



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1868403 B

(45) 授权公告日 2010.06.16

(21) 申请号 200610089873.X

(22) 申请日 2006.05.16

(30) 优先权数据

11/130423 2005.05.16 US

(73) 专利权人 韦伯斯特生物官能公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 A·戈瓦里 A·C·阿尔特曼

Y·埃夫拉思

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 王岳 张志醒

(51) Int. Cl.

A61B 5/06 (2006.01)

A61B 18/00 (2006.01)

A61N 1/00 (2006.01)

审查员 李晓静

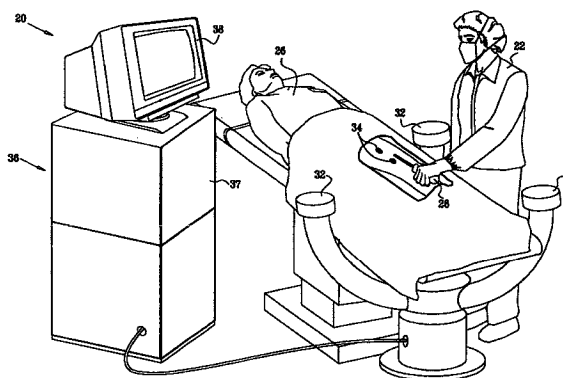
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

使用准直流磁场的位置跟踪

(57) 摘要

一种用于跟踪传感器位置的方法,包括在该传感器附近生成周期性磁场,该场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度。分别在该正和负极性相位期间响应于该传感器处的磁场而产生第一和第二场测量信号。响应于该第一和第二场测量信号而确定该传感器的位置。



1. 一种用于跟踪传感器位置的方法,包括:
在该传感器附近生成周期性磁场,该场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;
分别在该正和负极性相位期间响应于该传感器处的磁场而产生第一和第二场测量信号;
根据该正和负极性相位的第一和第二场测量信号确定校正场估计以校正基线漂移;和使用校正的场测量响应于该第一和第二场测量信号而确定该传感器的位置。
2. 根据权利要求 1 的方法,其中该传感器被耦合到用于治疗患者的医疗仪器。
3. 根据权利要求 1 的方法,其中该正和负极性相位的每一个对于至少 10 毫秒的时长是恒定的。
4. 根据权利要求 1 的方法,其中该正幅度等于该负幅度。
5. 根据权利要求 1 的方法,其中确定该传感器的位置包括对于该第一和第二场测量信号执行运算操作。
6. 根据权利要求 5 的方法,其中执行运算操作包括将该第一和第二场测量信号相加以产生位置信号。
7. 根据权利要求 1 的方法,其中该第一和第二场测量信号包括瞬变间隔,并且其中产生该第一和第二场测量信号包括测量该瞬变间隔外部的信号。
8. 根据权利要求 1 的方法,其中生成周期性磁场包括将在两个或更多不同的各个位置生成的两个或更多周期性磁场多路复用。
9. 一种用于跟踪位置换能器的位置的方法,包括:
操作该位置换能器以生成周期性磁场,该周期性磁场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;
在已知位置探测该磁场,以便分别在该正和负极性相位期间响应于所探测的磁场而产生第一和第二场测量信号;
根据该正和负极性相位的第一和第二场测量信号确定校正场估计以校正基线漂移;和使用校正的场测量响应于该第一和第二场测量信号而确定该位置换能器的位置。
10. 一种用于跟踪目标的位置的设备,包括:
至少一个定位板,设置成在传感器附近生成周期性磁场,该磁场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;
耦合到该目标的位置传感器,设置成分别在该正和负极性相位期间响应于该磁场而产生第一和第二场测量信号;和
处理器,设置成根据该正和负极性相位的第一和第二场测量信号确定校正场估计以校正基线漂移并使用校正的场测量响应于该第一和第二场测量信号而确定该传感器的六维坐标。
11. 根据权利要求 10 的设备,其中该传感器被植入到患者体内。
12. 根据权利要求 10 的设备,其中该传感器被耦合到用于治疗患者的医疗仪器。
13. 根据权利要求 10 的设备,其中该正和负极性相位的每一个对于至少 10 毫秒的时长是恒定的。
14. 根据权利要求 10 的设备,其中该正幅度等于该负幅度。

