



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105286785 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 03

(21) 申请号 201510446731. 3

(22) 申请日 2015. 07. 27

(30) 优先权数据

14/341, 103 2014. 07. 25 US

(71) 申请人 美国科视数字系统公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 G·瓦桑 S·泽雷玛穆达巴迪

R·B·瓦格纳 D·布雷斯特

R·阿麦拉德

(74) 专利代理机构 北京思益华伦专利代理事务

所(普通合伙) 11418

代理人 赵飞 郭红丽

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

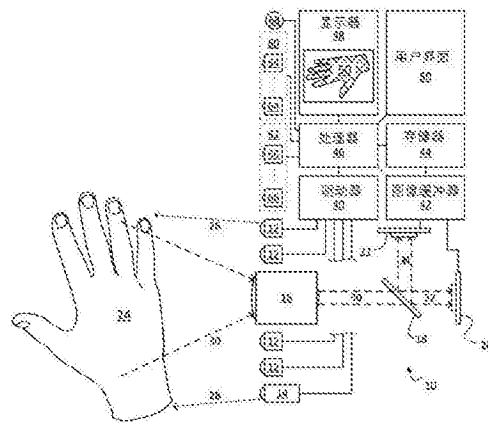
权利要求书4页 说明书12页 附图9页

(54) 发明名称

多光谱医学成像装置及其方法

(57) 摘要

本发明涉及一种多光谱医学成像装置,其包括布置成照明目标组织的照明器件。所述照明器件发射不同近红外波长带的光。所述装置还包括物镜、定位成捕获从目标组织反射的图像帧的近红外图像传感器、和定位成捕获从目标组织反射的图像帧的可见光图像传感器。处理器配置成调节所述多个照明器件的近红外光输出以照明目标组织。处理器进一步配置成从由近红外图像传感器捕获的图像帧确定反射率强度,并使用所述反射率强度生成目标组织的组织动态氧饱和度图谱。所述装置进一步包括连接到所述处理器的输出装置,其用于显示所述组织动态氧饱和度图谱。



1. 一种多光谱医学成像装置,包括:
 - 多个照明器件,其布置成照明目标组织,所述多个照明器件配置成发射不同近红外波长带的光;
 - 物镜;
 - 近红外图像传感器,其定位成捕获从所述目标组织反射穿过所述物镜的图像帧;
 - 可见光图像传感器,其定位成捕获从所述目标组织反射穿过所述物镜的图像帧;
 - 处理器,其连接到所述近红外图像传感器、所述可见光图像传感器和所述多个照明器件,所述处理器配置成调节所述多个照明器件的近红外光输出来照明所述目标组织,所述处理器进一步配置成从由所述近红外图像传感器捕获的图像帧确定反射率强度,并利用所述反射率强度产生所述目标组织的组织动态氧饱和度图谱;以及
 - 输出装置,其连接到所述处理器,用于显示所述组织动态氧饱和度图谱。
2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述处理器配置成通过比较所述反射率强度与对照标准来产生所述目标组织的所述组织动态氧饱和度图谱。
3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述多个照明器件被布置在围绕所述物镜的环中。
4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述多个照明器件包括具有近红外波长带的至少四个照明器件,所述近红外波长带具有约740、780、850和940纳米的标称峰值波长。
5. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括二向色分束器,其定位于所述物镜和所述近红外图像传感器和所述可见光图像传感器之间,所述二向色分束器布置成在所述近红外图像传感器和所述可见光图像传感器之间分裂来自所述物镜的光。
6. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括白光照明器件,其布置成用可见光照明所述目标组织。
7. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述输出装置包括由临床医生观看的显示器。
8. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述输出装置包括投影仪,其定位成将所述组织动态氧饱和度图谱投影在所述目标组织上方的皮肤表面上。
9. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述处理器配置成通过顺序驱动所述多个照明器件调节所述多个照明器件以照亮所述目标组织,其中,在所述图像帧的序列中的各图像帧对应于所述目标组织由不同的波长带的照明。
10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述处理器配置成滚动处理对应于所述目标组织通过各所述照明器件的照明的图像帧的窗口。
11. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,所述组织动态氧饱和度图谱的帧速率约等于所有的所述多个照明器件的调制的组合频率。
12. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述处理器进一步配置成对由所述近红外图像传感器捕获的图像帧进行运动校正,所述运动校正包括从所述图像帧选择对照帧并计算所述图像帧的至少一个后续帧的图像配准系数。
13. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述计算图像配准系数包括在所述对照帧和所述至少一个后续帧上进行空间变换。

14. 根据权利要求 12 所述的装置,其特征在於,所述计算图像配准系数包括在所述对照帧和所述至少一个后续帧上进行特征检测。

15. 根据权利要求 12 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成使用由所述近红外图像传感器捕获的图像帧的子区域来计算用于所述运动校正的所述图像配准系数,所述子区域具有比所述图像帧的尺寸小的尺寸并且远离所述图像帧的边缘。

16. 根据权利要求 12 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成对由所述可见光图像传感器捕获的图像帧进行运动校正。

17. 根据权利要求 16 所述的装置,其特征在於,所述运动校正包括进行特征检测,所述特征检测包括检测所述目标组织上方的皮肤表面上的油墨标记。

18. 根据权利要求 16 所述的装置,其特征在於,所述运动校正包括进行特征检测,所述特征检测包括检测所述目标组织上方的皮肤上的体毛。

19. 根据权利要求 18 所述的装置,其特征在於,所述运动校正包括进行特征检测,所述特征检测包括检测所述目标组织的脉管系统。

20. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置为使用所述可见光图像传感器的输出以确定所述目标组织上方的皮肤上的黑色素的校正和将所述校正应用至由所述近红外图像传感器捕获的图像帧的反射率强度。

21. 根据权利要求 20 所述的装置,其特征在於,所述处理器配置成由可见光反射强度和黑色素浓度之间的预定关系确定所述校正。

22. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成当控制所有的所述照明器件不照明所述目标组织时,使用所述近红外图像传感器来捕获所述目标组织的至少一个环境红外图像,所述处理器进一步配置成从所捕获的图像帧减去所述环境红外图像。

23. 根据权利要求 22 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成重复地捕获所述环境红外图像,并从随后捕获的图像帧减去最新的环境红外图像。

24. 根据权利要求 22 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成基于所述环境红外照明的超过阈值的变化来触发所述环境红外图像的捕获。

25. 根据权利要求 24 所述的装置,进一步包括环境光传感器,其连接到所述处理器并且配置成检测环境红外照明的变化。

26. 根据权利要求 24 所述的装置,进一步包括可见光图像传感器,其连接到所述处理器并且配置成检测由环境红外照明的变化表示的环境可见光照明的变化。

27. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成掩模所述组织动态氧饱和度图谱的以下区域:在其中不同的近红外波长带的图像帧中的区域的强度指示所述目标组织的曲率的阈值量。

28. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成相对于所述组织动态氧饱和度图谱的对照帧,在所述组织动态氧饱和度图谱的帧序列上进行时间差分操作。

29. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在於,所述处理器进一步配置成使用所述图像帧,来计算所述目标组织中的血红蛋白在一段时间内的去饱和速率,用于确定静脉或动脉堵塞。

30. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述处理器进一步配置成使用所述图像帧,以识别所述目标组织中的静脉以及修饰反射率强度,以当生成所述组织动态氧饱和度图谱时补偿在静脉处的氧合或脱氧作用。

31. 根据权利要求 1 所述的装置,进一步包括至少一个激光,其定位成发射多个激光点到所述目标组织上方的皮肤表面上,所述激光点用于辅助装置相对于所述目标组织的手动定位。

32. 根据权利要求 31 所述的装置,进一步包括可见光图像传感器,其连接到所述处理器,用于捕获从所述皮肤表面反射的激光点的光,所述处理器进一步配置成包括在所述组织动态氧饱和度图谱中的激光点。

33. 根据权利要求 31 所述的装置,其特征在于,所述至少一个激光器配置成在可由所述近红外图像传感器检测的近红外波长带处发射多个激光点,以将激光点包括在所述组织动态氧饱和度图谱中。

34. 根据权利要求 31 所述的装置,进一步包括配置成发射激光线到所述目标组织上方的皮肤表面上的光学器件,所述激光线包括所述激光点。

35. 根据权利要求 34 所述的装置,其特征在于,所述激光线被布置为矩形框。

36. 根据权利要求 1 所述的装置,进一步包括:

第一定位激光器,其定位在距所述物镜的光轴的第一偏移距离处,并相对于所述光轴以第一角度对准,以将第一定位激光斑点发射在所述目标组织上方的皮肤表面上;以及

第二定位激光器,其定位在距所述物镜的光轴的第二偏移距离处,并相对于所述光轴以第二角度对准,以将第二定位激光斑点发射在所述皮肤表面上;

所述第一和第二角度位于在包含所述光轴的不同平面中,以及选择所述第一和第二偏移距离和角度,以使当所述目标组织是距离所述物镜的目标距离时所述第一定位激光斑点和所述第二定位激光斑点在所述光轴处重合。

37. 根据权利要求 36 所述的装置,其特征在于,所述第一和第二偏移距离和角度配置成当所述物镜到所述目标组织的距离大于所述目标距离时将所述第一和第二定位激光斑点定位在所述物镜的所述光轴的一侧,以及当所述物镜到所述目标组织的距离小于所述目标距离时将所述第一和第二定位激光斑点定位在所述目标的相反侧。

38. 根据权利要求 36 所述的装置,其特征在于,所述第一和第二定位激光器被定位在以所述物镜的所述光轴为圆心的圆上分开约 90 度。

39. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于,所述处理器进一步配置成使用存储在所述存储器中的偏移系数对齐捕获的可见光图像帧和捕获的近红外图像帧,所述偏移系数在由所述近红外图像传感器和可见光图像传感器两者捕获的至少一个标准图像上进行的图像配准的基础上被预先确定。

40. 一种多光谱医学成像方法,所述方法包括:

用不同近红外波长带的调制光照明目标组织;

捕获从所述目标组织反射的近红外图像帧;

捕获从所述目标组织反射的可见光图像帧;

由所述近红外图像帧确定反射率强度;

使用来自所述可见光图像帧的信息校正所述近红外图像帧的反射率强度;

