



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105407783 B

(45)授权公告日 2017.09.05

(21)申请号 201480041823.7

(22)申请日 2014.12.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105407783 A

(43)申请公布日 2016.03.16

(30)优先权数据
2013-255445 2013.12.10 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.01.22

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/081781 2014.12.01

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/087735 JA 2015.06.18

(73)专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 饭田隆广 木村敦志 千叶淳
佐藤良次

(74)专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51)Int.Cl.
A61B 1/00(2006.01)

审查员 任晓帅

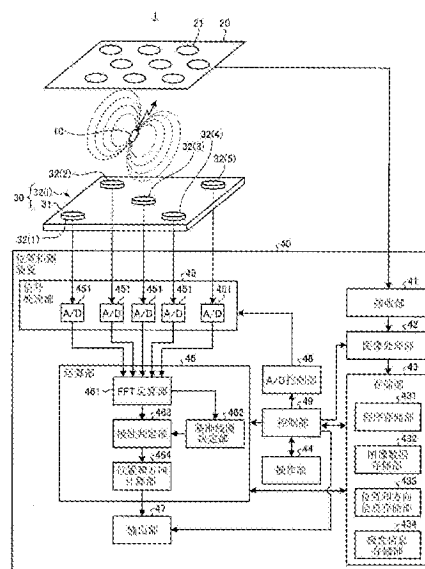
权利要求书2页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

位置检测系统

(57)摘要

提供一种能够不使胶囊型医疗装置的结构变复杂而判定检测线圈的极性的位置检测系统。位置检测系统具备:多个检测线圈(32(i)),该多个检测线圈(32(i))检测从标记线圈产生的交流磁场并输出检测信号;以及运算部(46),其基于从该多个检测线圈(32(i))分别输出的多个检测信号来计算胶囊型内窥镜(10)的位置,其中,该运算部(46)具有:基准线圈决定部(462),其基于根据多个检测信号计算出的由多个检测线圈(32(i))分别检测出的交流磁场的振幅值,将多个检测线圈(32(i))中的振幅值最大的检测线圈决定为基准线圈;以及极性判定部(463),其基于由基准线圈输出的第一检测信号和由除该基准线圈以外的各检测线圈(32(i))输出的第二检测信号来判定各检测线圈(32(i))的极性。



1. 一种位置检测系统,检测胶囊型医疗装置的位置,该胶囊型医疗装置在胶囊型的壳体内部设置有线圈和电源部,其中,该线圈构成谐振电路的一部分,通过流通电流来产生交流磁场,该电源部对该线圈供给电源,该位置检测系统的特征在于,具备:

多个检测线圈,该多个检测线圈检测从所述胶囊型医疗装置内部所设置的线圈产生的交流磁场并输出检测信号;以及

运算部,其基于从所述多个检测线圈分别输出的多个检测信号来计算所述胶囊型医疗装置的位置,

其中,所述运算部具有:

基准线圈决定部,其基于根据所述多个检测信号计算出的由所述多个检测线圈分别检测出的所述交流磁场的振幅值,将所述多个检测线圈中的所述振幅值最大的检测线圈决定为基准线圈;以及

极性判定部,其基于由所述基准线圈输出的第一检测信号和由除该基准线圈以外的各检测线圈输出的第二检测信号来判定所述各检测线圈的极性。

2. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

所述极性判定部基于所述第一检测信号的相位与所述第二检测信号的相位的比较结果来判定所述极性。

3. 根据权利要求2所述的位置检测系统,其特征在于,

在所述第一检测信号与所述第二检测信号的相位差为 $|\pi/2|$ 以下的情况下,所述极性判定部判定为作为判定对象的检测线圈的极性与所述基准线圈的极性相同,

在所述第一检测信号与所述第二检测信号的相位差大于 $|\pi/2|$ 的情况下,所述极性判定部判定为作为判定对象的检测线圈的极性与所述基准线圈的极性相反。

4. 根据权利要求3所述的位置检测系统,其特征在于,

所述运算部以规定的周期执行计算所述胶囊型医疗装置的位置的处理,

所述极性判定部将被决定为所述基准线圈的检测线圈的极性设定为与上次进行极性判定时的针对该检测线圈的判定结果相同的极性。

5. 根据权利要求4所述的位置检测系统,其特征在于,

在没有获得上次进行极性判定时的针对该检测线圈的判定结果的情况下,所述极性判定部将被决定为所述基准线圈的检测线圈的极性设定为正。

6. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

所述运算部还具有相位校正部,该相位校正部对由于利用所述基准线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时与利用所述各检测线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时之差而产生的所述第一检测信号与所述第二检测信号的相位差进行校正。

7. 根据权利要求6所述的位置检测系统,其特征在于,

所述相位校正部基于所述交流磁场的频率以及利用所述基准线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时与利用所述各检测线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时的间隔,来校正所述相位差。

8. 根据权利要求6所述的位置检测系统,其特征在于,

所述相位校正部基于在将所述胶囊型医疗装置配置在所述各检测线圈的极性已知的位置时由所述各检测线圈检测出的所述交流磁场的检测值,来校正所述相位差。

9. 根据权利要求6所述的位置检测系统,其特征在于,

还具备检测线圈切换部,该检测线圈切换部对所述多个检测线圈中的用于检测所述交流磁场的检测线圈进行切换,

所述相位校正部根据由所述检测线圈切换部切换所述多个检测线圈的切换顺序来校正所述相位差。

位置检测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对被导入被检体内的胶囊型医疗装置的位置进行检测的位置检测系统。