15. 根据权利要求 10 的设备,其中该处理器适应于通过对该第一和第二场测量信号执行运算操作而确定该传感器的位置。

16. 根据权利要求 15 的设备,其中运算操作包括将该第一和第二场测量信号相加以产生位置信号。

17. 根据权利要求 10 的设备,其中该第一和第二场测量信号包括瞬变间隔,并且其中该处理器适应于测量该瞬变间隔外部的场测量信号。

18. 根据权利要求 10 的设备,其中该至少一个定位板包括位于两个或更多不同的各个位置的多个定位板,该多个定位板被多路复用以生成两个或更多周期性磁场。

19. 一种用于跟踪目标的位置的设备,包括:

场生成器,耦合到该目标并且设置成生成周期性磁场,该磁场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;

定位板,设置成分别在該正和负极性相位期间响应于该磁场而产生第一和第二场测量信号;和

处理器,设置成根据该正和负极性相位的第一和第二场测量信号确定校正场估计以校正基线漂移并使用校正的场测量响应于该第一和第二场测量信号而确定该场生成器的六维坐标。

使用准直流磁场的位置跟踪

技术领域

[0001] 本发明一般涉及磁位置跟踪系统,特别是用于减少磁位置跟踪系统中的测量误差的方法和系统。

背景技术

[0002] 用于跟踪医疗过程中所涉及目标的坐标的各种方法和系统是本领域公知的。这种方法中的一些是使用磁场测量。例如,美国专利 5391199 和 5443489 记载了使用一个或多个磁换能器确定体内探针的坐标的系统,其公开内容在此引作参考。这种系统被用于生成关于医学探针或导管的位置信息。传感器例如线圈被放置在探针内,并且响应于外部施加的磁场而生成信号。该磁场由磁场换能器例如放射器线圈生成,其被固定到外部参考框架上的已知的互相间隔的位置。

[0003] 其它涉及磁位置跟踪的方法和系统也已经被公开,例如在 PCT 专利公开 WO 96/05768, 美国专利 6690963、6239724、6618612 和 6332089, 以及美国专利申请公开 2002/0065455 A1、2003/0120150 A1 和 2004/0068178 A1 中,其公开内容全部在此引作参考。这些公开中记载了跟踪体内目标的位置的方法和系统,该体内目标例如心脏导管、矫形植入片 (orthopedic implants) 和用于不同医疗过程的医疗工具。

[0004] 一些位置跟踪系统,包括在上述参考文献中记载的一些系统,使用交流电 (AC) 磁场。其它位置跟踪系统使用直流电 (DC) 场。例如,其公开内容在此引作参考的美国专利 4945305,其中记载了一种利用脉冲 DC 磁信号测量接收天线相对于发射天线的位置的系统。每次通过一个脉冲直流电信号驱动发射天线。该接收天线测量所发射的磁场和地球磁场。一个计算机将该接收的信号转换为位置和方向输出。

[0005] 其公开内容在此引作参考的美国专利 5453686 中,记载了一种通过对多个场生成元件应用时分复用脉冲 DC 信号而生成多个电磁场的系统。通过远程传感器探测该场以检测每个所生成电磁场的变化率。综合该远程传感器的输出以确定所生成电磁场的稳态成分。该稳态成分被分解成该远程目标的位置和方向。

发明内容

[0006] 在 AC 磁位置跟踪系统中,通过利用交流电典型地为正弦驱动信号驱动场生成器来产生磁场(以后称为“AC 场”)。使用 AC 场的位置跟踪系统(这里为了简单起见,称为“AC 系统”)容易受到由设置在跟踪目标附近的金属或其它场敏感物体所引起的测量误差的影响。AC 磁场(或其它任何具有随时间变化场强的磁场)在这种物体中感应涡电流是本领域公知的。然后,该涡电流生成导致该位置跟踪系统测量失真的寄生磁场 (parasitic magnetic field)。使用 DC 场(即在所关心的测量周期上具有恒定场强的场)的位置跟踪系统对于涡电流失真是较不敏感的。

[0007] 另一方面,基于 DC 场的位置测量常常是不太稳定的,因为该测量易受基线漂移的影响,这将在以下进行解释。而且,DC 系统不可避免地将地球磁场结合到它们的测量中,这

构成了该位置测量中的一个额外误差因素。脉冲 DC 场允许从该测量中减除地球磁场的效应,但是仍然需要单独的校准过程以对基线漂移进行调节。

[0008] 本发明的实施例提供了使用“准 DC”磁场跟踪目标的位置和方向的方法和系统。该公开的方法和系统提供 DC 系统的涡电流抗扰特性,同时提供补偿偏置漂移 (bias drift) 和地球磁场的性能。

