实施例中,所述处理单元被配置为根据所述第二数据流的所述数据信号的所述脉动分量或所述恒定分量来创建所述幅值图像映射。这意味着从第二数据流的数据信号创建脉动宽场SCI映射或恒定宽场SCI映射。因此,与其中通过获取时变AC分量和恒定DC分量的比率来创建幅值图像映射的PPG不同,在SCI的情况下,幅值图像映射可以通过获取脉动分量或恒定分量(而不是通过获取PPG的比率)来创建。优选地,例如通过首先创建脉动幅值图像映射然后创建恒定幅值图像映射,针对脉动分量和恒定分量两者创建幅值图像映射。在这种情况下,洞察血管中的脉动血流以及血管中的平均非脉动血流。

[0052] 因此,尽管PPG和SCI的主要数据信号看起来非常相似,但是存在重要的差异。在PPG中,AC分量与DC分量的归一化有意义,因为数据信号包括与光强度有关的信息,并且归一化抵消了所述光强度,因为AC分量和DC分量两者都与它成比例。在SCI中,主要数据信号是如SCI领域中已知的灌注信号(也参见D.Briers等人:“Laser speckle contrast imaging:theoretical and practical limitations”(Journal of Biomedical Optics,2013)或Dunn等人:“Comparison of speckleplethysmographic(SPG)and photoplethysmographic(PPG)imaging by Monte Carlo simulations and in vivo measurement”(Biomedical Optics Express 9(9),2018))。因此,如PPG中的归一化没有意义。相反,根据本发明,脉动分量或恒定分量被处理为单独的独立分量。

[0053] 在SCI的情况下,所述处理单元还可以被配置为按照皮肤像素或皮肤像素组根据所述第一数据流和所述第二数据流的所述数据信号来确定所述ODI。这里,需要在脉动分量和恒定分量之间进行区分。对于脉动分量,所述ODI可以通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的所述数据信号的所述脉动分量除以所述第二数据流的所述数据信号的所述脉动分量来计算。对于恒定分量,所述ODI可以通过按照皮肤像素或皮肤像素组将所述第一数据流的所述数据信号的所述恒定分量除以所述第二数据流的所述数据信号的所述恒定分量来计算。

[0054] 根据实施例,所述处理单元还可以被配置为通过在所述皮肤像素或皮肤像素组与所述图案化照射的照射光斑之间的预定径向距离处选择所述第一数据流的所述数据信号的所述脉动分量或所述恒定分量的值而按照皮肤像素或皮肤像素组来确定所述ODI。在皮肤区域上具有多个照射光斑的图案化照射的情况下,这些径向距离可以是皮肤像素与其最近的照射光斑之间的距离。

[0055] 根据本发明的用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液

灌注的一个或多个方面的成像的系统可以是具有发射窄辐射射束的电磁辐射的一个照射单元(诸如激光器)并且具有被配置为漫射所述电磁辐射的光学漫射器的系统、或具有被配置为在对象的皮肤上生成宽场成像和径向成像所需的不同照射轮廓的两个照射单元(第一照射单元和第二照射单元)的系统。在系统仅包括一个照射单元的情况下,漫射器可以被选择性地布置在照射单元的发射光的路径内或外部。在这种情况下,可以通过将光学漫射器布置在光的路径内部来获得漫射的宽场照射,并且可以通过将光学漫射器布置在光的路径外部来获得径向照射(诸如单个激光光斑)。此外,光学漫射器可以被配置为使得在待研究的皮肤区域上获得具有多个圆、线、点等的结构化或图案化照射。

[0056] 在实施例中,所述成像单元可以包括光学感测阵列,特别是二维图像传感器,所述光学感测阵列包括提供至少两个不同波长通道的滤波器(诸如带通滤波器),并且所述照射单元可以被配置为发射电磁辐射,所述电磁辐射用于利用所述至少两个不同波长通道中的光照射所述对象的所述皮肤区域。二维图像传感器允许测量图像和被测量PPG或SC信号的横向分布。代替使用一个成像单元,还可以选择使用两个不同的成像单元,诸如两个不同的相机,其被配备有用于发射的电磁辐射的两个不同波长λ1和λ2的带通滤波器。此外,波长λ1和λ2优选地被选择为使得它们非常接近(诸如对于红光,低于50nm的差异,并且对于绿光,低于10nm的差异),以确保光学性质非常相似,足够小以不明显影响穿透深度。在这种情况下,带通滤波器的通带必须非常小。选择光学性质(吸收和散射)非常类似的波长通过选择在血液吸收不会明显变化的区域(例如,在660nm附近的电磁范围内)中的波长而是可能的。替代地,可以通过将波长λ1和λ2选择为在红色或红外光谱范围中来执行测量,因为已知这些光谱范围由于在所述光谱范围处在对象的皮肤中的电磁辐射的更大穿透深度而适合于灌注测量。因此,可以到达更深的血管以在红色和近红外光谱范围内进行测量。

[0057] 最后但同样重要的是,应当提到的是,照射单元和成像单元两者都可以与对象的皮肤区域直接物理接触或不与对象的皮肤区域直接物理接触。因此,本发明可以例如通过使用附接到对象的皮肤的常规指尖传感器或通过执行远程测量(诸如远程PPG(更多细节参见Verkruysse等人:“Remote plethysmographic imaging using ambient light”,Opt.Express 16(26),2008),其中,照射单元以及成像单元不与对象的皮肤直接物理接触)来实施。

[0058] 根据说明和附图得到进一步的优点。应当理解,在不脱离本发明的框架的情况下,上面和下面提及的特征不仅可以以所指示的组合使用,而且可以以其他组合或作为整体使用。

附图说明

[0059] 本发明的这些和其他方面将参考下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐述。在以下附图中:

[0060] 图1示出了通过如本领域中已知的对象的头部上的PPG测量创建的常规PPG幅值图像映射;

[0061] 图2示出了图示由测量信号与趋肤深度的强依赖性如何引起调制深度的解读中的模糊性的示意图;

[0062] 图3示出了对象的手部的图片和对应的常规PPG幅值图像映射;

[0063] 图4示出了图示如何共同生成SC灌注图像的示意图；

[0064] 图5示出了图示被测量PPG信号取决于体积脉动、组织衰减和源深度的示意图；

[0065] 图6A和6B示出了图示针对宽场PPG和径向PPG的通过对象的皮肤区域的电磁辐射的路径的示意图；

[0066] 图7A和7B示出了图示针对宽场PPG和径向PPG的检测到的反射光的示意图；

[0067] 图8示出了针对径向PPG测量的通过对象的皮肤区域的光的路径的蒙特卡罗模拟的示意图；

[0068] 图9A和9B示出了具有浅、中和深脉动层的三种不同皮肤配置的蒙特卡罗结果；

[0069] 图10示出了根据本发明的用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的系统；

[0070] 图11示出了根据本发明的用于提供对象的皮肤区域中的由心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的另外的系统；

[0071] 图12示出了图示根据本发明的由用于提供由皮肤区域中的心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备执行的方法的流程图；

[0072] 图13示出了可视化如图12所示的方法的处理步骤S20-S50的示意图；

[0073] 图14示出了可视化如图12所示的方法的处理步骤S50的示意图；

[0074] 图15示出了图示SC与PPG之间的相似性和差异的示意图；

[0075] 图16示出了图示针对宽场SCI成像和径向SCI成像的对比度信号及其到灌注信号的转换的示意图；

[0076] 图17示出了具有用于根据本发明的图案化照射的不同照射图案的图片；

[0077] 图18示出了点光源照射和圆形照射之间的分析比较的示意图；

[0078] 图19示出了图示不同类型的照射和不太任意地选择用于ODI确定的值的点的示意图；并且

[0079] 图20示出了图示用于改善ODI和源深度校正图像的分辨率的若干实施例(选项1-6)的示意图。

具体实施方式

[0080] 图1示出了通过如本领域中已知的对象的头部上的PPG测量创建的常规PPG幅值图像映射40。PPG可以用于检测通过用来自照射单元(例如LED)的光照射皮肤并且然后测量透射或反射到成像单元(例如相机)的光的量来检测组织的微血管床中的血液体积变化和这些体积变化。图1左侧的示意图示例性地示出了这样的被测量PPG信号的反射强度，并且图示了PPG信号包括两个分量：归因于探询的血液体积随着每次心跳的变化的脉动波形(AC)、以及仅组合主要由于呼吸和交感神经系统活动而引起的低频波动的恒定基线(DC)或偏移。

[0081] 通过针对每个皮肤像素或皮肤像素组确定AC分量与DC分量的比率来创建如图1所示的常规PPG幅值图像映射40。幅值AC/DC(PPG信号的调制深度)通常被成像为伪色。如图1中所示，前额上的PPG信号的调制深度通常较大(在该示例中，具有几乎5×10^{-3}的最大调制深度)。

[0082] 针对这样的常规PPG成像(PPGI)出现的问题是PPG信号的幅值不给出关于皮肤血液灌注的明确信息。图1中的皮肤像素A和B可以给出相同的PPG幅值，但是对于用户(诸如临

床医生)来说不清楚为什么正是这种情况。

[0083] 图2示出了图示由测量信号与趋肤深度的强依赖性如何引起调制的模糊性解读的示意图。即使皮肤像素A和B的调制深度(幅值强度)在图1中是相同的,但是信号源可能完全不同,如图2中所示。

[0084] 在图2中图示了皮肤区域12的表皮13以及下面的非脉动血管14和脉动血管16。可以看出,皮肤像素A处的信号I(t)是由位于表皮13附近的几个脉动血管引起的。另一方面,在皮肤像素B处测量的信号是由在大得多的深度处的多得多的脉动血管引起的。因此,皮肤像素B处的相对整体皮肤灌注比皮肤像素A处的相对整体皮肤灌注高得多,因为更多的血管是脉动的(指示动脉供应,其可以向组织提供氧气并带走CO2,在皮肤像素B处比在皮肤像素A处更大)。

[0085] 通过认识到到达皮肤像素B处的更深脉动血管的光具有比到达皮肤像素A处的脉动血管的光低得多的强度,可以理解图1和2中的皮肤像素A和B的相等PPG幅值。这可以通过在图2的示意图中示出的探测光的相对强度依赖于皮肤深度的非线性行为看出。这只不过意味着常规PPG幅值图像映射由于深度信息缺失而是模糊的。

[0086] 除了深度依赖性之外,灌注映射中存在的另一模糊性是所使用的波长是一个因素,而这通常在本领域中没有明确提及。灌注成像设备的用户也不知道这种波长依赖性。当使用高穿透性波长时,灌注映射将可能与用更小穿透性波长(例如绿色)测量的灌注映射不同。

[0087] 图3示出了对象的手部的图片和对应的常规PPG幅值图像映射40。通常测量指尖处的增加的PPG幅值、手掌内部的中心处的更低幅值以及手臂处的低得多的幅值(在图3中,亮像素表示大PPG幅值(AC/DC))。然而,附近位置之间的幅值的测量差异更可能是由于局部脉管系统的不同深度而不是局部灌注的变化。

[0088] 该模糊性的问题不限于PPG,因为散斑对比成像(SCI)也发生相同的问题。用于激光散斑对比分析的光随着其进展到更深的皮肤深度而衰减。因此,更深血管中的流动比更浅血管中的流动对总灌注信号具有更小的影响。因此,常规SCI灌注映射像遭受与PPG图像相同的模糊性。

[0089] 图4示出了图示通常如何生成SC灌注映射像的示意图。SCI是使用激光散斑成像测量血流变化的光学测量技术。当激光照射感兴趣的漫射区域或体积时,它产生称为原始散斑图案的随机出现的干涉效应。该原始散斑图案42可以在图4中看到,并且实际上是确定性干涉图案。如果在感兴趣的体积中存在移动,则散斑图案改变,因为下面的散射颗粒和结构改变了它们的位置。这些波动可以提供关于血液移动的信息。在有限曝光时间的情况下,如果散斑图案在该时间段期间改变,则光电图记录将看起来有些模糊。因此,可以通过认识到干涉图案由于散射的不同位置而改变来理解降低的对比度。降低的散斑对比度也可以根据多普勒展宽来理解,多普勒展宽是由散射的移动颗粒(诸如血细胞)引起的。因此,这样的原始散斑图像42包括具有高对比度的部分或位置以及具有低对比度的位置,其中,波动引起散斑的模糊,导致局部散斑对比度的降低。因此,可以通过认识到光在散射之后不太单色来理解降低的对比度,因为当光子从移动粒子散射时,其载波频率被多普勒频移。

