



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110325108 A

(43)申请公布日 2019.10.11

(21)申请号 201880013918.6

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

(22)申请日 2018.08.03

代理人 万里晴

(30)优先权数据

1713280.4 2017.08.18 GB

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/04(2006.01)

2019.08.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/GB2018/052224 2018.08.03

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/034841 EN 2019.02.21

(71)申请人 克里沃医疗技术有限公司

地址 英国西约克郡

(72)发明人 B.T.H.瓦尔科 D.D.迪马姆布罗

A.A.阿尔-什马丽 R.T.格兰特

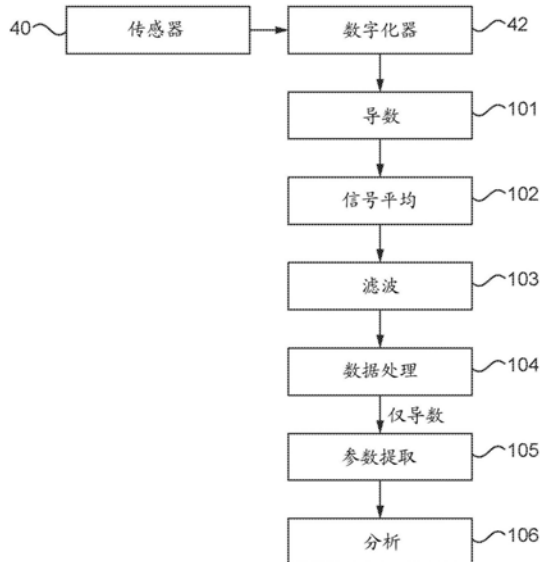
权利要求书3页 说明书22页 附图21页

(54)发明名称

医用磁力计中的信号处理

(57)摘要

公开了一种使用磁力计系统来分析对象身体的区域的磁场的方法。该方法包括获得与对象身体的区域的时变磁场的时变导数相对应的一个或多个信号,在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均,并且使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由对象身体的区域生成的磁场。



1. 一种使用磁力计系统来分析对象身体的区域的磁场的方法,所述方法包括:
获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号;
在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均;以及
使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由所述对象身体的区域生成的磁场。
2. 如权利要求1所述的方法,其中,获得与所述对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号包括:
使用检测器产生具有与所述对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的时变幅度的信号。
3. 如权利要求1或2所述的方法,其中,获得与所述对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号包括:
使用检测器产生具有与所述对象身体的区域的时变磁场相对应的时变幅度的信号;以及
对产生的信号进行微分以获得与所述对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的信号。
4. 一种使用心电图系统来分析对象身体的区域的电势的方法,所述方法包括:
获得与对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的一个或多个信号;
在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均;以及
使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析所述对象身体的区域生成的电势。
5. 如权利要求4所述的方法,其中,获得与所述对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的一个或多个信号包括:
使用检测器产生具有与所述对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的时变幅度的信号。
6. 如权利要求4或5所述的方法,其中,获得与所述对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的一个或多个信号包括:
使用检测器产生具有与所述对象身体的区域的时变电势相对应的时变幅度的信号;以及
对产生的信号进行微分以获得与所述对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的信号。
7. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中,一个或多个获得的信号包括一个或多个数字化的信号,并且所述方法包括:
在多个周期上对一个或多个数字化的时间导数信号进行平均;以及
使用一个或多个经平均的数字化的时间导数信号来分析所述对象身体的区域。
8. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中,在多个周期上对所述一个或多个时间导数信号进行平均包括:
使用触发来识别所述一个或多个时间导数信号的每个重复周期;以及
在多个识别的周期上对信号进行平均;
其中,使用一个或多个时间导数信号确定所述触发。
9. 如前述权利要求中任一项所述的方法,还包括对所述一个或多个时间导数信号进行滤波。

10. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中,使用所述经平均的一个或多个时间导数信号包括从所述经平均的一个或多个时间导数信号中提取一个或多个诊断参数。

11. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中,使用所述经平均的一个或多个时间导数信号包括使用所述经平均的一个或多个时间导数信号而不进行积分。

12. 如前述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述对象身体的区域包括以下之一:腹部、膀胱、心脏、头部、脑部、胸部、子宫、一个或多个胎儿、或肌肉。

13. 一种医用磁力计系统,包括:

一个或多个检测器,用于检测对象身体的区域的时变磁场;

检测电路,被配置为从所述一个或多个检测器获得与检测到的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号;和

平均电路,被配置为在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均;

其中,所述磁力计系统被配置为使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由所述对象身体的区域生成的磁场。

14. 如权利要求13所述的系统,其中,所述一个或多个检测器和所述检测电路被配置为产生具有与所述对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的时变幅度的一个或多个信号。

15. 如权利要求13或14所述的系统,其中,所述一个或多个检测器和所述检测电路被配置为产生具有与所述对象身体的区域的时变磁场相对应的时变幅度的一个或多个信号;并且

其中,所述系统还包括处理电路,所述处理电路被配置为对一个或多个磁场信号进行微分以获得与所述对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号。

16. 一种医用心电图系统,包括:

一个或多个检测器,用于检测对象身体的区域的时变电势;

检测电路,被配置为从一个或多个检测器获得与检测到的时变电势的时间导数相对应的一个或多个信号;和

平均电路,被配置为在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均;

其中,所述心电图系统被配置为使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由所述对象身体的区域生成的电势。

17. 如权利要求16所述的系统,其中,所述一个或多个检测器和所述检测电路被配置为产生具有与所述对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的时变幅度的一个或多个信号。

18. 如权利要求16或17所述的系统,其中,所述一个或多个检测器和所述检测电路被配置为产生具有与所述对象身体的区域的时变电势相对应的时变幅度的一个或多个信号;并且

其中,所述系统还包括处理电路,所述处理电路被配置为对一个或多个电势信号进行微分以获得与所述对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的一个或多个信号。

19. 如权利要求13到18中任一项所述的系统,其中:

所述一个或多个获得的信号包括一个或多个数字化的信号;

所述平均电路被配置为在多个周期上对一个或多个数字化的时间导数信号进行平均;

并且

所述系统被配置为使用经平均的一个或多个数字化的时间导数信号来分析所述对象身体的区域。

20. 如权利要求13到19中任一项所述的系统,其中,所述平均电路被配置为通过以下方式在多个周期上对所述一个或多个时间导数信号进行平均:

使用触发来识别所述一个或多个时间导数信号的每个重复周期;并且

在多个识别的周期上对所述信号进行平均;

其中,所述平均电路被配置为使用一个或多个时间导数信号确定所述触发。

21. 如权利要求13到20中任一项所述的系统,还包括被配置为对所述一个或多个时间导数信号进行滤波的一个或多个滤波器。

22. 如权利要求13到21中任一项所述的系统,其中,所述系统被配置为通过从所述经平均的一个或多个时间导数信号中提取一个或多个诊断参数来分析所述经平均的一个或多个时间导数信号。

23. 如权利要求13到22中任一项所述的系统,其中,所述系统被配置为分析所述经平均的一个或多个时间导数信号而不对所述经平均的一个或多个时间导数信号进行积分。

24. 如权利要求13到23中任一项所述的系统,其中,所述对象身体的区域包括以下之一:腹部、膀胱、心脏、头部、脑部、胸部、子宫、一个或多个胎儿、或肌肉。

医用磁力计中的信号处理

技术领域

[0001] 本发明涉及医用磁力计,诸如用作心脏磁力计。

背景技术

[0002] 在许多医疗情况下,能够测量涉及人体或由人体产生的用于诊断目的磁场是有用的。例如,心脏磁场包含未包含在ECG (Electro-cardiogram,心电图) 中的信息,因此磁心电图扫描可以向传统ECG提供不同的和附加的诊断信息。

[0003] 大多数现代心脏磁力计都是使用超敏感SQUID (Superconducting Quantum Interference Device,超导量子干涉装置) 传感器构建的。然而,SQUID磁力计的操作非常昂贵,因为它们需要低温冷却。它们的相关装置和真空室也是庞大的装备。这限制了SQUID磁力计在医疗环境中的适用性,例如由于成本和便携性的考虑。

[0004] 另一种已知形式的磁力计是感应线圈磁力计。感应线圈磁力计相对于SQUID磁力计的优点在于,不一定需要低温冷却,它们相对便宜并且易于制造,它们可以被广泛应用并且它们没有DC敏感性。

[0005] 然而,感应线圈磁力计还没有被广泛用于心磁描记(magneto cardiography),因为心磁描记需要低场($<nT$)、低频($<100Hz$)感测,并且可以实现这种敏感度的通常的感应线圈磁力计设计太大而不适合用作心脏探针。

[0006] 申请人在其早期申请W02014/006387中解决了这些问题,该申请公开了一种用于检测和分析医学上有用的磁场的方法和装置,其使用特定配置的感应线圈或线圈来检测对象的磁场。

[0007] 尽管如此,申请人认为,仍然存在医用(并且特别是用于心磁感测和/或成像)磁力计的设计和使用的替代布置和改进的范围。

发明内容

[0008] 根据本发明的第一方面,提供了一种使用磁力计系统来分析对象身体的区域的磁场的方法,该方法包括:

[0009] 获得与对象身体的区域的时变磁场的时变导数相对应的一个或多个信号;

[0010] 在多个周期上对一个或多个时变导数信号进行平均;并且

[0011] 使用经平均的一个或多个时变导数信号来分析由对象身体的区域生成的磁场。

[0012] 根据本发明的第二方面,提供了一种医用磁力计系统,包括:

[0013] 一个或多个检测器,用于检测对象身体的区域的时变磁场;

[0014] 检测电路,被配置为从一个或多个检测器获得与检测到的时变磁场的时变导数相对应的一个或多个信号;以及

[0015] 平均电路,被配置为在多个周期上对一个或多个时变导数信号进行平均;

[0016] 其中,磁力计系统被配置为使用经平均的一个或多个时变导数信号来分析由对象身体的区域生成的磁场。

[0017] 本发明涉及一种分析对象区域(诸如他们的心脏)的磁场的方法。在本发明中,一个或多个信号被获得并在多个周期上被平均,然后一个或多个经平均的信号被用于分析由对象身体的区域生成的磁场。

[0018] 然而,与传统布置相反,所获得的一个或多个信号被平均并用于分析与磁场的时间导数相对应的对象身体的区域的磁场。如以下将进一步描述的,申请人已经发现,与使用磁场本身的技术相比,以这种方式使用磁场的时间导数可以提供许多优点。

[0019] 特别地,使用磁场的时间导数可以从信号中去掉噪声伪影(artefact)(诸如基线漂移),例如,使得噪声伪影(例如,基线漂移)可以在不使用滤波或使用相对小的滤波的情况下从信号中被去除,并且因此不会影响信号的“想要的”部分。

[0020] 在这方面,申请人已经认识到诸如基线漂移的噪声伪影通常本身具有生物起源,并且因此可以表现出与具有诊断重要性的信号的“想要的”部分类似的信号特征。例如,对象的身体(例如,肢体)的运动可以引起ECG信号中的基线漂移,而ECG的S-T段的基线的小偏移可以指示心肌梗塞。在心磁图(Magneto-cardiogram, MCG)信号中可以观察到类似的效果。因此,当使用滤波时,存在信号的“想要的”的部分(例如,可能具有诊断重要性)可能从信号中被去除的风险。

[0021] 申请人还认识到,由于基线漂移的频率通常非常低,其导数非常小,并且因此使用磁场的时间导数可以有效地从用于分析的信号中去掉基线漂移。

[0022] 因此,应当理解,本发明提供了一种改进的医用磁力计系统。

[0023] 本发明的磁力计系统可以用作系统和探针,以检测由对象(由人或动物)身体产生的任何期望磁场。它优选地用于检测(和分析)对象身体的区域、诸如其膀胱、腹部、胸部或心脏、头部或脑部、(多个)肌肉、子宫或一个或多个胎儿(或其产生的)的时变磁场。因此,它可以并且优选的用于检测与膀胱、妊娠、肌肉活动、脑或心脏有关的磁场。在优选实施例中,磁力计用于(并被配置为)以下中的一个或多个:心磁描记、脑磁描记、膀胱状况(例如,膀胱过度活动症)的分析和检测、胎儿异常的分析 and 检测、以及早产的检测和分析。

[0024] 在特别优选的实施例中,磁力计用作心脏磁力计并且用于检测和分析对象心脏的磁场。

[0025] 因此,根据本发明的另一方面,提供了一种分析对象心脏的磁场的方法,该方法包括:

[0026] 获得与对象心脏的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号;

[0027] 在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均;并且

[0028] 使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由对象心脏生成的磁场。

[0029] 根据本发明的另一方面,提供了一种用于分析对象心脏的磁场的磁力计系统,包括:

[0030] 一个或多个检测器,用于检测对象心脏的时变磁场;

[0031] 检测电路,被配置为从一个或多个检测器获得与检测到的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号;并且

[0032] 平均电路,被配置为在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均;

[0033] 其中,磁力计系统被配置为使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由对象心脏生成的磁场。

[0034] 如本领域技术人员将理解的,本发明的这些方面可以并且优选地包括如本文所述的本发明的优选和可选特征中的任何一个或多个或全部(视情况而定)。

[0035] 与对象身体的区域的时变磁场的时变导数相对应的一个或多个信号可以以任何合适的方式并且通过任何合适的设备获得。

[0036] 应该(并且优选地)使用一个或多个检测器来获得与对象身体的区域的时变磁场的时变导数相对应的(多个)信号。因此,本发明的磁力计系统优选地包括一个或多个检测器。

[0037] 本发明的磁力计系统可以包括单个检测器。在这种情况下,检测器可以适当的定位在对象(例如,对象的胸部或对象身体的其他区域)上,以从对于有问题的对象身体的区域的合适的(单个)采样位置获取读数。可替换地,检测器可以在对象(例如,对象的胸部)上移动,以在使用时从多个不同采样位置获取读数。

[0038] 然而,在一个优选实施例中,磁力计系统包括多个检测器,例如,并且优选地包括至少7(例如,7-500(或更多))个检测器,优选地包括至少16(例如,16-500(或更多))个检测器。

[0039] 在磁力计系统包括多个检测器的情况下,一些或所有检测器可以以二维阵列的方式布置,例如,并且优选地至少7个检测器以二维或三维阵列布置,优选地至少16个检测器以二维或三维阵列布置。在这种情况下,该检测器阵列或每个检测器阵列优选地被配置为使得当被适当地定位在对象(例如,对象的胸部或对象身体的其他区域)上时,检测器阵列可以从合适的一组采样位置获取读数而无需进一步在对象上移动阵列。

[0040] 该阵列或每个阵列可以具有任何期望的配置,诸如规则或不规则阵列、六边形、矩形或圆形阵列(例如,由同心圆形成)等。

[0041] 优选地选择该阵列或每个阵列中的检测器的数量和/或配置,以便为所讨论的对象身体的区域提供适当数量的采样点和/或适当的覆盖。

[0042] 在优选实施例中,检测器阵列被配置为覆盖生物磁感兴趣(biomagnetic interest)的区域,诸如躯干或心脏。在一个这样的优选实施例中,其中磁力计用作心脏磁力计以检测和分析对象心脏的磁场,该阵列或每个阵列包括至少7(例如,7-500(或更多))个检测器的六边形阵列,优选地包括至少16(例如,16-500(或更多))个检测器的六边形阵列。

[0043] 可以提供增加数量的检测器,例如,其中期望以更高的分辨率测量对象心脏的时变磁场,和/或其中期望测量除心脏之外的对象身体的区域(诸如,特别是大脑)的时变磁场。根据各种优选实施例,该阵列或每个阵列可以包括7、19、37、61、91、127、169、217、271、331、397(或更多)检测器的六边形阵列。

[0044] 磁力计系统可以包括单层检测器,或者可以包括多层的一个或多个检测器,例如,并且优选地可以包括2-10(或更多)层,即一层在另一层之上。

[0045] 在一个这样的实施例中,每个检测器层包括单个检测器。在这种情况下,然后再次,磁力计可以适当地定位在对象(例如,对象的胸部或对象身体的其他区域)上,以从所讨论的对象身体的区域的合适的(单个)采样位置获取读数。可替换地,磁力计可以在对象(例如,对象的胸部)上移动,以在使用时从多个不同采样位置获取读数。然而,在优选实施例中,一个或多个或者所有检测器层包括多个检测器(例如,以二维阵列布置),其中一个或多

线圈被使用。

[0057] 一个或多个或者每个线圈可以具有非磁活性芯(即,线圈绕组可以缠绕在非磁活性芯上),诸如是空心芯。附加地或可替代地,一个或多个或每个线圈可以具有磁活性芯,例如铁氧体或其他磁性材料。

[0058] 在一个优选实施例中,每个线圈对应于申请人的早期申请W02014/006387中描述的布置。这种线圈可以用于提供医用磁力计,其中该医用磁力计可以是便携式的、相对便宜的、可在室温下使用并且不需要磁屏蔽,并且仍然可以提供足够的敏感度、准确度和分辨率以在医学上有用。然而,该线圈或每个线圈不需要包括与W02014/006387中一致的优化线圈,并且可以具有任何合适和期望的配置。

[0059] 因此将相应的理解,在一个优选实施例中,检测器产生一个或多个时间导数信号,每个时间导数信号包括具有与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的时变幅度的电压或电流。这样,在一个优选实施例中,获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个(例如,数字化的)信号包括:使用一个或多个检测器以产生具有与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的时变幅度的信号(例如电流或电压)。

[0060] 来自每个检测器的每个信号(例如,电流或电压)可以被数字化以产生具有与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的时变幅度的数字化的信号。

[0061] 因此,在优选实施例中,由一个或多个探测器生成的一个或多个“原始”信号(例如电流或电压)例如使用一个或多个数字化器被数字化。

[0062] 在这些实施例中,数字化器或每个数字化器可以包括任何合适的数字化器,该数字化器可操作来将从一个或多个检测器接收到的模拟信号数字化(转换)成数字信号,例如以用于进一步处理。数字化器应该(并且优选地)将通过磁场在一个或多个检测器中生成的电压或电流转换为数字信号。

[0063] 在优选实施例中,磁力计系统包括耦合到每个检测器(每个线圈)并且被配置为对来自检测器的信号进行数字化的数字化器。其中系统包括多个检测器,每个检测器可以具有其自己的、相应的和分离的数字化器(即,将具有与检测器一样多的数字化器),或者一些或所有检测器可以共享数字化器。

[0064] 在优选实施例中,数字化器或每个数字化器包括模数转换器(analogue to digital converter,ADC)。

[0065] 数字化器或每个数字化器可以直接连接到检测器或每个相应的检测器,或者更优选地,数字化器或每个数字化器可以经由放大器连接到检测器或每个相应的检测器。因此,在优选实施例中,磁力计系统包括一个或多个检测放大器,优选地以麦克风放大器(低阻抗放大器)的形式,连接到一个或多个或者每个检测器,例如连接到每个线圈的端。然后优选地将检测放大器或每个检测放大器连接到一个或多个数字化器。

[0066] 放大器或每个放大器可以被配置为具有任何合适的和期望的放大水平。放大器或每个放大器可以例如将从检测器或每个检测器接收到的信号(包括噪声)放大大约1000倍(60dB)或更多。

[0067] 在优选实施例中,磁力计系统被布置成使得检测器(例如,线圈)和放大器(其耦合到检测器(线圈))一起被布置在传感器头或探针中,然后通过导线将传感器头或探针连接到磁力计系统的剩余部件上以允许传感器头(探头)在使用时与磁力计系统的剩余部分隔

开。

[0068] 因此可以理解,在一个优选实施例中,获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个(例如,数字化的)信号包括使用一个或多个检测器来检测对象身体的区域的时变磁场的时间导数,并且优选地将从一个或多个检测器输出的一个或多个信号(例如,电压或电流)数字化以产生具有与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的时变幅度的一个或多个数字化的信号。

[0069] 尽管特别优选地将检测器或每个检测器配置为使得其输出是与时变磁场的时间导数相对应的信号,但是也可以或者替代地使用被配置为使得其输出是对应于(指示)对象身体的区域的时变磁场的信号(例如,电流或电压)的一个或多个检测器。也就是说,检测器或每个检测器可以被配置为使得其输出是具有与对象身体的区域的时变磁场相对应的时变幅度的信号(例如,电流或电压)。在这些实施例中,(例如,数字化的)信号应当(并且优选地)被微分以获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的(例如,数字化的)信号。