使用所述反射率强度产生所述目标组织的组织动态氧饱和度图谱 ;以及
输出所述组织动态氧饱和度图谱。

多光谱医学成像装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学成像,更具体而言,涉及一种多光谱医学成像装置及其方法。

背景技术

[0002] 多光谱医学成像已知用于测量血管和组织的氧合作用。其是重要的工具。量化的氧合数据可以辅助医学专业人员提供更好的病人护理。

[0003] 多光谱医学成像的最先进的技术具有各种缺点。一些工具只提供在小面积的组织上进行斑点测量的能力。其它工具仅能够提供静态图像或低帧速率的运动图像,其可能使临床评估更加困难。一些工具缺乏方便的方法来准确地和重复地定位和瞄准患者上的目标区域。另外,情况常常是诸如上方照明的环境条件和诸如肤色的患者详情不利地影响测量。

[0004] 在多光谱医学成像领域中具有改进的需求。

发明内容

[0005] 根据本发明的一个方面,多光谱医学成像装置包括布置成照明目标组织的多个照明器件。照明器件配置成发射不同的近红外波长带的光。所述装置还包括物镜、定位成捕获从目标组织反射穿过物镜的图像帧的近红外图像传感器、和定位成捕获从目标组织反射穿过物镜的图像帧的可见光图像传感器。处理器连接到近红外图像传感器、可见光图像传感器以及多个照明器件。处理器配置成调节多个照明器件的近红外光输出以照明目标组织。处理器进一步配置成从由近红外图像传感器捕获的图像帧确定反射率强度,并使用反射率强度生成目标组织的组织动态氧饱和度图谱。所述装置进一步包括连接到所述处理器的输出装置,其用于显示组织动态氧饱和度图谱。

附图说明

[0006] 附图仅通过示例说明本发明的实施例。

[0007] 图 1 是多光谱医学成像装置的框图。

[0008] 图 2 是包括壳体的一部分的多光谱医学成像装置的透视图。

[0009] 图 3 是捕获的图像帧的滚动处理 (rolling processing) 的示意图。

[0010] 图 4 是在捕获的图像帧上进行的氧饱和度计算的功能框图。

[0011] 图 5 是用于氧饱和度计算的增量处理 (delta process) 的图。

[0012] 图 6 是黑色素校正操作的图。

[0013] 图 7 是黑色素校正参数的图表。

[0014] 图 8 是示出了运动校正处理的图。

[0015] 图 9 是示出了示例性氧饱和度的浓度和曲率掩模的示例性输出图像。

[0016] 图 10 是用于确定曲率掩模的处理的流程图。

[0017] 图 11 是示出了用于产生氧饱和度的动态差分图谱的处理的图。

[0018] 图 12 是激光成帧阵列的示意图。

- [0019] 图 13 是示出了激光成帧阵列的使用的示意图。
- [0020] 图 14 是另一激光成帧阵列的示意图。
- [0021] 图 15 是激光定位阵列的透视图。
- [0022] 图 16A-16C 是示出了激光定位阵列的使用的图。
- [0023] 图 17 是示出了响应于模拟的静脉阻塞和模拟的动脉阻塞的装置的图表。

具体实施方式

[0024] 本文中讨论的多光谱医学成像装置和方法测量反射率强度并将其与标准反射率比较。还讨论了环境光减除法和黑色素校正。可以实时实现近似视频或视频帧速率。滚动处理技术和对数差分处理可用于减少上方的处理,并提高帧速率。图像配准可以用于执行运动校正。高曲率的区域和含有脉管系统的区域可以从处理的氧饱和度浓度图像删除或掩模。差分模式使得可以观察到与对照帧的氧饱和度差分。还提供激光成帧和定位阵列,以协助所述装置相对于目标组织的适当定位。

[0025] 本文所讨论的分光检查技术可以用于确定目标组织的三种组分、即氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白和黑色素的浓度。感兴趣的组织由近红外 (NIR) 光照明,而一些这样的光被氧合血红蛋白、脱氧血红蛋白和黑色素吸收,以及一些光被散射。吸收量依赖于波长和各组分的浓度。散射取决于波长和路径长度。被漫反射回来的光由近红外图像传感器捕获。三个组分的浓度和散射光的量可以通过捕获来自近红外光的几个不同波长带的漫反射光来确定。所测量的黑色素浓度可以被用来校正氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的浓度。可见光谱中的光也可以被捕获和处理。下面将讨论本发明的这些和许多其他的特征和方面。

[0026] 图 1 示出了根据本发明的一实施例的多光谱医学成像装置 10 的图。

[0027] 多光谱医学成像装置 10 包括多个照明器件 12 和 14、物镜 16、分束器 18、近红外图像传感器 20 和可见光图像传感器 22。

[0028] 近红外照明器件 12 被布置用于照明目标组织 24。近红外照明器件 12 配置成发射不同近红外波长带的光 26。可见光照明器件 14 被布置成用可见光谱内的光 28、例如白光照明目标组织 24。由照明器件 12、14 所发射的近红外光和可见光 26、28 以时序方式照射在目标组织的相同常规区域中,如将在下面所讨论的。照明器件 12、14 可以包括合适波长的发光二极管 (LED)。可以在照明器件 12、14 的路径中提供一个或多个蝇眼聚光透镜,以提高照明的均匀性。在许多实施例中,也可以省略可见光照明器件 14。

[0029] 在这个例子中,近红外照明器件 12 是具有近红外波长带的四个 LED,所述近红外波长带具有约 740、780、850 和 940 纳米的标称峰值波长。

[0030] 物镜 16 被定位成捕获从目标组织 24 反射的光 30 并将这样捕获的光 30 引导到分束器 18。物镜 16 可以是任何合适的类型和配置。也可以提供中继光学器件。在一个示例中,待分析的目标组织 24 的区域的尺寸为约 200mm 乘约 150mm,以及可以为这样的区域适当地选择物镜 16。

[0031] 分束器 18 可以是二向色分束器或类似的光学器件。分束器 18 被布置成将接收自物镜 16 的所捕获的光 30 分裂成近红外光 32 和可见光 34。分束器 18 被布置成将所捕获的近红外光 32 引导到近红外图像传感器 20 并将所捕获的可见光 34 引导到可见光图像传感器 22。在一个示例中,分束器 18 将小于约 700nm 的波长引导到可见光图像传感器 22 并将

大于约 700nm 的波长引导到近红外图像传感器 20。

[0032] 近红外图像传感器 20 被定位成捕获从目标组织 24 反射穿过物镜 16 的近红外光 32。近红外图像传感器 20 被配置成以超过合适的视频帧速率的频率（例如大于 24 帧每秒或 FPS）将近红外光 32 捕获为序列图像帧。不同近红外波长带的相邻帧以降低的帧速率、例如视频帧速率（例如 24FPS）被合并入氧饱和帧的序列，以产生组织动态氧饱和度图谱，如将在下文中所详细讨论的。近红外图像传感器 20 可以包括对近红外波长高度灵敏的互补金属-氧化物-半导体（CMOS）器件。

[0033] 可见光图像传感器 22 被定位成捕获从目标组织 24 反射穿过物镜 16 的可见光 34。可见光图像帧可以包括在捕获近红外光 32 的图像帧的序列中，并可以以与各近红外波长带相同的速率或以较低的速率被捕获。可见光传感器 22 可以包括 Bayer-masked RGB CMOS 器件。

[0034] 多光谱医学成像装置 10 还包括照明驱动器 40、图像捕获缓冲器 42、存储器 44、处理器 46、显示器 48 以及用户界面 52。

[0035] 照明驱动器 40 与处理器 46 连接。照明驱动器 40 是为照明器件 12、14 可控制地提供驱动力并使照明器件 12、14 根据由处理器 46 控制的序列运转的电路。

[0036] 图像捕获缓冲器 42 包括连接到图像传感器 20、22 并可以缓存由近红外和可见光图像传感器 20、22 捕获的图像帧的存储器。图像捕获缓冲器 42 被连接到处理器 46，以允许处理器 46 控制图像帧的捕获序列。图像捕获缓冲器 42 也连接到存储器 44，所述存储器 44 为捕获和 / 或处理的图像帧提供存储空间。

[0037] 存储器 44 连接到处理器 46 并存储所捕获和 / 或处理的图像帧和一个或多个程序，所述程序可通过处理器 46 执行以实现本文描述的功能。存储器 44 为临时变量和中间处理的值或图像提供短期工作存储空间。存储器还可以为组织动态氧合图谱等的无限期记录提供长期储存。存储器 44 可以包括诸如随机存取存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、闪速存储器、硬盘驱动器、光学存储驱动器等的装置中的任意一个或其组合。

[0038] 处理器 46 可以是任意类型的微处理器、中央处理器（CPU）、多核处理器、现场可编程门阵列（FPGA）等等。处理器 46 由一个或多个程序配置成调节由多个照明器件 12、14 输出的近红外光和可见光 26、28 以照明目标组织 24。处理器 46 可以通过顺序驱动照明器件 12、14 并以序列捕获图像帧来调节照明器件 12、14 以照明目标组织 24，其中，每个图像帧对应于目标组织由不同的波长带的照明。处理器 46 由一个或多个程序被进一步配置成从由图像传感器 20、22 捕获的图像帧确定反射率强度，并使用反射率强度生成目标组织 24 的组织动态氧饱和度图谱。这将在下文中进行进一步详细讨论。

[0039] 显示器 48 是连接到处理器 46 并被配置成显示组织动态氧饱和度图谱 50 的输出装置，所述组织动态氧饱和度图谱 50 可以实时地和 / 或以视频帧速率来进行。显示器 48 可以定位为方便临床医生或操作装置 10 的其他使用者观看。额外的或替代的输出装置是将组织动态氧饱和度图谱投射到目标组织 24 上从而使组织氧合图谱可以被视为由组织本身覆盖的投影仪。

[0040] 用户界面 52 连接到处理器 46，并且可以包括诸如按钮、开关、拨号盘、显示器 48 的触敏元件、其组合等等的用户界面控件。用户界面 52 使得临床医生可以控制多光谱医学成像装置 10，包括通电 / 断电、打开 / 关闭各个部件（例如激光成帧 / 聚焦）、调整设置（例