[0009] 在一些实施例中,由具有方波形式的周期驱动信号生成准 DC 场。该驱动信号 (和相应的磁场) 在具有正极性和负极性的两个相位之间交替。在每个相位期间,该磁场可以被看作为 DC 场,消除了涡电流的效应。该位置和方向跟踪系统组合了在两个相位期间进行的测量以消除偏置漂移和由于地球磁场而导致的测量误差。

[0010] 因此根据本发明的一个实施例,提供一种用于跟踪传感器位置的方法,包括:

[0011] 在该传感器附近生成周期性磁场,该场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;

[0012] 分别在该正和负极性相位期间响应于该传感器处的磁场而产生第一和第二场测量信号;和

[0013] 响应于该第一和第二场测量信号而确定该传感器的位置。

[0014] 在一个实施例中,将该传感器植入到患者体内。附加地或替代地,该传感器被耦合到用于治疗患者的医疗仪器。

[0015] 在另一实施例中,该正负极性相位的每个对于至少 10 毫秒的时长是恒定的。在另一实施例中,该正幅度等于负幅度。

[0016] 在另一实施例中,确定该传感器的位置包括对于该第一和第二场测量信号执行运算操作。在另一实施例中,该执行运算操作包括将该第一和第二场测量信号相加以产生位置信号。

[0017] 在一个实施例中,该第一和第二场测量信号包括瞬变间隔,并且产生该第一和第二场测量信号包括测量在该瞬变间隔外部的信号。

[0018] 在另一实施例中,生成周期性磁场包括将在两个或更多不同的各自位置生成的两个或多个周期性磁场多路复用。

[0019] 根据本发明的一个实施例,还提供一种用于跟踪位置换能器的位置的方法,包括:

[0020] 操作该位置换能器以生成周期性磁场,该周期性磁场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;

[0021] 在已知位置探测该磁场,以便分别在该正和负极性相位期间响应于所探测的磁场而产生第一和第二场测量信号;和

[0022] 响应于该第一和第二场测量信号而确定该位置换能器的位置。

[0023] 根据本发明的一个实施例,还提供一种用于跟踪目标的位置的设备,包括:

[0024] 至少一个定位板 (location pad),设置成在传感器附近生成周期性磁场,该磁场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;

[0025] 位置传感器,耦合到该目标并且设置成,分别在该正和负极性相位期间响应于该磁场而产生第一和第二场测量信号;和

[0026] 处理器,设置成响应于该第一和第二场测量信号而确定该传感器的位置。

- [0027] 根据本发明的一个实施例,还提供一种用于跟踪目标的位置的设备,包括:
- [0028] 场生成器,耦合到该目标并且设置成生成周期性磁场,该磁场具有正极性相位和负极性相位以及相应的恒定正负幅度;
- [0029] 定位板,设置成分别在該正和负极性相位期间响应于该磁场而产生第一和第二场测量信号;和
- [0030] 处理器,设置成响应于该第一和第二场测量信号而确定该传感器的位置。
- [0031] 附图描述
- [0032] 根据以下对于这些实施例的详细说明并结合附图,本发明将变得更容易理解,其中:
- [0033] 图 1 是根据本发明的一个实施例的磁位置跟踪系统的示意性直观图;
- [0034] 图 2 是示意性示出了根据本发明一个实施例的传感器单元的框图;
- [0035] 图 3A 是示意性示出了根据本发明一个实施例的磁场强度的信号图;
- [0036] 图 3B 是示意性示出了根据本发明一个实施例的被检测磁场的信号图;
- [0037] 图 4 是示意性示出了根据本发明一个实施例的用于位置跟踪的方法的流程图。

具体实施方式

[0038] 系统说明

[0039] 图 1 是根据本发明的一个实施例的磁位置和方向跟踪系统 20 的示意性直观图。一个外科医生 22 使用医疗工具 28 对患者 26 进行医疗处理。引导该外科医生的跟踪系统包括作为场生成器工作的定位板 32。该定位板典型地包括场生成线圈,其在包括该手术部位的整个预定工作体积上生成准 DC 磁场。该磁场响应于由控制台 (console) 36 生成的驱动信号而生成。该磁场被插入到该患者体内的微型传感器单元 34 探测,其将在下面进行详细说明。在图 1 所示的示例中,该传感器单元被植入到患者腿中。

