



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104661582 A

(43) 申请公布日 2015. 05. 27

(21) 申请号 201380036917. 0

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(22) 申请日 2013. 05. 14

代理人 周靖 郑霞

(30) 优先权数据

61/646, 822 2012. 05. 14 US

61/722, 780 2012. 11. 05 US

61/776, 577 2013. 03. 11 US

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 01. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/040976 2013. 05. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/173356 EN 2013. 11. 21

(71) 申请人 高斯外科公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 阿里·赞迪法 西达斯·塞提斯

凯文·J·米勒

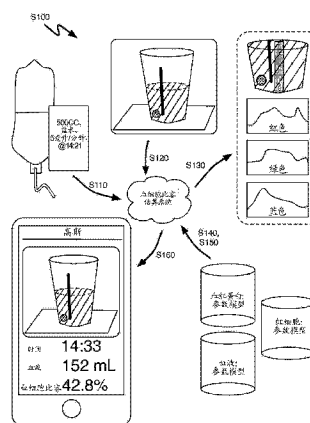
权利要求书3页 说明书21页 附图14页

(54) 发明名称

处理患者失血的系统与amp;方法

(57) 摘要

本发明公开了一种用于处理患者失血的不同方法,其包括以下步骤:接收实物样本图像;从对应实物样本的图像区域中提取特征;根据提取的特征,估算实物样本的血液体积指标;基于血液体积指标,估算患者失血量;基于估算的患者血液体积指标和估算的患者失血量,估算正常血容量的患者的血细胞比容值;接收患者血细胞比容测量值;基于患者血细胞比容测量值和估算的正常血容量的患者的血细胞比容的对比,生成容量状态指标。



1. 一种处理患者失血的方法,包括:
 - 接收实物样本的图像;
 - 从与所述实物样本对应的图像的区域提取特征;
 - 根据提取的特征,估算所述实物样本的血液体积指标;
 - 根据所述血液体积指标,估算患者失血量;
 - 根据估算的患者血液体积和所估算的患者失血量,估算正常血容量患者血细胞比容;
 - 接收测量的患者血细胞比容;以及
 - 根据所测量的患者血细胞比容和所估算的正常血容量患者血细胞比容之间的比较,生成血容量状态指标。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括追踪患者静脉输液量,以及根据先前的患者血细胞比容、所估算的患者失血量、患者输液量和所估算的患者血液体积,估算患者体内循环的血细胞比容。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,还包括根据所估算的患者体内循环血细胞比容和所测量的患者血细胞比容之间的差异,推断感觉不到的患者液体损失体积。
4. 根据权利要求 2 所述的方法,还包括根据所估算的患者体内循环血细胞比容和所估算的正常血容量患者血细胞比容之间的差异,估算注射给患者以补充血液体积损失的液体的效果。
5. 根据权利要求 2 所述的方法,还包括在第一时间相关图中绘制所估算的患者体内循环血细胞比容和一组先前估算的患者体内循环血细胞比容,并且在第二时间相关图中绘制患者输液体积。
6. 根据权利要求 2 所述的方法,其中追踪患者静脉输液量包括追踪从输血袋静脉输入患者的异体血,其中估算患者体内循环血细胞比容包括还根据所述输血袋中的异体血的血细胞比容,估算所述患者体内循环血细胞比容。
7. 根据权利要求 6 所述的方法,其中追踪患者静脉输液量包括:接收所述输血袋的第二图像;从与所述输血袋对应的所述第二图像的区域提取颜色相关的特征;并根据所述颜色相关的特征,估算所述输血袋中的异体血的血细胞比容。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中估算患者失血量还包括根据所估算的患者失血量和先前估算的一组先前的实物样本的血液体积,在时间相关图中显示所估算的总失血量。
9. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括响应于血容量状态指标超过血容量状态指标阈值而触发警报。
10. 根据权利要求 1 所述的方法,其中估算所述正常血容量患者血细胞比容包括根据指定利用盐水对估算的患者血液损失总体积进行体内循环补充的正常血容量血液模型,估算所述正常血容量患者血细胞比容。
11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中生成所述血容量状态指标包括生成包含所述血容量状态指标和一组先前的血容量状态指标的时间相关图。
12. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括:根据所述血容量状态指标和先前的血容量状态指标之间的差异,预测未来的血容量状态指标;以及,响应于所述先前的血容量状态指标超出血容量状态指标阈值,触发警报。

13. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中估算所述正常血容量患者血细胞比容包括根据患者的体重、患者的身高、患者的性别和患者的年龄, 估算患者的初始血液体积。

14. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中生成所述血容量状态指标包括按规则时间间隔从光学体内循环血细胞比容监测器接收测量的患者血细胞比容, 并且其中估算所述正常血容量患者血细胞比容包括还根据从所述光学体内循环血细胞比容监测器输出的先前测量的患者血细胞比容, 估算所述正常血容量患者血细胞比容。

15. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中接收实物样本的图像包括: 从光学传感器接收所述实物样本的静态彩色图像, 所述实物样本包括外科纱布海绵、外科手术巾、外科敷料、外科吸筒和细胞回收筒中的一种。

16. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中从所述图像的区域提取特征包括提取在所述图像的所述区域内的一组像素的颜色强度值, 其中估算所述实物样本的所述血液体积指标包括执行参数模型来将所述颜色强度值转化成所述实物样本中的红细胞数量。

17. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中估算所述患者失血量包括根据从所述图像的所述区域提取的特征, 利用所估算的所述实物样本中的血液体积来更新所估算的患者总失血量。

18. 一种处理患者失血的方法, 包括:

- 追踪患者静脉输液量;
- 接收实物样本的图像;
- 从与所述实物样本相关的图像的区域提取特征;
- 根据提取的特征估算所述实物样本的红细胞含量;
- 根据所估算的所述实物样本的红细胞含量, 估算所述实物样本的体外血液含量; 以及
- 根据患者的先前血细胞比容、患者输液量和所估算的所述实物样本的体外血液含量, 估算患者的血细胞比容。

19. 根据权利要求 18 所述的方法, 其中追踪患者静脉输液量包括记录对患者注射已知成分的晶体液的初始时刻, 以及根据输液速率追踪对患者注射所述晶体液的量, 其中估算患者血细胞比容包括还根据所述晶体液的所述已知成分来估算患者的血细胞比容。

20. 根据权利要求 18 所述的方法, 其中从与所述实物样本相关的所述图像的区域中提取特征包括从所述图像的区域的一组像素中提取一个子组的像素, 其中估算所述实物样本的红细胞含量包括将所述一个子组的像素与已知红细胞含量的模板图像库中的模板图像相匹配。

21. 根据权利要求 20 所述的方法, 其中接收实物样本的图像包括接收外科海绵纱布的图像并且将所述图像的时间标签与所述外科海绵纱布使用的时间相关联, 其中估算所述实物样本的体外血液含量包括根据在所述外科海绵纱布使用时间的近似时间所估算的患者血细胞比容, 将所估算的实物样本的红细胞含量转化成体外血液体积。

22. 根据权利要求 18 所述的方法, 其中接收所述实物样本的图像包括接收外科吸筒的连续图像组中的后续图像, 在所述图像组中的每个图像都和时间相关联, 其中估算所述实物样本的体外血液含量包括根据基于所述连续图像组中的每个图像对所述外科吸筒的体积的估算、基于所述连续图像组中的每个图像估算的患者的血细胞比容和基于在时间上的所述连续图像组中的每个图像估算的所述外科吸筒的红细胞含量, 来估算所述外科吸筒中

的体外血液含量。

23. 一种处理患者失血的系统,包括:

- 接口,其接收与患者静脉输液相关的数据;
- 光学传感器;
- 处理器,其与所述光学传感器和所述接口相连接;

• 软件模块,其在所述处理器上执行并指示所述光学传感器捕获实物样本的图像,所述软件模块还指示所述处理器根据所述接口接收到的数据追踪注射到患者的液体量,以根据从所述图像提取的特征来估算所述实物样本的红细胞含量,并根据患者先前的血细胞比容、注射到患者的液体和所估算的所述实物样本的红细胞含量,来估算患者的血细胞比容;以及

• 显示器,其和处理器相连接,并接收来自所述软件模块的指令,以显示所估算的患者血细胞比容。

处理患者失血的系统与amp;方法

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及外科领域,并且更具体地涉及运用于外科实践中的、新型有效的处理患者失血的系统与amp;方法。

背景技术

[0002] 对于医院、诊所和其他医疗机构而言,高估和低估患者的失血状况都是高昂运营费用和外科手术费用的显著成因。具体来讲,高估患者的失血状况会导致可用于输液质量的血液的浪费,使医疗机构承担较高的运营成本,并能够造成血荒。低估患者的失血状况,是出血事故中延误康复和输液的关键因素;同时由于低估患者的失血状况所导致的本可避免的患者感染、重复入院和法律诉讼等事件中,每年造成数十亿美元的支出。在出血、输液和静脉盐水注射的过程中,无知的预计不同患者的血细胞比容会进一步地加深对患者的红细胞损失的估算的不准确性,同时对患者接受静脉注射的时间和供给患者的输液量产生负面影响。因此,在外科领域中需要新型有效的系统与amp;方法来处理患者失血。本发明便能提供这样的新型有效的系统与amp;方法。

附图说明

- [0003] 图 1 所示的流程图是方法一的表示;
- [0004] 图 2 所示的流程图是方法一的一种变化的表示;
- [0005] 图 3 所示的流程图是方法一的表示;
- [0006] 图 4 所示的流程图是方法一的一种变化的表示;
- [0007] 图 5 所示的流程图是方法一的一种变化的表示;
- [0008] 图 6A 和 6B 是按照方法一的一个变化的区域示意表示;
- [0009] 图 7 是按照方法一的一个变化的图形表示;
- [0010] 图 8 是按照方法一的一个变化的图形表示;
- [0011] 图 9 是一个实施例系统的示意表示;
- [0012] 图 10 是本系统的一种变化的示意表示;
- [0013] 图 11 所示的流程图是方法二的表示;
- [0014] 图 12 所示的流程图是方法二的一种变化的表示;
- [0015] 图 13 所示的流程图是方法二的一种变化的表示;
- [0016] 图 14 是方法二的一种变化的图形表示;
- [0017] 图 15 是方法二的一种变化的图形表示。

具体实施方式

[0018] 以下对本发明的具体实施方式的描述并非意在将本发明限制在这些具体实施方式,而是为了使任何一位技术人员都能制作和使用本发明。

[0019] 1. 方法一

[0020] 根据图 1 所示,方法 S100 中处理患者失血的步骤包括:在步骤 (block) S110 中,追踪对患者实施静脉注射的输血量;在步骤 S120 中,接收实物样本图像;在步骤 S130 中,从与实物样本相关的图像区域提取特征;在步骤 S140 中,根据提取的特征估算实物样本的红细胞含量;在步骤 S150 中,根据估算的实物样本的红细胞含量,估算实物样本的体外血液体积;以及,在步骤 S160 中,根据患者先前的血细胞比容值、对患者实施的输血量、以及估算的实物样本的体外血液体积,来估算患者的血细胞比容值。

[0021] 根据图 2 所示,其是方法一 S100 的一种变化,用于处理患者失血的步骤包括:在步骤 S120 中,接收第一实物样本在第一时刻的图像;在步骤 S140 中,根据从第一实物样本的图像中提取的特征,估算第一实物样本的第一红细胞含量;在步骤 S160 中,根据患者最初的血管内的血细胞比容、估算的第一实物样本的第一红细胞含量、以及到第一时刻结束时对患者实施静脉注射的输血量,大体上第一次估算出当前到第一时刻的患者血管内的血细胞比容;在步骤 S220 中,接收第二实物样本在第二时刻的图像;在步骤 S240 中,根据从第二实物样本图像提取的特征,估算第二实物样本的第二红细胞含量;在步骤 S260 中,根据估算的到第一时刻的患者的血管内的血细胞比容、估算的第二实物样本的第二红细胞含量、对患者实施静脉注射的输血量、以及估算的实物样本的体外血液体积,大体上估算出到第二时刻的患者血管内的血细胞比容值。

[0022] 血细胞比容 (HCT) (又称红细胞压积 (PCV) 或红细胞体积分数 (EVF)) 是血液中的红细胞的体积百分率,其数值与血管内红细胞总数 (RBC) 和血浆含量 (PV) 有关,遵循以下公式:

$$[0023] \quad HCT = \frac{RBC}{VB} = \frac{RBC}{RBC + PV}$$

[0024] 其中血液体积 (VB) 等于 RBC 与 PV 之和。血红蛋白是血液中主要的输氧金属蛋白,并且它构成了红细胞大部分 (约如 98%) 的干重。因此,血细胞比容是血液携氧能力的基本指标,而且也是患者液体需求量的指标,例如静脉输液或盐水、血液、血浆、红细胞溶液等的输送的指标。

[0025] 通常,方法一 S100 的作用是根据一段时间上的患者液体损失和注射量,来估算患者血管内的血细胞比容。方法一 S100 运用了机器视觉技术来分析实物样本图像,所述实物样本如外科手术纱布海绵、外科手术巾、外科手术敷料、外科吸筒、细胞回收筒、或外科手术单,来估算患者损失的红细胞量或红细胞体积 (从而估算损失的血液量或血液体积)。方法一 S100 同时在时间上追踪静脉注射液体,比如晶体液 (如盐水) 或胶体液 (如血液或血液成分),从而根据患者循环系统在时间上的液体损失和注射量,持续实际地估算患者当前的血细胞比容。方法一 S100 能够进一步算出用于估算患者当前的血管内的血细胞比容的其他变量,比如最初已知的或估算的血管内的血细胞比容值、估算的体外红细胞质量或体积、估算的体外血红蛋白质量或体积、和 / 或对患者的任何静脉输液或的输液。一般情况下,通过在时间上算出这些变量中的任何一个变量,方法一 S100 能够大体上保持估算的患者血管内的血细胞比容的基本上的可靠性。

[0026] 在医疗事件中,失血会减少血管内血液体积,而且,为了弥补失血,患者常常会在一开始接受盐水点滴或其他非输血的静脉液注射 (即晶体液),来增加血管内液体体积。然而,由于患者血液被盐水或其他非血液体稀释,患者循环系统内的携氧能力降低,既表明

患者血细胞比容减少。随着血液体积的减少和 / 或单位体积血液内的红细胞的减少, 患者的风险增大, 并且因而方法一 S100 能够帮助在医院、医疗诊所或其他医疗机构或设施中追踪和保持患者血管内的血细胞比容。例如, 方法一 S100 可应用于外科手术设施或分娩过程中患者流血的情况, 其中对患者实施盐水注射来维持血管内 (如静脉内) 的体积, 并且随后注射血液成分 (如红细胞) 防止血管内携氧能力过度减少。因此, 方法一 S100 能够追踪患者血管内的液体通量 (flux), 来保持患者估算的当前的血细胞比容, 从而使用户能够 (如外科医生、麻醉师、护士) 避免过量或过少的注射注射液, 否则会导致血液体积过低、血液体积过高和 / 或相应的并发症。

[0027] 此外或可选择性地, 方法一 S100 也用于以下多种情况: 随时间估算患者的总失血量、红细胞或血红蛋白损失量; 检测样本 (如外科手术纱布海绵、外科吸筒) 中存在的血液; 计算血液蔓延速率; 计算血液表面面积; 估算患者风险等级 (如低血液体积性休克); 确定患者出血类别; 提供预警; 建议实施或自动地实施必要的静脉输液 (如血液、盐水); 或提供任何其他功能。

[0028] 根据图 1 和图 2 所示, 方法一 S100 可通过计算机系统实现为血细胞比容估算系统, 其接收输入液体和 / 或注入液体数据; 分析沾血的样本摄影图像来估算患者失血量; 并且根据输液 / 注射数据、估算的患者失血量、和 / 或其他相关信息, 更新估算的患者血细胞比容。该计算机系统可以是基于云计算 (如亚马逊 EC3) 的大型计算机系统、网格计算机系统或其他任何适用的计算机系统。方法一 S100 还可以通过手持 (即移动) 计算设备执行, 比如智能手机、数码音乐播放器、或平板电脑来执行本地血细胞比容估算应用 (如图 2 所示)。例如, 与计算设备集成的摄像机能够捕获实物样本图像, 并且集成在计算设备内的处理器能够执行步骤 S110、S120、S130 等操作。另外或选择性地, 计算设备能够与远程服务器 (比如通过无线连接的互联网上的服务器) 通讯, 其中服务器至少能够执行方法一 S100 的一些步骤, 并且其中将方法一 S100 的至少一些输出传送回计算设备做进一步的分析和 / 或随后发布给用户。该计算设备也可以包括或连接至数码显示器, 这样方法一 S100 就能够通过显示器向用户 (如护士或麻醉师) 显示信息。例如, 与计算设备集成的显示器能够显示估算的血管内的血细胞比容、估算的患者总失血量、血液体积过低或血液体积过低警告、注射特定的静脉注射液的建议或其他相关信息。然而, 方法一 S100 能够在其他任何计算设备、系统或相结合的设备系统上执行。