如本文所讨论的阈值或参数)和进行选择(例如将在下文讨论的为时间差分操作选择对照帧)。

[0041] 多光谱医学成像装置 10 可以进一步包括激光定位阵列 60 和激光成帧阵列 62 中的一个或两者。激光定位阵列 60 包括两个诸如二极管激光器的激光源 64, 其被布置成沿目标组织 24 的常规方向发射激光束。定位斑点照射到目标组织上, 并且装置 10 可以向前或向后、远离或朝向目标组织地移动, 以使定位斑点移动。所述定位斑点用于指示是否已经到达物镜 16 的正确聚焦位置或者装置 10 是否应当朝向或远离目标组织 24 移动, 以到达正确的聚焦位置。这将在下文中进一步详细讨论。

[0042] 激光成帧阵列 62 包括至少一个诸如二极管激光器的激光源 66, 其被布置成发射至少一个朝向目标组织 24 的光束。一个或多个激光点照射到目标组织上, 并且装置 10 可以旋转、加注释或移动以将斑点对准在目标组织 24 上。这可以在后续的氧合测量时间段期间协助相对于物镜 16 将目标组织 24 反复定位于所需的测量位置。这将在下文中进一步详细讨论。

[0043] 多光谱医学成像装置 10 还可以包括环境光传感器 68, 其被定位成检测背景照明的水平或改变。环境光传感器 68 连接到处理器 46, 并且可以是可见光传感器、红外光传感器、其组合等等。

[0044] 多光谱医学成像装置 10 的所有或部分部件可以设置在壳体 58 中, 如图 2 所示。具体而言, 壳体 58 可以包括用于物镜 16 的开口, 并且所有的或某些照明器件 12、14 可以布置在围绕物镜 16 的一个或多个圆环中, 以促进空间均匀的照明。

[0045] 参照图 3, 处理器 46 被配置成在对应于目标组织 24 的通过各近红外照明器件 12 的照明的图像帧 72 的窗口 70 上进行滚动处理。每个图像帧 72 对应于近红外照明器件 12 的波长带中的一个。即, 当滚动窗口 70 处于图示位置, 波长带 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 的序列图像帧 72 被组合, 以形成输出帧 74 (示为“A”), 其仅显示为更宽, 以示出对应的源图像帧 72。当下一图像帧 72 (λ_1 波长带) 被捕获时, 滚动窗口 70 被移动, 使得波长带 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 、 λ_1 的连续图像帧 72 被组合, 以形成随后的输出帧 74 (示为“B”)。对捕获序列继续该处理, 其中输出帧的序列形成组织动态氧饱和度图谱。

[0046] 如可以看到的, 组织动态氧饱和度图谱的帧速率约等于由近红外照明器件 12 输出的所有波长带的调幅的组合频率。即, 新的输出帧 74 可以在各新的近红外图像帧 72 被近红外图像传感器 20 捕获之后产生。输出帧速率由此从待顺序捕获的不同近红外频带的数目去耦合。然而, 这并没有考虑到可见光图像帧被可见光图像传感器 22 的捕获。这也没有考虑到当近红外照明器件 12、13 处于关闭状态时被近红外图像传感器 20 捕获的环境近红外图像帧。可见光图像帧和环境近红外图像帧与近红外图像帧 72 顺序地被捕获, 尽管不一定以相同的频率。捕获的可见光图像帧和 / 或环境近红外图像帧的数目的增加可以降低整体输出帧速率。然而, 这可以是有益的, 因为这样的图像帧用于校正目的。

[0047] 图 4 示出了氧饱和度的计算。

[0048] 组织氧饱和度得自基于比尔 - 朗伯定律的分光检查技术, 其利用目标组织在四个不同的近红外波带的空间分辨反射率, 以确定氧合血红蛋白 (HbO_2) 和脱氧血红蛋白 (Hb) 的相对浓度 (C)。组织氧饱和度可以由处理器 46 根据下式计算:

$$[0049] \quad S_T O_2 = \frac{C_{HBO_2}}{C_{HBO_2} + C_{Hb}}$$

[0050] 图像捕获缓冲器 42(图 1)可以包括用于待捕获的各近红外波长带 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 、 $\lambda 4$ 的一个或多个图像缓冲器 80。图像缓冲器 80 相对于滚动处理被顺序填充,如上所讨论的。在下一个图像缓冲器 80 被填充之后,进行氧饱和度计算 82,以获得组织氧饱和度、 $S_T O_2$ 。即,在用于波长带 $\lambda 1$ 的图像缓冲器 80 填充有由近红外图像传感器 20 捕获的新的近红外图像帧之后,进行氧饱和度计算 82。然后,在用于波长带 $\lambda 2$ 的图像缓冲器 80 填充有由近红外图像传感器 20 捕获的新的近红外图像帧之后,再次进行氧饱和度计算 82。重复图像缓冲器 80 的循环填充,其中每次填充之后进行新的氧饱和度计算 82。

[0051] 在氧饱和度计算 82 之前,可以进行背景或环境红外辐射的校正。存储在环境图像缓冲器 84 中的捕获的目标组织 24 的环境图像可以从图像缓冲器 80 的各内容中减去。然后,结果被转发至环境校正图像缓冲器 86。

[0052] 目标组织 24 的环境图像可由关闭近红外照明器件 12 并控制近红外图像传感器 20 以捕获图像帧的处理器 46 捕获。这可以重复进行,例如对感兴趣的近红外波长带(例如 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 、 $\lambda 4$)的各捕获序列进行一次,而最近的环境红外图像被保持在环境图像缓冲器 84 中。可替代地,这可以被较不频繁地执行,例如对近红外波长带的每 N 个捕获序列进行一次。可以根据预期的使用场景来确定 N 的适当值。例如,每秒捕获环境图像帧一次是足够的(例如 24 帧每秒、 $N = 24$)。在另一示例中,每分钟或甚至更长的时间间隔捕获环境图像帧一次可以是足够的。此外,处理器 46 和环境图像缓冲器 84 可以配置成计算和存储两个或多个所捕获的环境图像的时间平均值。

[0053] 可替代地,当处理器 46 判定环境红外照明中已经具有超过阈值的变化时,连接到处理器 46 的环境光传感器 68 可被用于触发环境图像的捕获。环境光传感器 68 可以是能够直接检测变化的红外光传感器。可替代地,环境光传感器 68 可以是检测环境可见光照明中的变化的可见光传感器,环境可见光照明中的变化可以指示环境红外照明的变化。

[0054] 对存储在环境校正图像缓冲器 86 中的图像进行基于增量或变化的处理 88。对于每个波长带,增量处理 88 使用作为用于特定波长带的对照标准的对照图像 90 的对数值。增量处理 88 还参照了将反射率强度与氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白浓度联系起来的系数矩阵 92。这可以减少上方的处理,并提高输出帧速率。

[0055] 对照图像 90 的对数值可以基于所捕获的约 100%漫反射率的近红外图像来预先计算,并且这些可以在在制造时可进行的初始校准处理期间确定。

[0056] 图 5 详细示出了增量处理 88。各近红外波长带的图像经受由处理器 46 执行的相同的常规处理 88。

[0057] 在步骤 94 中,将对数函数应用于反射率强度或当前图像帧的值。然后,在步骤 96 中,从步骤 94 中获得的当前帧的所计算的对数值中减去前一帧 98 的所存储的对数值。接着,在步骤 100 中,从对照图像 90 的对数值中减去步骤 96 的结果,以得到工作差(即临时值)。在步骤 102 中,将系数 92 应用到工作差,以获得浓度的变化。步骤 104 包括用来自步骤 102 的浓度变化更新氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的先前的浓度值,以反映用于波长带的漫反射率的强度中的变化。在步骤 106 中,将当前帧的对数值存储为先前帧 98 的对数值。然后,在步骤 108 中,所述处理前进到下一帧。

[0058] 增量处理 88 可以由一个或多个函数、程序、公式、算法、其组合等来实现。所述步骤是说明性的，并且可以以不同的顺序执行或合并入更大的步骤。对数函数可以被实施为存储在存储器 44 中的查表。

[0059] 下式中示出了系数矩阵 92 的示例。等式的左手侧表示由近红外图像传感器 20 捕获的各种波长的光的强度。A_{λ1}-A_{λ4} 代表漫反射率。右手侧有两个部分：常量部分和变量部分。常量部分包括代表氧合血红蛋白 (HbO₂) 和脱氧血红蛋白 (Hb) 两者的感兴趣的各近红外波长的吸收系数 ε 的项。常量部分可以预先计算并存储在系数矩阵 92 中。变量部分包括氧合血红蛋白 (HbO₂) 和脱氧血红蛋白 (Hb) 的浓度 C，其是所求的值，由代表层的黑色素分布的厚度的系数 L 修饰。

$$[0060] \begin{bmatrix} A\lambda_1 \\ A\lambda_2 \\ A\lambda_3 \\ A\lambda_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ln(10)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) & \ln(10)\varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \\ \ln(10)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) & \ln(10)\varepsilon_{Hb}(\lambda_2) \\ \ln(10)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_3) & \ln(10)\varepsilon_{Hb}(\lambda_3) \\ \ln(10)\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_4) & \ln(10)\varepsilon_{Hb}(\lambda_4) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_{HbO_2}L \\ C_{Hb}L \end{bmatrix}$$

[0061] 处理器 46 可以配置成对目标组织 24 上方的皮肤执行黑色素校正 77。这可以使用比尔-朗伯模型将黑色素 (M)、脱氧血红蛋白 (Hb) 和氧合血红蛋白 (HbO₂) 用作发色团来进行。

[0062] 感兴趣的各波长 A_{λ1}-A_{λ4} 的测得的漫反射率，可以根据下面的等式建模，在其中，R_s 表示特定波长的光的测得的强度，R₀ 表示波长的对照图像强度，ε_M 表示黑色素的吸收系数，以及 C_M 是目标组织中的黑色素的浓度。

$$[0063] A\lambda = -\ln(R_s(\lambda)/R_0(\lambda)) - \varepsilon_M(\lambda)C_M L$$

[0064] 黑色素的作用降低了所测量的光强度。黑色素浓度 C_M 和厚度 L 被合并成单一的参数 Z_{me1}。使用可见光图像传感器 22 和 Z_{me1} 的预先计算的校准曲线确定黑色素的浓度。