[0040] 每个传感器单元包括被设计用于探测它们附近的磁场的位置传感器。该由定位板 32 生成的磁场导致传感器单元 34 生成和发射表示该传感器单元位置和方向的位置信号。该位置信号被耦合到计算机 37 的无线控制单元接收,该计算机 37 和无线控制单元都被设置在控制台 36 中。计算机 37 作为系统 20 的中央处理器工作,处理该接收信号以计算传感器单元 34 的相对位置和方向坐标。该结果典型地被在显示器 38 上提供给外科医生。(在本专利申请的上下文和权利要求中,术语“位置”和“位置坐标”都是指传感器单元的位置和方向。典型地,位置是以六维坐标的形式表示。)

[0041] 该跟踪系统通过测量和提供传感器单元 34 的位置和方向而引导外科医生进行该过程,在本例中为膝关节手术。在一些应用中,还将一个与传感器单元 34 相似的单元安装到工具 28 上。在这种应用中,跟踪系统可以测量和提供该工具相对于该体内传感器单元的位置。

[0042] 图 1 所示系统涉及一种矫形应用。在 2004 年 3 月 5 日提交的美国临时专利申请 60/550924 号、现在提交为美国专利申请 11/062258 号中,可以找到与用于矫形应用的位置跟踪系统有关的进一步详情,该申请被转让给本专利申请的受让人,并且其公开内容在此引作参考。然而,本示例系统仅仅是为了概念清楚而选择的。其它系统配置和其它申请对于本领域技术人员来说将是清楚的,并且被认为是在本发明的范围内。例如,可以使用任意数

量的传感器单元 34 和定位板 32。传感器单元可以被安装到其它类型的植入片和医疗工具，以及侵入式医疗仪器例如导管和内窥镜中。替代地，该定位板可以被附着到患者身体上。

[0043] 定位板 32 和传感器单元 34 可以被设计用于发射和接收磁场。换句话说，如果传感器单元 34 被配置成接收磁场，那么定位板 32 就配置成生成场。替代地，该定位板可以被配置成探测由安装到该植入片和 / 或该工具上的场生成器所生成的场。在以下说明中，假定定位板 32 生成该磁场，并且由植入片和工具 28 中的传感器单元 34 接收。在发射器和接收器的角色颠倒的配置中，可以使用本发明的原理，通过驱动传感器单元中的场换能器以生成准 DC 场并且在定位板探测该场，来测量传感器单元 34 的位置。

[0044] 图 2 是示意性示出根据本发明一个实施例的传感器单元 34 的细节的框图。传感器单元 34 包括设计用于探测和测量其附近的磁场位置传感器 40。该传感器单元典型地包括在互相正交的方向安装的三个位置传感器 40。每个传感器 40 根据该传感器的方向测量磁场的一部分。在准 DC 场的每个相位期间检测的磁场实质上是 DC 场。因此，位置传感器 40 被设计用于探测 DC 磁场。在一个实施例中，传感器 40 包括与所探测的磁场成比例地改变其导电性的磁阻换能器。替代地，传感器 40 可以包括产生与所探测磁场成比例的电压的霍尔效应换能器。进一步替代地，也可以使用其它任何适于测量 DC 磁场的传感器来实现位置传感器 40。

[0045] 位置传感器 40 探测该磁场的一部分并且产生由控制电路 42 进行处理的电压。电路 42 响应于该电压产生位置信号，并且使用发射线圈 44 将该信号发射到控制台 36 中的无线控制单元。功率单元 46 提供用于操作控制电路 42 的电功率。在一些实施例中，功率单元 46 包括电池。在其它实施例中，功率单元 46 包括功率线圈，其接收从外部系统发射到该传感器单元的射频 (RF) 能量。在这些实施例中，该功率单元对该接收的 RF 信号进行整流，并使用所得到的 DC 电压为电路 42 供能。

[0046] 在一些实施例中，通过导线将传感器单元 34 连接到控制台 36。例如，可以将传感器单元 34 安装在导管或者类似侵入式器械的远端。该导管包括连接其远端与外部系统的导线。在这种实施例中，可以省略发射线圈 44，并且使用有线连接将位置信号发送到外部系统。附加地或替代地，也可以类似地省略功率单元 46，而通过该有线连接向该控制电路供给功率。

