(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108024723 A
(43)申请公布日 2018.05.11

(21)申请号 201680053772.9

(22)申请日 2016.09.09

(30)优先权数据
62/218,915 2015.09.15 US
14/988,619 2016.01.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2018.03.15

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2016/010143 2016.09.09

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2017/047989 EN 2017.03.23

(71)申请人 三星电子株式会社
地址 韩国京畿道

(72)发明人 Y.A.巴加特 S.D.赖 金寅洙

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所 11105
代理人 邵亚丽

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/026(2006.01)
A61B 5/024(2006.01)
A61B 5/1455(2006.01)

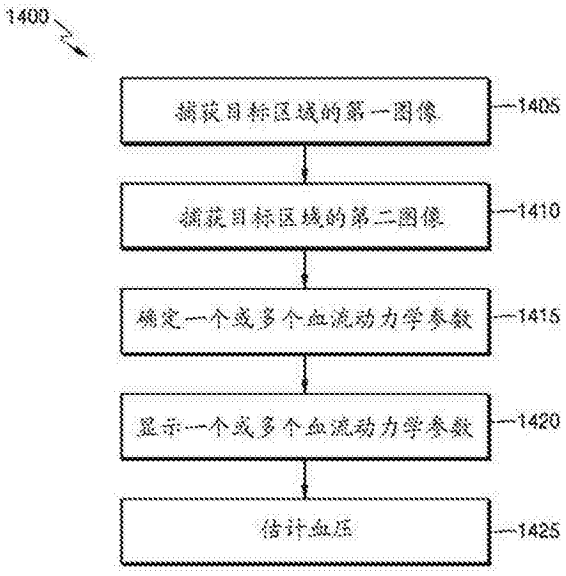
权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54)发明名称

用于监测微血管血流动力学的移动光学设备和方法

(57)摘要

提供了一种使用设备实施以测量血流动力学参数的方法。该方法包括:由客户端设备向服务器发送消息。该方法包括:在两个发光二极管(LED)传感器经由准直透镜在目标区域上发射光的同时,通过相机捕获目标区域的多个图像的第一图像。该方法还包括:在两个LED传感器经由准直透镜在目标区域上发射光的同时,通过相机捕获目标区域的多个图像的第二图像。在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像。该方法还包括:基于第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。



CN 108024723 A

1.一种测量血流动力学参数的设备,所述设备包括:

第一发光二极管LED传感器,被配置为以第一波长λ_1发射光;

第二LED传感器,被配置为以第二波长λ_2发射光,其中所述第一LED传感器和所述第二LED传感器被准直透镜覆盖;

相机;以及

至少一个处理器,被配置为:

在所述第一LED传感器和所述第二LED传感器在目标区域上发射光的同时,控制相机捕获目标区域的多个图像的第一图像;

在所述第一LED传感器和所述第二LED传感器在目标区域上发射光的同时,控制相机捕获目标区域的多个图像的第二图像,其中在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像;并且

基于多个图像的至少第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。

2.如权利要求1所述的设备,其中所述第一LED传感器和所述第二LED传感器是薄脉冲光束发射LED传感器,并且其中所述相机与所述第一LED传感器和所述第二LED传感器以侧向散射配置集成。

3.如权利要求1所述的设备,还包括显示器,所述显示器被配置为在目标区域所显示的图像上显示一个或多个血流动力学参数。

4.如权利要求1所述的设备,其中所述一个或多个血流动力学参数包括血流的大小和方向、心率或氧饱和度水平中的至少一个。

5.如权利要求1所述的设备,其中所述设备包括智能电话或平板电脑中的至少一个。

6.如权利要求1所述的设备,其中所述至少一个处理器还被配置为基于所述一个或多个血流动力学参数来估计血压。

7.如权利要求1所述的设备,其中所述至少一个处理器被配置为基于多个图像的至少第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异通过以下方式确定一个或多个血流动力学参数:

将多个图像的至少第一图像和第二图像中的每一个拼接成多个图像区域;

将在多个图像的至少第一图像和第二图像之间的多个区域中的每一个进行互相关;

基于所述多个图像的至少第一图像和第二图像之间的多个区域的互相关来识别峰值;并且

识别用于粒子图像测速PIV成像的、目标区域内的一个或多个速度矢量。

8.如权利要求1所述的设备,其中所述至少一个处理器被配置为基于多个图像的至少第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异,通过以下方式确定一个或多个血流动力学参数:

将多个图像的至少第一图像和第二图像中的每一个拼接成多个图像区域;

对多个图像的至少第一图像和第二图像的多个图像区域中的每一个执行空间分析;

对多个图像的至少第一图像和第二图像的多个图像区域中的每一个执行时序分析,其中时序分析包括血压过滤或心跳识别中的至少一个;并且

生成用于光电容积描记术PPG成像的彩色图的数据。

9.如权利要求1所述的设备,其中所述至少一个处理器还被配置为接收执行光电容积

描记术PPG成像的粒子图像测速PIV成像中的至少一个的选择;并且

基于多个图像的第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异和接收到的选择来确定一个或多个血流动力学参数。

10.如权利要求9所述的设备,其中至少一个处理器被配置为,在接收到执行粒子图像测速PIV成像的选择之后,基于多个图像的至少第一捕获图像与第二捕获图像之间的差异,通过以下方式确定一个或多个血流动力学参数:

将多个图像的至少第一图像和第二图像中的每一个拼接成多个图像区域;

将在多个图像的至少第一图像和第二图像之间的多个区域中的每一个进行互相关;

基于所述多个图像的至少第一图像和第二图像之间的多个区域的互相关来识别峰值;

识别用于粒子图像测速(PIV)成像的、目标区域内的一个或多个速度矢量。

11.一种由设备实施以测量血流动力学参数的方法,所述方法包括:

在波长不同的两个发光二极管LED传感器经由准直透镜在目标区域上发射光的同时,通过相机捕获目标区域的多个图像的第一图像;

在所述两个LED传感器经由准直透镜在所述目标区域上发射光的同时,通过相机捕获目标区域的多个图像的第二图像;其中在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像;并且

基于多个图像的至少第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。

12.如权利要求11所述的方法,还包括:在目标区域所显示的图像上显示一个或多个血流动力学参数。

13.如权利要求11所述的方法,其中所述一个或多个血流动力学参数包括血流的大小和方向、心率或氧饱和度水平中的至少一个。

14.如权利要求11所述的方法,还包括:基于一个或多个血流动力学参数来估计血压。

15.一种计算机可读存储介质,其存储用于运行如权利要求11所述的医学图像管理方法的计算机程序。

用于监测微血管血流动力学的移动光学设备和方法

技术领域

[0001] 本申请一般涉及监测身体参数，并且更具体地涉及使用移动电子设备监测身体参数。

背景技术

[0002] 智能电话和配套的可穿戴设备包括自我监测和量化特征以获得生理参数。这些设备使用非侵入的测量装置来测量心率(heart rate，HR)、心率变异性(heart rate variability，HRV)和血液中的氧饱和度(oxygen saturation in the blood，SpO2)。可以实施对这些智能电话和配套设备的改进以测量额外的身体参数。

发明内容

[0003] 技术方案

[0004] 提供了一种测量血流动力学参数的设备。该设备包括被配置为发射光的一对发光二极管(light emitting diode，LED)传感器。该两个LED传感器被准直透镜覆盖。该设备还包括相机。该设备还包括至少一个处理器。该至少一个处理器被配置为在LED传感器在目标区域上发射光的同时，控制相机捕获目标区域的第一图像。该至少一个处理器也被配置为在LED传感器在该目标区域上发射光的同时，控制相机捕获目标区域的第二图像。在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像。该至少一个处理器还被配置为基于第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。

附图说明

[0005] 为了更全面地理解本公开及其优点，现在参考下面的结合附图的说明，在附图中，相似的附图标记表示相似的部分：

[0006] 图1示出了根据本公开的示例通信系统；

[0007] 图2和图3示出了根据本公开的在通信系统中的示例设备；

[0008] 图4示出了根据本公开的对人表皮层的解剖的示例横截面图；

[0009] 图5A和图5B示出了根据本公开的包括组合的粒子图像测速(particle image velocimetry，PIV)和光电容积描记术(photoplethysmography，PPG)成像系统的示例电子设备；

[0010] 图6示出了根据本公开的示例电子设备的示例系统框图；

[0011] 图7示出了根据本公开的示例微观PIV系统；

[0012] 图8示出了根据本公开的使用微观PIV系统实施的示例方法；

[0013] 图9示出了根据本公开的使用微观PIV系统的图像感测的示例方法；

[0014] 图10示出了根据本公开的PPG成像系统的示例；

[0015] 图11示出了根据本公开的，逐像素地计算用于显示PPG信号的AC幅度的最终PPG成像彩色图的示例方法；

[0016] 图12示出了根据本公开的，当组合PIV和PPG成像系统时使用电子设备演示图像传感器的操作的示例方法；

[0017] 图13A、图13B和图13C示出了根据本公开的，描绘电子设备上的用户界面的示例可视化；以及

[0018] 图14示出了根据本公开的测量微血管血流动力学参数的示例方法。

具体实施方式

[0019] 提供了一种测量血流动力学参数的设备。该设备包括被配置为发射光的一对发光二极管(LED)传感器。该两个LED传感器覆盖有准直透镜。该设备还包括相机。该设备还包括至少一个处理器。该至少一个处理器被配置为在LED传感器在目标区域上发射光的同时，控制相机捕获目标区域的第一图像。该至少一个处理器也被配置为在LED传感器在该目标区域上发射光的同时，控制相机捕获目标区域的第二图像。在捕获第一图像之后的预定时间捕获第二图像。该至少一个处理器还被配置为基于第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。

[0020] 提供了一种测量血流动力学参数的设备。该设备包括被配置为发射光的一对发光二极管(LED)传感器。该LED传感器覆盖有准直透镜。该设备还包括相机。该设备还包括至少一个处理器。该至少一个处理器被配置为在LED传感器在目标区域上发射光的同时，控制相机捕获目标区域的第一图像。该至少一个处理器也被配置为在LED传感器在该目标区域上发射光的同时，控制相机捕获目标区域的第二图像。在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像。该至少一个处理器还被配置为接收执行粒子图像测速(PIV)成像或光电容积描记术(PPG)成像中的至少一个的选择。另外，该至少一个处理器被配置为基于(1)第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异以及(2)所接收的选择来确定一个或多个血流动力学参数。

[0021] 第一LED传感器和第二LED传感器是薄脉冲光束发射LED传感器，并且相机与第一LED传感器和第二LED传感器以侧向散射配置集成。

[0022] 该设备还包括显示器，该显示器被配置为在目标区域所显示的图像上显示一个或多个血流动力学参数。

[0023] 一个或多个血流动力学参数包括血流的大小和方向、心率或氧饱和度水平中的至少一个。

[0024] 该设备包括智能电话或平板电脑中的至少一个。

[0025] 处理器还被配置为基于一个或多个血流动力学参数来估计血压。

[0026] 处理器被配置为在接收到执行粒子图像测速(PIV)成像的选择之后，基于多个图像的至少第一捕获图像与第二捕获图像之间的差异通过以下方式确定一个或多个血流动力学参数：