背景技术

[0002] 以往,开发了一种胶囊型医疗装置,该胶囊型医疗装置被导入被检体内来获取与被检体内有关的各种信息或者向被检体内投放药剂等。作为一例,在内窥镜的领域已知一种成为能够导入到被检体的消化道内(管腔内)的大小的胶囊型内窥镜。胶囊型内窥镜在呈胶囊形状的壳体的内部具备摄像功能和无线通信功能,在被被检体咽下之后一边随着蠕动运动等在消化道内移动一边进行拍摄,并依次无线发送被检体的脏器内部的图像(以下,也称为体内图像)的图像数据。被无线发送的图像数据由设置于被检体外的接收装置接收,进一步被取入到工作站等图像处理装置来实施规定的图像处理。由此,在图像处理装置中能够通过静止图像或运动图像来再现显示被检体的体内图像。

[0003] 另外,为了确定被拍进这种体内图像的被检体的部分,开发了一种对胶囊型医疗装置在被检体内的位置、姿势进行检测的位置检测系统(参照专利文献1和2)。例如在专利文献1中公开了以下一种技术:在胶囊型医疗装置内设置产生交流磁场的线圈(标记线圈),利用设置于被检体外的磁场检测用的多个线圈(以下,称为检测线圈)来检测从标记线圈产生的交流磁场,基于检测出的交流磁场的强度来估计胶囊型医疗装置的位置。

[0004] 另外,为了在这种位置检测系统中提高胶囊型医疗装置的检测精度,需要判定交流磁场相对于检测线圈的入射方向,即判定线圈的极性。以往,与从标记线圈产生磁场同步地利用检测线圈检测磁场,基于产生磁场与检测磁场的相位差来进行该极性判定。例如,在产生磁场与检测磁场的相位一致的情况下,将极性判定为正,在产生磁场与检测磁场的相位偏离了 π (180°)的情况下,将极性判定为负。

[0005] 专利文献1:国际公开第2007/064013号

[0006] 专利文献2:日本特开2008-275395号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 然而,胶囊型医疗装置被导入被检体内使用,因此为了使磁场的产生与检测无线同步,需要从胶囊型医疗装置通过无线等方式另外发送由标记线圈产生的交流磁场的相位信息,胶囊型医疗装置的结构变得复杂。

[0009] 本发明是鉴于所述问题而完成的,其目的在于提供一种能够不使胶囊型医疗装置的结构变复杂而判定检测线圈的极性的位置检测系统。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 为了解决所述的问题,实现目的,本发明所涉及的位置检测系统检测胶囊型医疗装置的位置,该胶囊型医疗装置在胶囊型的壳体内部设置有线圈和电源部,其中,该线圈构

成谐振电路的一部分,通过流通电流来产生交流磁场,该电源部对该线圈供给电源,该位置检测系统的特征在于,具备:多个检测线圈,该多个检测线圈检测从所述线圈产生的交流磁场并输出检测信号;以及运算部,其基于从所述多个检测线圈分别输出的多个检测信号来计算所述胶囊型医疗装置的位置,其中,所述运算部具有:基准线圈决定部,其基于根据所述多个检测信号计算出的由所述多个检测线圈分别检测出的所述交流磁场的振幅值,将所述多个检测线圈中的所述振幅值最大的检测线圈决定为基准线圈;以及极性判定部,其基于由所述基准线圈输出的第一检测信号和由除该基准线圈以外的各检测线圈输出的第二检测信号来判定所述各检测线圈的极性。

[0012] 所述位置检测系统的特征在于,所述极性判定部基于所述第一检测信号的相位与所述第二检测信号的相位的比较结果来判定所述极性。

[0013] 所述位置检测系统的特征在于,在所述第一检测信号与所述第二检测信号的相位差为 $|\pi/2|$ 以下的情况下,所述极性判定部判定为作为判定对象的检测线圈的极性与所述基准线圈的极性相同,在所述第一检测信号与所述第二检测信号的相位差大于 $|\pi/2|$ 的情况下,所述极性判定部判定为作为判定对象的检测线圈的极性与所述基准线圈的极性相反。

[0014] 所述位置检测系统的特征在于,所述运算部以规定的周期执行计算所述胶囊型医疗装置的位置的处理,所述极性判定部将被决定为所述基准线圈的检测线圈的极性设定为与上次进行极性判定时的针对该检测线圈的判定结果相同的极性。

[0015] 所述位置检测系统的特征在于,在没有获得上次进行极性判定时的针对该检测线圈的判定结果的情况下,所述极性判定部将被决定为所述基准线圈的检测线圈的极性设定为正。

[0016] 所述位置检测系统的特征在于,所述运算部还具有相位校正部,该相位校正部对由于利用所述基准线圈检测所述交流磁场的检测定时与利用所述各检测线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时之差而产生的所述第一检测信号与所述第二检测信号的相位差进行校正。

[0017] 所述位置检测系统的特征在于,所述相位校正部基于所述交流磁场的频率以及利用所述基准线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时与利用所述各检测线圈检测所述交流磁场的检测动作的定时的间隔,来校正所述相位差。

[0018] 所述位置检测系统的特征在于,所述相位校正部基于在将所述胶囊型医疗装置配置在所述各检测线圈的极性已知的位置时由所述各检测线圈检测出的所述交流磁场的检测值,来校正所述相位差。