[0029] 根据图 3 所示, 方法一 S100 中的步骤 S110 列举了追踪患者静脉注射的液体量的方法。通常, 步骤 S110 的作用是收据关于患者血液、盐水和 / 或其他注射液和 / 或输入液的时间相关的数据, 其使方法一 S100 能够在结合关于注射液和 / 或输入液的成分的数据时, 估算出患者循环系统中液体体积和液体成分的变化。因此步骤 S110 能够追踪对患者注射的晶体液 (如盐水)、胶体液 (如血液)、和 / 或其他液体, 而不论其是单独注射还是同时注射。

[0030] 通过记录注射液体的初始时刻, 并根据输液速率追踪对患者注射的液体的量, 步骤 S110 就能够监控静脉液体的注射。在示例实现方式中, 执行方法一 S100 的计算机系统可能包括接口, 用户能够通过该接口输入液体注射或液体输入相关的数据。在此示例实现方式中, 根据图 1 所示, 计算机接口能够指导用户输入液体的类型 (如盐水、血浆、红细胞、完整的血液)、液体流速 (如 100 毫升 / 分钟的温血)、输液或注液开始时间、和 / 或输液

袋 (IV bag) 中液体的初始体积。通过在时间上对液体流速积分直到达到输液袋的初始总体积,步骤 S110 就能够追踪经过输液袋对患者注射的静脉输液的体积。在该示例实现方式中,步骤 S110 因此能够实际地间接追踪对患者注射的一种或多种液体。

[0031] 在另一个示例实现方式中,实现方法一 S100 的计算机系统可包含与输液管 (IV line) 连接的流量传感器,其中步骤 S110 能够根据流量传感器的输出追踪对患者注射的液体的体积。例如,流量传感器可以是在输液袋出口处的计量步骤上布置的光学流量传感器。因此,在此示例实现方式中,步骤 S110 能够实际直接追踪对患者注射的一种或多种液体。

[0032] 步骤 S110 还能够接收关于注液或输液组成 (即成分) 的数据,比如通过上文描述过的计算机系统的接口来接收。或者,步骤 S110 能够执行机器视觉系统来确定输液袋中的组成,正如美国临时专利申请第 61/722,780 号和美国专利申请第 13/544,646 号中描述的。

[0033] 在一个示例实现方式中,步骤 S110 进一步与光学传感器接口连接来捕获输液袋图像,比如,所述输液袋是异体输血袋、血液成分 (如血浆、红细胞) 袋或盐水治疗袋,并且分析输液袋图像,来估算袋中的液体组成成分。例如,步骤 S110 能够接收输血袋的第二图像,从与输血袋有关的第二图像的区域中提取与色彩有关的特征;并且根据色彩相关的特征,估算输血袋中的红细胞成分。在此示例中,步骤 S110 能够执行参数或非参数模型把提取的 (颜色) 特征和红细胞浓度联系起来,正如美国专利申请第 13/544,646 号和美国专利申请第 13/738,919 号中描述的。步骤 S110 还能够使用机器视觉技术,如边缘检测和 / 或模板匹配技术,来确定输液袋的类型、输液袋内液体的水平面,并因此确定了输液袋内液体的体积。通过此数据,步骤 S110 能够估算红细胞数量、血浆体积和 / 或者输液袋内的血液的血细胞比容。

[0034] 在之前的示例实现方式中,步骤 S110 还能够使用机器视觉技术来确定图像中输液袋的类型。例如,步骤 S110 能够将具有长方形周界的袋子识别为输血袋,并且能够将具有圆形周界的袋子识别为尿管袋,其中,输血袋被标记为包含流入患者的液体,而尿管袋被标记为包含从患者出流出的液体。

[0035] 或者,步骤 S110 能够利用机器视觉技术来扫描袋子上的条形码、印刷或压印的文字或手写文字,从而识别袋子的类型和 / 或袋子中的成分。在其中的袋子是输血袋的例子中,步骤 S110 能够读取袋子标签上的条形码,访问条形码数据库,并基于条形码从数据库检索袋子类型和 / 或袋内成分的相关信息。在这个例子中,方法一 S100 因此还记录提供给手术室的输血袋条目、核对袋中血型和患者血型、获取初次注射时间、和 / 或在手术室或产房中追踪血液库存。

[0036] 因此,步骤 S110 能够追踪静脉注射中的晶体液、胶体液或其他任何适当的液体。步骤 S110 还能够接收输液的成分 (比如从护士或麻醉师接收),通过分析液体图像直接确定输液成分,或者通过访问比如从远程服务器或数据库得到的输液袋数据来间接确定输液成分。然而,步骤 S110 能够通过其他任何方式来实现追踪患者静脉输液量的功能。

[0037] 根据图 3 所示,方法一 S100 中的 S120 列举了接收实物样本图像的步骤。如上文描述和在图 4 中所示出的,步骤 S120 能够同样地列举接收第一实物样本在第一时刻的第一图像的步骤,而步骤 S240 能够列举接收第二实物样本在第二时刻的第二图像的步骤。通常,步骤 S120 的作用是收集在已知时刻的实物样本的图像 (如第一时刻) 和 / 或收集使用了实物样本已知的一段时间后的实物样本的图像。步骤 S220 的作用同样是收集在后面的

时刻（如第二时刻）的第二实物样本的第二图像，这样使得步骤 S160 和步骤 S260 能够在时间上生成更新的估算的血细胞比容。（第一和第二）实物样本可以是外科手术、分娩或其他医疗事件中的用于收集血液或其他体液的外科手术纱布海绵、外科手术巾、外科手术敷料、外科手术筒、细胞回收筒、或其他任何能进行吸收的纺织品或容器。不过，实物样本也可以另外是或可选择地是地上、桌上、墙上或地板表面、一件衣服、外部皮肤表面、外科手术手套、外科手术器具或工具、或其他任何表面、材料或物体上的一小滴血、一滴血或一滩血。实物样本图像可以是至少包括实物样本一部分的静态单帧图像、可以是含有液体瓶的多幅静态图像的多帧视频输入、可以是彩色图像、黑白图像、灰度图像、红外图像、光学传感器视野、光学传感器视野图谱、点云数据、或其他适合的图像类型。该图像可以通过光学传感器捕获，所述光学传感器如数码彩色摄像机、RGB 摄像机、或任何数量的电荷耦合设备（CCD）传感器、互补金属 - 氧化物 - 半导体（CMOS）有源像素传感器、或任何其他类型的光学传感器。例如，光学传感器可以放置在手术台旁或分娩台上的、执行方法一 S100 的手持计算设备之内。

[0038] 根据图 5 所示，方法一 S100 的一种变化包括步骤 S122，其列举了捕获实物样本图像的步骤。步骤 S122 可以与摄像机或其他合适的光学传感器接口连接，来捕获摄像机或光学传感器视野内的图像，其中实物样本位于摄像机或光学传感器视野内。步骤 S122 能够捕获的图像可以是至少包括实物样本一部分的静态单帧图像。可选择地，步骤 S122 也能够捕获包括液体瓶的多幅静态图像的多帧视频输入。

[0039] 如美国专利申请第 13/738, 919 号中所述，在其中的实物样本是外科吸筒、细胞回收筒或其他容器的一个实现方式中，步骤 S122 能够根据时间调度表捕获容器的图像，比如每 30 秒或每两分钟捕获一次。另外，步骤 S122 也能够运用机器视觉和 / 或机器识别技术来识别光学传感器视野内的容器，并且一旦检测到容器便触发图像捕获。例如，当用户每次举起摄像机（如配有摄像机的计算设备）对准容器时，步骤 S122 就能够捕获光学传感器视野内的图像。同样地，一旦检测到容器内的液体体积阈值增加，步骤 S122 就能够捕获实物样本图像。因此，步骤 S122 能够自动捕获实物样本图像，比如根据计时器、容器内液体体积变化、或成像容器的可用性来自动捕获，这样能够保证方法一 S100 在时间上追踪容器内的液体收集情况。

[0040] 如美国专利申请第 13/544, 646 号中所述，在其中的实物样本是外科手术纱布海绵的实现方式中，步骤 S122 能够运用机器视觉和 / 或机器识别技术来识别光学传感器视野内的外科海绵纱布，并自动捕获其图像。此外，在之前的实现方式中，步骤 S122 能够根据人工输入（如来自护士或麻醉师的输入）来捕获实物样本的图像。

[0041] 步骤 S122 也能够给实物样本图像标记时间，比如根据何时捕获到的图像、何时使用作为外科海绵纱布的实物样本、和 / 或何时填满、更换和 / 或清空作为液体吸收筒的实物样本。因此步骤 S122 能让方法一 S100 根据一系列的后续图像同时追踪患者血管内的液体体积变化和血细胞比容变化，其中对估算的每幅图像的体外血液体积可以同时基于在特定图像中的估算的实物样本的红细胞含量以及基于估算的与特定图像的时间标记中提到的时刻相接近的时刻的血细胞比容。然而，步骤 S122 能够以任何其他方式起到捕获实物样本图像的功能。如图 2 所示，步骤 S122 也能够捕获第二实物样本的第二图像。

[0042] 方法一 S100 中的步骤 S130 列举了从实物样本相关的图像区域提取特征的方法。

通常,步骤 S130 的作用是识别和挑选带有指示血红蛋白质量(或红细胞含量、红细胞数量、红细胞体积、红细胞质量等)性质的实物样本图像部分。在一个示例实现方式中,因为红细胞是红色的,所以步骤 S130 通过分离出图像中明显的红色区域来提取图像部分。在另一个示例实现方式中,步骤 S130 执行物体辨识功能来识别图像中的实物样本,并将图像中的背景去除。例如,步骤 S130 能够执行对物体的定位、分割(如边缘检测、背景消除、基于切取的算法等)、测量、聚类、模式识别、模板匹配、特征提取、描述符提取(如纹理基元图、彩色直方图、HOG、SIFT 等的提取)、特征降维(如 PCA、K 均值算法、线性判别分析法等)、特征选择、阈值处理、定位处理、色彩分析、参数回归、非参数回归、无监督或半监督参数回归、或无监督或半监督非参数回归、或者其他任何类型的机器学习和/或机器视觉技术,以选择具有代表性的图像区域。步骤 S130 能够进一步根据选取的区域来识别实物样本的类型和/或估算实物样本的实际尺寸。

[0043] 步骤 S130 能够从图像的一个或多个像素中提取特征,该特征是一个或多个成分空间(如红色、蓝色、绿色、青色、品红色、黄色、色调)和/或 Lab 成分空间中的颜色(红色)、颜色强度(如红色值)、发光度、色调、饱和度值、亮度值、光泽值、或其他颜色相关的数值。或者,步骤 S130 能够提取关于颜色的数值标识的特征,如 16 进制编码值(如 #FF0000、#A00000、#880000 等)或 RGB 编码值(如 (255, 0, 0)、(160, 0, 0)、(190, 0, 0) 等)。步骤 S130 也能够提取作为图像中的一组像素中的各种颜色或颜色值的直方图的一个或多个特征。根据图 6A 和 6B 所示,步骤 S130 还能够提取在已选区域内并与带血的实物样本一部分相关的一组像素特征,比如一组像素可以拿来和模板图像库中的带有已知红细胞含量的模板图像作比较。然而,步骤 S130 能够从图像中的一个或多个像素中提取任何适合的特征。

[0044] 在一个示例实现方式中,步骤 S130 从实物样本相关的图像区域中提取一组像素的颜色强度值,这样步骤 S140 能够通过执行参数模型估算实物样本的红细胞含量,其中参数模型的执行把颜色强度值转换成实物样本的红细胞数量。在另一个示例实现方式中,如美国专利申请第 13/544,646 号所述,步骤 S130 能够从实物样本相关的图像区域的一组像素中提取一个子组的像素,这样步骤 S140 能够通过把子组像素和模板图像库中的带有已知红细胞含量的模板图像作比较,来估算实物样本的红细胞含量。

[0045] 因此根据图 6A 和 6B 所示,步骤 S130 能够从图像中的多个像素提取特征,以从实物样本相关的图像区域或实物样本带血的部分中集合一组指示液体质量的特征。例如,步骤 S130 能够将图像的一部分分割成 m 像素乘 n 像素的像素簇,其中实质上将 o 乘 p 的像素簇的阵列填入已选图像区域中。接着步骤 S130 能够分析每一个像素簇,以从每个像素簇中提取出一个特征。步骤 S130 还能够平均或以其他方式结合来自像素簇中的多个特征,以从图像中提取出指示实物样本成分的单个特征。在另一个例子中,步骤 S130 能够把选定的区域分割成非重叠的单个像素厚度的(水平的)行,其延伸至实物样本相关的图像的区域整个宽度。在此示例中,步骤 S130 能够把对每行像素中的像素属性进行平均,以从每行提取单个特征。同样地,步骤 S130 能够把选定的图像区域分割成三个像素厚度的行组,延伸至选定的图像区域的整个宽度,其中每个行组(除了最低行组和最高行组)中的外部的单行共用给相邻的行组,并且其中每个行组的像素被平均,以从一组像素中提取单个特征。另外或可选择地,步骤 S130 能够把选中的区域分割成不重叠的三角形像素簇、重叠的十字交叉的五像素列阵(如图 6A 和 6B 所示)、重叠的圆形像素簇、或其他任何适合的形状、以及

多个重叠的像素簇和 / 或分离的像素簇,从这些像素簇中,提取一个或多个相同类型或不同类型的像素组的特征。步骤 S130 能够可选择地从选定区域里的每一个单独像素提取特征,或用任何其他方法从实物样本相关的图像区域所限定的图像的像素中存储的信息中提取任意其他数量的特征。

[0046] 因此,步骤 S130 能够从图像中提取一个或多个指示实物样本的红细胞含量的特征,正如美国专利申请第 13/544,646 号中所述。然而,步骤 S130 能够用任何其他方法从实物样本相关的图像区域中提取其他任何适合类型或样式的特征。步骤 S130 也能够从第二实物样本相关的第二个图像区域中提取其他任何适合类型或样式的特征。

[0047] 根据图 3 所示,方法一 S100 中的步骤 S140 列举了根据提取的特征估算实物样本的红细胞含量的步骤。根据图 4 所示,步骤 S240 同样列举了根据从第二图像提取的特征,估算第二实物样本的第二红细胞含量。通常,步骤 S140 的作用是把从在步骤 S130 中提取的图像的提取的特征转化成估算的实物样本的红细胞含量。例如,如美国专利申请第 13/544,646 号中所述,步骤 S140 能够执行参数分析技术和 / 或非参数分析技术来估算实物样本的红细胞含量。

[0048] 在示例实现方式中,步骤 S130 从图像中的像素簇提取特征,步骤 S140 根据每一个像素簇与模板图像库中的带有已知红细胞含量的模板图像的非参数相关,给每一个像素簇标记红细胞含量。例如,步骤 S130 能够从一组像素簇提取红色成分空间中的颜色强度,步骤 S140 能够执行 K 最近邻方法来把每个提取特征和模板图像的颜色强度值做比较。在此示例中,每个模板图像都可以包括标记了已知液体质量的像素簇,如每个像素单元的血红蛋白量或红细胞量(如血红蛋白或红细胞浓度)。一旦找到特定像素簇和特定模板图像的匹配,步骤 S140 就能够将来自特定模板图像的已知红细胞信息对应到特定的像素簇上。接着步骤 S140 能够累计、平均和 / 或以其他方式结合像素簇标记,来输出实物样本的总的红细胞含量。然而,步骤 S140 能够通过其他任何适当的非参数方法或技术,把提取的特征和红细胞含量相关联。

[0049] 在之前的示例实现方式中,步骤 S130 能够分割实物样本相关的图像部分,步骤 S140 能够匹配每一分段和模板图像来估算实物样本的总的红细胞含量。例如,步骤 S130 能够根据预先确定的分段尺寸和 / 或分段形状,静态地分割图像,比如以 10×10 像素的方格区域分割图像。步骤 S130 也能够动态地分割图像,比如根据图像中的红色度、色调、饱和度、明暗度、亮度、色度、波长范围、或其他度量或光线的颜色来分割图像。根据图 6B 所示,步骤 S130 也能够把图像的每个分段(一个“图像分段”)分解成不同的颜色成分,比如分成红色、绿色和蓝色空间形式的颜色强度直方图。至少对红色成分,步骤 S140 能够计算出图像分段中的像素和模板图像中的像素之间的像素强度的绝对差值,以把每一个图像分段和适合的模板图像进行匹配。每个模板图像可包含在模板图像库中,并且每个模板图像可以是已知血红蛋白或红细胞质量、体积、或密度的基本样品(master sample)的图像。通常,每个模板图像可含有红细胞含量指标,当和图像分段部分匹配时,其能够转换成图像分段相关的实物样本部分的红细胞血液含量。例如,步骤 S140 通过执行测量技术,能够把图像分段和实物样本的实际尺寸相关联,接着通过执行物体识别技术,判断实物样本的类型是外科海绵纱布或外科手术巾。在此示例中,步骤 S140 能够根据不同样本类型的吸收性数值的数据库确定样本吸收性。步骤 S140 最终能够将匹配模板图像的红细胞含量指标、实物样本的吸