[0027] 将多个图像的至少第一图像和第二图像中的每一个拼接成多个图像区域，将多个图像的至少第一图像和第二图像之间的多个区域中的每一个进行互相关，基于多个图像的至少第一图像和第二图像之间的多个区域的互相关来识别峰值，以及识别用于粒子图像测速(PIV)成像的、目标区域内的一个或多个速度矢量。

[0028] 处理器被配置为在接收到执行光电容积描记术(PPG)成像的选择之后，基于多个

图像的至少第一捕获图像与第二捕获图像之间的差异通过以下方式确定一个或多个血流动力学参数：

[0029] 将多个图像的至少第一图像和第二图像中的每一个拼接成多个图像区域，

[0030] 对多个图像的至少第一图像和第二图像的多个图像区域中的每一个执行空间分析，

[0031] 对多个图像的第一图像和第二图像的多个图像区域中的每一个执行时序分析(temporal analysis)，其中时序分析包括血压过滤或心跳识别中的至少一个，并且生成用于光电容积描记术(PPG)成像的彩色图的数据。

[0032] 提供了一种使用设备实施以测量血流动力学参数的方法。该方法包括：由客户端设备向服务器发送消息。该方法包括：在一对发光二极管(LED)传感器经由准直透镜在目标区域上发射光的同时，通过相机捕获目标区域的第一图像。相机可以为高分辨率相机。该方法还包括：在两个LED传感器经由准直透镜在目标区域上发射光的同时，通过相机捕获目标区域的第二图像。在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像。该方法还包括：基于第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。

[0033] 在进行以下的详细描述之前，阐述贯穿本专利文件使用的某些词语和短语的定义可能是有利的：术语“包括”和“包含”及其衍生词意味着包括但不限于；术语“或”是包括性的，意味着和/或；短语“与...相关”和“与其相关联”及其衍生词可以意味着包括、包括在内、与...互连、包含、包含在...内、连接到或与...连接、耦合到或与...通信、与...合作、交织、并置、接近、绑定到或与...绑定、具有、具有...的特性等；以及术语“控制器”意味着控制至少一个操作的任何设备、系统或其部分，这样的设备可以以硬件、固件或软件或其中的至少两个的一些组合来实施。应该注意，与任何特定控制器相关联的功能可以是集中式的或者分布式的，无论在本地还是远程地。短语“...中的至少一个”当与一系列项目一起使用时，意味着所列出的项目中的一个或多个的不同组合可以被使用，并且仅仅一个所述列表中的项目可能被需要。例如，“A、B和C中的至少一个”包括以下组合中的任何一种：A，B，C，A和B，A和C，B和C，以及A和B和C。

[0034] 而且，如下所述的各种功能可以通过一个或多个计算机程序来实施或者支持，所述计算机程序中的每一个由计算机可读程序代码形成并且具体实现在计算机可读介质中。术语“应用”和“程序”指的是被适配以便以合适的计算机可读程序代码来实施的一个或多个计算机程序、软件组件、指令集、进程、功能、对象、类、实例、相关数据、或者它们的一部分。短语“计算机可读程序代码”包括任何类型的计算机代码，包括源代码、目标代码、和可运行代码。短语“计算机可读介质”包括能够被计算机访问的任何类型的介质，诸如只读存储器(read only memory，ROM)、随机存取存储器(random access memory，RAM)、硬盘驱动器、光盘(compact disc，CD)、数字视频盘(digital video disc，DVD)、或者任何其它类型的存储器。“非瞬时性”计算机可读介质排除传输瞬时性的电信号或者其它信号的有线、无线、光学、或者其它通信链路。非瞬时性计算机可读介质包括数据在其中能够永久地存储的介质以及数据在其中能够被存储并稍后被重写的介质，诸如可再写光盘或者可擦除存储器设备。

[0035] 贯穿本专利文件提供了对于某些词语和短语的定义，本领域普通技术人员将理解，在许多实例中，即使不是在大多数实例中，这样的定义适用于这样定义的词语和短语的

先前的使用以及将来的使用。

[0036] 发明方式

[0037] 以下讨论的图1到图14，以及这个专利文献中用来描述本发明的原理的各种实施例仅仅是作为例示，并且不应该以任何方式被解释为限制本公开的范围。本领域技术人员将理解，本公开的原理可以实施在任何合适地安排的设备或系统中。

[0038] 智能电话和配套的可穿戴设备的普及已经使得生理参数的自我监测和量化更容易获得和更容易负担得起。如本文所讨论的，这样的设备可以基于利用发光二极管(LED)的光电容积描记术(PPG)传感器、通过照射皮肤并且经由光电二极管测量光吸收的改变来非侵入地测量个体的心率(HR)。此外，PPG传感器还可用于测量心率变异性(HRV)并提供脉搏血氧含量，其可得出氧饱和度水平(SpO2)。在PPG传感器的基础上反映个体的循环状况的参数范围很窄，并且限于以上提及的这三个指标(HR，HRV和SpO2)。反映个体的循环状况的血流动力学参数(诸如血液速度、流量、心输出量、湍流、壁张力、血管容量以及最终的血压)提供了对个体的心血管健康或缺乏的更多见解。

[0039] 如本文所讨论的，除了包括速度、流量和血压的HR、HRV和SpO2之外，电子设备(诸如智能电话)还可以测量心血管参数。与智能电话背面的相机并置的脉冲LED可以用于将准直光束聚焦在解剖结构(诸如手或手指)的小视场上，用于捕获后来可以由相机记录的血流的改变。然后，滤波、重建和互相关技术可以提供示出在视场(field of view，FOV)内的矢量场图的矢量图，该矢量图也可以用于输出该感兴趣区域中的血液的速度。此外，可以使用同一电子设备通过计算同一FOV内的交流幅度和脉搏率来测量心率的改变，以提供心率和SpO2的PPG成像图。然后可以使用参数集合来收集对个体血压的估计。

[0040] 而且，如本文所讨论的，电子设备可以包括具有脉冲特性的LED，该LED在电子设备的后表面上的高清晰度(1080p，每秒60帧(frames per second，fps))相机旁，其可以产生可以瞄准任何浅表解剖区域的准直光束，以用于成像和测量包括心率、心率变异性、SpO2、血流速度等的多个血流动力学参数。这些参数不仅提供对不同心血管系统测量的见解，而且还可以共同用于估计血压，而不会受到基于袖带的设备的阻碍。使用如本文讨论的电子设备可以输出解剖区域内的血流的矢量图或矢量覆盖图，并且可以输出同一解剖区域中的心率变异性和氧饱和度的成像。

[0041] 光与生物组织的相互作用是复杂的并且包括诸如散射、吸收、反射、透射和荧光的光学过程。光电容积描记术(PPG)是一种在红色或近红外波长下操作的非侵入的光学测量方法，用于检测组织的微血管床中血容量改变。PPG需要一些光源形式的光电组件来照射组织(皮肤)和光电探测器来测量由测量容量中的灌注的改变引起的光强度的小改变。在PPG波形中看到的外围脉冲与每个心跳同步。PPG波形的脉动分量被称为频率为~ 1 Hz的交流(alternating current，AC)分量，并被叠加到与组织和平均血容量相关的大的准直流(direct current，DC)分量上。影响DC分量的因素是呼吸、血管舒缩活动和温度调节。适当的滤波和放大技术允许提取用于脉冲波分析的AC和DC分量两者。经由PPG传感器记录的脉冲与灌注呈线性相关，其中更高的血容量则更大程度地衰减光源。

[0042] 包括PPG传感器的光源的发光二极管(LED)具有窄的带宽(~ 50nm)，并将电能转换为光能。LED的优点是体积小巧、在宽温度范围内工作寿命长(105小时)、稳健且可靠。LED的平均强度足够低以防止局部组织发热和非电离辐射的风险。与LED一起使用的光电探测

器被选择为具有相似的光谱特性，并将光能转化为电流。它们也结构紧凑、成本低、灵敏，且具有快的响应时间。PPG传感器可以牢固地保持抵靠在皮肤上，以最小化能够导致测量的血容量信号的改变的探针-组织运动伪影。探针与组织之间过紧的耦合会阻碍循环并抑制脉冲波响应。用于逐搏(beat-to-beat)压力的距离成像的、整合了LED和相机的PPG系统可以提供稳健的设备。

[0043] 粒子图像测速(PIV)是测量有限时间间隔内流体的位移的基于流体动力学的技术。流体的位置通过由激光(诸如，钕掺杂钇铝石榴石(Neodymium-doped yttrium aluminium garnet,Nd:YAG))光片照射的液体或固体粒子散射的光来成像。对于一些PIV应用，此类粒子并非天然存在于感兴趣的流中，并且因此需要用以局部流速移动的示踪粒子进行接种。脉冲Nd:YAG激光束(?，532nm；持续时间，5-10纳秒；能量，~400mJ/脉冲)被叠加，使得两个激光片照射同一区域或视场。电荷耦合器件(charge coupled device,CCD)相机传感器用于数字图像记录，其中基于光电效应将光子转换成电荷。被粒子散射的光被记录在CCD相机的两个单独的帧上。使用基于快速傅立叶变换(Fast Fourier transform,FFT)算法的互相关函数来估计用于数字PIV记录的每个区域或“询问窗口”的两个照明之间的粒子图像的局部位移矢量。基于两个激光脉冲之间的时间间隔和来自相机校准的图像放大率，可以推导出局部流速矢量在光片平面上的投影。

[0044] 用于工业流程应用的PIV系统可以具有提供足够的功率和高的几何光束质量的激光二极管模块，用于针对每个顺序询问窗口产生非常薄的光片。此外，还可以使用几个相机以不仅在多个维度上生成流动液体的矢量场投影，而且还执行流动介质的层析PIV扫描。基于激光的PIV系统相对于LED可能具有更高的成本，可能具有不稳定的脉冲到脉冲(pulse-to-pulse)的光输出(诸如在强度和空间分布方面)，并且可能具有不准直的光发射和斑点伪影。用于平面的体照明的LED可以替代地用于声音PIV系统。

[0045] 图1示出了根据本公开的示例通信系统100。图1中所示的通信系统100的实施例仅仅是用于例示。通信系统100的其它实施例能够被使用而不脱离本公开的范围。

[0046] 如图1所示，系统100包括网络102，其促进系统100中的各种组件之间的通信。例如，网络102可以通信传达互联网协议(Internet Protocol,IP)分组、帧中继帧、异步传送模式(Asynchronous Transfer Mode,ATM)信元或网络地址之间的其他信息。网络102可以包括一个或多个局域网(local area network,LAN)、城域网(metropolitan area network,MAN)、广域网(wide area network,WAN)、诸如因特网的全球网络的全部或一部分、或者在一个或多个位置的任何其他一个通信系统或多个通信系统。

[0047] 网络102促进至少一个服务器104与各种客户端设备106、108、110、112或114之间的通信。每个服务器104包括可以为一个或多个客户端设备提供计算服务的任何合适的计算或处理设备。例如，每个服务器104可以包括一个或多个处理设备，存储指令和数据的一个或多个存储器以及促进通过网络102通信的一个或多个网络接口。