[0065] 可见光图像传感器 22 的输出可以存储在全部的图像缓冲器 42 (图 1) 的可见光图像缓冲器 76 中。在该示例中，在 CIELAB 色彩空间中执行黑色素校正。如果可见光图像传感器 22 被选择为 RGB 传感器，则处理器 46 被配置为进行色彩空间变换 78，以从捕获的 RGB 值获得 L*a*b* 值。

[0066] 处理器 46 被配置成使用明度 L* 和彩色对立维的值 b* 获得校正参数 Z_{me1} 的具体值。L* 和 b* 值可以通过诸如下式的实验式与特征角 α 相关联：

$$[0067] \alpha = \tan^{-1}\left(\frac{L^*-50}{b^*}\right)$$

[0068] 特征角 α 然后应用到如图 7 中所示的预先计算的校正曲线，以获得目标组织 24 上方的皮肤的校正参数 Z_{me1} 的具体值。校准曲线可以使用对照装置和各种不同的肤色凭经验确定。校准曲线可以存储在存储器 44 中。

[0069] 一旦获得了黑色素校正参数 Z_{me1} 的值和测得了感兴趣的波长的近红外光的强度 R_s，上述等式减少到以下形式的组织氧饱和度 S_TO₂ 的两个等式：

$$[0070] S_T O_2 = \frac{L \cdot C_{HbO_2}}{L \cdot C_{HbO_2} + L \cdot C_{Hb}}$$

[0071] 其中组织氧饱和度 S_TO₂ 是已知的，以及两个未知数是脱氧血红蛋白 (Hb) 和氧合血红蛋白 (HbO₂) 的浓度 (去除层厚度系数 L)。这两个等式和两个未知数的解答形成氧饱和

度计算 82(图 4)。

[0072] 上述等式和 / 或计算可以存储在存储器 44(图 1) 中作为可见光强度和黑色素浓度之间的预定关系。

[0073] 参照图 8, 处理器 46 可以配置成对由近红外图像传感器 20 捕获的图像帧进行运动校正。

[0074] 使用图像配准技术进行运动校正, 以确定几何变换, 所述几何变换将目标组织 24 的至少一个图像帧中的点与目标组织 24 的另一图像帧中的对应点对齐。

[0075] 运动校正可以包括选择对照帧 110 和计算所捕获的图像帧的至少一个后续帧 114、116 的图像配准系数 112。再次参见图 4, 捕获图像缓冲器 80 或环境校正图像缓冲器 86 可用于存储各波长带的时间上连续的图像帧。即, 各图像缓冲器 80 可以配置成存储两个或多个时间上连续的图像帧, 或各图像缓冲器 86 可以配置成存储这样的图像帧。在这里所讨论的示例中, 三个连续图像的近红外帧用于运动校正。运动校正同样可以以相同的方式在连续可见光图像帧上进行。

[0076] 由于目标组织 24 相对于多光谱医学成像装置 10 的运动, 随后的帧 114、116 的实际位置和旋转可以不同于对照帧 110。

[0077] 对照帧 110 可以是在多光谱医学成像装置 10 的特定临床时间段中捕获的第一图像帧。即, 相同的对照帧 110 可用于患者的成像时间段的整个持续时间(例如几分钟)。在这种情况下, 处理器 46 可以配置成基于所计算的图像配准系数的特定阈值确定过度运动校正, 并向临床医生发出警告。或者或另外, 可周期性地选择新的对照帧 110, 例如每隔几秒钟、每 M 个图像帧 ($M = 10、40$ 或 100 等) 等等, 以降低图像配准系数要求过多的运动校正或变得太不准确的可能性。

[0078] 可以提取各图像帧 110、114、116 的子区域 118、120、122, 以及可以进行子区域 118、120、122、而不是整个图像帧 110、114、116 上的图像配准系数 112 的计算。子区域 118 具有小于图像帧 110、114、116 的尺寸并远离图像帧的边缘。在该示例中, 每个子区域 118、120、122 是相应图像帧的中央部分 110、114、116。任何合适的尺寸均可以用于子区域。例如, 如果每个图像帧 110、114、116 是 640×480 像素, 则每个子区域 118、120、122 可以是 320×240 像素的位于中心的区域。

[0079] 使用子区域 118、120、122 可以是有益的, 因为预计显著图像背景不存在于图像帧中。即, 预计目标相对于固定背景不移动。相反, 整个视图本身由于患者或装置 10 的运动可以移动。因此, 新的信息可以进入视野和现有的信息可以离开视野。子区域 118、120、122 传递在运动期间保持一致的特征, 因而允许运动校正。此外, 鉴于子区域更小, 全部的图像配准处理可以进行得更快。

[0080] 图像配准系数 112 的近似值 124 由处理器 46 确定, 所述处理器 46 在图像帧 110、114、116 的子区域 118、120、122 的空间变换 128 上进行相关性分析 126, 其提供用于后续帧 114、116 的偏移近似值 130。

[0081] 在确定图像配准系数 112 的近似值 124 之后, 处理器 46 使用近似值 124 将偏移和旋转近似值应用到后续图像帧 112、114、116 的子区域 120、122 中。这将子区域 120、122 与对照子区域 118 粗略地对准。处理器 46 随后在图像帧 110、114、116 的近似对准的子区域 118、120、122 上执行特征检测 132, 以便微调 134 近似偏移值和计算配准系数 112 的最终值

136。

[0082] 将图像配准系数 112 的近似值 124 离散判定为配准系数 112 的最终值 136 可以提高图像配准的速度以及减少处理需求,因为在粗略对准的图像上进行特征检测。

[0083] 对于由近红外图像传感器 20 捕获的近红外图像帧,特征检测 132 可以包括检测目标组织 24 的脉管系统。脉管系统可以显示出边缘以及显著特征,其可以协助计算图像配准系数 112 的最终值 136。

[0084] 关于由可见光图像传感器 22 捕获的图像帧,皮肤上的体毛在目标组织 24 上方。在脉管系统成像中常常是不希望的特性的体毛,可以由特征检测 132 明确靶向,因为体毛已发现提供显著的边缘。另外或替代地,特征检测可以包括检测目标组织 24 上方的皮肤表面上的油墨标记。这样的标记可以由临床医生设置。

[0085] 处理器 46 随后进行图像测绘 138,以使用图像配准系数 112 的最终值 136 来对齐后续图像帧 114、116 和对照图像帧 110,以获得一个或多个运动校正的图像 140。

[0086] 可以对所捕获的各波长带、包括一个或多个近红外波长带和可见光波长带,进行图 8 中所示的运动校正处理。当对至少一个近红外带和可见光带进行这样的处理时,可以提高图像配准的精度以及由此运动校正的精度,因为这些波长带具有显著特征。

[0087] 以上讨论的运动校正的图像配准技术也可以用于自动对齐由两个图像传感器 20、22 捕获的图像帧,以校正两个图像传感器 20、22 相对于彼此的未对准。未对准可以视为运动伪差,其可以通过与以上讨论的运动校正处理相似或相同的处理校正。为了实现未对准的校正,通过两个图像传感器 20、22 捕获标准图案的一个或多个图像。图像配准处理随后使用标准图案的图像,以得到偏移系数。这个程序在制造时可以进行一次,以确定在装置 10 的使用寿命内可以存储在存储器 44 中的偏移系数。在操作期间,处理器 46 参照偏移系数使两个图像传感器 20、22 所捕获的图像相对于彼此对齐。这可以有利地允许两个图像传感器 20、22 在制造过程中的物理对准的一些误差,同时提供近红外和可见光图像之间的数字对准,以便改进黑色素校正和参照可见光图像的任何其它的校正。

[0088] 如图 9 所示,处理器 46 也可以配置成进行掩模,以从组织动态氧饱和度图谱 50 删除高曲率的区域。图 9 示出了目标组织的组织动态氧饱和度图谱 50 的样本图像。大的中央区域 150 包含假色、如使用本文中所讨论的技术来确定的氧合 / 脱氧信息。相对于图谱 50 的平面,高曲率的区域被掩模,以用选择用于增强临床医生理解的显影取代氧合 / 脱氧信息。高曲率区域上的掩模的示例示于 152。

[0089] 从诸如目标组织 24 的漫反射表面观察到的辐射强度与物镜 16 (图 1) 的视线和表面法线间的角的余弦值成正比。目标组织的任何曲率可以降低由图像传感器 20、22 捕获的光的强度。表面曲率引起的氧饱和度值的误差可能误导临床医生。掩模被选择施加到其中误差大于阈值量的区域。

[0090] 为了产生掩模 152,分析捕获的各近红外波长带的图像帧,以识别相对于相邻区域辐射强度已经下降超过阈值量的区域。在一个示例中,强度变化的阈值量可以选择为 20%。这可以在像素 * 像素的基础上进行。掩模被施加到所有捕获的近红外图像帧 72 (图 2) 共有的区域,所述区域贡献了相同的输出帧 74 以及处理器 46 确定强度已下降超过阈值量。这可以在考虑的区域中指示目标组织的曲率阈值量的存在。

[0091] 图 10 的流程图示出了掩模处理的示例。这仅仅是示例,并且在执行中可以使用其

他处理、算法、或计算。

[0092] 在步骤 160 中,对贡献了当前输出图像的当前近红外图像帧的当前区域进行分析。将当前区域的强度值与一个或多个相邻区域相比较。每个区域可以是像素或像素组。如果在步骤 162 中当前区域的强度值比相邻区域的强度值不低于至少所述阈值量,则在该区域不进行掩膜并在步骤 164 中选择当前图像中的下一区域。如果当前区域的强度值比相邻区域的强度值低至少所述阈值量以及当前图像帧 72(图 2)是属于输出帧 74 的一组图像帧所分析的最终图像帧 72,如由步骤 166 所确定的,则步骤 162 的测试已满足贡献当前输出帧 74 的所有图像帧 72 以及在步骤 168 中所述区域被掩模。否则,步骤 166 确定具有其他的图像帧来分析当前输出帧,以及步骤 170 选择下一个这样的图像帧。在步骤 168 中确定区域被掩模之后,则在步骤 172 中处理进行到下一输出帧,以及在步骤 164 中为这样的输出帧的第一图像帧选择第一区域。