[0019] 所述位置检测系统的特征在于,还具备检测线圈切换部,该检测线圈切换部对所述多个检测线圈中的用于检测所述交流磁场的检测线圈进行切换,所述相位校正部根据由所述检测线圈切换部切换所述多个检测线圈的切换顺序来校正所述相位差。

[0020] 发明的效果

[0021] 根据本发明,基于由基准线圈输出的检测信号和由各检测线圈输出的检测信号来判定各检测线圈的极性,因此不需要与标记线圈所产生的磁场取得同步,能够不使胶囊型医疗装置的结构变复杂而进行检测线圈的极性判定。

附图说明

- [0022] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。
- [0023] 图2是表示图1所示的胶囊型内窥镜的内部构造的一例的示意图。
- [0024] 图3是表示图1所示的位置检测系统的动作的流程图。
- [0025] 图4是在虚数空间中用矢量示出通过FFT运算计算出的检测值的示意图。
- [0026] 图5是表示图3所示的检测线圈的极性判定处理的流程图。
- [0027] 图6是表示本发明的实施方式2所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。
- [0028] 图7是表示在从检测线圈以分时方式取入检测信号的情况下在检测信号间产生的相位的偏离的示意图。
- [0029] 图8是表示实施方式2的检测线圈的极性判定处理的流程图。
- [0030] 图9是表示本发明的实施方式3所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。
- [0031] 图10是表示在从多个检测线圈输出的检测信号间产生的相位的偏离的示意图。
- [0032] 图11是表示相位差的计算方法的流程图。

具体实施方式

[0033] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式所涉及的位置检测系统。此外,在以下的说明中,作为本实施方式所涉及的位置检测系统设为检测对象的胶囊型医疗装置的一个方式,例示了经口导入被检体内并拍摄被检体内(管腔内)的胶囊型内窥镜,但本发明不限于该实施方式。即,本发明能够应用于例如在被检体的从食道到肛门的管腔内移动的胶囊型内窥镜、向被检体内配送药剂等的胶囊型医疗装置、具备测量被检体内的PH的PH传感器的胶囊型医疗装置等呈胶囊型的各种医疗装置的位置检测。

[0034] 另外,在以下的说明中,各图只不过将形状、大小以及位置关系概要性地表示为能够理解本发明的内容的程度。因而,本发明并不限定于各图中例示的形状、大小以及位置关系。此外,在附图的记载中对相同部分附加相同的附图标记。

[0035] (实施方式1)

[0036] 图1是表示本发明的实施方式1所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。如图1所示,实施方式1所涉及的位置检测系统1具备:胶囊型内窥镜10,其作为被导入被检体的管腔内的胶囊型医疗装置的一例,将通过拍摄被检体内而获取到的图像数据重叠到无线信号来进行发送;天线单元20,其接收从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号;磁场检测部30,其检测从胶囊型内窥镜10产生的交流磁场;以及位置检测装置40,其基于从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号来生成被检体内的图像,并且基于由磁场检测部30检测出的交流磁场来检测胶囊型内窥镜10的位置。

[0037] 图2是表示图1所示的胶囊型内窥镜10的内部构造的一例的示意图。如图2所示,胶囊型内窥镜10具备:壳体101,其呈胶囊型,形成为易于导入被检体的管腔内的大小;摄像单元11,其收纳在该壳体101内,拍摄被检体内并获取摄像信号;控制部12,其控制包括摄像单元11在内的胶囊型内窥镜10的各部的动作,并且对由摄像单元11获取到的摄像信号实施规定的信号处理;发送部13,其无线发送被实施信号处理后的摄像信号;磁场产生部14,其产生该胶囊型内窥镜10的位置检测用的交流磁场;以及电源部15,其对胶囊型内窥镜10的各

部供给电力。

[0038] 壳体101是形成为能够导入被检体的脏器内部的大小的包装外壳,包括呈圆筒状的筒状壳体102和呈圆顶形状的圆顶状壳体103、104,通过用圆顶状壳体103、104堵塞筒状壳体102的两侧开口端来构成壳体101。筒状壳体102由相对于可见光大致不透明的有色的构件形成。另外,圆顶状壳体103、104中的至少一方(在图2中为摄像单元11侧的圆顶状壳体103)由相对于可见光等规定波长频带的光透明的光学构件形成。此外,在图2中,仅在一个圆顶状壳体103侧设置有一个摄像单元11,但也可以设置两个摄像单元11,在该情况下,圆顶状壳体104也由透明的光学构件形成。这种壳体101在内部不透液体地包含有摄像单元11、控制部12、发送部13、磁场产生部14以及电源部15。

[0039] 摄像单元11是获取摄像信号来作为与被检体有关的信息的信息获取单元,具有:照明部111,其包括LED等发光元件和驱动该发光元件的驱动电路(未图示);聚光透镜等光学系统112;以及摄像部113,其包括CMOS图像传感器或CCD等摄像元件以及驱动该摄像元件的驱动电路(未图示)。照明部111向摄像部113的摄像视野照射白色光等照明光,隔着圆顶状壳体103对摄像视野 v 内的被检体进行照明。光学系统112被配置为其光轴 La 与壳体101的长轴一致,会聚来自摄像视野 v 内的被检体的反射光,并使会聚后的反射光在摄像部113的摄像面上成像。摄像部113通过对表示在摄像面上成像的被检体的像的光信号进行光电转换处理,来生成摄像信号。