[0048] 每个客户端设备106、108、110、112或114表示通过网络102与至少一个服务器或其他(多个)计算设备交互的任何合适的计算或处理设备。在该示例中，客户端设备106、108、110、112或114包括台式计算机106、移动电话或智能电话108、个人数字助理(personal digital assistant,PDA)110、膝上型计算机112和平板计算机114。然而，可以在通信系统100中使用任何其他或额外的客户端设备。

[0049] 在该示例中，一些客户端设备108、110、112和114与网络102间接通信。例如，客户端设备108-110经由一个或多个基站116(诸如蜂窝基站或eNodeB)进行通信。而且，客户端设备112和114经由一个或多个无线接入点118(诸如IEEE 802.11无线接入点)进行通信。注意，这些仅用于例示，并且每个客户端设备可以直接地与网络102通信或者经由任何合适的(多个)中间设备或(多个)网络间接地与网络102通信。

[0050] 如以下更详细描述的，诸如客户端设备108的客户端设备将来自一个或多个LED的光113发射到活体的目标区域111上。客户端设备108使用相机(诸如高分辨率相机)来捕获接收光113的目标区域111的图像。客户端设备可以使用由相机获取的数据以观测微血管血流动力学特性。

[0051] 尽管图1示出了通信系统100的一个示例，但是可以对图1做出各种改变。例如，系统100可以在任何合适的布置中包括任何数量的每个组件。通常，计算和通信系统是以各式各样的配置出现的，并且图1不将本公开的范围限制于任何特定配置。虽然图1示出了可以使用本专利文件中公开的各种特征的一个操作环境，但是这些特征可以用于任何其它合适的系统。

[0052] 图2和图3示出了根据本公开的在通信系统中的示例设备。具体地，图2示出了示例服务器200，并且图3图示了示例客户端设备300。服务器200可以表示图1中的服务器104，并且客户端设备300可以表示图1中的客户端设备106、108、110、112或114中的一个或多个。

[0053] 如图2所示，服务器200包括总线系统205，其支持至少一个处理器210、至少一个存储设备215、至少一个通信单元220和至少一个输入/输出(input/output，I/O)单元225之间的通信。

[0054] 至少一个处理器210运行可以被加载到存储器230中的指令。至少一个处理器210可以在任何合适的布置中包括任何合适的(多个)数量和(多个)类型的处理器或其他设备。处理器210的示例类型包括微处理器、微控制器、数字信号处理器、现场可编程门阵列、专用集成电路以及谨慎的电路。

[0055] 存储器230和永久性存储器235是存储设备215的示例，其表示能够存储和促进信息(诸如数据、程序代码和/或在临时或永久的基础上的其它合适的信息)检索的(多个)任何结构。存储器230可以表示随机存取存储器或任何其他合适的(多个)易失性或非易失性存储设备。永久性储存器235可以包含支持数据的长期存储的一个或多个组件或设备，诸如只读存储器、硬盘驱动器、闪存或光盘。

[0056] 通信单元220支持与其他系统或设备的通信。例如，通信单元220可以包括促进通过网络102的通信的无线收发器或网络接口卡。通信单元220可以通过任何合适的(多个)物理或无线通信链路来支持通信。

[0057] I/O单元225允许数据的输入和输出。例如，I/O单元225可以通过键盘、鼠标、小键盘、触摸屏或其他合适的输入设备来提供用于用户输入的连接。I/O单元225还可以将输出发送到显示器、打印机或其他合适的输出设备。

[0058] 注意，虽然图2被描述为表示图1的服务器104，但是可以在客户端设备106-114的一个或多个中使用相同或相似的结构。例如，膝上型计算机或台式计算机可以具有与图2中所示的结构相同或相似的结构。

[0059] 如以下更详细描述的，客户端设备300和服务器200可以用于多路径数据分组传

输。例如，客户端设备300向服务器200发送请求。请求包括标识符，该标识符对于多路径传输会话是唯一的、并且识别客户端设备300的两个或更多个网络接入接口以在多路径传输会话期间从服务器200接收一个或多个数据分组。客户端设备300还可以在多路径传输会话期间通过客户端设备300的两个或更多个网络接入接口中的每一个，从服务器200接收一个或多个数据分组。

[0060] 如图3中所示，客户端设备300包括天线305、射频(radio frequency，RF)收发器320、发送(transmit，TX)处理电路315、麦克风320、和接收(Recieve，RX)处理电路325。客户端设备300还包括扬声器330、处理器340、输入/输出(I/O)接口(interface，IF)345、小键盘350、显示器355、发光二极管(LED1)(在给定波长λ_1)357和LED2(在可选波长λ_2)358、相机359和存储器360。存储器360包括操作系统(operating system，OS)程序361和一个或多个应用362。

[0061] RF收发器310从天线305接收由系统中的另一组件发送的传入RF信号。RF收发器310将传入的RF信号下变频以生成中频或基带信号。所述中频或者基带信号被发送到RX处理电路325，RX处理电路325通过对该基带或者中频信号进行滤波、解码、和/或数字化以生成经处理的基带信号。RX处理电路325将经处理的基带信号发送到扬声器330(诸如，针对语音数据)或者发送到主处理器340用于进一步处理(诸如，针对网络浏览数据)。

[0062] TX处理电路315从麦克风320接收模拟或者数字语音数据，或者从处理器340接收其它传出基带数据(诸如，网络数据、电子邮件、或者交互式视频游戏数据)。TX处理电路315对该传出基带数据进行编码、复用、和/或数字化以生成经处理的基带或者IF信号。RF收发器310从TX处理电路315接收传出的经处理的基带或者中频信号，并且将该基带或者中频信号上变频为经由天线305发送的RF信号。在实施例中，两个或更多个网络接入接口可以包括一个或更多个I/O IF 345、一个或多个RF收发器310等。I/O IF 345可以经由有线连接(诸如，用于以太网连接的网络接口卡或用于机顶盒的电缆接口)进行通信。RF收发器310可以与无线接入点(诸如无线接入点118)、基站(诸如基站116)等进行通信。

[0063] 处理器340能够包括一个或多个处理器或者其它处理设备，并且运行存储在存储器360中的OS程序361以控制客户端设备300的总体操作。例如，处理器340可以根据熟知的原理，通过RF收发器310、RX处理电路325、和TX处理电路315来控制正向信道信号的接收和反向信道信号的发送。在一些实施例中，处理器340包括至少一个微处理器或者微控制器。

[0064] 处理器340还能够运行驻留在存储器360中的其它进程和程序。处理器340能够按照正在运行的进程的要求，将数据移动到存储器360中或者将数据从存储器360移出。在一些实施例中，处理器340被配置为基于OS程序361或者响应于从外部设备或运营商接收的信号，来运行应用362。处理器340还耦合到为客户端设备300提供连接到其它设备(诸如膝上型计算机和手持计算机)的能力的I/O接口345。I/O接口345是这些附件和处理器340之间的通信路径。

[0065] 处理器340还耦合到小键盘350和显示器单元355。客户端设备300的操作者能够使用小键盘350将数据输入客户端设备300中。显示器355可以是液晶显示器或者其它能够呈现文本和/或至少有限的图形(诸如来自网站的文本和/或至少有限的图形)的显示器。

[0066] LED1 357(在给定波长，?1)和LED 358(在可选波长，?2)被配置为在活体的目标区域上发射光。相机359被配置为在LED1 357和LED2 358在目标区域上发射光的同时捕获目

标区域的图像。相机359可以是高分辨率相机，其与薄脉冲光束发射LED传感器以侧向散射配置集成。客户端设备300可以实施粒子图像测速(PIV)和光电容积描记术(PPG)成像系统以生成目标区域的微血管血流动力学图像，从而基于血流速度、脉搏血氧含量和心率变异性来估计血压。

[0067] 存储器360耦合到处理器340。存储器360的一部分能够包括随机存取存储器(RAM)，而存储器360的另一部分能够包括闪存或者其它只读存储器(ROM)。

[0068] 虽然图2和图3示出了通信系统中的设备的示例，但是可以对图2和图3进行各种改变。例如，根据特定需求，图2和图3中的各种组件可以被组合、进一步细分、或者省略，并且额外的组件可以被添加。作为特定示例，处理器340可以被划分为多个处理器，诸如一个或多个中央处理单元(CPU)以及一个或多个图形处理单元(GPU)。并且，虽然图3示出了客户端设备300被配置为移动电话或者智能电话，但是客户端设备可以被配置为作为其它类型的移动或者固定设备操作。另外，如同计算和通信网络一样，客户端设备和服务器可以具有各种各样的配置，并且图2和图3不将本公开限制为任何特定的客户端设备或服务器。

[0069] 电子设备可以实施组合的微观PIV和PPG成像系统，该成像系统共享用于对四肢的窄的景深((depth of field,DOF)；~1-2mm)区域进行成像的共同组件，以用于测量血流速度、脉搏血氧含量和心率变异性。图4示出了根据本公开的对人表皮层的解剖的示例横截面图。该图包括以浅毛细血管、深小动脉和更深大动脉形式的血管的位置。理想的DOF将包含毛细血管和诸如手中的掌指动脉的小血管。表1提供了人手和手腕中常见动脉的物理特性。

[0070] 表1：手和手腕动脉血管的物理特性

[0071]

动脉	平均直径（cm）	半径（cm）	横截面积（cm^2）	长度（cm）
掌指动脉	0.085	0.0425	0.006	10
桡骨	0.254	0.127	0.051	18.1
尺骨	0.212	0.106	0.035	18.5

[0072] 基于表1中所示的物理参数，通过使用方程1.1中给出的Poiseuille-Hagen公式，基于方程1.2计算平均动脉血流速度，并将其在表2中提供。

[0073] $$流量 = \Delta_p \frac{\pi}{8} \cdot \frac{1}{\eta} \cdot \frac{r^4}{L} \qquad 1.1$$

[0074] 其中Δ_p是压力差或平均压力(Pascal,Pa)，η是低剪切速率粘度(Poise,P)，r是半径，并且L是血管的长度。

[0075] $$V_{avg} = \frac{流量}{A} \qquad 1.2$$

[0076] 其中V_{avg}是平均速度，并且A是横截面积(cm^2)。

[0077] 表2：手和手腕中的动脉流的平均速度

[0078]

动脉	粘度（P）	压力差（mm Hg）	压力差（Pa）	流量（mL或cc/s）	平均速度（cm/s）
掌指动脉	0.0524	20	2666	0.0065	1.1477
桡骨	0.0524	80	10664	1.1481	22.6482
尺骨	0.0524	80	10664	0.5451	15.4363

[0079] 图5A和图5B示出了根据本公开的包括组合的PIV和PPG成像系统505的示例电子设备500。图5A示出示例电子设备500的前视图，并且图5B示出示例电子设备500的后视图。如图5A和图5B所示，电子设备500包括集成到电子设备500的后壳510中的组合的PIV和PPG成像系统505以及图像515和520，其中图像515和520包含在显示器525上的血流动力学参数(诸如血流量、心率和Sp02)的覆盖图。图5B示出了与成像相机540成一直线的两个LED(LED1 530和LED2 535)。电子设备500还可以包括电源按钮545和主页按钮550。