[0070] 因此,在优选实施例中,获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号包括使用一个或多个检测器来检测对象身体的区域的时变磁场,可选地对从一个或多个检测器输出的一个或多个信号(例如电压或电流)进行数字化,以产生具有与对象身体的区域的时变磁场相对应的时变幅度的一个或多个数字化的信号,并且对一个或多个(例如,数字化的)信号微分以获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应(具有与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的幅度)的一个或多个(例如,数字化的)信号。

[0071] 在这方面,申请人已经发现,当使用其输出信号与时变磁场相对应的检测器时,即通过对输出信号进行微分以获得与时变磁场的时间导数相对应的信号(并且然后对时间导数信号平均并且使用经平均的时间导数信号来分析如上所述的磁场),仍然可以获得与导数的使用相关联的上述益处(即去除诸如基线漂移的噪声伪影)。

[0072] 在这些实施例中,检测器或多个检测器可以每个包括任何合适的检测器,诸如,例如SQUID(Superconducting Quantum Interference Device,超导量子干涉装置)传感器、磁通门磁力计、隧道磁阻(tunneling magneto resistive,TMR)传感器、原子物理磁力计等。

[0073] 在这些实施例中,可以以任何合适的方式执行微分。其中,例如,(数字化的)信号包括一系列值,

$$[0074] \quad V(t) = [V_1, V_2, V_3, \dots, V_n],$$

[0075] 并且当值 V_i 、 V_{i+1} 被以固定的时间步长 δt 分离时,导数可以近似为:

$$[0076] \quad \frac{dV}{dt} \approx \left[\frac{V_1 - V_2}{\delta t}, \frac{V_2 - V_3}{\delta t}, \frac{V_3 - V_4}{\delta t}, \dots, \frac{V_{n-1} - V_n}{\delta t} \right].$$

[0077] 在本发明中,一个或多个(例如数字化的)时间导数信号在多个周期上被平均,例如使用平均电路(例如以硬件或软件的形式)。应该(并且优选地)在时间导数域中对一个或多个信号执行平均,即对时间导数信号本身执行(即不例如首先对(例如,数字化的)时间导数信号进行积分)。一个或多个经平均的(例如数字化的)时间导数信号应该(并且优选地)每个具有与对象身体的区域的时变磁场的、经平均的时间导数相对应的幅度。

[0078] 一个或多个(例如,数字化的)时间导数信号按期望在多个周期上被平均,并且平均电路可以包括用于在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均的任何合适和期望的电路。

[0079] 在优选实施例中,例如从一个或多个检测器(或从一个或多个数字化器)接收的一个或多个时间导数信号在多个周期上被平均,即在周期性(或伪周期)信号的多个周期上被平均。

[0080] 在实施例中,提供触发并且将其用于对时间导数信号进行门控(gating)(加窗(window))(即,用于识别周期性(或伪周期性)信号并且将其分成多个重复周期)。触发应当并且优选地是与对象身体的区域的时变磁场同步的。例如,其中磁力计被用于分析对象心脏的磁场,然后信号优选地在多个心跳上被平均,并且来自测试对象的ECG或脉冲Ox触发可以被用于信号采集过程的检测触发。

[0081] 因此,在优选实施例中,触发被用于识别周期性(或伪周期性)时间导数信号的每个重复周期,并且然后信号在多个识别的周期上被平均。因此,在优选实施例中,对象身体的区域的时变磁场的导数的多个重复周期被检测,(优选地被数字化)并且在多个周期上被平均。

[0082] 在优选实施例中,基于(使用)信号的形状(波形)和/或阈值检测来确定触发。在特别优选的这样的实施例中,使用时间导数信号,基于(使用)时间导数信号(波形)的形状和/或阈值检测来确定触发。

[0083] 在这方面,申请人已经认识到例如由于诸如基线漂移等的噪声伪影使用源自ECG或MCG信号本身的触发可能容易出错。相反,因为如上所述,使用时间导数信号可以去除诸如基线漂移的噪声伪影,使用时间导数信号来确定触发具有提高触发可靠性的效果。

[0084] 因此,在特别优选的实施例中,时间导数信号(例如,与时变磁场的时变电势的时间导数相对应的信号或与对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的信号)被用于确定用于信号采集过程的检测触发。

[0085] 其他布置也是可能的。例如,可以在不使用触发的情况下识别(周期性的)信号的每个重复周期,并且然后信号可以在多个识别的周期上被平均。

[0086] 一旦一个或多个(例如,数字化的)时间导数信号已经在多个周期上被平均,然后,即在用于分析由对象身体的区域生成的磁场之前,经平均的一个或多个时间导数信号可以(或可以不)经进一步处理。

[0087] 在优选实施例中,即在用于分析由对象身体的区域生成的磁场之前,一个或多个时间导数信号被进一步处理。

[0088] 在优选的这样的实施例中,对一个或多个(例如,数字化的)时间导数信号进行滤波(在一个或多个经平均的信号被用于分析由对象身体的区域生成的磁场之前)。在这种情况下,可以以任何合适的方式对一个或多个时间导数信号进行滤波。

[0089] 在优选实施例中,使用一个或多个滤波器对(例如,数字化的)一个或多个时间导数信号进行滤波,其中一个或多个滤波器被配置为对一个或多个信号中的(至少一些)环境噪声进行衰减(例如,去除)。

[0090] 可以对一个或多个时间导数信号进行滤波以衰减(例如,去除)(至少一些)环境噪声,诸如来自电力线和其他环境噪声源(例如,电梯、空调、附近交通、机械振动)的磁噪声。

[0091] 在信号平均之前执行滤波是可能的。因此,在一个实施例中,一个或多个时间导数信号被滤波(并且被平均的时间导数信号包括一个或多个经滤波的信号)。然而,在优选实施例中,在信号平均之后执行滤波。

[0092] 因此,该方法可以进一步包括:即,使用一个或多个滤波器,对(并且系统可以包括被配置为滤波的滤波器)经平均的一个或多个时间导数信号进行滤波。

[0093] 一个或多个滤波器应当(并且优选地)被配置为对一个或多个时间导数信号进行滤波,以便产生一个或多个经滤波的时间导数信号。

[0094] 在一个实施例中,一个或多个(例如,数字化的)时间导数信号的衰减的部分被丢弃(即,不使用)。因此,在一个实施例中,一个或多个滤波器被配置为对一个或多个时间导数信号进行滤波,以便去除(和丢弃)环境噪声。

[0095] 然而,保留一个或多个时间导数信号的环境噪声(衰减(去除)的)部分并将其用于某些其他目的是可能的。因此,在实施例中,一个或多个滤波器被配置为对一个或多个时间导数信号进行滤波,以便产生(例如,分离出)一个或多个经滤波的时间导数信号或一个或多个其他(例如,环境噪声)信号。

[0096] 一个或多个滤波器可以被配置为对一个或多个时间导数信号中的环境噪声进行衰减,即,以便产生一个或多个经滤波的时间导数信号。在这方面,对环境噪声进行衰减应当(并且优选地)包括减小(例如,至少在一个或多个经滤波的时间导数信号中的)环境噪声的幅度。更优选地,对环境噪声进行衰减包括(例如,至少从一个或多个经滤波的时间导数信号中)(完全)去除环境噪声。

[0097] 一个或多个滤波器应当(并且优选地)被配置为对一个或多个时间导数信号中的环境噪声进行衰减(例如,分离或去除)而不对时间导数信号中的“有用的”、想要的部分中的一些或所有进行衰减(或衰减到较小程度),并且优选地不(显著地)使时间导数信号中的“有用的”、想要的部分中的一些或所有失真。

[0098] 在这方面,分析对象心脏的磁场的传统方法是尽可能多地保持来自心脏的信号。这将包括P波、QRS波和/或T波。因此,传统上,要注意尽可能多地保留信号中的P波、QRS波和T波。申请人已经发现,环境噪声可能出现在与传统的“想要的”信号的频率范围重叠的频率范围内。

[0099] 然而,申请人还认识到QRS复合波在提供诊断信息方面特别重要,并且T波在这方面不太重要。申请人还认识到环境噪声可以(主要)出现在与T波的频率范围重叠的频率范围内。这意味着滤波器可以(并且优选地)被配置为对一个或多个时间导数信号中的环境噪声(与T波一起)进行衰减(例如,分离或去除)而不对“有用的”、想要的QRS复合波进行衰减(或衰减到较小程度),并且优选地不使“有用的”、想要的QRS复合波(显著地)失真。

[0100] 因此,一个或多个滤波器优选地被配置为允许至少QRS复合波通过(优选地不被衰减和/或失真)并且对环境噪声进行衰减(例如,分离或去除),即,以便产生一个或多个经滤波的时间导数信号。以这种方式对一个或多个时间导数信号进行滤波允许从信号中去除环境噪声,而不会(显著地)影响医学上有用的QRS复合波。

[0101] 在这方面,申请人已经认识到环境噪声可以(主要)包括较低频率分量,例如,当与QRS复合波出现的频率范围进行比较时。因此,滤波器优选地被配置为允许至少QRS复合波通过(优选地不被衰减和/或失真)并且对具有比在QRS复合波出现的频率范围更低的频率

的时间导数信号的部分进行衰减。

[0102] 在优选实施例中,滤波器被配置为对具有低于特定的、优选的截止频率(阈值)的一个或多个时间导数信号进行衰减(例如,分离或去除)(即,滤波器被配置为对频率低于截止频率的一个或多个时间导数信号进行衰减)。滤波器可以被配置为仅对小于截止频率的一些频率进行衰减(例如,分离或去除),但是更优选地,滤波器被配置为对小于截止频率的所有频率进行衰减(例如,分离或去除)。

[0103] 可以以任何合适的方式配置高通滤波器或每个高通滤波器。在特别优选的实施例中。高通滤波器包括加窗sinc滤波器。这是特别有益的布置,因为加窗sinc滤波器可以提供理想的“砖墙(brick wall)”高通滤波器的良好近似。

[0104] 可以根据需要选择低频截止。然而,在优选实施例中,滤波器具有在约8Hz和12Hz之间(更优选地在约9Hz和11Hz之间)的低频截止。最优选地,滤波器被配置为具有大约10Hz的低频截止。

[0105] 在这方面,申请人已经特别发现环境噪声可以出现在大约<10Hz的频率范围内,而T波出现在大约4Hz-7Hz的频率范围内,并且QRS复合波出现在>10Hz的频率。因此,在大约10Hz使用低频截止可以导致从一个或多个时间导数信号中去除相当大比例的环境噪声,而不会显著影响一个或多个时间导数信号中的医学上有用的部分。

[0106] 一个或多个滤波器优选地被配置为具有相对窄的滚降。同样,这意味着滤波器将尽可能接近理想的“砖墙”滤波器。

[0107] 在这方面,申请人已经认识到以这种方式配置滤波器将具有增加通带和/或阻带波纹的效果,但是滚降的形状更重要,其中期望从时间导数信号中去除环境噪声。这是因为环境噪声可以在频率上与时间导数信号的有用的QRS复合波部分相邻出现。

[0108] 在特别优选的实施例中,一个或多个滤波器还被配置为对一个或多个时间导数信号中的其他(高频)背景噪声进行衰减(例如,分离或去除)。由此,单个滤波器可以(并且优选地)用于对一个或多个时间导数信号中的多种类型的噪声进行衰减。

[0109] 在这些实施例中,滤波器或每个滤波器应当(并且优选地)被配置为对一个或多个时间导数信号中的其他(高频)背景噪声进行衰减而不对信号中的至少一些“有用的”、想要的部分进行衰减(或衰减到较小程度),并且优选地不(显著地)使信号中的至少一些“有用的”、想要的部分失真。因此,滤波器优选地被配置为允许至少QRS复合波通过(优选地不被衰减和/或失真)并且对其他(高频)背景噪声进行衰减(例如,分离或去除)。

[0110] 在这方面,申请人已经认识到,具有(主要)相对高频分量(例如,当与QRS复合波出现的频率范围相比时)的其他背景噪声,诸如主电源噪声,可能存在于一个或多个时间导数信号中。因此,滤波器优选地被配置为允许至少QRS复合波通过(优选地不被衰减和/或失真)并且对具有大于QRS复合波出现的频率范围的频率的时间导数信号的部分进行衰减(例如,分离或去除)。

[0111] 在优选实施例中,一个或多个滤波器被配置为对具有高于特定的、优选的高频截止频率(阈值)的频率的一个或多个时间导数信号进行衰减(例如,分离或去除)(即,滤波器被配置为对频率高于高频截止频率的一个或多个时间导数信号的分量进行衰减)。滤波器可以被配置为仅对高于高频截止频率的一些频率进行衰减,但是更优选地,滤波器被配置为对高于高频截止频率的所有频率进行衰减。

[0112] 因此,在优选实施例中,一个或多个滤波器包括低通滤波器,即,其中低通滤波器具有高频截止(即,在其以上(大部分)时间导数信号被衰减(但是在其以下(大部分)时间导数信号被低通滤波器通过)的频率(阈值)),并且对一个或多个时间导数信号进行滤波包括对一个或多个时间导数信号进行低通滤波。

[0113] 可以以任何合适的方式配置低通滤波器。在特别优选的实施例中,低通滤波器包括加窗sinc滤波器。

[0114] 可以根据需要选择高频截止。

[0115] 在这方面,申请人已经特别发现,其他(高频)背景噪声,特别是环境噪声,诸如主电源噪声,出现在大约 $\geq 50\text{Hz}$ 的频率范围内,而QRS复合波在频率 $< 50\text{Hz}$ 处出现,并且因此,在大约 50Hz (并且优选地小于 50Hz)附近使用高频截止导致从一个或多个时间导数信号中去除相当大比例的其他(高频)背景噪声,而不会显著影响一个或多个时间导数信号中的医学上有用的部分。

[0116] 因此,在优选实施例中,滤波器具有等于或低于约 50Hz 的高频截止,优选地在约 45Hz 和 50Hz 之间,更优选地在约 45Hz 和 48Hz 之间。

[0117] 在主电源噪声出现在另一频率的情况下,例如在大约 60Hz ,然后滤波器可以被配置为具有等于或低于该另一频率的高频截止。因此,在优选实施例中,滤波器具有等于或低于约 60Hz 的高频截止,优选地在约 55Hz 和 60Hz 之间,更优选地在约 55Hz 和 58Hz 之间。

[0118] 因此将理解,在特别优选地实施例中,滤波器被配置为对一个或多个时间导数信号中的环境噪声和其他(高频)背景噪声进行衰减(例如,分离或去除),优选地不对时间导数信号的“有用的”、想要的部分(即QRS复合波)进行衰减(或衰减到较小程度),并且优选地不使时间导数信号的“有用的”、想要的部分(即QRS复合波)(显著地)失真。

[0119] 在优选实施例中,滤波器被配置为允许至少QRS复合波通过(优选地不被衰减和/或失真)并且对具有QRS复合波出现的频率范围之外的频率的时间导数信号的部分进行衰减(例如,分离或去除)。

[0120] 在优选实施例中,一个或多个滤波器被配置为对具有低于特定的、优选的低频截止(阈值)的频率的一个或多个时间导数信号进行衰减(例如,分离或去除)并且对具有高于特定的、优选的高频截止(阈值)的频率的一个或多个时间导数信号进行衰减(例如,分离或去除)。因此,一个或多个滤波器优选地被配置为对具有在特定的、优选的频率范围之外的频率的一个或多个时间导数信号进行衰减。

[0121] 滤波器可以被配置为仅对高于高频截止的一些频率进行衰减(例如,分离或去除)并且仅对低于低频截止的一些频率进行衰减(例如,分离或去除),但是更优选的,滤波器被配置为对高于高频截止的所有频率和低于低频截止的所有频率进行衰减(例如,分离或去除)。

[0122] 因此,在优选实施例中,一个或多个滤波器包括带通滤波器,即,其中带通滤波器具有低频截止(阈值)和 高频截止(阈值),并且对一个或多个时间导数信号进行滤波包括对一个或多个时间导数信号进行带通滤波,即以便产生一个或多个经滤波的时间导数信号。

[0123] 带通滤波器或每个带通滤波器可以以任何合适的方式配置。在特别优选的实施例中,带通滤波器包括两个加窗sinc滤波器的组合(即,它们之间的差异)。

[0124] 一个或多个加窗sinc滤波器应当(并且优选地)被配置为具有特定的、优选的窗函

数。可以根据需要选择一个或多个滤波器窗函数。合适的窗函数包括例如汉明 (Hamming) 窗、布莱克曼 (Blackman) 窗、巴特利特 (Bartlett) 窗、汉宁 (Hanning) 窗等。

[0125] 在特别优选的实施例中,加窗sinc滤波器或每个加窗sinc滤波器使用布莱克曼窗。申请人已经发现布莱克曼窗特别适合用于本发明的优选实施例。尽管与其他类型的窗函数(例如,汉明窗)相比,布莱克曼窗具有较慢的滚降,但它具有改进的阻带衰减和较低的通带纹波。

[0126] 类似地,加窗sinc滤波器或每个加窗sinc滤波器应该(并且优选地)具有特定的、优选的滤波器内核长度M。在频域中,滤波器内核M的长度确定滤波器的过渡带宽BW。计算时间(取决于M的值)和滤波器锐度(BW的值)之间存在折衷,其可以通过近似表示:

$$[0127] \quad M \approx \frac{4}{BW}$$

[0128] 由此,滤波器越尖锐(过渡带宽BW越小),在时域中执行卷积所需的时间越长。

[0129] 滤波器优选地被配置为具有相对窄的滚降。同样,这意味着滤波器将尽可能接近理想的“砖墙”滤波器一样工作。

[0130] 在特别优选的实施例中,滤波器内核的长度M被设置为等于一秒,即经平均的信号的长度(并且因此等于采样率)。这最小化了过渡带宽BW。

[0131] 可以根据需要选择带通滤波器的通带。然而,在优选实施例中,通带具有大约8Hz和12Hz之间的低频截止,以及大约45Hz和50Hz之间(更优选地在大约45Hz和48Hz之间)的高频截止。高频截止也可能在大约55Hz和60Hz之间,更优选的在大约在55Hz和58Hz之间,例如,如上所述。最优选地,滤波器被配置为具有大约10Hz到50Hz的通带。

[0132] 申请人已经发现,这种布置提供了一种实用并且有效的方式来检查信号并且可靠地提取“有用的”MCG特征,尤其是在嘈杂的环境中。然而,其他布置也是可能的。

[0133] 一个或多个经平均的(例如,数字化的)时间导数信号可以受到其他类型的处理,即,在被用于分析由对象身体的区域生成的磁场之前,如果需要的话。

[0134] 在本发明中,经平均的一个或多个时间导数信号(即,其每个具有与对象身体的区域的时变磁场的经平均的时间导数相对应的幅度)可以被用于分析由该对象身体的区域生成的磁场。也就是说,在时间导数域中(并且不在时域(积分时域)中)的经平均的信号被用于分析由对象身体的区域生成的磁场。

[0135] 在本发明中,一个或多个时间导数信号应当(并且优选地)被保留在时间导数域中,即用于分析由对象身体的区域生成的磁场。优选地,一个或多个时间导数信号(或者经平均的一个或多个时间导数信号)从未从导数域转换到时域(即,一个或多个时间导数信号或者经平均的一个或多个时间导数信号从未被积分)。

[0136] 时间导数域中(而不是时域(积分时域)中)的经平均的信号可以被用于以任何合适的方式分析由对象身体的区域生成的磁场(而不对一个或多个经平均的时间导数进行积分)。

[0137] 心跳的波形和/或信息(诸如,例如在分离的心跳之间和/或单个心跳内的某些特征之间的一个或多个时间间隔)、和/或(多个)心跳的一个或多个形状可以从一个或多个时间导数信号中获得。

[0138] 在一个优选实施例中,对一个或多个经平均的信号进行适当的信号处理(没有积

分),例如以生成假色图像、热图、和/或磁场导数的空间地形图像或其他。

[0139] 因此,在优选实施例中,一个或多个经平均的(例如,数字化的)时间导数信号被用于提供指示时变磁场的导数的(并且不是(除了)指示磁场的)输出。这优选地包括提供指示时变磁场的导数的(并且不是(除了)指示磁场的)显示器,例如,在显示器上显示指示时变磁场的导数的图像。最优选地,一个或多个经平均的信号用于提供指示时变磁场的导数的(并且不是(除了)指示磁场的导数的)一个或多个假色图像,并且一个或多个假色图像被显示在显示器上。