收性、以及样本部分的实际面积导入算法中，来估算实物样本部分的红细胞含量。步骤 S140 最终能够通过将实物样本相关的图像的所有分段中的估算的每个红细胞含量进行求和，来估算实物样本血细胞总体积。或者，可以把估算的所有图像分段的红细胞含量指标相加，并根据实物样本总尺寸和 / 或吸收性来估算实物样本的红细胞总含量。

[0050] 在另一个实现方式中，步骤 S130 能够从源自图像的一部分的像素簇提取特征，并且步骤 S140 执行参数模型或用于为每个像素簇标记红细胞含量。根据美国专利申请第 13/544, 646 号所述，步骤 S140 能够把从一个像素簇中提取的一个或多个特征，插入参数函数中，并实质上直接地把从像素簇中提取的特征转化成红细胞含量。步骤 S140 随后能够对实物样本相关的图像区域中的其他每个像素簇重复这一步骤。例如，提取的特征可以包括红色、蓝色和 / 或绿色成分空间中的颜色强度中的任何一个或多个颜色强度。在这些示例中，参数函数可以是数学运算或运算法则，其把颜色强度和实物样本的相关区域的每单位面积上的血红蛋白质量联系在一起。根据美国专利申请第 13/544, 646 号所述，特定波长的光线上的氧合血红蛋白 (HbO₂) 的反射率能够指示血红蛋白浓度。此外，因为含水（水合）红细胞的血红蛋白含量通常约为 35%，所以根据估算的固定的血红蛋白含量（如 35%），红细胞含量能够从血红蛋白浓度推测出。因此，在另一示例中，步骤 S130 能够从图像的一组像素簇中的每个像素簇提取其在特定波长的光线下的反射率值，并且通过执行参数模型，步骤 S140 能够把每个反射率值转换成血红蛋白浓度值。接着，步骤 S140 能够结合血红蛋白浓度值估算出实物样本的红细胞的总含量。另外或可选择地，步骤 S140 能够执行查表法、回归模型、非负最小二乘算法、或任何其他合适的算法、方法或参数模型，以把一个或多个提取特征转换成估算的实物样本的红细胞含量。

[0051] 然而，步骤 S140 能够对图像内的单个像素或像素簇执行其他任何参数和 / 或非参数分析，来估算实物图像的红细胞含量。步骤 S240 能够执行相同或相似的技术来估算第二实物样本的红细胞含量。基于时间的关于体外红细胞的历史记录还能够与步骤 S140 的输出结合，来维持患者总的红细胞损失的当前估值。

[0052] 根据图 3 所示，方法一 S100 中的步骤 S150 列举了根据估算的实物样本的红细胞含量，估算实物样本体外血含量的方法。通常，步骤 S150 的作用是根据测量的血细胞比容、估算的固定血细胞比容、或估算的患者的动态比容，把估算的实物样本的红细胞含量转化成实物样本中的血液成分总量。在一个示例实现方式中，步骤 S150 把估算的红细胞含量转化成实物样本中的血液总体积（包括红细胞、血浆、白细胞、血小板）。例如，步骤 S150 能够执行以下等式：

$$[0053] \quad VB = RBC \div HCT$$

[0054] 在另一个实现方式中，步骤 S150 根据估算的实物样本的红细胞含量，估算实物样本的血浆量。例如，步骤 S150 能够利用以下等式来求解 PV：

$$[0055] \quad HCT = \frac{RBC}{VB} = \frac{RBC}{RBC + PV}$$

[0056] 然而，步骤 S150 能够通过其他任何公式或算法，根据至少一个估算的实物样本的红细胞含量，估算任何一个或多个血液成分的量。

[0057] 在一个实现方式中，步骤 S150 运用血细胞比容固定值，把红细胞含量转化成血液量或血浆量。例如，血细胞比容固定值可以是比如在外科手术开始时直接测量的以前的血

细胞比容值（即利用将患者血液样本成分分离的离心机）。另外一个例子，血细胞比容固定值可以是根据患者特性和 / 或患者人口统计而得出的血细胞比容估值。在此示例中，步骤 S150 能够和之后所述的步骤 S180 连接，以使用与患者年龄、性别、体重、和 / 或身高相关的查询表或算法来得到一个平均的或预测的血细胞比容值。该查询表或算法也可以反映可能影响患者的血细胞比容的患者的健康情况，比如贫血、白血病、骨髓瘤或嗜酸细胞紊乱。血细胞比容固定值也可以由用户输入，比如由麻醉师或外科医生输入，输入的时间可以是在手术、分娩等的一开始或过程中的任何其他时刻。

[0058] 在另一个实现方式中，步骤 S150 运用血细胞比容动态值，把红细胞含量转化成血液量或血浆量。如之前所述，方法一 S100 能够在时间上持续地和 / 或循环地更新估算的患者的血细胞比容，比如对后续的实物样本图像做出反应或对每分钟给患者另外使用的静脉注射液体做出反应。因此，在此实现方式中，步骤 S150 能够获得之前的估算的血细胞比容（即之前步骤 S160 的应用中的估值）并把之前的血细胞比容估值应用于红细胞含量估值，来得出实物样本中的血量估值。例如，步骤 S150 能够挑选在与实物样本图像被捕获的时刻几乎相同的时刻生成的血细胞比容估值。此示例可能特别适用于实物样本是外科吸筒的情况。在实施步骤 S122 中根据实物样本使用的时刻来给图像标记时间标签的实现方式中，步骤 S150 能够挑选与实物样本被使用时的时刻几乎相同的时刻生成的血细胞比容估值。此示例可能特别适用于实物样本是外科海绵纱布的情况。另外或可选择地，步骤 S150 能够挑选最近的血细胞比容估值。然而，步骤 S150 能够根据任何其他的时间表或方案，挑选动态血细胞比容值。根据图 7 所示，基于时间的关于患者的失血的历史记录也能够与步骤 S150 的输出结合，以在时间上维持患者失血总量的当前估值。

[0059] 根据图 5 所示，方法一 S100 的一种变化还包括步骤 S170，其列举了追踪患者非血液流体损失的步骤。通常，步骤 S170 的作用是执行和步骤 S130、S140、和 / 或 S150 类似的那些技术，来估算实物样本包含或吸收的其他液体的量。例如，步骤 S170 能够执行机器视觉技术来识别盐水、腹水、胆汁、唾液冲洗剂、胃液、粘液、胸膜液、尿液、粪便物或患者的其他体液、手术液体、颗粒、或实物样本中的物质。步骤 S170 还能够使用手术中大量的冲洗剂的体积，从这些定量和定性的数据中把患者损失的液体和从冲洗剂收集的液体区别开来。因此，步骤 S170 能够估算患者体内水分含量的变化，比如胃肠系统中的水或含水液体水平的变化。步骤 S160 随后能够应用算法来在时间上估算患者血液循环系统中的水和 / 或电解质的体积，这样在 S160 中能进一步报告患者当前的血细胞比容估值。然而，步骤 S170 能够以任何方法运行来追踪患者的非血液体的损失，并且方法一 S100（如步骤 S160）能够通过任何其他适合的方法来执行步骤 S170 中追踪的数据。

[0060] 根据图 5 所示，方法一 S100 的一种变化还包括步骤 S180，其列举了估算患者初始血细胞比容的步骤。通常，步骤 S180 的作用是把已知患者的定性和 / 或定量数据转化成患者的初始血细胞比容估值，比如在手术、分娩或其他医疗事件开始时刻的值。根据之前所述，步骤 S180 能够使用与患者年龄、性别、体重、和 / 或身高相关的查询表或算法来得到一个平均的或预测的血细胞比容值。例如，一名 40 岁男性的初始容许血细胞比容值可能估算为 47%，一名 15 岁女性的初始容许血细胞比容值可能估算为 41%。查询表或算法也可能考虑会影响患者血细胞比容值的患者的身高或患者的健康状况，比如贫血、白血病、骨髓瘤、嗜酸细胞紊乱或健康水平。可选择地，步骤 S180 能够接收患者血细胞比容的直接测量

值,比如通过使用离心机分离患者血液样本中的红细胞和血浆,然后计算相关分离成分的量。然而,步骤 S180 能够通过任何其他方法来估算或取得患者的血细胞比容初始值。

[0061] 根据图 5 所示,方法一 S100 的一种变化还包括步骤 S182,其列举了估算患者初始的血管内血液量的方法。通常,步骤 S182 的作用是将已知患者的定性和 / 或定量数据转化成患者血液量的初始估值,比如在外科手术、分娩或其他医疗事件的开始时刻的值。例如,步骤 S182 能够执行查询表或算法,以根据患者的体重和身高来估算患者的初始血液量。然而,步骤 S182 还能够根据患者年龄、性别、健康状况等,估算患者初始血液量。然而,步骤 S182 能够通过任何其他方法来估算患者的初始血液量。

[0062] 根据美国专利申请第 13/544,646 号所述,方法一 S100 能够进一步取得非图像特征,比如实物样本的重量、实物样本筒内的液体体积的直接测量值、临床医师所估算的筒内液体体积、之前的实物样本的液体体积和 / 或品质、作为流体筒的实物样本的之前的流体体积和 / 或品质、样本计数、环境照明条件、实物样本类型或其他标识、实物样本中的液体特性直接测量、患者生命迹象、患者病史、身高、外科医生身份、外科手术类型或过程操作的类型、或任何其他适合的非图像特征。例如,根据下文以及美国专利申请第 13/544,646 号所述,方法一 S100 的步骤能够运用任何这些非图像特征来执行以下操作:挑选模板图像以与选择区域中的像素簇进行比较;挑选参数模型或函数以把提取的特征转化成红细胞数量估值;定义针对液体损失过量或血细胞比容的改变的报警触发;把一个或多个提取特征转化成血量指标、或把一个或多个提取特征转化成实物样本中的其他液体或固体的数量或品质。然而,方法一 S100 能够运用任何这些非图像特征来修改、启用或通知方法一 S100 中的任何其他的功能或步骤。

[0063] 根据图 3 所示,方法一 S100 中的步骤 S160 列举了根据之前的患者血细胞比容、对患者注射液体的量、以及实物样本体外血液含量估值,估算患者血细胞比容值的步骤。另外或可选择地,根据图 4 所示,步骤 S160 可列举根据患者初始的血管内血细胞比容、第一实物样本的第一个红细胞含量估值、以及到第一时刻为止对患者静脉输血量,来估算实质上到第一时刻为止的患者当前的血管内血细胞比容的步骤。此外,也是根据图 4 所示,步骤 S260 可列举根据实质上到第一时刻为止的患者当前的血管内血细胞比容估值、第二实物样本的第二红细胞含量估值、以及到第二时刻为止对患者静脉输血量,来估算实质上到第二时刻为止的患者当前的血管内血细胞比容的步骤。

[0064] 通常,步骤 S160 的功能是结合直接影响和 / 或间接影响患者血管内血液品质和 / 或数量的若干相关变量。这样的变量可以包括给患者注射的液体(如血浆、盐水)、患者的血液损失、患者非血液体损失或分泌量、液体吸收量、以及循环系统中电解质的进出量等任何由时间取决于的量。步骤 S160 还能够把一个或多个之前的变量和与血管内血液数量和 / 或品质相关的常量相结合,该常量比如是患者的初始血细胞比容(如步骤 S180 中的)、初始血液量(如步骤 S182 中的)、给患者注射的胶体或晶体混合液(如步骤 S110 中的)等。同样地,步骤 S260 的能发挥同样的作用以在后面的时刻更新患者的血细胞比容估值。

[0065] 根据图 8 所示,步骤 S160 和 / 或步骤 S260 能够持续地或循环地重复,比如在整個外科手术、分娩或其他医疗事件中持续地或循环地重复,来保持患者大体上是当前的血细胞比容估值。例如,步骤 S160 能够重复(或步骤 S260 能够接着步骤 S160)以响应作为外科海绵纱布、外科手术巾等的每个实物样本的每幅后续图像的获得,和 / 或响应作为外科

吸筒、细胞回收筒等的实物样本的每幅后续图像的获得。

[0066] 在一个实现方式中,步骤 S160(和步骤 S260)执行一阶参数模型或算法,以根据时变和静态变量来生成患者血管内血细胞比容的大体上的当前估值。例如,血细胞比容可以是下列变量的函数:初始血管内血细胞比容 HCT_0 ;患者初始血液量 VB_0 ;红细胞(或血红蛋白)损失 Δ ;静脉盐水或其他非血液体注射量 ΔS_i ;静脉输血量 RB 和输送的血液的血细胞比容 HCT_B ;时间 $(t_i - t_0)$,如先前给患者注射的、血流外的盐水吸收延迟 $t_{S,lag}$;等等。

[0067] 在该实现方式的一个示例中,步骤 S160 能够执行以下等式来估算患者血管内血细胞比容。首先,初始时间 t_0 的初始红细胞数量为 RBC_0 能够根据初始血管内血细胞比容和患者血液量来估算,具体按照以下公式:

$$[0068] \quad HCT_0 = \frac{RBC_0}{VB_0} = \frac{RBC_0}{RBC_0 + PV_0}, \text{ 以及}$$

$$[0069] \quad RBC_0 = VB_0 \times HCT_0.$$

[0070] 根据上面的公式,步骤 S160 能够计算在后续时间 t_i 时刻的患者当前的血管内血细胞比容,具体按照以下公式:

$$[0071] \quad HCT_i = \frac{(RBC_0 - \Delta RBC_i)}{(RBC_0 - \Delta RBC_i) + (PV_0 + \Delta S_i)},$$

[0072] 其中 Δ 代表时间上的红细胞(或血红蛋白)数量的变化,并且同时包括步骤 S140 和 S150 中的输血量 and 失血量(估算值),并且其中 ΔS_i 是静脉注射的盐水或其他基于已知成分的非血液体混合物。 ΔRBC_i 可以根据以下公式计算:

$$[0073] \quad \Delta RBC_i = -\left(\sum_{n=1}^i RBC_{s,n}\right) + RB \times HCT_B \times (t_i - t_{B,0})$$

[0074] 其中 $\left(\sum_{n=1}^i RBC_{s,n}\right)$ 是所有样本的红细胞量的估值的总和,其可能大体上与患者红细胞总的损失量估值有关。此外, RB 是输血速率, HCT_B 是输入血液的血细胞比容,且 $RB \times HCT_B \times (t_i - t_{B,0})$ 是初始输液时间 $t_{B,0}$ 和当前时间 t_i 之间,输入患者血流中的红细胞(或血红蛋白)总量估值。最后, ΔS_i 可以根据以下公式计算:

[0075]

$$\Delta S_i = \begin{cases} RS \cdot (t_i - t_{S,0}) & (t_i - t_{S,0} - t_{S,lag}) \leq 0 \\ RS \cdot (t_i - t_{S,0}) - AS \cdot (RS \cdot (t_i - t_{S,0})) \cdot (t_i - t_{S,0} - t_{S,lag}) & \text{其它} \end{cases}$$

[0076] 其中 RS 是对患者静脉注射的盐水或其他基于非血液体的体积流速, AS 是患者血流外的盐水(或水分)的吸收率估值,且 $t_{S,lag}$ 是血流外的盐水(或水分)吸收的延迟时间。同样地,步骤 S260 能够估算之后的患者血细胞比容,比如在之后的时间 t' 的患者血细胞比容。然而,步骤 S160 和 / 或步骤 S260 能够根据任何其他模型或算法,估算患者血管内的血细胞比容。

[0077] 在其他实现方式中,步骤 S160 和步骤 S260 执行二阶、三阶、四阶或其他阶的算法。步骤 S160 和步骤 S260 也能够用于与血管内和 / 或体外血液数量和 / 或品质有关的任何其他静态变量或随时间变化的变量。

[0078] 根据图 5 所示,方法一 S100 的一种变化还包括步骤 S190,其列举了根据先前的患者血细胞比容、依据实物样本的体外血液含量估值得到的患者血细胞比容估值、以及依据后续实物样本的体外血液含量估值得到的后续患者血细胞比容估值,来在时间上追踪患者血细胞比容的步骤。通常,步骤 S190 的作用是把过去和现在的患者血细胞比容估值组合在时间相关的患者血管内血细胞比容趋势线内。另外或可选择地,步骤 S190 能够输出时间上的患者血液损失总量和 / 或红细胞损失的趋势。从任何一个或多个这些趋势中,步骤 S190 能够预测出未来血液损失速率、红细胞损失速率、和 / 或患者血细胞比容中的变化(如图 8 所示),并因此预测出未来患者与血液相关的需求。例如,步骤 S190 能够分析趋势数据来预测未来某个时刻患者血管内的血细胞比容值会降低到安全水平阈值(如 34%)之下。根据此预测,大体上在患者安全受到威胁前(即在患者的血细胞比容低于安全阈值之前),外科医生、护士、麻醉师、医生或其他用户就能够把盐水滴液管替换成输血管。因此,步骤 S190 能够分析方法一 S100 中的之前的任何一个或多个步骤输出的血液品质和 / 或数量估值数据,来预测未来患者的需求,并因此能保证医生或其他医务人员能够做出预先的医疗决定,从而潜在地减少患者风险。然而,步骤 S190 能以任何其他方法来实现在时间上追踪患者的血细胞比容、和 / 或预测患者未来的血液相关的需求的功能。

