



(43)申请公布日 2017.08.01

A61B 5/00(2006.01)

[illegible]

1. 一种用于监测受检者的系统,包括:
感测装置,包括:
至少一个磁源,其用来生成磁场;
磁性传感器的阵列,其设置在所述磁场内,以便在沿包括流体的脉管的多个位置处得到与所述磁场对应的多个测量,其中所述流体包括一个或多个磁性微粒;
处理子系统,其在通信上耦合到所述感测装置,其中所述处理子系统:
基于耦合模型来确定由流经所述脉管的所述流体中的所述磁性微粒的磁化弛豫所引起的所述多个测量的变化,其中所述耦合模型基于磁化弛豫的原理、所述流体中的所述磁性微粒朝所述磁场的所确定的梯度的牵连运动、静磁学和动量守恒来定义所述变化磁场中的所述流体的行为;以及
基于所确定的变化来估计一个或多个预期参数的值。
2. 如权利要求1所述的系统,其中,磁性传感器的所述阵列包括一个或多个半导体磁阻传感器。
3. 如权利要求2所述的系统,其中,所述至少一个磁源对应于具有交错的北极和南极的多个磁源,并且其中所述半导体磁阻传感器定位在多个磁源之上、定位在离所述多个磁源所确定的距离处或者其组合。
4. 如权利要求1所述的系统,其中,磁性传感器的所述阵列包括磁阻传感器、霍耳效应传感器、各向异性磁阻传感器、巨磁阻传感器、线圈传感器或者其组合。
5. 如权利要求1所述的系统,还包括衬底,其具有设置在其中的所述磁源和磁性传感器的所述阵列,其中所述衬底包括柔性衬底、刚性衬底或者其组合。
6. 如权利要求5所述的系统,其中,所述磁源和磁性传感器的所述阵列按照一个或多个所选的取向来设置在所述衬底上、具有一个或多个所选的大小或者其组合。
7. 如权利要求5所述的系统,其中,磁性传感器的所述阵列中的一个或多个磁性传感器设置在所述衬底上在离所述磁源一个或多个所选的距离处。
8. 如权利要求1所述的系统,还包括调制器,其在操作上耦合到所述感测装置,以在时域、空间域或者其组合中改变所述磁场。
9. 如权利要求1所述的系统,其中,所述感测装置经过有线耦合部件、无线耦合部件或者其组合在通信上耦合到处理子系统。
10. 如权利要求1所述的系统,还包括告警子系统,其中所述告警子系统在一个或多个预期参数的值在规定阈值之外时生成音频告警、视觉告警或者其组合。
11. 如权利要求1所述的系统,其中,所述流体包括血液,以及所述一个或多个预期参数包括血量、血压、血氧合、心率、心排血量或者其组合。
12. 如权利要求11所述的系统,其中,所述处理子系统在操作上耦合到另一个生理监测装置。
13. 如权利要求12所述的系统,其中,所述生理监测装置包括血氧合监测器、多普勒超声系统、光学心率监测器或者其组合。
14. 如权利要求12所述的系统,其中,所述处理子系统基于一个或多个预期参数的所述值以及使用所述生理监测装置所确定的信息来确定所述受检者的病理条件。
15. 如权利要求1所述的系统,其中,所述流体包括非生物流体,所述非生物流体包括石

油、汽油、水、天然气或者其组合。

16. 一种用于监测受检者的方法, 包括:

提供变化磁场, 其在时域、空间域或者其组合使用至少一个磁源来变化;

在沿包括流体的脉管的多个位置处使用设置在所述变化磁场内的一个或多个磁性传感器来得到与所述变化磁场对应的多个测量, 其中所述流体包括一个或多个磁性微粒;

基于耦合模型来确定由流经所述脉管的所述流体的磁化弛豫所引起的所述多个测量的变化; 以及

基于所确定的变化来估计一个或多个预期参数的值。

17. 如权利要求16所述的方法, 还包括生成所述耦合模型, 使得所述耦合模型基于磁化弛豫的原理、所述流体中的所述磁性微粒朝所述磁场的所确定的梯度的牵连运动、静磁学和动量守恒来定义所述变化磁场中的所述流体的所述磁性微粒的行为。

18. 如权利要求16所述的方法, 其中, 得到所述多个测量包括在沿所述脉管的所述多个位置处同时测量所述变化磁场。

19. 如权利要求16所述的方法, 还包括持续监测所述一个或多个预期参数的值。

20. 如权利要求19所述的方法, 还包括在所述预期参数的一个或多个值在规定阈值之外时生成音频告警、视觉告警或者其组合。

21. 如权利要求19所述的方法, 还包括基于一个或多个预期参数的所述值来确定所述受检者的病理条件。

22. 如权利要求16所述的方法, 还包括将一个或多个预期参数的所述值传递给系统, 其经过有线耦合部件、无线耦合部件或者其组合远程连接到磁性传感器的所述阵列。

23. 一种非暂时计算机可读媒介, 其存储由一个或多个处理器可运行以执行用于监测受检者的方法的指令, 包括:

提供变化磁场, 其在时域、空间域或者其组合中使用至少一个磁源来变化;

在沿包括流体的脉管的多个位置处使用设置在所述变化磁场内的一个或多个磁性传感器来得到与所述变化磁场对应的多个测量, 其中所述流体包括一个或多个磁性微粒;

基于耦合模型来确定由流经所述脉管的所述流体的磁化弛豫所引起的所述多个测量的变化, 其中所述耦合模型基于磁化弛豫的原理、所述流体朝所述磁场的所确定的梯度的牵连运动、静磁学和动量守恒来定义所述变化磁场中的所述流体的行为; 以及

基于所确定的变化来估计一个或多个预期参数的值。

用于改进的生理监测的系统和方法

背景技术

[0001] 本说明书的实施例一般涉及生理监测,以及更具体来说涉及用于使用磁性传感器的阵列对生理参数的增强估计的系统和方法。

[0002] 患者生理参数、例如生命特征和/或血流特性的持续监测允许生理异常的早期检测,因而为拯救生命干预及时提供告警。具体来说,最近多参数监测器在外伤、外科手术和加护病房环境中的例行使用极大地改进医疗结果。作为示例,脉搏血氧计、超声流量计和压力袖带传感器例行用于监测血氧饱和度(SpO₂)、心排血量和/或血压,以帮助检测威胁生命医疗条件(例如动脉血氧过少、血容量过低和/或内出血)。但是,这类常规生理监测装置对于医院外部的例行使用常常过大和/或极为昂贵。

[0003] 相应地,已经开发某些便携电气、机械和光学监测装置,以允许患者的生理参数的无创监测。例如,这些装置的一些可在胸带(chest stripe)、短袜附件、手表或手指附件(其可在操作上耦合到患者)中实现。但是,这些便携装置的使用必需直接皮肤接触、复杂处理、不充分监测能力、相当大的功率消耗和/或对所训练的操作员的需要。此外,使用常规装置进行的测量极易受由患者运动和/或环境振动所引起的运动伪影影响。

[0004] 某些其他常规监测方法提出使用微型的并且小功率的磁性传感器来检测血液的调制的磁场特征(signature)(MMSB),以供心率、血流和压力监测中使用。在这些常规方法中,磁性传感器定位成接近目标区域、例如患者食指,以便持续测量由放置在附近的永磁体所生成的均匀磁场。磁场测量又可用来基于经验模型来确定与患者对应的某些生理参数、例如流速和动脉扩张。

[0005] 虽然这类经验模型尝试将磁场测量与某些生理参数相关,但是经验模型没有计及(account for)某些磁性质、例如血液的磁化弛豫。此外,经验模型无法提供血流、几何结构以及血液与所生成的磁场之间的磁性交互的准确表示。由于这些常规模型忽视血液的某些磁性质对磁场测量的影响,所以使用这类常规监测方法所确定的生理参数的值可能是不准确的,并且因而不适合于临床使用。

发明内容

[0006] 按照本说明书的方面,提出系统、方法以及非暂时计算机可读媒介,其存储由一个或多个处理器可运行以执行用于监测受检者的方法的指令。系统包含感测装置,其包含用来生成磁场的至少一个磁源以及设置在磁场内的磁性传感器的阵列。磁性传感器的阵列在沿包含流体(其具有一个或多个磁性微粒)的脉管的多个位置处得到与磁场对应的多个测量。此外,系统包含在通信上耦合到感测装置的处理子系统。处理子系统基于耦合模型(其基于磁化弛豫的原理、流体中的磁性微粒朝磁场的所确定的梯度的牵连运动、静磁学和动量守恒来定义变化磁场中的流体的行为)来确定由流体中的磁性微粒的磁化弛豫所引起的测量的变化。随后,处理子系统基于所确定的变化来估计一个或多个预期参数的值。

附图说明

[0007] 在参照附图阅读以下详细描述,本公开的这些及其他特征、方面和优点将变得更好理解,附图中,相似字符在附图通篇中表示相似部件,附图包括:

图1是图示按照本说明书的方面的示范监测系统的框图;

图2是供在图1的监测系统中使用的不同磁源的示范取向的示意表示;

图3是供在图1的监测系统中使用的磁性传感器的示范取向的示意表示;

图4是供在图1的监测系统中使用的磁性传感器的示范阵列的示意表示;

图5是供在图1的监测系统中使用的磁性传感器的另一个示范阵列的示意表示;

图6是定义供在图1的监测系统中使用的流量、磁化和磁性感测之间的关系的耦合模型的图形表示;

图7是集中于影响血流的现象的所选子集上的耦合模型的示范实现的图形表示;

图8是在血流存在和不存在的条件下、与磁场测量对应的实验结果的图形表示;以及

图9是图示按照本说明书的方面的用于监测生理参数的示范方法的流程图。

具体实施方式

[0008] 以下描述提出用于患者的生理参数的增强的监测的系统和方法。具体来说,本文所图示的某些实施例描述易于使用、无创、小覆盖面积、低重量、加固和低功率监测系统及方法。监测系统和方法的实施例将变化磁场以及磁性传感器阵列用于以改进的精度来监测患者的生理参数。具体来说,本文所述的实施例提出一种可佩戴患者监测器,其适合于跟踪患者的医疗条件和/或在医院、临床、家中和/或非固定环境中实时提供药物治疗、锻炼和生活方式变化对患者的影响的持续评估。