[0047] 图 3A 是示意性示出根据本发明一个实施例的准 DC 磁场的磁场强度的信号图。曲线 50 显示了由一个定位板 32 响应于准 DC 驱动信号而生成的磁场的场强。该生成的场（也称为“初级场”）具有对称方波的形式。在本实施例中，该场包括正和负极性相位，二者均具有相等的绝对幅度（在图中用 A 表示）。每个极性相位具有用 T 表示的时长。因而，该驱动信号和场的频率被定义为 $f = 1/2T$ 。虽然在图 3A 的示例性实施例中，该初级场的正和负极性被显示为具有相等幅度和相等时长，但是在其它实施例中，该正和负极性可以是不相等的。类似地，该正和负极性相位的时长不需要相等。

[0048] 图 3B 是示意性示出了根据本发明一个实施例的被检测准 DC 磁场的信号图。曲线 52 显示了由传感器单元 34 之一中的一个位置传感器 40 响应于曲线 50 所示场而产生的信号的典型信号幅度。如曲线 52 所示，该信号是不对称的。在由曲线 52 所示的例子中，负相位的绝对幅度（在图中用 A_n 表示）大于正相位的绝对幅度（用 A_p 表示）。

[0049] 该被探测的准 DC 场的不对称性主要是由两个因素导致的，即基线漂移和地球磁

场。基线漂移是表示场强测量中的缓慢时间变化的术语。这种变化例如可以由温度变化以及电子电路中的组件值偏移而导致,该电子电路用于对在传感器单元和外部系统中的测量信号进行放大、滤波和采样。

[0050] 基线漂移可以由等效磁场向量表示,该等效磁场向量被向量相加到该位置传感器附近的初级磁场向量中。因为每个位置传感器 40 检测该组合场的一部分,所以该偏压漂移向量将会以相同的量减少被检测场的一个极性相位的值和增加相反极性的值。该作用的结果是正和负极性相位幅度的不对称或偏移,如曲线 52 所示。

[0051] 对于与地球磁场组合的准 DC 初级场的测量导致类似的不对称效应。被检测准 DC 场的一个极性相位增加了地球磁场的作用,而相反的极性相位减少相同的量。在两种情况下,都可以通过减去该被检测场的正和负极性相位的值而确定该误差。校正的场估计可以通过计算所探测的正和负极性相位之间的均值而产生。按照在图 3A 和 3B 的表示,通过 $\epsilon = (A_p - A_n) / 2$ 给出该误差。该校正场估计可以由 $A = A_p - \epsilon$ 或 $A = A_n + \epsilon$ 给出,或者直接由 $A = (A_p + A_n) / 2$ 给出。(所有计算都假定 A_p 和 A_n 是表示所探测场强的绝对值的正数。)以下在图 4 中描述的位置跟踪方法使用了在准 DC 场的两个极性相位期间获取的这种测量,用于补偿偏置漂移和由于地球磁场而导致的误差。

[0052] 在一些实施例中,也可以使用准 DC 场的相反极性测量来简化传感器单元的校准。在一些情况下可以完全除去该校准。

[0053] 除了该不对称效应之外,曲线 52 所示的被探测场还包括在正和负极性之间的过渡附近的瞬变 54。该瞬变偏离了在曲线 50 中显示的该初级场的明确的方波形状。瞬变 54 例如是由该初级场中的变化所激励的涡电流或其它寄生场源引起,而不是由该场自身引起的。(这些寄生效应是基于 AC 场的定位系统中的主要误差原因。)当在本公开的准 DC 系统中使用传感器 40 探测磁场时,可以通过在稳定瞬变延迟和场强之后执行测量而避免瞬变。在这些测量条件下,可以将该探测的磁场安全地视为 DC 场。

[0054] 准 DC 场的频率也是相对于瞬变响应例如瞬变 54 而选择的。如上所解释的,希望把每个极性相位中的磁场视为 DC 场。为了做到这一点,该准 DC 场的每个正和负极性相位对于足够长的间隔 T 应当保持不变,以使得在探测该场之前延迟寄生效应例如涡电流。典型地,认为 10 毫秒或更大的 T 值(对应于 50Hz 或更小的方波频率)对于准 DC 操作是足够的,但是还可以使用其它范围。