[0080] 图6示出了根据本公开的示例电子设备600的示例系统框图。如图6所示，高分辨率相机605已经与薄脉冲光束发射LED传感器610以侧向散射配置集成，该侧向散射配置使复杂性和设备开销最小化(如同它用于后向散射和前向散射设计)并且还最大化系统的不可见性。其次，与传统的PIV和PPG成像系统相比，所有图像预处理和后期处理功能均在中央处理单元(CPU)615中发生，而在传统的PIV和PPG成像系统中这些任务离线执行并需要专用台式或膝上型计算机。电子设备600还可以包括驱动器620、控制器625、图像处理器630和显示器635。例如，电子设备600可以是智能电话或平板电脑。

[0081] 图7示出了根据本公开的示例微观PIV系统700。微观PIV系统700包括用于生成诸如手掌的解剖区域中的血流的矢量场图的侧向散射配置。例如，侧向散射配置用于在智能电话或手持设备中实施微观PIV方法。

[0082] 系统700包括至少两个不同的高功率LED(LED1 705和LED2 710)，其中LED1 705相对于LED2 710具有更高的功率输出。LED 705和710是具有每单位面积几乎恒定的光分布的表面发射器。由于发光面积大，它们用于体照明。LED 705和710将以最大电流为～30A的脉冲模式操作。LED1 705和LED2 710通过将光线准直到介质或样本区域720上的透镜715发射光。

[0083] 图8示出了根据本公开的使用微观PIV系统实施的示例方法800。在步骤805，同一介质720的两个或更多个图像725被背对背(back-to-back)地获取并且相隔不同的时间间隔(Δt)。在步骤810，将这些图像725拼接成被称为询问窗口730的小区域。在步骤815，针对每个小窗口730计算两个连续图像725之间的互相关。然后在步骤820，在互相关图像735中执行峰值识别和表征。在步骤820，峰值位置产生使得两个图像最相似的位移，诸如为了作为第一图像出现(在发生任何流之前)必须移动第二图像的量。速度矢量被定义为峰值的位置。这遵循了两个连续时间间隔之间的图像在内容上没有剧烈改变但是被移动或变形的观念。

[0084] 图9示出了根据本公开的使用微观PIV系统的图像感测的示例方法900。在步骤905，PIV分析可以被压缩成图像预处理、图像评估、后期处理、数据外推和输出。该工作流程

从具有图像输入和预处理功能的左侧启动，然后往右继续在步骤910进行评估、在步骤915进行后期处理、在步骤920进行数据外推、并且在步骤925进行输出。预处理任务的核心功能是图像增强，以在图像相关之前提高数据的测量质量。通过将图像直方图的最频繁强度扩展到全部数据范围(8位图像中的0-255)来进行直方图均衡，以独立地优化具有低曝光和高曝光的图像区域。应用高通滤波器来解决不均匀照明，以保持图像中的粒子信息并抑制低频信息。预处理需要图像阈值处理，以解决由于在可能混淆相关信号的区域内存在明亮粒子而引起的图像中的统计偏差。出于这个原因，选择灰度强度的上限，并且超过该阈值的像素被该上限代替。图像预处理步骤的这三个子处理提高了检测有效向量的概率。

[0085] 下一个任务包括图像评估，其中互相关算法是其最敏感的部分。图像对的小的子图像或询问区域被互相关以导出这些区域中最可能的粒子位移。可以借助使用快速傅立叶变换(FFT)计算的离散傅里叶变换(discrete Fourier transform,DFT)在频域中计算相关矩阵。询问网格可以在每个关口(pass)被细化，从而在最终矢量图中提供高空间分辨率以及高动态速度范围和信噪比。第一关口提供在询问区域的中心的位移信息。当这些区域相互重叠50％左右时，在每个询问区域的边界和拐角处就会有额外的位移信息。双线性内插允许在询问区域的每个像素处计算位移信息。根据这个位移信息变形下一个询问区域。随后的询问关口将原始询问区域与新变形的区域相关联。在关口之间，速度信息被平滑和验证。为了峰值发现，可以从相关矩阵的强度峰值的位置直接确定两个询问区域的整数位移。该过程涉及将高斯函数拟合到整数强度分布。拟合函数的峰值使得能够以亚像素精度确定粒子位移。

[0086] 下一个任务包括后期处理，在后期处理中基于速度阈值过滤异常值。这些阈值可以任意设置，或可以基于局部中值滤波器实施，在局部中值滤波器中速度波动是在具有被用作更传统的中值测试的归一化的这种波动的中值的中心矢量附近的3x3邻域中评估的。在该步骤之后，丢失的矢量可以被内插的数据(例如，通过3x3邻域内插)代替。为了解决减少测量噪声，可以借助中值滤波来应用数据平滑。最终输出可以采用示出了复杂的流动模式的矢量图或矢量场图的形式、或描绘衍生物(诸如来自路径或区域的散度和涡度)的定量图像的形式。

[0087] 微观PIV系统参数在表3中给出。询问窗口尺寸取决于粒子图像的密度。在一对两个单独曝光记录的互相关中，X_i可以被认为是位置矢量，并且x_i可以被认为是第一次曝光中的粒子i(诸如红血球)的图像位置矢量。它们相关为：

[0088] $$X_i = \frac{x_i}{M} \qquad 1.3$$

[0089] 其中M是放大系数。第一次曝光的图像强度场可以表达为：

[0090] $$I(x) = \sum_{i=1}^{N} V_0(X_i)\,\tau(x - x_i) \qquad 1.4$$

[0091] 其中$V_0(X_i)$是产生询问体积内的单个粒子I的图像的光能并将其转换成电信号的传递函数。$\tau(x)$是在平面的两个方向上假定为高斯的、成像透镜的点扩展函数。

[0092] 如果我们假定在两个询问窗口之间，所有粒子已经以相同的位移矢量ΔX移动，则第二次曝光的图像强度场可以表达为：

[0093] $$I'(x) = \sum_{j=1}^{N} V'_0(X_j + \Delta X)\,\tau(x - x_j - \delta_x) \qquad 1.5$$

[0094] 其中δ_x是可以用下式近似的粒子图像位移：

[0095] $$\Delta X = \frac{\delta_x}{M} \qquad 1.6$$

[0096] 两个询问窗口的互相关可以被定义为：

[0097] $R(s) = \langle I(x) \rangle I(x+s)$ 1.7

[0098] 其中s是相关平面中的分离向量，并且<>是询问窗口上的空间平均运算符。R可以分解为三个分量：

[0099] $R(s) = R_C(s) + R_F(S) + R_D(s)$ 1.8

[0100] 其中R_C是平均图像强度的相关性，并且RF是噪声分量(由于波动引起的)，二者均由i≠j项产生。位移互相关峰值RD表示互相关函数的分量，其对应于来自第一次曝光的粒子的图像与第二次曝光(i＝j项)中存在的相同粒子的图像的相关性。针对$s = \delta_x$，峰值达到最大值。这个最大值的位置的确定产生δ_x，从而得到ΔX。这个位置通常是通过基于用于互相关的FFT算法对询问窗口的系统探索而获得的。

[0101] 表3：微观PIV系统参数的列表

[0102]

流量	脉冲，高功率 LED	相机	图像特性
网格尺寸，10mm	脉冲宽度，150μs	分辨率，5312×2988 像素	透镜焦距，28mm
	最大脉冲电流，30A	视频，1080p@60fps	视角，30° ±45°
	~脉冲能量，2.0-5.0mJ	200 万像素（1920×1080）	孔径，12
	脉冲间隔，5ms	采集率，1Hz	衍射极限，4μm
			图像放大，15x
			粒子图像直径，8μm
			视场（FOV），25×25mm²
			最大粒子位移，20 像素

[0103] 从微观PIV系统导出的流速可用于估计被定义为血压脉搏的传播速度的脉冲波速度(pulse wave velocity,PWV)。与动脉硬度成比例的PWV通常由心电图R波和血压袖带或以LED和光电探测器形式的PPG传感器的组合来确定。然而，水锤方程(Water Hammer equation)也可以产生PWV的替代表达式。这个方程通过在没有波反射的情况下的压力(Δp)与线速度(v)的比率来关联PWV。

[0104] $$PWV = \frac{\Delta p}{v\rho} \qquad 1.9$$

[0105] 其中ρ是血液密度。PWV的传统形式是基于如下所示的Moens-Kortewegg方程给出的：

[0106] $$PWV = \sqrt{\frac{gtE}{\rho d}} \qquad 1.10$$

[0107] 其中E是血管壁的弹性，可以将其视为零压力下的弹性模量，t是动脉厚度，d是动脉直径，以及g是引力常数。脉冲传播时间(pulse transit time,PTT)，即脉冲波在两个动

脉部位之间行进所花费的时间，以如下形式与PWV相关：

[0108] $$PWV = \frac{K}{PTT} \qquad 1.11$$

[0109] 其中K是指示在两个动脉位置之间脉冲必须行进的距离的比例系数。表征PWV的替代实施例可以基于使用两个PPG传感器(LED和相关联的光电二极管)而不使用微PIV。为了使这种测量有效，两个传感器将需要被平行抵靠诸如掌指动脉的浅表动脉。然后测量两个传感器之间的脉冲传播距离K，作为两个光电二极管的上游边缘之间的距离。对于当前的硬件配置，K将在约5-10cm之间改变，其中采样率与K成反比。然后测量压力脉冲的PTT，作为在远侧传感器(诸如更靠近四肢的传感器)处观测到的脉冲波开始的时间与在近侧传感器(诸如更靠近手腕的传感器)处脉冲开始的时间之间的时间差，由等式1.11给出。终点血压(Pe)可以通过下式直接与PTT相关：

[0110] $$P_e = P_b - \frac{2}{\gamma PPT_b}\Delta PPT \qquad 1.12$$

[0111] 其中P_b是基础血压水平，PTT_b是对应于该压力(P_b)的PTT的值，并且ΔPTT是PTT的改变。

[0112] 可以使用组合的PPG成像系统，其利用与微型PIV系统(如图7所示)相同的电子设备。图10示出了根据本公开的PPG成像系统1000的示例。脉冲LED 1005与透镜1010一起使用以生成照射期望解剖区域1015(诸如手掌)的准直薄光束。然后高帧率相机1020捕获与在$\backsim$1mm的采样深度处的小视场上的区域1015($25\times25mm^2$)相距一定距离($\backsim$10cm)处的浅表血管的血流量的容量改变。这允许记录透射光或反射光的改变，其中该改变允许测量从心跳到心跳的强度脉动。此外，包括本文讨论的子区域分析的图像处理任务允许估计PPG信号幅度中的逐像素改变。另外，还可以通过计算血液吸收的(λ_1)和(λ_2)LED光的比率来逐像素地计算氧饱和度。

[0113] 图11示出了根据本公开的，逐像素地计算用于显示PPG信号的AC幅度的最终PPG成像彩色图的示例方法1100。在步骤1105，来自相机的记录数据被过滤和预处理。在步骤1110，选择感兴趣解剖结构上的感兴趣区域(region of interest，ROI)并将其细分为像素阵列。然后在步骤1115，该ROI经历包括对象识别、分割和模糊的空间分析。在步骤1120，进行由血压过滤和心跳识别组成的时序分析，用于识别逐搏分量。在步骤1125，基于最近的相邻特征进行连续子区域的识别。在步骤1130，执行每次心跳中AC幅度和脉搏率的计算。在步骤1135，最终输出由在ROI的每个像素中产生PPG信号的幅度的彩色图组成。