[0090] 因此,原始散斑图像42包括时间方面:静态激光散斑图案表示不存在血细胞的移动,并且动态图案指示存在血细胞的移动。

[0091] 在随后的步骤中，从原始散斑图像42生成对比度图像44，并且在最后的步骤中，从对比度图像44生成最终灌注映射像46，其中，灌注通常与对比度的倒数以及流动血液的血流速度和体积成比例。通过比较最终灌注映射像46和原始散斑图像42，变得明显的是具有低对比度的位置具有高灌注。因此，对比度图像包括空间方面：高对比度表示不存在血细胞的移动，并且低对比度表示存在血细胞的移动。

[0092] 然而，此外在这里，对于先前讨论的PPG图像，不清楚某些位置处的高灌注是由深血管中的非常强的灌注引起的还是由更浅血管中的相当适度的灌注引起的。因此，由于不存在深度信息，常规灌注映射像的解读也是模糊的。

[0093] 图5示出了图示被测量PPG信号取决于体积脉动VP、组织衰减μ_a和源深度SD的示意图。组织中的光可以利用比尔定律建模，比尔定律将光的衰减与光行进通过的材料的性质相关联。衰减系数μ_a可以从已知的光学和组织特性合理地确定。如图5的上部分所示，假设PPG幅值与所述衰减系数μ_a、P(z)和强度I(z)成比例，其中，P(z)可以由p(z)和VP代替，并且z是穿透到皮肤区域中的光的组织行进距离。VP是可以极大地因人而异或例如由于环境温度而在人体内极大地改变的总体积脉动。表达式p(z)表示小动脉水平处的脉搏(小动脉中的局部脉动轮廓)，其可以在皮肤水平处的不同分流状态下改变并且取决于小动脉的深度。类似地，组织衰减系数μ_a也极大地改变，因为它高度依赖于波长。然而，通过使用已知波长的发射光，所述衰减系数μ_a可以根据已知的组织特性合理地确定。通常，μ_a不取决于p(z)，而是取决于要研究的组织的发色团总量和散射性质。

[0094] 通过定义由其产生被测量PPG信号的主导源深度SD，可以从图5中的第二等式替换p(z)和I(z)以获得最终表达式，其中，PPG幅值仅取决于三个因素：体积脉动VP、组织衰减μ_a和源深度SD。因此，假设PPG幅值与血管的总体积脉动VP线性地成比例，与衰减系数μ_a线性地成比例，并且与脉动血管的源深度SD非线性地成比例(即，光必须向下行进距离SD到达脉动血管并返回到皮肤表面)。

[0095] 因此，提取深度信息允许确定经校正的PPG幅值。可以从图5中的最后一个方程中求出VP和μ_a的比值，以获得仅高度(如果不是唯一地)依赖于几何(即源深度SD)的PPG幅值的表达式。这是用于针对PPG信号源确定稍后解释的ODI的本发明的方法背后的基本原理。相同的原理适用于SC信号源，并且应当理解，图5所示的计算因此仅示例性地针对PPG进行。

[0096] 此外，应当注意，利用比尔定律和心脏收缩和心脏舒张的不同衰减系数对组织中的光进行建模可以是一种选择。以这种方式，可以找出仅取决于组织行进距离z以及收缩衰减系数与舒张衰减系数之间的差的PPG幅值AC/DC的表达式。因此，该模型也允许估计PPG信号的源深度(即，该深度处的体积脉动的源深度)。

[0097] 图6A和6B示出了图示针对宽场PPG和径向PPG的通过对象的区域皮肤12的电磁辐射90的路径的示意图。本发明组合了两种不同的测量类型：宽场成像和径向成像。图6A和6B示例性地示出了在PPG测量的情况下如何可以执行这两种不同的测量类型。宽场PPG是多年来通常在相机模式中使用的模式，其中，通过来自照射单元200的电磁辐射90的照射跨皮肤区域12均匀地分布，并且跨该同一皮肤区域测量PPG信号。在图6A中示出了该模式。电磁辐射90在被成像单元300(诸如相机)检测到之前行进通过具有非脉动脉管14和脉动脉管16的皮肤区域12。检测到的电磁辐射90和导出的PPG信号是由相机300检测到的所有电磁辐射90的平均值。

[0098] 图6B示出了径向PPG模式。径向PPG原则上非常类似于常规的接触探头PPG测量。皮肤区域12由光斑(或图案,诸如圆形、条纹、点等的图案)照射,并且远离皮肤区域12上的该一个或多个照射光斑几毫米测量PPG信号。在图6B中针对一个反射射束示例性地图示了皮肤区域12上的一个照射光斑与从其测量PPG信号的光斑之间的该径向距离15。因此,径向PPG信号通常是取决于径向距离15的信号。换句话说,从对象的皮肤区域12反射的电磁辐射90通过在照射光斑处通过表皮进入皮肤区域、从皮肤区域的成分反射并且在距照射光斑的径向距离15(通常远离照射光斑几毫米或几厘米)处通过表皮13离开皮肤区域而从所述皮肤区域反射。由此,由成像单元300检测到的电磁辐射90从皮肤区域12散射回来,并且从位于表皮13下方的皮肤区域12中的不同的非脉动血管14和脉动血管16收集脉动信息。

[0099] 稍后将示出本发明组合了从这两种不同测量类型(径向PPG成像和宽场PPG成像)获得的结果。上述内容适用于SC测量,其中,从径向和宽场成像获得的结果也被组合。

[0100] 图7A和7B示出了图示针对宽场PPG和径向PPG的检测到的反射光的示意图。图7A和7B顶部的示意图与已经参考先前的图6A和6B讨论的示意图相同。

[0101] 图7A(在底部)示出了图示宽场PPG设置的检测到的反射光的示意图。为此目的,纵坐标轴图示了反射的检测光,并且横坐标轴图示了测量时间。曲线示出了包括DC分量和AC分量的反射的检测光。AC分量表示源自脉动动脉血的光学吸收的脉动分量,并且DC分量表示包含来自非脉动动脉血、静脉血和其他组织的贡献的非脉动分量。

[0102] 图7B在中间行中示出了图示径向PPG设置的检测到的反射光的三个示意图。为此目的,纵坐标轴再次图示了反射的检测光,横坐标轴图示了测量时间。从三个曲线显而易见的是,光已经行进通过对象的皮肤的时间越长(并且径向距离15越大,参见图6B),反射的检测光的DC分量越小。这分别由三个不同曲线的偏移示意性地示出。其原因是如果光以更长的路径行进通过皮肤,则更多的光或电磁辐射90被皮肤区域12吸收和/或散射。因此,减小了DC分量。

[0103] 在图7B的最下面的示意图中也图示了这种依赖性。该示意图在纵坐标轴上图示了反射的检测光的AC或DC分量,并且在横坐标轴上图示了径向距离15。一条曲线示出了反射的检测光的DC分量,并且另一条曲线示出了反射的检测光的比率AC/DC。已经讨论的趋势变得显而易见。此外,变得清楚的是径向距离15越大,比率AC/DC越大(相对脉动分量越大)。

[0104] 图8示出了针对径向PPG测量的通过对象的皮肤区域12的光的路径的蒙特卡罗模拟的示意图。皮肤区域12内的光分布被可视化以图示不同的穿透深度。

[0105] 图9A和9B示出了具有浅、中和深脉动层的三种不同皮肤配置的蒙特卡罗结果。浅、中和深脉动层具有0.4mm、0.7mm和1mm的不同源深度。在蒙特卡罗结果中可以看到,脉动层的源深度20对宽场PPG和径向PPG两者的幅值具有影响。宽场PPG信号的幅值随着源深度20的增加而减小,而径向PPG信号的幅值增加。这在图9A中看到,其中,径向PPG信号(radPPG(r))的幅值对于最深的脉动层(其位于1mm的皮肤深度20处)是最大的,并且宽场PPG信号(wfPPG)的幅值对于最浅的脉动层(其位于0.4mm的皮肤深度20处)是最大的。

[0106] 图9A中的最低示意图示出了通过将radPPG(r)信号除以wfPPG信号确定的归一化的径向PPG信号(RadPPG_n)。发明人认识到,该表达式RadPPG_n允许估计脉动层的主导源深度。这在图9B中图示,其中,再次以更大的比例示出了RadPPG_n曲线。RadPPG_n曲线的幅值越大,指示皮肤区域内的血流的深度的ODI越高。

[0107] 总之，在PPG的情况下，ODI的确定可以通过组合宽场PPG和径向PPG来完成，更具体地，通过由宽场PPG信号对radPPG(r)进行归一化：radPPG_n(r)＝radPPG(r)/wfPPG，并且随后通过将ODI取为预定径向距离处的radPPG_n(r)的值。

[0108] 应当理解，这些原理也适用于SC测量。类似于PPG调制深度的ODI确定，SCI的ODI可以通过选择预定义距离r处(诸如如图9B中针对PPG示例性示出的0.5mm处)的radSCI(r)/wfSCI的值来确定。在图9B的针对PPG测量的示例中，对于浅、中和深脉动层，针对R＝0.5mm的ODI将分别被确定为ODI＝2.2、3.2和4.1。

[0109] 图10示出了根据本发明的用于提供由对象的皮肤区域12中的心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的系统500。

[0110] 如图10所示，系统500至少包括照射单元200、成像单元300和用于提供由对象的皮肤区域12中的心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的具有处理单元110的设备100。下面将参考图12给出所述设备100的更详细解释。

[0111] 照射单元200被配置为发射电磁辐射90以照射皮肤区域12。优选地，所述照射单元200被配置为发射可控的窄射束的电磁辐射90。电磁辐射90进一步优选地位于可见和红外光谱范围内。因此，照射单元200还可以被配置为以至少两个不同波长发射电磁辐射90和/或交替地发射例如可见光和红外光作为电磁辐射90。SCI与PPGI之间的一个差异是，对于SC测量，发射光必须是相干的，而对于PPG测量，发射光不一定是相干的。然而，在相干光源用作照射单元200的情况下，可以从可以通过使用与成像单元300相同的(常规)相机记录的相同视频序列中提取SCI和PPGI。

[0112] 根据图10所示的实施例，系统500可以任选地还包括用于将对象的皮肤区域12限制于要测量的有限皮肤区域的支撑件250。如图10所示，该支撑件250可以放置在对象的皮肤上，并且优选地由对可见光或红外光谱范围内的入射电磁辐射90不透明的材料制成。优选地，用于测量的皮肤区域12因此被限于包括具有沿着待测量区域具有均匀表面的皮肤区域的区域。这增加了测量准确性。

[0113] 另外，图10所示的系统500还包括漫射器220。所述漫射器220被配置为漫射由照射单元200发射的可控的窄射束的电磁辐90，以在对象的皮肤区域12上生成均匀的照射轮廓和/或点、圆、条纹等的图案。成像单元300优选地是被配置为检测可见和红外光谱范围内的电磁辐射90的相机。相机300被定位为使得视场覆盖由照射单元200照射的皮肤区域12。

[0114] 应当注意，不仅可以在对象的皮肤12被均匀地照射的情况下测量宽场PPG或宽场SC。在皮肤区域12由诸如光斑图案(点、圆、条纹等)的图案或仅由单个光斑照射的情况下，它也起作用。在这种情况下，PPG或SC信号是通过优选地透射通过皮肤区域12或从皮肤区域12反射的所有电磁辐射90的空间积分导出的。处理单元100可以被配置为执行所述空间积分。此外，应当注意，不仅通过使用被配置为发射可控的窄射束的照射单元200(诸如激光器)和用于漫射所述窄射束的漫射器220，而且通过使用直接发射均匀照射轮廓的一个或甚至多个照射单元(诸如灯泡)，可以获得对象的皮肤区域12上的均匀照射轮廓的生成。这从随后的图11中变得显而易见。

[0115] 在系统仅包括一个照射单元的情况下(如图10所示)，漫射器220可以选择性地布置在照射单元200的发射光的路径内或外部。在这种情况下，可以通过将光学漫射器布置在光的路径内来获得漫射的宽场照射，并且可以通过将光学漫射器布置在光的路径内部来获

得径向照射(诸如单个激光光斑)。

[0116] 图11示出了根据本发明的用于提供由对象的皮肤区域12中的心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的另外的系统500'、500"。

[0117] 如针对两个系统500、500"所示,还可以使用两个不同的照射单元200a、200b,其中,第一照射单元200a被配置为发射电磁辐射90的图案以通过图案化照射来照射对象的皮肤区域12,并且第二照射单元200b被配置为发射均匀照射轮廓以均匀地照射对象的皮肤区域。根据所述方面,不再需要可以被选择性地布置在光的路径内部或外部的光学漫射器。