[0055] 影响准 DC 场频率选择的另一因素是预期测量刷新率(即每个单元时间内的位置测量次数)。该刷新率典型地是基于传感器单元的预期动态以及预期测量精度和分辨率来确定的。

[0056] 位置探测方法

[0057] 图 4 是示意性示出根据本发明一个实施例的位置跟踪方法的流程图。为了简单起见,以下对于该方法的说明仅考虑单个定位板 32 和单个传感器单元 34。以后会描述包括多个定位板和多个传感器单元的一般形式的系统。

[0058] 该方法在场生成步骤 60 开始,该位置跟踪系统生成准 DC 磁场。控制台 36 生成用于驱动定位板 32 的准 DC 驱动信号,以便在整个工作体积上生成准 DC 磁场。

[0059] 在场探测步骤 62,通过传感器单元 34 的位置传感器 40 探测由定位板生成的准 DC 场。控制电路 42 检测对应于该探测场的正和负极性相位的电压或电流。(该检测的电压或

电流对应于上图 3B 的曲线 52 中的 A_p 和 A_n 。)

[0060] 在输出计算步骤 64, 该控制电路产生对应于 A_p 和 A_n 的测量值的场测量信号, 并且产生校正的场估计。在一个实施例中, 该控制单元然后产生表示该校正场估计的位置信号并将该位置信号发送到计算机 37, 如上所述。在一个实施例中, 该控制电路包括滤波器, 其使用上面给出的关系 $A = (A_p + A_n) / 2$ 计算该校正场估计。在一个替代实施例中, 该控制电路将表示 A_p 和 A_n 的值的场测量信号发送到计算机 37, 并且通过计算机 37 进行该校正场估计和位置信号的计算。替代地, 可以应用其它任何使用 A_p 和 A_n 的测量值计算校正场估计的适当方法。这种方法可以包括软件或硬件实现方式。然后计算机 37 使用该校正场估计来计算传感器单元 34 的位置坐标。

[0061] 在许多实际情况中, 系统 20 包括多个定位板 32。在这种实施例中, 每个定位板 32 分别生成其准 DC 场, 而其它定位板不生成任何磁场。可以使用不同定位板之间任何适当的时分复用 (TDM) 分配来实现这个条件。然而, 希望由给定定位板生成的正和负极性相位在时间上是彼此相邻的。该相邻保证了该初级场在两个相位上都是相似的, 并且偏置漂移将保持近似恒定。在一个实施例中, 根据预定的 (TDM) 序列, 对于每个定位板 32 重复步骤 60-64。计算机 37 响应于每个定位板的探测场, 从传感器单元接收多个位置信号。该计算机利用本领域已知的位置计算方法, 使用该位置信号计算该传感器单元的位置坐标。

[0062] 上述方法可以不作改变地用于包括多个传感器单元 34 的系统中, 因为每个传感器单元是与其它传感器单元独立地执行其测量。

[0063] 虽然这里所述的方法和系统主要是针对准 DC 磁场在医学位置跟踪系统中的使用而进行的, 但是也可以在非医学位置跟踪系统以及其它应用中使用本发明的原理。因而可以理解, 上述实施例是通过示例的方式而引用的, 本发明并不限于上文中所特定显示和描述的内容。相反, 本发明的范围包括上文所述各种特征的组合和子组合, 以及其变体和修改, 这些变体和修改是本领域技术人员在阅读前面说明的基础上作出的并且在现有技术中没有公开的。