[0079] 根据图 5 所示,方法一 S100 的一种变化包括步骤 S192,其列举了响应于患者血细胞比容估值超出适合的血细胞比容预定值范围时,触发警报的步骤。通常,步骤 S192 的功能是与步骤 S160、S260、和 / 或 S190 连接,以通知用户(如医务人员)当前估值或预计的未来的血液相关的估值超出了适合的数值范围。步骤 S192 能够通过任何可听报警器、可视报警器、数码显示器等来提供警报(即警告)。警报可以是任何一种警告,包括患者当前的血细胞比容值过低的警告、患者血细胞比容正接近阈值水平的警告、患者已经损失了阈值的血液或阈值的红细胞的警告、患者正接近超出可接受范围之外的血液量损失或血液量百分比损失的警告、在经过了特定时间或经过了特定注射量之后当前注入的液体或输入的液体可能对患者护理不再适用的警告、患者风险等级(如低血容量或低血容量休克)的警告、患者出血分类估算的警告、或任何其他适当的警报。

[0080] 另外或可选择地,步骤 S192 能够提供与患者护理相关的建议,比如开始或停止输入液体或注入液体、设置特定输入液体或注入液体的体积或体积流速、对出血做出反应、推迟手术直到患者身体状况达到可接受的状态、在患者身体状况达到某一状态前加快手术进程、或任何其他适当的建议。该警告和 / 或建议也可以是患者的年龄、体重、性别、健康或其他人口统计信息(demographic)。步骤 S192 还能够利用与患者连接的心电图(EKG)机器、血氧定量计(如指形血氧监测器)、静脉滴注监测器、或其他监测器或传感器、或者患者的医疗记录来进一步告知警告或建议。例如,与患者连接的血氧定量计显示患者血液中的氧含量大致过低,便证明患者血管内的血细胞比容估值大致过低。在另一个例子中,步骤 S192 获得患者的医疗记录,其指示患者有慢性肾病,那么其必须具有比相同的却没有慢性肾病的患者的血管内血细胞比容水平更高的血管内血细胞比容水平。然而,步骤 S192 能够通过任何其他方法,获得任何其他数据,并提供任何其他警报或建议。

[0081] 2. 方法二

[0082] 根据图 11 所示,处理患者失血的方法 S200 包括以下步骤:在步骤 S210 中接收实物样本的图像;在步骤 S220 中,从实物样本对应的图像区域提取特征;在步骤 S230 中,

根据提取特征,估算实物样本的血液量指标;在步骤 S240 中,根据血液量指标,估算患者失血量;在步骤 S250 中,根据患者血液量估值和患者失血量估值,估算正常血容量的(euvolemic)患者的血细胞比容值;在步骤 S260 中,接收测量的患者血细胞比容值;并且在步骤 S270 中,根据测量的患者血细胞比容值和正常血容量的患者的血细胞比容估值的比较,生成一个血容量(volemic)状态指标。

[0083] 通常,方法二 S200 执行上述技术,以通过含血实物样本的图像处理来在时间上估算患者失血量,并输出定义患者体内血循环状态度量的血容量状态指标。方法二 S200 根据测量的患者血细胞比容值和正常血容量的患者的血细胞比容估值之间的比较(即这些数值数量上的不同),计算血容量状态指标。正常血容量的患者的血细胞比容估值可以基于先前(测量的或估算的)的患者血细胞比容、(初始或最近)患者血液体积估值、患者失血量估值,其中,正常血容量的患者的血细胞比容定义了如果患者失血体积的估值被完全替换成盐水时的、患者的体内循环血细胞比容估值。测量的患者血细胞比容值可以是测试过的(如真实的)患者血细胞比容值,比如通过非侵入性光学体内循环血细胞比容监测器在常规时间间隔输出的血细胞比容测量值、或通过使患者血液样本离心的办法得到的测量值。患者血细胞比容也可以按照患者血红蛋白浓度(如 HGB(g/dL))定义,其与根据患者红血球的平均细胞体积(MCV)的患者血细胞比容实验性地相关联。因此,方法二 S200 生成了血容量状态指标,该指标定义了患者偏离正常血容量值的程度。该血容量状态指标能够定义患者静脉补充液体的效果以及感觉不到的患者体内循环液体损失(如开放创口处的内出血、出汗、蒸发)的结合。

[0084] 与之前所述的方法一 S100 相同,在手术室和/或外科手术过程中处理液体补充和/或血液成分疗法中,方法二 S200 对外科医生、麻醉师、护士等是有用的。

[0085] 根据图 11 和 12 所示,方法二 S200 中的步骤 S210 列举了接收实物样本图像的步骤。通常,步骤 S210 能够执行之前描述的步骤 S120 中相同的技术。例如,步骤 S210 能够从光学传感器接收实物样本的静态彩色图像,其中实物样本可以是外科纱布海绵、外科手术巾、外科敷料、外科吸筒和细胞回收筒。然而,步骤 S210 能够运用任何其他方法来接收实物样本图像。

[0086] 根据图 11 和 12 所示,方法二 S200 中的步骤 S220 列举了从实物样本对应的图像区域提取特征的步骤。通常,步骤 S220 能够执行和之前所述的步骤 S130 相同的技术。例如,步骤 S220 能够从图像区域中提取像素组中的颜色强度值。然而,步骤 S220 能够运用任何其他方法来提取任何图像区域中的任何其他特征。

[0087] 根据图 11 和 12 所示,方法二 S200 中的步骤 S230 列举了根据提取的特征估算实物样本血液含量指标的步骤。通常,步骤 S230 能够执行与之前所述的步骤 S140 和 S150 相同的技术。步骤 S230 能够估算血液体积指标,其中包括:实物样本血红蛋白体积或其他定量测量;实物样本红细胞体积或其他定量测量;实物样本血液体积或其他定量测量;实物样本血浆体积或其他定量测量;实物样本白细胞容量或其他定量测量;或实物样本中的血液或血液成分的其他任何体积或其他定量测量。例如,如之前所述,步骤 S230 能够执行参数模型,以把颜色强度值(从步骤 S220 中提取的)转化成实物样本中的红细胞数量。然而,步骤 S230 能够运用任何其他方法估算任何其他合适的方式的实物样本中的任何类型或形态的血液体积指标。

[0088] 根据图 11 和 12 所示,方法二 S200 中的步骤 S240 列举了根据血液体积指标估算患者失血量的步骤。通常,步骤 S240 能够执行和之前所述的步骤 S150 相同的技术。在之前所述的一个实现方式中,步骤 S230 估算外科纱布海绵中的血红蛋白的质量,并且步骤 S240 根据已知或估算的患者的血细胞比容值,把血红蛋白质量估值转化成血红蛋白体积,以及把血红蛋白体积估值转化成血液体积,来估算外科纱布海绵中的血液体积。在此实现方式中,步骤 S240 能够应用静态血细胞比容估值、患者最近的血细胞比容估值、所估算的外科海绵使用时间附近(如根据图像时间标签)的血细胞比容估值、或最近测量的血细胞比容值(如通过非侵入性光学体内循环血细胞比容监测器测量),把红细胞体积估值转化成体外血液体积估值。在另一实现方式中,步骤 S230 估算外科吸筒中的红细胞体积,并且根据把时间相关的血细胞比容值应用到吸筒逐渐被填满的每个后续的图像,步骤 S240 在时间上估算吸筒中的血液体积。

[0089] 步骤 S240 也能够利用实物样本中的血液体积估值更新患者总失血体积估值。例如,步骤 S240 能够通过把每个后续实物样本中的血液体积估值加到之前的总值中,维持不断更新的患者失血总量。根据图 14 所示,步骤 S240 还能够输出患者总失血量的时间相关图(如,曲线图),其包括患者失血量估值和一组之前的实物样本的血液体积估值的累计。然而,步骤 S240 能够通过任何其他方法起作用,以根据实物样本的血液体积指标来估算患者失血量。

[0090] 根据图 11 和 12 所示,方法二 S200 中的步骤 S250 列举了根据患者血液体积估值和患者失血量估值来估算正常血容量患者血细胞比容的步骤。通常,步骤 S250 用于通过估算如果所估算的患者失血总体积被替换成盐水时的患者血细胞比容,来估算患者的正常血容量的血细胞比容。因此步骤 S250 输出患者血细胞比容假定值,该值假定了恒定的体内循环血液体积(即正常血容量),其中患者正常血容量通过晶体注射(即盐水)来维持。尤其是由于血液(包括红细胞)损失,并且使用晶体液来补充血液体积损失,所以患者体内循环血液被稀释,而步骤 S250 以正常血容量患者的血细胞比容的估值的形式,输出假设的血液稀释测量值。在一个示例中,根据专门指明用盐水来补充所估算的患者体内循环血液的损失的总体积的正常血容量模型,步骤 S250 用于通过估算患者的血细胞比容,来估算患者的正常血容量下的血细胞比容。

[0091] 在一个实现方式中,步骤 S250 从先前患者体内循环血液体积的总估值中减去实物样本的血液体积估值,计算出新的体内循环血液总体积,并根据先前患者血细胞比容,将新的体内循环血液含量总体积转化成体内循环红细胞体积(或质量),同时用体内循环红细胞体积除以初始体内循环血液总体积(即新的体内循环血液体积与补充的盐水体积的总和),来估算正常血容量患者的血细胞比容。或者,因为血红蛋白质量与红细胞体积相关联,所以步骤 S250 能够同样地根据患者之前的血细胞比容将新的体内循环血液总体积转化成体内循环血红蛋白质量,同时用初始体内循环血液体积总和除体内循环血红蛋白质量来估算正常血容量患者的血细胞比容。在可选择的实现方式中,步骤 S250 能够以每(十分之一)升血液的血红蛋白质量(即 HGB g/dL)的形式,输出正常血容量患者的血细胞比容。

[0092] 因此,步骤 S250 还能够从连接患者的光学体内循环血细胞比容监测器(如布置在患者手指上)接收测量的患者血细胞比容。或者,步骤 S250 能够从电子医疗记录设备接收测量的患者血细胞比容(如实验得出的血细胞比容值)或从床边检查设备接收测量的患者

血细胞比容（如手术中的血细胞比容分析），并且步骤 S250 能够以不变的或变化的间隔、或根据其他时间表连续地或半连续地接收测量的患者血细胞比容。

[0093] 可选择地，步骤 S250 能够根据患者的体重、身高、性别、年龄、和 / 或健康状况等，实现预估患者的血细胞比容或估算初始的患者血细胞比容。相同地，步骤 S250 能够根据患者的体重、身高、性别、年龄、和 / 或健康状况等，估算患者体内循环的血液总体积。或者，步骤 S250 能够接收患者体内循环血液总体积的估值，比如从麻醉师使用追踪体内循环血液体积测试的触摸显示屏上接收，或从先前的时间阶段（timestep）中的实现患者体内循环血细胞比容。然而，步骤 S250 能够在任何其他方法中估算正常血容量患者的血细胞比容。

[0094] 根据图 11、12 和 15 所示，方法二 S200 中的步骤 S260 列举了接收测量的患者血细胞比容的步骤。通常，步骤 S260 用于收集真实（即测量的、真实的）患者血细胞比容，这样步骤 S270 能够比较所估算的正常血容量的血细胞比容和患者真实的血细胞比容。例如，步骤 S260 能够和光学体内循环血细胞比容监测器连接，以在在常规时间间隔（如每 30 秒）上从光学体内循环血细胞比容监测器中接收测量的患者血细胞比容。或者，步骤 S260 能够接收血细胞比容手动测量输入条目，比如由护士通过与安装在手术室的显示器上显示的用户接口输入的条目。然而，步骤 S260 能够通过任何其他方法接收测量的患者血细胞比容。

[0095] 根据图 11 和 12 所示，方法二 S200 中的步骤 S270 列举了根据比较测量的患者血细胞比容和正常血容量患者血细胞比容估值，生成血容量状态指标的步骤。通常，步骤 S270 从测量的患者的血细胞比容中减去正常血容量的血细胞比容估值，来计算血容量状态指标（即与正常血容量的偏差程度）。根据之前所述，与正常血容量的偏差程度能够指示静脉注射液体补充的效果和感觉不到的体内循环液体损失量（比如开放创口处的内出血、出汗、蒸发）的结合。

[0096] 根据图 15 所示，步骤 S270 还能够输出时间相关图，其包括血容量状态指标和一组先前的血容量状态指标。步骤 S270 能够把此图显示给用户，比如通过安装在手术室的触摸屏来进行显示，以使用户能够随时间监测血液品质、液体注射效果、以及其他与血液相关的事件。例如，无论注射盐水还是血液，麻醉师都能够根据与正常血容量偏差程度在时间上的升高识别内出血。然而，步骤 S270 能够在任何其他方法中输出任何其他形式的血容量状态指标。

[0097] 根据图 13 和 14 所示，方法二 S200 的一个变化包括步骤 S280，其列举了根据先前的患者血细胞比容、患者失血估值、患者静脉注射液体量、以及患者血液体积估值，来追踪对患者实施静脉液体注射的液体量和估算患者体内循环血细胞比容的步骤。通常，步骤 S280 执行与之前所述的方法一 S100 相同的技术。在一种实现方式中，步骤 S280 追踪从输血袋到患者的异体血的静脉注射，并根据输液袋中异体血的血细胞比容估算患者体内循环血细胞比容估值。在此实施方式中，步骤 S280 能够进一步接收输血袋的第二图像，从输血袋相对应的第二图像区域提取与颜色相关的特征，并根据与颜色相关的特征估算输血袋中异体血的血细胞比容。根据之前所述，步骤 S280 还能够追踪对患者注射的已知成分的晶体液，并且能够根据晶体液的已知成分估算患者血细胞比容。

[0098] 根据图 15 所示，步骤 S280 能够利用一组在第一时间相关图中的先前的患者体内循环血细胞比容估值，绘制患者体内循环血细胞比容估值。另外或可选择地，步骤 S280 能够在第二时间相关图中绘制对患者实施液体注射的体积。然而，步骤 S280 能够通过任何其

他方法追踪对患者实施液体注射的体积,并估算患者体内循环血细胞比容,并且步骤 S280 能够以任何其他适当格式输出任何与血液相关的数据。

[0099] 根据图 13 和 15 所示,方法二 S200 的一种变化包括步骤 S282,其列举了根据患者体内循环血细胞比容估值和测量的患者血细胞比容值之间的差别,推测感觉不到的患者液体损失体积。通常,步骤 S282 用于从测量的患者血细胞比容中减去患者体内循环血细胞比容估值,其能够提供与预期患者血细胞比容的偏差的定量测量值。特别地,方法二 S200 中的步骤追踪盐水注射体积、输血量、血液损失量、和 / 或已知液体或所估算的品质的其他数量变化,并且步骤 S280 根据这些已知因素,估算患者体内循环血细胞比容。接着步骤 S282 比较患者体内循环血细胞比容的测量值和估值,这可以提供患者体内循环血液状态的了解。例如,患者体内循环血细胞比容测量值和估值的大的偏差能够指示患者的内部出血,并且步骤 S290 能够响应于该偏差超出偏差阈值的情况触发警报。患者体内循环血细胞比容测量值和估值之间的偏差还能够指示开放创口处的蒸发率、血流以外的液体吸收率(其能够指示水化水平)、内出血、淤血等。

[0100] 通常,步骤 S282 能够推断患者血管外空间的液体调节或损失的测量值,其包括比较血液总体积和外围静脉血液体积,并且在步骤 S260 中接收的测量的血细胞比容(即外围静脉血细胞比容)能够指示患者血管系统内的红细胞密度。作为身体的液体自然调节部分,患者的身体可能会在血管系统和组织间隙间经历血浓缩或血液稀释。例如,在重物提举或锻炼过程中,肌肉可能“抽动”,这是因为身体把血液输送进外围间隙来帮助肌肉恢复,其使肌肉充血,并且肌肉部分的血细胞比容可能由于内部液体更换而变化(shift)。同样地,在急性出血或局部出血过程中,身体可能内部进行液体更换,而步骤 S250 能够输出血容量状态指标,该指标把身体的液体动态变化和作为与正常血容量的偏差的度量相结合。通过比较患者体内循环血细胞比容估值和测量的患者血细胞比容,步骤 S282 因此能够输出患者身体动态变化的定量测量值。

[0101] 根据图 13 和 15 所示,方法二 S200 的一个变化包括步骤 S284,其列举了根据患者体内循环血细胞比容估值和正常血容量患者估值之间的差别,估算补充患者血液体积损失的患者液体注射效果的步骤。通常,步骤 S282 从正常血容量患者血细胞比容估值中减去患者体内循环血细胞比容估值,来输出维持患者正常血容量的液体(如盐水)注入的效果。

[0102] 根据图 13 所示,方法二 S200 的一个变化包括步骤 S290,其列举了响应于血容量状态指标超出血容量状态指标阈值时触发警报的步骤。通常,如果血容量状态指标超出血容量状态指标阈值,即其能够指示患者体内循环血液品质超出可接受的体积变化或品质变化,步骤 S290 就能够触发警报。根据之前所述,步骤 S290 同样能够响应于患者体内循环血细胞比容的测量值和估值之间的偏差超出偏差阈值时而触发警报。步骤 S290 能够触发可听、可视、或其他适合的警报。步骤 S290 还能够触发盐水注射、输血、血浆注射等。然而,步骤 S290 能够通过任何其他适当的方法相应血容量状态指标(或其他血液状态指标)。