[0118] 通常出现的问题是二次照射"污染"被测量PPG或SC信号。二次照射是从组织反射或再发射并且然后从非组织对象反射从而第二次照射组织的光。为了抑制这种二次选择,系统500'可以包括被涂覆为吸收发射光以避免二次照射的高吸收挡板350。这些挡板350可以被布置为使得测量的SC或PPG信号不被二次照射污染。任选地或另外地,系统500"还可以包括偏振器410、420以最小化二次照射。

[0119] 图12示出了图示根据本发明的由用于提供由皮肤区域中的心脏引起的血液运动引起的血液灌注的一个或多个方面的成像的设备100执行的方法的流程图。设备100包括被配置为执行如图12所示的步骤S10-S50的处理单元110。清楚的是,该处理单元不被配置为对血液灌注的一个或多个方面进行成像,但是该处理单元被配置为通过在对一个或多个方面进行成像之前执行所有处理步骤来提供成像。处理单元110可以例如是计算机的处理器,并且因此可以被配置为执行所有步骤S10-S50,使得连接到处理单元的显示单元被配置为对一个或多个方面进行成像。

[0120] 在第一步骤S10中,处理单元获得数据流。数据流从检测到的透射通过待研究的皮肤区域或从待研究的皮肤区域反射的电磁辐射导出。此外,所述数据流包括针对皮肤区域的多个皮肤像素的每个皮肤像素的数据信号。从皮肤区域的图案化照射导出第一数据流,并且从皮肤区域的图案化照射和/或均匀照射导出第二数据流。因此,换句话说,第一数据流从径向成像导出,并且第二数据流从宽场成像导出。

[0121] 在步骤S20中,处理单元根据第一数据流和第二数据流的数据信号确定按照皮肤像素或皮肤像素组的光学深度指数ODI。ODI的这种确定通过按照皮肤像素或皮肤像素组将第一数据流的数据信号除以第二数据流的数据信号来完成,其中,ODI指示皮肤像素或皮肤像素组处的皮肤区域内的血流的深度。

[0122] 在步骤S30中,根据所确定的ODI来创建包括多个皮肤像素的皮肤区域的ODI图像映射。

[0123] 在步骤S40中,根据第二数据流的数据信号来创建包括多个皮肤像素的皮肤区域的幅值图像映射。

[0124] 最后但同样重要的是,在最后的步骤S50中,通过按照皮肤像素或皮肤像素组由所确定的ODI校正第二数据流的数据信号来校正幅值图像映射。

[0125] 图13示出了可视化如图12所示的方法的处理步骤S20-S50的示意图。在图13的左侧示出了宽场PPG图像映射wfPPG(x,y)140和径向PPG图像映射radPPG(r,x,y)150。宽场PPG图像映射140在下文中也被称为"幅值图像映射"140。幅值图像映射140优选地根据从皮肤区域的均匀照射(即,从宽场成像)导出的第二数据流的数据信号112来创建。因此,该幅值图像映射140是本领域中已知的常规PPG图像映射(也参见Verkruysse等人的"Remote

plethysmographic imaging using ambient light",2008)。因此,如图13所示的为伪色映射的幅值图像映射140反映了针对皮肤像素组中的每个皮肤像素的第二数据流的数据信号的幅值。在PPG的情况下,伪色可以反映从宽场PPG成像获得的比率AC/DC。在SC的情况下,伪色可以反映从宽场SC成像获得的灌注信号的脉动分量或灌注信号的恒定分量。

[0126] 径向PPG图像映射radPPG(r,x,y)150不一定是本发明所必需的,但是可以另外根据从图案化照射(即,从径向成像)导出的第一数据流的数据信号111来创建。在PPG的情况下,伪色可以反映从径向PPG成像获得的比率AC/DC。在SC的情况下,伪色可以反映从径向SC成像获得的灌注信号的脉动分量或灌注信号的恒定分量。

[0127] 在图13的右侧示出了ODI图像映射ODI(x,y)130。该ODI图像映射130根据之前确定的ODI 120来创建。这些ODI通过按照皮肤像素或皮肤像素组将第一数据流的数据信号111除以第二数据流的数据信号112来确定,即,如图13所示的ODI图像映射130可以根据组合幅值图像映射140(图13中的wfPPG(x,y))和径向图像映射150来创建。

[0128] 优选地,对于具有坐标(x,y)的每个皮肤像素或皮肤像素组,通过确定比率radPPGn(r)=radPPG(r)/wfPPG(在PPG测量的情况下)或比率RadSCn(r)=RadSC(r)/WFSC(在SC测量的情况下)来确定ODI。示例性地,图13示出了如何针对PPG测量确定ODI。为了创建ODI图像映射130,多个皮肤像素被顺序地或同时地照射(但是在距彼此的足够距离处)。这允许针对不同的空间组织位置创建ODI 120,并且从而形成如图13所示的ODI图像映射130。

[0129] 在SC测量的情况下,被测量灌注信号的脉动分量或恒定分量用于计算指示血管(可能是小动脉)中的脉动流的深度的映射$ODI_{puls}(x,y)$或指示具有血流的所有血管中的平均的非脉动流的深度的映射$ODI_{const}(x,y)$(两个映射都未在图13中示出)。

[0130] 如图13所示的ODI图像映射130图示了前额上的ODI小而对象的面颊上的ODI大。这图示了在前额上测量的PPG或SC信号由浅血管产生,而在面颊上测量的PPG或SC信号由更深血管产生。通常,ODI指示皮肤像素或皮肤像素组处的皮肤区域内的血流的深度。

[0131] 如图13中针对PPG进一步所示,可以通过在皮肤像素或皮肤像素组与图案化照射的照射光斑之间的预定径向距离15处选择第一数据流的数据信号111的时变AC分量和恒定DC分量的比率的值(即,通过选择radPPG(r)曲线的值)来确定每个皮肤像素或皮肤像素组的ODI。示例性地,图13示出了5mm的预定径向距离15用于为每个皮肤像素(x,y)选择第一数据流的数据信号111的比率AC/DC(radPPG(r=rc=5mm))的值。

[0132] 在最后的步骤S50中,针对深度校正幅值图像映射140。这是通过按照皮肤像素或皮肤像素组由所确定的ODI图像映射130的所确定的ODI 120校正幅值图像映射140的数据信号112来完成的。因此,最终获得源深度校正的幅值图像映射$PPG_{sdc}(x,y)$160。关于该最后校正步骤的更多细节可以在随后的图14中找到。

[0133] 图14示出了可视化如图12所示的方法的处理步骤S50的示意图。通过针对深度校正幅值图像映射140来获得源深度校正的幅值图像映射$PPG_{sdc}(x,y)$160。等式$PPG_{sdc}(x,y)=wfPPG(x,y)\times C_{sd}(ODI)$表示按照皮肤像素或皮肤像素组通过取决于所确定的ODI的校正因子$C_{sd}(ODI)$来校正幅值图像映射140的数据信号112。这意味着在前额上和在脸颊上,不同的校正因子$C_{sd}(ODI)$(对于前额上的ODI=2,$C_{sd}=0.28$,并且对于脸颊上的ODI=5,$C_{sd}=0.87$)用于校正幅值图像映射140的数据信号112。这是因为前额上的ODI小(ODI=2)而脸颊上的

ODI大(ODI＝5)。换句话说,幅值图像映射140通过按照每个皮肤像素或皮肤像素组由所确定的ODI校正第二数据流的数据信号112来校正。

[0134] 图15示出了图示SC与PPG之间的相似性和差异的示意图。对于PPG,脉动强度AC/DC优选地根据针对宽场PPG和径向PPG两者的原始反射强度信号来计算,以获得wfPPG信号和radPPG(r)信号。此外,在PPG的情况下,优选地通过确定这些信号的比率来计算ODI_{PPG} 120。因此,在PPG的情况下,第一和第二数据流的数据信号111、112(如图13所示)是原始强度信号。

[0135] 对于SC,第一数据流和第二数据流的数据信号111、112优选地是被分成脉动分量和恒定分量的灌注信号,脉动分量表示皮肤区域的血管中的心脏引起的脉动血液运动,恒定分量表示皮肤区域的血管中的平均非脉动血液运动。$ODI_{sci,puls}$、$ODI_{sci,const}$ 120通过确定脉动分量(“puls”)的radSCI(r)和wfSCI的比率或通过确定恒定分量(“const”)的所述比率来计算。这也意味着如图13所示的不同ODI图像映射130优选地针对灌注信号的脉动或恒定分量来创建。此外,如图13所示的幅值图像映射$wfPPG_{red}$(x,y)140和径向图像映射radPPG(r,x,y)150根据灌注信号的脉动分量或恒定分量来创建。此外,应当提到的是,对于SC,ODI可以按照皮肤像素或皮肤像素组通过在皮肤像素或皮肤像素组与图案化照射的照射光斑之间的预定径向距离15处选择第一数据流的数据信号的脉动分量或恒定分量的值来确定。示例性地,所述预定径向距离R15在图15中是相当大的,其中,曲线radSCI(r)/wfSCI过渡到稳定期。

[0136] 在图4中图示了如何从SCI的原始散斑图案获得灌注信号的过程。进一步的细节也可以在随后的图16中找到。

[0137] 图16示出了图示针对宽场SCI和径向SCI的对比度信号及其到灌注信号的转换的示意图。在利用相干光均匀地(与可以使用相干或非相干光的PPG不同)或通过图案照射皮肤区域12的宽场SCI成像中,对比度σ是高的并且由于脉动流而被时间调制。在利用一个相干笔形射束(或相干笔形射束的图案)照射皮肤区域12的径向SCI成像中,对于距激光光斑的更大径向距离15,对比度更小。时间调制部分(来自脉动流)与总流一样大。基本上,对于径向SCI,使用与径向PPGI相同的原理:光已经行进通过组织的时间越长,从该组织拾取的相关信号越多(也参见图6A和6B)。在PPG中,所述信号简单地是(由体积脉动血管产生的)强度的调制深度。在SCI中,所述信号是由于流动引起的降低的散斑对比度。

[0138] 应当注意,尽管PPG和SCI的主要信号看起来非常相似,但是存在重要的差异。在PPG中,AC部分与DC部分的归一化是有意义的,因为第一和第二数据流的主要信号是光强度,并且归一化抵消了光强度,因为AC和DC两者都与它成比例。因此,归一化之后的调制深度优选地是要进一步考虑的数据信号。在SCI中,主要信号(即,第一和第二数据流的数据信号)优选地是灌注信号P(t)(参见图16),并且如PPG中的归一化没有意义。相反,脉动分量和恒定分量被处理为单独的独立分量。

[0139] 图17示出了具有用于根据本发明的图案化照射的不同照射图案的图片。到目前为止,主要利用一个笔形射束(诸如对象的皮肤上的一个单个激光光斑)讨论了用于径向PPG和径向SC测量的照射。图17示出了可以使用各种不同的照射图案,诸如点、圆或条纹的图案。圆或环和线具有以下优点:与笔形波束相比,被测量信号的DC水平随着径向距离15减小得不那么剧烈,并且因此对探测器(例如相机)的动态范围的要求可以更低。对于圆,AC/DC

(其包含PPG的ODI信息)的径向依赖性是类似的,而动态范围是类似的。(DC)是更有利的。可以对线照射或其他类型的结构照射进行类似的论证。这也在随后的图18中图示,图18示出了点光源照射和圆形照射之间的分析比较。虽然利用圆形照射获得了更有益的DC范围,但是在径向距离15的范围现在受到限制的意义上付出了代价。对于线照射或其他类型的结构照射,存在类似的折衷。

[0140] 图19示出了图示不同类型的照射和不太任意地选择用于ODI确定的值的点的示意图。如图19所示的不同类型的照射可以示例性地分成圆照射(i)、线照射(ii)和点照射(iii)。

[0141] 对于圆照射(I),优选地选择照射圆的中心来确定ODI。

[0142] 对于线照射(II),优选地选择照射线之间的预定距离或两个照射线之间的中心来确定ODI。

[0143] 对于光斑或多点照射(iii)而言,优选地选择具有最大灌注信号$P_{max}(r)$的点或两个照射光斑之间的点来确定ODI。

[0144] 此外,为了从相当粗糙的分辨率点制作更高分辨率的图像映射,提出了若干技术,这些技术在下文中参考图20进行解释。这些技术包括插值、平移、旋转以及这些技术的组合。

[0145] 图20示出了图示用于改善ODI和源深度校正图像的分辨率的若干实施例(选项1-6)的示意图。如图20的顶部所示,可以从具有21个线的照射图案获得20个ODI(x)曲线,因为针对每个y_j确定ODI(x)。选项1包括离散化线测量以制作像素的步骤。因此,对于每个线j,ODI(x)曲线被离散化为ODI_{xj}。然后,对于每个皮肤像素或每个皮肤像素组i、j,根据离散化的ODI创建ODI图像映射,以便针对深度校正灌注信号。

