



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104080397 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 01

(21) 申请号 201380005906. 6

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 01. 18

A61B 5/05 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/588, 516 2012. 01. 19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/022316 2013. 01. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/110001 EN 2013. 07. 25

(71) 申请人 脑科技医疗系统股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 R·韦斯 M·莱文森

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 罗亚男

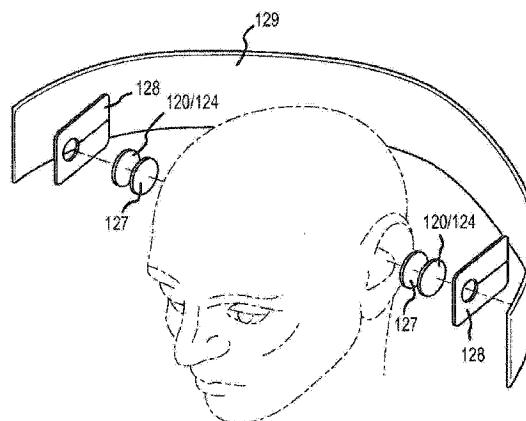
权利要求书4页 说明书19页 附图9页

(54) 发明名称

用于液体变化的检测的诊断系统

(57) 摘要

公开了一种用于监视介质中的变化的诊断系统。该系统包括发射器，其被配置为响应于第一信号生成和发射时变磁场到介质中。该系统还包括接收器，其定位在介质的与发射器相对的侧上并被配置为响应于在接收器处的接收磁场而生成第二信号。该系统还包括处理单元，其被配置为针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场与接收磁场之间的相位偏移。



1. 一种用于监视介质中的变化的诊断系统,该系统包括:
发射器,被配置为响应于第一信号而生成和发射时变磁场到介质中;
接收器,定位在介质的与发射器相对的侧上并且被配置为响应于在接收器处的接收磁场而生成第二信号;和
处理单元,被配置为针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的相位偏移;
其中发射器和接收器中的至少一个包括使用被屏蔽的传输线形成的环。
2. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,传输线包括第一导体和第二导体,第一导体作为至少部分包围第二导体的屏蔽物,而第二导体提供响应于变化的磁场的信号。
3. 如权利要求 2 所述的诊断系统,其中,传输线包括同轴电缆、双绞屏蔽线对、双轴电缆或三同轴电缆中的一者。
4. 如权利要求 2 所述的诊断系统,其中,第一导体形成围绕第二导体的法拉第笼。
5. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,被屏蔽的传输线包括耦接在两个接地板之间的印刷电路板上的带状线。
6. 如权利要求 5 所述的诊断系统,还包括所述两个接地板之间的多个通孔。
7. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,环具有约 1 英寸的直径。
8. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,环是单匝环。
9. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,环具有 200MHz 以上的最低固有谐振频率。
10. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,环包括定位在印刷电路板的第一层中的第一环,该系统还包括定位在印刷电路板的第二层中并且使用带状线形成的第二环,其中,来自第一环和第二环二者的引线都耦接到差分放大器。
11. 如权利要求 10 所述的诊断系统,其中,印刷电路板还包括定位在印刷电路板中的环之上和之下的多个接地屏蔽板。
12. 如权利要求 11 所述的诊断系统,其中,接地屏蔽板每个限定一圆形空隙,其中圆形空隙的内部直径小于环的内部直径。
13. 如权利要求 1 所述的诊断系统,还包括耦接到环并且被配置为平衡环的输出的平衡变换器。
14. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,环的输出被平衡为有效地具有 50ohm 输出阻抗。
15. 如权利要求 1 所述的诊断系统,还包括耦接到发射器并定位在发射器附近的第一模数转换器和耦接到接收器并定位在接收器附近的第二模数转换器。
16. 如权利要求 15 所述的诊断系统,其中,第一模数转换器和发射器耦接到单个印刷电路板。
17. 如权利要求 15 所述的诊断系统,其中,处理单元包括被配置为生成采样信号的采样信号发生器,采样信号具有对发射磁场和接收磁场进行欠采样的频率。
18. 如权利要求 17 所述的诊断系统,其中,处理单元进一步被配置为平均发射磁场和接收磁场的多个相应样本并确定经平均的发射磁场与经平均的接收磁场之间的相位偏移。
19. 如权利要求 15 所述的诊断系统,其中,处理单元包括被配置为生成采样信号的采样信号发生器,采样信号使得对发射磁场和接收磁场进行相干采样。

20. 如权利要求 19 所述的诊断系统,其中,处理单元进一步被配置为计算发射磁场和接收磁场的样本的快速傅里叶变换,以及通过比较计算出的相应快速傅里叶变换的相位分量来确定相位偏移。

21. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,发射器是第一发射器并且时变磁场是第一时变磁场,所述诊断系统还包括第二发射器,第二发射器也被配置为响应于第三信号而生成和发射第二时变磁场到介质中,第二发射器偏移第一发射器。

22. 如权利要求 21 所述的诊断系统,其中,由第一发射器生成和发射的第一时变磁场的频率不同于由第二发射器生成和发射的第二时变磁场的第二频率。

23. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,接收器是第一接收器,所述诊断系统还包括第二接收器,第二接收器被配置为响应于在第二接收器处的接收磁场生成第三信号,第二接收器偏移第一接收器。

24. 如权利要求 23 所述的诊断系统,其中,处理单元被配置为响应于在第一和第二接收器处的接收磁场对液体中的变化的位置进行三角测量。

25. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,处理单元进一步被配置为减少确定的相位偏移中由发射器、接收器或患者的移动引起的误差。

26. 如权利要求 25 所述的诊断系统,其中,该系统包括耦接到发射器或耦接到接收器的加速度计。

27. 如权利要求 26 所述的诊断系统,其中,处理单元排除与其中加速度计检测到发射器或接收器的显著移动的时段对应的数据。

28. 如权利要求 25 所述的诊断系统,其中,处理单元排除与其中发射磁场和接收磁场之间的确定的相位偏移使得其不可能是介质内的生物变化的结果的时段对应的数据。

29. 如权利要求 25 所述的诊断系统,其中,处理单元进一步被配置为响应于空气扫描而初始化诊断系统。

30. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,接收器是第一接收器,并且,所述诊断系统还包括第二接收器,第二接收器定位在发射器附近并被配置为生成响应于发射磁场并指示发射器附近的磁场的相位的第三信号。

31. 如权利要求 30 所述的诊断系统,其中,第二接收器是在第一接收器内同心的。

32. 如权利要求 1 所述的诊断系统,其中,处理单元包括被配置为合成第一信号的第一 FPGA,被配置为收集和平均来自第二信号的第一多个样本和表示发射磁场的相位的第二多个样本的第二 FPGA,被配置为基于经平均的第一多个样本和第二多个样本来确定相位测量值的第三 FPGA,以及耦接到第一、第二和第三 FPGA 并且被配置为控制第一、第二和第三 FPGA 的微控制器。

33. 一种用于监视患者中的液体变化的诊断系统,该系统包括:

头载机;

发射器,与头载机耦接并被配置为响应于第一信号生成和发射时变磁场到患者中;

接收器,与头载机耦接以使得当头载机被施加到患者的头时其近似位于患者的头部的与发射器相对的一侧并且被配置为响应于接收器处的接收磁场生成第二信号;

至少一个间隔物,置于发射器与患者的头之间以及接收器与患者的头之间;以及

处理单元,被配置为针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的

相位偏移。

34. 如权利要求 33 所述的诊断系统,其中,头载机包括弹性头箍。

35. 如权利要求 34 所述的诊断系统,还包括稳定器,其将发射器和接收器耦合到患者的头。

36. 如权利要求 35 所述的诊断系统,其中,稳定器是对于患者的头可塑的以将发射器和接收器固定就位。

37. 如权利要求 33 所述的诊断系统,其中,间隔物包括塑料盘。

38. 一种用于监视患者中的颅内液体的方法,该方法包括:从发射器向接收器发射第一时变磁场,其中,发射器和接收器经由头载机被耦合到患者的头的近似相对侧,并且其中,至少一个间隔物被置于发射器与患者的头之间以及接收器与患者的头之间;

利用接收器接收第一磁场;

针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的基线相位偏移;

在第一时变磁场被发射之后的某时,从发射器向接收器发射第二时变磁场;

利用接收器接收第二磁场;

针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的新的相位偏移;

利用与头载机耦接的处理器来将新的相位偏移与基线相位偏移比较;

使用处理器并基于新的相位偏移和基线相位偏移之间的比较来确定颅内液体中是否已经发生临床上显著的变化;和

如果确定已经发生临床上显著的变化,则经由处理器生成信号。

39. 如权利要求 38 所述的方法,还包括利用在接收器处或附近与头载机直接耦接的模数转换器转换接收磁场。

40. 如权利要求 39 所述的方法,还包括利用在发射器处或附近与头载机直接耦接的模数转换器转换发射磁场。

41. 如权利要求 38 所述的方法,其中,生成信号包括触发报警。

42. 如权利要求 38 所述的方法,其中,第一和第二磁场在约 20MHz 到约 300MHz 的频率范围中。

43. 如权利要求 38 所述的方法,还包括,在发射第一时变磁场之前,通过在头载机不与患者耦合的同时从发射器向接收器发射校准磁场来启动头载机。

44. 如权利要求 38 所述的方法,其中,发射器和接收器中的至少一个包括使用印刷电路板上的带状线形成的环,其中,环具有约 1 英寸的直径并且是单匝环。

45. 如权利要求 38 所述的方法,还包括:

利用移动检测构件检测患者的移动;

基于检测到的移动向处理器发射信号;以及

使用处理器来区别新的相位偏移和基线相位偏移的比较与检测到的患者的移动。

46. 如权利要求 38 所述的方法,还包括:

利用处理器计算发射磁场和接收磁场的样本的快速傅里叶变换;以及

通过比较计算出的相应快速傅里叶变换的相位分量来确定第一和第二相位偏移。

47. 如权利要求 38 所述的方法,其中,将头载机与患者的头耦合包括将弹性头箍定位在头上,其中,发射器和接收器绑定到弹性头箍,并且其中,间隔物与发射器和接收器的每

一个耦接以便当头箍被定位在头上时,间隔物置于发射器和接收器与患者的头之间。

48. 如权利要求 38 所述的方法,还包括随时间过去重复所述步骤多次来随时间过去监视液体。

49. 如权利要求 38 所述的方法,还包括基于信号的生成来建议治疗。

50. 如权利要求 49 所述的方法,其中,建议治疗包括建议要输送给患者以降低颅内液体的量的利尿剂的量。

用于液体变化的检测的诊断系统

技术领域

[0001] 本申请涉及非入侵的诊断医疗设备、系统和方法。更具体地，本公开的一些实施例涉及使用磁感应相位偏移波谱学（“MIPS”）来监视脑或人体的其它部位中的液体的变化的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 在许多不同的医疗设置中，有利的是能够以非入侵的方式在体液变化发生时检测该变化。例如，监视重症监护室的病人中的液体的颅内变化常常是至关重要的。对这些患者的监护标准包括侵入式监视器，其要求在颅骨中钻孔并插入诸如颅内压力（ICP）监视器之类的探针或用于测量脑中的液体的化学变化的微量渗析或“licox”探针。当前没有商业可获得的非侵入式测量技术用于检测出血或水肿时会发生的大脑液体变化，并且许多脑损伤没有严重到需要在颅骨中钻孔以进行侵入式监视。因此，对于具有脑损伤的许多患者，不存在当存在水肿或出血时的潜在有害增大时可用于警告治疗人员的持续监视技术。而是，这些患者通常是由护理人员采用临床神经学检查来观测，并且在脑中的增大的液体引起可观测的脑功能损伤之前，医师或护士不能做出反应。换言之，当前没有可用的方式用于监视颅内液体变化本身，因此对这样的变化进行补偿的能力受到限制。

[0003] 之前已经提出了 MIPS 用于脑液体异常的诊断。已经对所提出的设备授予过专利权，并且在文献中记载了对于原型设备的有希望的科学研究。例如，Rubinsky 等人在美国专利 7,638,341,7,910,374 和 8,101,421 中记载了 MIPS 对于该用途的使用，这些专利的公开被全部结合于此（在此称为“Rubinsky 专利”）。然而，还没有出现基于 MIPS 技术的实际的、大量生产的医疗设备来向专长于脑治疗和其它医学领域的治疗师提供这样的设备的所预示的益处。

[0004] Albert Einstein 最先假设电磁辐射在真空中的传输速率等于磁导率与电介电常数的乘积的均方根的倒数。该公式产生了公知的约 3×10^8 米 / 秒的光速值。然而，电磁场传播通过介质所需的有限时间导致时间延迟，其表现为从发射器发射的场与接收器处感测的场之间的相位偏移（偏移或延迟）。换言之，电磁场通常在真空中传播最快，并且如果在发射器和接收器之间存在任何物质或介质，则传播较慢。变慢的量与介质的相对磁导率和相对介电常数的乘积的均方根成反比。

[0005] 由生物材料构成的材料几乎是完全无磁性的，具有约为 1 的相对磁导率。通过生物材料的时间延迟 / 相位偏移的变化因此可以主要依赖于沿着电磁场通过的路径的平均相对介电常数。相对介电常数对于不同组织类型和体液不同。生物材料的介电常数也可以依赖于时变电磁场的频率并且可以依赖于环境温度。体液的相对介电常数高于大多数脑组织，因此，脑中液体水平的变化会在电磁场传播通过脑或其它介质时对电磁场的总体相移具有相对大的影响。

[0006] 对于低于大约 200MHz 的射频（“RF”）频率，脑的相对侧之间的距离小于用于正常传播横向电磁波的一个波长。这称为近场，并且在该区域中电磁波没有完全形成。对于