[0093] 除了掩膜之外或替代掩膜,如果目标组织 24 的曲率是已知的或可估计或计算的,则一个或多个曲率校正因子可以应用于补偿曲率的影响。

[0094] 如图 9 所示,处理器 46 可以进一步配置成使用近红外图像帧,以识别目标组织 24 中的静脉,并从组织动态氧饱和度图谱 50 删除静脉。所测量的反射率强度可以被修改,以补偿在静脉处的氧合/脱氧作用,从而有效地从视图中隐藏静脉,并因此删除与组织氧合的显影不相关的信息。分析近红外图像帧的反射率强度以检测静脉可以包括对等吸光点的任一侧进行分析。

[0095] 可以实现关于运动校正的上述的特征提取技术,以实现静脉补偿。处理器 46 可以配置成执行特征提取,以检测静脉边界和内部并增强用于显影的静脉区域。处理器 46 可以配置成用由所检测的静脉区域确定的一个或多个掩模修饰组织动态氧合图谱。另外或替代地,装置 10 可以配置成经由显示器 48 输出对组织动态氧合图谱有贡献的静脉的指征。这种指征可以包括静脉轮廓或类似的显影。

[0096] 如图 11 所示,处理器 46 可进一步配置成在组织动态氧饱和度图谱的帧序列上进行时间差分操作。时间差分操作示出了相对于组织动态氧饱和度图谱的对照帧的氧饱和度。

[0097] 可以实时输出或从存储器回放如使用本文中讨论的技术所测量的输出帧 74 的序列。输出帧 74 形成目标组织的组织动态氧饱和度图谱。一个这样的输出帧 74 可以被选择为对照帧。差分操作 182 可以用来从随后的输出帧 74 中减去对照帧 180,以获得差分帧 184。差分操作 182 可以是一个简单的差分或高阶差分。差分帧 184 可以实时输出或从存储器回放为组织动态氧饱和度差分图谱。当组织动态氧饱和度图谱被记录时,也可以为对早于对照帧 180 的输出帧 74 如上计算差分帧 184。

[0098] 具体的对照帧 180 可以由临床医生进行选择,以便在无需造影剂的情况下观察和记录氧饱和度相对于对照的变化。这可以有助于穿孔器的灌注的限量分析。例如,在将当前输出帧 74 设置为对照帧 180 之前,临床医生首先夹紧/阻塞感兴趣的穿孔器,并等待指定的持续时间(例如 2 分钟)。然后,临床医生释放/打开夹紧/阻塞的穿孔器。差分图谱(释放之前和释放之后)可以用于量化由穿孔器供给的组织区域,并也识别穿孔器灌注的限量。此外,通过在一组穿孔器的每个上重复灌注试验的限量并使用组织动态氧饱和度图谱来量化由各穿孔器供给的区域,临床医生可以识别主穿孔器。

[0099] 激光成帧阵列 62 的示例示于图 12。每个激光器 66 被定位成将其激光点 190 发射到目标组织上方的皮肤表面上。激光点用于辅助装置 10 的相对于目标组织的手动定位。激光源 66 可以布置成以任何合适的布置、例如所示的矩形提供点 190。由点定义的区域可以视为组织氧合作用的多光谱成像的感兴趣的区域 192。可以使用任何数量的两个或多个激光源 66。

[0100] 激光源 30 可以选择为具有任何合适的波长。如果使用可见光激光器,则可见光图像传感器 22 可以捕获从皮肤表面反射的激光点的光。通过从可见光图像帧中提取点 190 并将点 190 或其表现形式插入到输出图像帧,处理器 46 还可以配置为包括组织动态氧饱和度图谱中的激光点 190。可见光激光器的优点在于,不被近红外图像处理干扰,并且不会显著影响氧合图谱。如果使用近红外激光器,可以选择合适的近红外波长,使得近红外图像传感器 20 将点 190 固有地捕获为图像捕获处理的一部分。在没有额外处理的情况下,激光点 190 然后包含在组织动态氧饱和度图谱中。然而,可能需要将处理器 46 进一步配置成进行氧合计算时检测并忽略激光点 190。

[0101] 能够比较来自患者的相同解剖区域的不同时间点的图像,在临床上是有意义的。这些图像可在单个程序的不同点、间隔几分钟或几小时取得,或者可以间隔几天甚至几周取得,因为作为程序规划的程序预先评估、或者监控或评估在不同时间段取得的进展图像的后评估的一部分应当匹配,使得它们在相同尺度和旋度上比较同一解剖区域。激光成帧阵列 62 可以用于在定位物镜 16 垂直于正在成像的表面方面可视地辅助装置 10 的使用者。在上述示例中,可预料点 190 在感兴趣的区域 192 周围形成矩形形状。任何倾斜(例如,限定了拱顶石或梯形形状的点)将指示临床医生目标组织或装置 10 可能需要被重新定位。

[0102] 参照图 13,激光点 190 可以记录到所捕获的图像。因此,在先前记录的图像 196 中所记录的激光点 194 可以在目标的物镜视图和当前投射的激光点 190 之间形成容易识别的视觉对照。因此,捕获新的图像的临床医生可以手动对齐先前记录的图像 196 的解剖特征 198(即静脉、头发、肚脐、边缘)和新的图像中的这样的特征 200 两者,以及相比于已记录的图像 196 中的激光点 194,对齐新的图像中的激光点 190。手动对齐可以包括平移/旋转目标与装置之一或两者。

[0103] 也如图 13 所示,激光源 66 可以安装到装置 10 的物镜附近的壳体 58 上并且通常沿与物镜的主光轴相同的方向对准。

[0104] 如果在所记录的和新的图像的解剖学特征 200、198 之间具有显而易见的精确的对准,但在激光点 190、194 的位置之间具有差异,则处理器 46 可以应用诸如双线性变换的空间变换,以校正两个图像之间的空间差异。这可以用来校正两个图像之间的在标准/偏斜上的细微差异。

[0105] 所存储的与新图像之间的精确对准可以允许准确比较组织氧合作用的精确局部变化。这可以使得临床医生可以改进护理和/或启动干预措施。

[0106] 图 14 示出了适合用作激光成帧阵列 62 的另一激光成帧阵列 204。可以提供线产生光学器件 206 将激光线 208 发射到目标组织上方的皮肤表面上。激光线 208 包括之前讨论的激光点 190,并且也适用相同的一般原理。可以参考上述描述。激光器 66 和光学器件 206 可以布置成使得线形成矩形框或界定感兴趣的区域 192 的其它形状。激光线的一个优点是,操作者可以发现其是更明显的,并且因此装置 10 可以更方便使用。

[0107] 图 15 示出了激光定位阵列 60 的示例,其配置成协助将装置 10 定位在距离目标组织的目标距离处,目标距离是例如物镜的合适的焦距。示例性的目标距离为约 610 毫米。

[0108] 第一定位激光器 64 定位在距物镜 16 的光轴 210 的第一偏移距离处,并相对于光轴 210 以第一角度 212 对准。第一定位激光器 64 旨在将第一定位激光斑点 214 发射到目标组织上方的皮肤表面 216 上,如图 16A 所示。第一定位激光器 64 被固定到多光谱医学成像装置 10 的壳体 58 或其它部件上。因此,当装置 10 朝向和远离所述表面 216 移动时,第一定位激光斑点 214 沿着第一路径 218 穿过。

[0109] 第二定位激光器 64 定位在距物镜 16 的光轴 210 的第二偏移距离处,并相对于光轴 210 以第二角度 220 对准。第二定位激光器 64 旨在将第二定位激光斑点 222 发射到目标组织上方的皮肤表面 216 上,如图 16A 所示。第二定位激光器 64 被固定到装置 10 的壳体 58 或其它部件上。因此,当装置 10 朝向和远离表面 216 移动时,第二定位激光斑点 222 沿着第二路径 224 穿过。

[0110] 第一和第二角度 212、220 位于不同的平面,每个平面包括光轴 210。光轴 210 可以认为是这些平面的交线。即,第一和第二定位激光器 64 均从光轴 210 侧向偏移,并且在角度上也彼此偏移。如果第一定位激光器 64 在以光轴为中心的圆上的 0 度的位置,则第二定位激光器 64 在不同的角度,例如 90 度。在该示例中,第一和第二定位激光器 64 定位在相距大约 90 度。

[0111] 选择第一和第二偏移距离与第一和第二角度 212、220,以使当目标组织是距离物镜 16 的目标距离时第一定位激光斑点 214 和第二定位激光斑点 222 在光轴处重合。这示于图 16C。

[0112] 可以选择第一和第二偏移距离与第一和第二角度 212、220,以当物镜到目标组织的表面 216 的距离大于目标距离时将第一和第二定位激光斑点 214、222 定位在物镜 16 的光轴 210 的一侧 230 上(图 16A)。相反地,当物镜到目标组织的距离小于目标距离时,第一和第二定位激光斑点 214、222 出现在相对侧 232 上(图 16B)。

[0113] 当临床医生相对于目标组织移动装置 10 时,或反之亦然,两个定位斑点 214、222 沿其各自的路径 218、224 移动。如果装置 10 和目标组织过于接近,如图 16B 中所示,则定位斑点 214、222 在目标表面 216 的一侧 232 上的作为单独斑点出现。如果装置 10 和目标组织过远,如图 16A 中所示,定位斑点 214、222 在目标表面 216 的相反侧 230 上的最为单独斑点出现。调整装置 10 在沿导致斑点分散的方向上到目标组织的距离指示临床医生调整是相反于所需的。调整装置 10 在沿导致斑点 214、222 聚集的方向上到目标组织的距离指示临床医生调整是在正确的方向上,直至斑点 214、222 重合从而指示已经到达目标距离,如图 16C 中所示。

[0114] 可见光图像传感器 22 和处理器 46 可以配置成捕获和监测斑点 214、222 的位置并经由显示器 48 或用户界面 52 的诸如扬声器的部件向用户输出关于斑点 214、222 的位置和/或将装置 10 移动到目标距离的方向的指示。这种指示可以是原始距离信息、视觉或听觉警告(例如“目标太近”、“目标太远”)等的形式。此外,处理器 46 可以配置成当氧饱和度图像捕获启动时自动关闭激光器 64。