[0146] 另一选项2包括首先在线照射的情况下获得ODI_{xj},然后将照射图案旋转90°以获得ODI_{yj}数据。然后将ODI_{ij}确定为ODI_{xj}和ODI_{yj}数据的平均值,并且继续根据所确定的ODI_{ij}来创建ODI图像映射。

[0147] 对于选项3,利用网格执行照射,并且针对皮肤像素i、j的ODI被选择为每个皮肤像素或皮肤像素组的中心中的值。相对于选项2,该选项3提供了更快的优点。

[0148] 对于选项4,利用分别具有波长λ1和λ2的两组正交线L1和L2同时执行照射。配备有带通滤波器以使波长λ1和λ2通过的两个照射单元(诸如两个相机)独立地记录每个线图案,因为通带不重叠。波长λ1和λ2被选择为使得它们非常接近以确保组织的光学性质非常类似,足够小以不明显影响穿透深度。为此目的,带通滤波器具有非常小的通带。选择光学性质(吸收和散射)非常类似的波长通过在血液(主要发色团)不会明显变化的区域(例如,在660nm附近的范围内)中选择它们而是可能的。

[0149] 对于选项5,利用相同波长的两组正交线同时执行照射,但是图案及其在(一个或多个)成像单元处的记录是时间多路复用的(时间调制的或频率调制的)。

[0150] 对于最后的选项6,利用具有相当大的正方形尺寸(例如,5×5mm)的网格执行照射,以确保正方形中心处的光已经行进相当大的深度/距离。为了减轻将由该较粗网格产生的低图像分辨率,还在该网格的平移处执行照射,并且将粗分辨率图像组合成一个更高分辨率的图像。优选地,使用选项4的波长选择或如选项5中所提出的时间复用同时进行四次照射/记录。在图20中,网格的三次平移通过三个箭头来指示,对于例如在0.5个网格周期内

的平移，导致x和y方向上的分辨率加倍。显然，在0.333个周期内平移的9次照射给出了甚至更高的有效图像分辨率，以必须多路复用更多为代价。此外，这种平移不仅对于照射网格是可能的，而且对于圆或点也是可能的，如图20中针对选项6所示。

[0151] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明，但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的，而非限制性的；本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求，在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0152] 在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0153] 计算机程序可以被存储/分布在合适的非瞬态介质上，例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质，但是也可以被以其他形式分布，例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0154] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

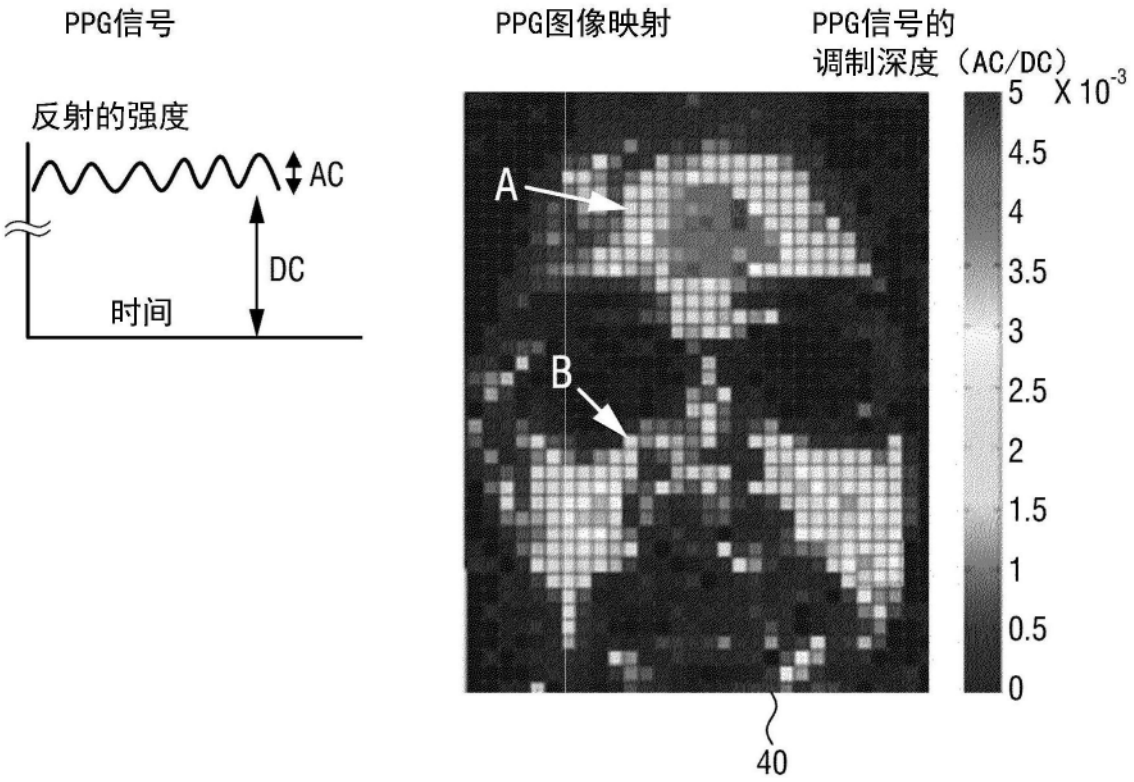

PPG信号
反射的强度
AC
DC
时间
PPG图像映射
PPG信号的
调制深度（AC/DC）
5 X 10-3
4.5
4
3.5
3
2.5
2
1.5
1
0.5
0
A
B
40

图1

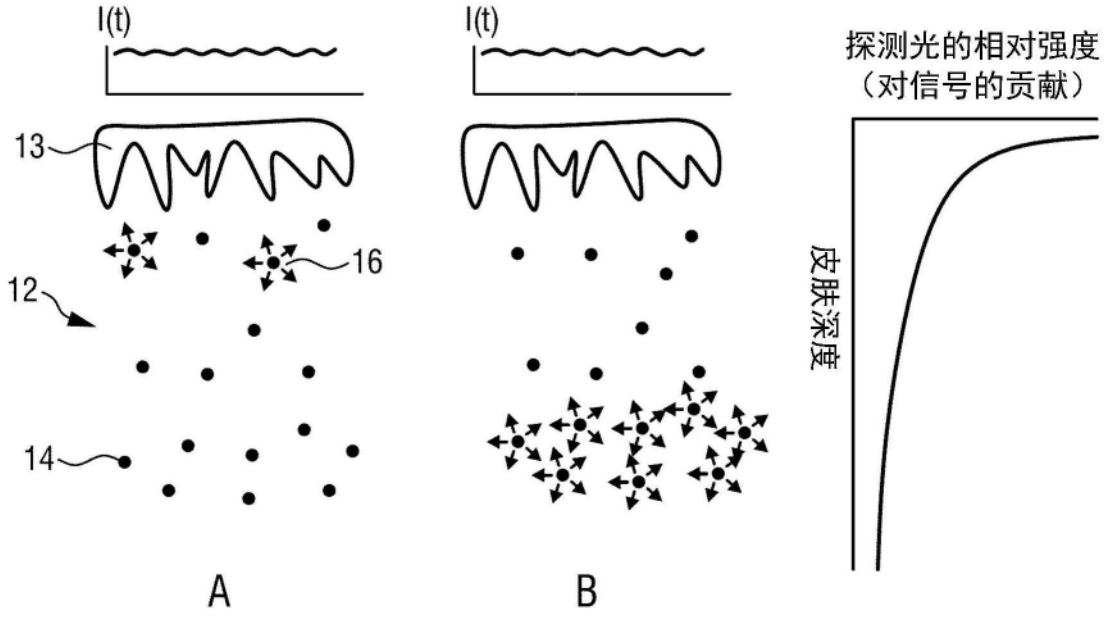

I(t)
13
16
12
14
A
I(t)
B
探测光的相对强度
（对信号的贡献）
皮肤深度

图2

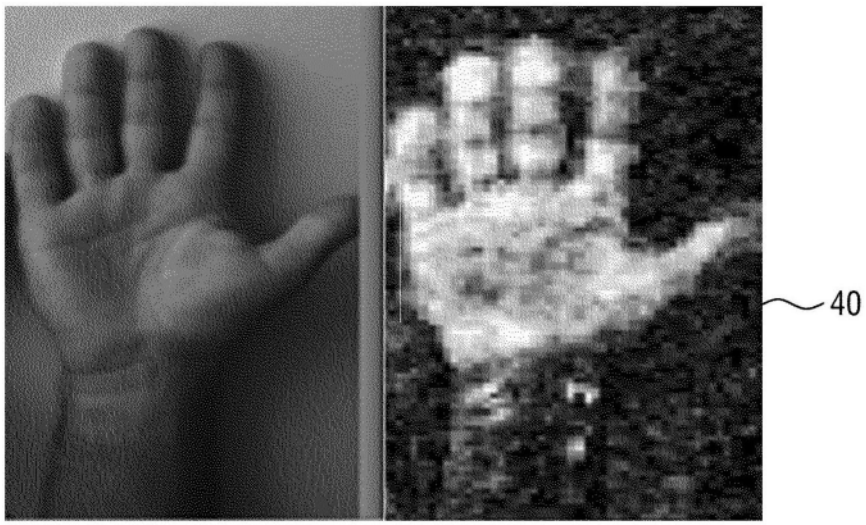


图3

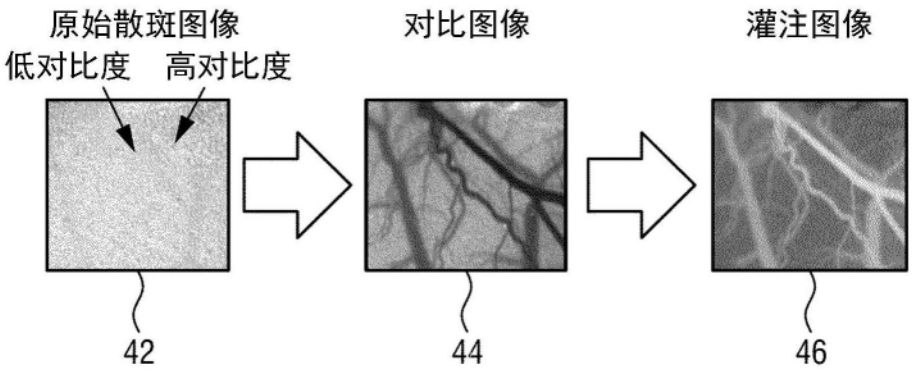


图4

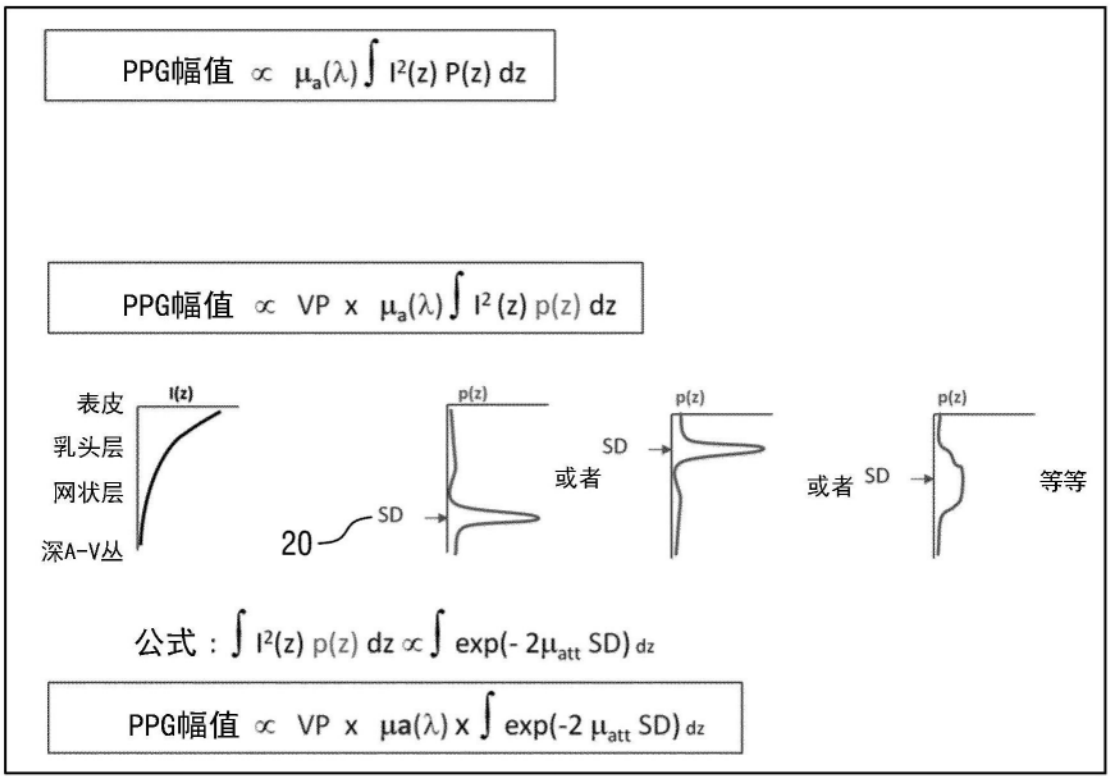

PPG幅值 ∝ $\mu_a(\lambda)\int I^2(z)\,P(z)\,dz$
PPG幅值 ∝ VP x $\mu_a(\lambda)\int I^2(z)\,p(z)\,dz$
表皮
乳头层
网状层
深A-V丛
I(z)
p(z)
SD
20
或者
等等
公式：$\int I^2(z)\,p(z)\,dz \propto \int \exp(-2\mu_{att}\,SD)\,dz$
PPG幅值 ∝ VP x μa(λ) x $\int \exp(-2\,\mu_{att}\,SD)\,dz$