该近场磁场传播情况,传播时间和相位变化主要由路径中的组织和流体的损耗因子而不是它们的相对介电常数决定。损耗因子是复数介电常数的虚部和导电率的函数。能量损耗的物理机制是极化分子与变化的场极性的恒定对齐。因此,给定物质的损耗因子主要依赖于其离子含量。脑组织和脑流体的离子含量对于每种物质不同。当与相对介电常数的变化组合时,当看低频近场传播和高频正常传播情况时,脑中的各种生物组织和流体显示特有的相位符号。由于引起相位延迟的物理的主要差异,使用 200MHz 以上或以下的 RF 频率的多频谱测量允许不仅表征脑中的流体的分数量,还表征流体含量的准确本质的子分类,诸如血的分数、脑脊髓液 (CSF) 或由于出血或水肿在脑腔内累积的其他流体。

[0007] 此外,尽管研究了使用 MIPS 用于身体中的液体变化的诊断,但是当前并不存在用于这样做的基于 MIPS 技术的实际医疗设备。存在对这样的技术的强烈需要。理想地,医疗设备方案将提供具有改进的性能、可用性和可制造性的 MIPS 系统,使得其能够用于脑和/或身体的其它部位中的非侵入式液体变化检测。这些目标中的至少一些将通过本文中所描述的实施例来解决。

发明内容

[0008] 一般,电磁场的 MIPS 测量可以用于检测身体的区域中的液体水平的变化。在身体的各个部位中检测到的液体水平的变化可以用于监视或评估疾病状况,以及在一些情况中,检测到的液体水平变化可以用于确定或调节要对患者执行的药物或手术治疗。例如,脑中的异常的液体变化可以用于帮助确定诸如出血或水肿或由于中风或脑外伤引起的局部缺血之类的异常的治疗。在身体的其它区域中,异常的液体水平变化的检测可以用于帮助处理诸如充血性心力衰竭、淋巴水肿等的情况。

[0009] 本公开提供用于改进相位偏移测量的绝对准确度以及相位偏移测量的可重复性的方法和系统。本公开还包括对产生相位偏移的机制的物理原理以及对相位偏移变化与在脑损伤患者中发生的生物过程的相关性的更详细的描述。还介绍了用于将量化的相位偏移测量数据转换成对脑健康的量化评估的实际方法。

[0010] 尽管相位偏移是测量伴随液体变化的组织的电特性的变化的好方式,但是本文中描述各个实施例可以替代地使用其它技术来测量这些变化。例如,在一些实施例中可以使用大小变化来测量组织的电特性的变化。在 RF 检测器处接收的辐射的大小受与发射器的距离、发射天线和接收天线的几何结构和朝向以及路径中的各种材料的类型和几何结构的影响。在较低的 RF 频率处,大多数生物材料的吸收率很低。然而,如果材料中的电导率或电磁场损耗高,则存在显著更多的吸收。辐射路径中的材料的形状和粒度会引起散射型或折射型透射,这也强烈影响检测到的辐射的大小。相位中的变化比幅度的衰减是更显著的效应,并且更容易辨认。然而,幅度数据可以用于质量检查,以确保发射器和检测器在各个相位测量时被适当地对齐,或者用于其它目的。因此,尽管本公开过将主要关注相位偏移测量,但是各种实施例可以替代地或另外地采用其它技术。

[0011] 本公开提供了使用非侵入式的非接触的方法来检测时变电磁场在穿过患者的脑之后的相位偏移的手段。电磁场可以由置于患者头的一侧的小发射器产生,该发射器将时变输入电流(例如,正弦曲线型信号)转换成时变磁场。在一个实施例中,置于患者的头的另一侧上的小接收器或检测器可以在磁场穿过患者头之后检测磁场并将其转换成接收的

时变电流。尽管接收到的时变磁场的频率将与发射的时变磁场的频率相同,但是在两个场之间将存在相位角的偏移,这依赖于磁场从发射器传播到接收器的介质以及信号的频率。在各种实施例中,可以使用等同的电压来替代电流以测量发射和 / 或接收的磁场。

[0012] 发射器中的电流和接收器中的电流可以由一个或多个模数 (AD) 转换器以由采样信号确定的适当的采样率和间隔进行采样。在一些实施例中,从模拟电信号到数字数据的转换可以在位于患者的头附近的发射器和 / 或接收器附近发生。在一些实施例中,所获得的发射磁场和接收磁场的数字样本随后可以经由数字信号总线传送给远程处理单元以供处理。在其它实施例中,模拟电信号从发射器和接收器通过同轴电缆传递到远程处理单元中的 AD 转换器。

[0013] 在本文中所述的一种用于监视介质中的变化的诊断系统的一个实施例中,该系统包括发射器,其被配置为响应于第一信号而生成和发射时变磁场到介质中。该系统还包括接收器,其定位在介质的与发射器相对的侧上并且被配置为响应于在接收器处的接收磁场而生成第二信号。该系统还包括处理单元,其被配置为针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的相位偏移。发射器和接收器中的至少一个包括使用被屏蔽的传输线形成的环。

[0014] 在一些示例中,传输线可以包括第一导体和第二导体,第一导体作为至少部分包围第二导体的屏蔽物,而第二导体提供响应于变化的磁场的信号。传输线可以包括同轴电缆、双绞屏蔽线对、双轴电缆或三同轴电缆中的一者,和 / 或第一导体可以形成围绕第二导体的法拉第笼。在一些示例中,被屏蔽的传输线可以包括耦接在两个接地板之间的印刷电路板上的带状线,并且,可以存在两个接地板之间的多个通孔。环可以具有约 1 英寸的直径,可以是单匝环,和 / 或可以具有 200MHz 以上的最低固有谐振频率。在一些示例中,环可以是定位在印刷电路板的第一层中的第一环,并且该系统可以还包括定位在印刷电路板的第二层中并且使用带状线形成的第二环,其中,来自第一环和第二环二者的引线都耦接到差分放大器。印刷电路板还可以包括定位在印刷电路板中的环之上和之下的多个接地屏蔽板。接地屏蔽板每个可以限定一圆形空隙,其中圆形空隙的内部直径小于环的内部直径。平衡变换器可以耦接到环并且被配置为平衡环的输出,和 / 或环的输出可以被平衡为有效地具有 50ohm 输出阻抗。

[0015] 此外,在一些示例中,该系统可以包括耦接到发射器并定位在发射器附近的第一模数转换器,并且还可以包括耦接到接收器并定位在接收器附近的第二模数转换器。第一模数转换器和发射器可以耦接到单个印刷电路板。处理单元可以包括被配置为生成采样信号的采样信号发生器,采样信号具有对发射磁场和接收磁场进行欠采样的频率。处理单元可以进一步被配置为平均发射磁场和接收磁场的多个相应样本并确定经平均的发射磁场与经平均的接收磁场之间的相位偏移。处理单元可以包括被配置为生成采样信号的采样信号发生器,采样信号使得可以对发射磁场和接收磁场进行相干采样。处理单元可以进一步被配置为计算发射磁场和接收磁场的样本的快速傅里叶变换,以及通过比较计算出的相应快速傅里叶变换的相位分量来确定相位偏移。

[0016] 在一些示例中,发射器可以是第一发射器并且时变磁场可以是第一时变磁场,该系统还可以包括第二发射器,第二发射器也被配置为响应于第三信号而生成和发射第二时变磁场到介质中,第二发射器偏移第一发射器。由第一发射器生成和发射的第一时变磁场

的第一频率可以不同于由第二发射器生成和发射的第二时变磁场的第二频率。在一些示例中,接收器可以是第一接收器,该系统还包括被配置为响应于在第二接收器处的接收磁场生成第三信号的第二接收器,第二接收器偏移第一接收器。处理单元可以被配置为响应于在第一和第二接收器处的接收磁场对液体中的变化的位置进行三角测量。

[0017] 在一些示例中,处理单元可以进一步被配置为减少确定的相位偏移中由发射器、接收器或患者的移动引起的误差。该系统可以包括耦接到发射器或耦接到接收器的加速度计,并且处理单元可以排除与其中加速度计检测到发射器或接收器的显著移动的时段对应的数据。处理单元可以排除与其中发射磁场和接收磁场之间的确定的相位偏移使得其不可能是介质内的生物变化的结果的时段对应的数据。处理单元可以进一步被配置为响应于空气扫描而初始化诊断系统。

[0018] 在一些示例中,接收器可以是第一接收器,并且该系统可以还包括第二接收器,第二接收器定位在发射器附近并被配置为生成响应于发射磁场并指示发射器附近的磁场的相位的第三信号。第二接收器可以是在第一接收器内同心的。

[0019] 在一些示例中,处理单元可以包括被配置为合成第一信号的第一 FPGA,被配置为收集和平均来自第二信号的第一多个样本和表示发射磁场的相位的第二多个样本的第二 FPGA,被配置为基于经平均的第一多个样本和第二多个样本来确定相位测量值的第三 FPGA,以及耦接到第一、第二和第三 FPGA 并且被配置为控制第一、第二和第三 FPGA 的微控制器。

[0020] 在本文中所描述的一种用于监视患者中的液体变化的诊断系统另一实施例中,该系统可以包括头载机(headset)和发射器,发射器与头载机耦接并被配置为响应于第一信号生成和发射时变磁场到患者中。接收器也与头载机耦接以使得当头载机被施加到患者的头时其近似位于患者的头部与发射器相对的一侧并且被配置为响应于接收器处的接收磁场生成第二信号。至少一个间隔物置于发射器与患者的头之间以及接收器与患者的头之间,并且处理单元被配置为针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的相位偏移。

[0021] 在一些示例中,头载机可以包括弹性头箍并且该系统还可以包括稳定器,其将发射器和接收器耦合到患者的头。稳定器可以是对于患者的头可塑的以将发射器和接收器固定就位,并且间隔物包括塑料盘。

[0022] 在一种用于监视患者中的颅内液体的方法的另一实施例中,该方法包括:从发射器向接收器发射第一时变磁场,其中,发射器和接收器经由头载机被耦合到患者的头的近似相对侧,并且其中,至少一个间隔物被置于发射器与患者的头之间和/或接收器与患者的头之间。该方法还包括利用接收器接收第一磁场以及针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的基线相位偏移。该方法还包括在第一时变磁场被发射之后的某时,从发射器向接收器发射第二时变磁场,利用接收器接收第二磁场,以及针对发射的时变磁场的多个频率确定发射磁场和接收磁场之间的新的相位偏移。该方法还包括利用与头载机耦接的处理器来将新的相位偏移与基线相位偏移比较,使用处理器并基于新的相位偏移和基线相位偏移之间的比较来确定颅内液体中是否已经发生临床上显著的变化,和如果确定已经发生临床上显著的变化,则经由处理器生成信号。

[0023] 在一些示例中,该方法还可以包括利用在接收器处或附近与头载机直接耦接的模

数转换器转换接收磁场,并且还可以包括利用在发射器处或附近与头载机直接耦接的模数转换器转换发射磁场。生成信号可以包括触发报警。

[0024] 在一些示例中,第一和第二磁场在约 20MHz 到约 300MHz 的频率范围中。此外,该方法可以包括,在发射第一时变磁场之前,通过在头载机不与患者耦合的同时从发射器向接收器发射校准磁场来启动头载机。发射器和接收器中的至少一个包括使用印刷电路板上的带状线形成的环,其中,环具有约 1 英寸的直径并且是单匝环。

[0025] 在一些示例中,该方法还可以包括利用移动检测构件检测患者的移动,基于检测到的移动向处理器发射信号,以及使用处理器来区别新的相位偏移和基线相位偏移的比较与检测到的患者的移动。

[0026] 在一些示例中,该方法还可以包括利用处理器计算发射磁场和接收磁场的样本的快速傅里叶变换,以及通过比较计算出的相应快速傅里叶变换的相位分量来确定第一和第二相位偏移。在一些示例中,将头载机与患者的头耦合包括将弹性头箍定位在头上,其中,发射器和接收器绑定到弹性头箍,并且其中,间隔物与发射器和接收器的每一个耦合以便当头箍被定位在头上时,间隔物置于发射器和接收器与患者的头之间。

[0027] 在一些示例中,可以随时过去重复所述方法的步骤多次来随时间过去监视液体。该方法还可以包括基于信号的生成来建议治疗,并且治疗可以是要输送给患者以降低颅内液体的量的利尿剂的量。

附图说明

[0028] 图 1 是根据一个实施例的用于监视身体中的液体变化的系统的框图;

[0029] 图 1A 是根据一个实施例的用于在图 1 的系统中使用的患者头载机的透视图;

[0030] 图 1B 是根据一个实施例的用于在图 1 的系统中使用的另一患者头载机的分解透视图;

[0031] 图 2A 至图 2F 图示出用于在图 1 的系统中使用的发射器换能器和接收器传感器的各种实施例;

[0032] 图 3 是根据一个实施例的相位偏移检测设备的电路图;

[0033] 图 4 是根据一个实施例用于在图 1 的系统中使用的波形平均器处理器的简化逻辑图;

[0034] 图 5 是根据一个实施例的用于在图 1 的系统中使用的相位偏移测量处理器的简化逻辑图;和

[0035] 图 6 是根据一个实施例用于图 1 的系统的操作的流程图。

具体实施例

[0036] 以下阐述某些细节来提供对本公开的某些实施例的充分理解。然而,本公开的某些实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。并且,本公开的具体实施例通过示例方式提供并且不应当用于将本公开的范围限制于那些具体实施例。在一些实例中,公知的电路、控制信号、定时协议和软件操作没有详细示出以便避免不必要地使得说明复杂化。

[0037] 总体系统架构

[0038] 图 1 是可以用于检测人脑中的液体变化的系统 100 的一个实施例的框图。尽管本

描述通常关注用于检测脑中的液体变化的系统 100 的使用,但是系统 100 的该实施例或可替代实施例可以用于检测 / 监视身体任何部位中的液体变化。因此,这里提供的针对脑的示例性描述不应理解为限制本发明的范围,本发明的范围如权利要求中所述。