[0009] 另外,本系统和方法的实施例还提供三维(3D)耦合数学模型,其准确地定义流体流、磁化和磁性感测之间的关系。准确定义的关系允许所获取的磁性响应信号与一个或多个病理条件的有效相关性,由此允许更明智的临床诊断和/或有效治疗计划。

[0010] 为了清楚起见,参照基于使用耦合模型的所获取的磁性响应信号的准确评估而准确确定生理参数(例如血流、血压和血氧合(SpO₂)水平)来论述本系统和方法的实施例。但是,本系统和方法的某些实施例还可在其他医疗和/或非医疗应用(例如无损测试应用)中得到应用。例如,本方法和系统的某些实施例可用于对其他磁性流体进行建模以供在检测石油和天然气管线中的破裂并且检测轴承磨损中使用。在以下小节参照图1来描述适合于实施本系统的各个实现的示范环境。

[0011] 图1图示供在实时监测受检者、例如患者中使用的示范监测系统100。为了清楚起见,参照与患者对应的生理参数(例如心率、血流和/或动脉血压)的无创监测来描述系统100。但是,其他生理参数(例如血氧合、心搏量、动脉硬化、动脉扩张和血红蛋白含量)可使用系统100类似地确定。此外,在某些实施例中,系统100可在通信上耦合到其他监测系统(例如血氧合监测器、多普勒超声系统和/或光学心率监测器),例如以便允许估计血氧合和/或其他血流异常。备选地,如先前所述,系统100的一些实施例还可用于确定非医疗监测应用期间的流量特性。

[0012] 在当前预期的实施例中,系统100可配置成基于血流附近的磁场的测量(其指示在受检者中的一个或多个目标区域中的表面动脉处的至少血流速或流量)来确定患者的生理参数。具体来说,系统100可基于耦合数学模型从磁场测量来确定准确的血流特性。按照本

说明书的某些方面,计算耦合模型,以便准确定义血流、磁化和磁场测量之间的一个或多个关系,以允许更有效地设计监测系统100、其布置并且评估所测量的磁性响应信号。此外,在一个实施例中,耦合模型的使用可帮助识别并且将所测量的磁性响应信号的一个或多个不同特性与一个或多个生理参数相关,以识别患者的病理条件。

[0013] 为此,在某些实施例中,系统100包含感测装置102,其定位成接触到或者接近患者中的目标区域,以确定与患者的病理条件对应的一个或多个临床有用指示。目标区域例如可对应于患者中的手指、手腕、脚踝和/或头部区域。一般来说,目标区域可包含血管104,其将具有一个或多个磁性微粒(例如携带铁的化合物)的血液传输到患者身体的不同部位。在一个实施例中,识别在外部磁场106的影响下在血管104中流动的血液的行为可帮助确定临床有用指示。

[0014] 相应地,在某些实施例中,感测装置102包含至少一个磁源108,其配置成在血管104附近生成具有预期幅值和/或方向的磁场106。为此,磁源108例如包含永磁体、电磁体和/或金属线圈。此外,感测装置102包含磁性传感器110的阵列(“磁性传感器阵列110”),其设置在衬底112上,以供在测量因经过血管104血液的搏动血流引起的磁场106的变化中使用。

[0015] 具体来说,在某些实施例中,感测装置102可配置成生成输出电压信号,其表示由磁性传感器阵列110所测量的磁场106的变化。但是,输出信号可通过外部磁场、环境振动和/或患者移动(例如手腕和/或脚趾的移动)而失真。相应地,在某些实施例中,感测装置102还可包含磁场调制器114、例如传输线圈,其配置成调制由磁源108所生成的磁场106。具体来说,在一个实施例中,调制器114调制磁源108,使得所生成的磁场106在时域和/或空间域中变化。变化磁场106的使用帮助将从磁性传感器阵列110所接收的响应信号与变化磁场106进行匹配,由此降低噪声和/或改进由磁性传感器阵列110所确定的测量的信噪比(SNR)。经由变化磁场106的使用所实现的降低的噪声导致更少运动伪影,因而提供用于监测患者的生理参数的健壮系统。

[0016] 具体来说,在某些实施例中,在多个位置处使用磁性传感器阵列110对磁场106的同时测量可提供信息,其可内聚地用来确定甚至更复杂的生理参数(例如血氧合和心搏量)。在一个实施例中,同时测量可由一个或多个磁性传感器116、118和120(其设置在磁性传感器阵列110中在离磁源108不同的距离处)来得到。磁性传感器116、118和120例如可包含一个或多个巨磁阻(GMR)传感器、半导体磁阻(SMR)传感器、各向异性磁阻(AMR)传感器、隧穿磁阻(TMR)传感器和/或任何其他适当磁性传感器。

[0017] 在某些实施例中,感测装置102可采用适合于确定准确的磁场测量的磁源108和磁性传感器116、118、120的不同配置。具体来说,在一个实施例中,感测装置102可包含磁源108和磁性传感器116的不同配置,其帮助确定不同配置和搏动血流对不同空间位置处的磁场测量的影响。图2-3中描绘供在感测装置102中使用的磁源108和磁性传感器116、118、120的某些示范实施例。

[0018] 具体来说,图2描绘供在图1的系统100中使用的不同磁源的某些示范形状、大小和/或取向。在一个实施例中,磁源可对应于矩形磁体202,其具有大约10毫米(mm)乘以大约5 mm的大小。此外,磁体202可相对于感兴趣血管的纵向轴在水平取向中设置,使得磁体202的对应极位于磁体202的顶部面和底部面。在另一个实施例中,磁源可包含具有不同大小的

一个或多个矩形磁体204和206。磁体204和206例如可在垂直取向中和/或以对应于血管的纵向轴的预期角度来设置。备选地,磁源可包含圆形磁源208,其配置成在患者的血管附近生成变化磁场。在某个另外实施例中,系统100包含具有交错的北极和南极的磁源210。交错的极允许磁源210产生大场梯度。相应地,在一个实施例中,定位成接近磁源210的多个SMR传感器212可配置成感测与由大场梯度所引起的血液的最大退磁对应的位置。

[0019] 虽然图2仅描绘磁源的几个形状、大小和/或取向,但是所描绘的磁源和/或其他适当形状和大小的磁源的不同组合可在系统100中得到应用,以生成具有预期幅值、方向和/或频率的变化磁场106。

[0020] 此外,图3图示供在图1的系统100中使用的不同磁性传感器的某些示范类型、大小和/或取向。例如,磁性传感器可包含GMR传感器302,其可与血管中的血流方向平行地定位。备选地,磁性传感器可包含GMR传感器304,其参照血流方向垂直地定位。此外,在某些实施例中,磁性传感器可包含AMR传感器306和/或SMR传感器308,其与血流方向平行地或者成某个角度来定位。在某些实施例中,磁性传感器302、304、306和308可包含一个或多个输入和/或输出引出线,例如以接收功率供应和/或允许测量对应的输出信号。

[0021] 虽然图3仅描绘磁性传感器的几个配置,但是某些其他实施例可采用磁性传感器的另外的类型、大小和/或取向。例如,在一个实施例中,磁性传感器可包含多个SMR传感器310,其具有大约1 mm乘以1 mm的大小,并且配置成无需使用外部功率供应而操作。SMR传感器的使用可提供更大的输出信号,其指示因磁场引起的血液的退磁和/或血液磁化的程度。另外,SMR传感器的使用还可帮助以与其他磁阻传感器相比要低的噪声来确定磁场测量。具体来说,SMR传感器可提供比常规可用的GMR传感器要高四个数量级的磁场以及要好十个数量级的灵敏度。相应地,在某些实施例中,SMR传感器可定位在具有交错的极的永磁体之上或在其附近,由此创建锐磁场梯度,其降低由搏动血流所引起的场失真。降低的场失真允许准确的磁场测量,这又可与一个或多个生理参数的值准确相关。

[0022] 因此,不同磁性传感器的使用允许制作(例如直径为大约英寸的)微型监测器,其帮助在它穿过每个传感器-磁体对时测量脉搏的流速和进展。因此,在一个实施例中,流量和脉搏波速度(均按照每秒米数所测量)可基于跨每个磁性传感器的脉搏与磁性传感器间的距离之间的所确定时间延迟准确计算。

[0023] 返回参照图1,磁源108和具有不同大小、形状、取向和/或灵敏度的磁性传感器116、118、120可按照预期图案设置在衬底112上,以允许一个或多个磁场特性的最佳测量。具体来说,磁源108与磁性传感器116、118、120之间的距离可基于磁场108的强度有选择地配置,以允许最佳磁场测量。例如,在具有大约1000高斯的强度的磁场108中操作感测装置102时,磁性传感器116、118和120可定位在衬底112上在离磁源108大约5-10毫米(mm)的距离处。磁性传感器116、118、120和磁源108的其他适当配置可对磁场106的不同特性来确定,以允许感测装置102测量因跨目标区域流动的血液的搏动血流和其他磁特性引起的磁场106的变化。

[0024] 此外,在一个实施例中,感测装置102可设置成接近、例如设置在离目标区域大约2-15 mm的距离处,以用于获取无创和/或非接触式磁场测量。但是,在备选实施例中,感测装置102可定位成与目标区域、例如患者的四肢和/或心脏和胸腔区域接触,以用于在沿血管104的多个位置处测量由搏动血流所调制的磁场。在某些实施例中,感测装置102的非接

触式或接触式配置可被选择,以便允许磁性传感器116、118和120在不同的相对位置处以更高效率来测量变化磁场106。感测装置102的非接触式或接触式定位的选择还可基于磁源108和/或磁性传感器阵列110中包含的一个或多个磁性传感器116、118、120的灵敏度、类型、大小、相对位置和/或取向。

[0025] 图4例如描绘包含定位成接近患者手腕的磁性传感器阵列402的示范感测装置400。具体来说,在图4所描绘的实施例中,磁性传感器阵列402包含一对或多对磁源404和磁性传感器406,其设置在衬底上例如在相互之间大约5 mm的距离。此外,磁源404和磁性传感器406线性定位在沿与患者对应的桡动脉和/或尺动脉的多个空间位置处。线性定位的磁源404和磁性传感器406允许在沿患者的手的多个空间位置处测量磁场特性。在多个位置处测量磁场允许获取更大磁性响应信号,其允许降低的运动伪影,因而帮助以更高精度来确定预期的血流参数。例如,在多个位置处所得到的磁场测量可帮助确定与患者对应的血压、流量和/或对应异常。