图5

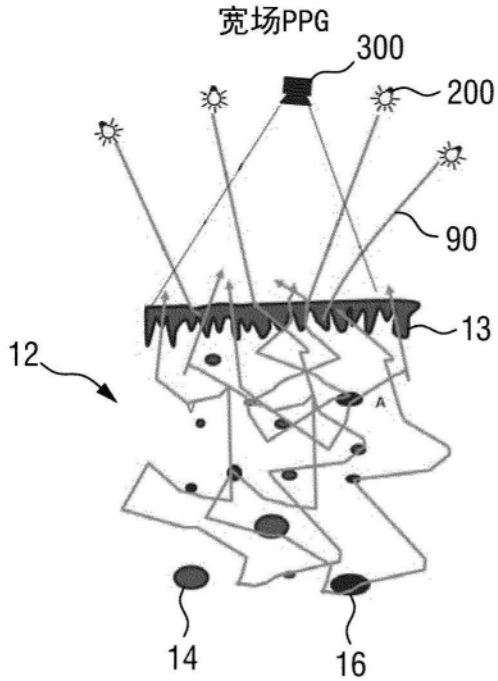

宽场PPG
300
200
90
13
12
A
14
16

图6A

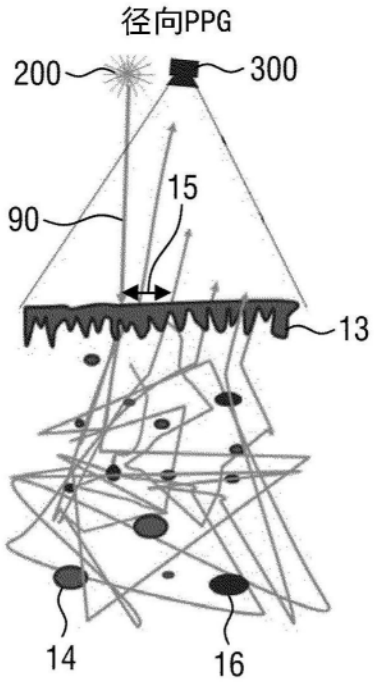


图6B

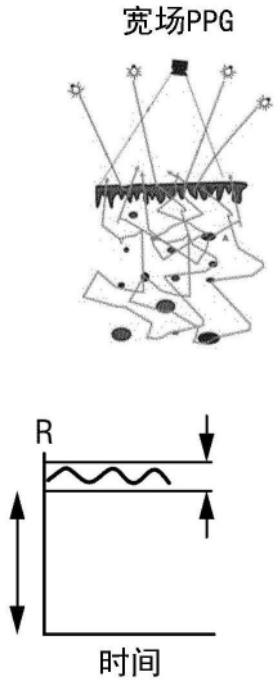


图7A

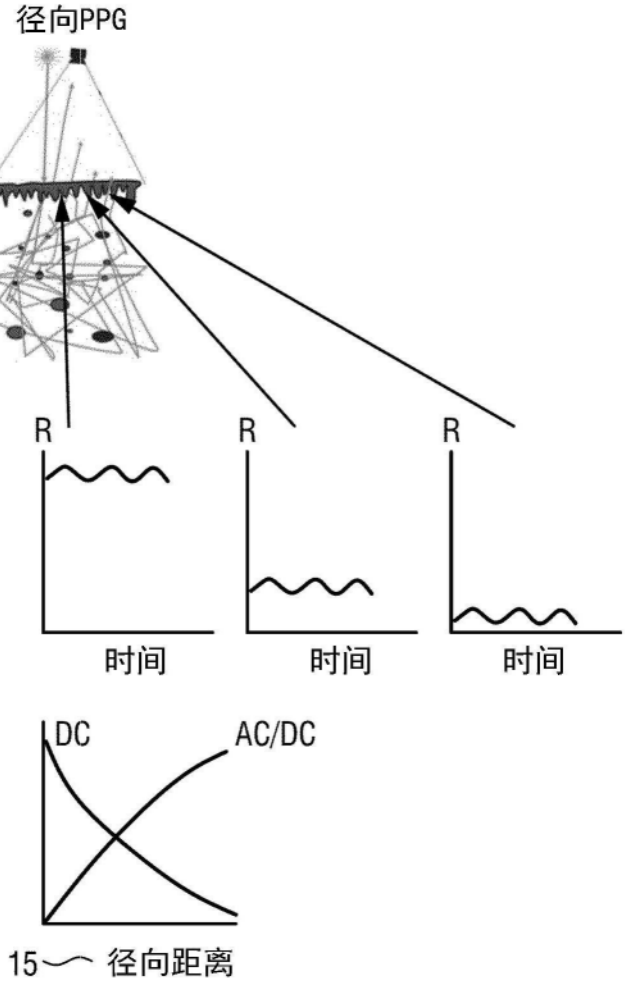


图7B

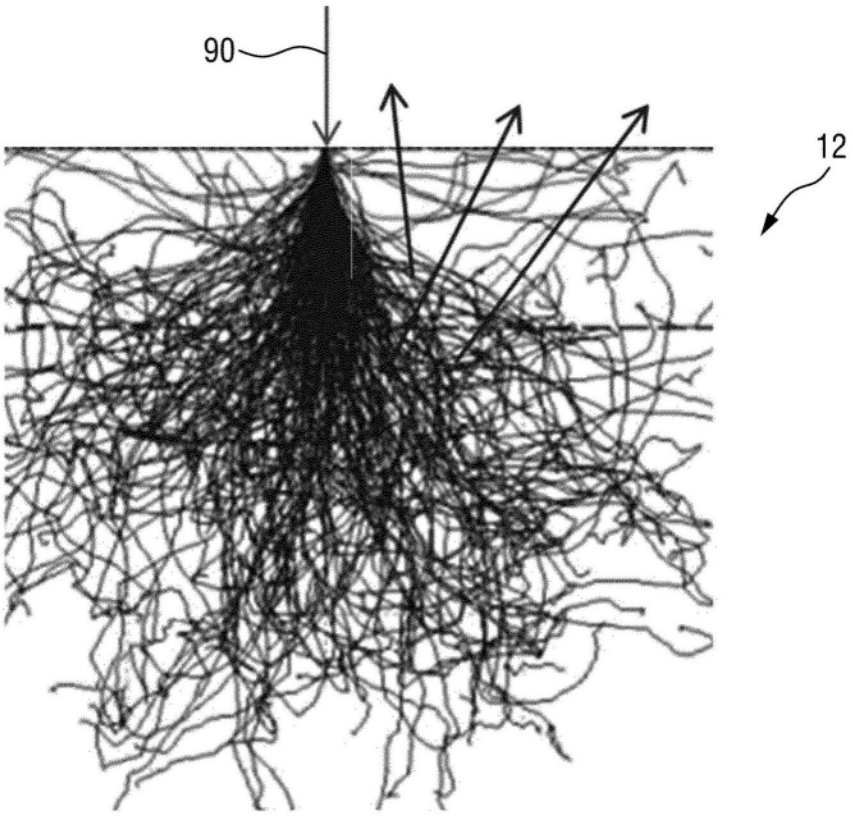

90
12

图8

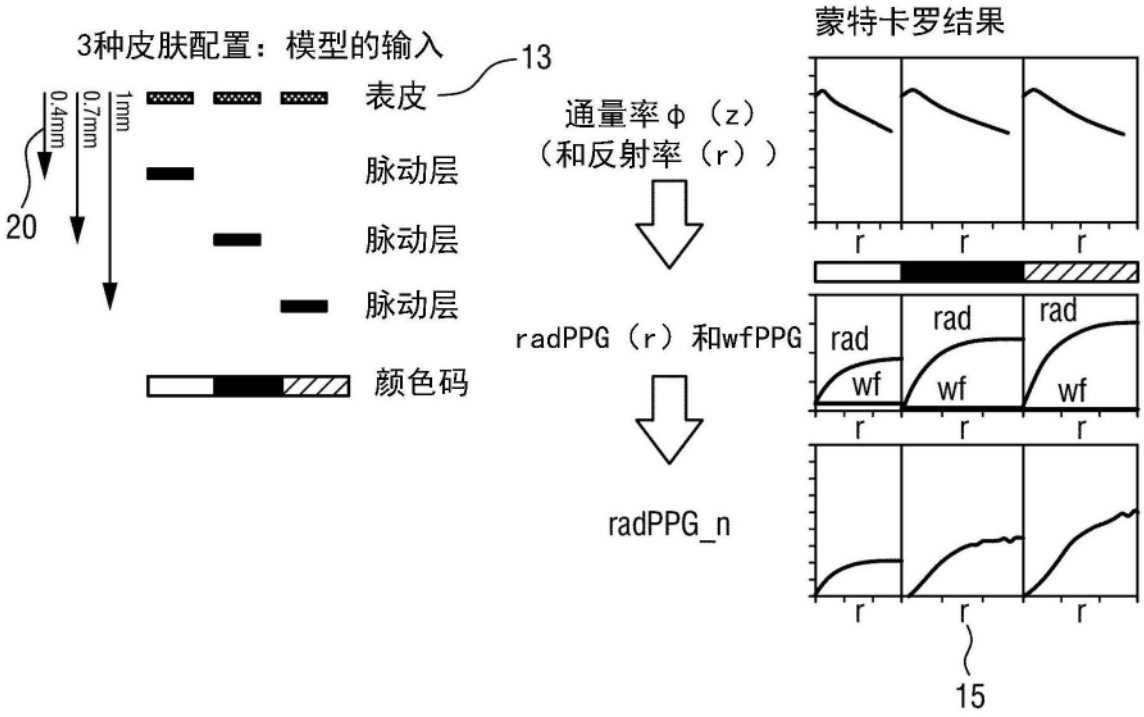

3种皮肤配置：模型的输入
13
表皮
脉动层
脉动层
脉动层
颜色码
0.4mm
0.7mm
1mm
20
通量率φ（z）
（和反射率（r））
radPPG（r）和wfPPG
radPPG_n
蒙特卡罗结果
rad
wf
r
15

图9A

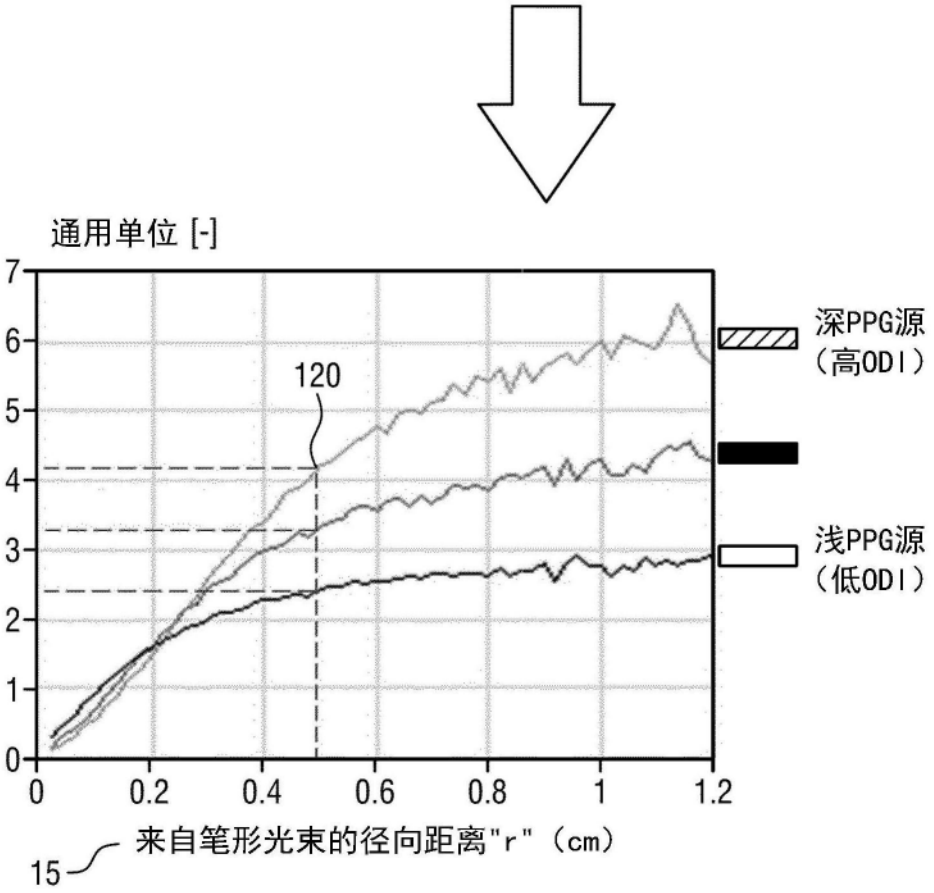

通用单位 [-]
7
6
5
4
3
2
1
0
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
1.2
120
深PPG源
（高ODI）
浅PPG源
（低ODI）
来自笔形光束的径向距离"r"（cm）
15