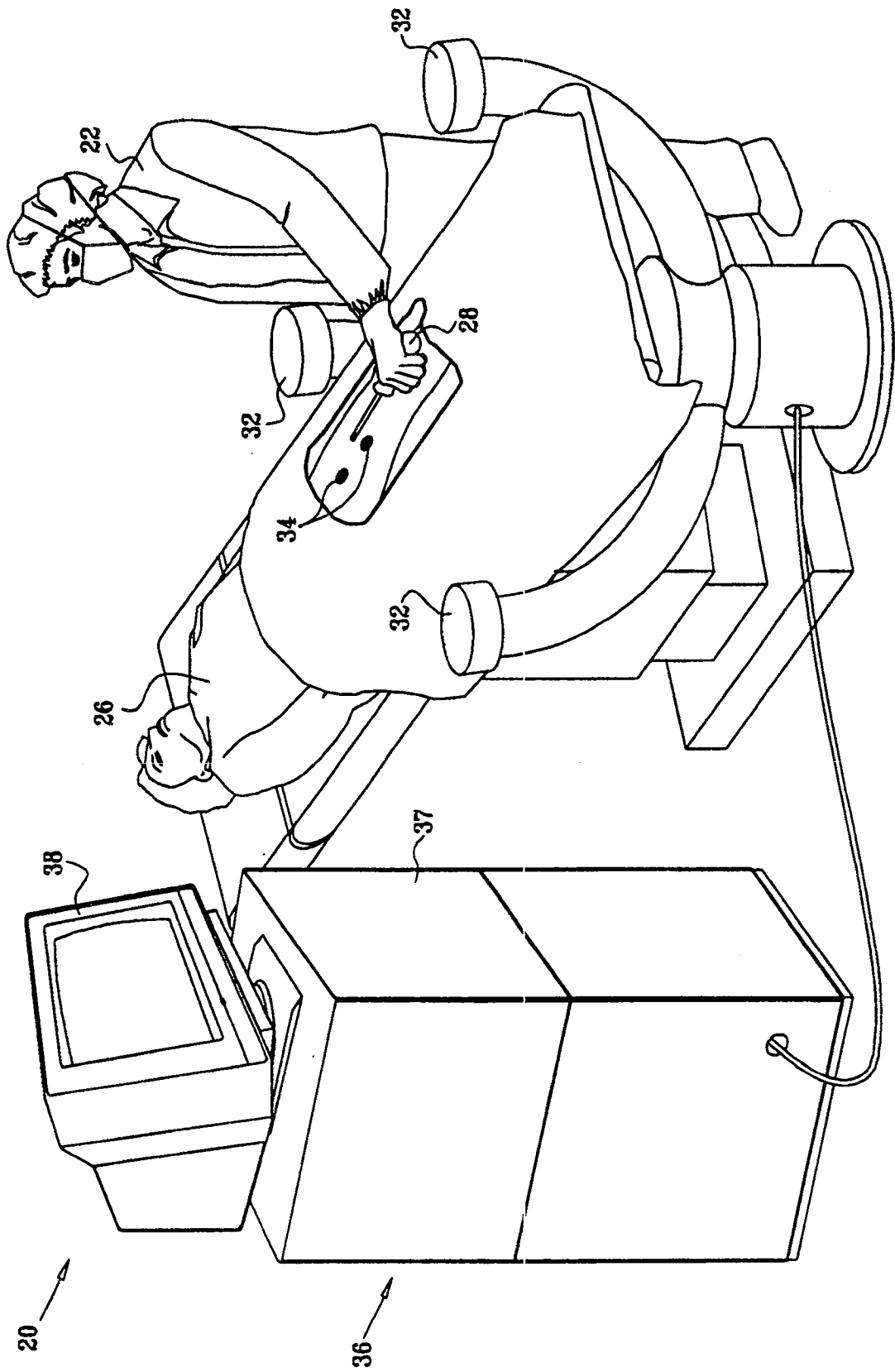


图 1

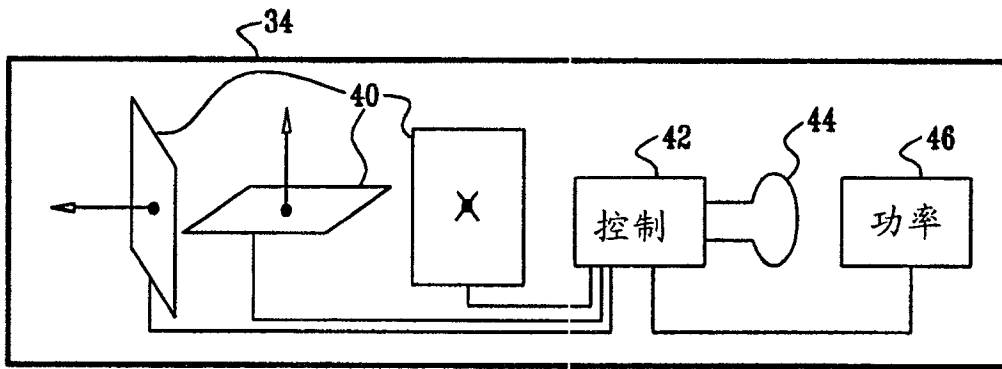


图 2

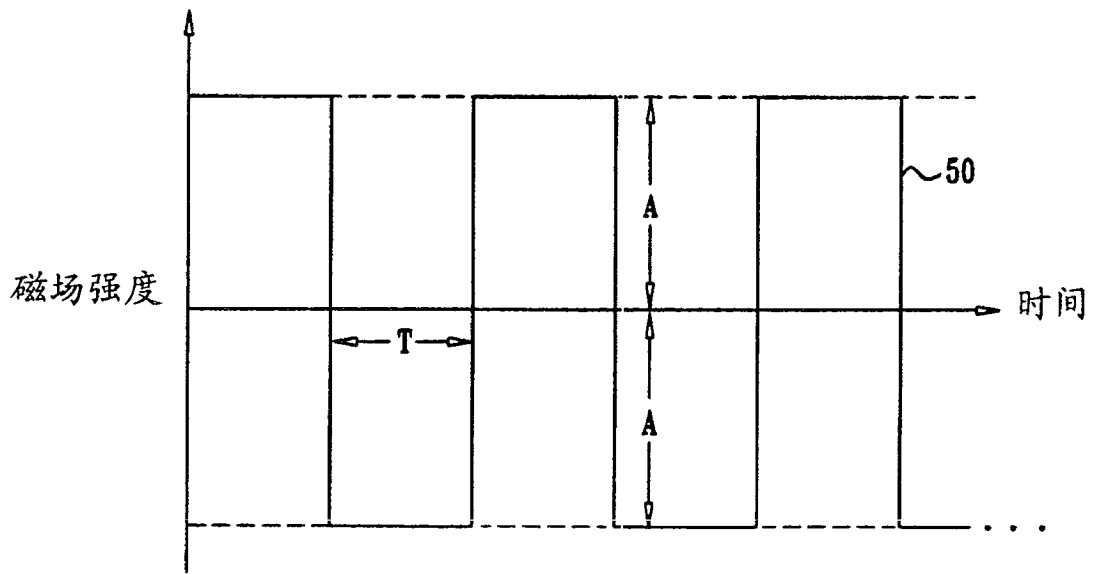