[0114] 图12示出了根据本公开的，当组合PIV和PPG成像系统时使用电子设备演示图像传感器的操作的示例方法1200。在步骤1202，将用户输入提供给电子设备。在步骤1204，在电子设备应用上打开血流动力学套件。在步骤1206，应用输出询问用户是否想要测量血流量的请求。在步骤1210，如果提供不要求测量血流量的输入，则提供询问用户是否想要测量心率和血氧浓度的输出。在步骤1212，如果提供不要求测量心率和血氧浓度的输入，则终止血流动力学测量。在步骤1208，如果提供请求测量血流量或测量心率和血氧浓度的输入，则电子设备产生引导用户将电子设备保持在与身体目标区域成45度角和4英寸的输出。

[0115] 在步骤1214，电子设备上的LED被通电。在步骤1218，如果正在测量心率和血氧浓度，则电子设备输出在窄视场(诸如$25mm^2$)上准直脉冲光的指示。在步骤1232，获取图像。在

步骤1234，选择感兴趣的区域并将其划分为例如16×16像素的子区域。在步骤1236，由电子设备执行空间和时序分析。在步骤1238，电子设备计算AC幅度、脉搏率和氧饱和度或浓度。在步骤1240，电子设备输出AC幅度的PPG成像图，并且脉搏血氧含量定量测量包括心率和氧浓度或饱和度。在步骤1242，如果正在测量血流量，则电子设备提供将准直光束聚焦在窄视场(诸如22mm^2)上的指示。在步骤1222，电子设备获取图像。在步骤1224，电子设备执行预处理、评估和后期处理。在步骤1226，电子设备执行数据探索。在步骤1228，电子设备输出矢量图并且流量定量测量包括流速和血压。在步骤1230，电子设备可以前进以测量另一血流动力学参数。

[0116] 这些模态将被集成到现有的健康应用套件中，并被用作可用于监测各种生理参数的传感器的集合的一部分。对于该组合设置中的每种模态的图像采集和处理元件将利用用于PIV成像的如图7、8和9中所示的工作流程以及用于PPG成像的如图10和图11中所示的工作流程。

[0117] 图13A、图13B和图13C示出了根据本公开的，描绘电子设备上的用户界面的示例可视化。图13A示出了用于测量血流量(诸如通过微PIV)、心率和SpO2(诸如通过PPG成像)，并且最终用于计算血压的用户界面。图13B示出了示出为定位传感器给出的指令的示例面板。图13C示出了显示心率测量正在进行的指示的示例面板。

[0118] 鉴于移动设备中的PIV和PPG成像这两种系统的组合将提供数个血流动力学参数(诸如，血液灌注状态、流速、血压(从速度、脉冲波速度和脉冲传播时间外推)、心率和氧饱和度等)，该设备现在可以在健康个体和那些患有心血管疾病(诸如，心脏病发作、充血性心力衰竭、冠状动脉疾病)的个体和/或具有起搏器的个体，以及那些在心脏手术后已经出院并需要监测的个体中被视为“无袖带”血压监测系统。有兴趣对自己的生物测定进行自我监测和量化的健康个体将能够纵向追踪他们的血流动力学参数，以用于追踪他们的健康或与医疗提供者分享。该设备还将成为健康管理专业人员远程监测需要在从诊所或医院出院后监测数天和数周的流动患者的重要血流动力学参数的途径。

[0119] 此外，鉴于该设备的表征心率和心率变异性(HRV)的能力，电子设备还可用作在那些由于压力、疲劳和失眠(它们也倾向于不时地影响健康的个体)而需要密切监测其HRV状态的个体中的连续HRV监测仪。另外，由于PIV和PPG系统生成大量血流动力学参数，因此电子设备可用作在个体中密切监测血栓(血栓可通过行进到大脑而引起心脏病发作或中风)的形成的血液循环监测器。这里，诸如血流速度、血压、血管壁张力和电容等参数将成为成功监测这些患者群体的因素。最后，组合的PIV和PPG系统还具有监测诸如雷诺综合征(其中个体由于寒冷的气温或情绪压力，遭受在他们的手、手指、脚趾和其他区域中过低的血流量)的疾病的潜力。这里，诸如流速、血压、PPG成像图和氧饱和度图的参数将向用户提供视觉和定量反馈，然后将信息转发给他们的健康管理提供者。

[0120] 图14示出了根据本公开的测量微血管血流动力学参数的示例方法1400。在步骤1405，在一对发光二极管(LED)在目标区域上发射光的同时，设备使用相机捕获目标区域的第一图像。相机可以为高分辨率相机。在步骤1410，在LED在目标区域上发射光的同时，设备使用相机捕获目标区域的第二图像。在捕获了第一图像预定时间之后捕获第二图像。在步骤1415，基于第一捕获图像和第二捕获图像之间的差异来确定一个或多个血流动力学参数。在步骤1420，该设备在显示器上、在目标区域的显示图像上显示一个或多个血流动力学

参数。在步骤1425，基于一个或多个血流动力学参数来估计血压。

[0121] 尽管已经采用示范性实施例描述了本公开，但是本领域技术人员可以想到各种改变和修改。意图本公开包含落入所附权利要求的范围内的这些改变和修改。

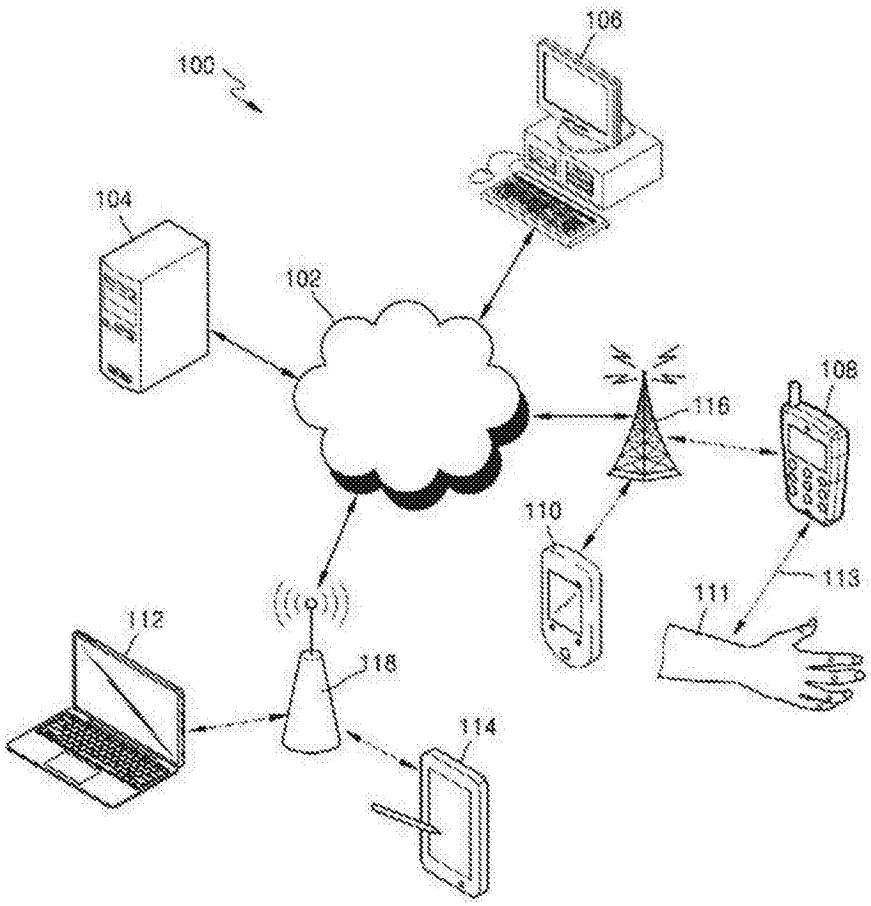


图1

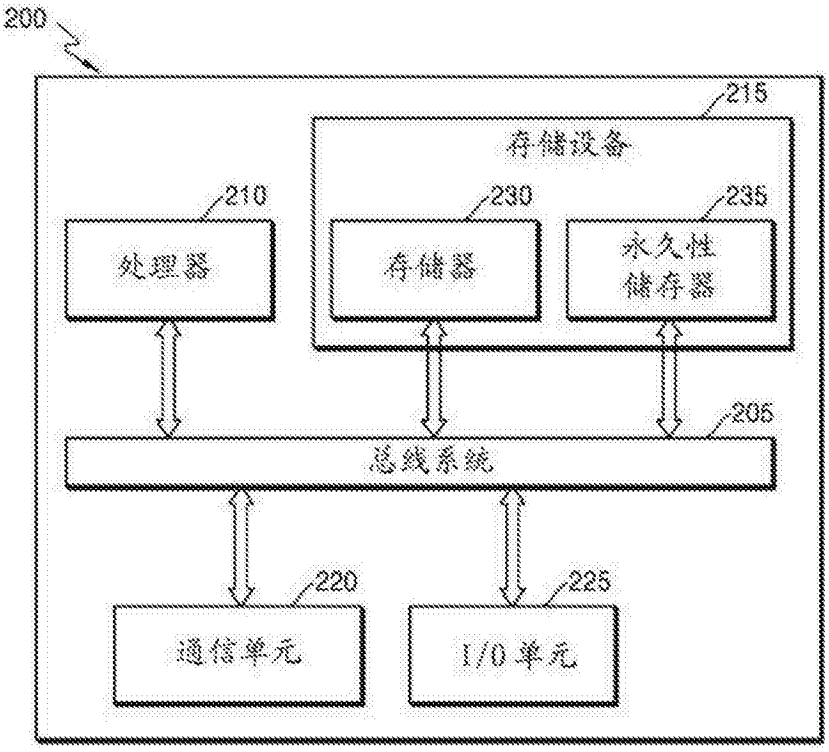

200
215
存储设备
210
处理器
230
存储器
235
永久性
储存器
205
总线系统
220
通信单元
225
I/O单元

图2

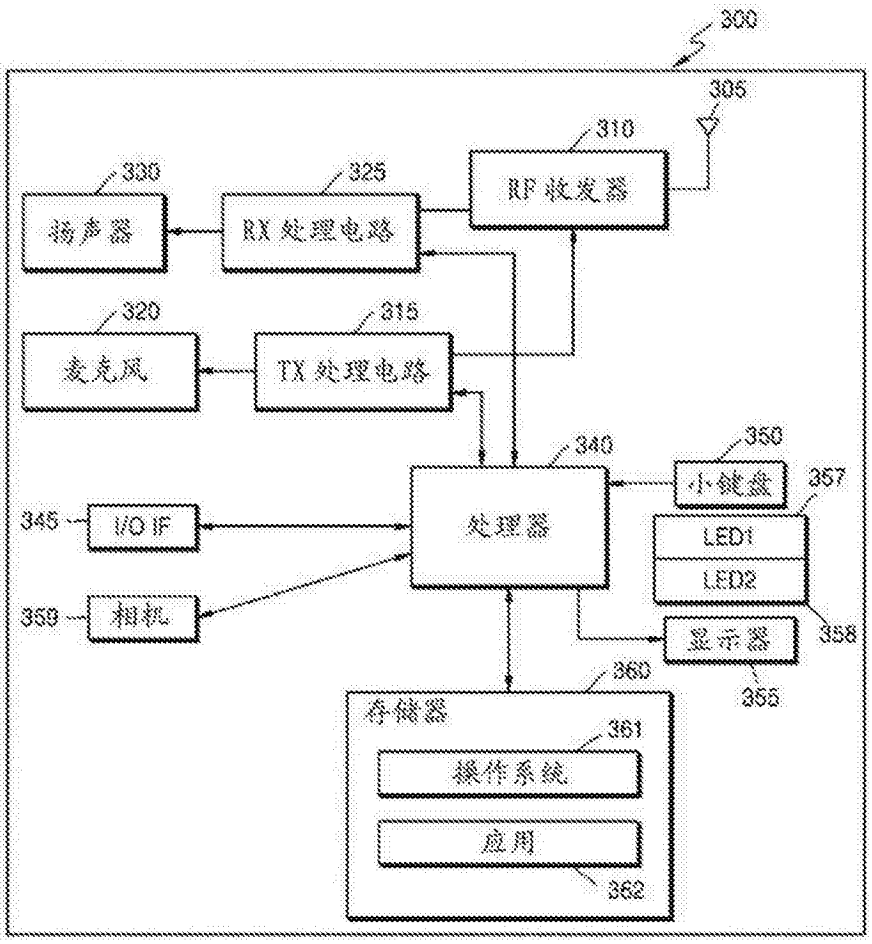

300
305
310
RF 收发器
330
扬声器
325
RX 处理电路
320
麦克风
315
TX 处理电路
340
处理器
350
小键盘
357
LED1
LED2
345
I/O IF
359
相机
358
显示器
355
360
存储器
361
操作系统
应用
362