[0115] 多光谱医学成像装置 10 能够协助确定静脉阻塞以及静脉和动脉阻塞。

[0116] 图 17 示出由装置 10 计算的血红蛋白的去饱和速率的图表,用于模拟静脉阻塞以

及模拟静脉和动脉阻塞。x 轴是样品点,代表时间,而 y 轴是氧饱和度百分比。

[0117] 如可以看到的,静脉阻塞表现出更慢的氧去饱和速率,而静脉和动脉阻塞表现出更快的氧去饱和速率。静脉阻塞也不会达到与静脉和动脉阻塞一样低的氧饱和度水平。

[0118] 可以用可选择的阈值水平 250 将装置 10 配置成协助区分静脉阻塞以及静脉和动脉阻塞。另外或替代地,装置 10 可以配置成计算和可选择地输出作为一个整体的目标组织 24 的氧饱和度随时间变化的图表,类似于所示的,以允许临床医生观察这样的图表并将这样的图表与可选择的阈值水平 250(如果提供的话)进行比较。也可以提供一个或多个对照斜率 252,以协助临床医生评估去饱和速率。

[0119] 装置 10 可以配置成提供用于选择阻塞的测试持续时间、例如 45 秒、1 分钟等。

[0120] 多光谱医学成像装置 10 能够检测目标组织中的水含量。所述装置因此还可以配置为通过检测由感兴趣的区域中的静脉阻塞引起的增加的水滞留以检测静脉阻塞。

[0121] 考虑到上述情况,本发明的许多优点对本领域技术人员应当是显而易见的。本文中所讨论的技术实时或接近实时动态地提供了大面积的多光谱成像。可以在没有移动部件的情况下实现视频帧速率。为环境照明、患者肤色、曲率和脉管系统的存在提供了补偿。本发明还提供了以方便和可重复的方式使装置对准在正确的焦距处和朝向感兴趣的区域。此外,提供了有用的补充特征,例如氧去饱和和静脉 / 动脉阻塞检测的时间差分的显影。