[0140] 在优选实施例中,合适的测量被采取以允许心脏(或其他感兴趣的身体区域)的适当的磁扫描图像被生成,然后可以例如将该图像与参考图像进行比较以用于诊断。本发明可以用于执行用于对心脏的磁场成像的任何已知且合适的程序。

[0141] 优选地,7到500(或更多)(例如,如上所述)的采样位置(检测通道)被检测以便生成期望的扫描图像。

[0142] 附加地或可替代地,可以(例如,自动地)从一个或多个(可选地经过处理的)经平均的(例如,数字化的)时间导数信号(没有积分)中提取一个或多个诊断参数。

[0143] 因此,在优选实施例中,使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由对象身体的区域生成的磁场包括从经平均的一个或多个时间导数信号(并且不是从磁场中)(并且没有积分)中提取一个或多个诊断参数。

[0144] 提取一个或多个诊断参数可以包括从一个或多个经平均的数字化的时间导数信号(没有积分)的一个或多个区域确定高度、宽度、幅度、斜率、梯度、变化率、形状、和/或面积。该高度、宽度、幅度、斜率、梯度、变化率、形状、或面积可以是经平均的一个或多个时间导数信号中的信号特征的高度、宽度、幅度、斜率、梯度、变化率、形状、或面积。

[0145] 例如,可以从经平均的一个或多个时间导数信号(没有积分)中提取重复P-P间隔、P波、P-R(或P-Q)段、P-R(或P-Q)间隔、QRS复合波、S-T段、T波、S-T间隔、Q-T间隔、和/或T-P段等的高度、宽度、幅度、斜率、梯度、变化率、形状、和/或面积。

[0146] 应当注意,当分析导数域中的磁场时,特征的变化率、梯度或斜率可以被使用。积分中的特征的梯度与导数中的特征的幅度相对应。这可以允许获得更详细或准确的诊断信息。

[0147] 例如,在“正常”时域ECG(并且在“正常”时域MCG)中QRS复合波包括单个峰。确定(或精确地测量)例如QRS峰中的轻微不平衡或不称是具有挑战性的,例如,如果ECG QRS峰的一侧下降得比其上升得更快或更慢(反之亦然)。

[0148] 相比之下,当使用导数(MCG或ECG)信号时,QRS复合波包括两个峰,一个与“正常”时域QRS复合波的上升沿“QR”相对应,并且一个与“正常”时域QRS复合波的下降沿“RS”相对应。这意味着,当使用导数域时,如上所述的任何差异(例如不平衡或不称)更容易检测,例如因为两个峰将具有不同的形状和/或幅度。对于经平均的一个或多个时间导数信号中的其他峰和信号特征也是一样。

[0149] 另外,与使用积分时相比,当使用导数时,可以更容易地看到大绝对值(例如有大偏移或DC偏置的信号)上的小波动。这是因为向上或向下趋势(或梯度/斜率)可以被视为导数中的正的或负的特征。对于充分偏移(或偏置)的信号,尽管小的波动使得其难以建立趋势,但所有值可以保持正的(或负的)。

[0150] 这样,以各种实施例的方式使用导数域可以使诊断测量对偏移或(例如DC)偏置更有抵抗性,即,因为仅变化被测量。这可以使处理情况更容易,例如,其中阈值是感兴趣的并且需要测量的。特别地,这可以解决这样的情况,例如,其中期望确定MCG信号中从正值到负值的变化的值或位置,但是因为偏移或(例如DC)偏置,信号的所有值是正的或负的。

[0151] 如果需要,可以将一个或多个诊断参数与参考参数进行比较以用于诊断。

[0152] 本发明因此扩展到使用本发明的磁力计系统来分析(例如,从对象心脏(或其他身体区域)生成的磁场成像和/或提取一个或多个诊断参数),以及扩展到分析(例如,从对象心脏(或其他身体区域)生成的磁场成像和/或提取一个或多个诊断参数)的方法,其包括使用本发明的方法或系统来分析(例如,从对象心脏(或身体的其他区域)生成的磁场成像和/或提取一个或多个诊断参数)。该分析并且优选生成的图像和/或一个或多个诊断参数被优选地用于诊断(以诊断)医疗状况,诸如心脏的异常等。

[0153] 因此,根据本发明的另一方面,提供了一种诊断医疗状况的方法,包括:

[0154] 获得与对象身体的区域的时变磁场的时变导数相对应的一个或多个信号;

[0155] 在多个周期上对一个或多个时变导数信号进行平均;

[0156] 使用经平均的一个或多个时变导数信号来分析由对象身体的区域生成的磁场;以及

[0157] 使用由对象身体的区域生成的磁场的分析来诊断所述医疗状况。

[0158] 在本发明的这个方面,来自一个或多个检测器的信号(感兴趣的特征)被优选地用于产生代表由对象身体的区域生成的磁场的图像表示(时变导数)和/或用于提取多个诊断参数,并且该方法然后优选地包括将该图像和/或获得的一个或多个诊断参数与一个或多个参考图像和/或一个或多个参数进行比较以对医疗状况进行诊断。如上所述,该医疗状况优选地是以下之一:心脏异常、膀胱状况、早产、胎儿异常、或者头部或脑部异常。

[0159] 如本领域技术人员将理解的,视情况地,本发明的这些方面和实施例可以并且优选地包括本文所述的本发明的优选和可选特征中的任何一个或多个或者全部。

[0160] 尽管如上所述,使用根据本发明的时变导数信号来分析对象身体的区域的磁场特别有益,其对于分析对象身体的区域的电势也是有用的,即用于ECG测量。

[0161] 因此,根据本发明的第三方面,提供了一种使用心电图系统来分析对象身体的区域的电势的方法,该方法包括:

[0162] 获得与对象身体的区域的时变电势的时变导数相对应的一个或多个信号;

[0163] 在多个周期上对一个或多个时变导数信号进行平均;并且

[0164] 使用经平均的一个或多个时变导数信号来分析由对象身体的区域生成的电势。

[0165] 根据本发明的第四方面,提供了一种医用心电图系统,包括:

[0166] 一个或多个检测器,用于检测对象身体的区域的时变电势;

[0167] 检测电路,被配置为从一个或多个检测器获得与检测到的时变电势的时变导数相对应的一个或多个信号;和

[0168] 平均电路,被配置为在多个周期上对一个或多个时变导数进行平均;

[0169] 其中,心电图系统被配置为使用经平均的一个或多个时变导数信号来分析由对象身体的区域生成的电势。

[0170] 如本领域技术人员将理解的,视情况地,本发明的这些方面可以并且优选地包括

本发明的优选和可选特征中的任何一个或多个或者全部。特别地,在适当的情况下,磁场方面的上述的优选和可选特征中的任何一个或多个或者所有可以适用于电势方面并且包括在这些方面中。

[0171] 因此,对应于(指示)对象身体的区域的时变电势的时间导数的一个或多个(例如数字化的)信号可以被获得、平均并用于分析由对象身体的区域生成的电势。一个或多个(例如数字化的)时间导数信号应当(并且优选地)每个包括具有与对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的时变幅度的信号。

[0172] 在这些方面和实施例中,一个或多个检测器优选地用于产生具有与对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的时变幅度的信号,并且该信号可以可选地被数字化,例如并且优选地如上所述。附加地或可替代地,可以使用一个或多个检测器来产生具有与对象身体的区域的时变电势相对应的时变幅度的信号,并且然后该电势信号可以(可选地被数字化并且)被微分以获得与对象身体的区域的时变电势的时间导数相对应的一个或多个信号,例如并且优选地如上所述。

[0173] 从以上将可以理解,本发明的特别的优点是其可以用于正常的医院或手术或者其他环境,而不需要(外部)磁屏蔽。因此,在特别优选的实施例中,本发明的方法包括使用磁力计系统来检测在非磁屏蔽环境中(并且不使用(外部)磁屏蔽)的对象心脏(或其他身体区域)的磁场。(但是,如果需要,在磁屏蔽环境中(并使用(外部)磁屏蔽)使用磁力计系统检测对象心脏(或其他身体区域)的磁场是可能的。)

[0174] 应当注意,如本文所使用的,“磁屏蔽环境”旨在包括其中磁力计被布置在屏蔽室或外壳中的布置。在这种布置中,被测量的对象和磁力计都包含在相同的屏蔽室或外壳内。相比之下,如本文所使用的,磁力计可以被认为处于“非磁屏蔽环境”中,其中没有外部的、一件或多件装置用于保护被测对象和执行测量的磁力计。

[0175] 相应地,本发明的特别的优点是它可以在不需要低温冷却的情况下使用。因此,在特别优选的实施方案中,本发明的方法包括使用磁力计系统来检测对象心脏(或其他身体区域)的磁场而不使用(例如低温)冷却。(然而,如果需要,在使用(例如低温)冷却的情况下,使用磁力计系统来检测对象心脏(或其他身体区域)的磁场是可能的。)

[0176] 如本领域技术人员将理解的,视情况地,本文描述的本发明的所有方面和实施例可以并且优选地包括本发明的优选和可选特征中的任何一个或多个或者全部。

[0177] 本文描述的处理电路中的任何一个或多个或者全部(诸如特别是检测电路、平均电路、和/或处理电路)可以以一个或多个固定功能单元(硬件)的形式实施,和/或以可以被编程以执行期望的操作的可编程处理电路(硬件)的形式实施,和/或以软件(例如(多个)计算机程序)的形式实施。同样地,本文描述的处理电路中的任何一个或多个可以作为分离的电路元件被提供给其他处理电路中的任何一个或多个,和/或处理电路中的任何一个或多个或者全部可以至少部分地由共享的处理电路形成。

[0178] 根据本发明的多个方法可以至少部分地使用软件(例如,计算机程序)来实现。因此将看到,当从其他方面来看时,本发明提供了当被安装在数据处理装置上时特别适用于执行本文所描述的方法的计算机软件,包括当程序元件在数据处理装置上运行时用于执行本文所描述的多个方法的计算机软件代码部分的计算机程序元件,以及包括当程序在数据处理系统上运行时适用于执行本文所描述的一个或多个方法的所有步骤的代码装置的计

算机程序。数据处理系统可以是微处理器、可编程FPGA (Field Programmable Gate Array, 现场可编程门阵列) 等。

[0179] 本发明也扩展到包括这种软件的计算机软件载体,其中当被用于操作包括数据处理装置的磁力计系统时结合所述数据处理装置使所述系统执行本发明多个方法的多个步骤。这种计算机软件载体可以是诸如ROM芯片、CD ROM或磁盘的物理储存介质,或者可以是诸如电线上的电子信号、光信号或诸如卫星的无线电信号等。

[0180] 还应当理解,不是本发明的方法的所有步骤都需要通过计算机软件来执行,并且因此从更广泛的方面来看,本发明提供了计算机软件和安装在计算机软件载体上的这种软件,以用于执行本文所展现的方法的至少一个步骤。

[0181] 本发明可以因此合适地作为与计算机系统一起使用的计算机程序产品被实施。这种实现可以包括固定在有形介质上的一系列计算机可读指令,诸如非暂时性计算机可读介质,例如,磁盘、CD ROM、ROM或硬盘。它还可以包括一系列计算机可读指令,其中该一系列计算机可读指令可以在包括但不限于光学或模拟通信线路的任何一种有形介质上,或无形地使用包括但不限于微波、红外线或其他传输技术的多种无线技术,经由调制解调器或其他接口设备传输到计算机系统。一系列计算机可读指令实施了本文此前描述的功能的全部或部分。

[0182] 本领域技术人员将理解,这种计算机可读指令可以用许多编程语言编写以用于许多计算机体系结构或操作系统。此外,这些指令可以使用包括但不限于半导体、磁性或光学的现有或未来的任何存储器技术来储存,或者使用包括但不限于光学、红外或微波的现有或未来的任何通信技术来传输。可以预期,这种计算机程序产品可以作为具有附带的印刷或电子文档(例如,收缩包装软件)的可移动介质被分发,预装有计算机系统(例如,在系统ROM或固定盘上),或者通过网络(例如,因特网或万维网)从服务器或电子公告板被分发。

附图说明

[0183] 现在将仅通过示例和参考附图来描述本发明的多个优选实施例,其中:

[0184] 图1示意性地示出了使用本发明的实施例来检测对象心脏的磁场;

[0185] 图2到图5示出了当检测到对象心脏的磁场时使用本发明实施例的另一示例性布置;

[0186] 图6A示意性地示出了根据本发明实施例的线圈布置,图6B示意性地示出了根据本发明实施例的另一线圈布置;

[0187] 图7示出了当检测到对象心脏的磁场时使用本发明实施例的另一示例性布置;

[0188] 图8示出了典型的健康ECG迹线;

[0189] 图9示出了指示心肌损伤的三种不同的ECG迹线;

[0190] 图10示出了表现出基线漂移的ECG迹线;

[0191] 图11A示出了表现出大基线偏移的原始ECG数据;图11B示出了被滤波以去除基线偏移的、图11A的数据;并且图11C示出了没有滤波的图11A的数据的导数;

[0192] 图12示出了从图11的原始数据中提取平均心跳和其积分以示出“正常的”时域视图;

[0193] 图13示出了心肌梗塞患者的数据;

- [0194] 图14示出了同一个心肌梗塞患者的数据,其中信号在导数中被处理;
- [0195] 图15示出了另一个心肌梗塞患者的数据,其中信号在导数中被处理;
- [0196] 图16示出了其中信号在导数中被处理的数据;
- [0197] 图17示出了导数和积分(“正常的”)的信号傅里叶变换;
- [0198] 图18示出了根据本发明实施例的过程;
- [0199] 图19示出了频域中的理想带通滤波器;
- [0200] 图20A示出了由两个加窗sinc滤波器之间的差形成的滤波器内核,其截止频率在8Hz和45Hz,并且 $M=2400$,并且图20B示出了滤波器的频率响应;以及
- [0201] 图21A到图21C示出了以具有相同中心和幅度但每一半具有不同FWHM的高斯峰的形式各种任意时域ECG或MCG信号、以及它们相应的时间导数信号;以及
- [0202] 图22A到图22F示出了以具有相同相位和幅度但具有不同偏移的正弦波的形式各种任意时域ECG或MCG信号、以及它们相应的时间导数信号。
- [0203] 在附图中适当的地方,相同的附图标记用于相同的部件。

具体实施方式

[0204] 图1示意性地示出了可以根据本发明操作的磁力计系统的优选实施例的基本布置。此磁力计系统特定地用作心脏磁力计(用于检测对象心脏的磁场)。然而,相同的磁力计设计可以用于检测由其他身体区域产生的磁场,例如用于检测和诊断膀胱状况、早产、胎儿异常和用于脑磁描记。因此,尽管特别参考心脏磁力测定对本实施例进行了描述,但是应该注意,本实施例(和本发明)也延伸到其他医疗用途。

[0205] 磁力计系统包括耦合到可以包括多个组件的检测电路41的检测器40。检测器40可以是感应线圈40。

[0206] 检测电路41可以包括诸如麦克风放大器的低阻抗前置放大器,其被连接到线圈40、低通滤波器(例如,具有250Hz的频率截止)、以及用于消除线路噪声(例如50Hz或60Hz以及谐波)的陷波滤波器。

[0207] 来自线圈40的电流输出由检测电路41处理并转换为电压,并且被提供给模数转换器(ADC)42,其中模数转换器42对来自线圈40的模拟信号进行数字化并且将其提供给数据采集系统43。

[0208] 与心跳相关的生物信号(例如,来自测试对象的ECG或Pulse-0x触发)可以被用作用于数字信号采集的检测触发,并且在多个触发脉冲上的数字化的信号然后通过数据采集单元43被分箱到适当的信号箱中,并且信号箱被叠加或平均。然而,其他布置也是可能的。

[0209] 线圈40和检测电路41可以被布置为使得线圈40和检测电路41的前置放大器一起被布置在传感器头或探针中,然后通过导线将传感器头或探针连接到包括检测电路41剩余部件的处理电路上。通过导线连接传感器头(探针)和处理电路允许在使用时处理电路与传感器头(探针)间隔开。

[0210] 通过此磁力计,通过将传感器头(探针)放置在感兴趣的磁场附近,传感器头(探针)将被用作磁性探针。

[0211] 图2示出了对图1布置的改进,其特别地使用梯度减法技术来尝试对背景噪声进行补偿。(然而,其他技术也可以被使用的)。在这种情况下,反向线圈44被用于尝试从探针线

圈40所检测到的信号中减去背景噪声磁场的影响。如本领域中已知的,反向线圈44将对任何背景磁场同样敏感,但仅对对象的磁场弱敏感。通过例如使用可移动的叠片铁芯将反向线圈44的性能与拾波线圈40的性能进行调谐,可以将反向线圈44精确地匹配到拾波线圈40上。

[0212] 图3示出了替代的梯度减法布置。在这种情况下,两个线圈40、44具有相同的方向,但是使用差分放大器45减去它们相应的信号。此外,通过精确地匹配线圈和检测电路41的性能来实现最佳的操作。此外,可移动的叠片铁芯可以用于对一个线圈的性能进行调谐以匹配另一个线圈的性能。

[0213] 图4示出了进一步优选的布置。此电路以与图3的布置相同的原则来操作,但是使用了更复杂的场消除和无源线圈匹配。特别地,将已知的全局磁场44引入两个线圈40、44以尝试去除背景磁场干扰。

[0214] 在此电路中,来自检测电路41的输出在被提供给差分放大器45之前分别通过相应的放大器47、48。放大器47、48中的至少一个是可调谐的。在使用时,由信号发生器49应用的诸如50Hz或60Hz(谐波)线路噪声的已知全局场46或诸如1kHz信号的信号被引入到两个线圈40、44。在差分放大器45的输出上存在这个频率上的信号(例如,使用示波器50可以观察到)然后将指示线圈40、44不匹配。放大器控制器51然后可以用于对可调谐的电压控制放大器48进行调谐,以消除差分放大器45的输出上的全局噪声,从而适当地匹配来自两个线圈的输出。

[0215] 在这种布置中最优选地,将1kHz左右的已知全局场应用于两个线圈,以便实现用于梯度减法的适当线圈匹配,而且还将用于去除50或60Hz(谐波)噪声的滤波器应用于输出信号。

[0216] 图5示出了图4布置的进一步变化,但是在这种情况下使用有源线圈进行匹配。因此,在这种布置中,线圈40、44的输出被再一次引导到适当的检测电路41,然后再引导到相应的放大器47、48,其中放大器47、48中的至少一个是可调谐的。然而,可调谐的放大器48在这种布置中被调谐以使用放大器52或适当地耦合到来自差分放大器45和信号发生器49的输出的类似的电压控制器中的锁定来消除共模噪声。

[0217] 本发明的上述实施例示出了其中存在可以用于检测对象心脏的磁场的单个拾波线圈的布置。在这些布置中,为了之后对对象心脏所生成的磁场进行诊断扫描,可以适当地在对象的胸部上移动单个拾波线圈,以在对象胸部上的适当空间位置处获取读数。然后读数可以被收集并用于编辑对象心脏的适当的磁场扫描。

[0218] 将例如如图1中所示的形式的多个线圈和检测电路布置成阵列,并且然后使用这种阵列来对对象心脏生成的磁场进行测量也是可能的。在这种情况下,线圈阵列可以用于同时从对象胸部上的多个位置获取读数,从而,例如,避免或减少在对象胸部上的不同位置处使用相同线圈获取读数的需要。

[0219] 图6A和6B示出了具有16个检测线圈61的阵列60的合适的线圈阵列布置,其然后可以被放置在对象的胸部上以测量在对象胸部上的16个采样位置处的对象心脏的磁场。图6A示出了规则的矩形阵列并且图6B示出了正六边形阵列。在这些情况下,阵列60的每个线圈61应该如上所述地被配置并且被连接到其各自的检测电路(即,每个单独的线圈61将被布置并且具有如图1所示的连接到其的检测电路)。来自相应的线圈61的输出信号然后可以被

组合并且适当地被使用以生成对象心脏的磁扫描。

[0220] 如果需要,可以使用诸如圆形阵列、不规则阵列等的其他阵列布置。

[0221] 可以在阵列中提供更多(或更少)的线圈,例如多达500个线圈,或超过500个线圈。例如,当期望测量对象身体不同区域(即除了心脏以外)的磁场时,可以提供增加数量的线圈以便提供适当数量的采样点以及用于有问题的对象身体的区域的适当的空间覆盖。