[0040] 此外,在设置两个摄像单元11的情况下,以使所配置的两个光学系统112的两个光轴 La 与壳体101的长轴一致的方式在壳体101的两端的圆顶状壳体103侧和圆顶状壳体104侧分别配置摄像单元11。

[0041] 控制部12使摄像部113以规定的周期(摄像帧频)进行动作,并且使照明部111与摄像帧频同步地发光。另外,控制部12对由摄像单元11生成的摄像信号实施A/D转换、其它规定的信号处理来生成图像数据。并且,控制部12通过从电源部15对磁场产生部14供给电力,来从磁场产生部14产生交流磁场。

[0042] 发送部13具备未图示的发送天线,获取由控制部12实施信号处理后的图像数据和关联信息后实施调制处理,并将实施调制处理后的图像数据和关联信息经由发送天线依次无线发送到外部。

[0043] 磁场产生部14包含线圈、谐振电路,其中,谐振电路包含线圈和电容器。磁场产生部14例如能够设为以下结构:包括标记线圈141和电容器142,接收来自电源部15的电力供给并产生规定的频率的交流磁场,其中,该标记线圈141通过流通电流来产生磁场,该电容器142与该标记线圈141一起形成谐振电路。

[0044] 电源部15包含例如形成为按钮型的电池和磁开关等开关部。即,电源部15通过利用从外部施加的磁场切换磁开关来切换自身的接通断开状态,在接通状态期间,对胶囊型内窥镜10的各部供给电源。另外,电源部15在断开状态期间停止向胶囊型内窥镜10的各部供给电力。

[0045] 当再次参照图1时,天线单元20具有多个接收天线21,该多个接收天线21接收从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号。在利用胶囊型内窥镜10进行检查时,这些接收天线21安装于被检体的体表来使用。

[0046] 磁场检测部30具有平面状的基座31和配置于该基座31的主面上的多个(在图1中

为五个)检测线圈32(i)。在此,附图标记i表示检测线圈32(i)的识别编号,在图1的情况下, $i=1\sim 5$ 。各检测线圈32(i)例如是具有开口直径为30mm~40mm左右、高度为5mm左右的尺寸的筒型线圈,接收从胶囊型内窥镜10产生的交流磁场并将该交流磁场转换为电压信号而作为检测信号输出。

[0047] 这种磁场检测部30在利用胶囊型内窥镜10的检查中被配置在被检体的附近。例如,在被检体横躺在床等的状态下进行检查的情况下,磁场检测部30以基座31的主面与被检体的载置面平行的方式配置在该床的下方。

[0048] 如图1所示,位置检测装置40具备:接收部41,其经由天线单元20接收从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号;图像处理部42,其基于重叠于无线信号的图像数据来生成被检体内的图像;存储部43,其存储表示被检体的图像的图像数据等各种信息;操作部44,其在该位置检测装置40输入命令、信息时使用;信号处理部45,其对表示由磁场检测部30检测出的交流磁场的信号实施信号处理;运算部46,其基于由磁场检测部30检测出的交流磁场来计算胶囊型内窥镜10的位置和方向;输出部47,其输出运算部46的运算结果等各种信息;A/D控制部48,其控制信号处理部45;以及控制部49,其控制以上各部的动作。

[0049] 接收部41从天线单元20取入无线信号,从接收天线21中选择适用于无线信号的天线、例如接收强度最高的接收天线21,对经由所选择出的接收天线21接收到的无线信号实施解调处理等,由此获取图像数据和关联信息。

[0050] 此外,在本实施方式1中,为了简化结构,在位置检测装置40中包含了接收从胶囊型内窥镜10发送来的无线信号的功能,但无线信号的接收功能并不必须与位置检测装置40一体化。

[0051] 图像处理部42通过对从接收部41输入的图像数据实施白平衡处理、去马赛克、伽玛转换、平滑化(去噪声等)等规定的图像处理,来生成显示用的图像数据。

[0052] 存储部43例如使用快闪存储器或硬盘等可重写地保存信息的存储介质和读取写入装置来构成。存储部43包括:程序存储部431,其存储用于控制部49控制位置检测装置40的各部的各种程序、各种参数;图像数据存储部432,其存储由图像处理部42生成的图像数据和关联信息;位置和方向信息存储部433,其存储胶囊型内窥镜10的位置和方向的计算结果;以及极性信息存储部434,其存储计算出胶囊型内窥镜10的位置和方向时的各检测线圈32(i)的极性(向各检测线圈32(i)入射交流磁场的入射方向)。

[0053] 操作部44包含各种按钮、开关、键盘等输入设备、鼠标、触摸面板等指示设备以及操纵杆等,根据用户的输入操作来向控制部49输入各种信息。作为通过操作部44输入的信息,例如能够列举用于将胶囊型内窥镜10引导为用户期望的位置和姿势的信息(以下,称为引导指示信息)。

[0054] 信号处理部45具有用于分别取入从多个检测线圈32(i)输出的电压信号的多个A/D转换部(A/D)451。各A/D转换部451对从所对应的检测线圈32(i)取入的模拟的电压信号实施A/D转换处理而作为磁场的检测数据进行输出。

[0055] 运算部46例如使用CPU等硬件来构成,从存储部43读出运算程序,并基于从信号处理部45输出的磁场的检测数据来计算表示胶囊型内窥镜10的位置的信息(位置信息)。更为详细地说,运算部46具有FFT运算部461、基准线圈决定部462、极性判定部463以及位置和方向计算部464。