图3

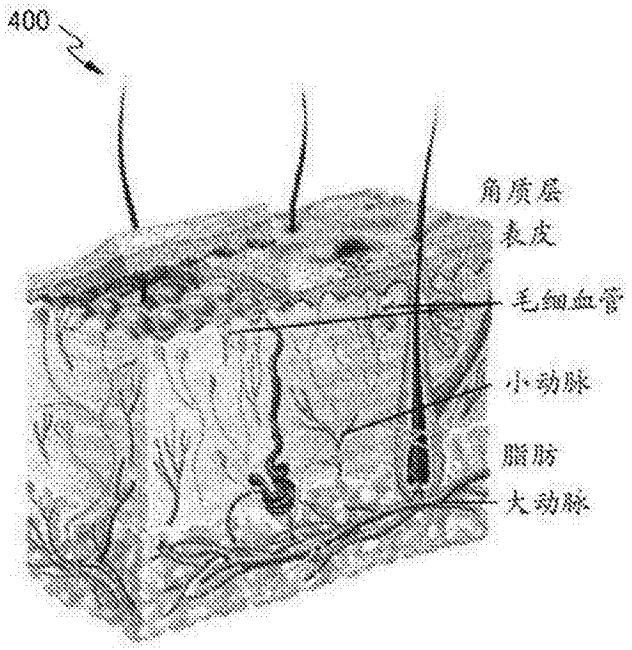

400
角质层
表皮
毛细血管
小动脉
脂肪
大动脉

图4

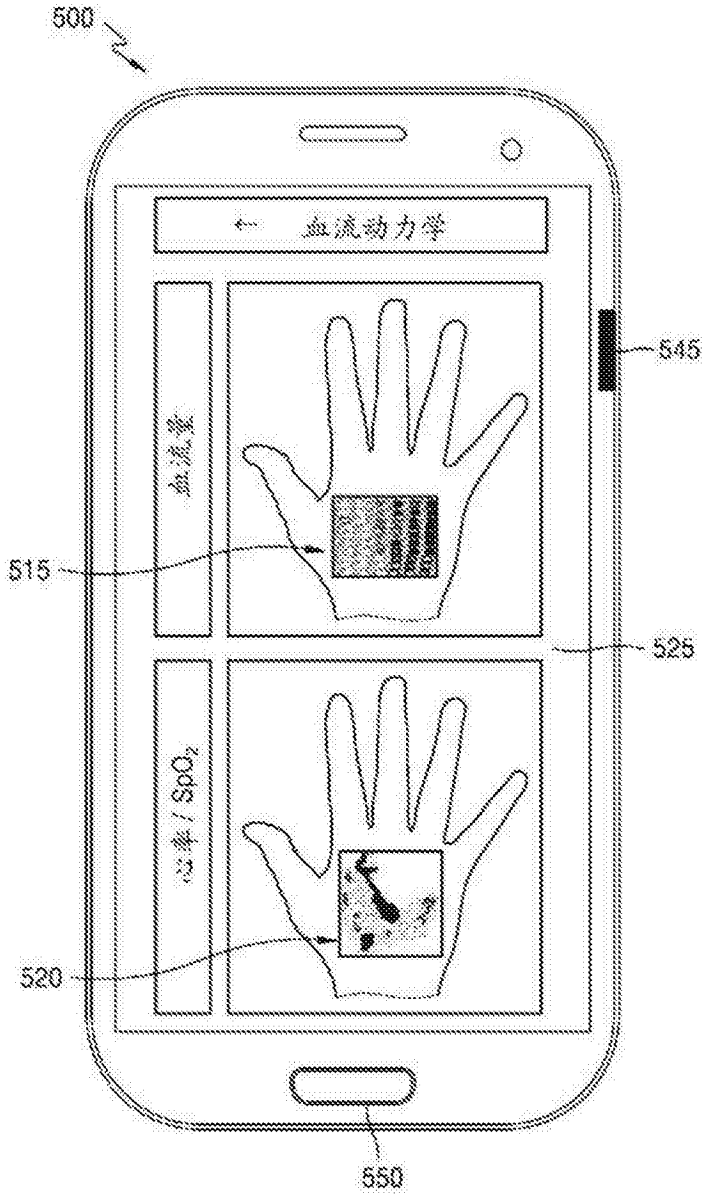


图5A

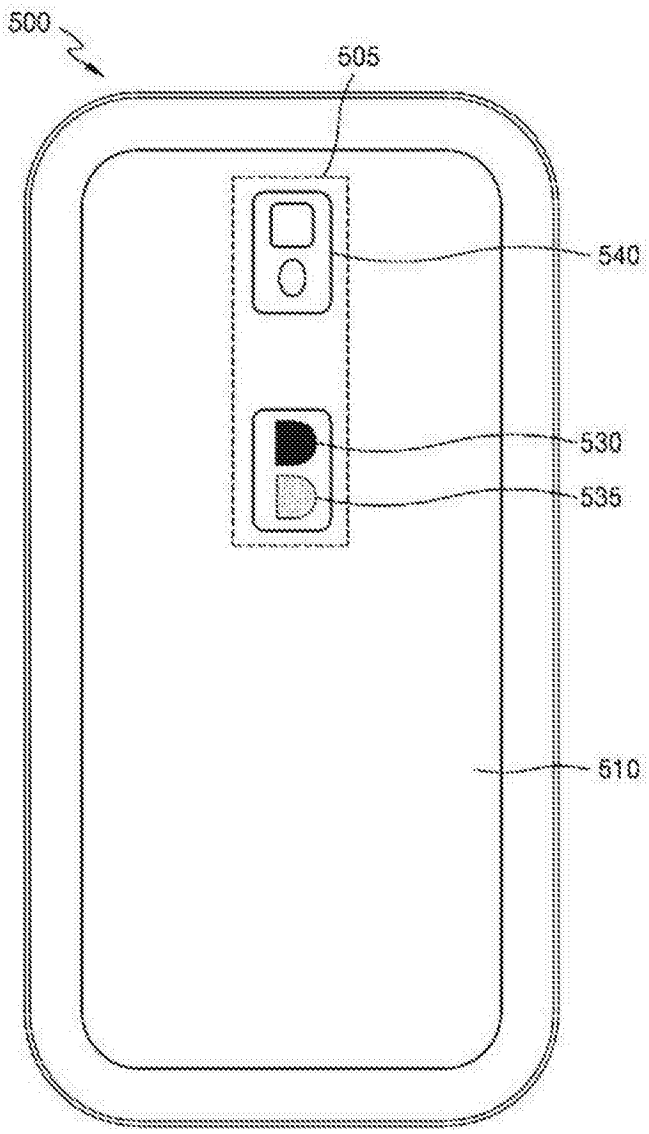

500
505
540
530
535
610

图5B

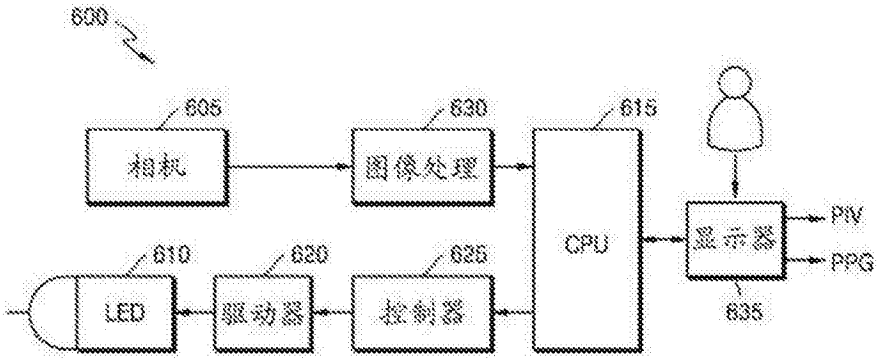

600
605
相机
630
图像处理
615
CPU
显示器
PIV
PPG
635
610
LED
620
驱动器
625
控制器

图6

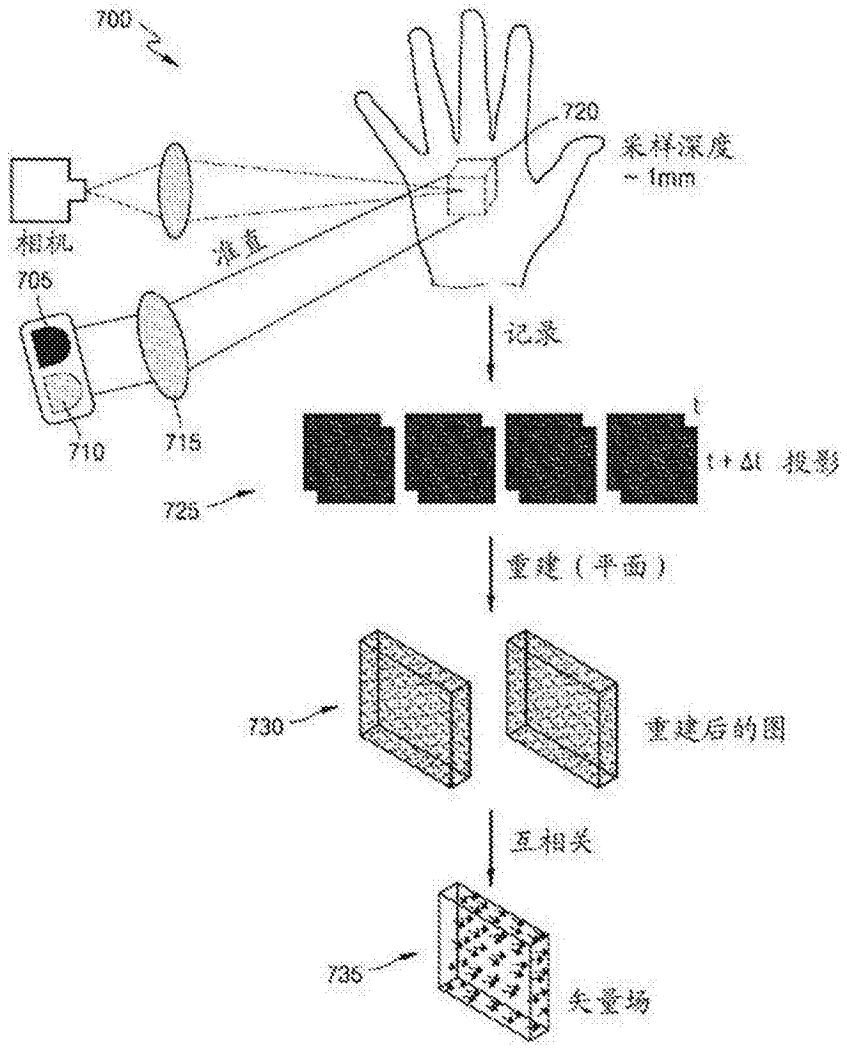

700
720
采样深度
~ 1mm
相机
光束
705
710
715
记录
t
t + Δt 投影
725
重建（平面）
730
重建后的图
互相关
735
矢量场