[0122] 虽然上述提供某些非限制性示例实施例,但是应该理解的是,上述的组合、子集和变化是可以想到的。所要求的专利由权利要求书限定。

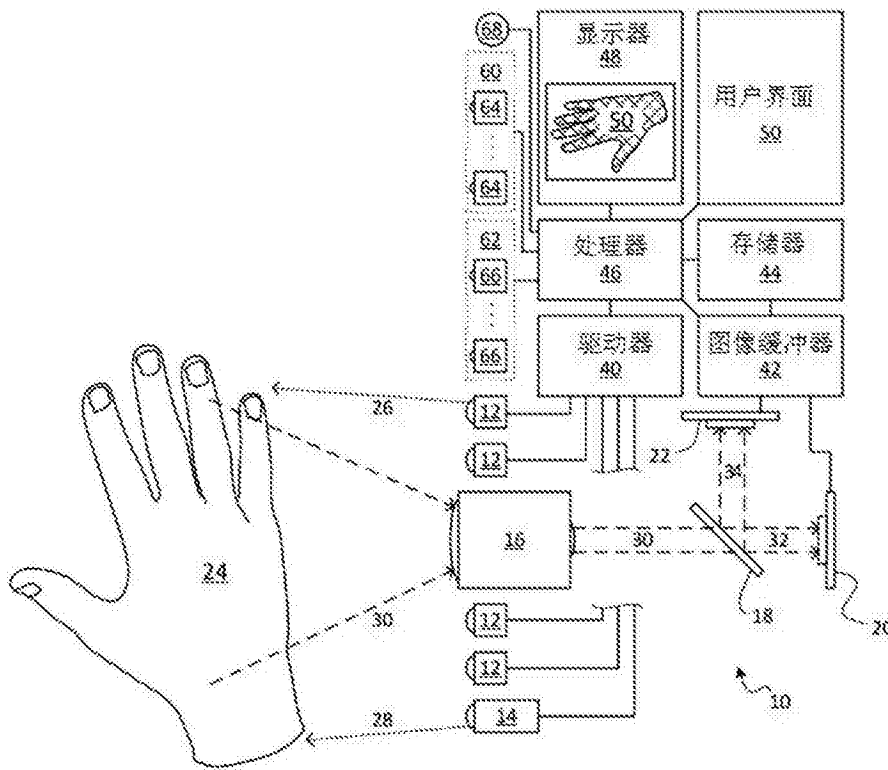


图 1

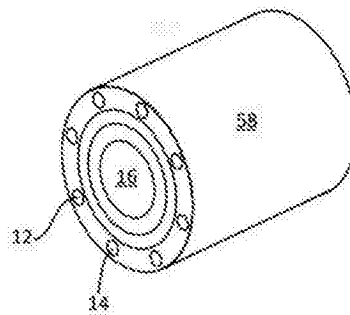


图 2

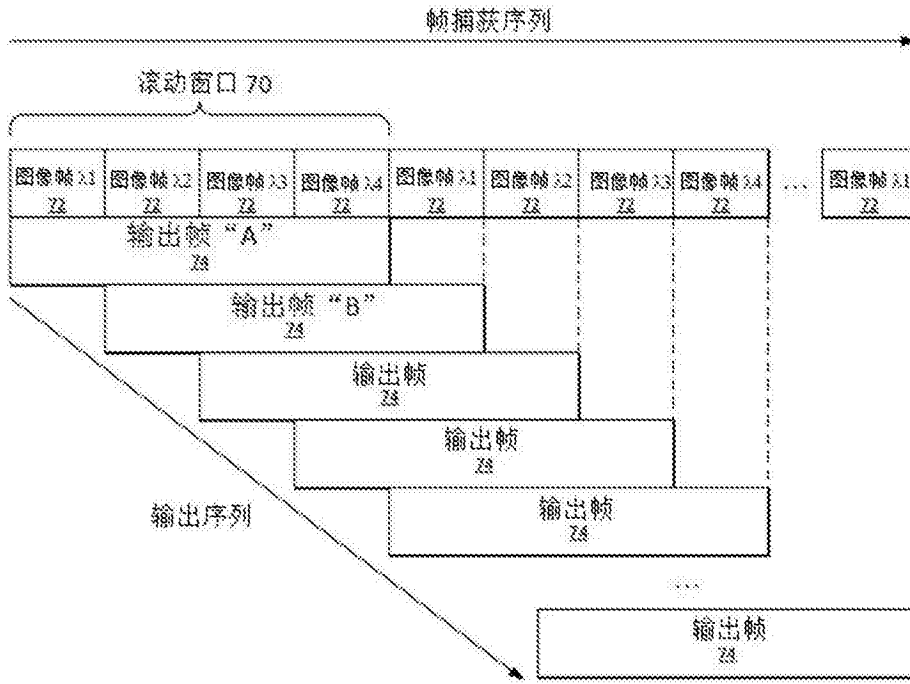


图 3

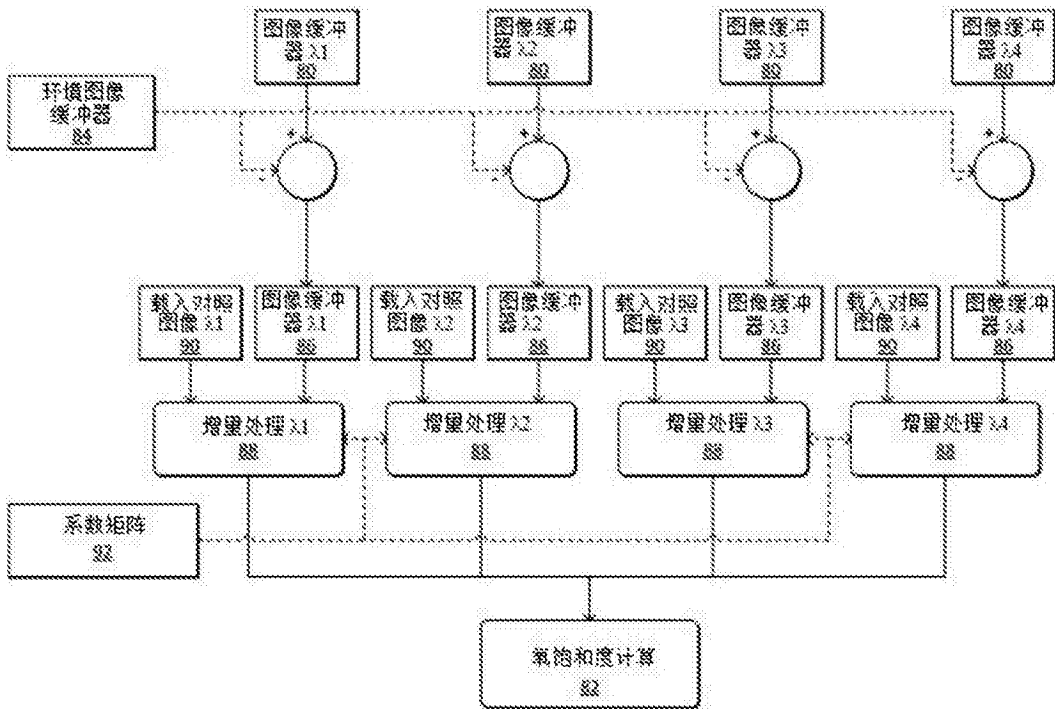


图 4

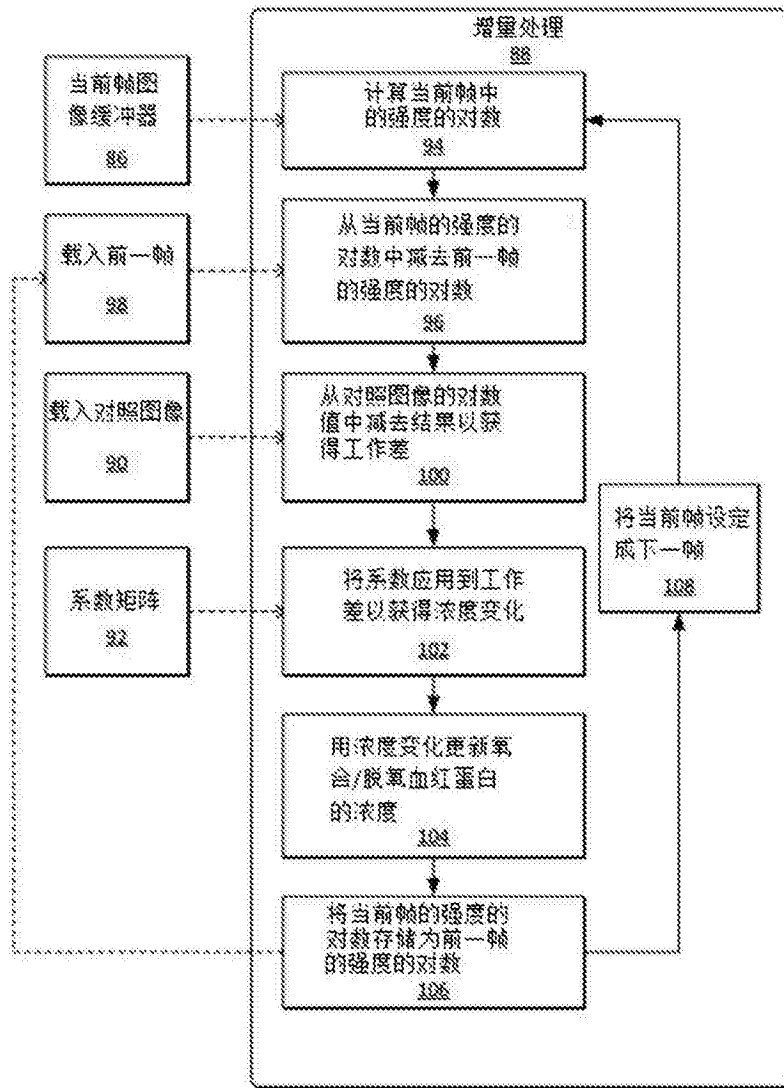


图 5

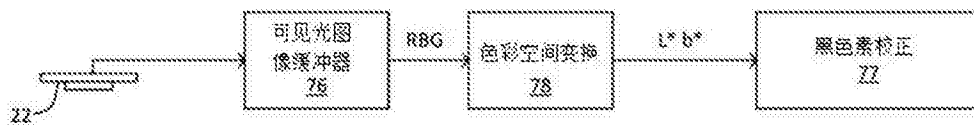


图 6

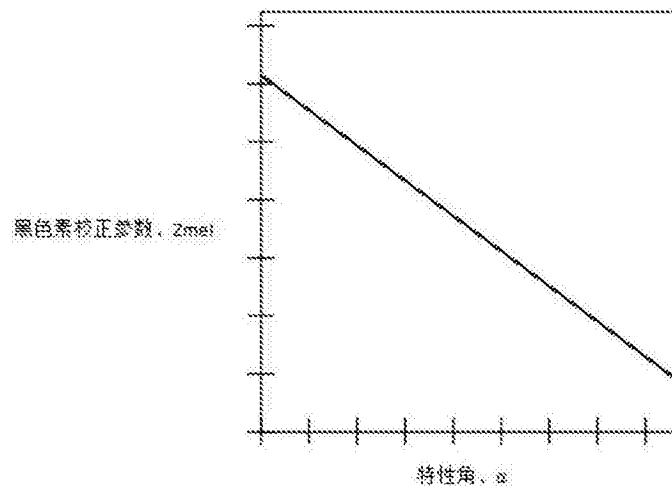


图 7

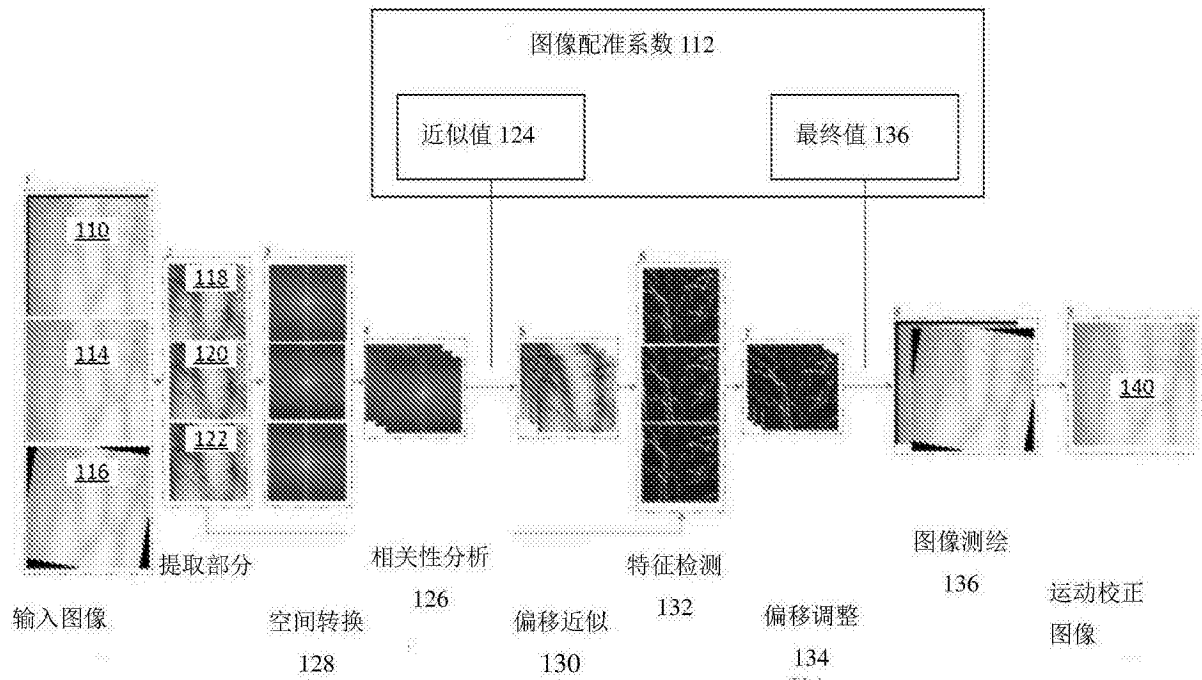


图 8

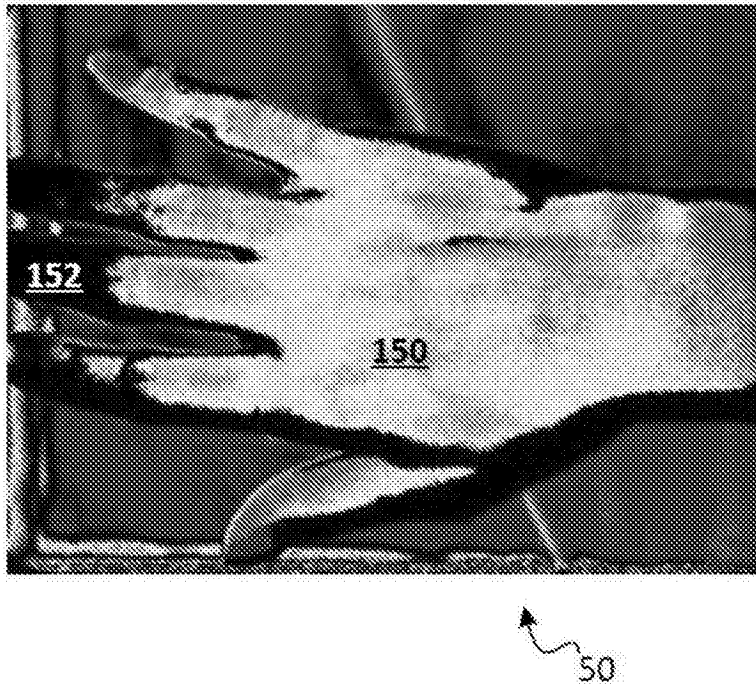