图9B

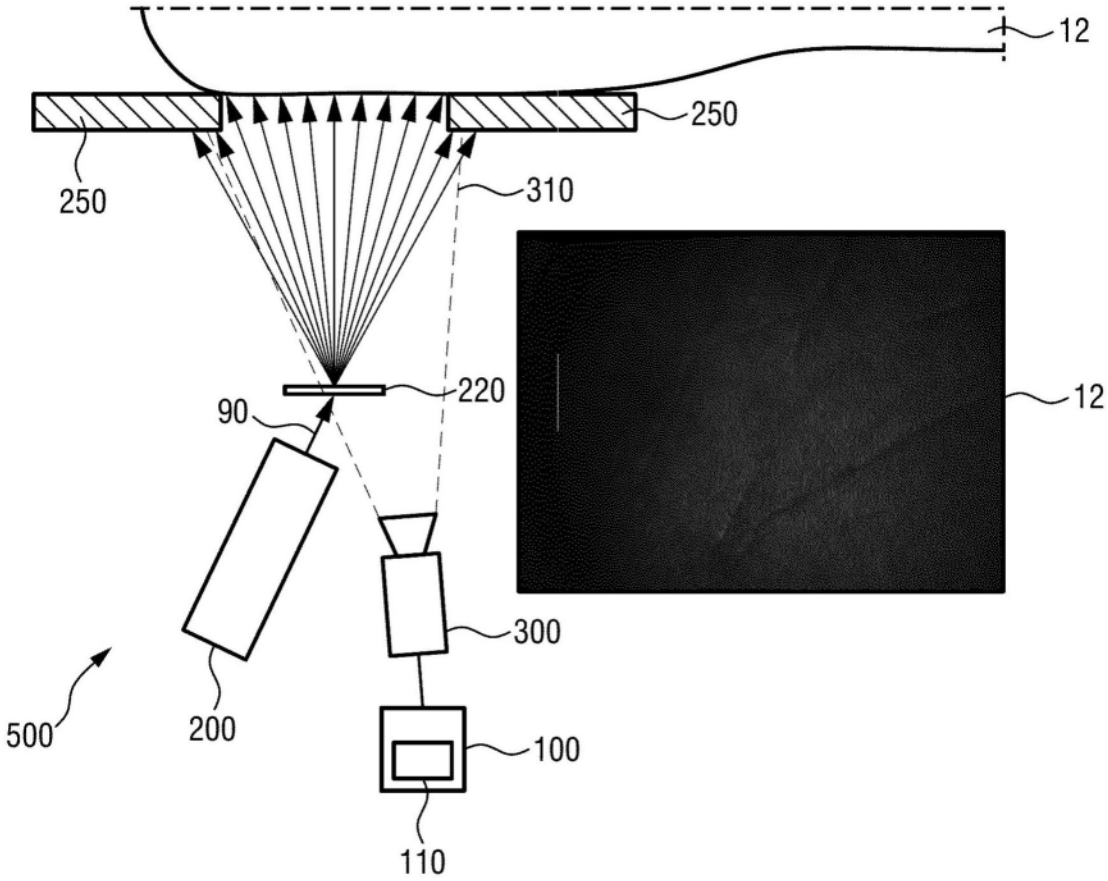


图10

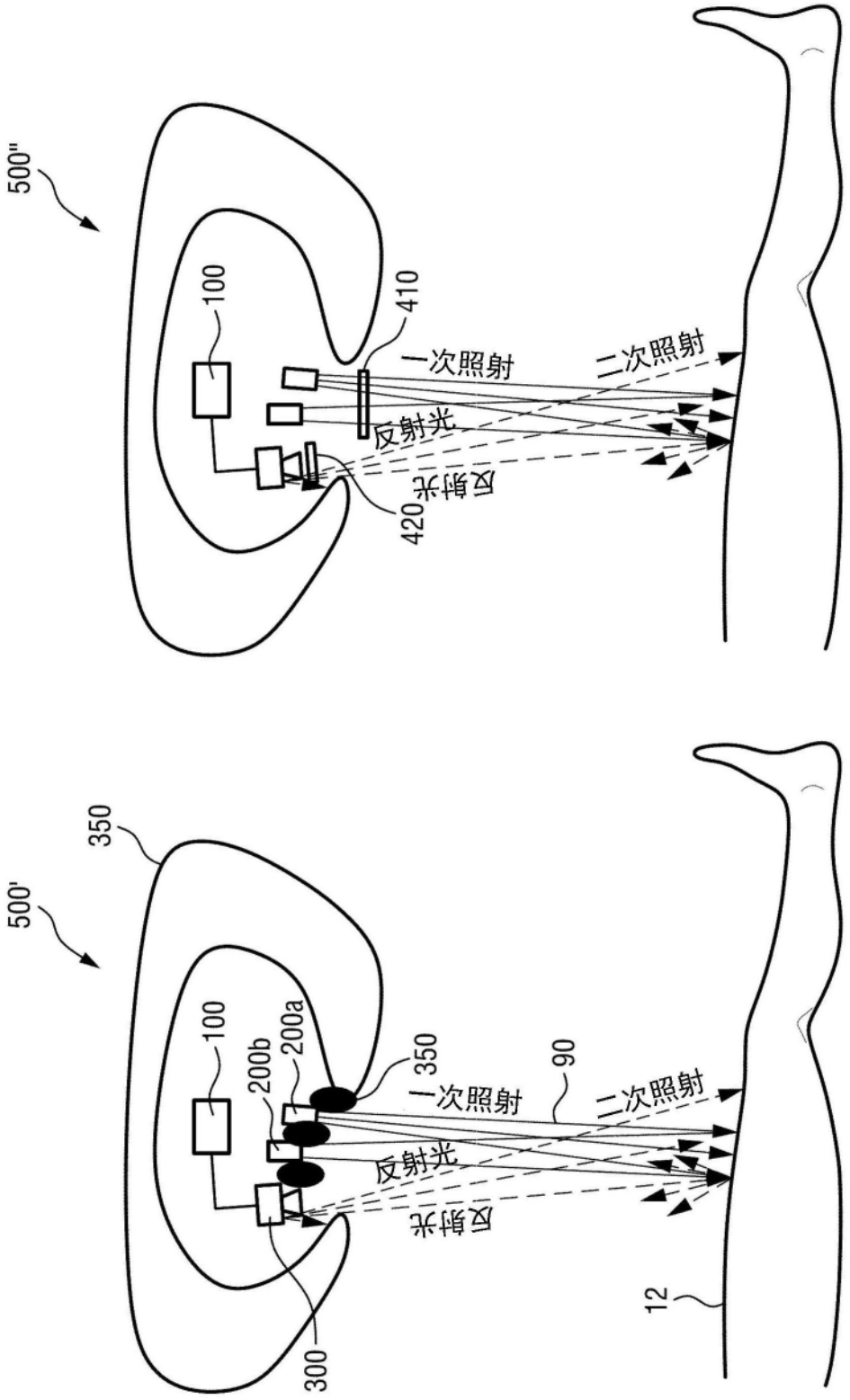

500"
100
410
一次照射
二次照射
反射光
反射光
420
500'
350
100
200b
200a
350
一次照射
90
二次照射
反射光
反射光
12
300

图11

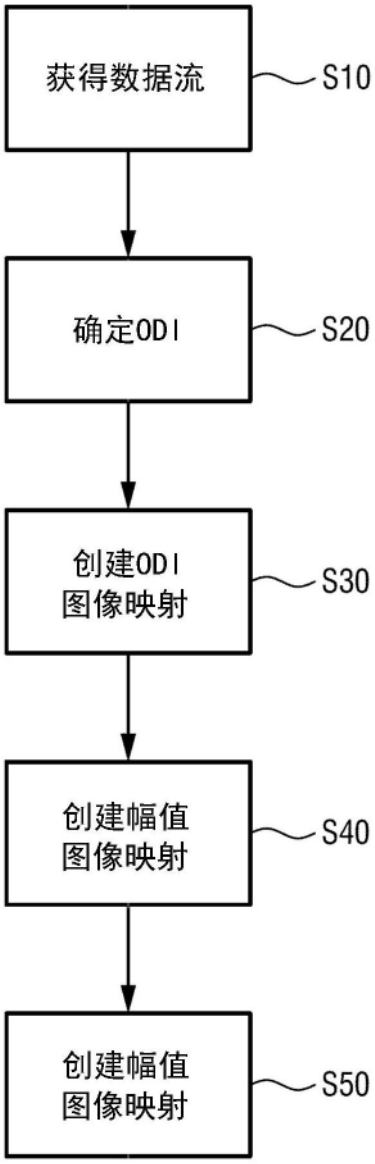

获得数据流
S10
确定ODI
S20
创建ODI
图像映射
S30
创建幅值
图像映射
S40
创建幅值
图像映射
S50

图12

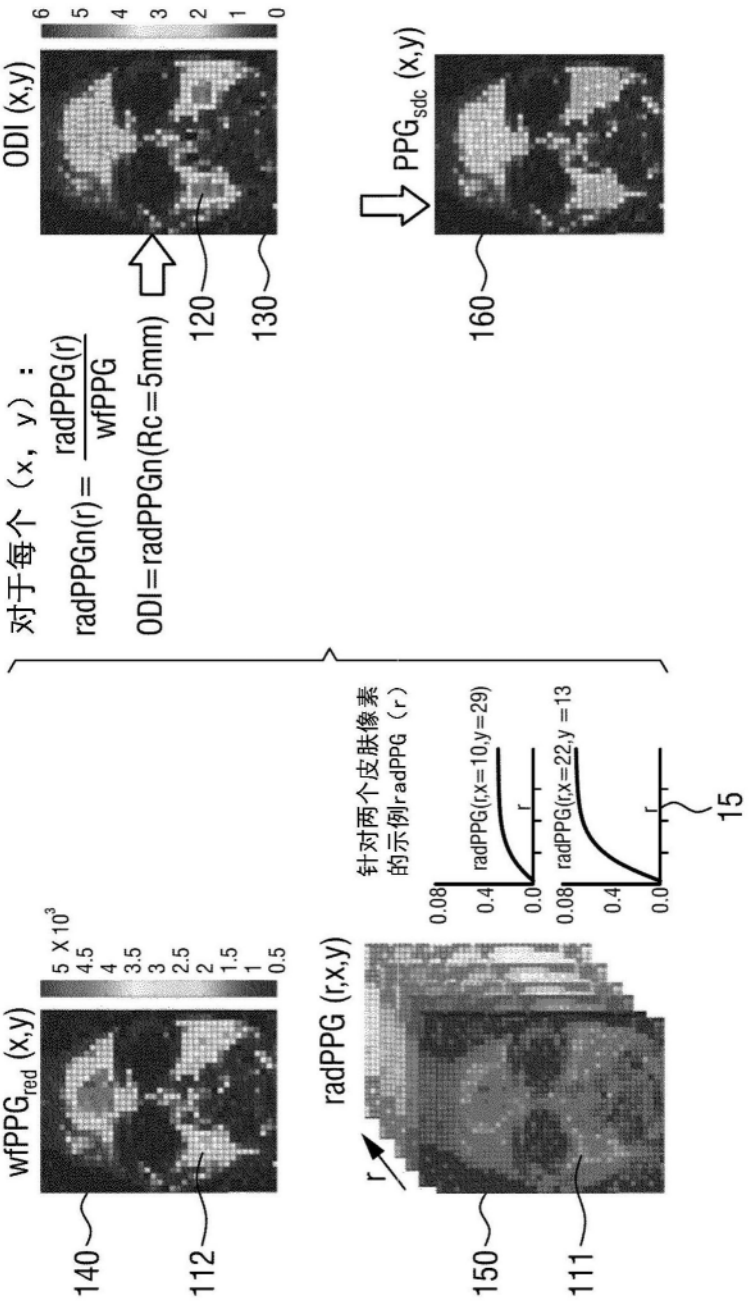

ODI (x,y)
6 5 4 3 2 1 0
对于每个（x，y）：
radPPGn(r)= radPPG(r) / wfPPG
ODI=radPPGn(Rc=5mm)
120
130
PPG$_{sdc}$ (x,y)
160
针对两个皮肤像素的示例r radPPG（r）
radPPG(r,x=10,y=29)
radPPG(r,x=22,y=13
0.08
0.4
0.0
r
15
wfPPG$_{red}$ (x,y)
5 X10^3 4.5 4 3.5 3 2.5 2 1.5 1 0.5
radPPG (r,x,y)
r
140
112
150
111