[0039] 在一些示例中,系统 100 可以包括膝上型计算机 102、处理单元 104 和患者头盔 106。系统 100 可以例如由在膝上型计算机 102 上运行的基于 Windows 的 LabView 语言程序控制。该程序生成被显示在膝上型计算机 102 的屏幕上的图形用户界面 (GUI)。操作系统 100 的治疗师可以在将头盔 106 戴在患者头上之后通过鼠标控制来启动监视,头盔类似于弹性头箍或绷带。在开始监视之后,程序可以无人看守地运行,其将相位偏移数据记录在膝上型计算机 102 上中并应用适当的方法来生成给与治疗师的报警和建议的校正动作。

[0040] 膝上型计算机 102 可以具有到处理单元 104 的 USB 串行链路。该 USB 链路可以被电隔离以遵循适用的医疗设备的要求。处理单元 104 可以从符合国际标准的标准通用 AV 线电力连接获取电力。可以存在医疗级低压 DC 电源,用于给处理单元 104 的所有内部电子器件供电,其满足针对患者隔离、火线与零线、底板、和患者泄漏以及接地连续性、EMI 灵敏性和放射的适用标准,以及其它标准医疗设备要求。

[0041] 膝上型计算机 102 可以启动相位偏移数据收集并将该数据以及其它相关的数据和状态信息一起记录在膝上型计算机 102 的硬驱上的文件中。

[0042] 膝上型计算机 102 上的 GUI 可以控制系统 100 的操作,并且可以包括控制和状态指示,所述指示指导治疗师安装患者头盔 106 和整个系统 100 的初步自测试。如果自测试通过,则治疗师被指示启动监视。在监视期间,相位偏移角度与频率数据被从 USB 接口收集并且适当的状态和报警方法被应用于该数据。如果指示附加的动作或紧急响应,会告知治疗师。相位偏移与频率数据以及附加的状态信息被记录在膝上型计算机 102 中以供之后参考。数据的“合理性检查”以及其它内置测试特征可以在后台持续运行,并且如果遇到故障,则各种级别的严重性将产生系统 100 的警报或中断操作。

[0043] 在一些示例中,并且如图 1 中所示,处理单元 104 和患者头盔 106 中的硬件和固件的架构可以被优化以在使用最少数目的定制电子组件的同时实现期望的相位测量准确性和稳定性。例如,在一个实施例中,并且参考图 1,系统 100 可以包括若干高度集成的微型化成品组件。系统 100 可以包括处理单元 104 中的三个现场可编程门阵列 (FPGA) 110、112 和 114,这三个 FPGA 编程为适当的固件。一个 FPGA110 可以合成要提供给发射器 120 以产生磁场的时变信号,第二 FPGA112 可以收集和平均所发射的磁场和所接收的磁场的数字样本,而第三 FPGA114 可以测量表示所发射的磁场和所接收的磁场的所发送的信号和所接收的信号之间的相位偏移。

[0044] 微控制器 118 也可以包括在处理单元 104 中,并且可以监控三个 FPGA110、112 和 114 的工作和与膝上型计算机 102 通信(例如通过传送相位数据结果)。微控制器 118 可以提供外部膝上型计算机 102(经由电隔离的 USB 接口)与用于来自头盔 106 的数据的实时信号处理的 FPGA110、112 和 114 之间的接口。微控制器 118 还可以执行其它各种功能,诸如与基本用户控制相接口,基本用户控制包括开机、启动数据收集、设置频率合成器 110、内部温度监视、电源监视以及其它系统状态监视和故障检测任务。

[0045] 在一些示例中,处理单元 104 可以由更大的集成组件制成。在一个实施例中,处理单元 104 可以包括成品电子信号发生器,诸如 Techtronix Arbitrary 波形发生器模型

3252,和数字示波器,诸如 LeCroy 模型 44xi。

[0046] 图 1 中图示的系统 100 的架构可以相对灵活,允许通过相对简单的软件或固件修改来改进数据收集、数据处理和数据解释(例如治疗报警)所有阶段。FPGA110、112 和 114 可以高效地用作并行处理器来使得数据收集和处理近乎实时地进行。经由微控制器 118 发送给膝上型计算机 102 并被归档以用于之后参考的相位数据的质量因此可以降低,从而要求膝上型计算机 102 上较少的计算时间来处理数据。这进而使得膝上型计算机 102 空出来检查数据一致性以及应用向治疗师报警校正动作的需要所要求的方法。

[0047] 尽管图 1 中的处理单元 104 已经被图示和描述为相对灵活的实施例,但是在其它示例中,诊断系统 100 可以是嵌入式系统,其中定制的电子组件被专门设计以供在诊断系统 100 中使用。例如,一个或多个 AD 转换器可以处于处理单元 104 内,其可以与头盔 106 物理地不同并且分离,或者其可以与头盔 106 集成(例如,在定制系统 100 中,头盔 106 包括捕获和处理相位偏移信息所需要的所有电子和处理设施)。一般,可以使用任何合适的架构。

[0048] 还是参考图 1,系统 100 还可以包括具有一个或多个发射器 120 以及一个或多个接收器 124 的头盔 106,以下详细介绍其细节。在一个示例中,头盔 106 包括单个发射器 120 和单个接收器 124,而在其它示例中,头盔 106 包括若干发射器 120 和 / 或若干接收器 124。例如,头盔 106 可以包括一个发射器 120 和两个接收器 124。如果多个接收器 124 被放置在患者头上的不同位置处,则它们可以允许治疗师对液体变化的位置(例如从血管或从血管瘤的颅内出血)进行三角测量和 / 或对患者的脑的生物阻抗进行成像。在其它示例中,头盔 106 可以包括多个发射器 120,多个发射器 120 可以以不同或相似频率产生磁场。如果使用不同频率,则单个或多个接收器 124 可以能够在若干发射频率之间进行区分以便例如进一步区分液体变化的类型。

[0049] 在一些示例中,除了定位在患者头部上的其它位置的接收器 124 以外,附加的接收器可以位于患者头部的与发射器相同的一侧上(例如,接收器可以同心地位于发射器 120 内或可以包围发射器 120,或则可以位于与发射器 120 分离的平面中),以便获得从发射器发射的磁场的测量(在图 1 中未示出)。在其它示例中,发射的磁场可以从发射器 120 以另一种方式被采样,诸如通过测量存在于发射器 120 上的电流和 / 或电压。在一些示例中,并且参考图 1,患者头盔 106 包括用于一个或多个发射器 120 和 / 或接收器 124 的在相应的发射器 120 和 / 或接收器 124 本身附近的 AD 转换器 122,例如在一些示例中,AD 转换器可以与相应的发射器 120 或接收器 124 位于同一印刷电路板上。

[0050] 然而,在其它示例中,模拟信号不被转换成数字信号,直到模拟信号被传递通过连接到单独的处理单元的(例如,图 1 中所示的处理单元 104)一个或多个同轴电缆(或其它传输路径)之后。在这些示例中,各种技术都可以用于降低例如运载指示从发射器 120 发射的磁场的信号的同轴电缆与运载指示从接收器 124 测得的磁场的信号的同轴电缆之间的交叉耦合。例如,相对柔软的 RF-316 双重屏蔽电缆可以用于增大两个电缆之间的隔离,或,在其它示例中,三重屏蔽电缆可以使用。作为另一选项,可以围绕来自接收器 124 和 / 或发射器 120 的同轴电缆提供高度柔软的 PVC 或硅胶管。

[0051] 还是参考图 1 中示出的头盔 106,为了可重复读数,发射器 120 和接收器 120 在系统 100 的操作期间不移动是重要的,因为这样的移动会在相位偏移测量中引入误差。为了

克服这样的误差,例如,在类似头盔 140 的设备中(在图 1A 中示出了其一个示例),可以以刚性方式安装发射器 120 和接收器 124。头盔 140 可以提供必要的支撑和刚性来确保发射器 120 和接收器 124 相对于彼此以及相对于患者的头保持固定。然而,这样的头盔 140 在患者躺下时在患者身上使用是不舒服或不实际的。此外,对于在某些治疗场景中可能期望的患者佩戴头盔 140 若干天这样的情形是不实际的。

[0052] 相应地,在可替代实施例中,并且参考图 1B,可以使用头载机 129 诸如弹性带 129 来将发射器 120 和接收器 124 固定到患者的头部。例如通过将发射器 120 和接收器 124 稳固在头载机 129 的开口内或使用线圈、铆钉或其它紧固件,将它们安装在头载机 129 上。发射器 120 和接收器 124 可以通过合并非传导的间隔材料 127 诸如塑料或织物来以固定的距离与皮肤表面间隔开。间隔物 127 可以用于维持发射器 120 和接收器 124 与皮肤之间的固定距离以便例如降低发射器 120 和 / 或接收器 124 与皮肤之间的电容的可变性。在一些实施例中,间隔物 127 可以例如是塑料丙烯酸树脂盘。橡胶、医用粘合剂或其它材料也可以或可替代地用于间隔物 127,并且可以放置在发射器 120 和接收器 124 的皮肤接触表面处,以帮助防止它们在使用期间移动。在一些实施例中,头载机 129 可以放置在患者头部上,越过前额并环绕头后部;或者在其它配置中,可以放置不同的带或其它装置,包括环绕患者的手臂或腿。换言之,任何适合的定位装置都可以用于将发射器 120 和接收器 124 适当地定位在患者身体的进行测试的区域附近,在这里,头戴式头盔 106、129 和头箍 129 仅仅是示例。另外的特征诸如下颌带或头顶上的连接带都可以添加到头载机 129 来提供附加的稳定性以及提供在其上安装附加的发射器 120 或接收器 124 的特征。由于患者常常躺在枕头上,所以,用于电子组件和用于电缆终结的方便位置可能是头的顶上。例如,可以创建从每个耳朵附近的点开始的桥架,以使得电子器件可以安装在头的顶部,远离患者躺着的表面。可以使用重量轻的型面高度不大的组件,以便使得最舒服并且使得头载机就位之后在患者头部移动的趋势最小。

[0053] 在头载机 129 的设计中,头箍 129 可以由橡皮带、橡胶、丙烯酸树脂、乳胶或其它柔性材料制成,并且可以是弹性或非弹性的。头载机 129 可以由便宜的材料制成,因此头载机是系统的可抛弃组件。可替代地,头载机 129 可以是可重复利用的。如果其是可重复利用的,则头箍 129 可以是可清洗的,使得在不同患者之间可以清洗它,或者为同一患者周期性地清洗。可清洗的材料可以包括塑料、橡胶、硅胶、织物或其他材料。头盔 106 还可以包括用于稳固电子组件以及用于使电缆保持不妨碍患者或治疗人员的安装部件。

[0054] 在包括其中使用头箍 129 的那些实施例的一些实施例中,为了减少发射器 120/接收器 124 与患者之间的相对移动,可以使用一个或多个稳定器 128。稳定器 128 可以是按照患者身体定制模铸的以将发射器 120 和 / 或接收器 124 固定就位。作为稳定器 128 的一个示例,经过训练的治疗师可以使用低熔点塑料来安装发射器 120 和 / 或接收器 124,低熔点塑料与由相同材料制成的整形外科铸件类似。其它定制可塑形材料和方法可以使用,诸如随时间或在热反应或化学反应的激励下聚合的材料,诸如用于制作整形外科铸件或夹板的材料。

[0055] 现在参考图 1B 的放大视图,将描述使用头载机 129 的一个实施例的操作,但是应当理解,类似的头箍 129 可以用于监视身体其它部位中的液体变化,诸如卷绕在手臂或腿上的绷带。每个发射器 120/接收器 124 可以首先例如通过螺丝或其它紧固件诸如胶水而

耦接到相应的间隔物 127。发射器 120 和相应的间隔物 127 可以随后被定位在患者头上,并且稳定器 128 可以被定位在发射器 120/ 间隔物 127 周围以便使发射器稳定并帮助防止移动,稳定器 12 在定位在发射器 120/ 间隔物 127 周围之前会需要浸泡在水中或以其它方式准备以供应用。一旦稳定器 128 稳固发射器 120/ 间隔物 127,另一稳定器 128 可以类似地用于以类似的方式稳定接收器 124 和间隔物 127。稳定器 128 可以凝固或干透以执行稳定功能。随后头载机诸如头箍 129 可以围绕稳定器 128 和发射器 120/ 间隔物 127 以及接收器 124 和间隔物 127 缠绕。然而,在一些实施例中,不使用稳定器,并且头箍 129 可以改为用于将接收器 124/ 间隔物 127 以及发射器 120/ 间隔物 127 直接定位在患者头上。在其它实施例中,并且如上所述,头箍 129 可以包括用于发射器 120 和接收器 124 的开口,其中头箍 129 的材料本身充当间隔物。此外,在其它实施例中,头箍 129 可以具有应用于头箍 129 的内侧的防滑材料以帮助防止头箍 129 在患者头上滑动。

[0056] 这里所描述的设备和方法可以在各种实施例中用于身体所有部位中的液体测量或用于多种医疗诊断应用。在各种实施例中,发射器和检测器线圈的配置可以修改为适合所涉及的身体的面积和 / 或诊断应用。例如,对于涉及肢体诸如手臂的应用或其中测量组织中的浅的深度处的液体含量更为重要的应用,发射器线圈和检测器线圈可以放置在受体组织的同一侧。共面布置可以是适当的。由于线圈可以间隔开短得多的距离,所以接收的信号强度可以大得多,并且线圈的大小可以减小。在各种可替代实施例中,线圈可以是并排的共面布置或是其中使用不同直径的线圈的同心的共面布置。在一些实施例中,更适当的是将线圈的平面置于较小的角度以符合所研究的身体的形状。

[0057] 参考图 6,现在将简要描述系统 100 的操作的一个示例,应当理解,图 6 中示出的各种操作将在以下更详细地描述,并且各种可替代方法和操作模式也将在以下进行描述。从操作 501 开始,系统 100 开机并且自测试被执行。如果系统 100 测试失败,则在操作 502 中在膝上型计算机 102 上显示停止或故障指示符。如果系统 100 通过开机自测试,则操作进行到操作 503。此外,在系统 100 的整个操作期间,在操作 503 中可以运行持续的状态监视器,并且如果状态监视器确定系统 100 故障,则系统可以在操作 502 中显示停止或故障指示符。