图 9

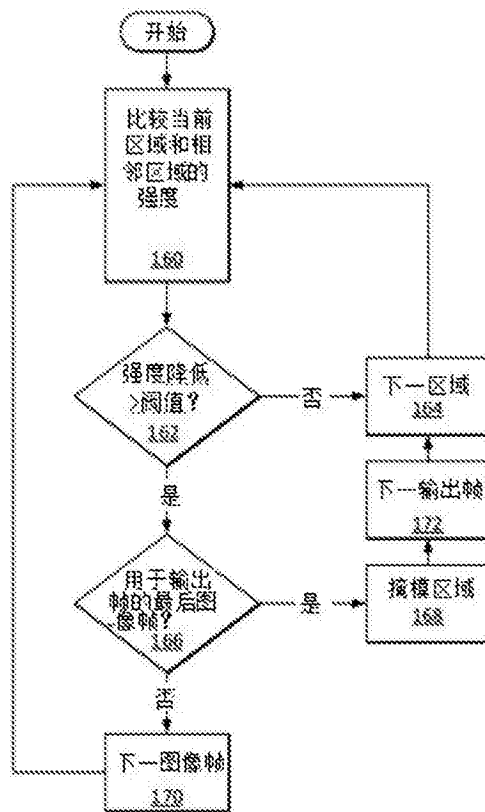


图 10

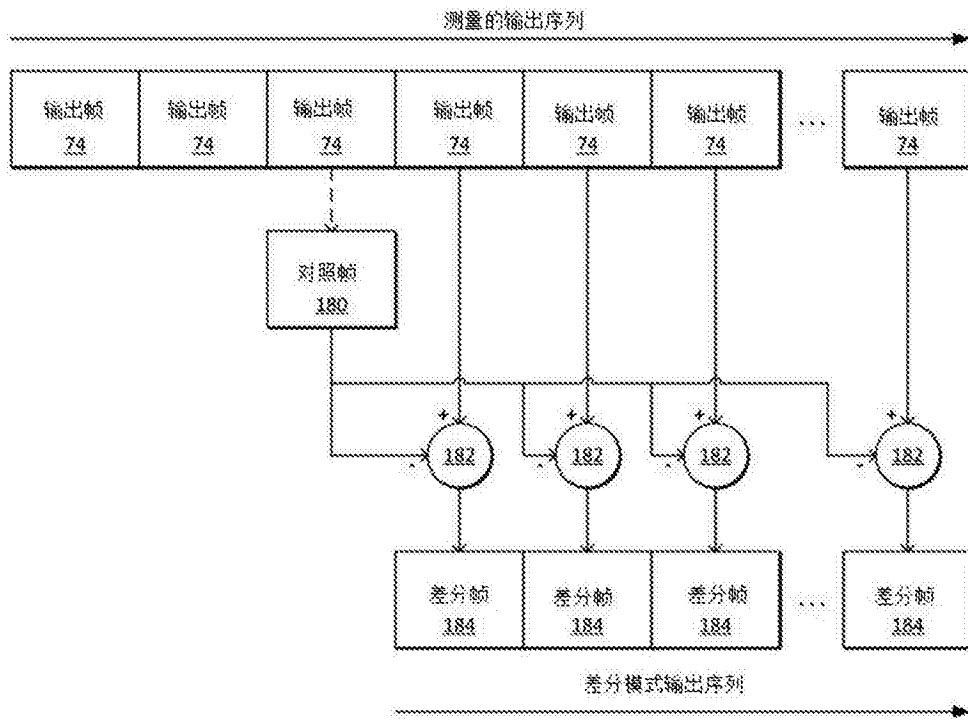


图 11

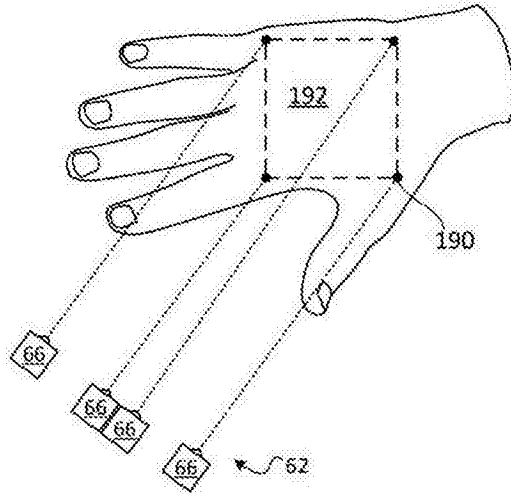


图 12

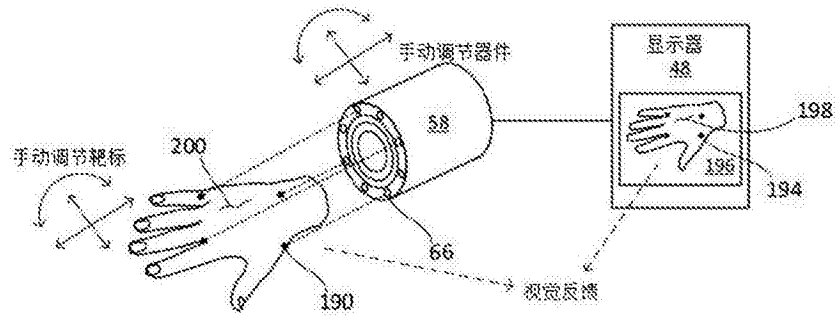


图 13

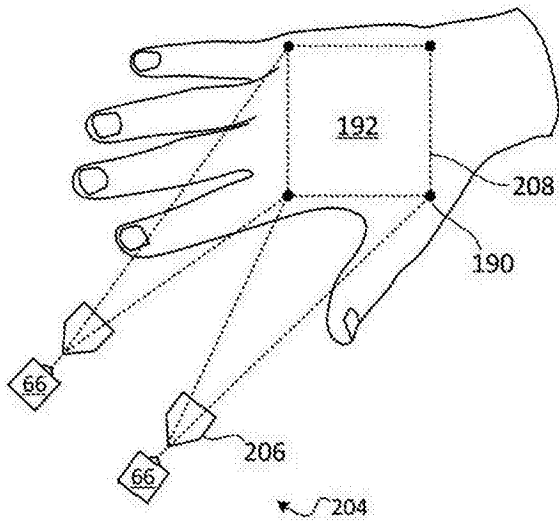


图 14

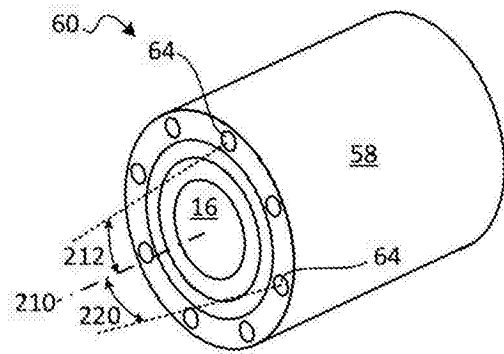


图 15

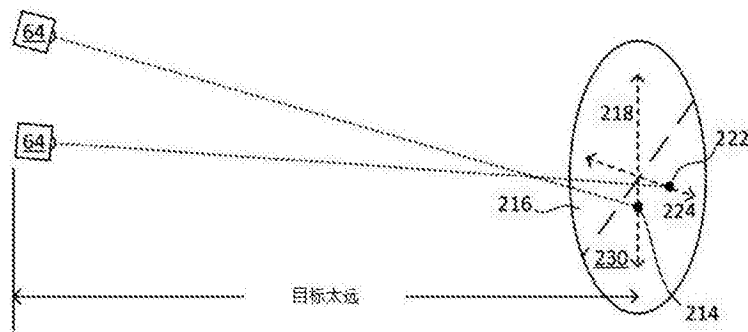


图 16A

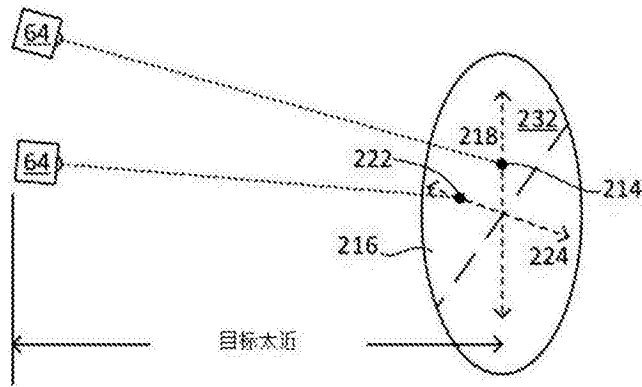


图 16B

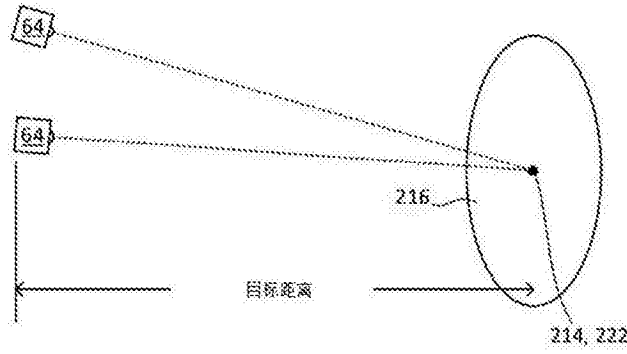


图 16C

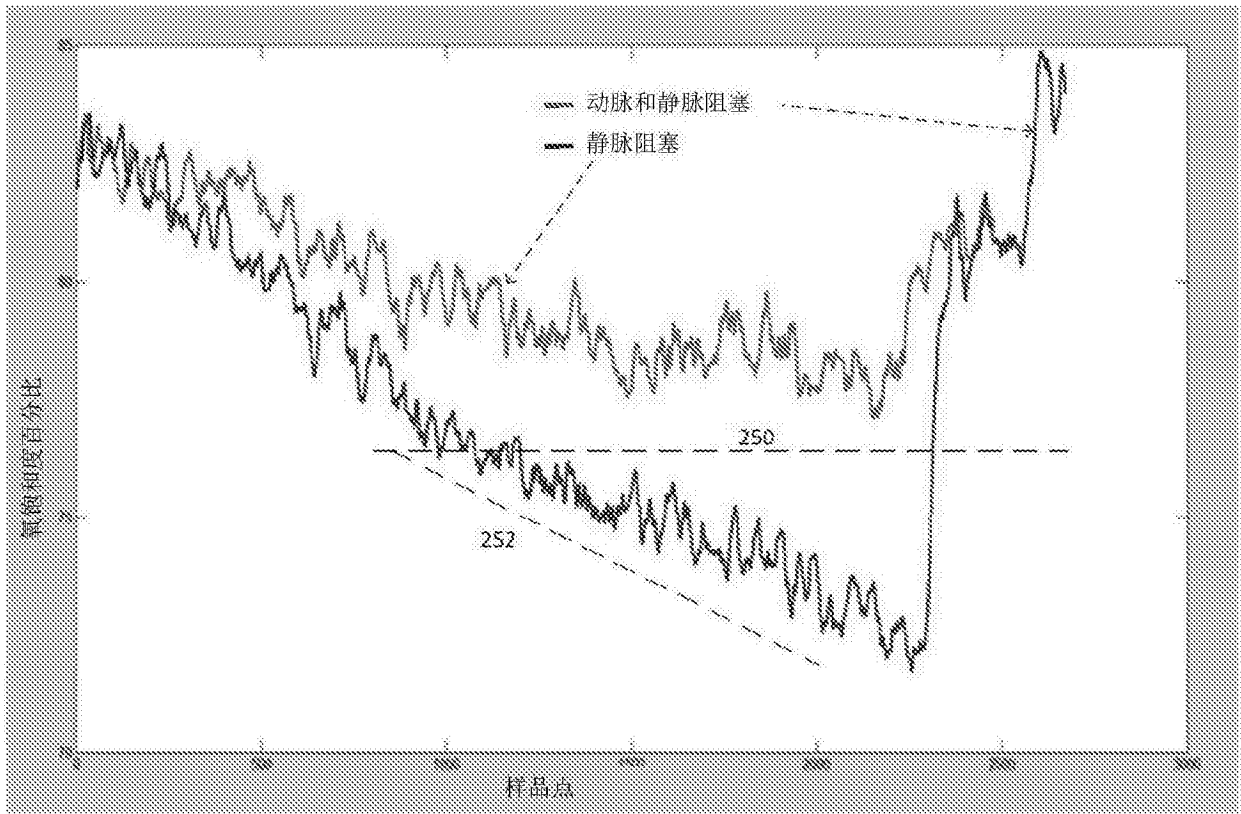


图 17