图7

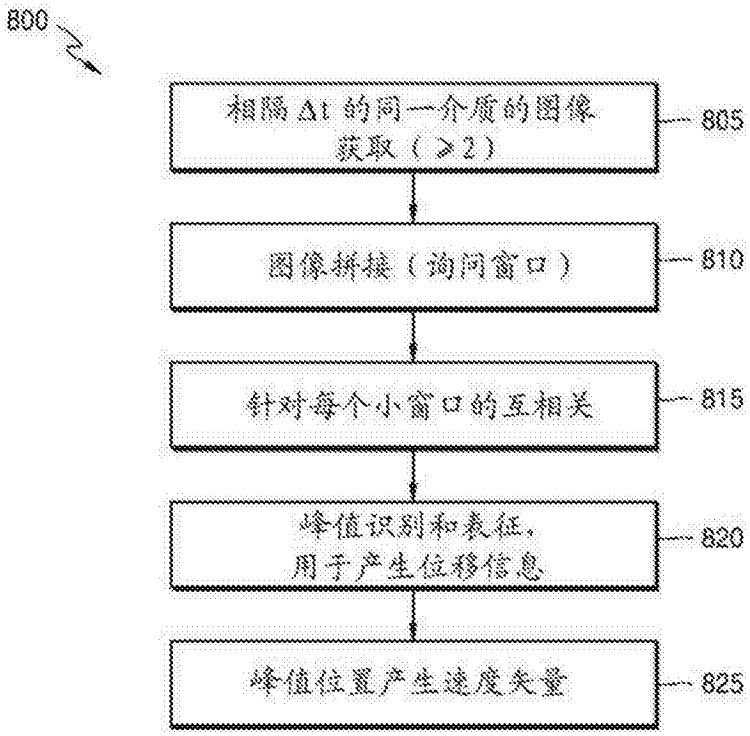

800
相隔Δt的同一介质的图像获取（>2）
805
图像拼接（询问窗口）
810
针对每个小窗口的互相关
815
峰值识别和表征，用于产生位移信息
820
峰值位置产生速度矢量
825

图8

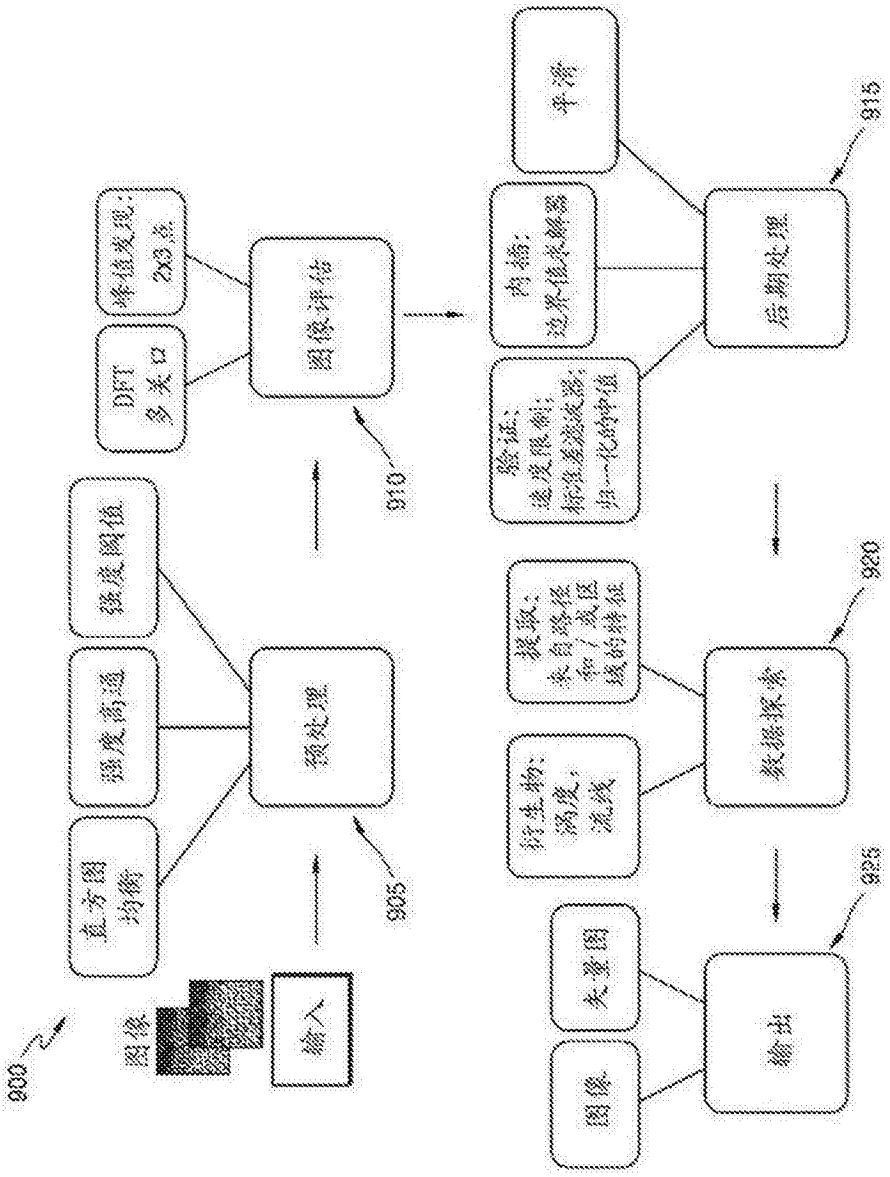

900
输入
图像
905
直方图均衡
强度高通
强度阈值
预处理
910
图像评估
DFT多关口
单值关键点
915
后期处理
平滑
内插：边界值求解器
验证：速度限制；标准差滤波器；归一化的中值
920
数据探索
衍生物：高度，流线
提取：来自等值线/表面的特征
925
输出
图像
矢量图

图9

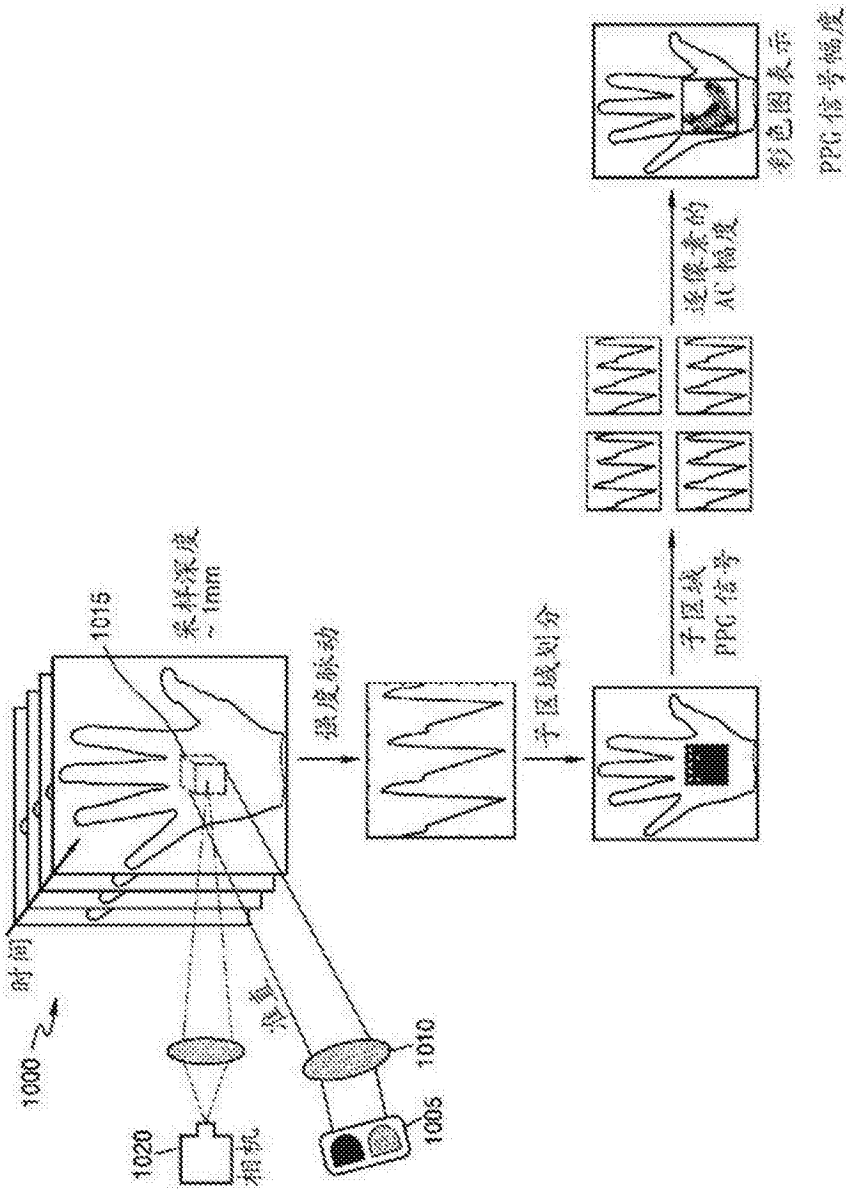

1000
时间
1015
采样深度
~1mm
强度振动
子区域划分
子区域
PPG信号
选择表的
AC幅度
彩色图表示
PPG信号幅度
光源
1010
1005
1020
相机