[0026] 此外,图5描绘包含定位在患者中的多个目标区域处或附近的磁性传感器阵列502的另一个示范感测装置500。具体来说,磁性传感器阵列502可包含多个磁性传感器,其可定位在多个目标区域处,例如定位在患者的手腕、脚踝、肘窝、前额和/或颈部区域附近。在(例如大约1秒的)相同的所选时间周期期间在多个目标区域处的同时磁场测量提供附加信息,其可内聚地用来以更高精度来确定复杂的生理参数、例如异常流量特性。从同时磁场测量所确定的生理参数又可与一个或多个病理条件、例如外周动脉疾病实时地相关。

[0027] 作为示例,在手腕和前额区域处的同时磁场测量可帮助确定颈动脉和/或脑动脉中的血流量的异常下降,因而指示颈动脉和/或脑动脉粥样硬化的存在。在另一个示例中,在手腕和脚踝区域处的同时测量可帮助确定手腕与脚踝区域之间的血流的差,由此指示外周动脉疾病的存在。因此,在不同目标区域处的同时磁场测量可允许开业医生无创地诊断复杂健康条件和/或以及及时的方式规定(prescribe)对患者的适当治疗。

[0028] 返回参照图1,感测装置102可配置成经由衬底112适当地定位在不同目标区域处。为此,在一个实施例中,衬底112可包含适当大小和形状的柔性和/或适合的材料、例如聚酰胺,以便允许感测装置102定位在目标区域之上或在其附近,以得到预期磁场测量。但是,在备选实施例中,衬底112可包含刚性材料和/或刚性和柔性材料的组合,其允许磁性传感器116、118和120相对于磁性传感器106和血管104适当地定位,以用于最佳磁场测量。

[0029] 此外,在某些实施例中,衬底112可包含一个或多个互连122和124,其配置成将磁性传感器116、118和120在操作上耦合到系统100的一个或多个其他组件。例如,在一个实施例中,互连122和124可将GMR传感器116在操作上耦合到功率源126,以便分别接收用于操作的外部功率供应和/或输出响应信号。备选地,衬底112可包含附加电路系统,例如以便将不要求外部功率供应的SMR传感器118与其他系统组件进行接口。在某些其他实施例中,衬底112还可包含附加初始化电路(未示出),以用于将AMR传感器120配置用于检测和测量变化磁场106。

[0030] 按照本说明书的某些方面,磁性传感器116、118和120可配置成检测磁场106的微小变化,并且将所检测的变化转化为比例输出电压信号。相应地,在一个实施例中,磁性传感器116、118和120可包含磁阻材料的薄膜、例如坡莫合金(镍铁),其沉积在硅衬底上并且被图案化以形成阻带。多个这类电阻器例如按照半或全惠斯通桥配置来连接,以便在经受

已知磁场时提供可预测的输出电压。一般来说,对磁性传感器116、118和120施加外部磁场引起对应的磁化向量的重新定向,从而引起对应电阻的变化。电阻的变化又引起生成输出电压,其可与由对应磁性传感器116、118和120所检测的磁场106的微小变化相关。

[0031] 相应地,在一个实施例中,磁性传感器116、118和120可配置成检测由经过血管112的搏动血流所引起的变化磁场106的微小变化。具体来说,磁场106的微小变化可使所确定的电位跨例如与磁性传感器116对应的互连122来施加。所施加的电位又引起磁性传感器116的对应电阻的变化,其可线性转化成可跨互连124来测量的输出电压信号。在某些实施例中,系统100可配置成使用所测量的输出信号来量化磁场变化,例如以供在检测与患者对应的一个或多个病理条件中使用。

[0032] 具体来说,在一个实施例中,系统100可配置成使用耦合模型来基于由磁性传感器116、118和120所得到的测量准确地确定生理参数。但是,与常规磁性感测装置(其采用定域、恒定和单向磁场)不同,系统100配置成将变化磁场106用于基于从磁性传感器116、118和120所接收的磁性响应信号来确定生理参数。变化磁场106当血液在磁场源108和磁性传感器阵列104之下流动时引起血液的短暂磁化和退磁。经过血管112的血液的退磁和搏动血流造成磁场106中微小但有区别的失真,从而又生成比例磁性响应信号,其可与患者中的一个或多个病理条件相关。

[0033] 具体来说,在某些实施例中,系统100可使用耦合模型来处理磁性响应信号,以区分磁性响应信号中对应于血液的搏动血流的成分与对应于离开磁源108流动的血液的磁化弛豫的成分。

[0034] 为此,在一个实施例中,系统100包含处理子系统128,其配置成处理磁性响应信号,以确定临床有用信息。相应地,处理子系统112例如包含一个或多个通用或专用处理器、数字信号处理器、微型计算机、微控制器、专用集成电路(ASIC)和/或现场可编程门阵列(FPGA)和/或其他适当处理装置。

[0035] 此外,在一个实施例中,处理子系统128可配置成放大和/或数字化在沿血管104的不同空间位置处所测量的输出信号。具体来说,在某些实施例中,处理子系统128还可包含放大器130和数字化仪132,其配置成放大和数字化使用磁源108和磁性传感器116、118、120的不同配置在不同空间位置处所获取的通常低输出信号。此外,处理子系统128可经由有线和/或无线耦合部件133在通信上耦合到感测装置102,以接收磁性响应信号。具体来说,感测装置102可包含附加电子电路系统(未示出)(例如有线和/或无线接口模块、发射器、接收器、编码器和/或解码器),以用于经由有线和/或无线耦合部件133与处理子系统128进行通信。

[0036] 在某些实施例中,有线和/或无线耦合部件133例如可包含一个或多个电缆、磁性耦合部件和/或静电耦合部件。另外,有线和/或无线耦合部件133还可包含数字通信链路(例如底板或数字总线)、有线通信网络和/或无线通信网络。此外,在一个实施例中,有线和/或无线耦合部件133可将处理子系统128在通信上耦合到附加装置(未示出)(例如图片存档和通信系统(PACS)、远程通信装置和/或医院信息系统(HIS)),以用于从数字化的磁性响应信号来确定临床相关信息。

[0037] 如先前所述,处理子系统128可配置成使用耦合模型从数字化的输出信号来确定临床相关信息、例如生理参数的值。具体来说,耦合模型的使用可帮助区分与数字化的磁性

响应信号对应的有用与有噪成分,因而允许生理参数的更有效确定。将参照图6-7更详细描述供由系统100用来确定生理参数的耦合模型的实施例。

[0038] 此外,在一个实施例中,处理子系统128可配置成在存储仓库134中存储生理参数的所确定的值和/或数字化的磁性响应信号。为此,存储仓库134例如可包含随机存取存储器、只读存储器、磁盘驱动、固态存储器装置和/或闪速存储器。另外,存储仓库134可存储与耦合模型对应的信息和/或可运行的指令,以供在从数字化的磁性响应信号来确定生理参数和对应病理条件中使用。在某些实施例中,存储仓库134还可存储从操作员所接收的命令和输入,以供在诊断规程期间使用。

[0039] 相应地,在一个实施例中,系统100可包含一个或多个用户输入-输出(I/O)装置136(例如键盘、触摸屏、图形用户界面(GUI)138、话筒、鼠标、按钮、开关、显示装置140、音频装置和/或视频装置),以接收操作员输入和命令。在示范实现中,I/O装置136通过有线和/或无线耦合部件133在操作上耦合到处理子系统128,以允许操作员例如经由本地或远程显示装置140上的GUI 138来选择一个或多个目标区域和/或成像参数。另外,处理子系统128可配置成向显示装置140传递从数字化的磁性响应信号和/或生理参数的所确定的值所得出的临床信息,以供在对患者的实时审查、诊断、分析和/或治疗中使用。

[0040] 另外,在某些实施例中,处理子系统128可配置成经过告警子系统142向I/O装置136传递音频和/或视觉告警消息。具体来说,在一个实施例中,处理子系统128可将告警子系统142配置成在一个或多个生理参数、例如血压或量的值在期望阈值之外时传递告警消息。例如,告警子系统142可配置成如果生理参数值在临床规定、预先编程和/或用户定义阈值之前,则经由电子邮件、短消息服务(sms)和/或弹出式菜单向远程连接系统、例如HIS或所选移动电话号码来传递告警消息。

[0041] 因此,系统100的实施例提供低功率、无袖带、无创和便携感测装置,以供在与患者对应的一个或多个生理参数的持续监测中使用。具体来说,磁性传感器阵列110的使用允许生成更强和冗余输出信号,以提供更高SNR和针对杂散磁场的改进的健壮性。另外,排列的传感器设计帮助在多个位置处的同时磁场测量,因而提供更多信息,其可内聚地用来确定复杂生理参数。例如,信息可用于持续监测生理参数,包含血流、血压、血红蛋白含量以及血氧水平,其适合于早期医学严峻条件。

[0042] 此外,系统100的实施例将耦合模型用于识别并且将磁化和退磁延迟与血量、氧合水平和流速相关,由此提供生理参数的更准确估计。将参照图6更详细描述定义流体流量、磁化和磁性感测之间的关系的耦合模型的某些实施例。

[0043] 图6描绘供在图1的监测系统中使用的耦合模型的示意表示600。为了清楚起见,将在以下描述中参照图1所描绘的监测系统100的组件来描述图6的一个或多个方面。

[0044] 如先前所述,常规无创血流监测系统采用经验模型,其尝试将磁场测量与某些生理参数相关。但是,经验模型没有计及因变化血液组成成分和可变的血流引起的磁场扰动的变化。此外,经验模型集中于血液的搏动运动上,其因附近的金属和/或电子设备的存在而可易于被患者运动、环境振动和/或磁性干扰破坏。因此,经验模型缺乏流量、几何结构以及血液与所生成的磁场之间的磁性交互的实际表示。

[0045] 相比之下,本说明书的实施例采用耦合模型,其准确地表示在磁场106的影响下的血液的行为。具体来说,耦合模型基于纳维斯托克斯方程(其表示动量守恒、磁化弛豫和表

示静磁学的麦克斯韦方程)来表示血液的行为。

[0046] 一般来说,由于红血球中的携带铁的化合物的存在,感测装置102下流动的血液在由磁源108所生成的磁场106的影响下磁化。此外,血液在离开磁场106流动时被退磁。在磁场106的影响下的血液的这个搏动血流引起磁场106中的微小失真,其可由磁性传感器116、118和120来测量。具体来说,磁性传感器116、118和120生成表示所测量的扰动的输出信号,其又可与一个或多个生理参数相关。