[0056] FFT运算部461基于位置检测装置40侧的时钟相位对从A/D转换部451输出的检测数据实施高速傅立叶转换处理(以下,称为FFT处理),由此提取交流磁场的振幅值、相位等磁场信息。

[0057] 基准线圈决定部462将多个检测线圈32(i)中的所检测出的磁场的振幅值最大的检测线圈32(i)决定为基准线圈。

[0058] 极性判定部463基于对从各A/D转换部451输出的检测数据进行FFT运算而得到的FFT运算结果和对从与基准线圈对应的A/D转换部451输出的检测数据进行FFT运算而得到的FFT运算结果,来判定各检测线圈32(i)的极性(交流磁场的入射方向),并使该判定结果存储到存储部43。

[0059] 位置和方向计算部464基于由各检测线圈32(i)检测出的磁场的振幅值、各检测线圈32(i)的极性以及各检测线圈32(i)的位置和方向来计算标记线圈141即胶囊型内窥镜10的位置和方向。

[0060] 输出部47包括液晶、有机EL等各种显示器,对由位置和方向计算部464得到的胶囊型内窥镜10的位置和方向的计算结果、由图像处理部42生成的被检体内的图像、从操作部44输入的各种信息等进行画面显示。

[0061] A/D控制部48以规定的周期输出使多个A/D转换部451彼此同步地动作的控制信号(A/D转换触发)。由此,多个A/D转换部451在彼此相同的定时从所对应的检测线圈32(i)以规定的周期取入检测信号,并实施A/D转换处理。

[0062] 控制部49例如使用CPU等硬件构成,从存储部43读出程序,对构成位置检测装置40的各部进行指示、数据的传送等,从而统一控制位置检测装置40的动作。

[0063] 接着,说明位置检测系统1的动作。图3是表示位置检测系统1的动作的流程图。在利用胶囊型内窥镜10进行检查时,首先,接通胶囊型内窥镜10的电源。由此,摄像部113开始摄像动作,并且磁场产生部14被驱动,从标记线圈141产生具有规定的驱动频率的交流磁场(步骤S10)。当将该胶囊型内窥镜10导入被检体内时,胶囊型内窥镜10随着蠕动运动一边在管腔内移动一边进行拍摄,并无线发送图像数据。

[0064] 在接下来的步骤S11中,各检测线圈32(i)检测从标记线圈141产生的交流磁场并将检测出的交流磁场转换为电压信号。

[0065] 在步骤S12中,A/D控制部48产生用于使多个A/D转换部451彼此同步地进行动作的A/D转换触发。

[0066] 在步骤S13中,各A/D转换部451在被输入了A/D转换触发的定时从所连接的检测线圈32(i)取入电压信号,并对该电压信号实施A/D转换而作为磁场的检测数据进行输出。

[0067] 在步骤S14中,FFT运算部461对在固定期间内作为磁场的检测数据从各A/D转换部451输出的电压的检测值进行FFT运算,并输出运算结果(检测值的实部和虚部)和电压的振幅值(绝对值)。当将表示为FFT运算结果的检测值 $V(i)$ 设为 $V(i) = x_{\text{meas}(i)} + jy_{\text{meas}(i)}$ 时,振幅值 $V_{\text{abs}(i)}$ 通过下式(1)来给出。在此,附图标记 $x_{\text{meas}(i)}$ 表示检测值 $V(i)$ 的实部,附图标记 $y_{\text{meas}(i)}$ 表示检测值 $V(i)$ 的虚部,附图标记 j 表示虚数单位。

[0068] [数1]

$$[0069] \quad V_{\text{abs}(i)} = \sqrt{x_{\text{meas}(i)}^2 + y_{\text{meas}(i)}^2} \quad \cdots (1)$$

[0070] 在步骤S15中,基准线圈决定部462基于FFT运算部461的运算结果,将多个检测线圈32(i)中的振幅值 $V_{abs(i)}$ 最大的检测线圈设定为基准线圈。

[0071] 图4是在虚数空间中用矢量表示通过FFT运算而计算出的检测值 $V(i)$ ($i=1\sim5$)的示意图。此外,在图4中,作为一例,将检测值 $V(1)$ 的振幅值 $V_{abs(1)}$ 设为最大。在该情况下,图1所示的检测线圈32(1)被设定为基准线圈。以下,将被设定为基准线圈的检测线圈32(i)的检测值表示为检测值 $V_{max}=x_{max}+jy_{max}$ 。

[0072] 接着,极性判定部463设定基准线圈的极性。此时,在本次的检查中初次进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情况下(步骤S16:“是”),极性判定部463将基准线圈的极性设定为正(步骤S17)。此外,在虽然不是初次进行胶囊型内窥镜10的位置检测,但是没有得到过针对被设定为基准线圈的检测线圈32(i)的上次的极性判定结果的情况下(在没有存储于极性信息存储部434的情况下),基准线圈的极性也被设定为正。

[0073] 另一方面,在本次的检查中不是初次进行胶囊型内窥镜10的位置检测的情况下(步骤S16:“否”),极性判定部463从存储部43获取针对被设定为基准线圈的检测线圈32(i)的上次的极性判定结果,并将获取到的极性判定结果设定为本次的基准线圈的极性(步骤S18)。例如,在图4的情况下,将针对检测线圈32(1)的上次的极性判定结果设定为本次的基准线圈的极性。