[0222] 也可能在这种布置中使用线圈61中的一些来检测背景磁场以用于背景噪声减法的目的,而不是用于检测对象心脏的想要的场。例如,阵列的外部线圈62可以用作背景场检测器,然后从阵列的剩余线圈检测到的信号中适当地减去由那些线圈检测的信号。当然,背景噪声减法的其他布置也是可能的。

[0223] 如果需要,还可能具有图6所示形式的多层阵列。在这种情况下,例如,可以具有两个这种阵列,一个在另一个的上面,其中靠近对象胸部的阵列用于检测对象心脏生成的磁场,并且远离的阵列用于背景噪声检测的目的。

[0224] 为了测量由心脏生成的磁场,上述布置可以用于通过在对象胸部上间隔地收集磁场测量来编辑对象心脏的磁场扫描。然后,例如,可以针对心跳的任何部分对假色图像进行编辑,然后使用扫描,例如通过与已知参考图像进行比较,来诊断各种心脏状况。此外,与现有的心脏磁力测定设备相比,这可以在安装和持续运行成本方面显著地降低成本。

[0225] 图7示出了磁力计的示例性布置,例如,设想其可以在医院中使用。当要用于对(例如)患者的心脏进行扫描时,磁力计30是可以被推到患者的床边31的便携式设备。不需要任何磁屏蔽、低温冷却等。磁力计30可以用于正常的病房环境中。(然而,如果需要,可以提供磁屏蔽和/或冷却。)

[0226] 如本文所使用的,“磁屏蔽”环境中的磁力计或其他装置可以包括磁力计或被布置在特别设计的房间或外壳中的其他装置。在这种布置中,被测量的对象和进行测量的仪器都被包含在相同的屏蔽外壳内。相反,如本文所使用的,“非磁屏蔽”中的磁力计或其他装置包括磁力计或其他装置,对于该磁力计或其他装置,没有外部的、一件或多件装置用于保护被测量的对象和进行测量的仪器。

[0227] 磁力计系统可以以类似的方式用于检测和分析由身体其他区域(诸如膀胱、头部、脑、胎儿等)产生的其他医学上有用的磁场。

[0228] 图8示出了典型的ECG迹线和ECG迹线中存在的典型元素的传统标记。类似的元素也出现在MCG迹线中并且两者之间的对应关系导致了研究人员使用相同标记的传统。

[0229] 如图8所示,ECG迹线包括重复P-P间隔,其包括所谓的P波,接着是P-R(或P-Q)段(其中P波和P-R(或P-Q)段的组合称为P-R(或P-Q)间隔),接着是QRS复合波,接着是ST段,接着是T波(其中S-T段和T波的组合称为S-T间隔),并且QRS复合波和S-T间隔的组合称为Q-T间隔,接着是T-P段。ECG内的每个特征可以具有诊断重要性。

[0230] 由本实施例中的感应线圈生成的信号将是磁场的导数。然而,不是通常那样在时间上对输出信号进行积分,而是将“原始”导数信号用于数据分析等。

[0231] 因此,因为例如没有必要对信号进行微分,所以使用感应线圈代表用于获得与磁场的时间导数相对应的的信号的特殊方便的布置。

[0232] 然而,申请人也发现存在益处,例如,如下所述,当使用其输出信号是与时变磁场相对应的检测器时,例如,通过对输出信号进行微分以获得与时变磁场的时间导数信号相

对应的信号。

[0233] 因此,在本实施例中,使用磁场的导数 dB/dt 而不是如传统那样使用磁场 B 来分析心脏信号。还可以使用电压的导数 dV/dt 而不是如传统那样使用电压 V 来分析心脏信号。

[0234] 对导数中信号的分析是有益的,因为除其他之外,用于ECG和MCG的信号处理算法必须解决两个相冲突的问题,也就是去除背景漂移并且保留可能具有重要诊断重要性的生物信号。冲突产生是因为频繁的背景效应本身可以具有生物起源。

[0235] 图9A再次示出了正常的、健康的ECG迹线的示例。图9B和9C示出了指示心肌损伤的ECG迹线的示例,其中S-T基线相对于PR基线升高(图9B)或降低(图9C)。虽然在胸部的不同区域,MCG在复合体的相应区域中表现出类似的行为。MCG的信息内容也不同,其中S-T区域在MCG中比在ECG中更敏感。

[0236] 另一方面,对象肢体的运动可以导致基线漂移。图10示出了基线漂移的典型示例。

[0237] 因此,对象肢体的移动可以在ECG信号中造成低频基线漂移,而ECG的S-T段中的小偏移可以指示心肌梗塞。

[0238] 对于训练有素的医生,将基线漂移与S-T基线的偏移分开是相对简单的,但对于自动算法而言则更困难。对于MCG则不能这样说,主要是因为MCG缺少能支持ECG分析的数十年的理解和分析。然而,对于信号处理算法,将两者分离的任务非常具有挑战性。

[0239] 在本实施例中,通过使用导数信号从信号中去除基线漂移。基线漂移在频率上非常低并且因此导数(dV/dt)非常小(即当漂移的频率很小时, dt 非常大),因此使用导数可以消除结果分析中基线漂移的存在。

[0240] 图11示出了来自健康志愿者(PTB ECG数据库)的ECG图。图11A示出了示出大基线偏移的原始数据,图11B示出了滤波后以去除基线偏移的此数据,并且图11C示出了没有经滤波的导数数据。应当理解,图11C中所示的导数数据未示出基线偏移。

[0241] 因此,导数信号的使用可以去除或减少对滤波的需要。这是有益的,因为滤波总是存在存在去除噪声时“真实的”信号将被去除的风险。当基线漂移其本身就是生物信号时,这种情况特别明显。因此,这意味着更多的“想要的”信号可以被保留以用于进一步分析。

[0242] 在本实施例中,导数数据被重复地获得,并且信号平均技术被应用于数据以产生平均心跳。这个过程如图12所示。

[0243] 图12A再次示出了如图11C所示的来自健康志愿者的原始数据。如图12B所示,在本实施例中,此数据在重复周期上被平均以确定平均心跳。图12B的平均心跳可以用于诊断目的。如图12C所示,平均(导数)心跳可以被积分以确定平均的经积分的心跳。

[0244] 图12示出了使用导数解析信号的过程。在图12B中可以看到,可以在导数中被看到的一些频率分量在“正常的”时域视图中不可见。从图12C可以看到,经积分的信号丢失了高频信息。

[0245] 图13示出了由S-T段基线偏移的存在所指示的心肌梗塞患者的ECG数据。图13B示出了在对图13A的原始数据进行平均之后的平均心跳,其中S-T段基线偏移可以在经平均的心跳中被看到。图13C示出了经平均的心跳的导数。

[0246] 图13D到图13F示出了已应用带通滤波的相应数据。带通滤波的使用减少了S-T段偏移,因为低频分量被抑制了。这可以在导数中最清楚地被看到,即通过对图13C(无滤波)和图13F(使用滤波)进行比较。

[0247] 从图13C可以看到,由于对高频分量有强敏感度,导数中存在较高的噪声。在图13F中较低频率分量被抑制了。图13E示出了T波的改变和R峰结构的变化。

[0248] 图14示出了如图13的相同的患者的数据,其中信号在导数中被处理然后被积分。图14A示出了原始导数数据,图14B示出了平均后的图14A的数据,图14C示出了图14B的经平均的心跳的积分版本。图14D到图14F示出了已使用滤波的相应数据。

[0249] 从图14中可以看到,通过对导数中的数据进行处理,消除了对信号进行滤波以去除低频偏移的需求,并且保留了基线S-T偏移。

[0250] 图14E示出了当声音(如预期地)被滤波时较高频率分量被抑制。然而,如图14F所示,基线偏移被保留,R峰结构仅略微改变,并且T波结构未改变。

[0251] 由此,申请人已经认识到导数是有用的工具,因为(i)具有诊断价值的高频信息是自然地存在于导数中的;并且(ii)不需要额外的滤波来获得平均心跳。

[0252] 另外,即使应用了带通滤波,信号的低频结构也是相同的。

[0253] 图15示出了具有S-T基线偏移的、与图14相对应但来自不同的心肌梗塞患者的数据。图15C示出了基线偏移。图15E中的带通信号示出了没有基线偏移,并且图15F示出低频数据被去除。这表明结果是重复的。

[0254] 图16表明了在处理导数中的数据时可以滤波并保留相关信息的原因。如图16A所示,在导数中,与基线偏移有关的重要信息被有效地从S-T区域移动到QRS复合波中。被标记为“峰高(peak height)”的区域确定了R-波(R-Wave)峰高,并且被标记为“峰降(peak drop)”的区域确定了后续的下降。如果这两个区域具有相似的面积,那么基线偏移很小。

[0255] 这可以在图17中看到,其中两个信号的频率分量被比较。图17比较了导数(图17A)的傅立叶变换与积分(“正常”)的信号(图17B)。导数中的低频信息相当少。然而,从上面的分析可以看到,关于心脏状态的信息被保留。

[0256] 应当理解,导数自然地减小了低频信息的规模,将其转变成复合波内的较高频率。这反过来允许在不破坏相关信息的情况下应用滤波。

[0257] 图18示出了根据本实施例的一系列数据处理步骤。

[0258] 传感器40和数字化器42用于获得数字化的导数信号101。如上所述,这可以通过使用来自被配置为输出导数信号的传感器的“自然”信号来完成,或者通过对来自被配置为输出磁场B或电压V信号的传感器的数字化的信号输出进行微分来完成。

[0259] 微分可以以任何合适的方式进行。其中,例如,数字化的信号包括一系列值,

[0260] $V(t) = [V_1, V_2, V_3, \dots, V_n],$

[0261] 并且当值 V_i, V_{i+1} 被固定的时间步长 δt 分离时,则导数可以近似为:

[0262] $\frac{dV}{dt} \approx \left[\frac{V_1 - V_2}{\delta t}, \frac{V_2 - V_3}{\delta t}, \frac{V_3 - V_4}{\delta t}, \dots, \frac{V_{n-1} - V_n}{\delta t} \right].$

[0263] 然后,数字化的导数信号在多个周期上被平均102。这涉及使用诸如ECG的触发来确定信号的多个重复周期。从在多个触发中的每个触发的周围的多个窗中的每个窗口中的目标波形获取数据。对几个后续窗进行平均以去除随机噪声。

[0264] 使用导数信号对这个触发操作是有益的,因为触发通常由波的形状或阈值检测来定义。在任一种情况下,去除低频基线偏移都可以改善触发。信号经平均的ECG通常使用来源于ECG的触发点作为平均位置。这很容易出现来自基线偏移的误差,然而来源于导数的触

发则不会出现该误差。

[0265] 可以应用额外的滤波103,例如以去除无法通过平均去除的噪声。例如,可以使用(i)陷波滤波器以去除电力线噪声;和/或使用(ii)带通滤波器以去除环境噪声来对一个或多个数字化的时间导数信号进行滤波。可以对一个或多个数字化的时间导数信号进行滤波以去除例如由电力线和其他环境噪声源(诸如电梯、空调、附近交通、机械振动等)引起的外部磁噪声。

[0266] 申请人已经发现,特别地,具有大约8Hz-45Hz的通带的带通滤波器可以用于将MCG信号与环境噪声和背景噪声分离。滤波器是带通滤波器,其由高通滤波器(去除<10Hz的环境噪声)和低通滤波器(去除>50Hz的背景噪声)的组合构造而成。

[0267] 图19示出了理想的带通滤波器。理想滤波器是在不影响较低频率的情况下去除高于给定截止频率的所有频率分量并且具有线性相位响应的滤波器。通带10Hz-50Hz内的所有频率以单位幅度通过,而所有其他频率都被阻挡。通带是完全平坦的,阻带中的衰减是无限的,并且两者之间的过渡是无限小的。滤波器的脉冲响应是时域中的sinc函数,并且其频率响应是矩形函数。它是频率感应中的“理想”低通滤波器,完美地使低频通过,完美地对高频进行截止,并且因此可以被认为是“砖墙”滤波器。

[0268] 在本实施例中,为了近似这种理想滤波器,两个加窗sinc滤波器被组合以构造可以将MCG信号与环境噪声和背景噪声分离的带通滤波器。这允许QRS复合波与环境噪声和其他背景噪声干扰的有效分离,而没有相位失真。

[0269] 滤波器被配置为使得其去除低于截止频率 f_{c1} 并且高于截止频率 f_{c2} 的所有频率分量而不影响其间的频率。该滤波器被设计为两个加窗sinc滤波器的差值,其截止频率为 f_{c1} 和 f_{c2} 。该滤波器能够显著降低环境噪声对MCG信号(特别是去极化(QRS)部分)的影响。

[0270] 图20A示出了滤波器内核并且图20B示出了两个加窗sinc滤波器的差的频率响应,其中截止频率 $f_{c1}=0.0033$ (8.0Hz), $f_{c2}=0.01875$ (45.0Hz),并且 $M=2400$ 。该滤波器充当带通滤波器。

[0271] 该滤波器可以被应用于时域或频域以有效地将MCG信号的再极化(QRS部分)与BCG效应和背景噪声分离开。

[0272] 现在回到图18,可以在导数中例如在识别并且去除其他噪声源之后提取诊断信息。

[0273] 因此,在任何附加数据处理104之后,可以执行诊断参数提取105,并且将其用于分析106。

[0274] 可以被分析的医学上有用的信号的一些示例是(i)S-T基线偏移(STEMI),例如,S-T升高的心肌梗塞(取导数后,这变为R-S信号高度);和(ii)R-S转换率,例如,束支传导阻滞(bundle branch block)取导数后,这变为R-S信号高度)。

[0275] 然而,通常本文描述的任何信号特征可以具有诊断重要性并且可以用于分析。取导数后,取决于速率的参数变为高度,并且转变产生电平偏移的参数变为面积的测量。

[0276] 应当理解,在本实施例中,导数用于分析。导数强调高频信息并且抑制低频信息。高频信息可以独自进行诊断。另外,导数去除了背景漂移而无需滤波。它还集中了与R-S区域中的S-T过渡水平偏移有关的信息。这是较高频率区域并且因此该信号可以与较低频率的分量分离开。

[0277] 应当注意,当分析导数域中的磁场时,可以使用特征的变化率、梯度或斜率。积分中的特征的梯度对应于导数中的特征的幅度。这可以允许获得更详细或准确的诊断信息。

[0278] 例如,如图21A到图21C所示,在时域ECG中(并且在时域MCG中),诸如QRS复合波的信号特征可以包括一个或多个单峰。图21A示出了对称信号特征,图21B示出了轻微不对称的信号特征并且图21C示出了适度不对称的特征。

[0279] 可以看到例如通过对图21A和图21B进行比较,确定(或精确测量)例如(例如,QRS)峰中的轻微不平衡或不对称可能具有挑战性,例如,如果峰的一侧下降得比其上升得更快或更慢(反之亦然)。

[0280] 相比之下,当使用导数(MCG或ECG)信号时,信号特征(例如QRS复合波)包括两个峰,一个对应于时域特征(例如,QRS复合波)的上升沿(例如,“QR”),并且一个对应于时域特征(例如,QRS复合波)的下降沿(例如,“RS”)。这意味着,当使用导数域时,如上所述的任何差异(不平衡或不对称)更容易检测,例如,因为两个峰将具有不同的形状和/或幅度。对于经平均的一个或多个时间导数信号中的其他峰和信号特征也是一样。

[0281] 另外,与使用积分相比,在使用导数时可以更容易看到大绝对值上的小波动(例如,具有大偏移或DC偏置的信号)。这是因为向上或向下趋势(或梯度/斜率)可以被视为导数中的正的或负的特征。对于充分偏移(或偏置)的信号,尽管小的波动使得难以建立趋势,但所有值可以保持正的(或负的)。

[0282] 这由图22A到图22F表明。图22A和图22C示出了具有和不具有偏移的任意时域信号。相比之下,图22B和图22D示出了导数中的相同信号,其中可以看到偏移的影响已经被去除。

[0283] 还如图22A到图22D所示,具有小波动(例如 1000 ± 10)的大绝对值与在导数中具有相同波动(例如 1 ± 10)的小绝对值没有区别,因为仅观察到波动(例如 ± 10)(即,具有-10幅度的峰值和具有+10幅度的第二峰值)。在积分中,这些波动分别是绝对信号值的1%和1000%,并且可以使具有可变数据的阈值难以定位,特别是在具有小波动(例如 1000 ± 10)的大绝对值的情况下,因为所有的值都可能是正的。

[0284] 另外,对于具有增加的(或减少的)DC或低频偏移的数据集或信号,在导数中比在积分中可以更容易看到小波动。这由图22E到图22F表明,其中可以看到即使偏移不是恒定的,也可以在导数中拾取细微的变化。

[0285] 由此,以各种实施例的方式使用导数域可以使诊断测量对偏移或(例如,DC)偏置更具抵抗性,即,因为仅变化被测量。这可以使处理情况(例如,阈值是感兴趣的并且需要被测量)变得更容易。特别地,这可以解决这样的情况,例如,期望确定MCG信号中从正值到负值的变化或位置,但是因为偏移或(例如,DC)偏置,信号的所有值是正的或负的。

[0286] 从上面可以看到,本发明提供了一种改进的医用磁力计系统。

[0287] 在本发明的优选实施例中,这是至少通过获得与对象身体的区域的时变磁场的时变导数相对应的一个或多个信号、对一个或多个信号进行平均、并且使用一个或多个经平均的信号来分析对象身体的区域生成的磁场来实现的。