[0047] 但是,与磁场106中的所测量的扰动对应的输出信号可以不只是取决于血液的搏动运动。具体来说,输出信号的一个或多个成分可对应于血液的磁化和/或退磁,其可帮助提供所测量的磁场扰动与生理参数之间的关系的更准确指示。按照本说明书的某些方面,耦合模型根据动量守恒和静磁学来描述磁性参数(例如血液的磁化和/或退磁以及磁饱和)的影响,以便准确地表示血液的行为,并且由此允许确定预期的生理参数的准确值。

[0048] 具体来说,图6描绘健壮铁磁流体力学耦合模型(流量-磁化-感测),其完全表示包含磁性微粒的流体与外部磁场的流量交互。按照本说明书的某些示范方面,流体与磁场之间的交互可经由两种主要现象(其被本发明人发现在流体处于空闲状态中时并且在流体处于静磁场的场效应下时发生)来表示。两种现象包含血液的磁化和退磁以及流体中的磁性微粒朝磁场梯度的牵连运动。

[0049] 流体的磁化和退磁可描述如下。在空闲状态中,流体中的磁性微粒在场效应下尝试在局部磁场的方向上对齐其磁矩,从而使流体被磁化到某种程度。一旦磁化流体离开场效应,则流体与静态磁场进行交互,从而引起磁场的失真。具体来说,信号中的扰动的范围在强度方面根据所施加的磁场的强度以及流体的磁性质而改变。另外,流体磁化还在它离开场效应时以有效弛豫时间来衰退为零。

[0050] 此外,流体中的磁性微粒朝磁场梯度的牵连运动可描述如下。在空闲状态中,流体微粒群集(cluster)到最大场梯度点。一旦流体离开场效应,流体示出因流体的分散引起的不均质浓度,其又影响在这个浓度分布之上所测量的磁场。具体来说,流体微粒一旦它们离开磁场区域则分散。相应地,磁性传感器定位成紧邻磁源,以利用牵连运动的现象。

[0051] 一般来说,流体的磁化和退磁极大地取决于流体的外部磁场强度和退磁时间,其在低场密度可具有微秒的数量级。此外,磁性微粒的牵连运动取决于高磁场梯度的存在,其是可取得的,而与磁场强度无关。按照本说明书的示范方面,耦合模型计及两种现象。此外,在一个实施例中,耦合模型通过使用磁体构建基本耦合模型来定义基于信号强度和磁性传感器的灵敏度而获取每个磁性响应信号的可行性。另外,确定每个现象的信号强度。此外,磁场强度和场梯度对信号强度的影响基于灵敏度研究来定义。随后,磁体设计(量、形状、对齐等)可适合使信号强度为最大,并且捕获建模信号以用于以更大精度来确定生理参数。

[0052] 图7描绘集中于影响血流的现象的所选子集上的耦合模型的示范实现的图形表示700。具体来说,在耦合模型中,线性和角动量守恒可使用支配铁磁流体力学的流体力学方程来表示。相应地,血液(或者任何其他磁性流体)的线性和角动量守恒例如可使用等式(1)和(2)来表示:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = \nabla p + 2\zeta \nabla \times \boldsymbol{\omega} + (\zeta + \eta) \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{F} \quad (1)$$

$$I \left(\frac{\partial \boldsymbol{\omega}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \boldsymbol{\omega} \right) = 2\zeta (\nabla \times \mathbf{v} - 2\boldsymbol{\omega}) + \gamma \nabla^2 \boldsymbol{\omega} + \mathbf{T} \quad (2)$$

其中, $\mathbf{v}$ 对应单位为米/秒的血液的流速, $\boldsymbol{\omega}$ 对应于自旋速度 (1/秒), p 对应单位为牛顿/米²的压力, ρ 对应于单位为千克/米³的流体密度, η 对应于动态粘度 (Ns/m²), I 对应于流体惯性矩密度 [kg/m], ζ 对应于涡粘度 [Ns/m²], γ 对应于自旋粘度的切变系数 [Ns], 以及 $\mathbf{F}$ [N] 和 $\mathbf{T}$ [Nm] 对应于对血液起作用的每单位体积的体力和扭矩 (在这个上下文中为磁力和扭矩)。

[0053] 此外, 血液的磁化可定义为在外部磁场存在的情况下沿局部磁场的方向的血液中的磁性微粒的对齐磁矩 (m)。但是, 这种对齐可因布朗弛豫 (τ_B) 和内尔机制而被妨碍。布朗弛豫使磁矩 m 的每个随对应磁性微粒而旋转, 而内尔机制使磁矩 m 在具有参考时间 (τ_N) 的磁性微粒内部旋转, 而磁性微粒本身没有旋转。在一个实施例中, 内尔弛豫时间常数取决于磁性各向异性能量密度。相应地, 内尔弛豫时间常数的值随所施加的磁场而改变。此外, 如果外部磁场设置为零, 则在耦合模型中, 血液磁化 M 可随有效弛豫时间 (τ_{eff}) 衰退为零, 使用等式 (3) 所表示。

$$\tau_{eff} = \frac{\tau_N \tau_B}{\tau_N + \tau_B} \quad (3)$$

[0054] 此外, 血液磁化弛豫可使用等式 (4) 来表示。

$$\frac{\partial M}{\partial t} + (\mathbf{v} \cdot \nabla) M = \boldsymbol{\omega} \times M - \frac{1}{\tau_{eff}} (M - M_{eq}) \quad (4)$$

[0055] 其中, M_{eq} 对应于均衡磁化 [A/m], 并且通过郎之万方程给出。

[0056] 此外, 郎之万方程可使用等式 (5) 来表示。

$$M_{eq} = M_{sat} \left(\coth(\alpha) - \frac{1}{\alpha} \right) \frac{H}{H} \quad (5)$$

[0057] 其中, M_{sat} 对应于血液的饱和磁化, 而 α 对应于拟合参数, 其取决于所施加的磁场和温度。

[0058] 按照本说明书的方面, 血液的磁性质影响从磁性传感器 116、118 和 120 所接收的输出信号。具体来说, 本发明人确定显著影响输出信号的性质包含弛豫时间 (τ_{eff}) (其对应于磁化/退磁所要求的时间) 和饱和磁化 (M_{sat}) (其对应于血液磁化的最大可能水平)。(其对应于血液磁化的最大可能等级)。相应地, 在示范实现中, 与弛豫时间 τ_{eff} 对应于的值被确定以取决于血比容含量, 氧合水平和温度, 而饱和磁化 M_{sat} 被确定以取决于模拟的血红蛋白磁化率。对应的值确定为与血细胞比容含量、氧合水平和温度相关, 而饱和磁化 M_{sat} 确定为与模拟血红蛋白磁化率相关。

[0059] 此外, 在耦合模型中, 磁场分布可例如使用等式 (6) 和 (7) 所定义的麦克斯韦方程来描述。

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (6)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} \quad (7)$$

[0060] 其中, $B[T]$ 对应于磁场密度, H 对应于磁场强度, 以及 $J [A/m^2]$ 对应于电流密度。

在一个实施例中, 磁场密度 B 与强度 H 之间的关系可使用等式 (8) - (11) 来表示。

$$B = \mu H \quad (8)$$

$$\mu = \mu_0 \mu_r \quad (9)$$

$$M = \chi H \quad (10)$$

$$\mu_r = \chi + 1 \quad (11)$$

[0061] 其中, μ 对应于血液的磁导率, μ_0 对应于真空的磁导率, μ_r 对应于血液的相对磁导率, 以及 χ 对应于血液的磁化率。

[0062] 在这里可注意, 去氧或静脉血呈现反磁性质 ($\chi < 0$), 而氧合动脉血呈现顺磁性质 ($\chi > 0$)。

[0063] 此外, 磁化血与外部磁场进行交互, 以产生对血液中的每个磁化微粒的吸引力。具体来说, 磁力本身表现为对血液的体力和扭矩。相应地, 对每单位体积的血液的磁力和扭矩可例如使用等式 (12) 和 (13) 来表示。

$$F = \mu_0 (M \cdot \nabla) H \quad (12)$$

$$T = \mu_0 M \times H \quad (13)$$

[0064] 其中, μ_0 对应自由空间的磁导率, M 对应于磁化, 以及 H 对应于磁场强度。

[0065] 如从等式 (12) 和 (13) 显而易见, 内部磁力和扭矩与磁场 H 和血液磁化 M 成比例。相应地, 对血液的内部磁力和扭矩可被忽略, 因而消除等式 (2)。此外, 在将血液假定为非传导媒介时, 与耦合模型对应的简化方程系统可使用等式 (14) - (15) 来表示。

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + v \cdot \nabla v \right) = -\nabla p + (\eta) \nabla^2 v \quad (14)$$

$$\frac{\partial M}{\partial t} = \frac{1}{\tau_{eff}} (M - M_{eq}) \quad (15)$$

[0066] 此外, 在一个实施例中, 磁场测量与流量系统之间的耦合例如可使用移动网格技术来实现。移动网格技术计及空闲和流动状态期间的血液的磁化以及离开磁源 108 流动的血液的退磁。具体来说, 血液的磁化/退磁可计及使用等式 (15)。

[0067] 在某些实施例中, 一个或多个参数 (例如去氧和氧合血液的磁化率、血液密度、动态粘度、真空的磁导率、心跳频率、血管的直径和磁体直径) 从自先前临床和/或实验实现所确定的参考值来确定。此外, 血液假定为具有无滑移条件的牛顿流体。此外, 血管中的血流的驱动力按常规被认为是跨脉管的压力的梯度。相应地, 血压的搏动入口边界条件在入口处使用, 而零压力被指配给血管的出口。因此, 在一个实施例中, 入口压力脉搏可使用等式 (16) 来表示。

$$p = p_0 [\sin(2\pi ft)] + \sqrt{\sin(2\pi ft)^2} \quad (16)$$

[0068] 其中, p_0 对应于参考压力, 并且 f 对应于患者的心跳频率。

[0069] 此外, 在某些实施例中, 一个或多个生理参数、例如血流的速度可通过使用等式 (3) - (13) 和 (16) 确定在所施加的磁场存在的情况下的血液的磁化弛豫来估计。所确定的磁