[0103] 根据图 13 所示,方法二 S200 的一个变化包括步骤 S292,其列举了根据血容量状态指标和之前的血容量状态指标之间的差异来预测未来的血容量状态指标,并且响应于先前的血容量状态指标超过了血容量状态指标阈值而触发警报。通常,步骤 S292 的用于根据两个或多于两个先前的血容量状态指标,推断未来的血容量状态。与步骤 S290 相同,步骤 S292 能够比较血容量状态指标预测值和血容量状态指标阈值,并发出警报或通过任何其他

适合的方法来响应血容量状态指标的预测值超出血容量状态指标阈值。然而,步骤 S292 能够通过任何其他方法来预测未来血容量状态指标。

[0104] 3. 系统

[0105] 根据图 9 所示,用于处理患者失血的系统 100 包括:接口 102,其接收与患者静脉输液相关的数据;光学传感器 110;处理器 120,其与光学传感器 110 和接口 102 相连;软件模块 122,其在处理器 120 上执行,并指示光学传感器 110 捕获实物样本图像,软件模块 122 还根据接口 102 接收的数据指示处理器 120 追踪患者输液量,以根据从图像中提取的特征来估算实物样本的红细胞含量,以及根据先前的患者血细胞比容、患者输液量和实物样本红细胞估值来估算患者的血细胞比容;以及,显示器 130,其与处理器 120 相连,并从软件模块 122 接收指示,以显示出患者血细胞比容的估值。

[0106] 系统 100 用于执行上述的方法一 S100,其中光学传感器(如摄像机)执行步骤 S122 来捕获筒的图像,并且处理器 120 根据软件模块 122 执行上述的步骤 S110、S120、S130、S140、S150、S160、S220、S240、S260 等,来持续地和/或循环地估算当前患者的血管内血细胞比容。外科医生、护士、麻醉师、妇科医生、医师、士兵或其他用户能够执行系统 100,以在时间上追踪患者血管内血细胞比容,比如在手术、分娩、或其他医疗事件中进行追踪。系统 100 还能够检测实物样本中血液的存在、计算患者失血率、估算患者风险等级(如低血容量性休克)、确定患者出血类别。然而,系统 100 能够执行其他任何合适的功能。

[0107] 根据图 9 和 10 所示,系统 100 可以是手持(如移动)电子设备,比如包含光学传感器 110、处理器 120 和显示器 130 并且运行基于图像的血液估算应用(或应用程序)的智能电话或平板电脑。可选择地,系统 100 中的元件可以是完全分离且不同的(即不被包含在单一外壳中)。例如,光学传感器 110 可以是实质上永远安装在手术室中的摄像机,其中摄像机与在其中对筒的图像进行分析(如根据方法一 S100)的本地网络或远程服务器(包括处理器 120)通讯,并且其中显示器 130 是电脑显示器、电视机或手持(移动)电子设备,这些设备访问并显示处理器 120 输出的结果。接口 102 还能够表现为带有触摸屏的电子设备的显示器 130 的触摸传感器元件。然而,系统 100 能够是其他任何形态和/或包含其他任何元件。

[0108] 系统 100 能够在各种各样的环境设施中使用,包括医院设施(如外科手术室中)、包括诊所设施(如产房中)、包括军事设施(如在战场上)、或包括住宅设施(如帮助消费者在月经过多或鼻腔出血的过程中),监测血液品质和数量。然而,系统 100 能够应用于任何其他环境设施中。

[0109] 系统 100 中的接口 102 用于接收与患者静脉输液相关的数据。通常,接口 102 定义了输入区域,用户能够通过此接口输入液体注入和/或液体输入的详细资料。例如,根据图 10 所示,护士、外科医生或麻醉师能够通过接口 102 输入对患者实施静脉晶体液体或胶体液体注射的类型、总体积、流速、以及开始时间。

[0110] 接口 102 能够是任何适合类型的接口。在一个示例中,接口 102 是与包含处理器 120、光学传感器 110 和显示器 130 的本地计算机(如台式机或笔记本电脑)连接的键盘。可选择地,接口 102 可以是与移动电子设备(如智能电话、平板电脑)为一体的触屏的传感器元件,其中电子设备包括光学传感器 110 和处理器 120,并且触屏的输出部分限定了显示器 130。可选择地,接口 102 能够与静脉滴注传感器连接,以估算患者输液的流速,并且正如

之前所述,该接口还能够接收输液袋的图像,并且分析该图像来估算输液袋的体积和 / 或成分。然而,接口 102 能够以任何其他方式接收手动或自动输入的与患者静脉注射的液体相关的数据。接口 102 还能够接收与多种不同液体同时或先后注射相关数据,比如同时注射盐水和红细胞或先后注射盐水和血液。

[0111] 系统 100 中的光学传感器 110 的功能是捕获实物样本图像。通常,光学传感器 110 能够执行之前所述的方法一 S100 中的步骤 S122,正如由软件模块 122 控制的一样。在一个示例实现方式中,光学传感器 110 是数码摄像机,其能够捕获实物样本彩色图像,或者是 RGB 摄像机,其能够捕获红色、绿色和蓝色成分空间的独立图像成分。然而,光学传感器 110 可以是任何数量和 / 或任何类型的摄像机、电荷耦合设备 (CCD) 传感器、互补金属 - 氧化物 - 半导体 (CMOS) 有源像素传感器、或其他任何类型的光学传感器。然而,光学传感器 110 能够应用任何方法来捕获实物样本图像,比如以任何适合的形式或通过任何适合的可见或不可见光谱。

[0112] 在一个实现方式中,光学传感器 110 是安装在手持电子设备上的摄像机。在另一个实现方式中,光学传感器 110 是摄像机或其他传感器,其被配置成安装在置于手术室中的底座上、安装在手术台上方的天花板上、安装在战地护士的作战头盔上、安装在带有接口 102、处理器 120、显示器 130 和支撑实物样本以便成像的平台托盘的独立的血细胞比容估算系统上、或被配置成安装在任何其他物体或结构上。

[0113] 根据软件模块 122 的指示,系统 100 的处理器 120 根据从接口 102 接收的数据追踪患者液体注射量;根据从图像提取的特征估算实物样本红细胞含量;以及根据先前患者的血细胞比容、患者注射的液体和实物样本的红细胞含量估值,估算患者血细胞比容。通常,处理器 120 根据来自软件模块 122 的指示,执行上述方法一 S100 中的一个或多个步骤。处理器 120 还能够重复执行这些指令,以响应时间上的附加的实物样本图像,来生成时间上的患者血细胞比容估值趋势线。处理器因此能够接收和分析任意的一个或多个适合的图像类型(如静态图像、视频流、.MPEG、.JPG、.TIFF)和 / 或从一个或多个独立的摄像机或光学传感器得到的图像。

[0114] 处理器 120 能够与光学传感器 110 连接,比如通过有线连接(如共享 PCB 上的迹线)或无线连接(如 Wi-Fi 或蓝牙连接),这样处理器 120 能够获得通过光学传感器 110 捕获或在光学传感器 110 视野内可见的实物样本的图像。在一个实现方式中,处理器 120 安装在同时含有光学传感器 110 和显示器 130 的手持电子设备上。在另一个实现方式中,处理器 120 是远程服务器的一部分或与远程服务器连接,其中从光学传感器 110 中得到的图像数据被传送到(如通过互联网或本地网络连接)远程处理器 120,其中处理器 120 估算实物样本的体外红细胞含量和 / 或血液体积,并且根据红细胞含量和 / 或血液体积估值估算患者血细胞比容,并且其中血细胞比容估值被传送至显示器 130。

[0115] 在一个实现方式中并如之前所述,处理器 120 能够通过将实物样本图像的一部分和模板图像匹配,来估算实物样本中的红细胞含量,其中的模板图像是模板图像库中的一个模板图像。例如,系统 100 还能够包括数据储存模块 160,其配置成存储已知含量和 / 或已知浓度的红细胞模板图像库。在此实现方式中,如上所述,处理器能够根据从图像中提取的特征和模板图像库中的模板图像的比较,将提取的特征和红细胞数量相关联。可选择地并根据之前所述,处理器 120 能够执行参数模型,以根据图像中提取的特征来估算实物样

本中的红细胞含量。

[0116] 处理器 120 还能够与接口 102 连接, 来接收时间上的患者液体注射相关的数据。例如, 处理器 120 能够从接口 102 接收对患者实施注射的液体的类型、总体积、流速、以及开始时间。根据这些初始数据, 处理器 120 能够结合输液成分和输液袋的总容积在时间上对流速进行积分, 来确定到任何给定时间为止传输给患者的液体、血细胞、电解质等的总体积、部分 (part)、质量、重量等。

[0117] 处理器 120 还能够执行上述步骤 S160, 来集合与直接影响和 / 或间接影响患者血管内血液体积的品质和 / 或数量相关的多个变量。根据上文所述, 这样的变量可以包括注射给患者的液体 (如血浆、盐水)、患者失血量、患者非血液体损失或排出液、液体吸收和进入和排出循环系统的电解质等, 这些变量中的任何一个都与时间有关, 并且与患者初始血细胞比容、初始血液体积、给患者注射的晶体或胶体成分等有关。处理器因此能够结合其他失血 (如从另外的实物样本图像中确定的) 和其他的静脉注射液体 (如根据从接口 102 处收集的数据) 持续地和 / 或循环地估算不同时间上的患者血细胞比容。

[0118] 系统 100 的软件模块 122 的功能是控制接口 102、光学传感器 110、处理器 120、以及显示器 130, 以接收患者输液数据、捕获实物样本图像、分析图像、并估算患者的血细胞比容。软件模块 122 能够作为小应用程序、本地应用程序、固件、软件或任何其他适合的代码形式在处理器 120 上执行, 来控制系统 100 的过程。通常, 软件模块控制在系统 100 中的上述方法一 S100 中的步骤的执行, 但是软件模块 122 也能够控制和 / 或执行系统 100 上或系统 100 中的任何其他适合的过程或方法。

[0119] 在一个应用示例中, 软件模块 122 是安装在作为手持 (即移动) 计算设备的系统 100 (如智能电话或平板电脑) 上的本地应用程序。根据图 9 所示, 当软件模块 122 被从在计算设备上执行的操作系统的菜单中选中时, 软件模块 122 打开并与用户交互以初始化新的实例, 通过接口 102 (包括触屏) 接收输液数据, 控制与计算设备相结合的光学传感器 110 来捕获实物样本图像, 在处理器 120 上实现机器视觉并执行数学算法来估算实物样本中红细胞数量和患者的血细胞比容, 并控制显示器 130 来显示患者当前的血细胞比容估值。然而, 软件模块 122 可以是任何其他形式或类型, 并可以以任何其他方式执行。

[0120] 系统 100 中的显示器 130 显示患者血细胞比容估值。显示器 130 能够安装在手持电子设备 (如智能电话、平板电脑、个人数据助理) 上, 该设备也包含光学传感器 110 和处理器 120。显示器 130 还能够实际延伸到接口, 比如在系统 100 的一个实现方式中, 手持电子设备含有触屏显示器就是这种情况。可选择地, 显示器可以是电脑显示器、电视屏幕或其他任何适合的能实际延伸至其他任何设备的显示器。显示器 130 能够是任何 LED 显示器、OLED 显示器、等离子显示器、点阵显示器、分段显示器、电子墨水显示器或视网膜显示器、对应血细胞比容估值范围的一系列指示灯、或其他任何适合类型的显示器。显示器 130 能够通过任何有线或无线连接, 进一步与处理器 120 通讯。

[0121] 显示器 130 还能够显示一个或多个实物样本的血液数量和 / 或红细胞含量、患者当前的红细胞损失或血液损失的总估值、患者当前血管内血液体积或血液体积百分比的估值、患者出血等级或风险程度、或其他任何适合的患者的血液相关的变量或参数。正如美国专利申请第 13/738, 919 号所述, 该数据可以是在手术室和 / 或实物样本成像区域中在直播视频流的基础之上的动态增强的现实叠加的形式表现。例如, 来自光学传感器 110 中的图

像能够通过处理器 120 被基本上实时转送给显示器 130, 在其中能够在显示图像的同时显示患者当前血细胞比容估值、最近的实物样本的血液体积估值、以及患者总失血量估值。显示器 130 还能够显示表格、图表或图形中的之前的或其他的任何数据, 比如多个时间相关的血细胞比容估值。显示器 130 还能够显示之前实物样本的图像、患者风险等级(如低血容量性休克的风险)、患者失血分类、和 / 或警告或建议(比如建议开始输血)中的任何一种。任何这些数据、警告和 / 或建议也能够多个屏幕或菜单中描述, 或以其他任何合适的方法通过显示器 130 和 / 或接口 102 中可进行访问。

[0122] 根据图 9 所示, 系统 100 的一个变化还包括警报模块 170, 其中软件模块还触发警报模块, 来响应于患者血细胞比容估值超出预定的适合的血细胞比容值范围。通常, 警报模块 170 的功能是给予用户可听警示或可视警示, 如外科医生、麻醉师或护士在患者危险等级超出合适范围时给予用户警示。例如, 警报模块 170 能够包括扬声器、蜂鸣器或其他类型的声音驱动器。在另一个例子中, 警报模块 170 包括在显示器上显示的数字警报模块, 比如在显示器 130 上显示的患者血细胞比容值周围的闪烁的红色框或在显示器 130 上显示的其他数据上显示的巨大的文字警告。

[0123] 在一个示例实现方式中, 软件模块 122 触发警报模块 170, 以响应患者血细胞比容估值超出预定血细胞比容值的安全范围, 此范围可基于患者年龄、性别、健康状况、人口统计特性等。例如, 对于年龄在 20 到 60 岁之间的男性患者, 预定血细胞比容值的安全范围可能在 0.39 到 0.50 之间; 然而, 对于年龄在 20 到 60 岁的女性患者, 预定血细胞比容值的安全范围可能在 0.36 到 0.44 之间。在另一个示例实现方式中, 软件模块 122 触发警报模块 170, 以响应患者红细胞损失总估值超出了患者红细胞数量初始总估值的预定最大百分比损失。例如, 当患者已经损失了多余其初始红细胞数量的 20% 时, 软件模块 122 能够触发警报模块。然而在又一个示例实现方式中, 软件模块 122 触发警报模块 170, 以响应于患者血管内液体体积的增加的估值超出了患者初始血液体积的增加的阈值, 比如增加的体积超出了患者初始血液体积的 10%。然而, 软件模块 122 能够触发警报模块 170, 来响应任何其他血液相关的数值。

[0124] 根据图 10 所示, 系统 100 的一个变化包括配置成容纳光学传感器 110、处理器 120 和显示器 130 的手持外壳 140。手持外壳 140 含有光学传感器 110、处理器 120 和显示器 130, 能够限定能够在任何数量的适合的环境(如手术室或产房)中估算患者血细胞比容的手持(移动)电子设备。手持外壳 140 可以是医用材料, 这样系统 100 的手持电子设备能够适用于手术室或其他医疗或诊所环境设备中。例如, 外壳可以是医用不锈钢(如 316L 不锈钢)、可以是医用聚合物(如高密度聚乙烯(HDPE))、或可以是其他医用硅橡胶。然而, 外壳可以是任何其他材料或材料组合。

[0125] 根据图 10 所示, 系统 100 的一个变化包括无线通信模块 150, 其将实物样本的红细胞含量的数量估值、实物样本血液体积估值、和 / 或患者血细胞比容估值传递给储存和维护患者电子医疗记录的远程服务器。系统 100 也能够用时间上的失血量估值、患者风险等级、出血分类和 / 或其他血液相关的度量来更新医疗记录。患者医疗记录因此能够在医疗事件、如外科手术或分娩的过程中, 被实质上自动更新。

[0126] 各个实施方式的系统和方法的至少能够在配置成接收计算机可读介质中存储的计算机可读指令的机器的一部分中实施和 / 或执行。这些指令由与系统 100、光学传感器、

处理器、显示器、系统或手持计算设备的硬件 / 固件 / 软件单元、或其任何其他合适的组合整合而成的计算机可执行元件执行。各个实施方式的其他系统和方法的至少能够在被配置成接收计算机可读介质中存储的计算机可读指令的机器的一部分中实施和 / 或执行。这些指令由与上述类型的装置和网络相整合而成的计算机可执行元件集成的计算机可执行元件执行。计算机可读介质能够被存储于任何适合的计算机可读介质中,如随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、闪速存储器、电可擦可编程只读存储器 (EEPROM)、光学设备 (CD 或 DVD)、硬盘、软盘、或任何适合的设备。计算机可执行元件是一种处理器,不过任何合适的专用硬件设备都能够 (可选择地或另外地) 执行这些指令。

[0127] 本领域的技术人员将认识到,根据先前的具体的描述、并且根据附图和权利要求,可以在不脱离本发明在以下权利要求中定义的范围情况下,可以对本发明的具体实施方式做出修改和变化。