[0058] 一旦系统 100 通过开机自测试并且操作已经移动到操作 504,在操作 504,频率合成 FPGA110 可以被启动并且开始向发射器 120 提供发射信号。在操作 505,波形平均器 FPGA112 可以开始收集和平均来自发射器 120 和接收器 124 的波形。平均后的波形可以被提供给相位偏移测量 FPGA114,其在操作 506 开始,可以确定在发射器 120 和接收器 124 波形之间的相位偏移,并且在操作 507 计算出感兴趣的最终的相位计算值。在操作 508,相位计算值可以被提供给膝上型计算机 102。在操作 505 之后的任何一点,频率合成器 FPGA110 可以向发射器 120 提供另一频率,并且过程可以针对下一频率重复。多个频率因此可以从发射器 120 被发射并且后续的相位偏移被计算。例如,频率合成 FPGA110 在重复的操作 504 中提供下一频率同时相位偏移测量 FPGA114 测量来自前一频率的波形之间的相位偏移,或者频率合成 FPGA 可以不提供第二频率直到在操作 508 中相位计算值已经提供给膝上型计算机。在可替代实施例中,发射器可以与谐波频率同时发射单频,或通过使用多个频率发生器,以用于之后使用诸如快速傅里叶变换 (FFT) 之类的技术进行分离。多个频率的同时发射对于噪声消除、运动排除和其它目的是有利的。

[0059] 发射器和接收器

[0060] 适合于用于脑液体诊断的基于感应性相位偏移测量的系统 100 的电磁频率的范围在约 20MHz 到 300MHz 的射频 (RF) 范围内,但是其它频率也可以使用,诸如 1MHz 和 500MHz 之间、3MHz 和 300MHz 之间等。所选的频率可以在人体组织中提供相对低的吸收率、良好的信号与噪声因子,诸如电容性耦合和信号线串话,并且容易进行准确的相位测量。

[0061] 之前,发射(和感测)这些频率范围中的磁场的发射器(以及对应的接收器)的某些示例由几个环形线匝的薄的感应线圈构成,这些环形线匝被放置为使得线圈的平面与头的周长平行。(例如参见之前通过引用结合于此的 Rubinsky 的专利。)这些之前的发射器和接收器的线圈具有 10cm 或更大的直径以及 5 匝或更多匝。然而,这些相对较大的发射器和接收器线圈是麻烦的并且在针对人脑中的液体的 MIPS 检测的相关频率范围内具有谐振。当发射器或接收器线圈在其固有谐振频率之一附近的频率中工作时,测得的相位偏移主要是线圈自己的寄生电容的大小的函数,并且由于线圈和 / 或环境效应任一者的变动引起的非常小的变化会造成相位偏移的大变化,在相位偏移的测量中产生不可接受的噪声。

[0062] 相应地,在本公开的一些实施例中,发射器 120 和 / 或接收器 124 的最低固有谐振频率可以高于要发射的磁场的意图的频率。在一些示例中,发射器 120 可以包括作为磁场发生器或变频器的线圈。从对称性考虑,该相同或相似线圈可以充当接收器 124 中的磁场传感器。在任一情况中,随着线圈的直径和匝(环)数减小,第一自谐振频率一般增大。因此,该限制是针对单环的线圈的,该环具有非常小的直径。然而,随着环的直径减小,环截取的磁通量以等于直径平方比的因子减小。类似地,环中的感应电压减小,导致来自充当接收器 124 中的磁场传感器的环的更小的信号。因此,对于直径减小存在实践限制。然而,在一些实施例中,自谐振频率中的额外增加可以通过在构造发射器 120/ 接收器 124 时使用传输线技术来实现。

[0063] 作为使用被设计用于在宽带宽上具有相对恒定的相位偏移的线圈的替代是在串并网络中增加外部电抗分量来解调单个频率处或小数目的离散频率处的相位偏移。该概念在各个频率的近似值在设计整个系统之前已知并且离散频率的数目小的情况下工作得最好。通过使用开关的或电机驱动的可调谐组件,相位偏移调谐可以是自动的并且是软件控制的。调谐到恒定相位偏移的优点在于,其在选择线圈的大小和形状时提供更多的自由度。使用较大的线圈会增大检测到的信号强度并且提供最佳地匹配正被采样的脑或其它身体部位的部分的场形状。

[0064] 在一个实施例中,参考图 2A,可以使用被屏蔽的传输线来构造具有高的自谐振频率和相关联的低于自谐振频率的稳定相位响应的单个环 250,被屏蔽的传输线诸如同轴电缆、印刷电路板上的嵌入带状线、双绞屏蔽线对、双轴电缆或三同轴电缆。环 250 可以用作或者发射器 120 中的磁场发生器或者接收器 124 中的磁场传感器。被屏蔽的传输线可以包括第一导体作为屏蔽物 251,屏蔽物 251 至少部分包围第二导体。第一导体或屏蔽物 251 可以接地或可以形成围绕第二导体的法拉第笼。第二导体可以提供响应于变化的磁场的输出信号,并且由于法拉第笼,第二导体可以被屏蔽不受外部静电效应影响并被屏蔽不受电容性耦合影响。例如,在一个实施例中,嵌入带状线的单个环 250 可以夹在印刷电路板中的两个接地板之间。多个通孔可以在两个接地板之间延伸,其中通孔之间的间隔由被发射和 /

或接收的电磁场的波长决定,并且通孔与这两个接地板一起形成围绕嵌入带状线环 250 的有效的静电或法拉第笼。在其它实施例中,具有外部屏蔽物的其它类型的传输线(诸如同轴电缆)可以使用以便形成法拉第笼并因此降低环 250 上的外部静电效应。

[0065] 在发射器 120 或接收器 124 的单环 250 的实施例中,由于单环 250 的感应特质,环 250 的电压可能不与环 250 的电流同相。在诊断系统 100 的初始化期间,可以检测和考虑该相位误差,如以下所述。然而,在单发射器环 250 的一些实施例中,并且参考图 2B,可以增加平衡变压器 254,以便消除校正该相位误差的需要。在又一些其它实施例中,并且参考图 2C,第二独立的更小的同心环 260 被用于感测发射的磁场和将代表发射的磁场的电流提供给 AD 转换器。第二同心的发射器环 260 在一些示例中可以与(例如,接收器 124 中的)对应接收器环相同大小,以便在它们之间具有比例信号和良好的一致性,而在其它示例中,接收器环可以大于第二同心的发射器环 260,以便对接收的磁场更为灵敏。在具有第二同心的发射器环 260 的那些发射器 120 中,并且参考图 2D,平衡变压器 264 可以同样地用在第二同心环 260 上,以便平衡感测到的电压和电流。并且,对于单匝的接收器环 250,可以同样地增加平衡变压器 254 以便也平衡其性能,这与针对图 2B 中的发射器电缆示出的类似。

[0066] 现在参考图 2E,在另一实施例中,传输线概念可以从建立单环、单端设备延伸到建立双环 270,双环 270 可以是双端的或“被平衡”,以用作接收器 124(或,对称地,以用作被平衡的发射器 120)。在图 2E 中,四个导电(例如,铜)层 271,272,273,274 可以形成在印刷电路板上,如图所示,其中当四个导电层 271,272,273,274 垂直堆叠时,三个介电材料层(在图 2E 中未示出)耦接在四个导电层 271,272,273,274 之间。顶层和底层 271,274 可以接地并因此形成电屏蔽。并且,小的线状断层 271a,274a 可以存在于顶层和底层 271,274 两者中以使得接地板 271,274 不像额外的短路的线匝那样。在顶部和底部的接地层 271,274 之间,可以定位 + 环 273 和 - 环 272,其中两个环 272,273 的引线耦接到被平衡的放大器(在图 2E 中未示出)。在一些示例中,+ 环 273 和 - 环 272 可以是中心抽头的。两个环 272,273 的内部直径可以接近 1 英寸,并且可以略微大于两个接地板 271,274 中的圆形空隙的内部直径。在一些实施例中,介电材料的厚度和介电常数、形成环 272,273 的导电材料的宽度和厚度、接地板 271,274 的间隔等可以选择,以使得双环 270 具有大约 50ohm 的阻抗以便匹配将与其耦接的传输线。以这种方式,在一些示例中,双环结构 270 的自谐振频率可以在 200MHz 以上。

[0067] 还是参考图 2E,对于用作接收器 124 中的磁场传感器的双环 270,由于两个环 272,273 耦接到的差分放大器的共模抑制,从由于环境 EMI 源或附近导体或磁材料的移动引起的磁场中的环境变化耦合到系统 100 中的外部噪声可以减小。当环 272,273 用作接收器 124 时让差分放大器耦接到环 272,273 因此可以允许环 272,273 的直径减小,同时将输出信号电平保持在适合于传输到远程处理单元的电平(例如,对于其中一个或多个 AD 转换器不是直接位于头盔 106 内的那些系统)。在一些实施例中,放大器功率增益可以约为 40db。针对关心的功率电平提供 40db 增益的低成本宽带放大器已经容易以小型封装从多个供应商获得,其具有在 20MHz 到 200MHz 频率范围上可忽略的相位偏移变化。

[0068] 参考图 2F,如所建议的,用于被平衡的接收器 124 的双环 270 具有作为磁场发生发射器 120 的类似应用。用于构造发射器 120 的平衡方式可以由于双环的相反的卷绕方向而导致发射的磁场中的噪声的共模抵消,因此降低发射的磁场中的噪声,该噪声在其它情形

下可能由从环境因素的静电拾取或磁拾取而产生。

[0069] 还是参考图 2E 和 2F, 在一些实施例中, 两个环 272, 273 可以在不同平面中形成, 或者, 在其它实施例中, 两个环可以在相同平面中以同心的环形带状线轨迹形成 (因此减少了制造 PC 板所需的层数)。该同心设计可以用于发射器 120 和 / 或接收器 124。

[0070] 此外, 参考图 2A 至 2F 中任一者, 在其中模数转换不是在发射器 120 或接收器 124 附近完成的示例中, 向具有表面安装的电阻器的 PC 板增加电阻衰减器, 以便帮助减少传送模拟信号的电缆中发射器信号与接收器信号的交叉耦合, 这可以帮助增大相位测量准确度和稳定度。相对于大量分离的模块化衰减器, 板上衰减器可以导致实质的尺寸和成本缩减。此外, 还是继续其中模数转换不是在发射器 120 或接收器 124 附近完成的示例, 还是参考图 2A 至 2F 中任一个, 可以提供一个或多个放大器来放大来自发射器 120 和 / 或接收器 124 的信号, 以便减小信号通过电缆到外部模数转换器 122, 126 的衰减。还是继续其中模数转换不是在发射器 120 或接收器 124 附近完成的示例, 发射器和接收器上的电压可以与相应发射器和接收器上的电流同相, 因为图 2E 和 2F 中示出的“被平衡的”发射器和接收器终接 50ohm 特征阻抗的同轴线。

[0071] 现在参考图 3, 可替代的设计可以将放大器 256 包括在与环 250 相同印刷电路板上。在与环 250 (其例如用作接收器 124) 相同印刷电路板上包括放大器 256 可以有助于增大信噪比, 这对于其中模数转换是远离头盔 106 完成的实施例特别有用。放大器 256 也可以用于其中信号的模数转换在环 250 附近完成的实施例中。如以上提及的, 平衡变压器 (在图 3 中未示出) 也可以包括在环 250 和放大器 256 之间的印刷电路板上, 这可以有助于使得线圈工作在“平衡”模式。在平衡模式中, 电容性耦合的电磁干扰拾取或移动在信号电平中引入的波动可以被减少或消除, 因为它们通常相等地耦接到被平衡的差分信号的正极和负极引线。

[0072] 初始化: 空气扫描以去除固定相位误差

[0073] 如以上所建议的, 在一些示例中, 诊断系统 100 可以被初始化以便个别地校准发射器 120, 个别地校准接收器 124, 相互和利用其它关联的电子器件校准发射器 120 和接收器 124, 等等。例如, 从发射器 120 和接收器 124 开始的信号路径中的引线长度和放大器时间延迟的变化可以在初始化期间被检测并且在信号处理期间被从信号去除, 以便防止数据中的固定偏移误差。此外, 单匝环 250 中的 (测得的) 电压和电流之间的任何相位偏移都可以被检测到。

[0074] 在一个实施例中, 初始化可以是“空气扫描”, 其中 (一个或多个) 发射器 120 和 (一个或多个) 接收器 124 被定位为两者之间只有空气, (一个或多个) 发射器 120 和 (一个或多个) 接收器 124 被靠近地定位为像它们被定位在一般患者的头上时它们会相隔那么远那样。一旦这样间隔开, 针对不同频率收集相位偏移数据 (因为误差可能在不同频率间是恒定的或变化的), 并且所收集的空气扫描值可以随后在信号处理期间被用于校正系统 100 的任何相位偏移误差 (例如通过从在系统 100 的操作期间获得的值中减去它们)。初始化可以当 AD 转换器 122, 126 在与发射器 120 和接收器 124 靠近的头盔 106 中时完成, 当 AD 转换器 122, 126 在头盔 106 外部时完成, 等等。

[0075] 驱动信号和采样信号的生成

[0076] 如以上提及的, 诊断系统 100 针对多个频率处的发射的时变磁场收集相位偏移数

据,因为由各种组织类型和身体液体引起的相位偏移会随着频率变化。图 1 中示出的诊断系统 100 在处理单元 104 中提供灵活的频率合成器 100,但是在其它实施例中,频率合成器 110 可以设置在例如头盔 106 中。在一些示例中,该频率合成器 110 在大约 20MHz 到 200MHz 的范围(或可替代地大约 20MHz 到 300MHz 或大约 10MHz 到 300MHz 或任意数目的其它适合的范围)上可以具有最小 1MHz 的分辨率。标准数字锁相环技术可以用于从单个稳定的晶体控制时钟振荡器获得可选择的频率。如上所述,合成器 110 的数字部分可以实现在处理单元 104 中的一个 FPGA110 中。合成器 110 可以产生用于生成发射器 120 中的磁场的基本方波时钟信号以及采样信号。在一些实施例中,采样信号在频率上可以与生成磁场的信号略微偏移(例如 10KHz)。在一些实施例中,用于生成磁场的方波信号可以被放大以校正其电平并且也可以被滤波以消除更高阶的谐波并实现一个或多个基频处的低失真正弦波。