化弛豫则可用来基于等式(14)–(15)中定义的简化方程系统来确定血液速度。

因此,耦合模型基于某些磁性质(例如血液的磁化弛豫和磁饱和)来提供磁场测量与生理参数之间的关系的增强的描述。磁场测量与生理参数之间的关系的增强的描述又可用于优化可佩戴装置的设计和操作以用于有效生理监测。

[0070] 在示范实现中,验证通过耦合模型所定义的磁场测量、磁化弛豫和血流之间的关系。具体来说,通过改变多个因素并且评估所得到的磁场测量的行为来得到磁场测量。被改变的因素的某些示例在表1中列示。

[0071] 表1

因素	水平	变化细节
磁性传感器	2	AMR,GMR.SMR
磁源	2	正方形,矩形
磁性传感器取向	2	如图3所示
磁源取向	4	如图2所示
距离(磁源到磁性传感器)	2	2–4厘米
媒体	2	血液,水
泵浦频率	3	50bpm,20bpm,无流量

在示范实现中,磁场测量指示所测量de 磁场的最大值朝更低(20 bpm)和无流量条件下的偏移。不同血流条件导致血液的磁化和/或退磁的不同速率。磁化和退磁的速率的变化又引起在相同位置处但是在不同流量条件期间所得到的磁场测量的对应变化。

[0072] 作为示例,图8描绘与由无创传感器、例如图1的感测装置102分别在血流存在和不存在的条件下所得到的示范磁场测量对应的图形表示802和804。如图形表示802所示,当磁场测量在流动血液存在的情况下得到时,观测到具有清楚的最大和最小值的强输出信号。相比之下,图形表示804描绘由磁性传感器在血流不存在的条件下所得到的基本上恒定信号。因此,图形表示802和804的描绘指示流量对磁场测量和对应的MMSB的重要性。具体来说,如先前所述,与在更远离磁性传感器的区域中得到的测量相比,流动的血液的衰退磁化引起在接近磁性传感器的区域中得到的磁场测量中的显著变化。

[0073] 按照本说明书的某些方面,耦合模型可帮助将归因于血液的退磁的磁场测量的变化与一个或多个生理参数(例如血流、量和/或压力)有效地相关。使用本系统和方法对生理参数的持续监测又可向开业医生提供实时信息,以帮助与患者对应的一个或多个病理条件的及时诊断和/或治疗。参照图8更详细描述用于使用图1的系统来监测受检者的生理参数的本方法的实施例。

[0074] 具体来说,图9图示描绘用于监测与受检者对应的生理参数的示范方法的流程图900。可在存储和/或运行于计算系统或处理器上的计算机可运行的指令的一般上下文中描述示范方法。一般来说,计算机可运行的指令可包含执行特定功能或者实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构、规程、模块、功能等。示范方法还可在分布式计算环境中实施,其中优化功能由远程处理装置(其经过有线和/或无线通信网络来链接)来执行。在分布式计算环境中,计算机可运行的指令可位于包含存储器存储装置的本地和远程计算机存储媒体中。

[0075] 此外,图9中,示范方法图示为表示可通过硬件、软件或者它们的组合来实现的操

作的逻辑流程图的框的集合。各种操作在框中描绘,以图示诸如调制磁场、得到多个测量并且估计与示范方法对应的一个或多个预期参数的值的功能。在软件的上下文中,框表示计算机指令,其在由一个或多个处理子系统运行时执行所述操作。

[0076] 其中描述示范方法的顺序并不意图要被解释为限制,而是任何数量的所述框可按照任何顺序进行组合,以便实现本文所公开的示范方法或者等效备选方法。另外,某些框可从示范方法中删除或者通过具有增加功能性的附加框来扩大,而没有背离本文所述主题的精神和范围。为了论述的目的,将参照图1的导航系统100的元件来描述示范方法。但是,本方法还可用来改进采用磁性传感器的各种其他医疗和/或非医疗系统中的噪声抑制。

[0077] 该方法开始于步骤902处,其中包含磁源和磁性传感器的阵列的感测装置在操作上耦合到受检者的目标区域,其中目标区域包含携带包含一个或多个磁性微粒的流体的脉管。在一个实施例中,流体对应于流经血管的患者的血液。但是,在备选实施例中,流体可对应于流经管线的石油或天然气。此外,在某些实施例中,操作耦合可必需例如使用临时性线路(patch)或机械部件将感测装置定位成直接接触携带流体的脉管或者在其上方(例如1 mm)。

[0078] 此外,在步骤904处,磁场可使用磁源来生成。具体来说,具有预期幅值和/或方向的磁场可例如使用永磁体、电磁体和/或线圈磁体来生成。另外,在步骤906处,可调制所生成的磁场,使得磁场在时域和/或空间域中以预期频率变化。变化磁场的使用可帮助将从磁性传感器阵列所接收的输出信号匹配到变化磁场,由此降低与所确定的磁场测量对应的噪声。降低的噪声导致更少运动伪影,因而提供用于监测生理参数的健壮系统。

[0079] 此外,在步骤908处,与变化磁场对应的多个测量可在沿脉管的多个位置处使用磁性传感器的阵列(其设置在变化磁场内)来得到。具体来说,在一个实施例中,两个或更多的测量可同时得到。备选地,两个或更多测量可依次或者按照任何预期顺序来确定。此外,测量可使用具有不同形状、大小、取向和/或离磁源的距离的磁性传感器来确定。在一个实施例中,例如,具有不同大小和取向的AMR、GMR和/或SMR传感器可用来测量由血流所引起的磁场的扰动。

[0080] 此外,在步骤910处,通过流经脉管的流体的磁化弛豫所引起的多个测量的变化可基于耦合模型来确定。如先前所述,磁场测量受到远离磁源流动的血液的短暂磁化弛豫显著影响。耦合模型基于血液的磁化弛豫、磁场测量以及线性和角动量守恒(其支配血流)之间的所确定的关系准确地描述磁化血液的行为。参照图6-7详细描述耦合模型的实施例。具体来说,耦合模型帮助确定由血液的磁化弛豫所引起的磁场测量的变化,其与由搏动血液经过血管的流动所引起的变化是不同的。

[0081] 此外,在步骤912处,一个或多个预期参数的值可基于所确定的变化来估计。具体来说,在一个实施例中,一个或多个生理参数(例如流速和方向、血压、心率和氧合)可例如使用等式10和15与对应于所确定的变化的输出信号的幅度相关。生理参数的估计值又可用于实时地评估和/或监测患者的病理条件。例如,血流参数可用来检测不同异常(例如血容量过低、内出血、心排血量和/或由动脉硬化症所引起的流量限制)。另外,血流参数例如还可用于治疗后监测,以用于紧接血管再造之后评估流量恢复以及用于监测血管形成后血栓形成。

[0082] 此外,在步骤914处,当预期参数的一个或多个值在规定阈值之外时,可生成音频

告警和/或视觉告警。如先前参照步骤912所述,可持续监测与患者对应的生理参数,以用于实时地评估患者的病理条件。相应地,如果确定生理参数的一个或多个(例如血氧合、血压和/或心率)下降低于临床规定阈值,则可生成音频和/或视觉告警,以警告开业医生关于患者的条件。在某些实施例,作为补充或替代,告警消息可经由电子邮件、短消息服务(sms)和/或弹出菜单来传递给远程连接系统、例如HIS或所选移动电话号码,以帮助向患者提供即时的医疗关注。

[0083] 因此,本系统和方法的实施例允许对患者的一个或多个生理参数的无创和持续监测,以帮助不同异常的早期检测。具体来说,本文所述的实施例提供一种耦合模型,其基于磁化弛豫的原理、静磁学和动量守恒来准确定义搏动血液的行为。血液的准确定义行为可帮助将磁场测量与一个或多个生理参数有效地相关,以用于评估患者的健康条件。

[0084] 另外,本系统的实施例还公开一种低功率、轻量、低成本、便携和无创感测装置,其不需要直接皮肤接触,并且对身体移动是健壮的。此外,感测装置的微型大小和柔性性质允许用于将传感器放置于目标区域上的不太严格规则,由此允许用于目标区域、例如脚踝(其可能是使用常规监测装置不可用的)中。此外,感测装置中的磁性传感器的阵列的使用允许生成更强和冗余输出信号,以提供更高信噪比和针对杂散磁场的改进的健壮性。此外,排列的传感器设计帮助在多个位置处的同时磁场测量,因而提供更多信息,其可内聚地用来确定复杂生理参数。

[0085] 虽然参照使用耦合模型对血液的行为准确建模以及基于所建模行为对患者的生理监测来公开本描述,但是本方法和系统的备选实施例可在其他医疗和/或非医疗应用领域中得到应用。例如,本方法和系统的某些实施例可用于对其他磁性流体、例如石油进行建模,以供无损评估研究中使用,包含检测石油和天然气管线中的破裂以及基于耦合模型(其分别定义石油、天然气和/或轴承油的行为)来检测轴承磨损。

[0086] 可注意,虽然本系统和方法的各个实施例的具体特征可以仅在某些附图而不是其他附图中示出和/或针对某些附图来描述,但是这只是为了方便起见。要理解,所述特征、结构和/或特性可在各个实施例中按照任何适当方式相结合和/或可互换地使用,例如以构成附加组合件和技术。此外,例如可由磁场调制器114、处理子系统128和告警子系统142所执行的那些的上述示例、证明和过程步骤可由单个装置或者多个装置使用基于处理器的系统上的适当代码来实现。

[0087] 还应当注意,本公开的不同实现可按照不同顺序或者实质上同时、即并行地执行本文所述步骤的一些或全部。另外,功能可通过多种编程语言来实现,包括但不限于Python、C++或Java。这种代码可存储或者适合于存储在可由基于处理器的系统来访问以运行所存储代码的一个或多个有形机器可读媒体上,例如数据仓库芯片、本地或远程硬盘、光盘(即,CD或DVD)、固态驱动或其他媒体上。

[0088] 虽然本文仅图示和描述了本公开的某些特征,但是本领域的技术人员会想到多种修改和变化。因此要理解,所附权利要求书预计涵盖如落入本公开的真实精神之内的所有这类修改和变化。