[0074] 在步骤S19中,极性判定部463基于FFT运算结果(检测值 $V(i)$)、检测电压的振幅值 $V_{abs(i)}$ 以及基准线圈的极性来判定各检测线圈32(i)的极性。

[0075] 图5是表示判定检测线圈32(i)的极性的处理的详细内容的流程图。首先,在步骤S191中,极性判定部463计算基准线圈的检测值 $V_{max}=x_{max}+jy_{max}$ 与各检测线圈32(i)的检测值 $V(i)=x_{meas(i)}+jy_{meas(i)}$ 的内积 $V_{max} \cdot V(i)$ 。当将检测值 $V(i)$ 相对于检测值 V_{max} 的相位差(在图4中为表示检测值 V_{max} 的作为基准的矢量与表示检测值 $V(2)$ 的矢量所成的角)设为 θ 时,内积 $V_{max} \cdot V(i)$ 通过下式(2)来给出。

[0076]
$$V_{max} \cdot v(i) = |V_{max}| \cdot |v(i)| \cdot \cos\theta \cdots (2)$$

[0077] 接着,极性判定部463对除基准线圈以外的各检测线圈32(i)的检测值执行循环A的处理。

[0078] 在步骤S192中,极性判定部463判定在步骤S191中计算出的内积 $V_{max} \cdot V(i)$ 是否为零或者正。

[0079] 在内积 $V_{max} \cdot V(i)$ 为零或者正的情况下(步骤S192:“是”),即基准线圈的检测值 V_{max} 的相位与检测线圈32(i)的检测值 $V(i)$ 的相位差 θ 为 $|\pi/2|$ 以下的情况下,极性判定部463判定为该检测线圈32(i)的极性与基准线圈的极性相同(步骤S193)。

[0080] 另一方面,在内积 $V_{max} \cdot V(i)$ 为负的情况下(步骤S192:“否”),即基准线圈的检测值 V_{max} 的相位与检测线圈32(i)的检测值 $V(i)$ 的相位差 θ 大于 $|\pi/2|$ 的情况下,极性判定部463判定为该检测线圈32(i)的极性与基准线圈的极性相反(步骤S194)。

[0081] 例如,当将被设定为基准线圈的检测线圈32(1)的极性设为正时,在图4的情况下,将与表示检测值 V_{max} 的矢量正交的线设为边界B,并判定为相对于边界B离表示检测值 V_{max} 的矢量近的一侧的矢量(检测值 $V(2)$)所对应的检测线圈32(2)的极性与基准线圈相同,为正。另外,判定为相对于边界B离表示检测值 V_{max} 的矢量远的一侧的矢量(检测值 $V(3) \sim V(5)$)所对应的检测线圈32(3)~32(5)的极性与基准线圈相反,为负。之后,处理返回到主程序。

[0082] 在步骤S19之后的步骤S20中,极性判定部463将存储部43中存储的各检测线圈32(i)的极性判定结果更新为步骤S19中的极性判定结果。

[0083] 在步骤S21中,位置和方向计算部464基于各检测线圈32(i)的极性、电压的振幅值 $V_{abs(i)}$ 、在基座31上的位置及开口方向来计算胶囊型内窥镜10的位置和方向。

[0084] 在步骤S22中,运算部46输出胶囊型内窥镜10的位置和方向的计算结果(以下,称为位置和方向信息)。控制部49使被输出的位置和方向信息与基于在与步骤S11中的交流磁场的检测相同的定时被接收部41取入的无线信号的图像相关联地存储到存储部43,并且使胶囊型内窥镜10的位置和方向显示于输出部47。

[0085] 在步骤S23中,控制部49判定是否继续进行胶囊型内窥镜10的位置检测。关于该判定,例如根据是否从操作部44输入了结束检查的意思的命令(在输入了该命令的情况下不继续)、是否能够检测出来自标记线圈的交流磁场(在检测不出的情况下不继续)、或是否能够接收到来自胶囊型内窥镜10的无线信号(在接收不到的情况下不继续),来判定是否继续进行胶囊型内窥镜10的位置检测。

[0086] 在继续进行位置检测的情况下(步骤S23:“是”),位置检测系统1的动作返回到步骤S11。在该情况下,以来自A/D控制部48的A/D转换触发的输出周期反复执行步骤S11~S22的处理。

[0087] 另一方面,在不继续进行位置检测的情况下(步骤S23:“否”),位置检测系统1的动作结束。此外,也可以设为,在检测不出来自标记线圈的交流磁场的情况下或接收不到来自胶囊型内窥镜10的无线信号的情况下,在待机固定时间之后再次进行判定,并结束动作。

[0088] 如以上所说明的那样,在实施方式1中,从多个检测线圈32(i)中设定基准线圈,基于该基准线圈的极性以及由基准线圈检测出的交流磁场的检测信号与由其它检测线圈32(i)检测出的交流磁场的检测信号的相位差,来判定各检测线圈32(i)的极性。即,不取得由设置于胶囊型内窥镜10的标记线圈141产生磁场与由各检测线圈32(i)检测磁场的同步就能够进行极性判定。因而,能够不使胶囊型内窥镜10的结构变复杂而判定各检测线圈32(i)的极性,并且能够使用该极性来准确地检测胶囊型内窥镜10的位置和方向。

[0089] (实施方式2)