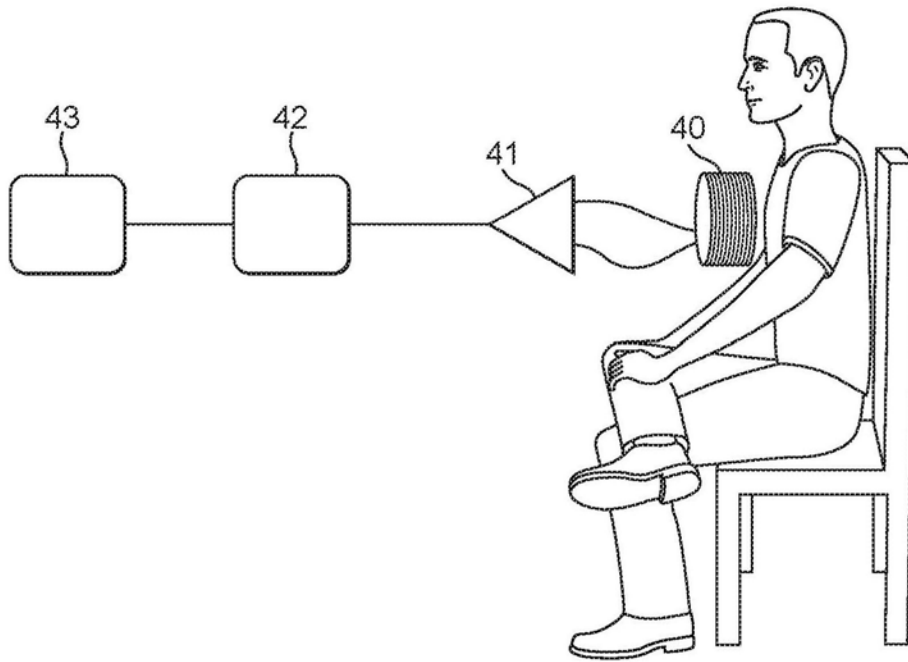


图1

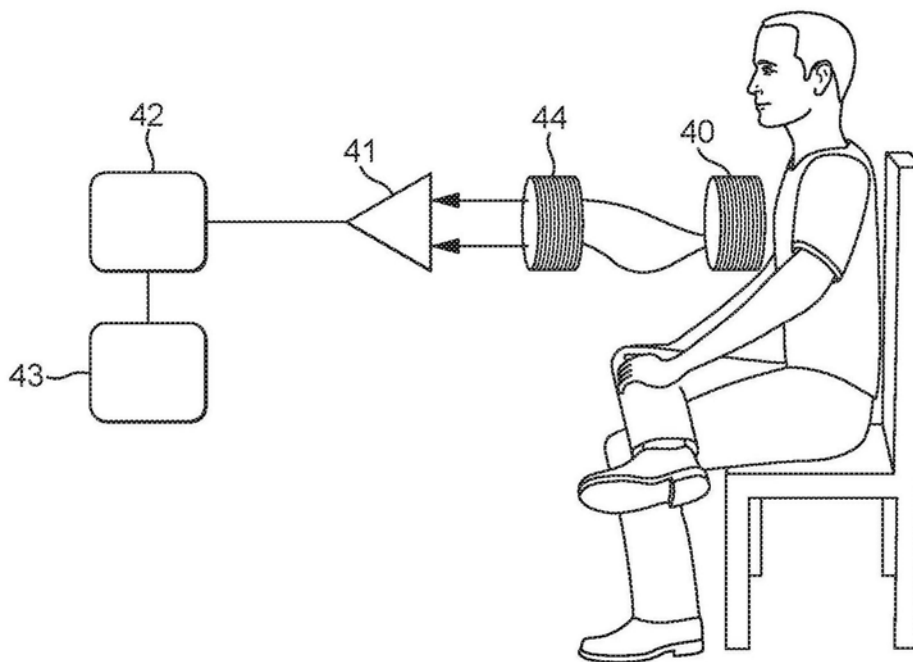


图2

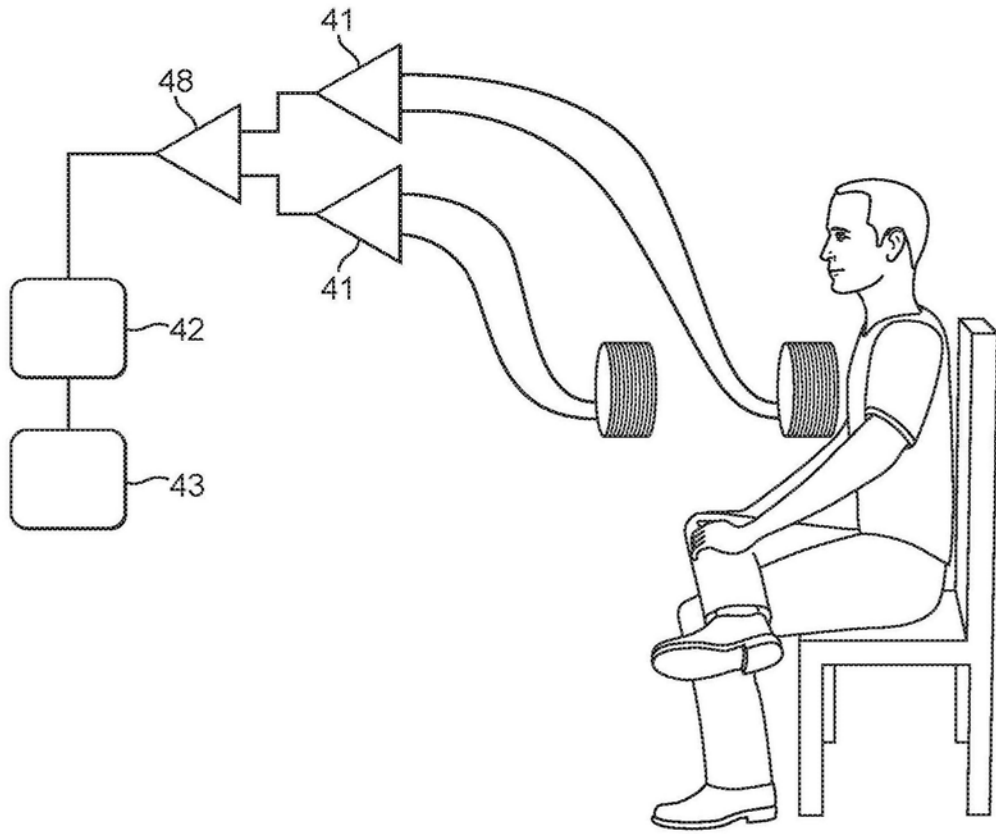


图3

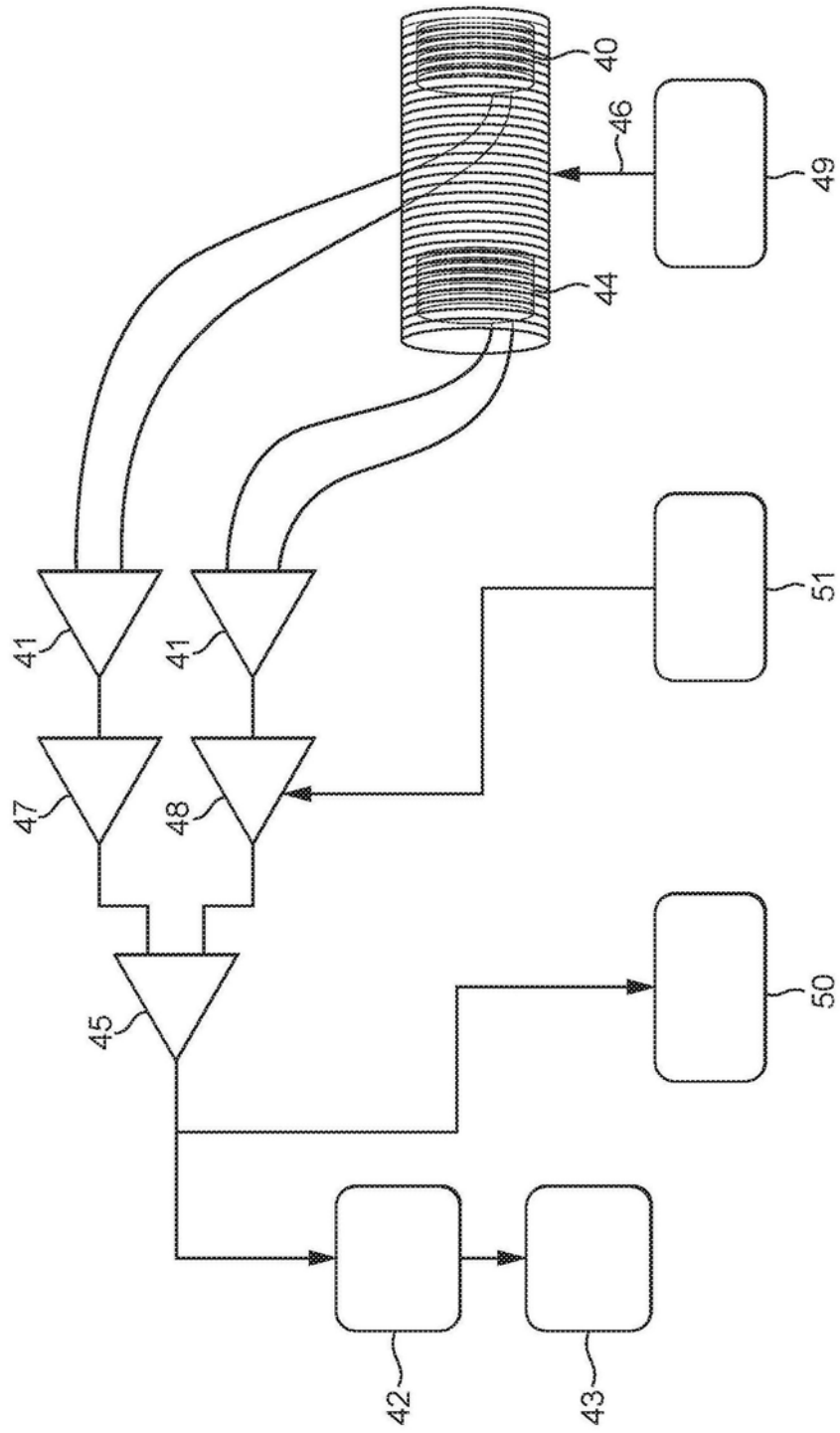


图4

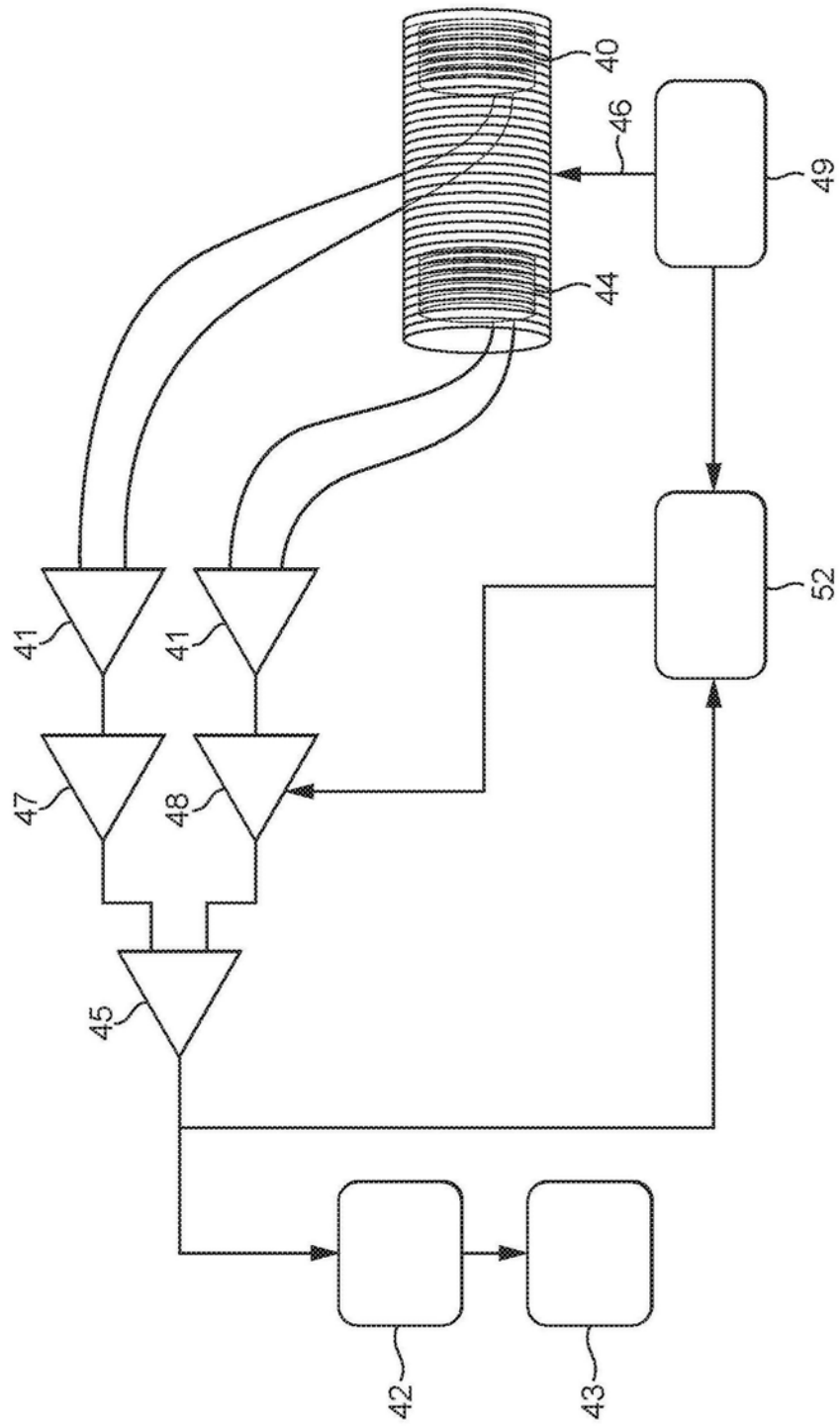


图5

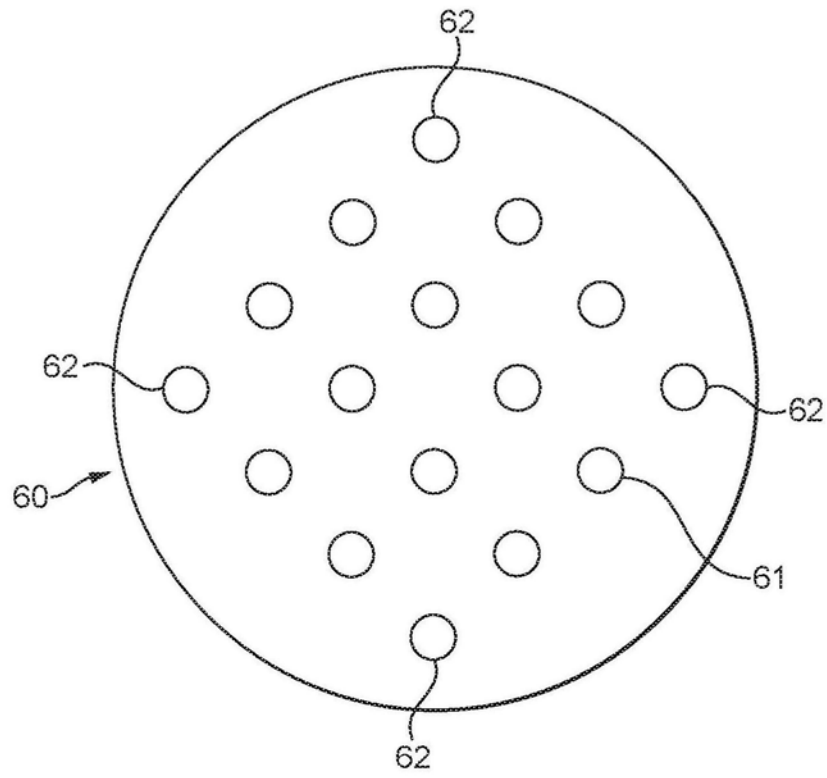


图6A

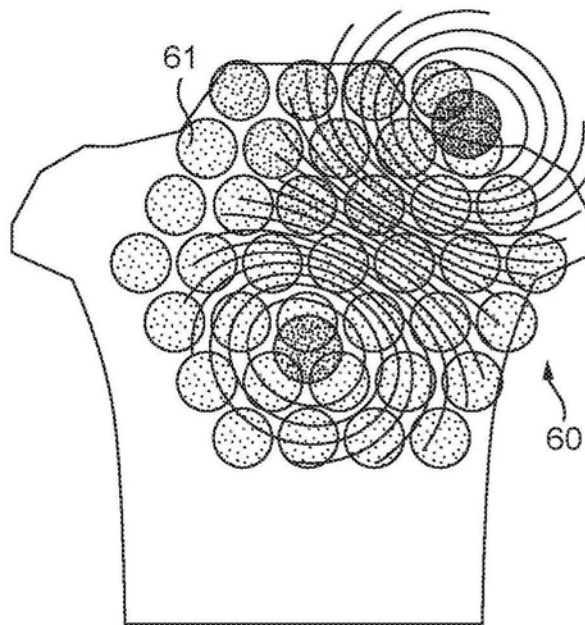


图6B

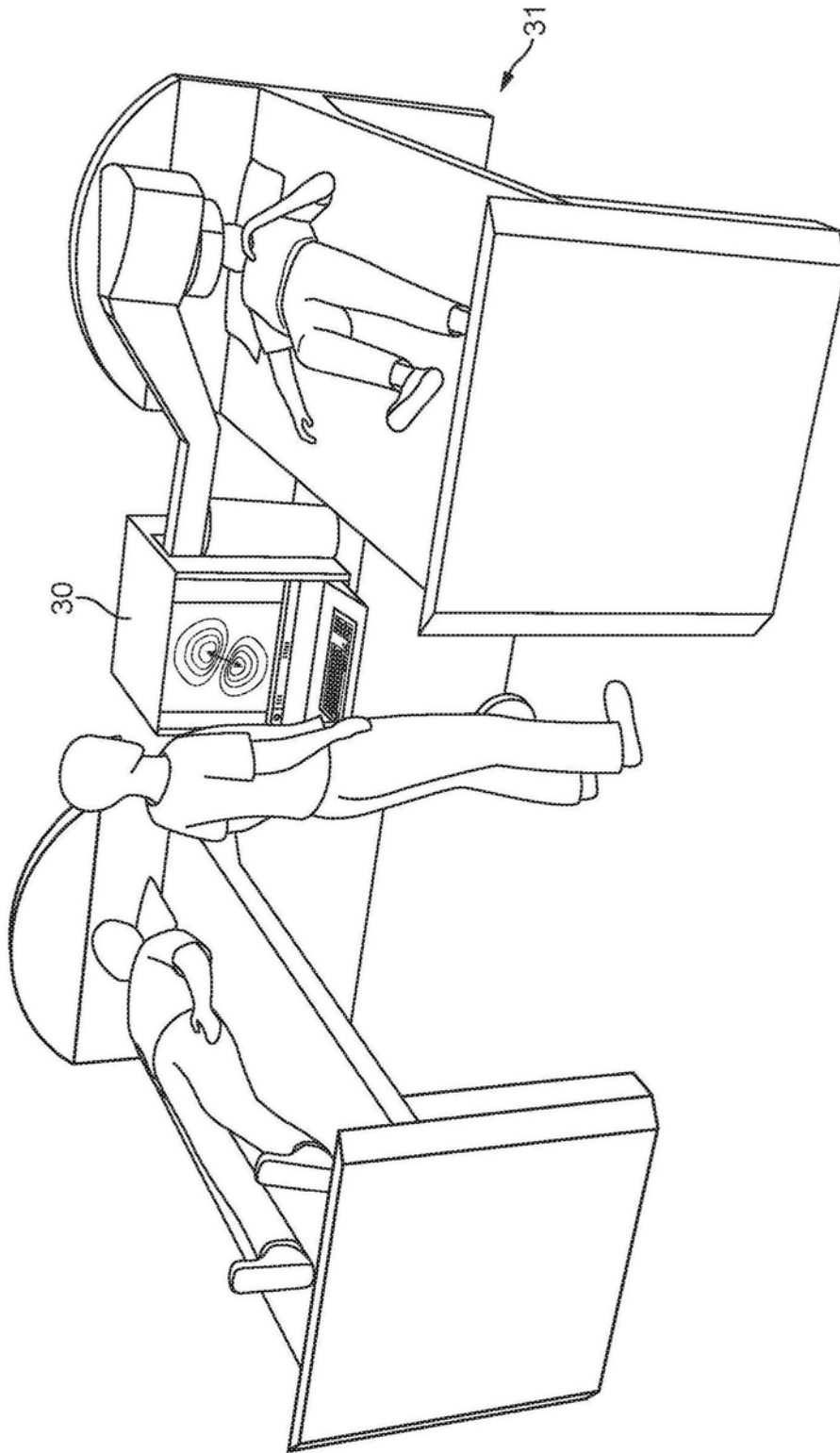


图7

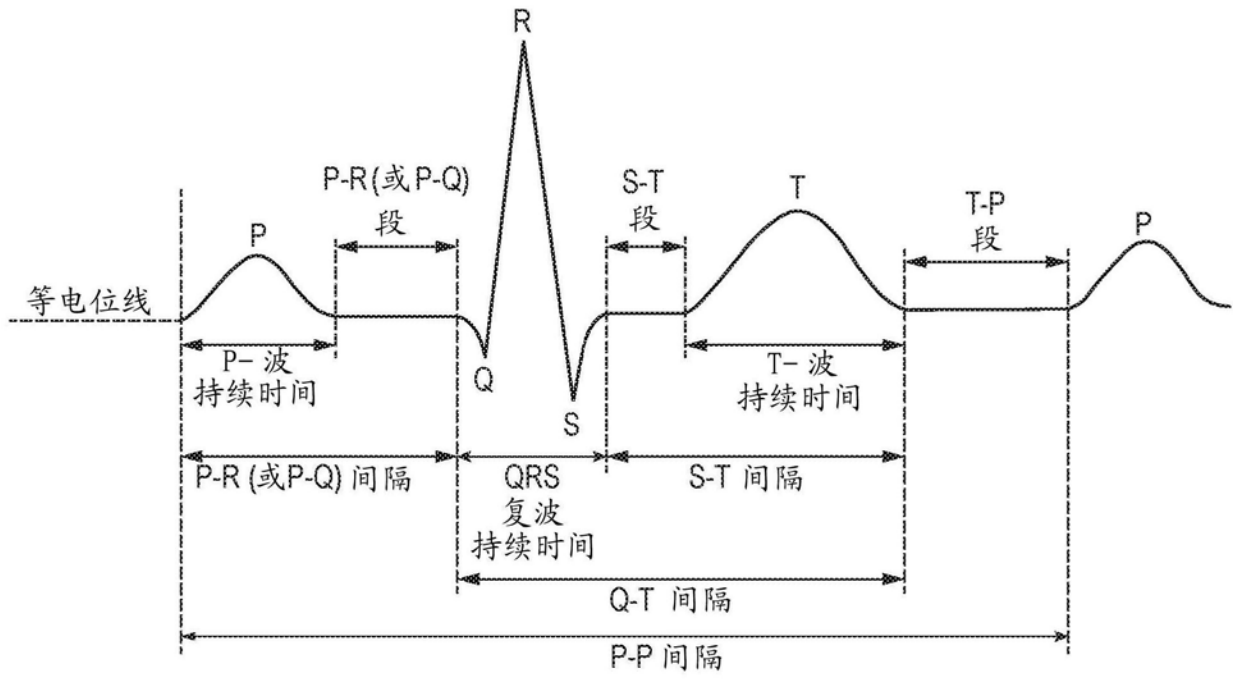


图8

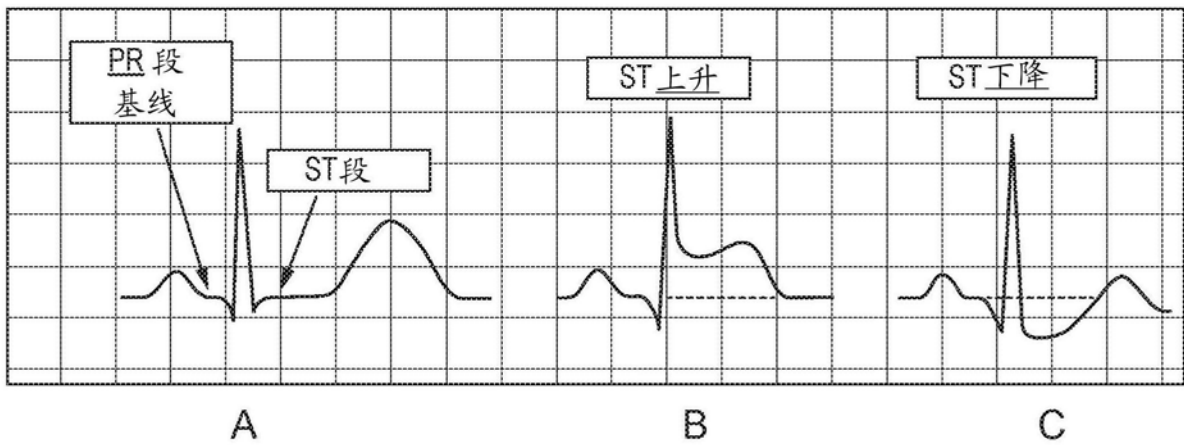


图9