[0077] 在其它情况中,诸如时域数据的 FFT 处理的频域技术被用于计算相位,突出基频的谐波会是有利的。对于这些实施例,可以在基本频率合成器之后增加附加的电路来使得方波或脉冲波形的上升时间或下降时间快得多,从而增大更高阶谐波的相对幅度和数目。如之前提及的,该实施例允许利用单个 RF 突发产生频率“梳”,并且使用傅里叶技术对从发射器和检测器捕获的时域数据的处理针对“梳”中的每个频率产生经同时的时间校正的相位差数据集。该对来自多个频率的相位数据的同时捕获可以对从将移动伪影或其它效应分离有关患者的脑液体的期望信息产生显著优势,其中,在每个频率的相位数据被测量多次的情况下,所述移动伪影或其它效应会影响频率的个别扫描。在此情况下在不同时间对每个频率进行采样引入可能难以检测或去除的噪声。

[0078] 由于用于产生磁场的信号通常是周期性的,可能没有必要使用比那个信号的频率大许多倍的采样频率来从波形的单个周期捕获相位信息,而是在一些示例中可以采用欠采样技术。欠采样与现代无线电装置中使用的外差技术类似,其中,音频或视频信号解调和放大器增益的大部分在电子设备的低得多的中频阶段(IF)中执行。实际上,欠采样允许系统收集较长时间段上的相同或类似数目的采样点,而不扰乱信号的相位信息。

[0079] 使用欠采样可以消除对高速 AD 转换器的需要(高速 AD 转换器是昂贵的并且可能涉及许多不同的线路连接),否则,会需要高速 AD 转换器来从波形的单个周期捕获足够的相位样本来准确地测量相位角。如果可以使用较低速度的 AD 转换器,则其在商业上和物理上可以实际地将 AD 转换器 122,126 定位在发射器 120 和接收器 124 环 250,270 附近,如以上所述。

[0080] 因此,在一些实施例中,发射的磁场信号和接收的磁场信号之一或两者都可以被欠采样(例如,每个周期一个样本或更少)并且因此可以使用在比一个周期长得多的时间间隔上取得的样本来捕获波形的平均记录。为了实现欠采样,可以从公共时钟信号得出发射信号和采样信号,其中采样信号准确地偏移发射信号频率(或次谐波频率)一少量。如果偏移是例如偏移发射信号的一次谐波频率 10KHz,则 100 微秒的时段之后的结果将是具有 $f/10000$ 个个别的样本的重复的发射波形的一个周期的有效画面。对于 100MHz 的发射信号频率和采样频率 10.010MHz,发射波形的单个周期的 10,000 个欠采样个别样本以 $360/10000$ 或 .036 度的分辨率间隔。作为欠采样的一个替代,也可以采用在 AD 转换器 122,126 之前使用标准非线性混合技术的频率转换。

[0081] 在其它示例中,磁场发生器信号的频率和采样信号的频率可以以其它方式相关,

以下参考频域信号处理技术描述一个示例。在又一些其它示例中,采样频率可以相对恒定(例如,210MHz,同时发生频率可以在宽范围上变化)。

[0082] 发射的模拟信号和接收的模拟信号到数字数据的转换

[0083] 在一些实施例中,可以使用模拟信号处理技术来执行发射信号与接收信号之间的电子相位偏移测量,而在其它示例中,可以在通过一个或多个 AD 转换器 122,126 将模拟数据转换成数字数据之后执行相位偏移测量,如以上所述。数字波形于是可以被处理来获取相关的相位偏移信息。处理数字数据而不是模拟数据可以辅助对波形的许多周期的采样和平均以便例如降低随机噪声的效应,以及利用适当的技术,甚至降低诸如 60Hz 附近的频率处的 AC 线拾取之类的非随机周期性噪声。此外,在降低波形中的噪声之后,存在可以用来使用数字信号处理获取准确相位测量的许多方法,诸如相关。

[0084] 在本文中描述的诊断系统 100 的一些示例中,发射的信号和接收的信号两者的 AD 转换都被尽量可行地在磁场的产生和 / 或检测时被执行。例如,AD 转换可以由位于与包含发射器 120 和接收器 124 的印刷电路成整体处的微型单片单芯片 AD 转换器 122,126 在头盔 106 中执行。在一个示例中,用于发射器 120 的 AD 转换器 122 例如可以对跨发射器 120 的被平衡的输出的电压进行差分采样。用于接收器 124 的 AD 转换器 126 可以例如定位在耦接到接收器 124 的宽带宽信号放大器的输出处。通过将 AD 转换器 122,126 定位在头盔 106 上而不是在远程处理单元 104 中(然而,在本文描述的其它实施例中,可以这样做),有可能降低或消除与运载模拟信号到 AD 转换器 122,126 的电缆上的移动、弯曲或环境变化相关联的相位偏移的影响。可以减少或消除的其它误差源包括与由终接处的小的阻抗失配引起的与电缆长度有关的驻波谐振以及在产生由于波形失真引起的相位误差的互连电缆上的发射信号与接收信号之间的交叉耦合,为了在其中 AD 转换器 122,126 位于发射器 120 和接收器 124 附近的实施例中实现类似的优点,在一些实施例中,单根电缆可以用于将采样信号带到处理单元 104 中的发射器和接收器 AD 转换器 122,126,和 / 或高质量的半刚性电缆可以用在两个 AD 转换器 122,126 之间。

[0085] 总体操作和流水线

[0086] 还是参考图 1,针对发射的磁场和接收的磁场两者捕获波形数据(在一些实施例中其可以是欠采样的),并且捕获的波形可以至少部分地被实时(或基本实时地)处理。如本文中所描述的,一个 FPGA112 可以在许多周期上针对两个波形的每个对数据进行平均,以降低噪声。另一个 FPGA114 随后可以使用相关技术来使用经平均的波形数据执行相位偏移测量。在一些实施例中,流水线技术可以用于加速数据吞吐量,以用于多个频率样本上的相位数据的收集。发射器 120 可以产生第一期望频率的时变磁场,并且必要数目的波形平均可以被波形平均器 FPGA112 在该第一频率处执行。

[0087] 在平均器 FPGA112 收集并平均来自发射器 120 和接收器 124 的所有样本数据点之后,其可以将它们传送到相位偏移测量 FPGA114。在一些实施例中,在诊断患者中的液体变化中仅使用单个发射频率,但是在其它实施例中,可以产生在期望频谱范围内的多个不同发射频率并收集对应的数据。在利用多个发射频率的那些实施例中,可以在相位偏移测量 FPGA114 中进行针对第一发射频率的相位确定(使用在第一发射频率期间获得的数据)而频率合成器 FPGA110 使得发射器 120 产生具有频谱扫描的第二期望频率的磁场,并且来自第二发射频率的波形数据被波形平均器 FPGA112 平均(因此,流水线)。在其它实施例中,

针对一个发射频率的波形平均可以与第二频率的多个样本的记录基本同时地发生。总地，可以使用许多不同类型的流水线（例如，基本同时地执行信号发生、获取和数据处理中的两者或更多）。然而，在其它实施例中，可以存在任何流水线，并且诊断系统 100 可以在进行到第二发射频率之前，发射、收集、平均和处理与单个发射频率有关的所有数据。

[0088] 不论是否使用流水线，使用不同发射频率的处理都可以利用期望的频谱频率扫描针对任意数目的发射频率而重复，并且也可以针对在频谱扫描内的一个或多个频率重复。在一些示例中，针对每个频率计算出的相位偏移可以直接从相位偏移测量 FPGA114 传送到膝上型计算机 102。

[0089] 信号处理 - 平均

[0090] 由于发射器 120 和接收器 124 的相对小的尺寸，以及发射的磁场的相对低的功率（其是低功率的，这是因为需要保护患者不过度暴露于 RF 辐射以及需要最小化来自系统 100 的电磁场发射等），在发射器 120 处和 / 或在接收器 124 处测得的磁场相对于相对小的幅度具有相对大数量的噪声。噪声可以包括放大器的输入热噪声、来自 EMI 拾取的背景噪声，等等。在一些实施例中，噪声可以对相位偏移测量相对于实际的相位偏移贡献重要的部分。例如，1mV 的液体变化可以对应于 .3 度相位偏移，因此，如果发射信号和接收信号中的噪声是预期相位偏移的主要部分或甚至超过其，则噪声可以使得数据不可接受。

[0091] 为了降低噪声，本文中描述的诊断系统 100 在一些实施例中可以对发射的和接收的磁场的许多周期进行采样（例如 10,000 个样本的许多倍，诸如 32,000 个样本），并且可以平均这各个样本以便实质上降低随机噪声。在一些示例中，总的采样时间间隔可以延长为大约为一个 60Hz AC 电力周期的近似整数倍，以便降低与 60Hz 有关的电磁干扰拾取的影响。如以下所述，这些波形可以通过任何适当的平均技术（包括在时域将它们相乘）以及其它频域平均技术被平均。

[0092] 现在参考图 4，示出波形平均器 FPGA112 的简化逻辑图的一个实施例 300。当然，在其它实施例中，可以采用定制电路来平均数据，该定制电路可以位于头盔 106 中、处理单元 104 中、膝上型计算机 102 中或其它适当位置中。然而，图 4 图示出在波形平均器 FPGA112 可以实现的逻辑的一个示例，该逻辑用于在发射的波形样本被 AD 转换器数字化之后平均发射的波形样本。类似的逻辑 300 可以用于在接收到的波形样本被数字化之后平均接收的波形样本。波形平均器 FPGA112 的输入可以是来自 AD 转换器的低压差分信令 (LVDS) 类型的格式，以便减少 AD 转换器和波形平均器 FPGA112 之间所需的布线。以 LVDS 格式，表示单波形数据点的数字数据的每个字首先可以通过以下所述的去串化逻辑被从串行数据转换为并行数据。

[0093] 图 4 中示出的逻辑包括同步的串进并出移位寄存器 301，其用来自 AD 转换器的数据传送时钟计时。并行数据字随后被传送到存储器缓冲器 302，存储器缓冲器 302 具有足够的容量来处理构造所发射的波形的一个完整周期所需的最大数目的各个波形样本。加法器 303 可以用于当数据字退出寄存器 301 时或在存储器缓冲器 302 被填满之后累加存储器缓冲器 302 中的全部波形样本的和。每个波形和的存储位置可以具有能够容纳对于该和预期的最大数而没有上溢的按比特的字大小。例如，12 比特分辨率 AD 转换器和 4096 波形和需要 24 比特存储字大小。在累加用于发射的信号样本的波形存储器中的预期数目的波形的和（以及分别地，接收器信号样本在波形平均器中被类似地相加）之后，两个波形的存储

内容被串行地传送到相位偏移测量 FPGA114。在一些示例中,可能没有被必要除以被平均的波形的数目,因为,在下一处理步骤中,仅被平均的波形中的数据点的相对大小会是相关的。因此,还可以从每一个被平均的波形数据点中删除适当数目的最低有效位而不会对整体相位偏移确定的准确度产生显著影响。

[0094] 信号处理 - 确定相位偏移

[0095] 现在参考图 5,相位偏移测量 FPGA114 还可以包含两个循环移位寄存器 401,402、乘法器 403 和加法器 404。还可以包括被配置为计算各个发射和接收平均波形数据点与这两个波形之间的可调节相位偏移的乘积的和的逻辑。FPGA 可以用于找到其中乘积的和最接近零并且乘积的和相对相位偏移的斜率也为负的相位偏移。

[0096] 考虑具有频率 f 和相位偏移 ϕ 的两个正弦波的乘积的以下三角等式

$$[0097] \quad \sin u \sin v = 1/2[\cos(u-v) - \cos(u+v)] \quad (\text{等式 1})$$

$$[0098] \quad = 1/2[\cos(\phi) - \cos(2\pi(2f)t + (\phi))] \quad (\text{等式 2})$$

[0099] 其中, $u = 2\pi ft + \phi$ $v = 2\pi ft$

[0100] 乘积的第一项是仅依赖于相位偏移的 DC 项。第二项是在原始频率的一个完整周期上平均成零的频率的两倍处的另一正弦波。注意,当相位角 (ϕ) 是 $+90^\circ$ 或 -90° 时,第一项(余弦波)也是零。并且,乘积相对于相位角变化的斜率 $d(\sin u \sin v)/d\phi$ 对于 $\phi = +90^\circ$ 是负的,对于 $\phi = -90^\circ$ 是正的。

[0101] 通过迭代, FPGA 可以确定其中发射波和接收波最接近 $+90^\circ$ 相位偏移时的 n_{offset} 的值。对于 n_{offset} 样本的偏移以及一个完整 360° 波形的 n_t 样本,随后使用以下等式来计算相位偏移

$$[0102] \quad \text{相位偏移} = 90^\circ + (n_{\text{offset}}/n_t) * 360^\circ \quad (\text{等式 3})$$

[0103] 确定的分辨率可以限制于样本的数目(分辨率 = $360^\circ / n_t$)。如果该分辨率对于测量所需精度是不够的,则插值可以用于找到 n_{offset} 的分数值,其中乘积项的和正好通过零。

[0104] 用于相位偏移测量的频域信号处理方法

[0105] 如以上所述(参见例如有关平均波形并将其乘在一起来获取相位偏移数据的部分),对来自发射器 120 和接收器 124 的测得的和数字化的磁场轨迹的信号处理可以在时域进行。然而,在其它实施例中,可以使用例如快速傅里叶变换(FFT)在频域中处理信号。