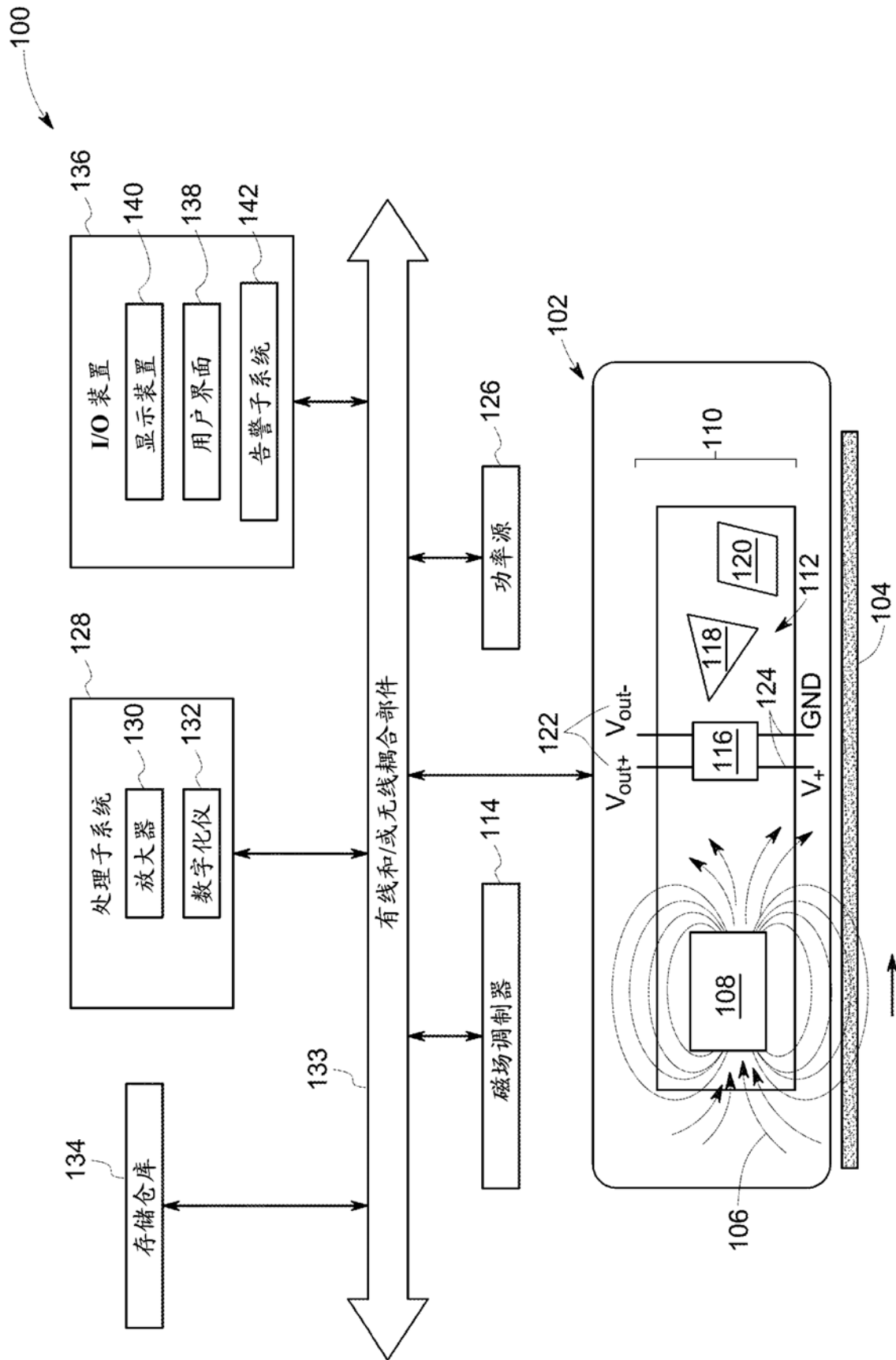


图 1

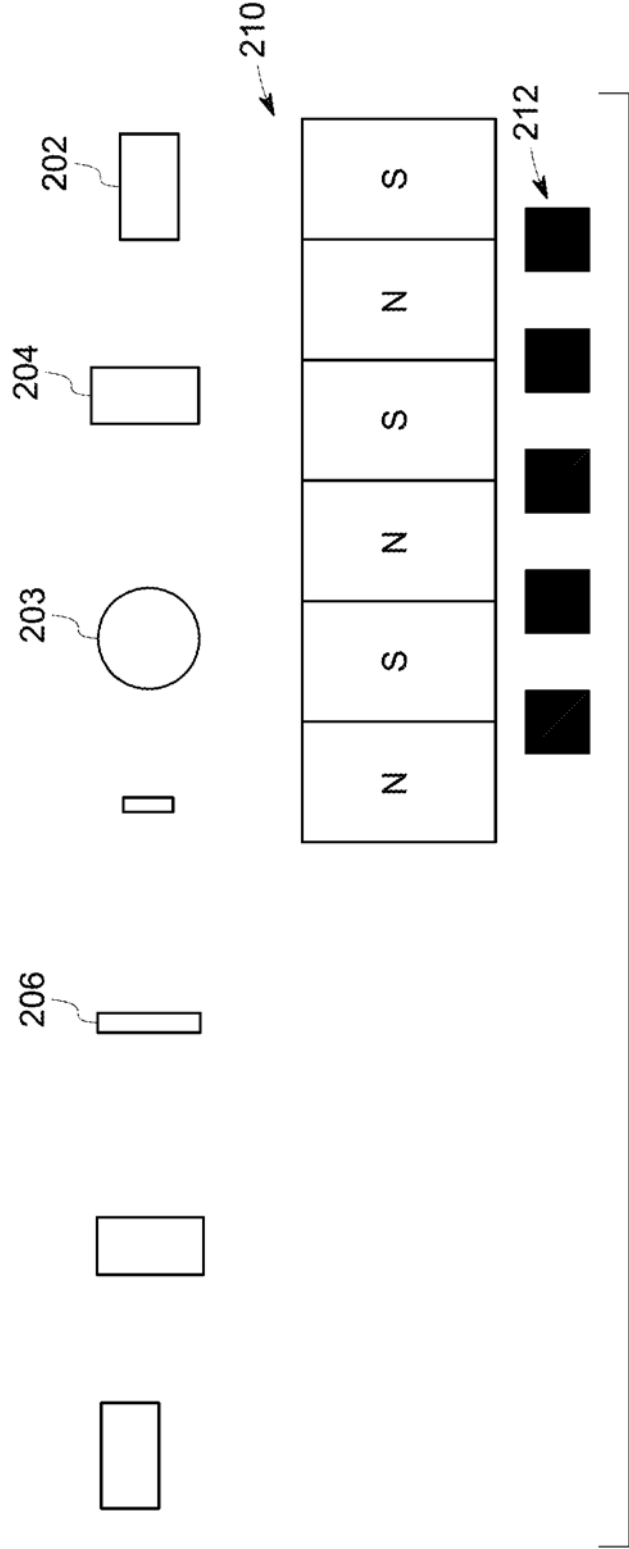


图 2

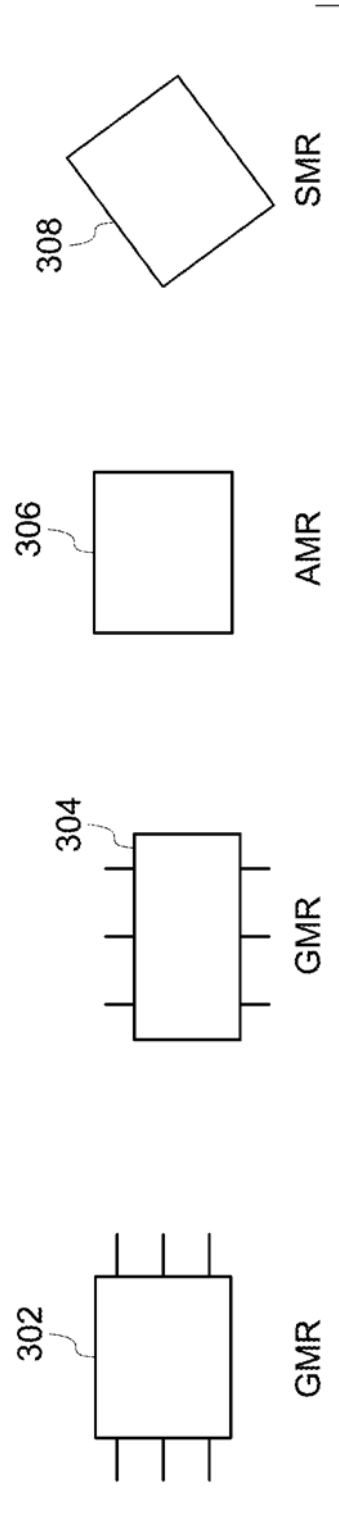


图 3

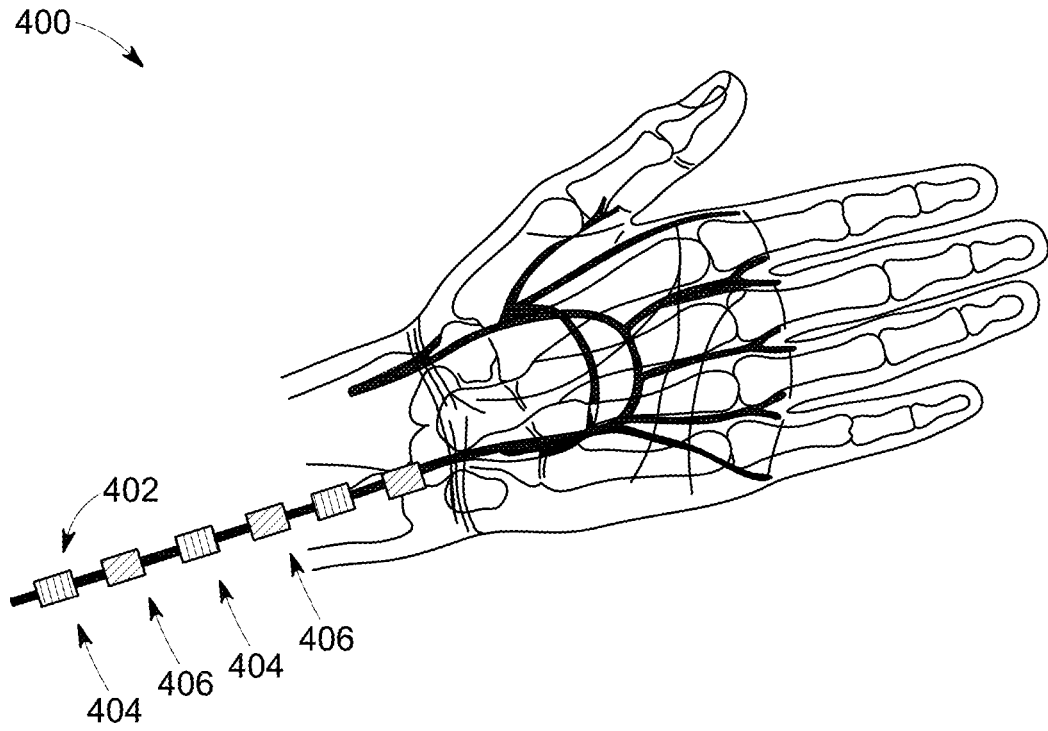


图 4

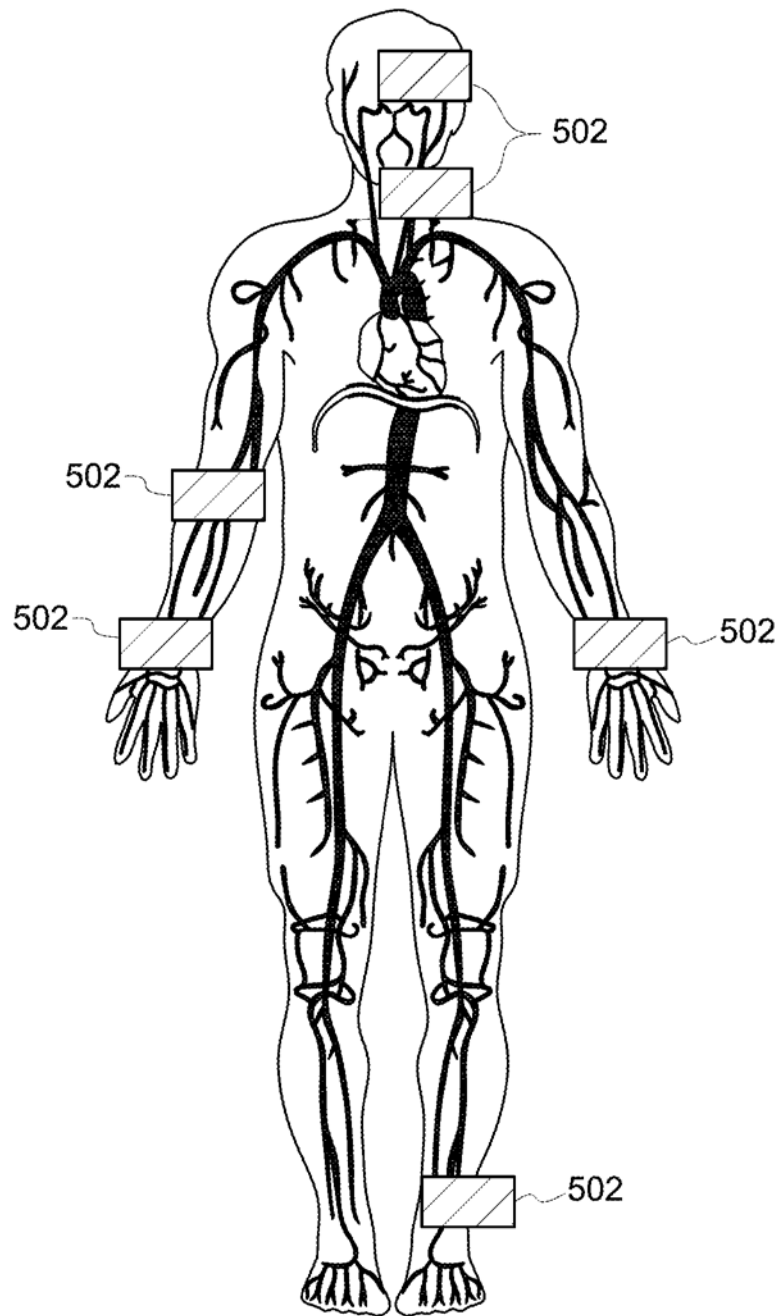


图 5

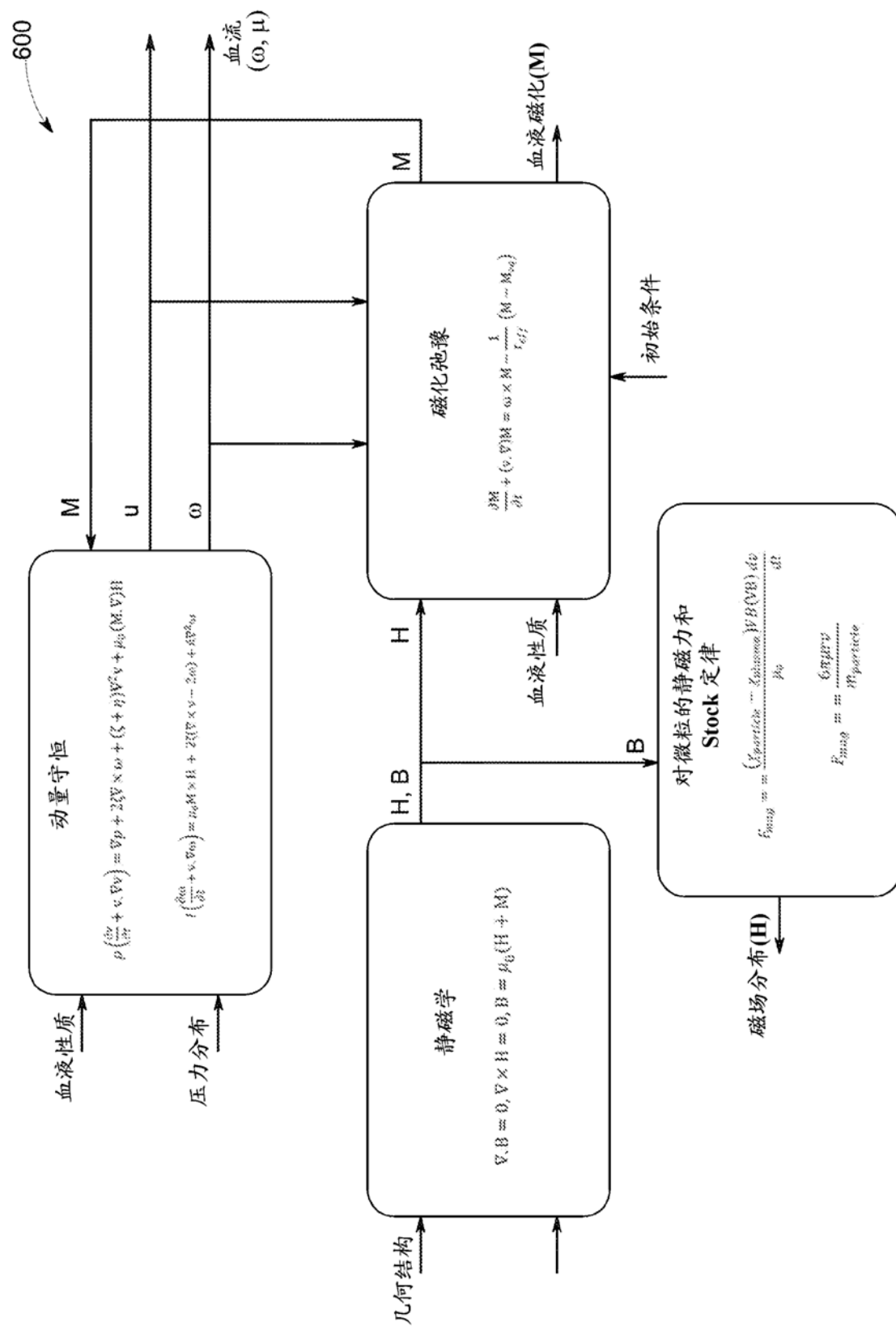


图 6

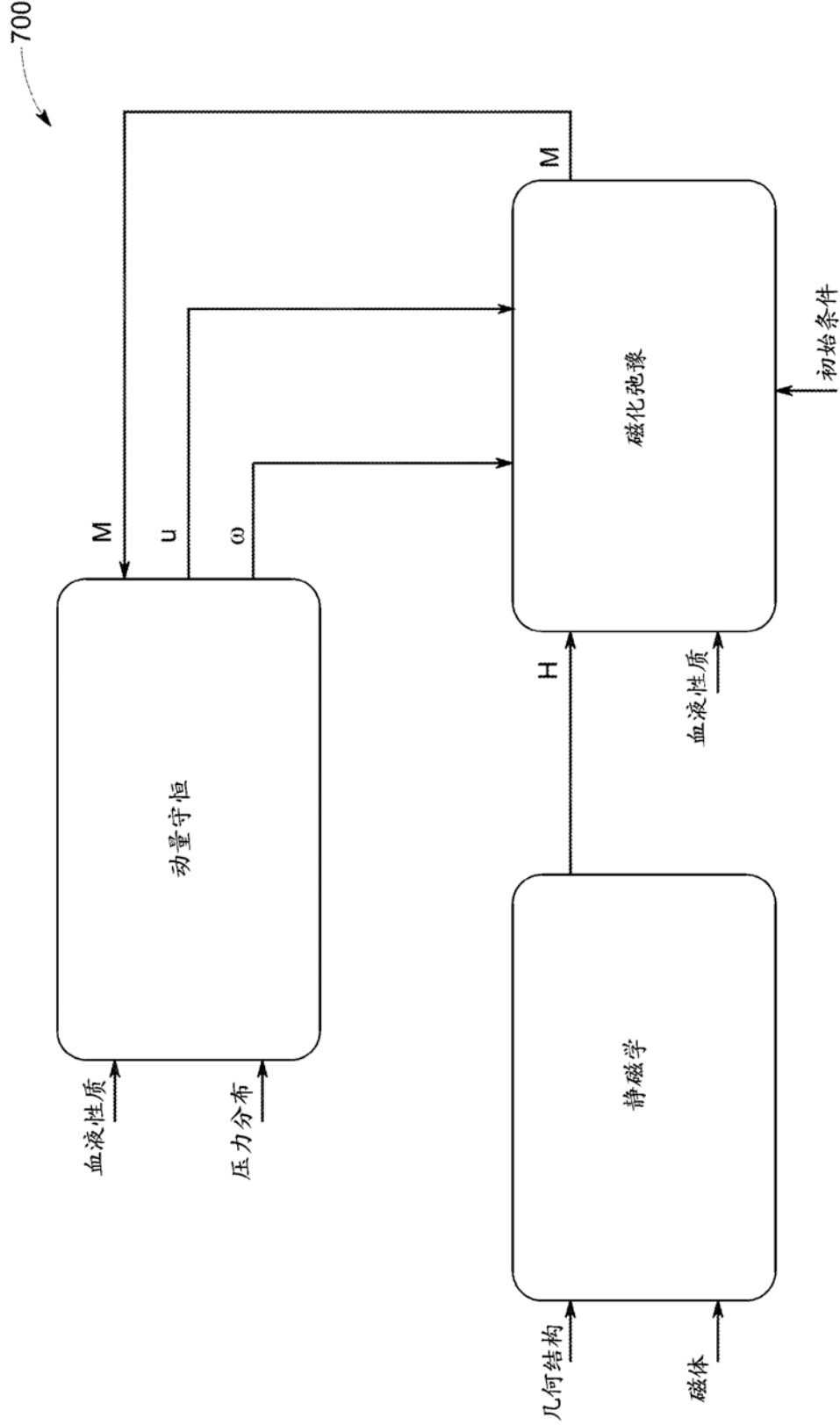


图 7

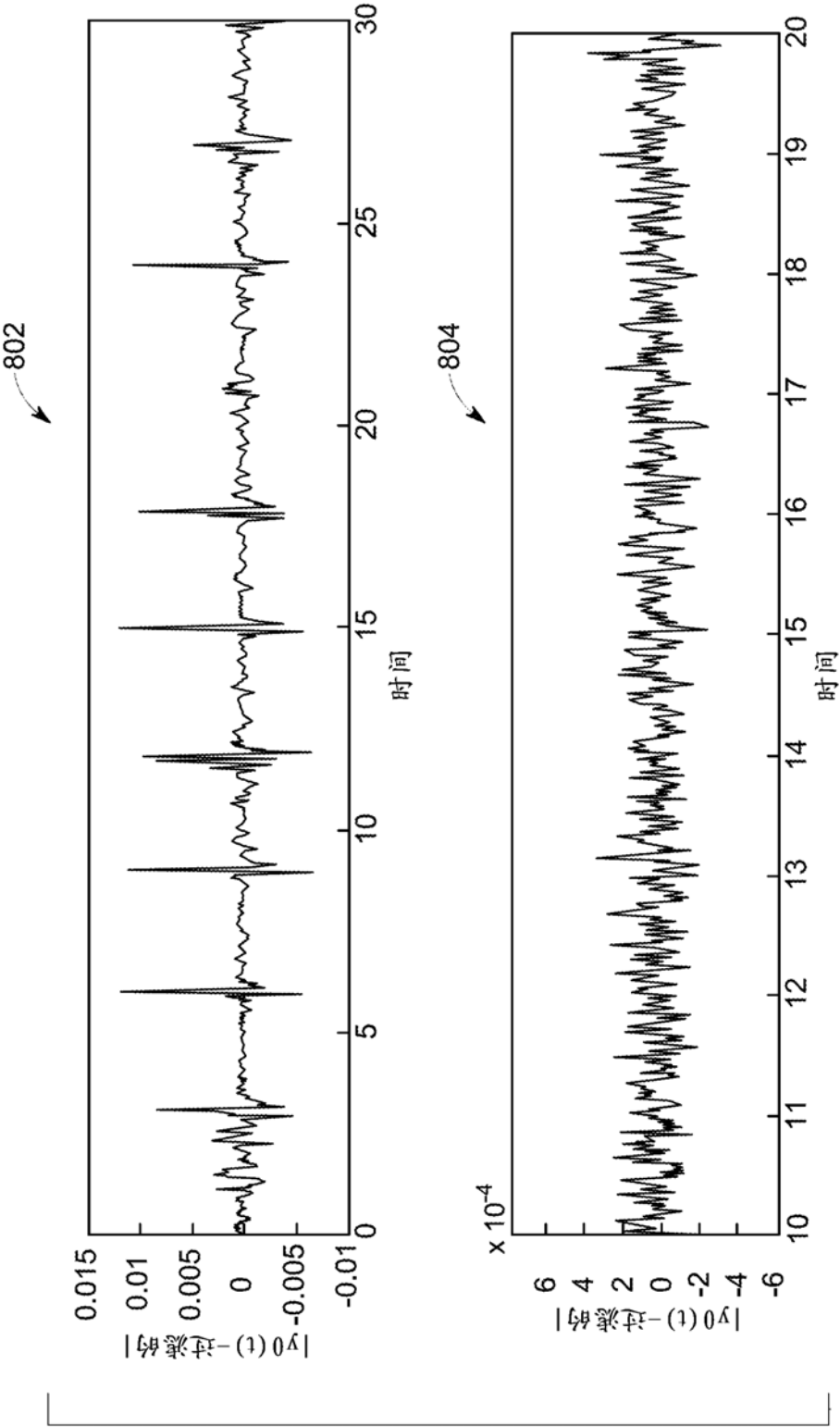


图 8

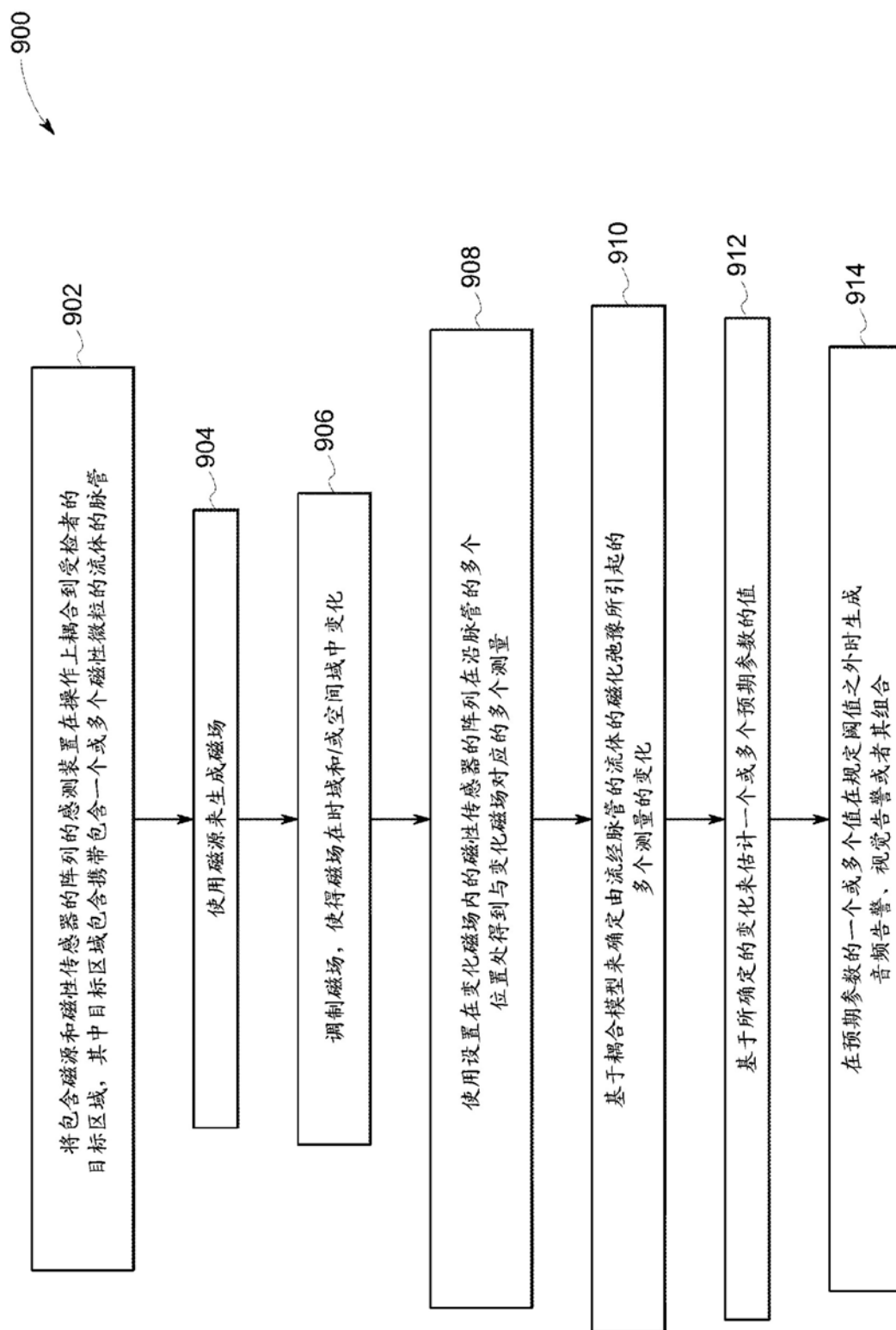


图 9

专利名称(译)	用于改进的生理监测的系统和方法		