图13

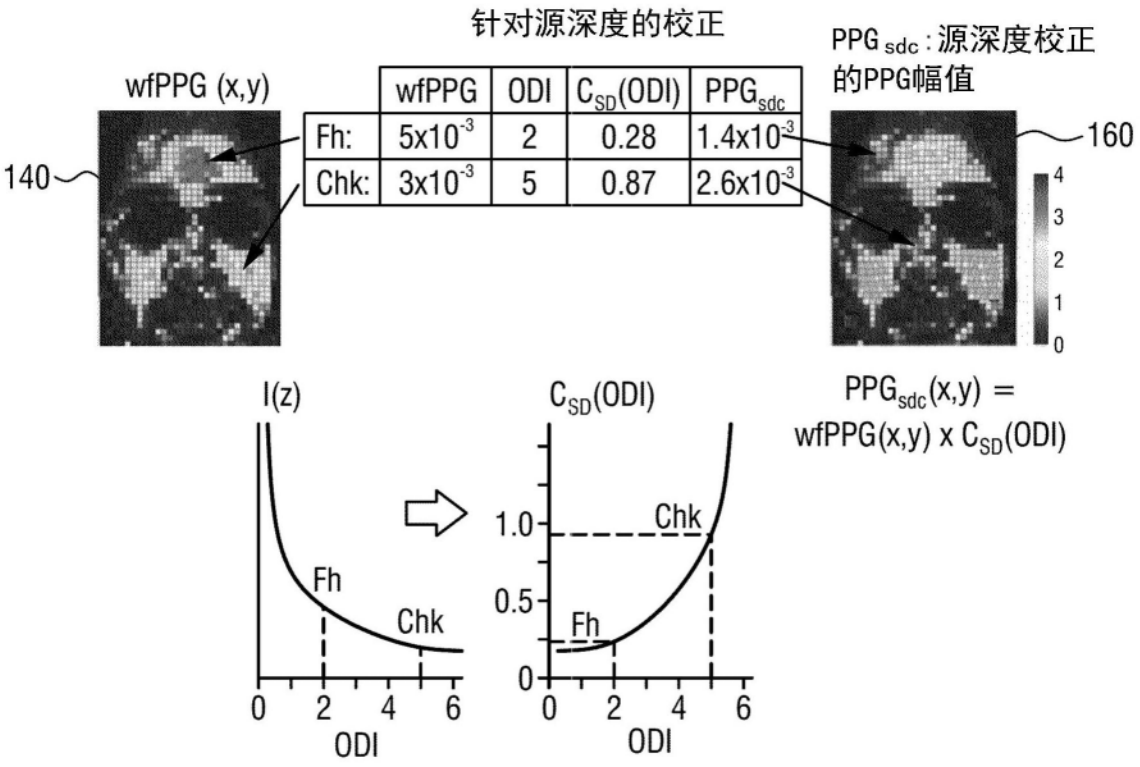

针对源深度的校正
wfPPG (x,y)
140
wfPPG
ODI
C_{SD}(ODI)
PPG_{sdc}
Fh:
$5x10^{-3}$
2
0.28
$1.4x10^{-3}$
Chk:
$3x10^{-3}$
5
0.87
$2.6x10^{-3}$
PPG_{sdc} : 源深度校正的PPG幅值
160
4
3
2
1
0
I(z)
Fh
Chk
0
2
4
6
ODI
C_{SD}(ODI)
1.0
0.5
0
Chk
Fh
0
2
4
6
ODI
$PPG_{sdc}(x,y)$ = wfPPG(x,y) x C_{SD}(ODI)

图14

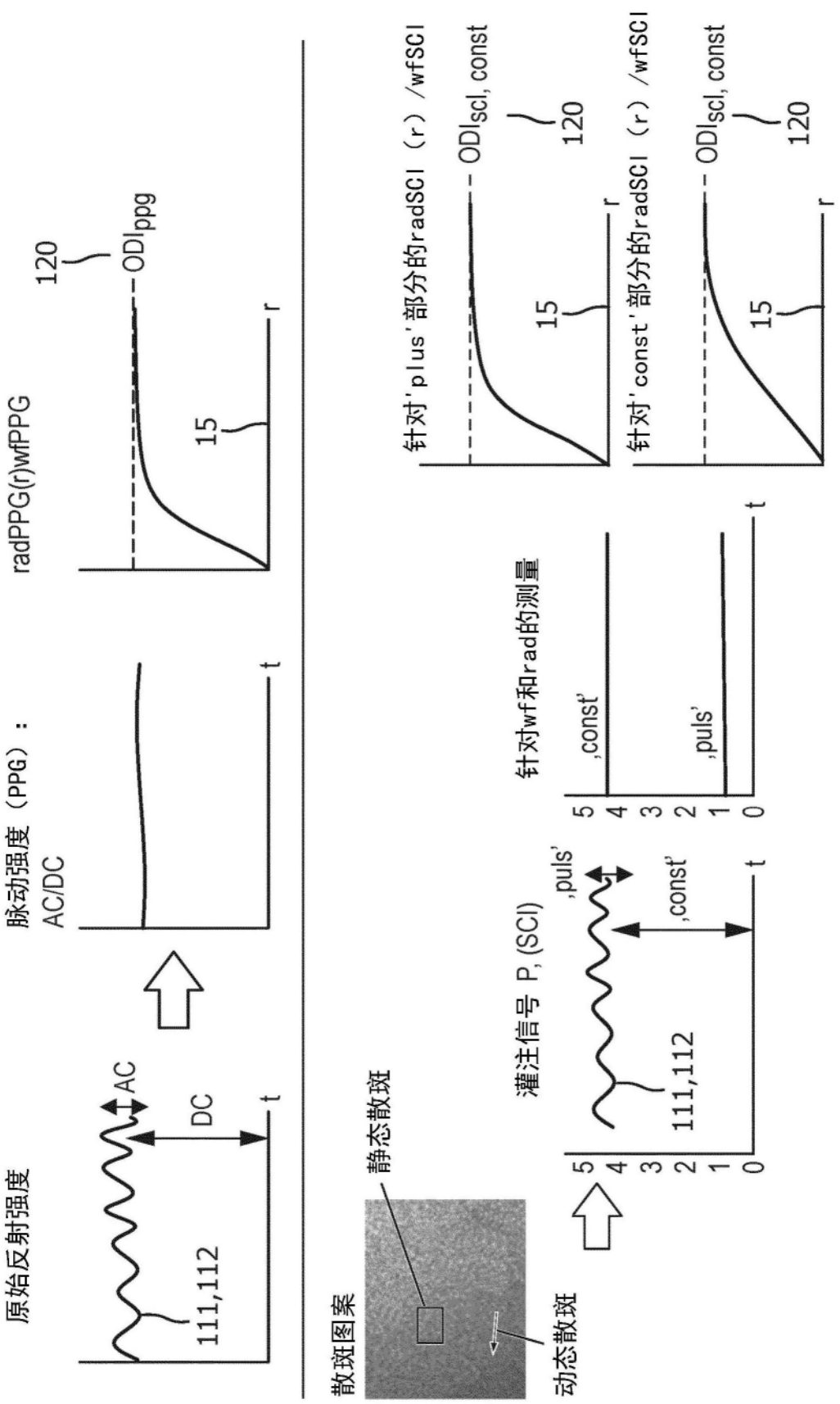

原始反射强度
AC
DC
t
111,112
脉动强度（PPG）：
AC/DC
t
radPPG(r)wfPPG
120
ODIppg
15
r
针对'plus'部分的radSCI（r）/wfSCI
ODIscl, const
120
15
r
针对'const'部分的radSCI（r）/wfSCI
ODIscl, const
120
15
r
针对wf和rad的测量
,const'
,puls'
5
4
3
2
1
0
t
灌注信号 P, (SCI)
,puls'
,const'
111,112
t
散斑图案
静态散斑
动态散斑

图15

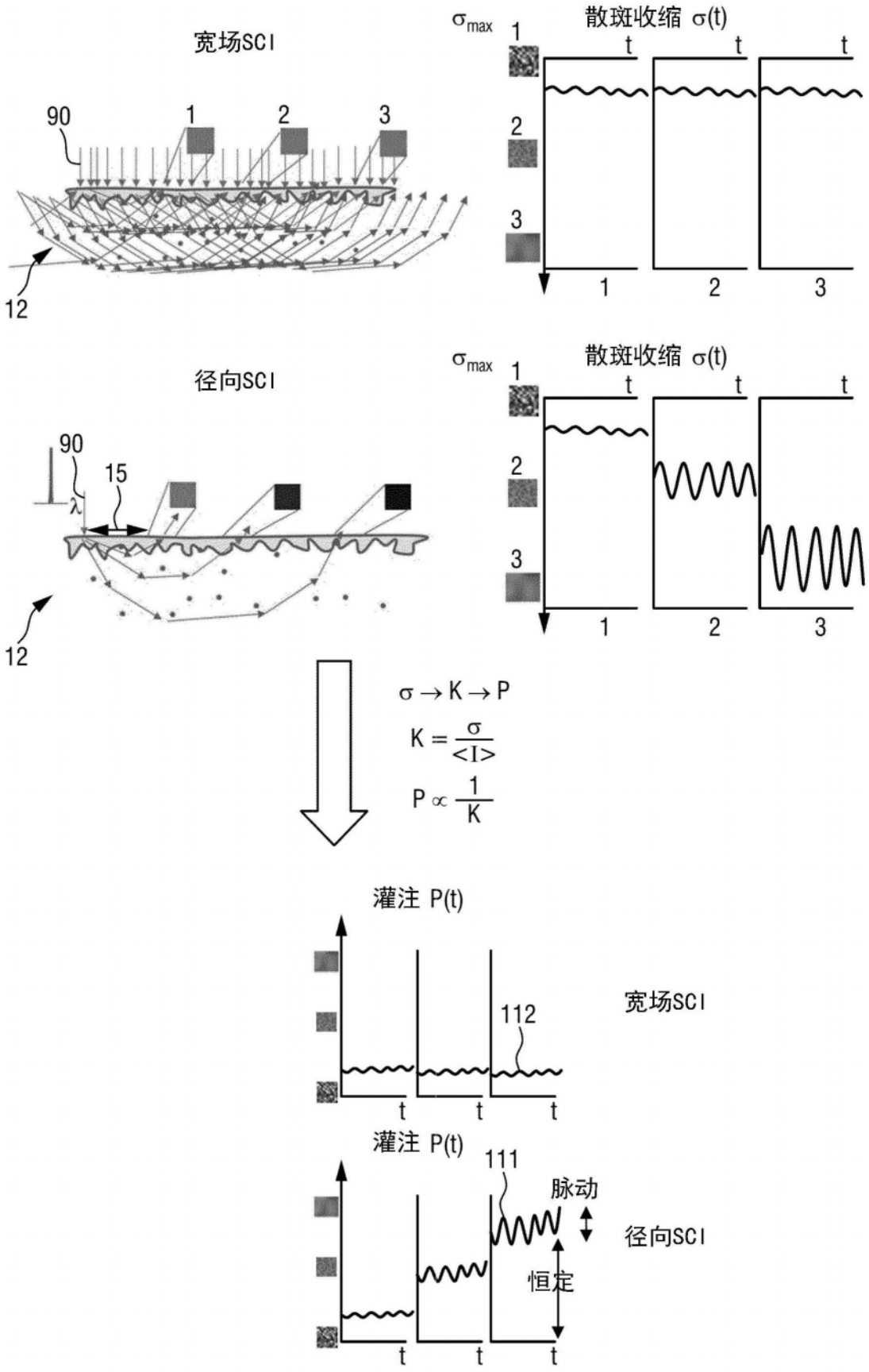

宽场SCI
90
1
2
3
12
σmax
散斑收缩 σ(t)
t
径向SCI
λ
15
σ → K → P
K = σ / <I>
P ∝ 1/K
灌注 P(t)
112
宽场SCI
111
脉动
恒定
径向SCI