[0090] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。

[0091] 图6是表示实施方式2所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。如图6所示,实施方式2所涉及的位置检测系统2具备位置检测装置50来代替图1所示的位置检测装置40。此外,除位置检测装置50以外的位置检测系统2的各部的结构和动作与实施方式1相同。

[0092] 位置检测装置50具备接收部41、图像处理部42、操作部44、输出部47、控制部49、信号处理部51、切换控制部52、A/D控制部53、存储部54以及运算部55。其中,接收部41、图像处理部42、操作部44、输出部47以及控制部49的动作与实施方式1相同。

[0093] 信号处理部51具有检测线圈切换部511和A/D转换部(A/D)512。检测线圈切换部511以分时方式对多个检测线圈32(i)中的与A/D转换部512连接的一个或多个检测线圈32(i)进行切换。

[0094] 切换控制部52对检测线圈切换部511输出切换控制信号,使得以规定的顺序且规定的定时切换检测线圈32(i)。

[0095] A/D控制部53以规定的周期输出使A/D转换部512进行动作的控制信号(A/D转换触

发)。

[0096] 在输出了A/D转换触发的定时,A/D转换部512从所连接的检测线圈32(i)取入检测信号,并实施A/D转换处理。

[0097] 存储部54相对于图1所示的存储部43还具备相位差信息存储部541。在此,在以分时方式从多个检测线圈32(i)向A/D转换部512取入检测信号的情况下,如图7所示,在检测信号间产生与检测定时的差相应的相位的偏离。该相位的偏离是根据检测线圈32(i)的切换顺序及切换间隔和交流磁场的频率计算出的已知的值。相位差信息存储部541将这种各检测线圈32(i)的相位的偏离存储为相位差信息。

[0098] 运算部55相对于图1所示的运算部46还具备相位校正部551。相位校正部551从相位差信息存储部541获取相位差信息,使用该相位差信息对由FFT运算部461计算出的各检测线圈32(i)的检测值V(i)的相位进行校正。

[0099] 接着,对位置检测系统2的动作进行说明。位置检测系统2的动作整体上与图3所示的动作相同,与实施方式1的不同点在于,在步骤S13中以分时方式从多个检测线圈32(i)获取检测信号,以及步骤S19中的各检测线圈32(i)的极性判定处理的内容。

[0100] 图8是表示实施方式2的各检测线圈32(i)的极性判定处理的流程图。在图8所示的步骤S291中,相位校正部551获取相位差信息存储部541中存储的各检测线圈32(i)的相位差信息 $\Delta\theta_i$ 。

[0101] 在接下来的步骤S292中,相位校正部551从FFT运算部461取入各检测线圈的检测值V(i),并校正相位的偏离。校正完成的检测值V(i)'的实部 $x_{\text{corr}(i)}$ 和虚部 $y_{\text{corr}(i)}$ 通过表示矢量的旋转转换的下式(3)来给出。

[0102] [数2]

$$[0103] \quad V(i)' = \begin{pmatrix} x_{\text{corr}(i)} \\ y_{\text{corr}(i)} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \Delta\theta_i & -\sin \Delta\theta_i \\ \sin \Delta\theta_i & \cos \Delta\theta_i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_{\text{meas}(i)} \\ y_{\text{meas}(i)} \end{pmatrix} \quad \cdots (3)$$

[0104] 在接下来的步骤S293中,极性判定部463计算被设定为基准线圈的检测线圈32(i)的校正完成检测值 V_{max}' 与其它检测线圈32(i)的校正完成检测值V(i)'的内积 $V_{\text{max}}' \cdot V(i)'$ 。接下来的步骤S192之后的动作与实施方式1相同。

[0105] 如以上所说明的那样,根据实施方式2,利用多个检测线圈32(i)以分时方式检测交流磁场,并利用FFT运算部461依次进行运算,因此能够减少运算部55的运算处理的负担。另外,根据实施方式2,此时在对由分时导致的相位的偏离进行校正之后,判定各检测线圈32(i)的极性,因此能够准确地判定该极性。

[0106] 此外,在所述实施方式2中,根据检测线圈32(i)的切换顺序来逐一对每个检测线圈32(i)进行了检测值V(i)的校正,但也可以汇总多个检测线圈32(i)的检测值V(i)进行校正。例如,在将配置于基座31上的检测线圈32(i)分为多个系统(例如音频用的A/D转换器中的L信道和R信道),并使每个系统的检测线圈32(i)交替地动作的情况下,对每个系统预先计算相同的相位差信息并进行保持,对每个系统一并进行检测值V(i)的校正。

[0107] (实施方式3)

[0108] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。

[0109] 图9是表示实施方式3所涉及的位置检测系统的一个结构例的示意图。如图9所示,

实施方式3所涉及的位置检测系统3具备位置检测装置60来代替图1所示的位置检测装置40。此外,除位置检测装置60以外的位置检测系统3的各部的结构和动作与实施方式1相同。

[0110] 位置检测装置60具备存储部54和运算部61来代替图1所示的存储部43和运算部46。存储部54相对于图1所示的存储部43还具备相位差信息存储部541,该相位差信息存储部541对表示由各检测线圈32(i)检测出的检测信号的相位的偏离的相位差信息进行存储。另外,运算部61相对于图1所示的运算部46还具备相位差计算部611和相位校正部612。