图10

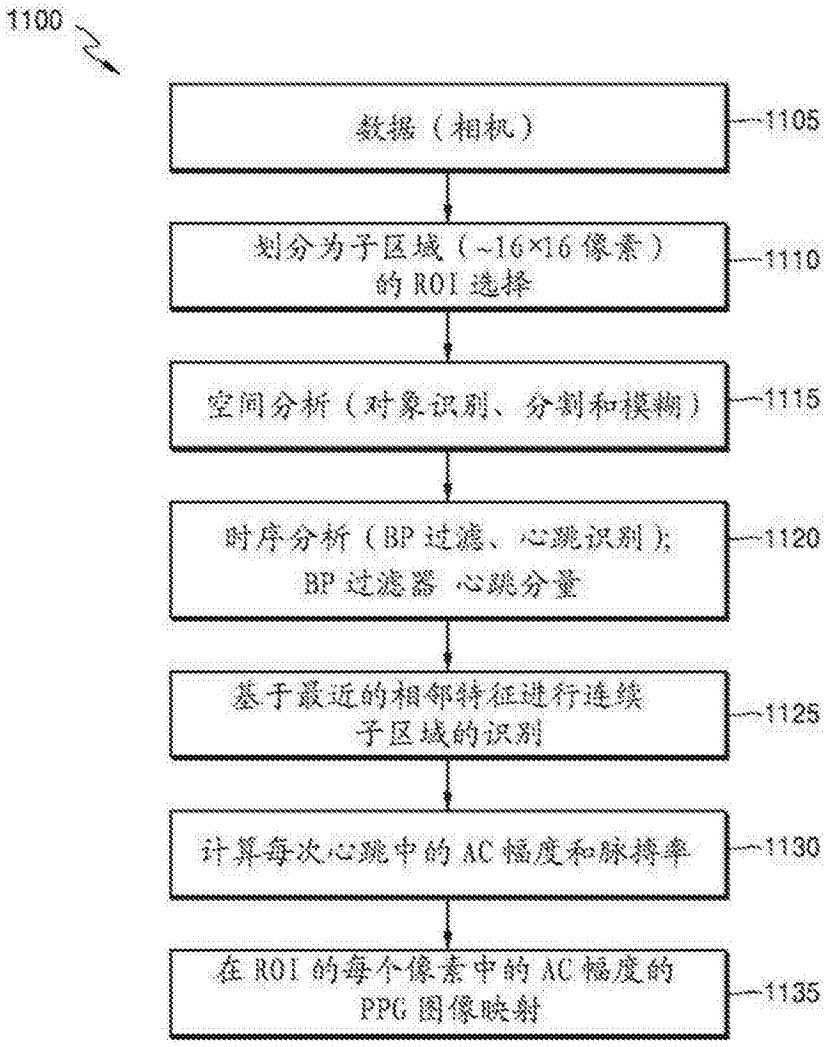

1100
数据（相机）
1105
划分为子区域（~16×16像素）的ROI选择
1110
空间分析（对象识别、分割和模糊）
1115
时序分析（BP过滤、心跳识别）；BP过滤器 心跳分量
1120
基于最近的相邻特征进行连续子区域的识别
1125
计算每次心跳中的AC幅度和脉搏率
1130
在ROI的每个像素中的AC幅度的PPG图像映射
1135

图11

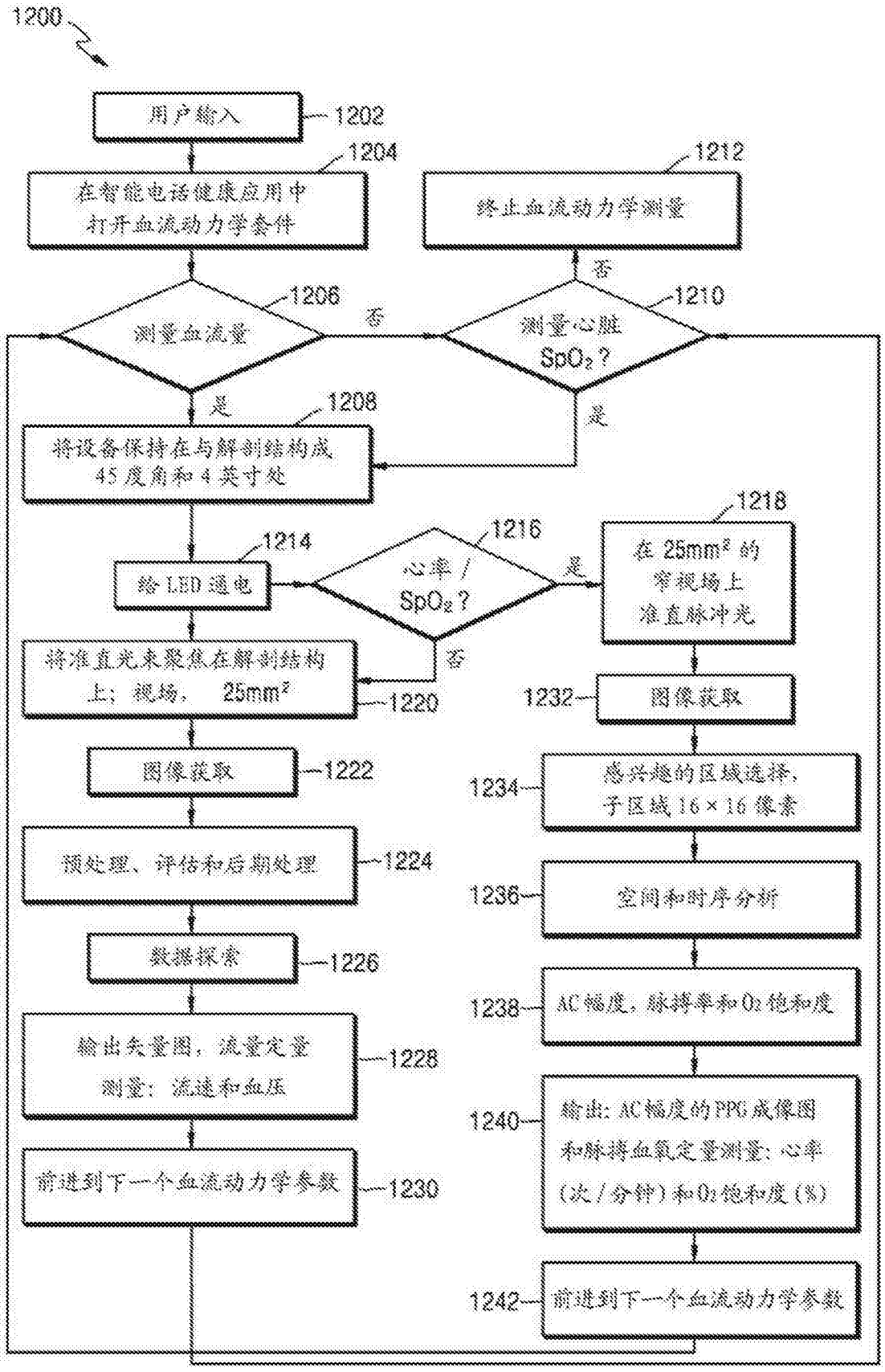

1200
用户输入
1202
在智能电话健康应用中打开血流动力学条件
1204
测量血流量
1206
否
是
将设备保持在与解剖结构成45度角和4英寸处
1208
给LED通电
1214
心率/SpO2?
1216
是
否
将准直光束聚焦在解剖结构上；视场，25mm²
1220
图像获取
1222
预处理、评估和后期处理
1224
数据探索
1226
输出失量图，流量定量测量：流速和血压
1228
前进到下一个血流动力学参数
1230
终止血流动力学测量
1212
测量心脏SpO2?
1210
否
是
在25mm²的常规场上准直脉冲光
1218
图像获取
1232
感兴趣的区域选择，子区域16×16像素
1234
空间和时序分析
1236
AC幅度，脉搏率和O2饱和度
1238
输出：AC幅度的PPG成像图和脉搏血氧定量测量：心率（次/分钟）和O2饱和度（%）
1240
前进到下一个血流动力学参数
1242

图12


更多
12 AM
6 AM
12 PM
6 PM
12 AM
血流量
测量
77 次 / 分钟
3 分钟前的心跳
测量
92%
SpO2
星期日，10 月 25 日
测量
血压
计算

图13A



图13B

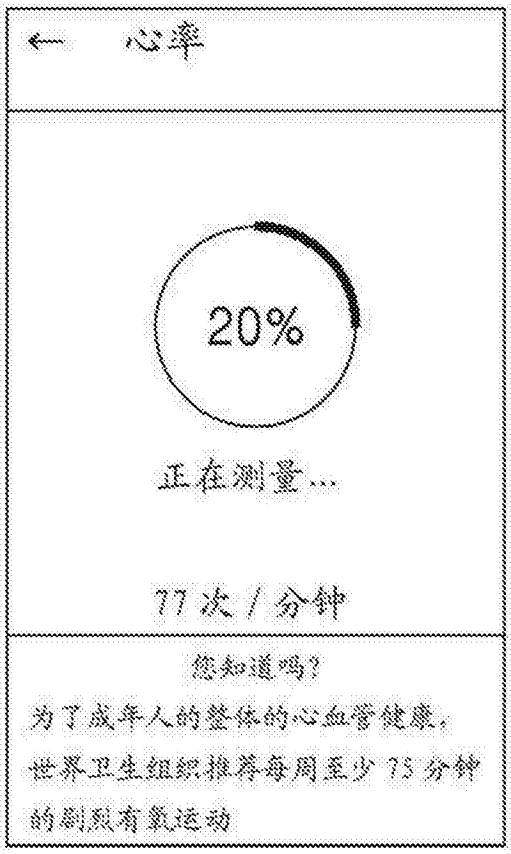

心率
20%
正在测量...
77 次 / 分钟
您知道吗?
为了成年人的整体的心血管健康,
世界卫生组织推荐每周至少 75 分钟
的剧烈有氧运动

图13C

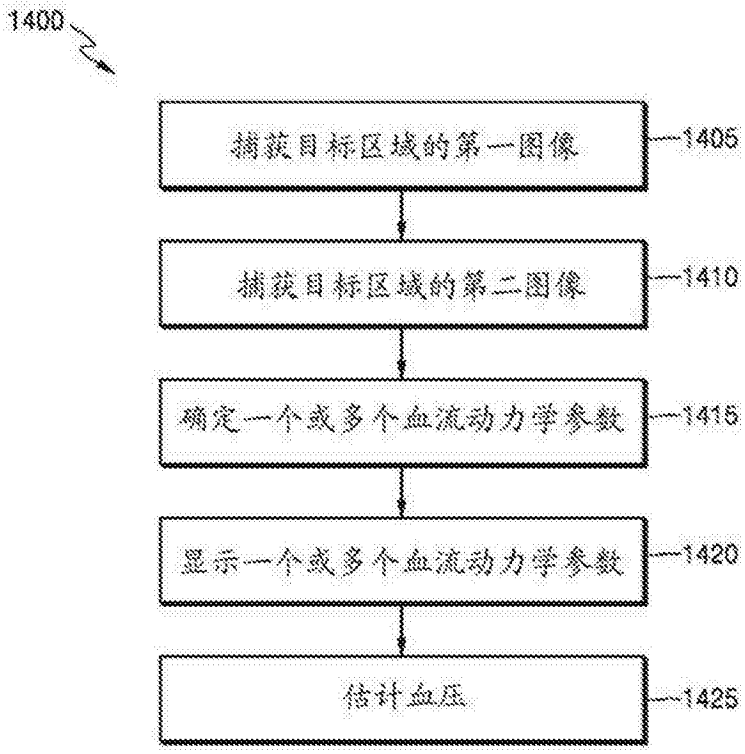

1400
捕获目标区域的第一图像
1405
捕获目标区域的第二图像
1410
确定一个或多个血流动力学参数
1415
显示一个或多个血流动力学参数
1420
估计血压
1425

图14