公开(公告)号	CN106999067A	公开(公告)日	2017-08-01
申请号	CN201580067636.0	申请日	2015-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	K R 纳加卡 J M 阿舍 W H 休伯 A J 库图尔 A S 阿塔拉		
发明人	K.R.纳加卡 J.M.阿舍 W.H.休伯 A.J.库图尔 A.S.阿塔拉		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0265 A61B5/029 A61B5/05 A61B5/145 G01N33/18 G01N33/22 G01N33/26 G01N33/49 G01R33/09 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/0265 A61B5/029 A61B5/05 A61B5/0515 A61B5/14542 A61B5/6824 A61B2562/043 G01N33/18 G01N33/225 G01N33/26 G01N33/49 G01N33/4925 G01R33/096 G01F1/56 G01F1/712 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B8/488 G01N27/74		
代理人(译)	郑浩 刘春元		
优先权	14/565784 2014-12-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提出用于监测受检者的系统和方法。该系统包含感测装置，其包含用来生成磁场的至少一个磁源以及设置在磁场内的磁性传感器的阵列。传感器阵列在沿携带包含一个或多个磁性微粒的流体的脉管的多个位置处得到多个磁场测量。此外，该系统包含处理子系统，其在通信上耦合到感测装置，其中处理子系统基于耦合模型(其基于磁化弛豫的原理、磁性微粒朝磁场的所确定的梯度的牵连运动、静磁学和动量守恒来定义变化磁场中的流体的行为)来确定由磁性微粒的磁化弛豫所引起的测量的变化。处理子系统基于所确定的变化来估计一个或多个预期参数的值。