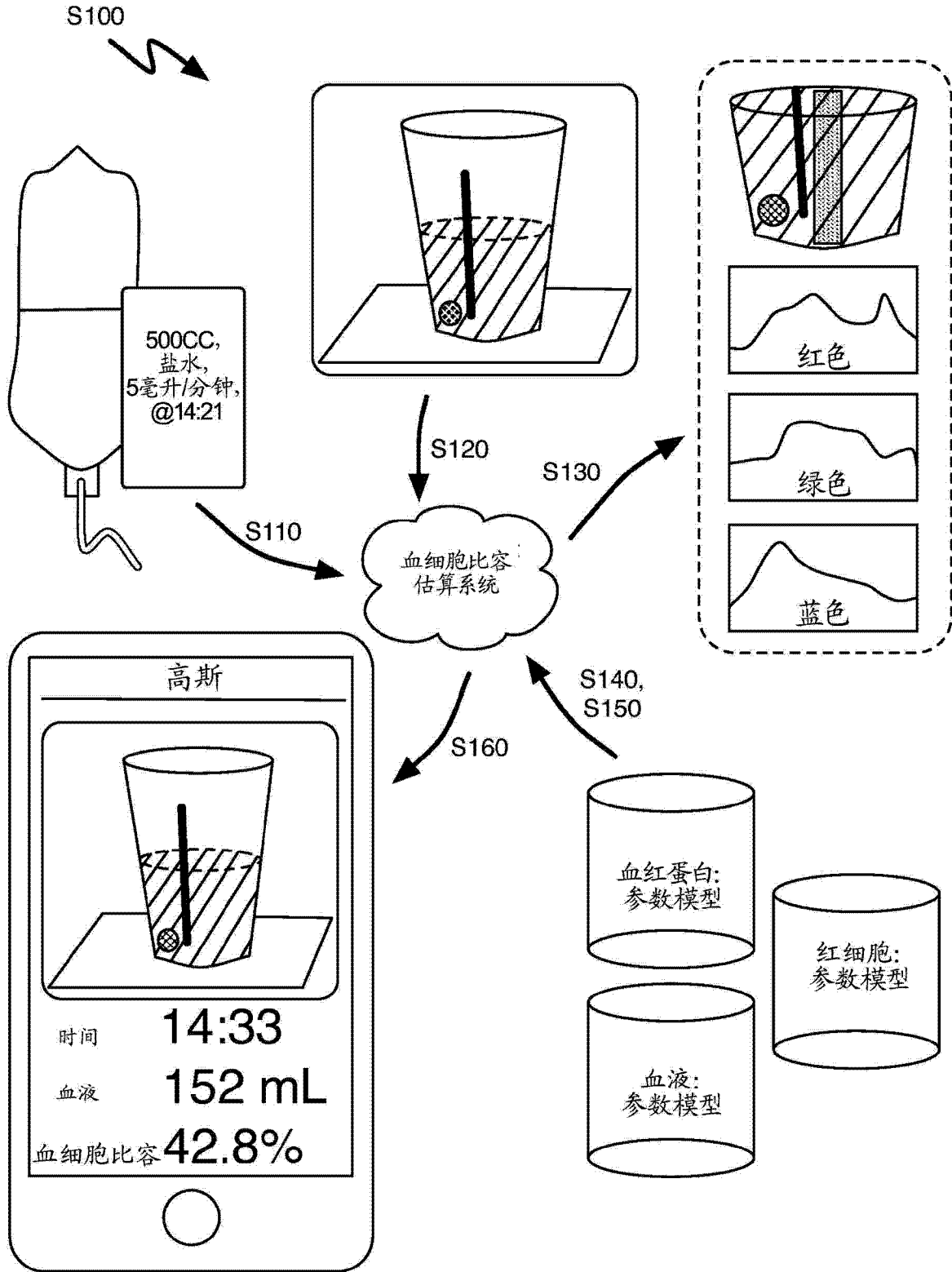


图 1

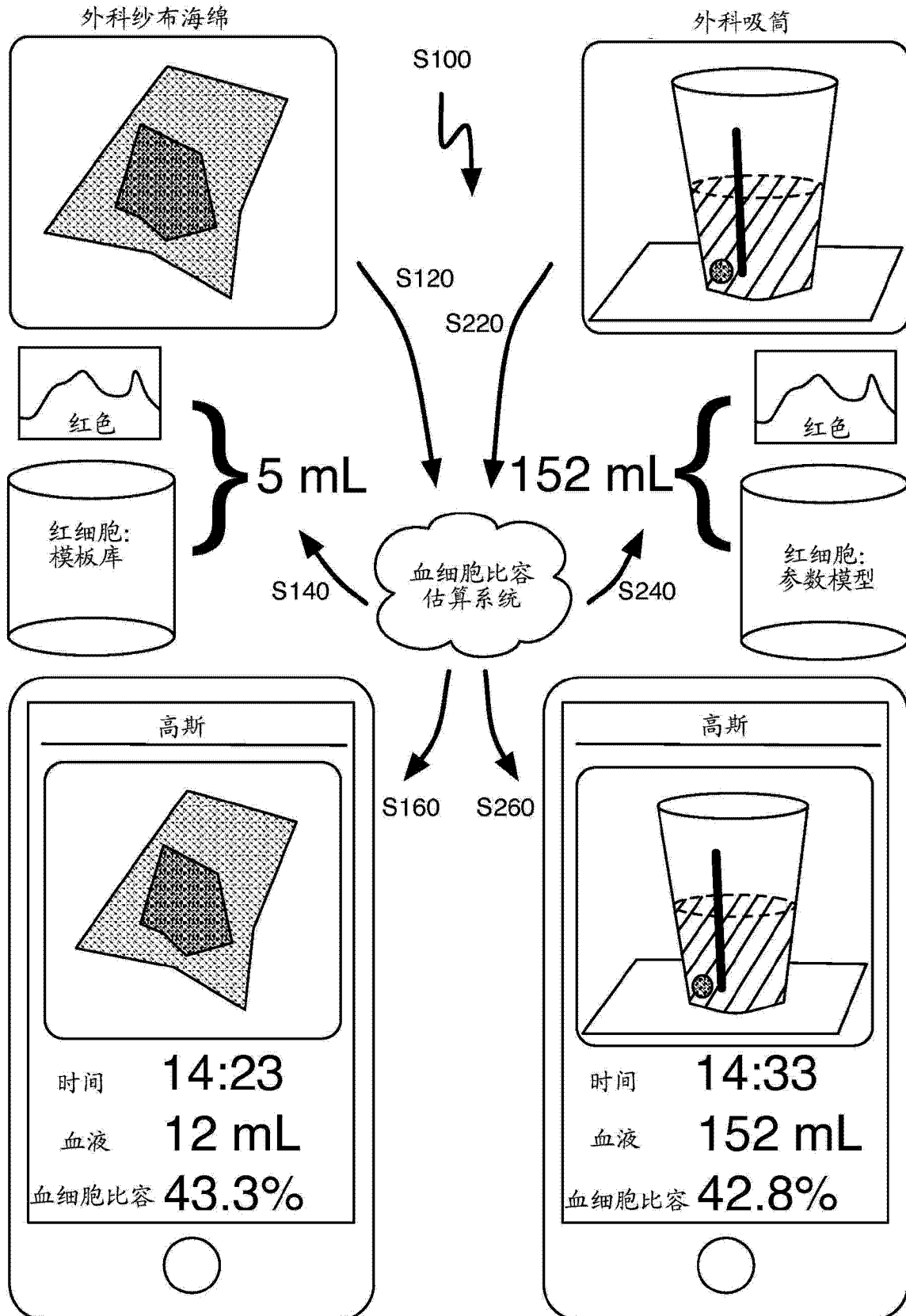


图 2

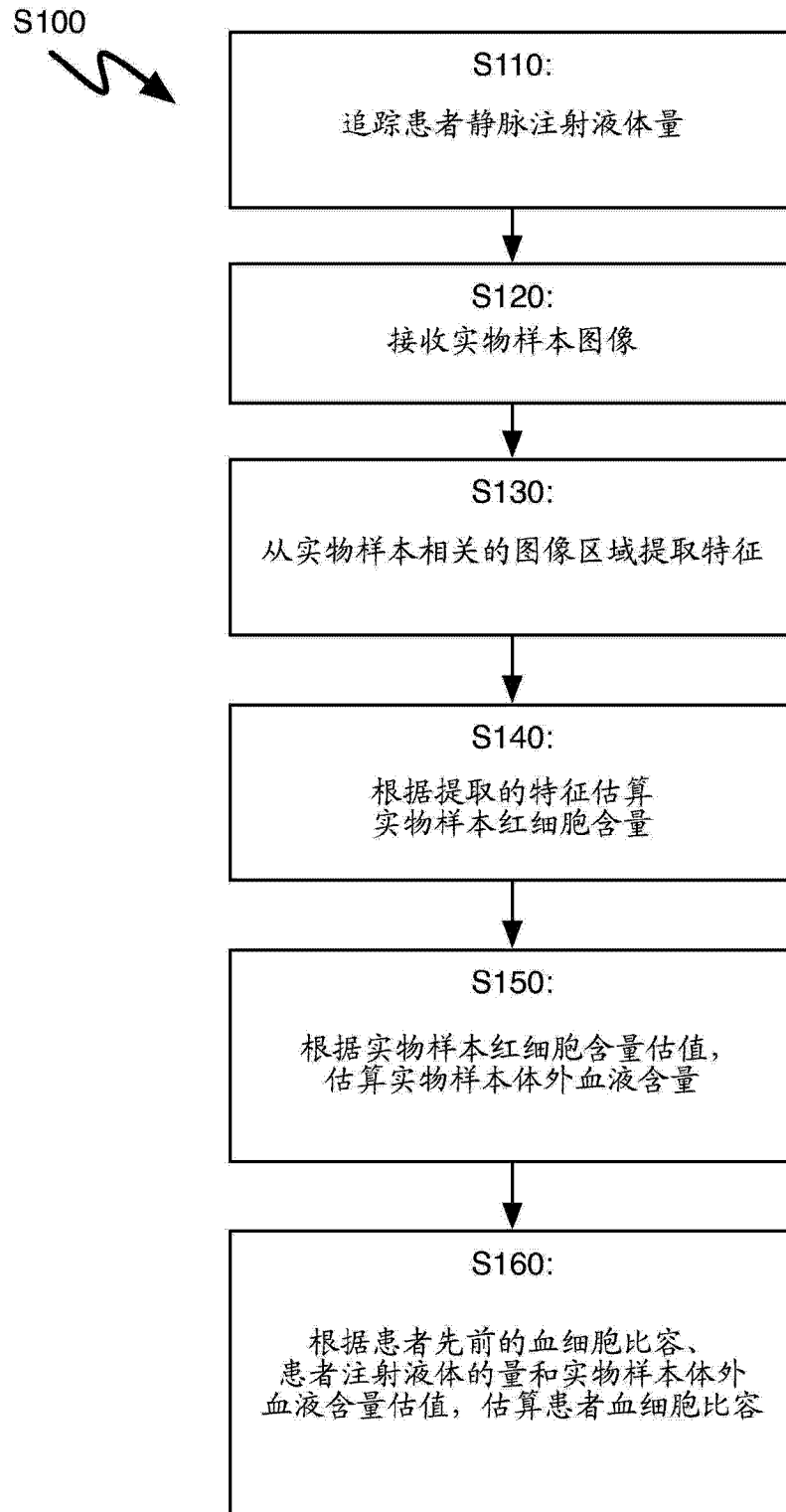


图 3

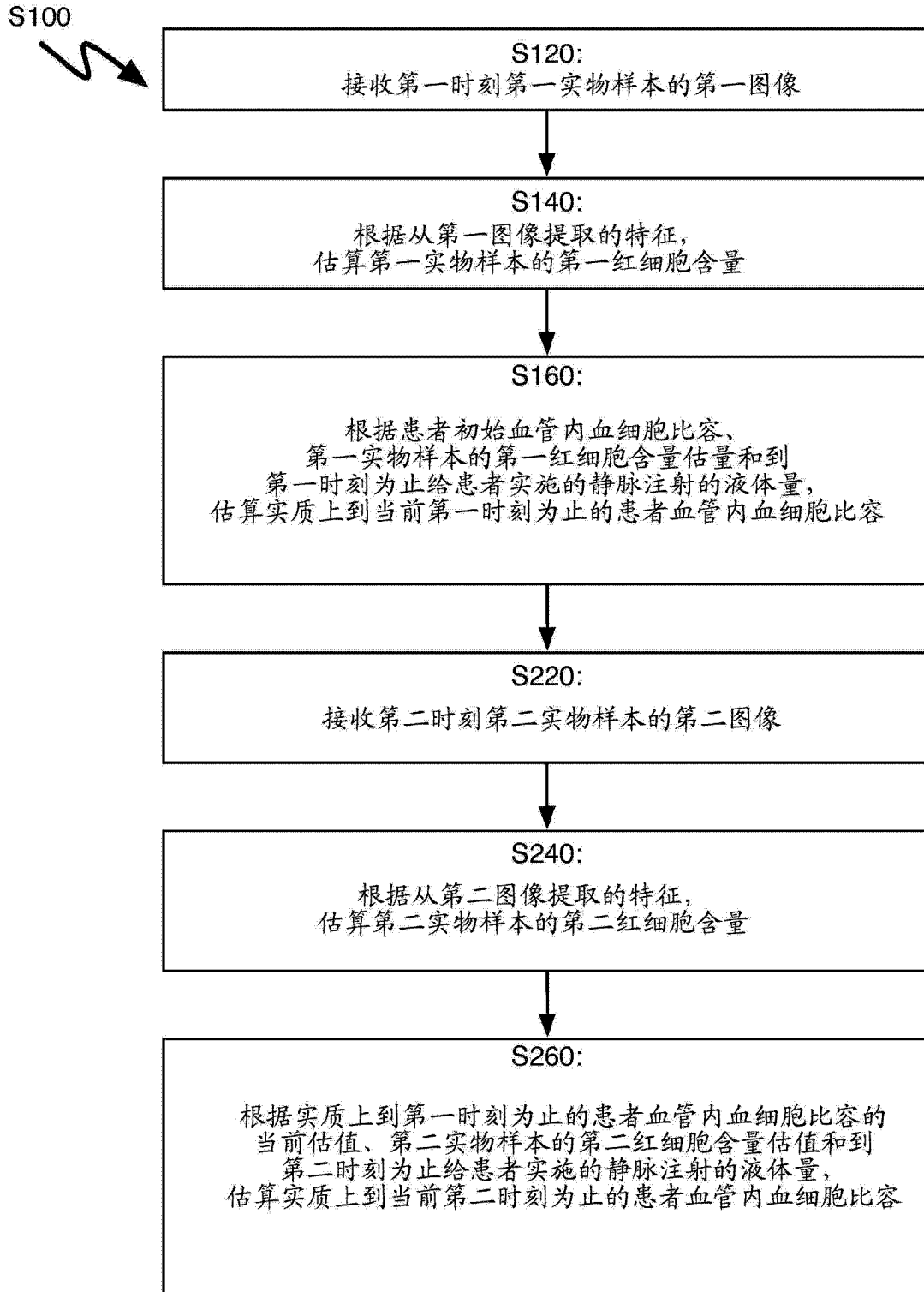


图 4

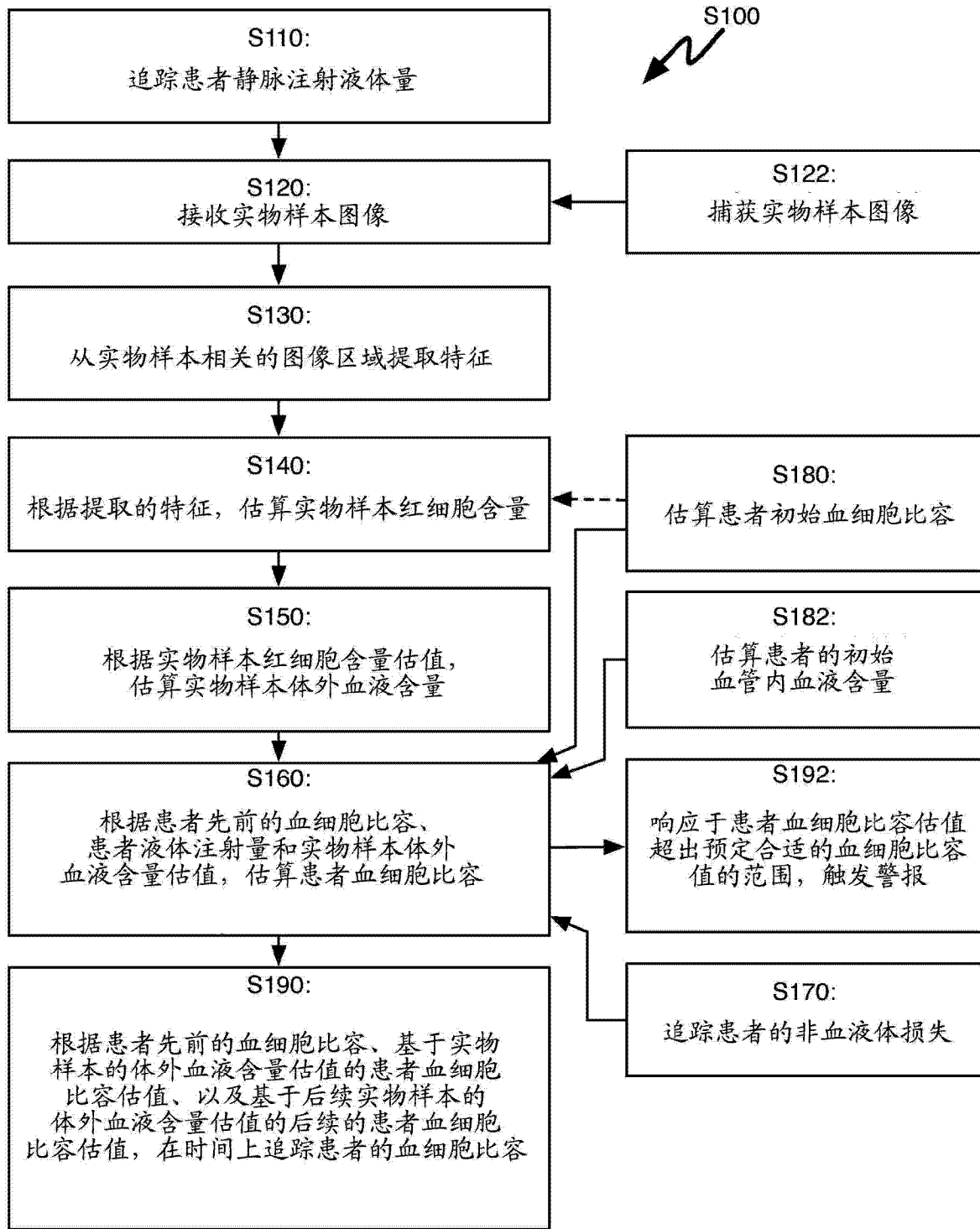


图 5