[0106] 在傅里叶频域分析的一个实施例中,来自发射器 120 和接收器 124 的信号例如以大约 200MHz 采样率被数字化,具有相对高的分辨率(例如,14 比特)。AD 转换器和数据捕获电子器件可以被包括在相对小的印刷电路组装封装中。捕获的数据可以经由高速 USB 串行链路被传送到膝上型计算机 102。时域处理于是可以用膝上型计算机 102 上的频域处理替代来计算波形之间的相位偏移。

[0107] 一旦数据在膝上型计算机 102 上,可以计算发射器和接收器时域波形的每个的 FFT(然而,在其它实施例中,可以由在 AD 转换器附近的 FPGA 或其它处理器计算 FFT。)所产生的表示电阻式和电抗式频域数据的实部和虚部解于是可以被从笛卡尔坐标转换成极坐标,从而产生波形的大小和相位的频域曲线。每个波形的相位可以从所关心的频率的频域相位曲线获得。如果基频超标度,则可以使用采样频率与发射的波场频率之间的不同频率。例如,当发射的波场频率在该范围内时,210MHz 的采样频率产生频率范围在 0 到 105MHz

的 FFT, 而基频用于相位偏移测量。如果发射的波场频率在该范围的更高端, 例如, 105MHz 到 315MHz, 则使用不同频率。

[0108] 在计算发射波场信号和接收波场信号两者的 FFT 之后, 则根据从变换后的发射器和接收器波形获得的相位值的差可以计算出所关心的特定频率的相位偏移。注意, 当计算该偏移时, 会需要各种频率区域中的相位信息的一些符号反转。

[0109] 为了允许为来自发射器 120 和接收器 124 的样本计算 FFT, 可以确定用于采样波形和发射波形的频率以便允许相干采样使得发射波形和接收波形两者都包含重复的波形的整数个完整的时间周期, 并且为波形而收集的样本数是 2 的偶数冥。一种实现相干采样的方法是选择发射器和接收器采样频率使得 $\text{prime}_1/f_{\text{transmit}} = \text{prime}_2/f_{\text{receive}}$ 。素数 prime_1 和 prime_2 , 以及样本数在一些实施例中可以非常大, 从而减小对于信号频率的可允许值之间的间隔 (例如, 调谐分辨率可以约为 1Hz)。这可以通过使用数字频率合成技术诸如通过组合稳定的频率源和整数频率乘法器、整数频率除法器 and 锁相环的适当组合来实现。

[0110] 利用相干采样, 相位计算的理论准确度可以仅由时域波形的样本数和 AD 转换器的数字分辨率限制。DC 噪声和低频噪声源诸如 $1/f$ 噪声可以通过频域处理技术被根本地抑制。使用相干采样还降低了谐波和交调乘积频率分量将位于用于计算相位的所关心的频率的顶上的可能性。并且, 使用 FFT 频域方案来确定相位可以提供有关所测量的发射磁场和接收磁场的大小或幅度的信息。大小值之比可以用于确定发射磁场的衰减, 这可以用对数 dB 功率比单位表示。

[0111] 时域中的可替代信号处理

[0112] 作为时域中的一种另外的可替代信号处理技术, 可以经由一个或多个相对低成本的模拟相位检测器或通过测量发射波场信号和接收波场信号的过零点之间的时间延迟来进行相位偏移测量。例如, 集成的相位检测电路可以包括通过对发射波场和接收波场的正弦波进行限幅而将所述正弦波转换成方波的放大器 (具有格外高的增益), 随后使用模拟异或 OR (XOR) 门电路将来自发射器的限幅后波 / 方波与来自接收器的限幅后波 / 方波比较, 其中由 XOR 门电路提供的脉冲宽度指示发射磁场与接收磁场之间的相位偏移。

[0113] 由于移动引起的相位测量误差的降低

[0114] 在对相位测量误差有贡献的所有因子中, 许多与移动 - 患者的移动、发射器 120 的移动、接收器 124 的移动、连接或传输电缆的弯曲等有关。例如, 患者和发射器 120/ 接收器 124 之间的相对移动导致磁场线穿过患者头时磁场线的路径长度和位置变化。在发射器 120 附近和 / 或在接收器 124 附近移动的导电对象或磁对象也可以改变磁场线从发射器 120 传递到接收器 124 时磁场线的形状。

[0115] 在一些实施例中, 可以部署用于降低可对患者移动有贡献的伪影的方法。这些算法可以例如检测跨所关心的频谱 (例如, 从大约 30MHz 到 300MHz 或大约 20MHz 到 200MHz) 的差分相位偏移数据的统计变化, 这些变化不可能是生物变化的结果, 这由它们的变化速率或其它特征确定。该取阈值型方法因此可以用于消除被真实生物变化之外的手段损坏的数据。

[0116] 作为另一示例, 通过检查从 FFT 处理的大小部分获得的衰减数据在频谱上的变化方式可以在算法中利用它来辅助相位偏移数据中的移动伪影的检测和校正。

[0117] 作为另一示例, 电子加速度计可以另外地或可替代地用于检测发射器 120、接收器

124、患者或传输电缆中的一个或多个的移动。在一些示例中，加速度计可以耦接到与发射器或接收器相同的印刷电路板（例如，使用 MEMS 型加速度计）。

[0118] 除了检测在阈值水平以上的任何移动之外，可以针对相对差检查发射器 / 接收器加速度计数据和患者加速度计数据之间的关系。例如，在患者和发射器 / 接收器两者中感测到的小的幅度变化可以是无关紧要的。有些患者移动几乎总是存在（因为例如甚至昏迷病人呼吸）。然而，较大的或不相关的加速计读数可以用于触发数据排除或校正。因为在患者附近的完全独立的物体的分别的移动也会在数据中呈现移动伪影，于是可能仍需要基于相位数据的统计分析的一些类型的移动检测和校正。

[0119] 用于警告治疗师的医疗诊断方法。

[0120] 本文中所述的系统 100 可以用于测量由例如患者头中的液体含量（“颅内液体”）的变化引起的相位偏移的变化。方法可以用于分析相位数据并关于液体变化是否表示令治疗师用户不安的组织变化进行判断。当患者首次到达医院时，可以记录一个或多个频率处的从位于患者的头一侧上的发射器 120 发射的磁场与位于患者头上的另一侧上的接收器 124 处接收的磁场之间的相位偏移的基线读数。随后，在后续扫描期间发生的测得的相位偏移中的任何显著变化都能够被治疗师追踪和进行趋势分析以帮助了解患者的临床情况，并且某些阈值、模式或趋势会触发报警。许多方法可以被采用和优化来向治疗师提供最有用的液体变化信息。例如，如果相位偏移大于某一度数，则系统可以发出报警来警告治疗师患者可能有临床上显著的出血或水肿。对于一些情况，向治疗师报警相位偏移的变化速率是否超过阈值会是有益的。

[0121] 不同频率处的相位偏移可以随着不同液体变化而变化，例如如美国专利 No. 7, 638, 341 所述，该专利通过引用被全部结合于此以用于所述目的。相位偏移的某些模式可以与某些临床情况相关。例如，一个频率处的相位角的增大伴随着不同频率处的同时的减小证实诸如出血或水肿之类的情况。使用不同频率处的相位偏移之比可以提供有关液体的类型以及它们如何变化有关的信息。例如，第一频率处的相位偏移与第二频率处的相位偏移之比可以用于评估血液含量或将水肿与出血或其它液体变化区分的良好参数。例如，盐的相位偏移频率响应可以不同于血的相位偏移频率响应，因此允许治疗师分别地识别患者的脑腔中的血液和盐含量的变化。水量的变化在某些实例中对相位偏移具有相对很小的影响，但是离子溶液中的电解质浓度可能具有更显著的影响。

[0122] 相位偏移模式也可以是依赖时间的。假定的临床情况可以用某一时段的相位偏移的增大、然后稳定以及在另一时段之后返回基线来表征。诸如患者动作像起床、吃东西、抽血或跟来访者谈话之类的噪声因素会引起相位偏移读数从基线的改变。临床上有意义的液体变化可以通过检查与不同活动相关联的模式而与噪声区别。

[0123] 使用各种频率处的相位偏移数据的组合、那些相位偏移的比或其它函数和 / 或基于时间的方法在各个实施例中都可以被组合或优化来向治疗师提供有关组织和 / 或液体变化的一系列有用信息。治疗师于是可以通过使用诸如医学成像之类的更具体的诊断技术诊断临床问题来对组织变化进行响应。

[0124] 在一些情况中，治疗方法可以响应于液体和 / 或组织变化信息而改变，例如，本文中所描述的诊断系统可以监视注射了血液稀释剂以溶解大脑动脉中的凝块的患者的液体变化。如果系统检测到颅内出血，可以减少或停止血液稀释剂来帮助处理该出血，或者执行

其它干预诸如血管外科手术来停止该出血。作为另一示例,开始经历大脑水肿的患者可以经受医学干预来控制或减少水肿,或可以经受外科程序来排出液体或甚至偏侧颅骨切除术来减少由于水肿引起的大脑内的压力。

[0125] 在有些情况中,治疗师可以通过检查从诊断系统有效反馈的内容,使用液体变化信息来管理药物剂量。例如,如果使用利尿剂通过从脑抽出水来降低大脑内部的压力,则进行治疗的治疗师可以使用本文中所描述的诊断系统来接收有关患者的脑水响应于药物如何变化的反馈。

[0126] 类似地,当剂量是响应于来自本文中描述的诊断系统的反馈来控制的时,用于血压管理的药物、电解质浓度和其它参数可以被更有效地管理。例如,大脑钠浓度可以使用静脉内高渗或低渗盐溶液来控制。离子浓度的变化可以被检测为一个或多个频率处的相位角的偏移或相位角的偏移的某种函数。这样的信息都可以用作医师更好地管理患者的反馈。

[0127] 尽管已经为了说明的目的在本文中描述了本公开的具体实施例,但是可以在不偏离本公开的精神和范围的情况下进行各种修改。例如,尽管本申请包括监视人脑中的液体变化的若干示例作为本文中所描述的系统和方法的一种潜在应用,但是本公开在许多其它应用中找到广泛的应用,包括监视人身体的其它区域(例如手臂、腿、肺等)中的液体变化,监视其它动物(例如羊、猪、牛等)中的液体变化,以及其它医疗诊断设置。手臂中的液体变化例如可以通过让手臂被包括发射器和接收器的绷带卷绕来检测。

[0128] 其中可以使用本文中所描述的系统和方法的其它医疗诊断设置的若干示例包括确定人身体的给定区域中的特定液体、组织(例如,肌肉、脂肪、实质脏器等)或其它固体物质(例如肿瘤)的绝对比例,确定物体的相对介电常数和/或相对渗透率,等等。更多的临床应用包括各种监视和诊断使用,包括内出血检测,不同类型的液体之间的区分(例如血液、细胞外液、细胞内液等),评估水肿包括大脑水肿以及淋巴水肿以及由诸如充血性心力衰竭之类的条件引起的肺部液体积聚。所有这些应用以及更多的应用可以通过本文中所描述的各种实施例来解决。因此,权利要求的范围不限于本文中给出的具体示例。