图16

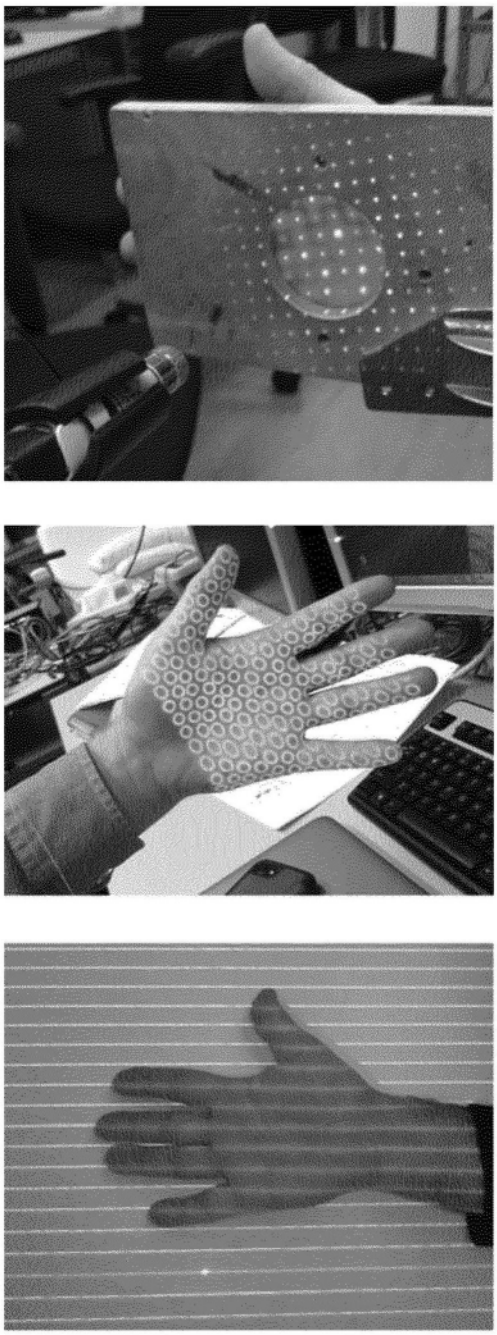


图17

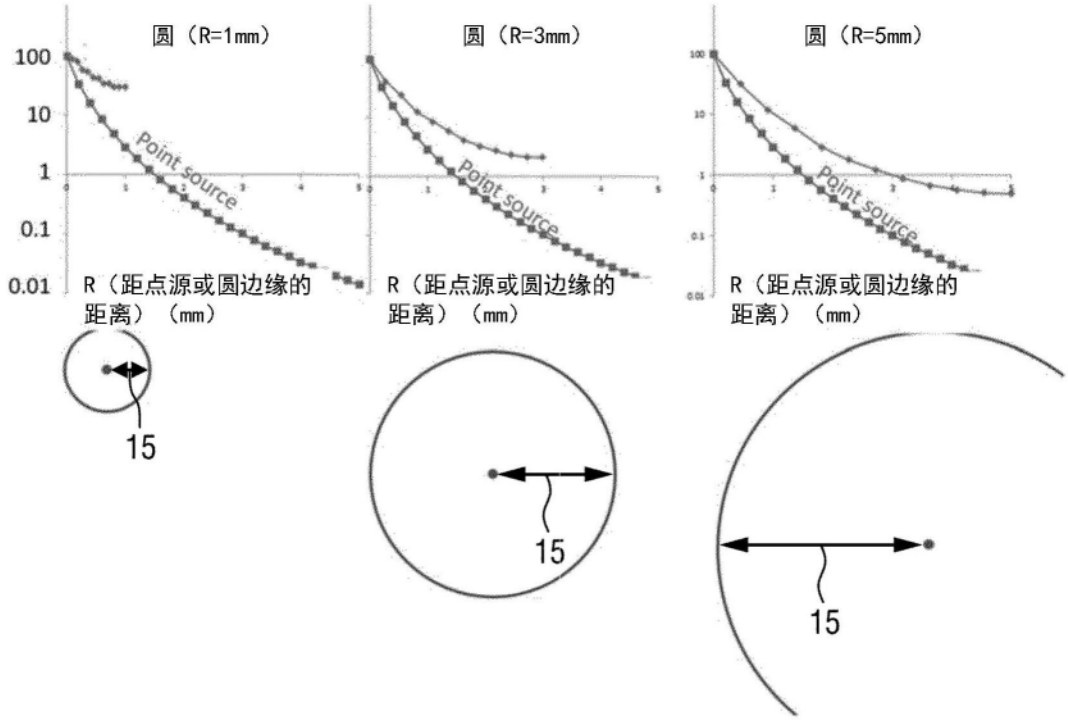

圆（R=1mm）
圆（R=3mm）
圆（R=5mm）
100
10
1
0.1
0.01
Point source
R（距点源或圆边缘的距离）（mm）
15

图18

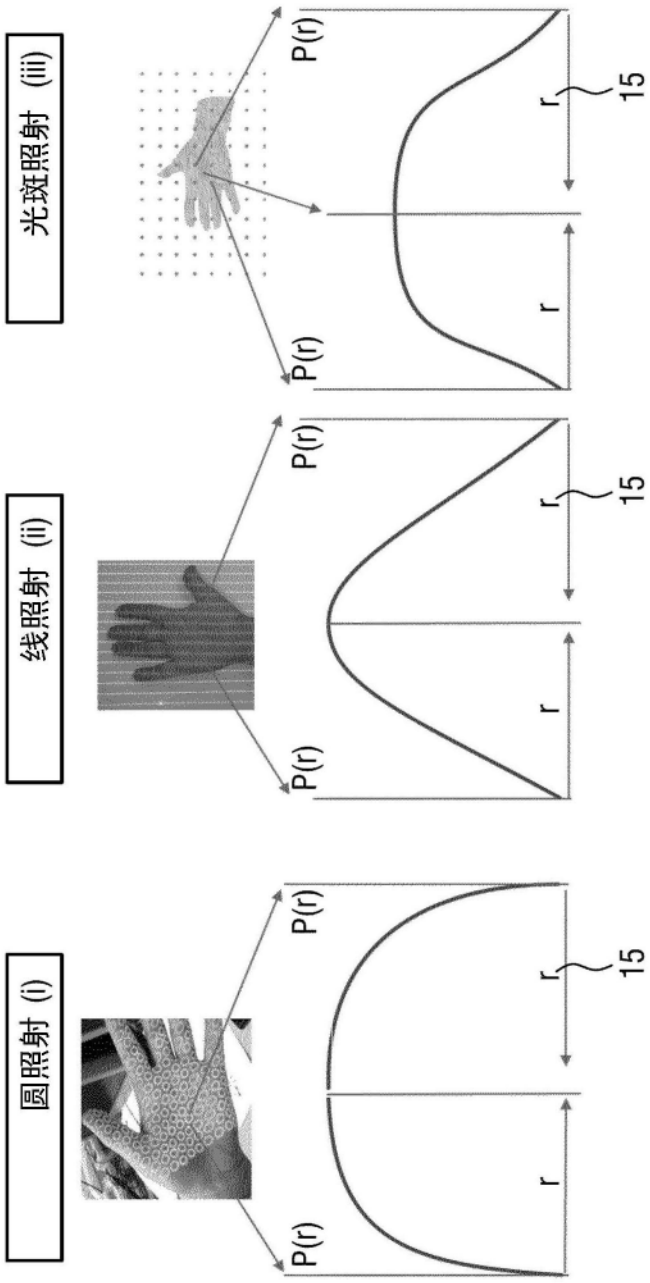
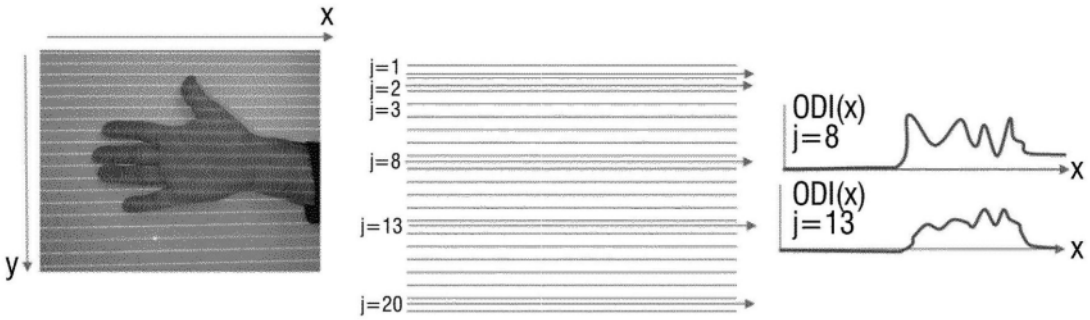
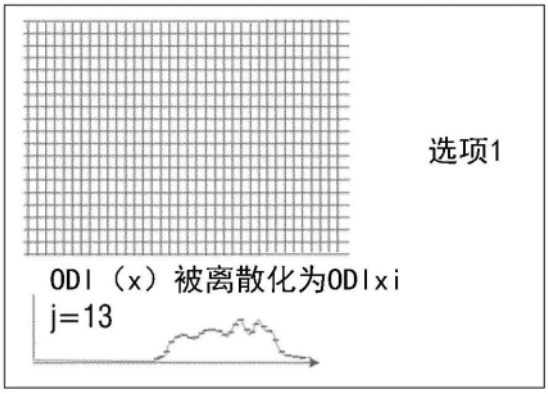
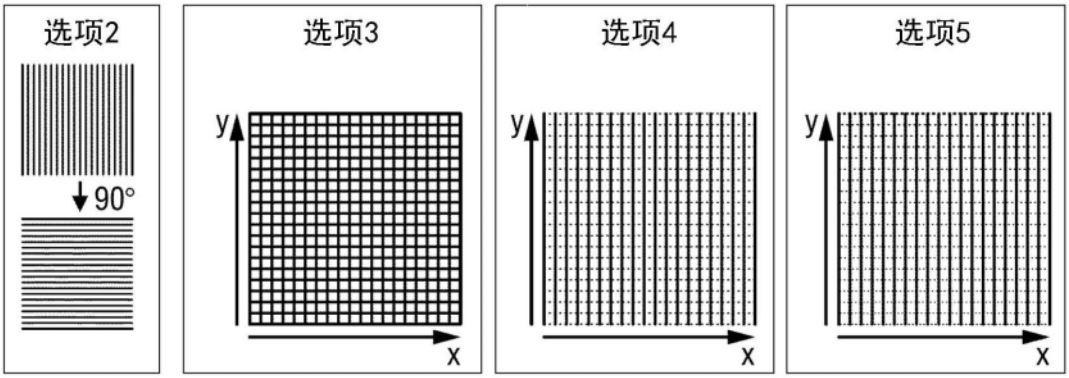


图19


x
y
j=1
j=2
j=3
j=8
j=13
j=20
ODI(x)
j=8
x
ODI(x)
j=13
x


选项1
ODI（x）被离散化为ODIxi
j=13


选项2
90°
选项3
y
x
选项4
y
x
选项5
y
x

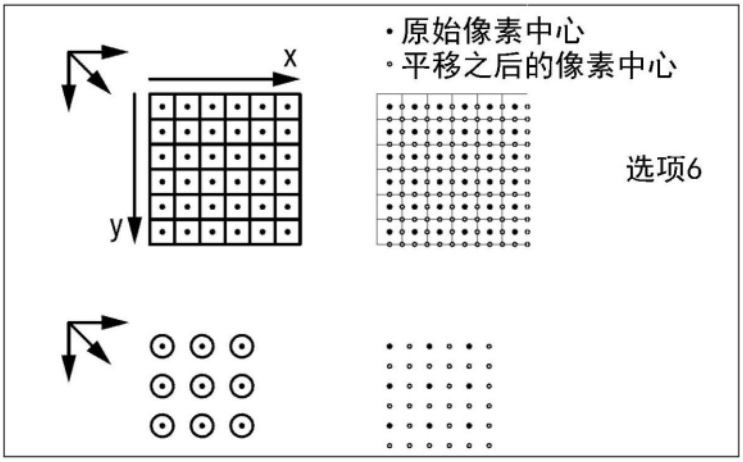

·原始像素中心
·平移之后的像素中心
x
y
选项6

图20