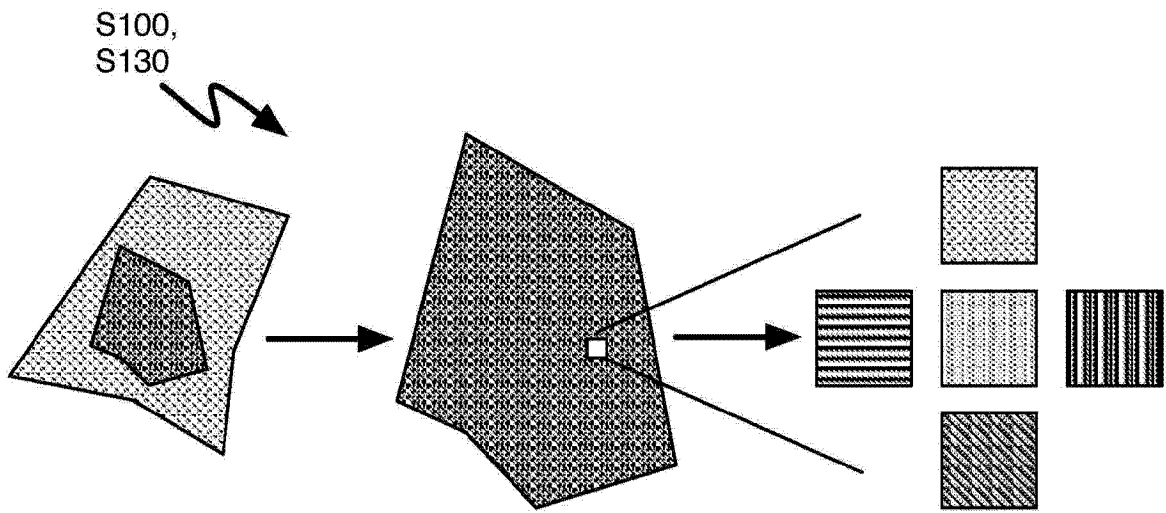


图 6A

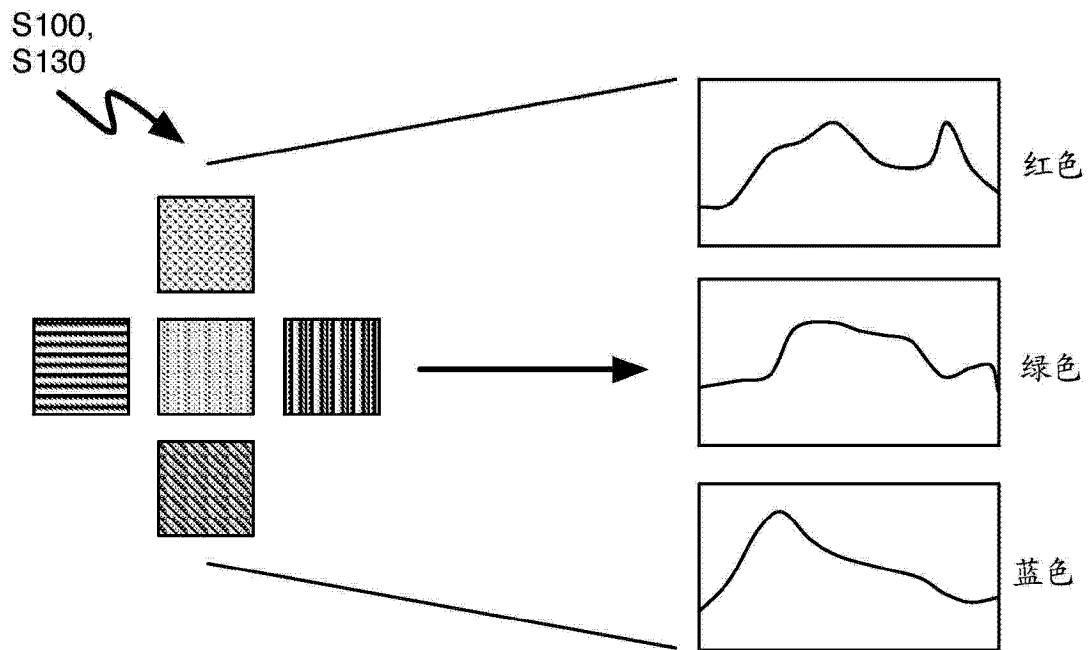


图 6B

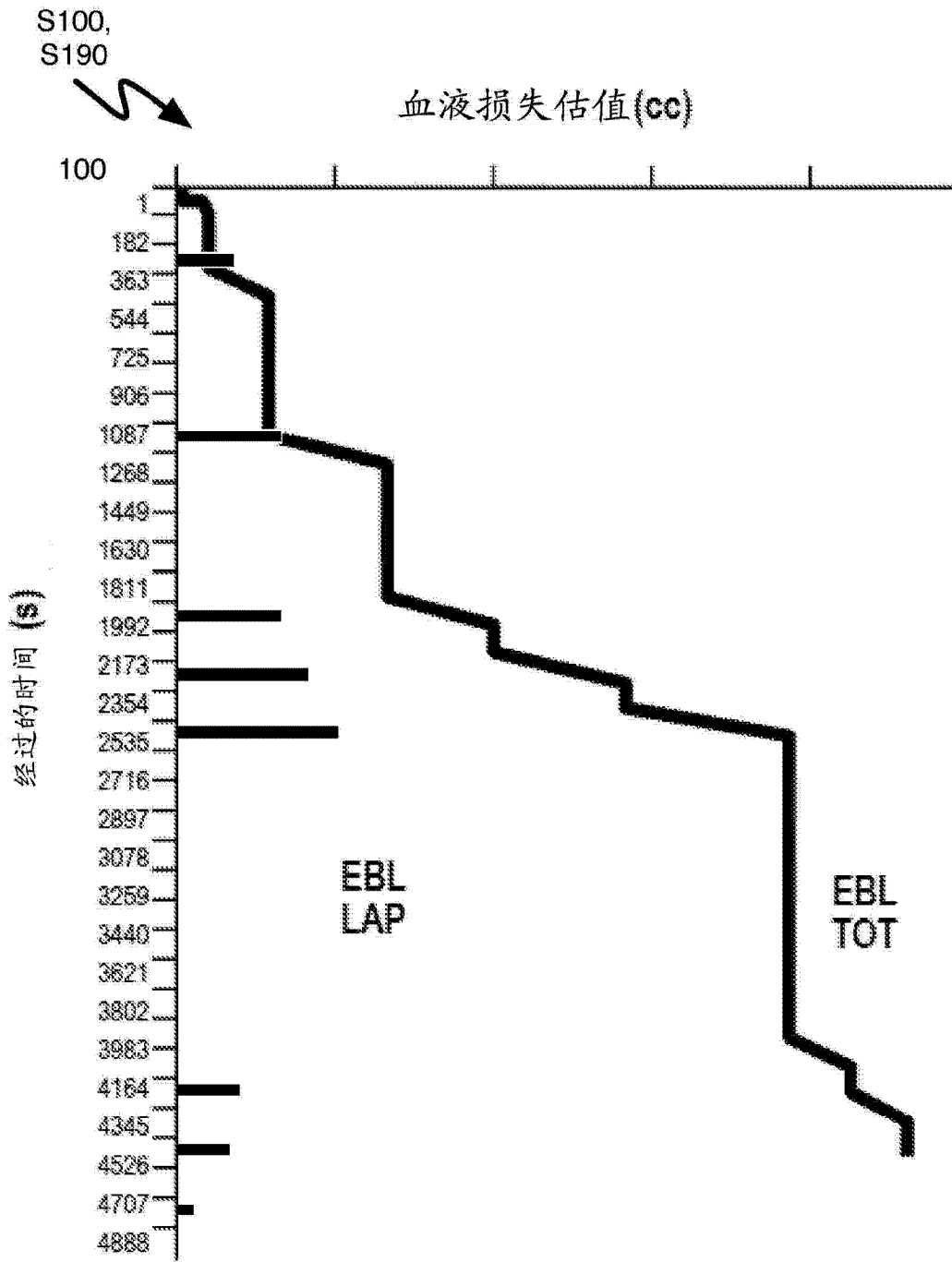


图 7

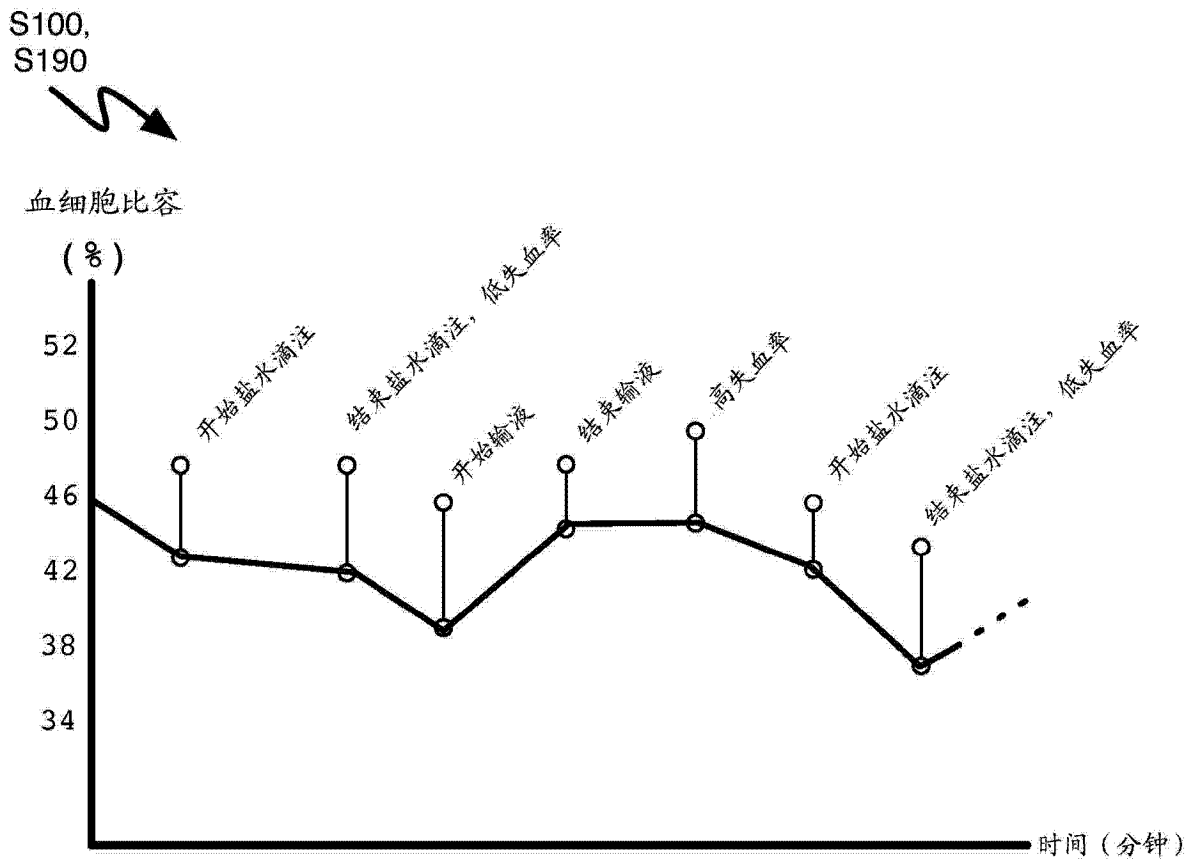


图 8

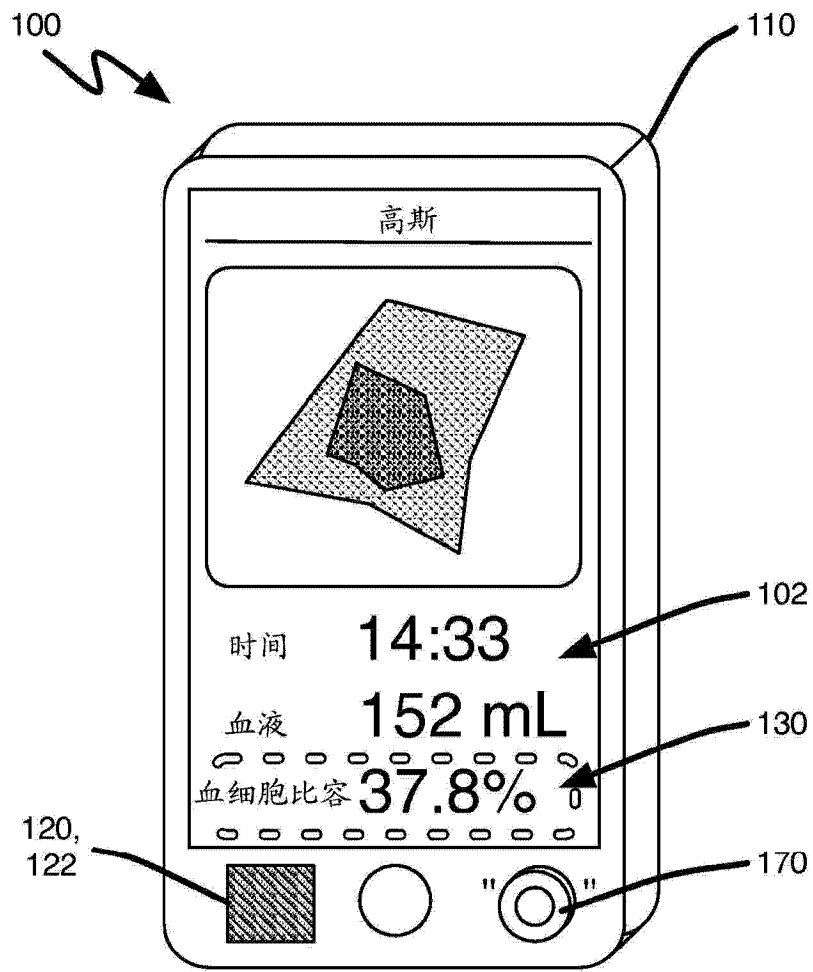


图 9

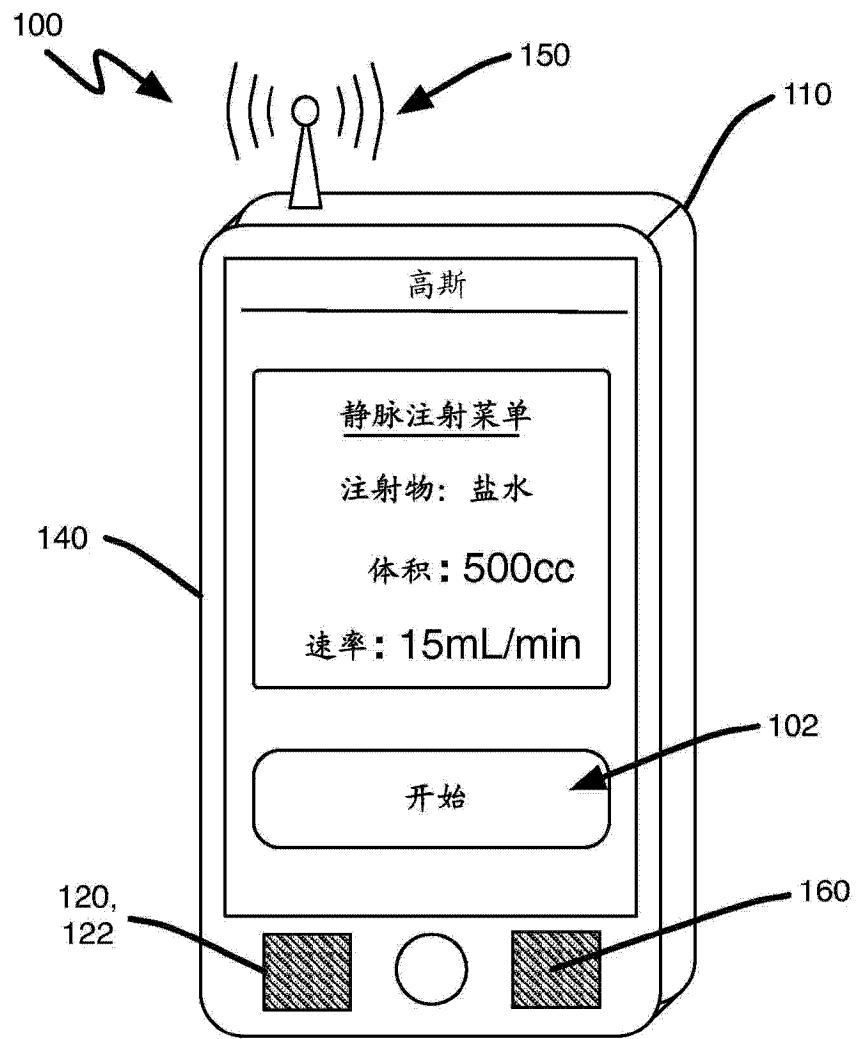