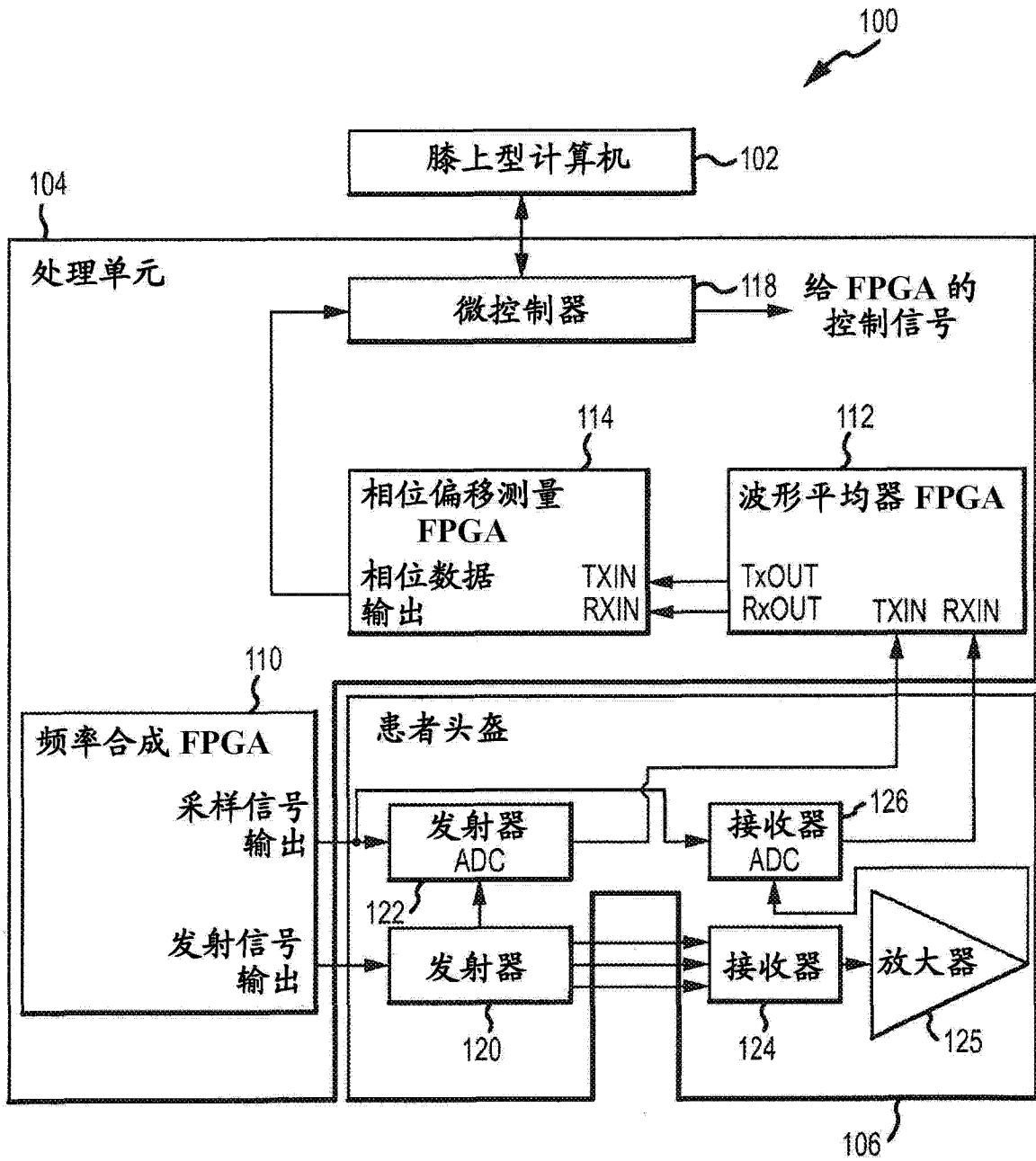


图 1

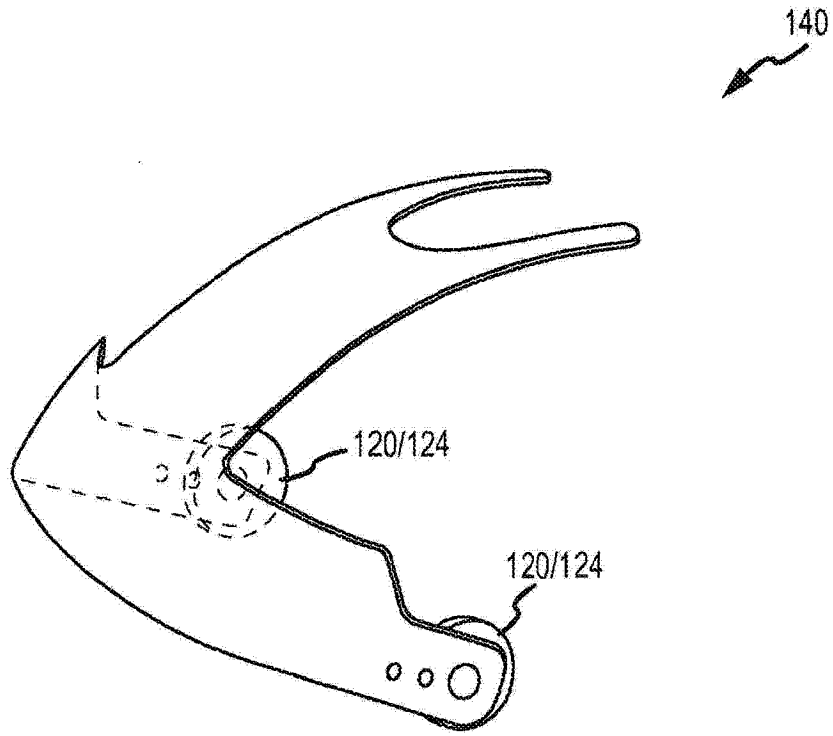


图 1A

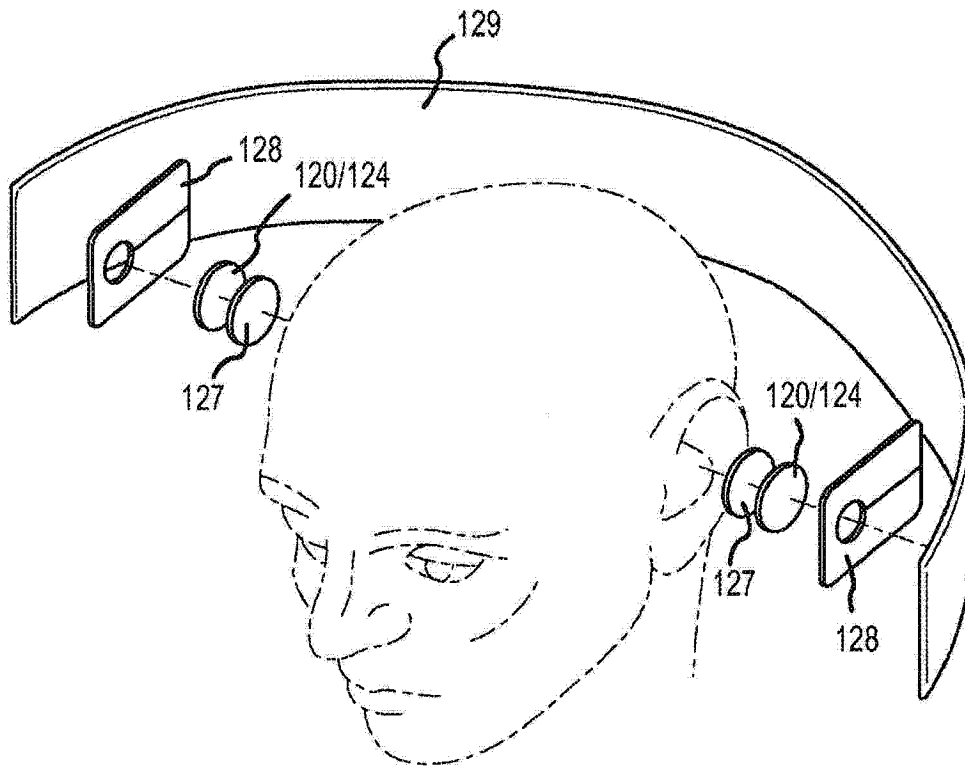


图 1B

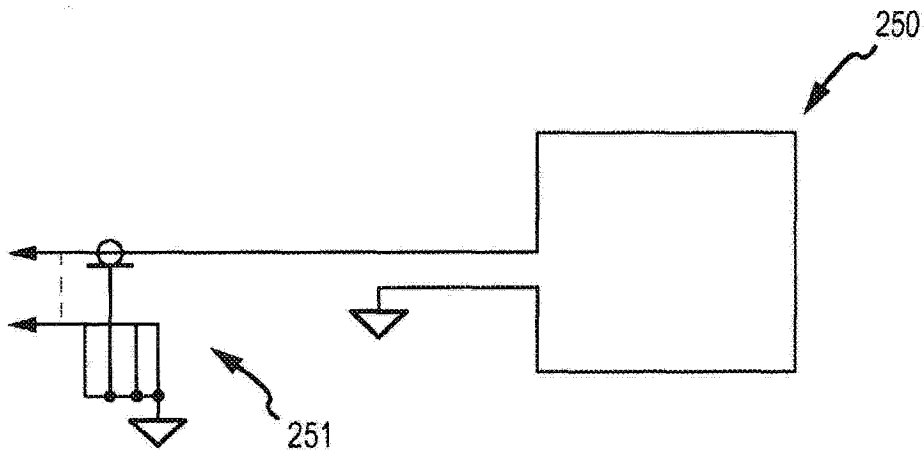


图 2A

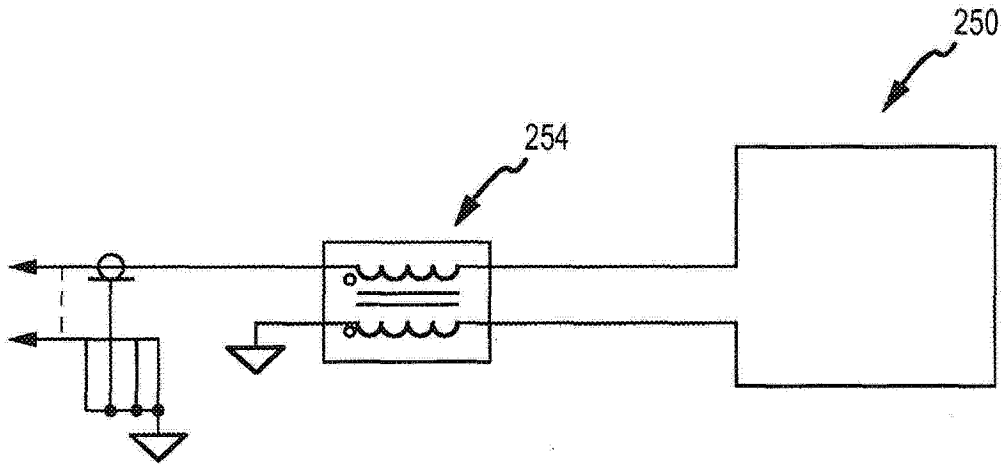


图 2B

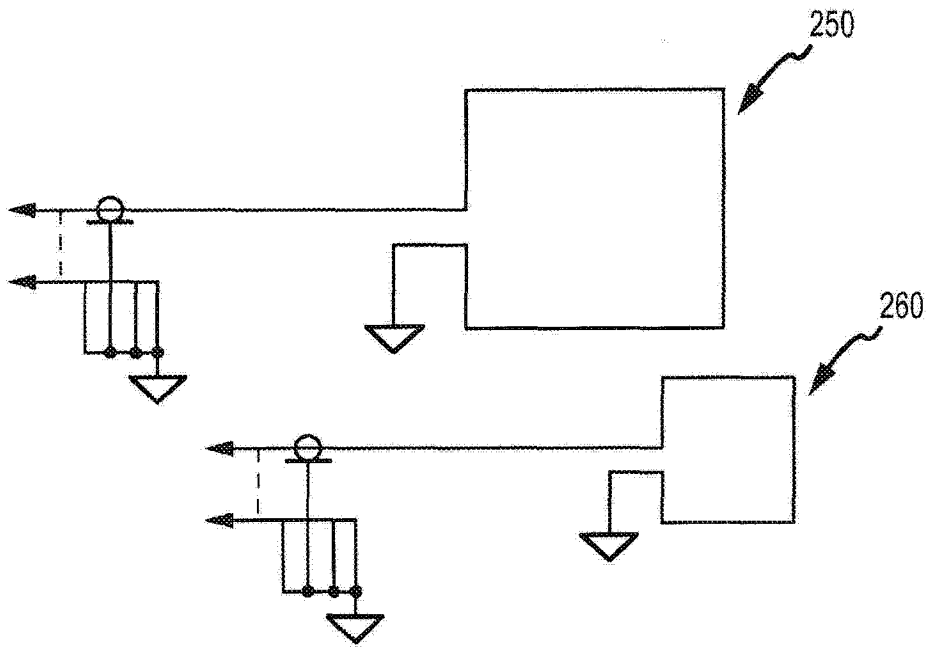


图 2C

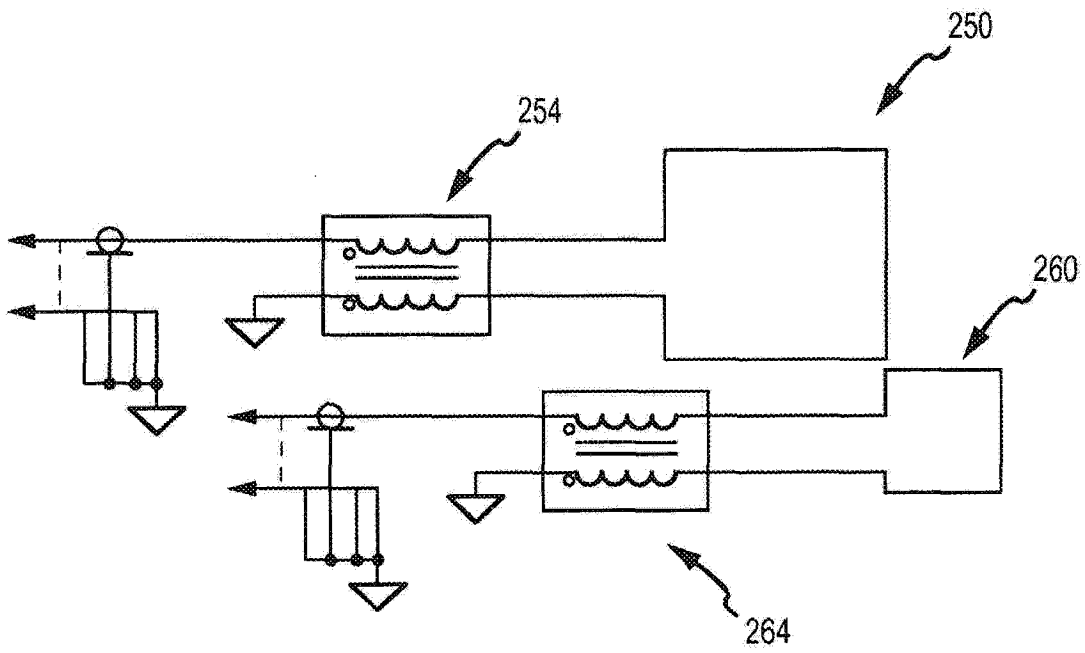