图 3A

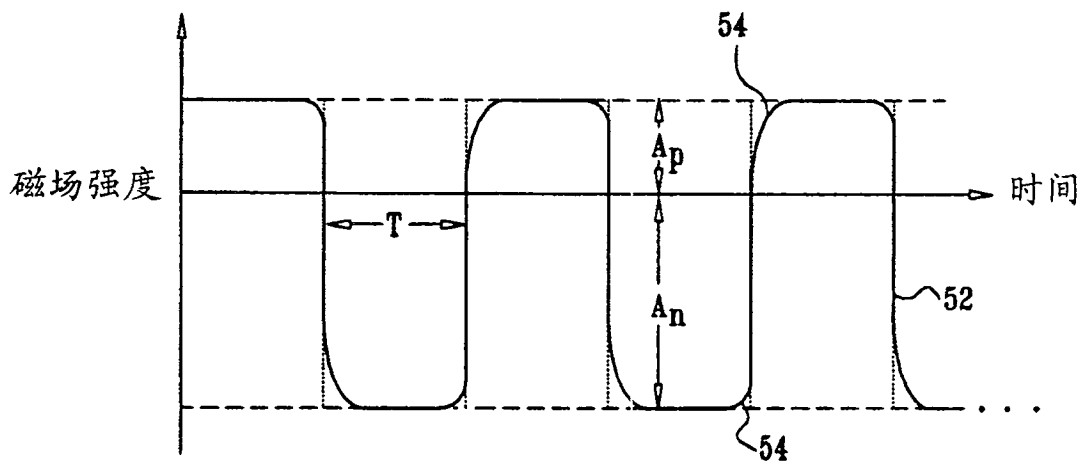


图 3B

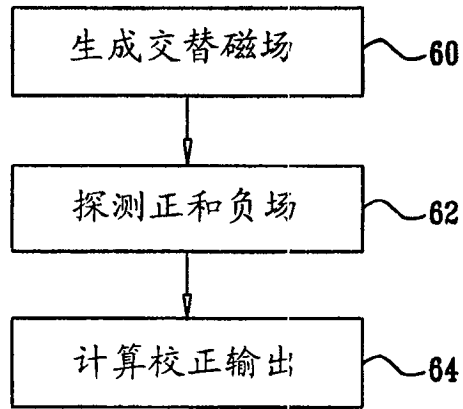


图 4