图 10

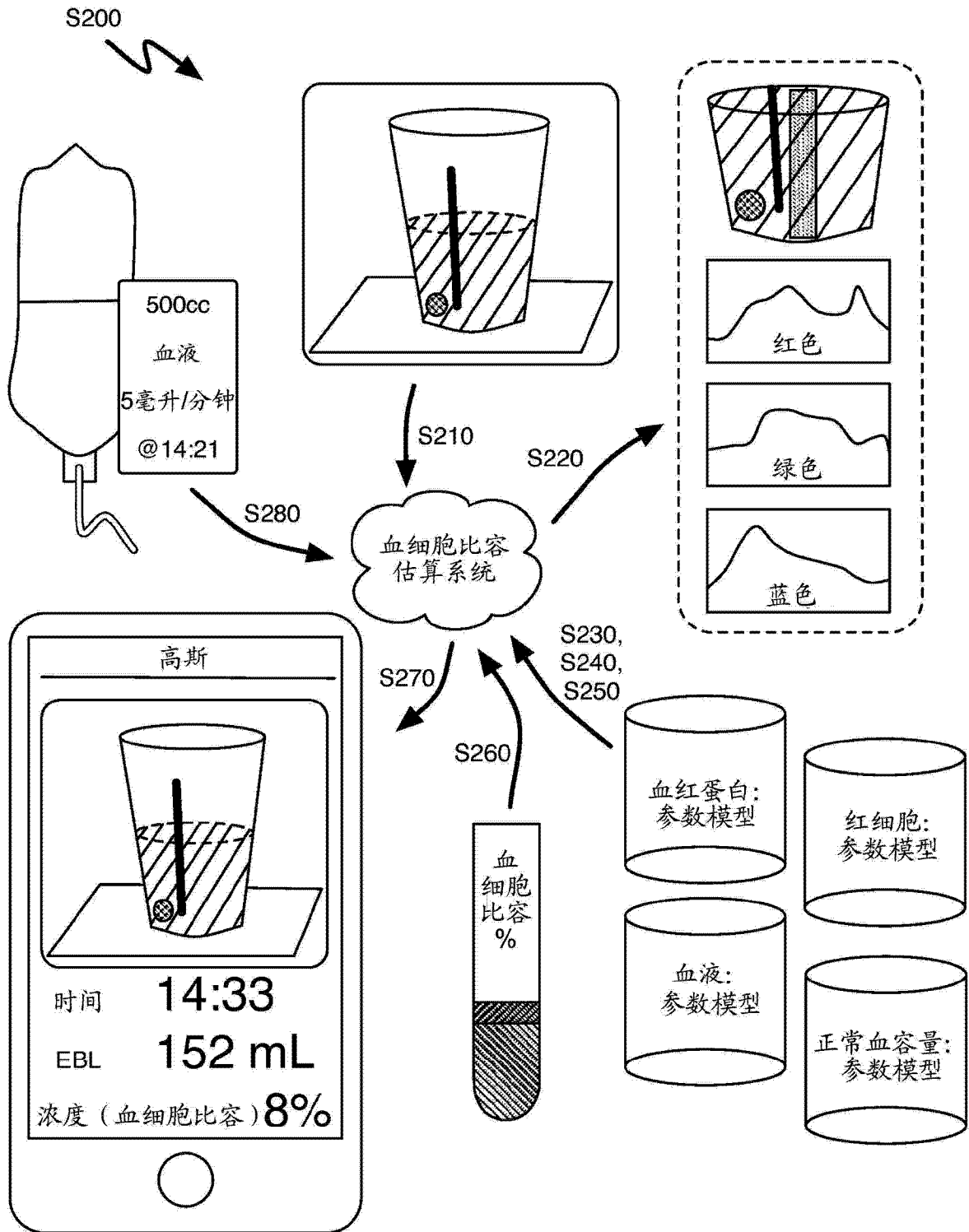


图 11

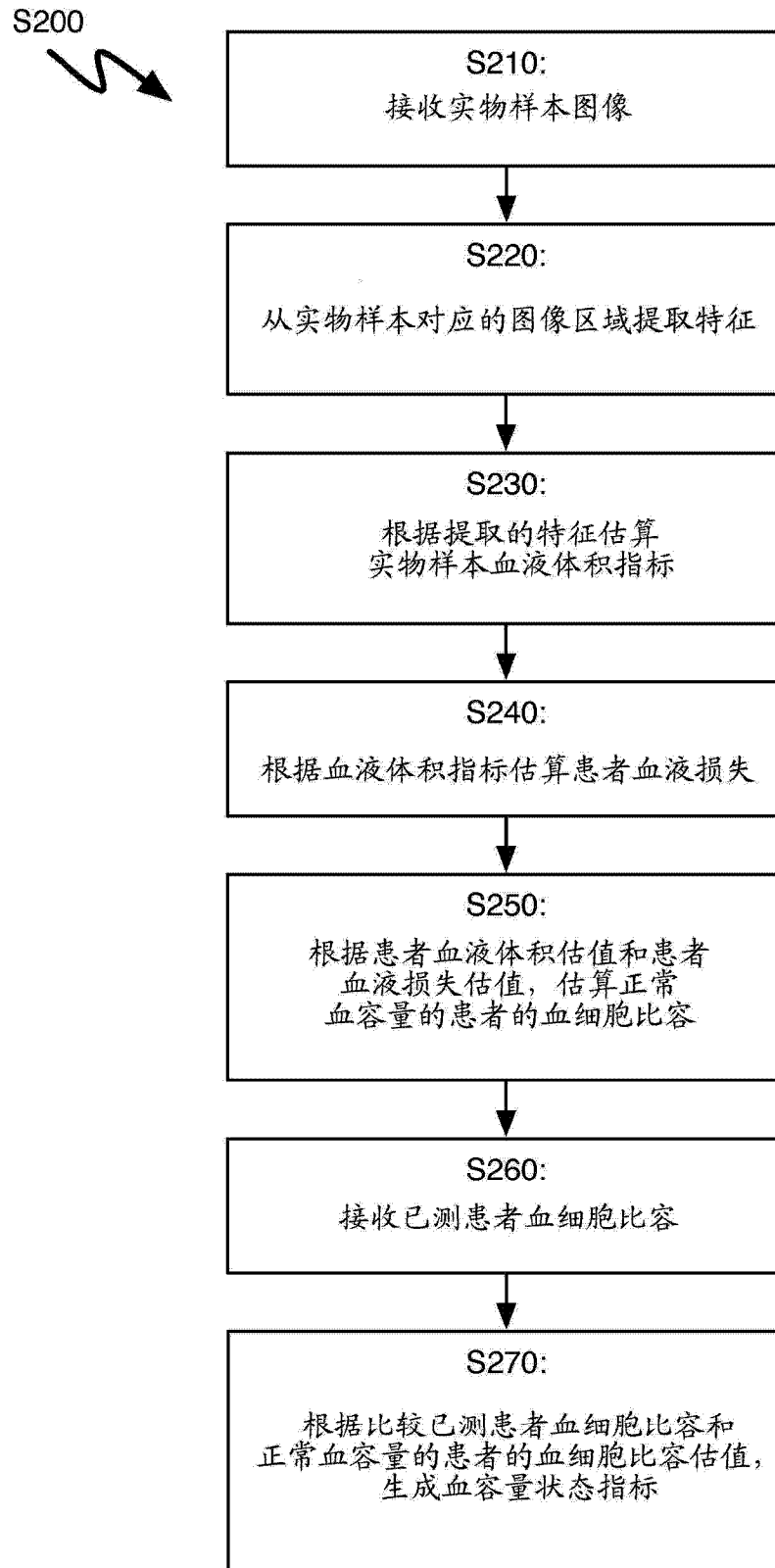


图 12

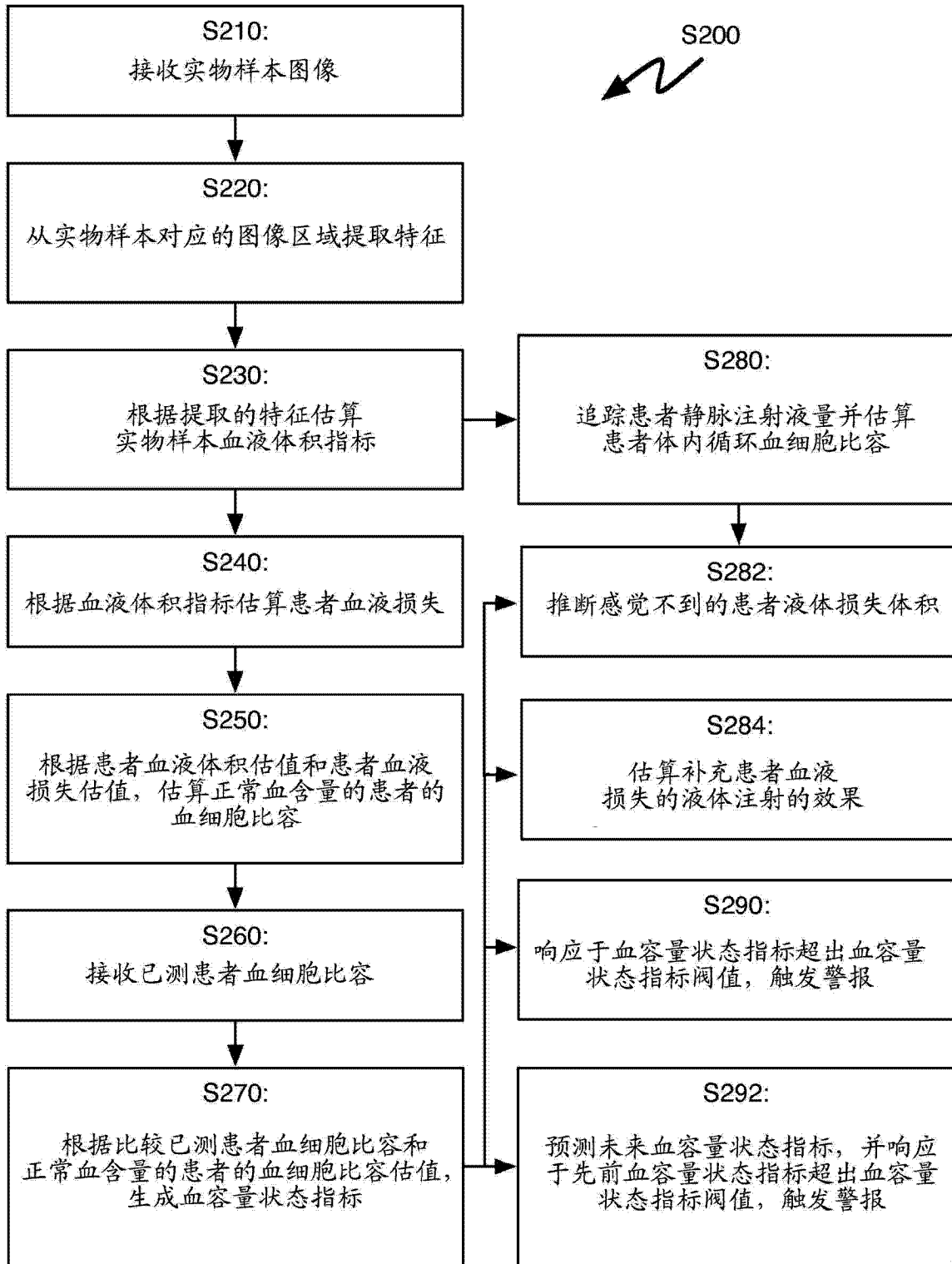


图 13

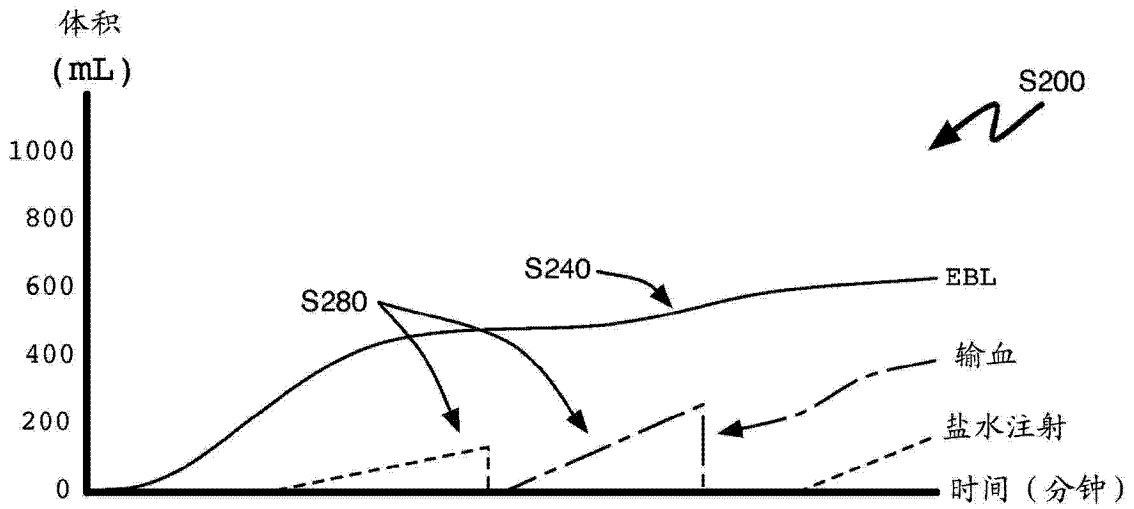


图 14

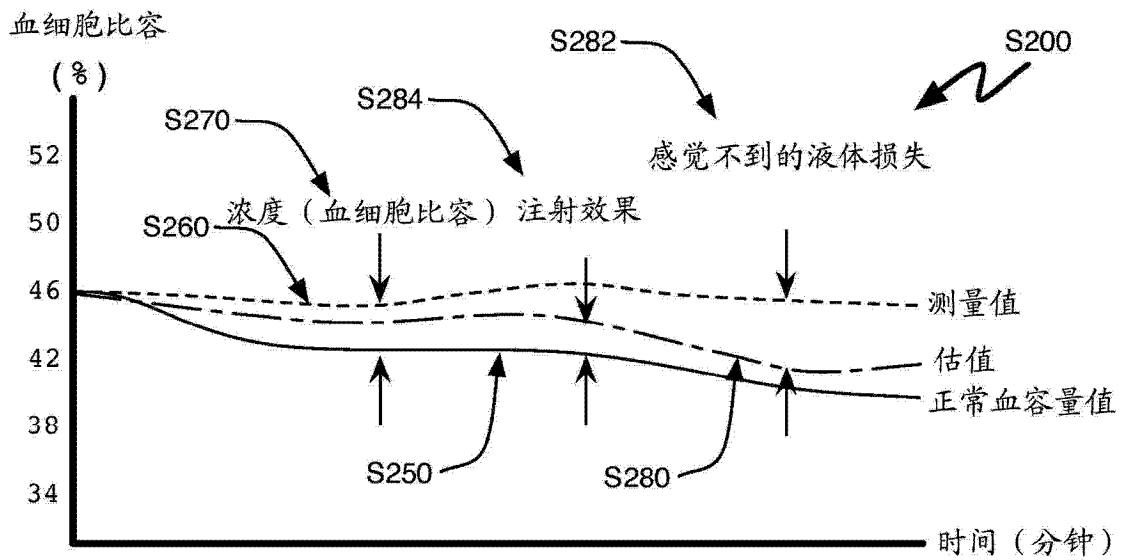


图 15