图 2D

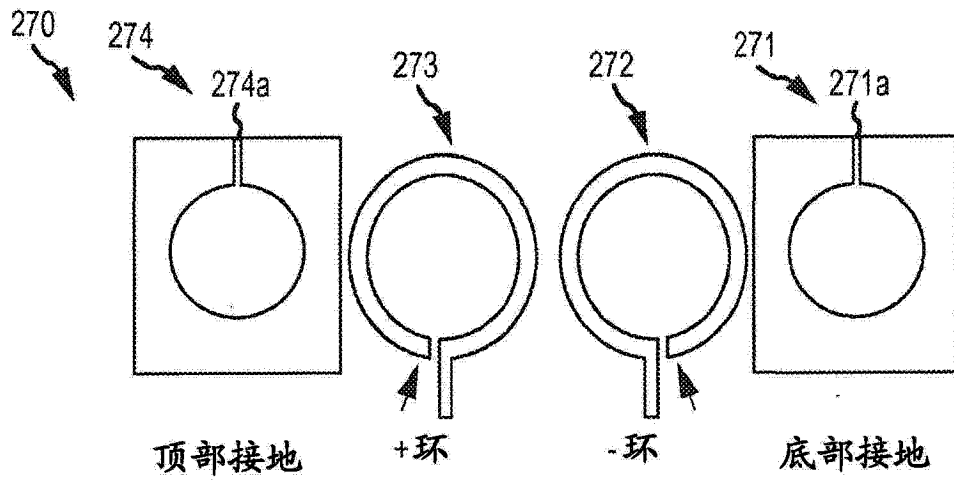


图 2E

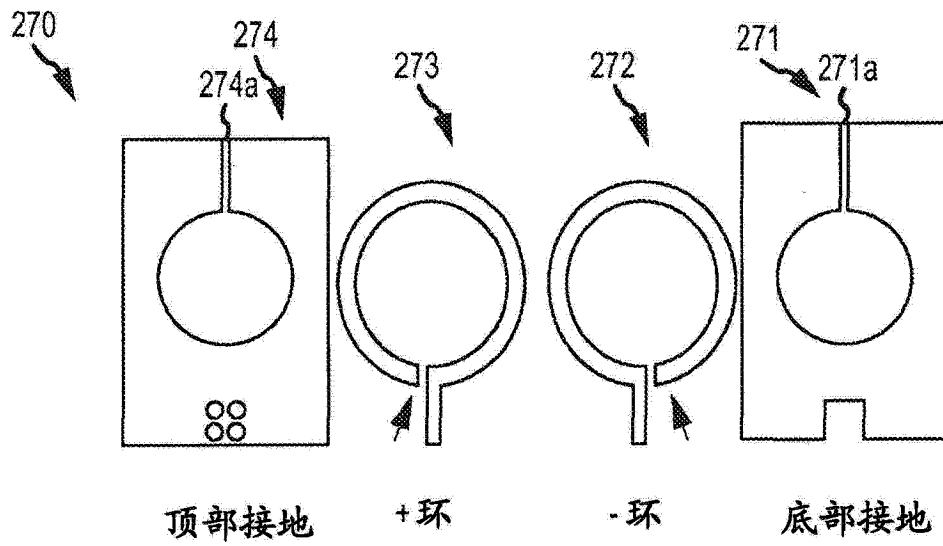


图 2F

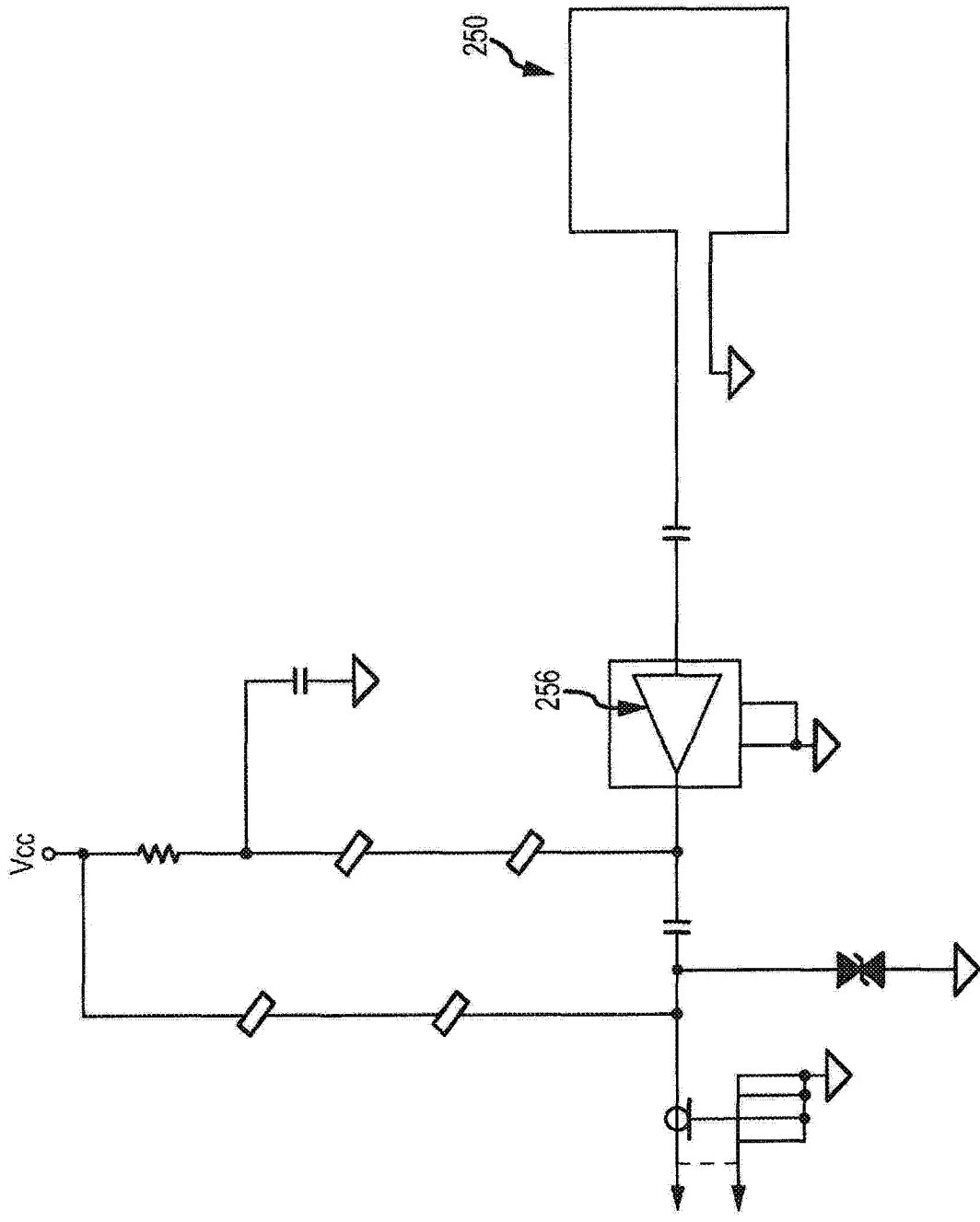


图 3

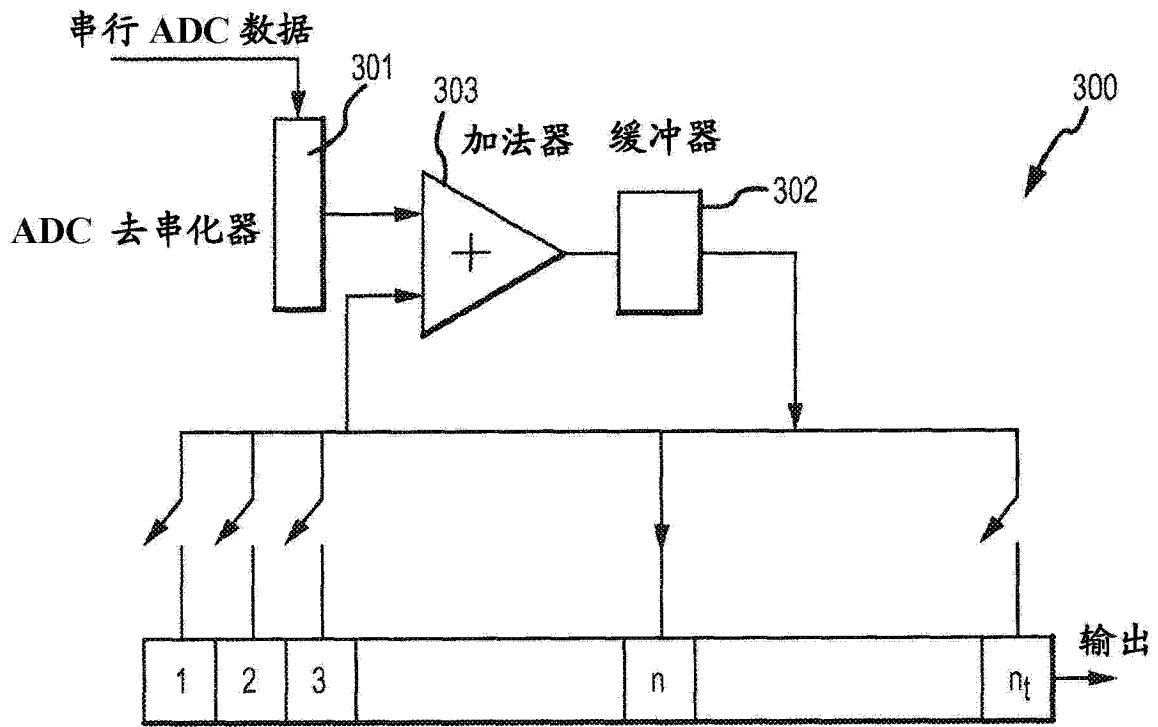


图 4

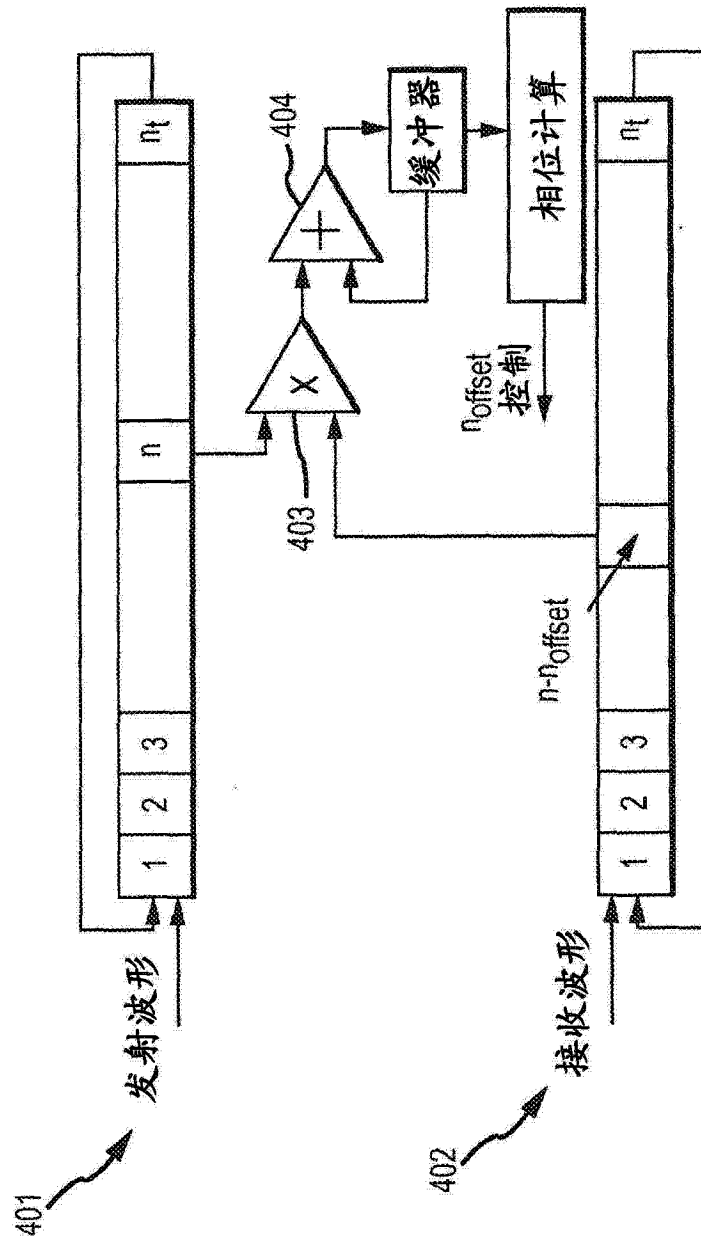


图 5

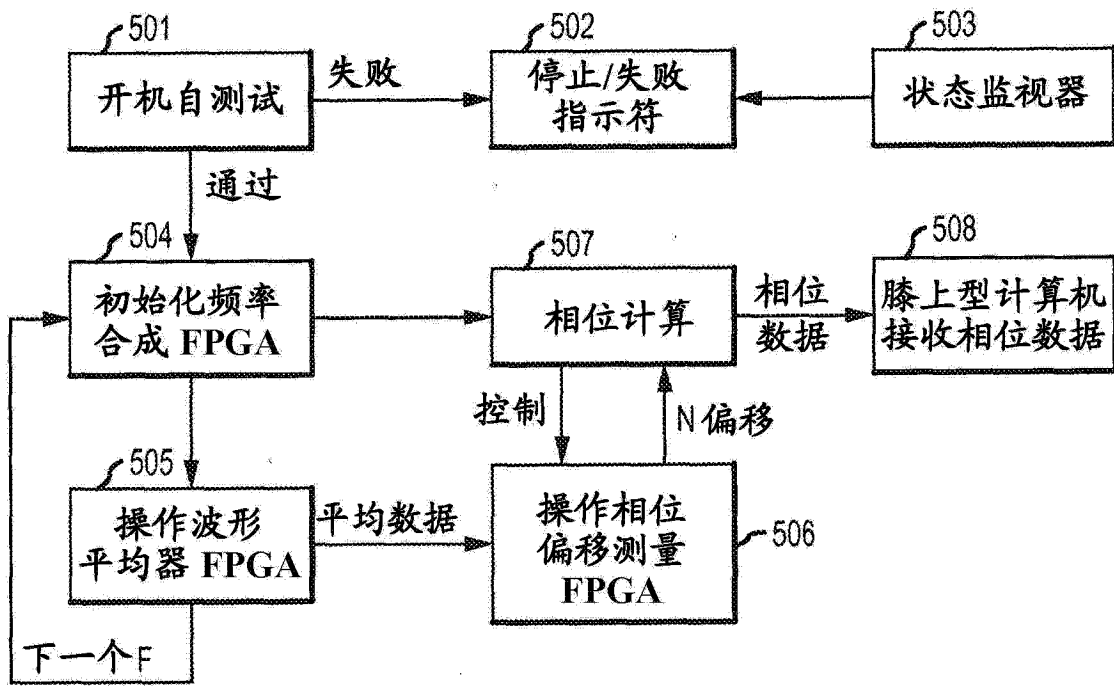


图 6