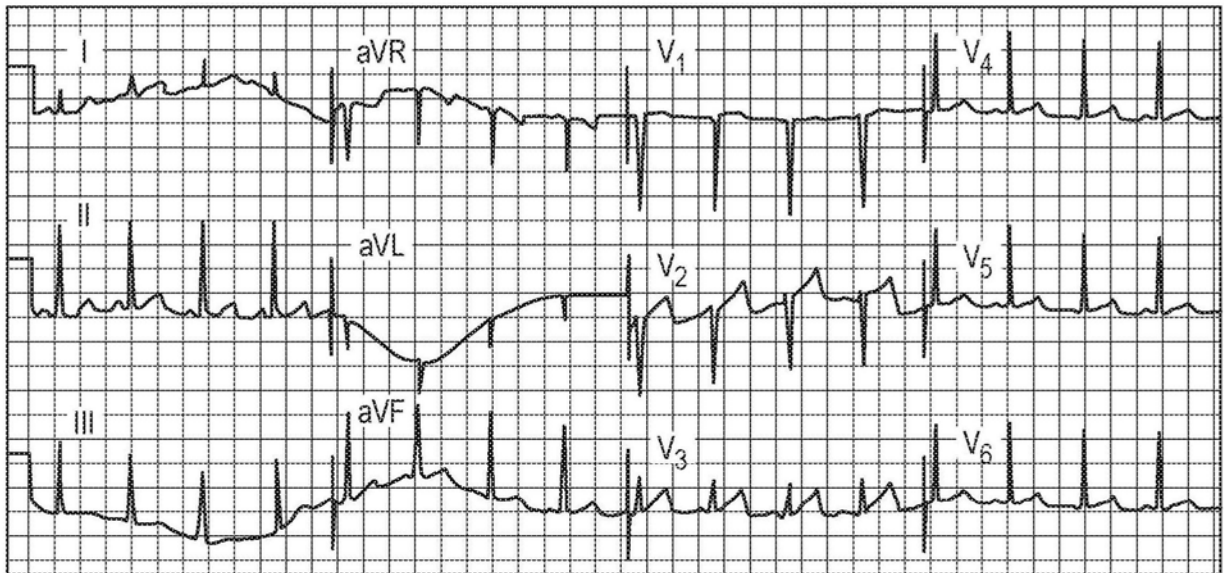


图10

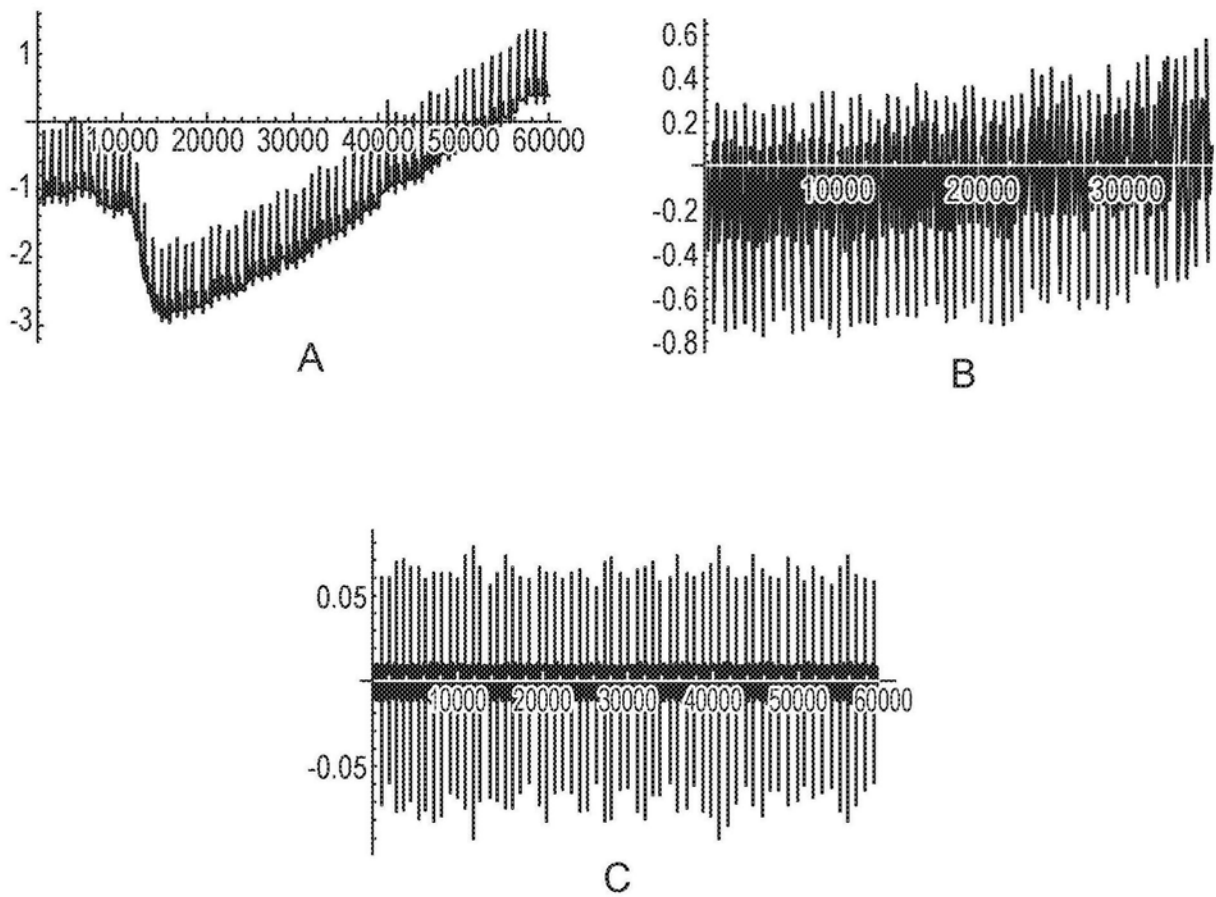


图11

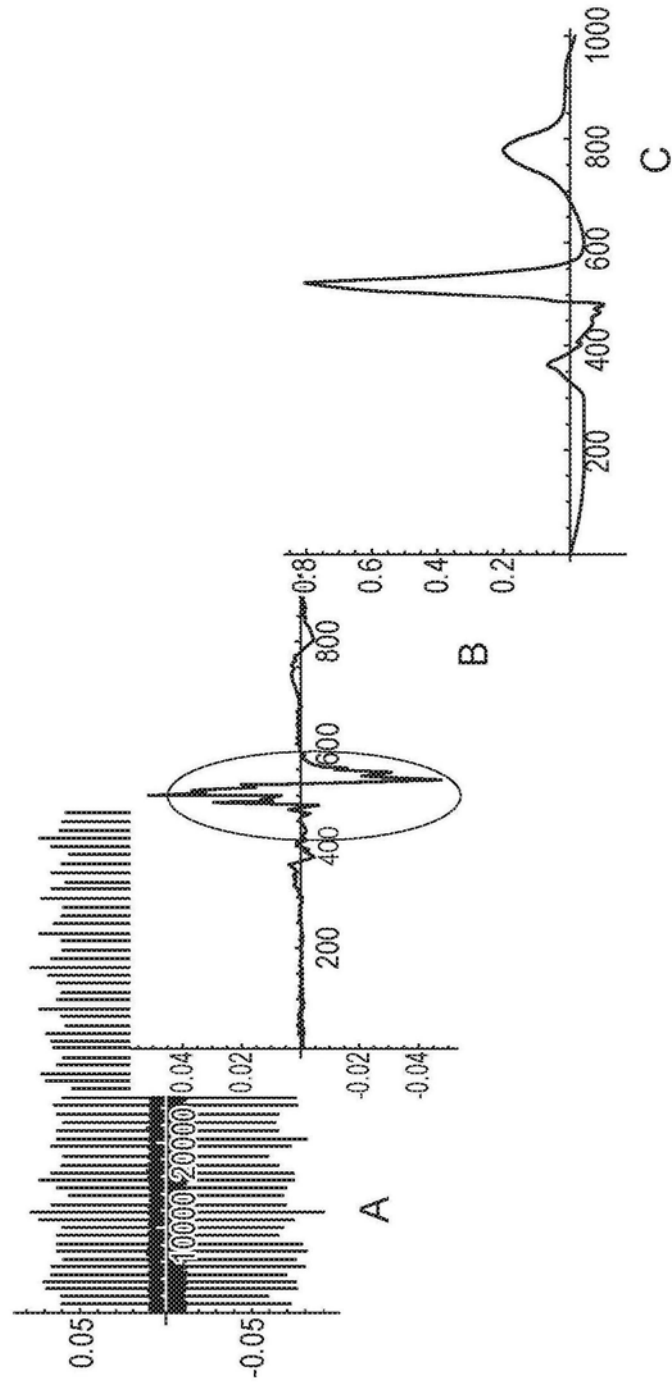


图12

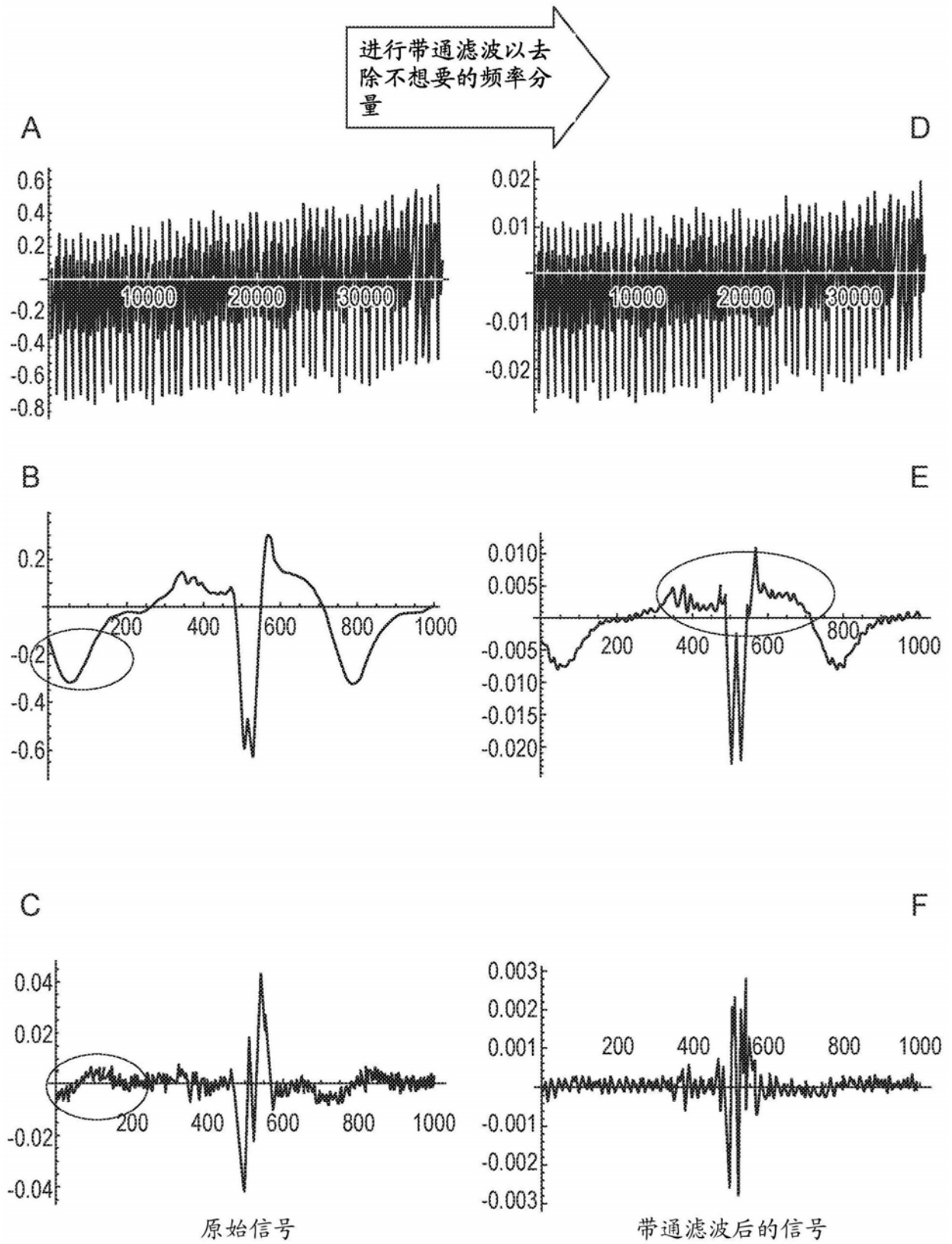


图13

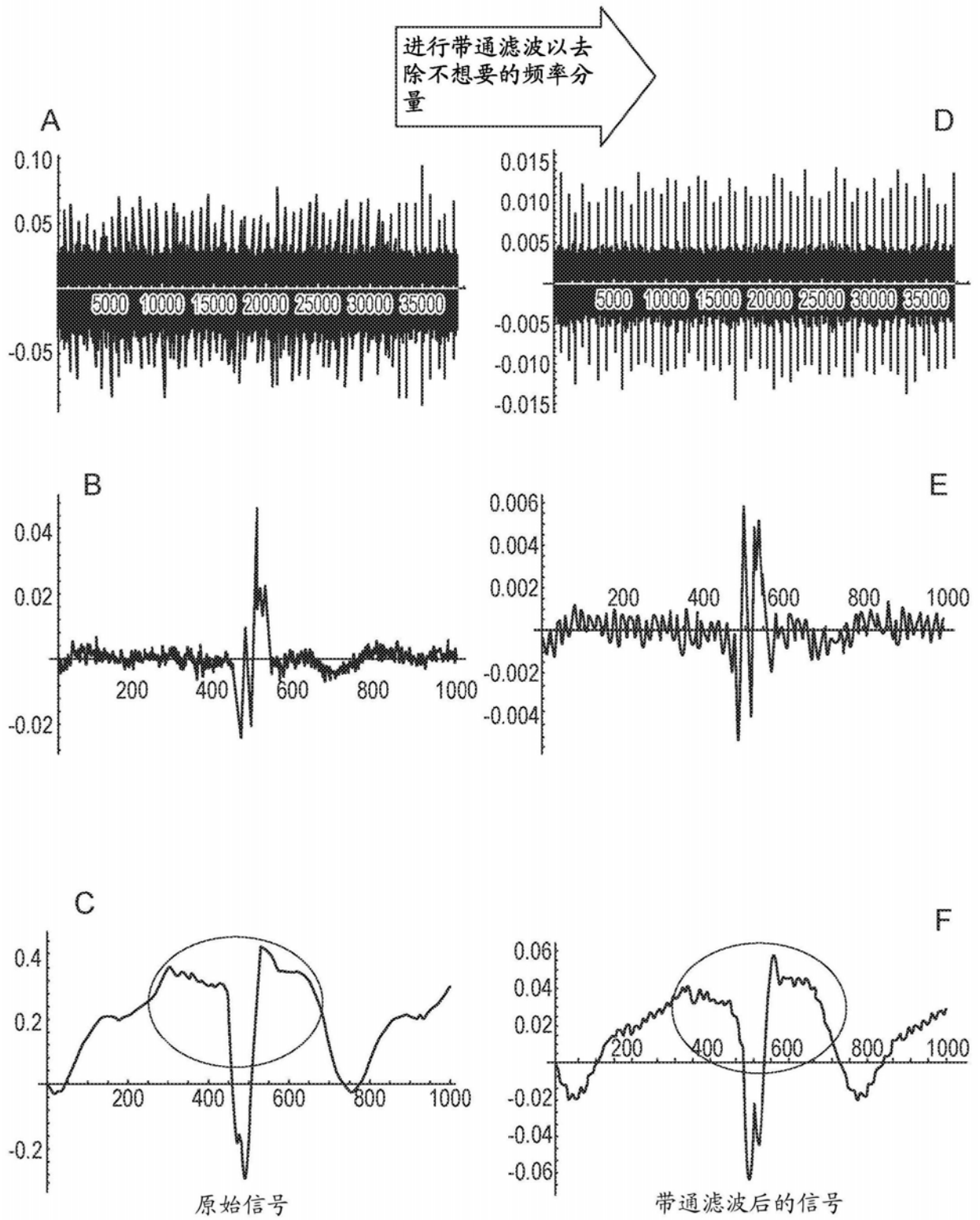


图14

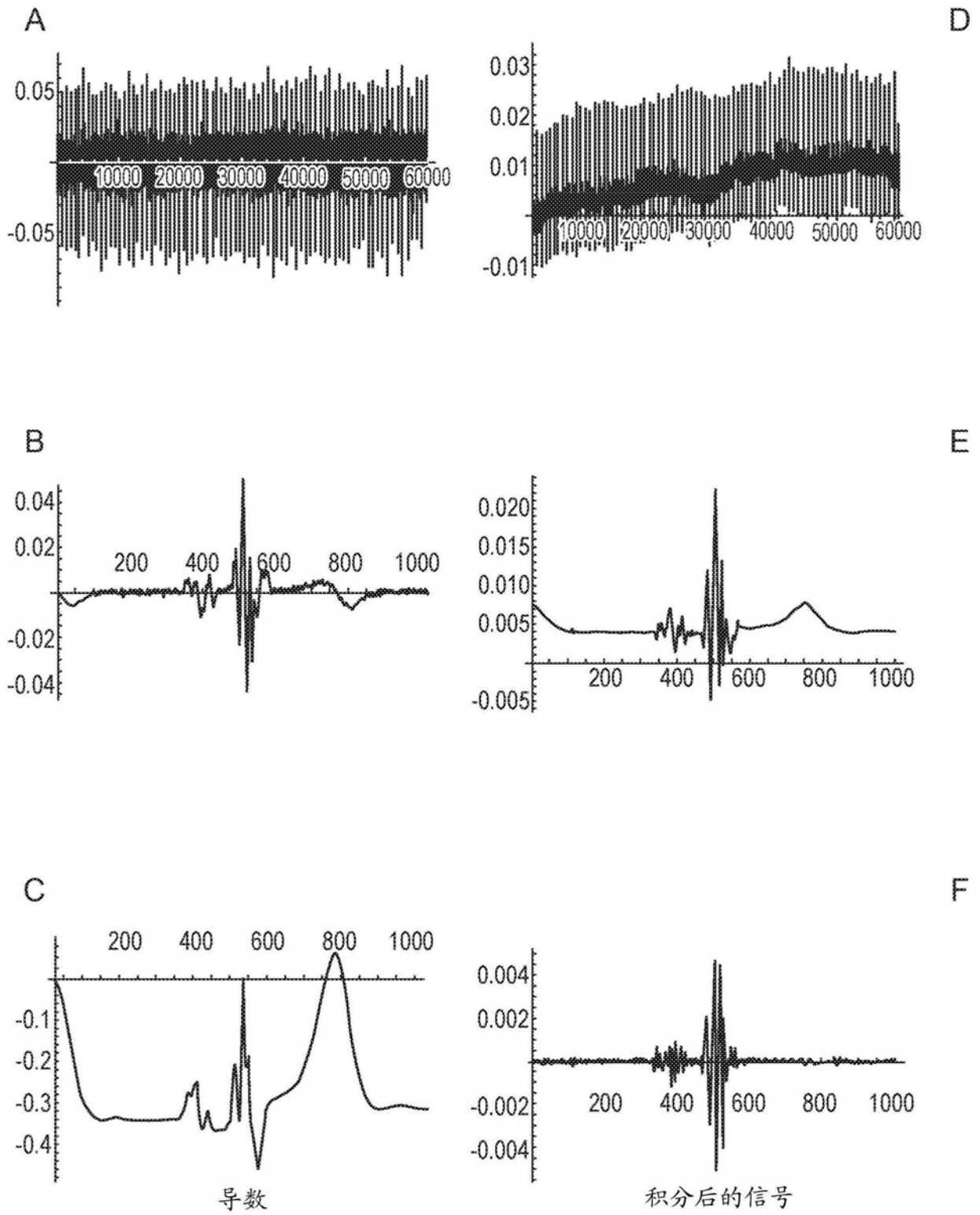


图15

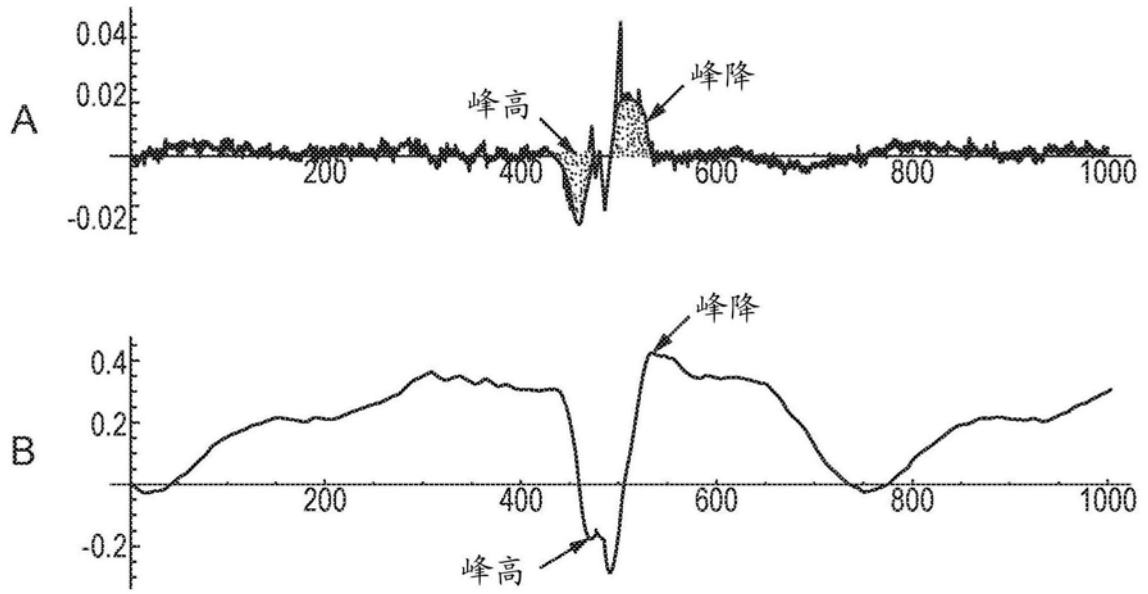


图16

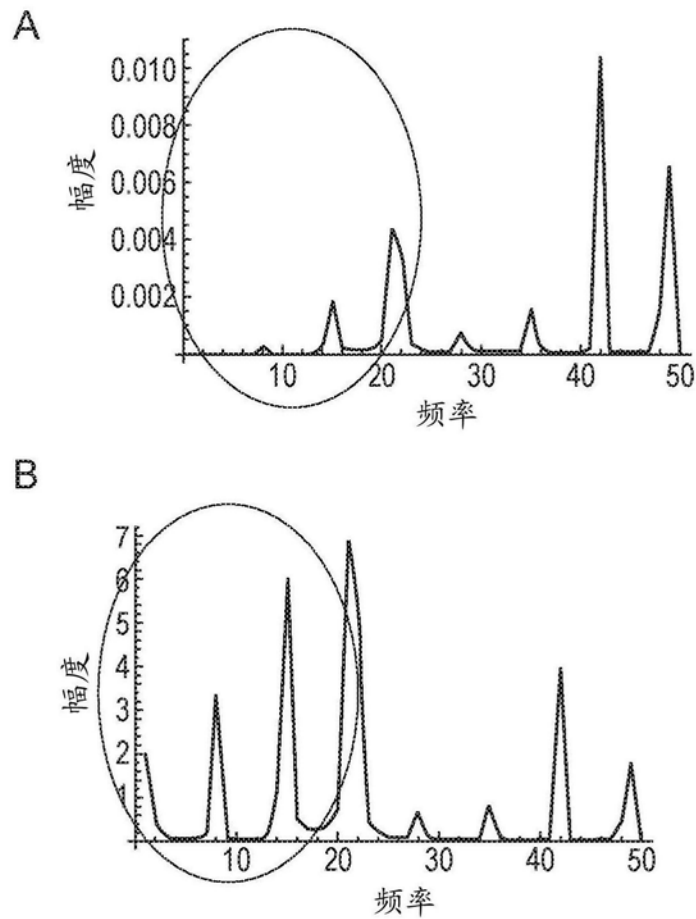


图17

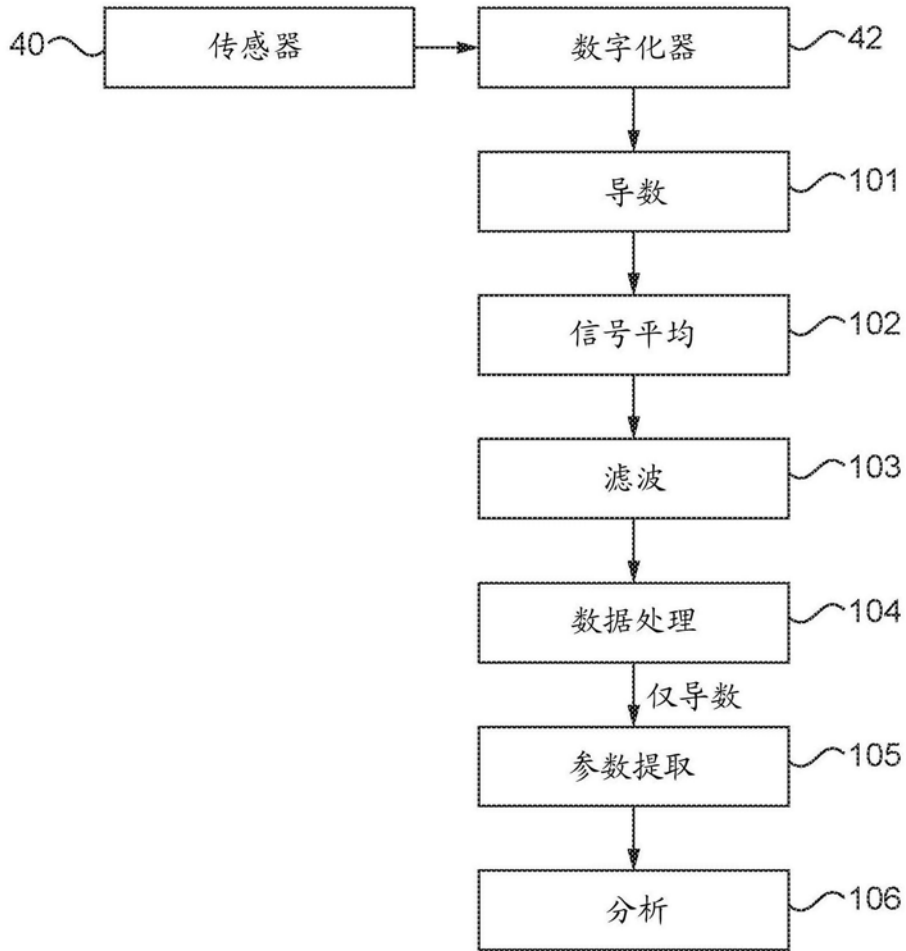


图18

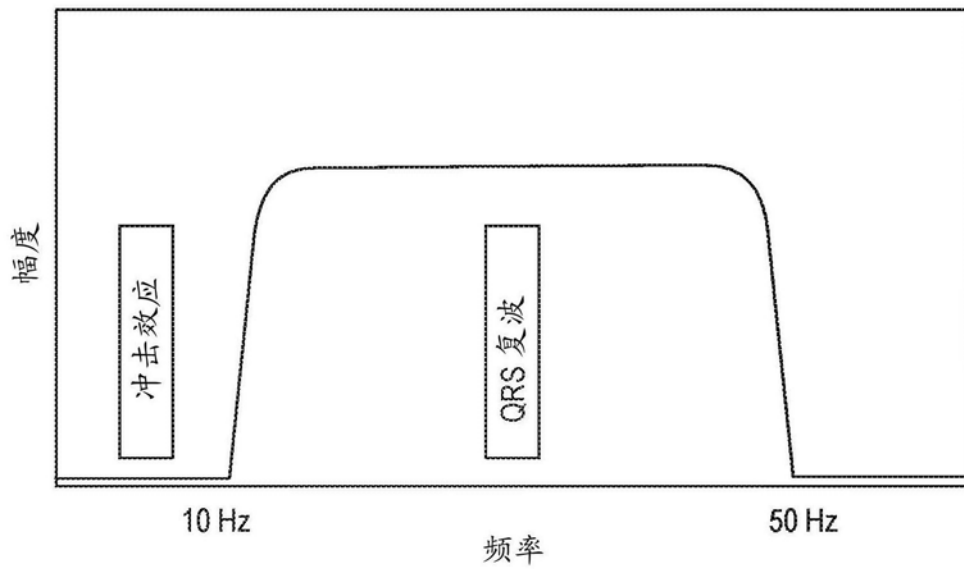


图19

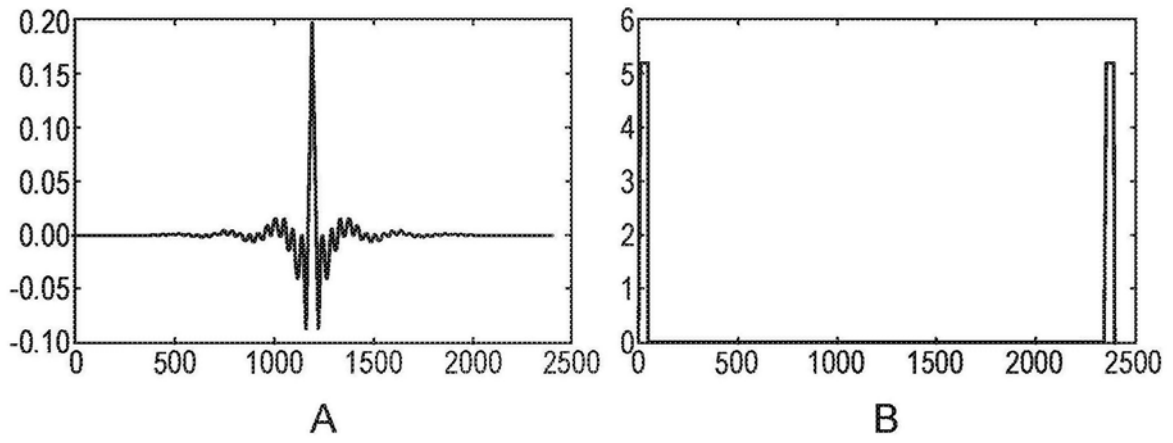


图20

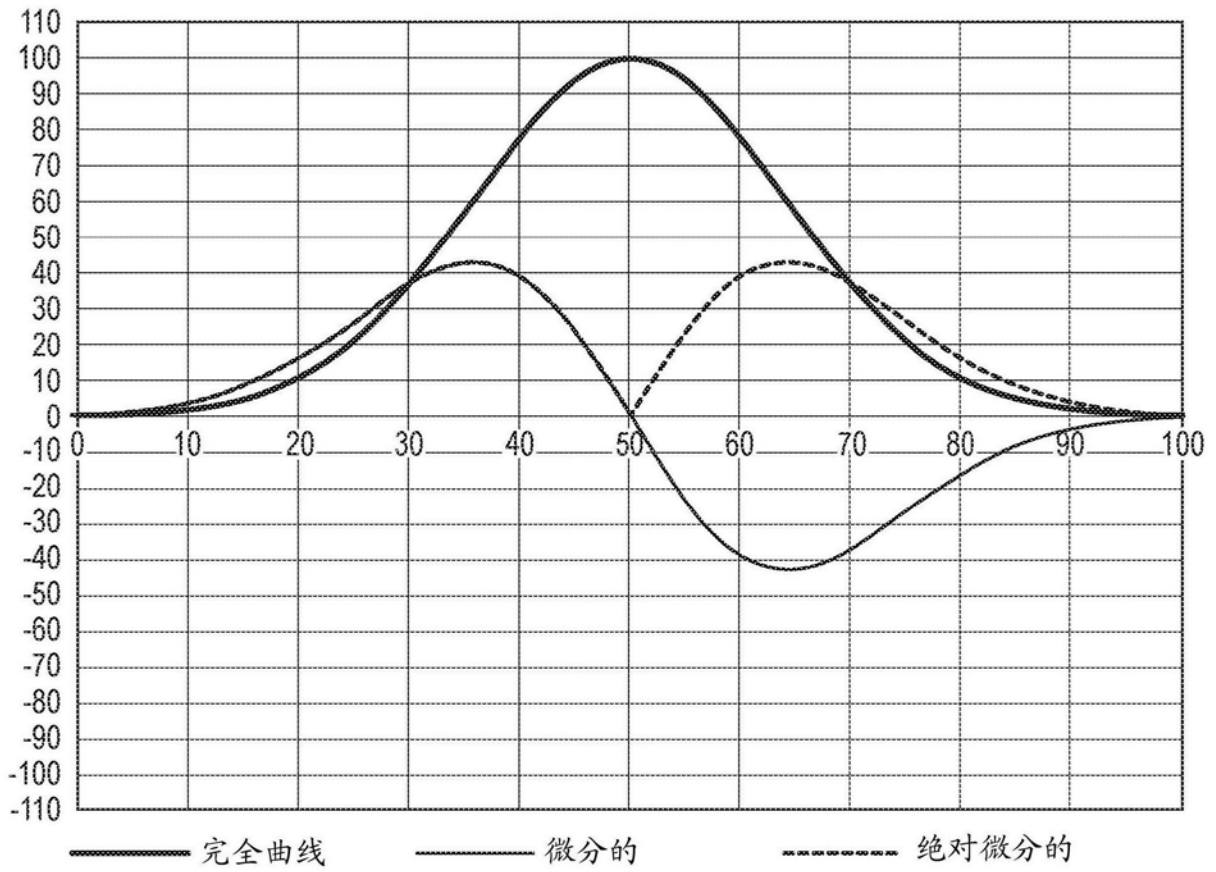


图21A

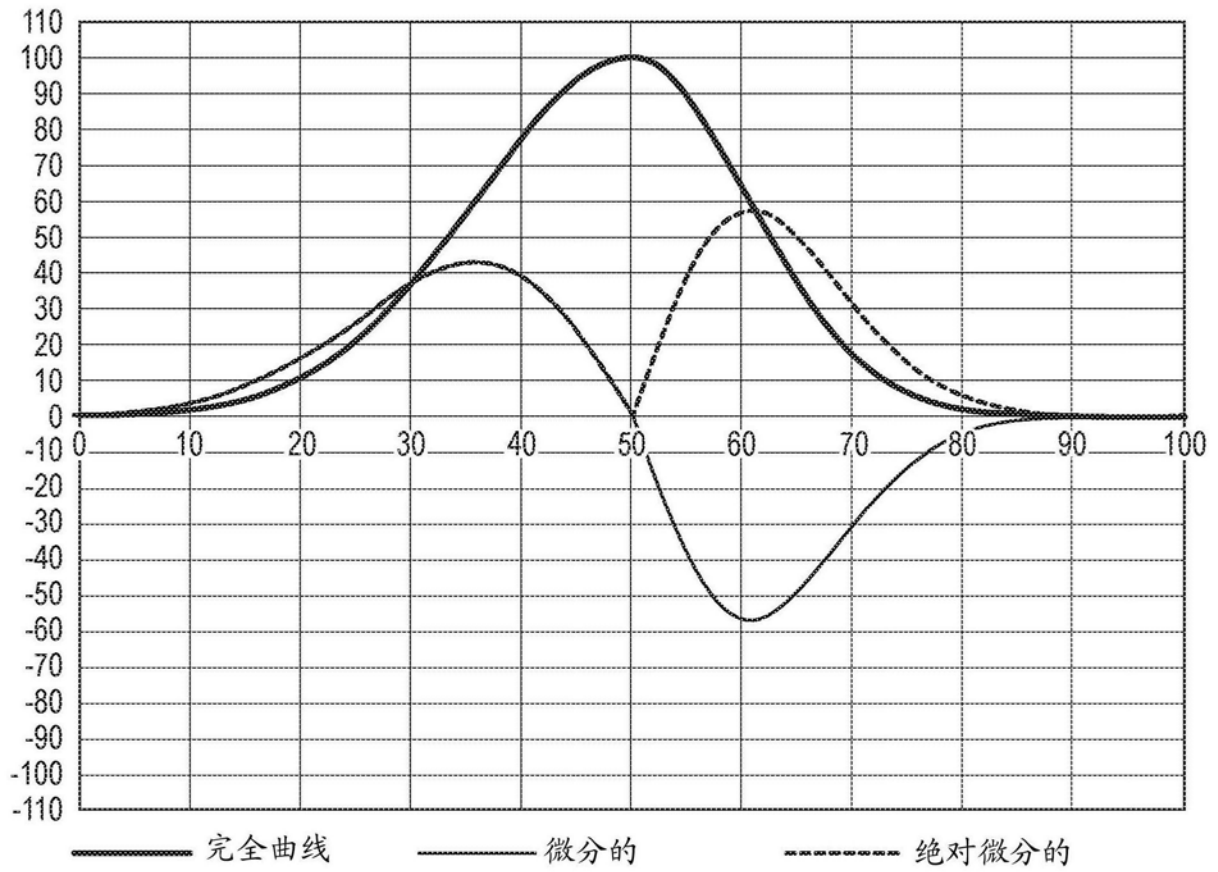


图21B

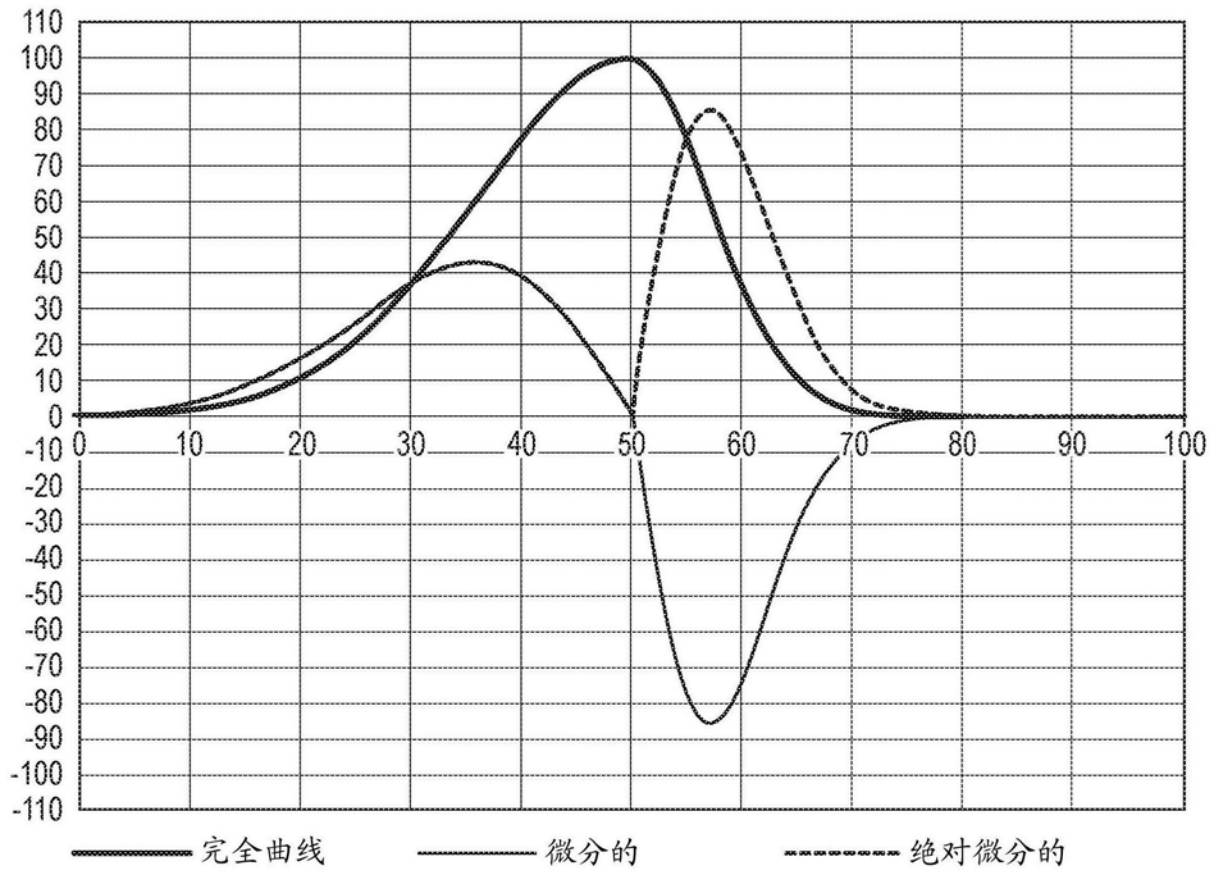


图21C

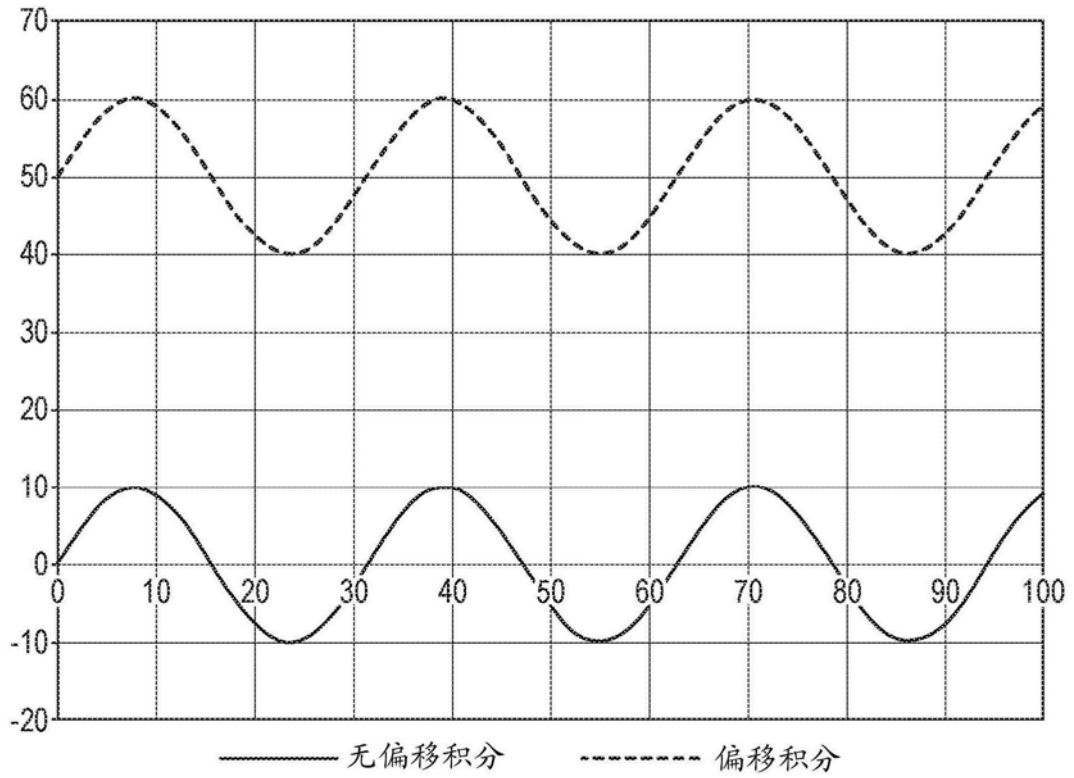


图22A

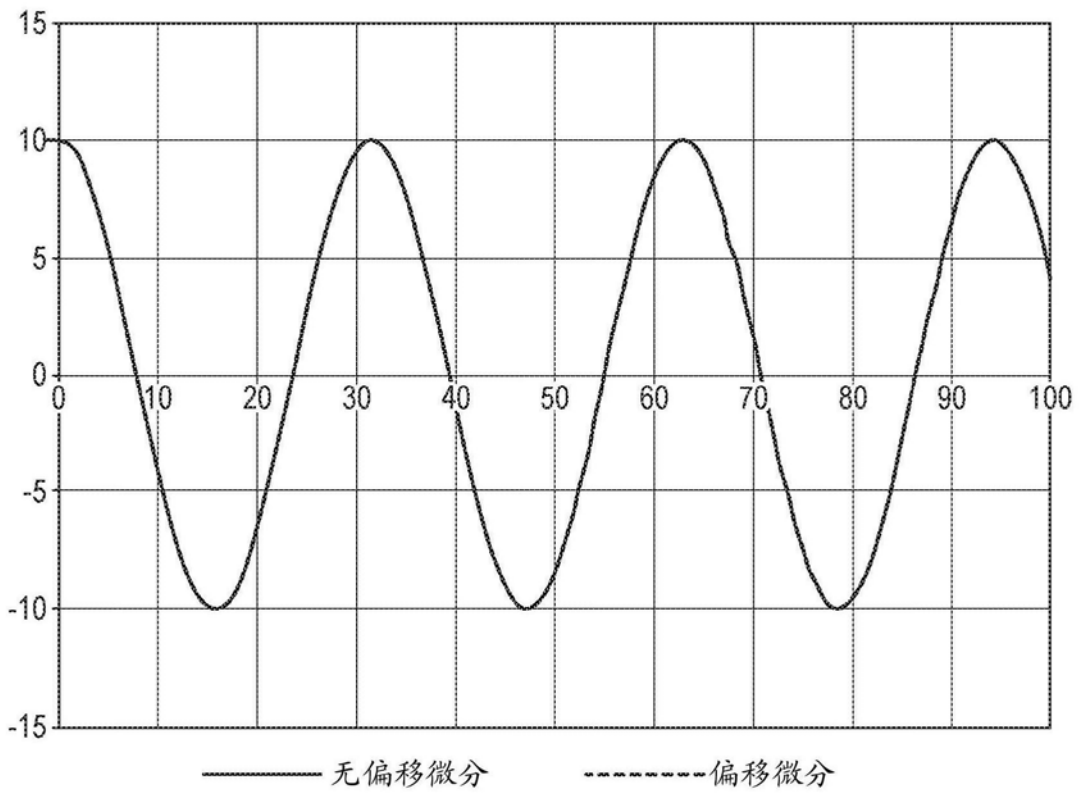


图22B

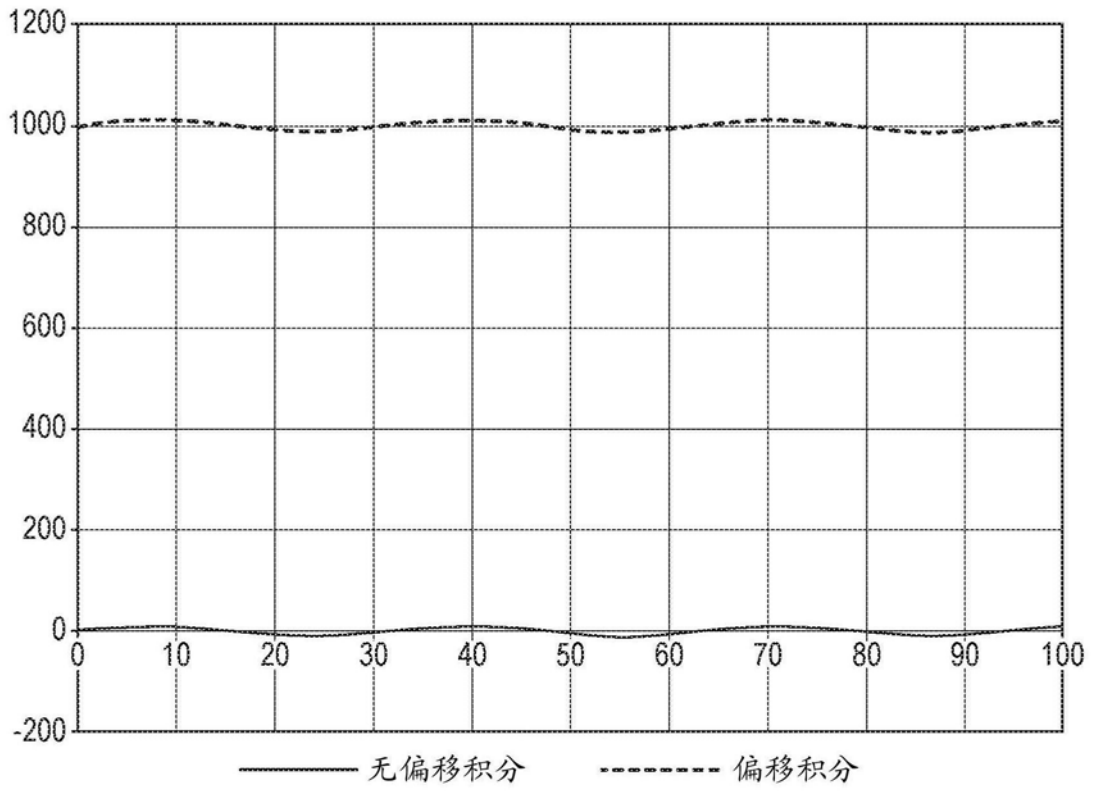


图22C

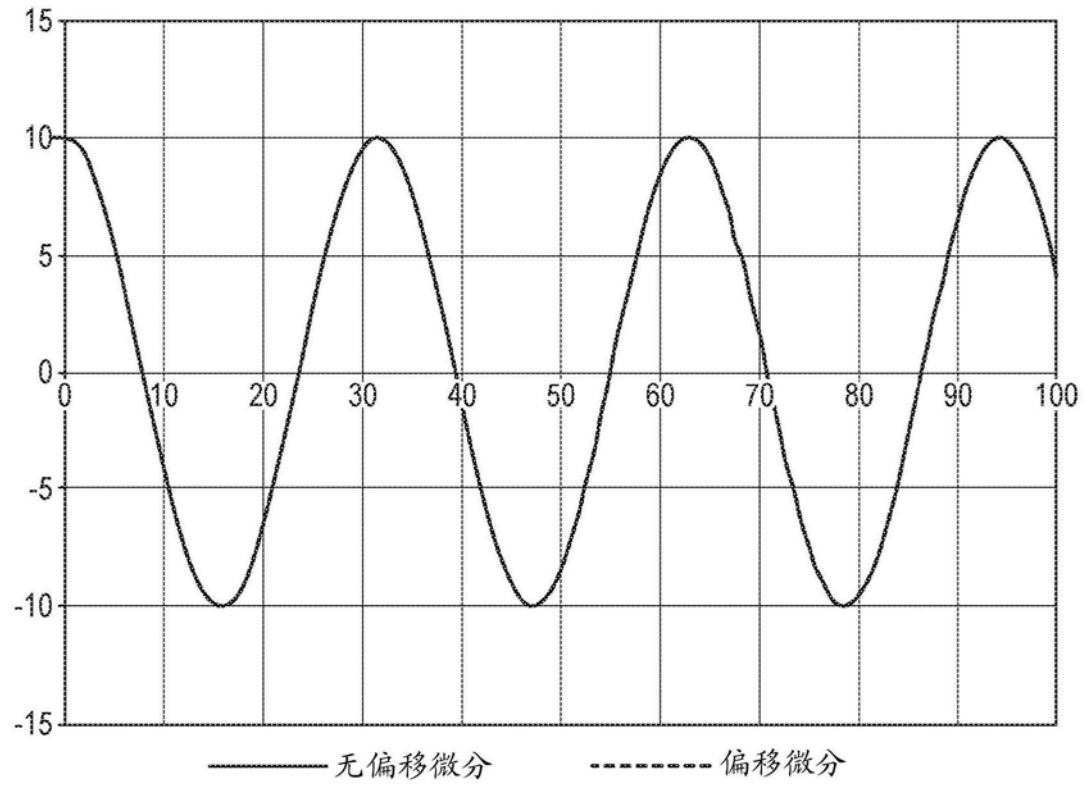


图22D

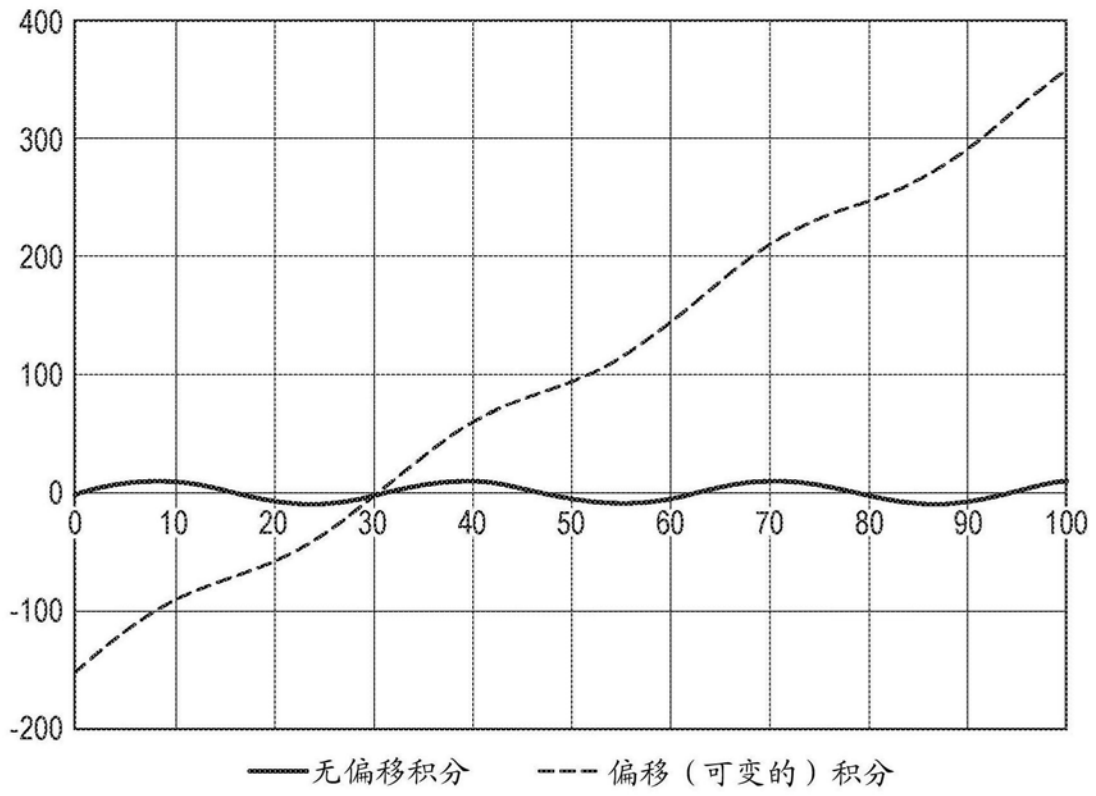


图22E

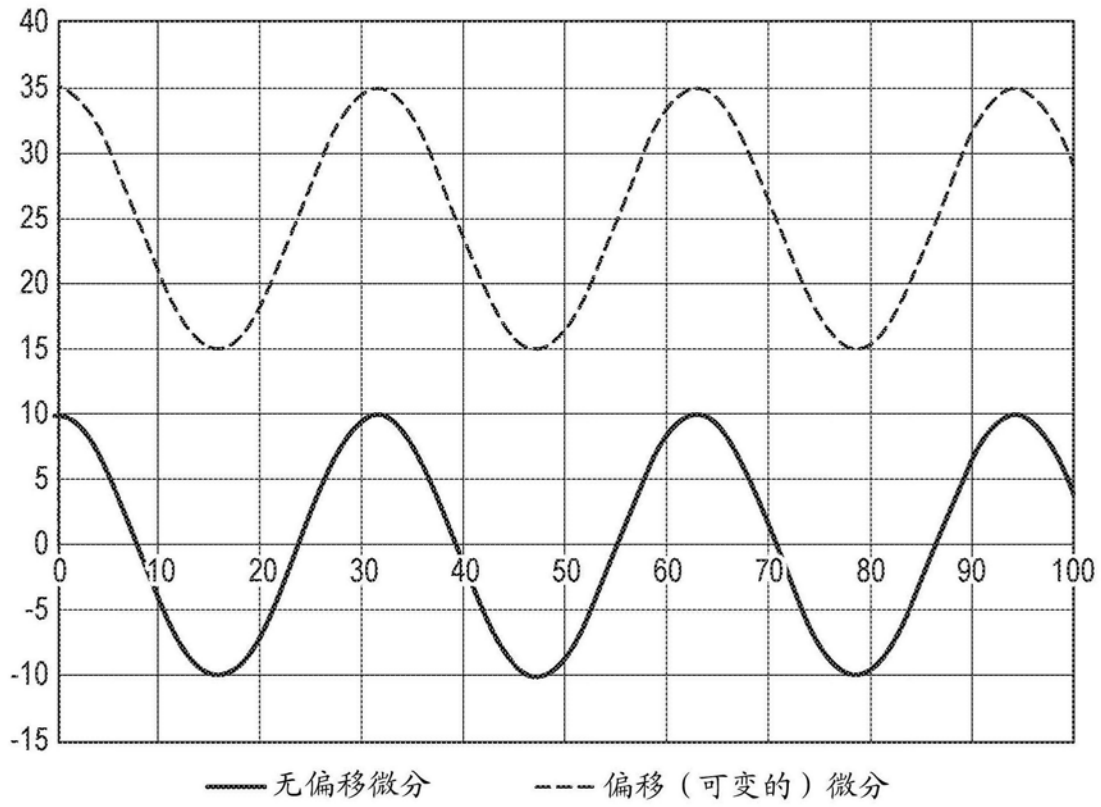


图22F

专利名称(译)	医用磁力计中的信号处理		
公开(公告)号	CN110325108A	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201880013918.6	申请日	2018-08-03
[标]发明人	B T H 瓦尔科		
发明人	B.T.H.瓦尔科 D.D.迪马姆布罗 A.A.阿尔-什马丽 R.T.格兰特		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04		
CPC分类号	A61B5/04005 A61B5/04007 A61B5/04012 A61B5/7203 A61B5/7239		
优先权	2017013280 2017-08-18 GB		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种使用磁力计系统来分析对象身体的区域的磁场的方法。该方法包括获得与对象身体的区域的时变磁场的时间导数相对应的一个或多个信号，在多个周期上对一个或多个时间导数信号进行平均，并且使用经平均的一个或多个时间导数信号来分析由对象身体的区域生成的磁场。