[0111] 在此,如图10所示,在由多个检测线圈32(i)(例如,检测线圈32(1)和32(3))分别检测出的交流磁场的检测信号间,有时根据检测线圈32(i)与胶囊型内窥镜10之间的距离 $d(i)$ 而产生相位的偏离。另外,有时也根据检测线圈32(i)的个别的响应特性(个体差异),在检测信号间产生相位的偏离。进一步,在从A/D控制部48对各A/D转换部451分配A/D转换触发时,产生若干的同步偏离,该同步偏离有时也表现为检测信号间的相位的偏离。

[0112] 相位差计算部611计算由于这样的种种原因产生的检测信号间的相位的偏离。另外,相位校正部612使用由相位差计算部611计算出的相位差信息来校正由FFT运算部461计算出的检测值 $V(i)$ 的相位。此外,相位校正部612的详细动作与实施方式2的相位校正部551的动作相同(参照图8)。

[0113] 接着,说明位置检测系统3的动作。位置检测系统3的动作整体上与图3和图5所示的动作相同,与实施方式1的不同点在于,在步骤S19中,极性判定部463使用由相位校正部612对FFT运算部461的运算结果进行校正而得到的检测值 $V(i)$ 。

[0114] 接着,对相位差计算部611的相位差的计算方法进行说明。图11是表示相位差的计算方法的流程图。首先,在步骤S30中,用户接通胶囊型内窥镜10的电源来产生交流磁场,并将胶囊型内窥镜10以规定的方向配置在磁场检测部30的检测对象区域内的规定位置。将此时的胶囊型内窥镜10的位置设为在将胶囊型内窥镜10配置在该位置时各检测线圈32(i)的极性信息已知的位置和方向。具体地说,预先获取检测线圈32(i)的极性全部为正的位置和方向,并将胶囊型内窥镜配置在该位置和方向。

[0115] 在接下来的步骤S31中,用户使用操作部44输入校准开始命令。与之相应地,该命令从操作部44被输入到控制部49,在控制部49的控制下开始校准动作。

[0116] 在步骤S32中,A/D控制部48产生用于使多个A/D转换部451彼此同步地进行动作的A/D转换触发。

[0117] 在步骤S33中,各A/D转换部451在被输入了A/D转换触发的定时从检测线圈32(i)取入电压信号,对该电压信号实施A/D转换而作为磁场的检测数据进行输出。

[0118] 在步骤S34中,FFT运算部461对在固定期间内作为磁场的检测数据从各A/D转换部451输出的电压的检测值进行FFT运算,并将运算结果(检测值 $V_{cal}(i)$ 的实部和虚部)输出到相位差计算部611。

[0119] 在步骤S35中,相位差计算部611计算各检测值 $V_{cal}(i)$ 的相位相对于规定的基准相位的偏离。作为该基准相位,例如识别编号最小的检测线圈(在图1中为检测线圈32(1))、离胶囊型内窥镜10最近的检测线圈(在图1中为检测线圈32(3))那样,使用被适当地选择为基准的检测线圈的检测值 $V_{cal}(i)$ 的相位。此时,在基准的检测线圈32(i)的极性为正的情况下,将该基准的检测线圈32(i)的检测值 $V_{cal}(i)$ 的相位设为0,来计算其它检测线圈32(i)的检测值 $V_{cal}(i)$ 的相位的偏离。另一方面,在基准的检测线圈32(i)的极性为负的情况下,将

该基准的检测线圈32(i)的检测值 $V_{cal}(i)$ 的相位设为 π ,来计算其它检测线圈32(i)的检测值 $V_{cal}(i)$ 的相位的偏离。

[0120] 在步骤S36中,相位差信息存储部541将由相位差计算部611计算出的各检测值 $V(i)$ 的相位的偏离存储为该检测线圈32(i)的相位差信息 $\Delta\theta_i$ 。

[0121] 如以上所说明的那样,根据实施方式3,对由于检测线圈32(i)的配置、个体差异、分配A/D转换触发时的若干的同步偏离等而产生的检测值 $V(i)$ 的相位的偏离进行校正,因此能够更加准确地判定各检测线圈32(i)的极性。因而,能够进一步提高胶囊型内窥镜10的位置和方向的检测精度。

[0122] 以上说明的实施方式1~3只不过是用于实施本发明的例子,本发明并不限于这些例子。另外,本发明通过将各实施方式1~3中公开的多个构成要素进行适当组合,能够生成各种发明。本发明能够根据规格等进行各种变形,并且根据所述记载显而易见的是,在本发明的范围内能够采用其它各种实施方式。

[0123] 附图标记说明

[0124] 1、2、3:位置检测系统;10:胶囊型内窥镜;11:摄像单元;12:控制部;13:发送部;14:磁场产生部;15:电源部;20:天线单元;21:接收天线;30:磁场检测部;31:基座;32(i)、32(1)~32(5):检测线圈;40、50、60:位置检测装置;41:接收部;42:图像处理部;43、54:存储部;44:操作部;45、51:信号处理部;46、55、61:运算部;47:输出部;48、53:A/D控制部;49:控制部;52:切换控制部;101:壳体;102:筒状壳体;103、104:圆顶状壳体;111:照明部;112:光学系统;113:摄像部;141:标记线圈;142:电容器;431:程序存储部;432:图像数据存储部;433:位置和方向信息存储部;434:极性信息存储部;451、512:A/D转换部;461:FFT运算部;462:基准线圈决定部;463:极性判定部;464:位置和方向计算部;511:检测线圈切换部;541:相位差信息存储部;551、612:相位校正部;611:相位差计算部。

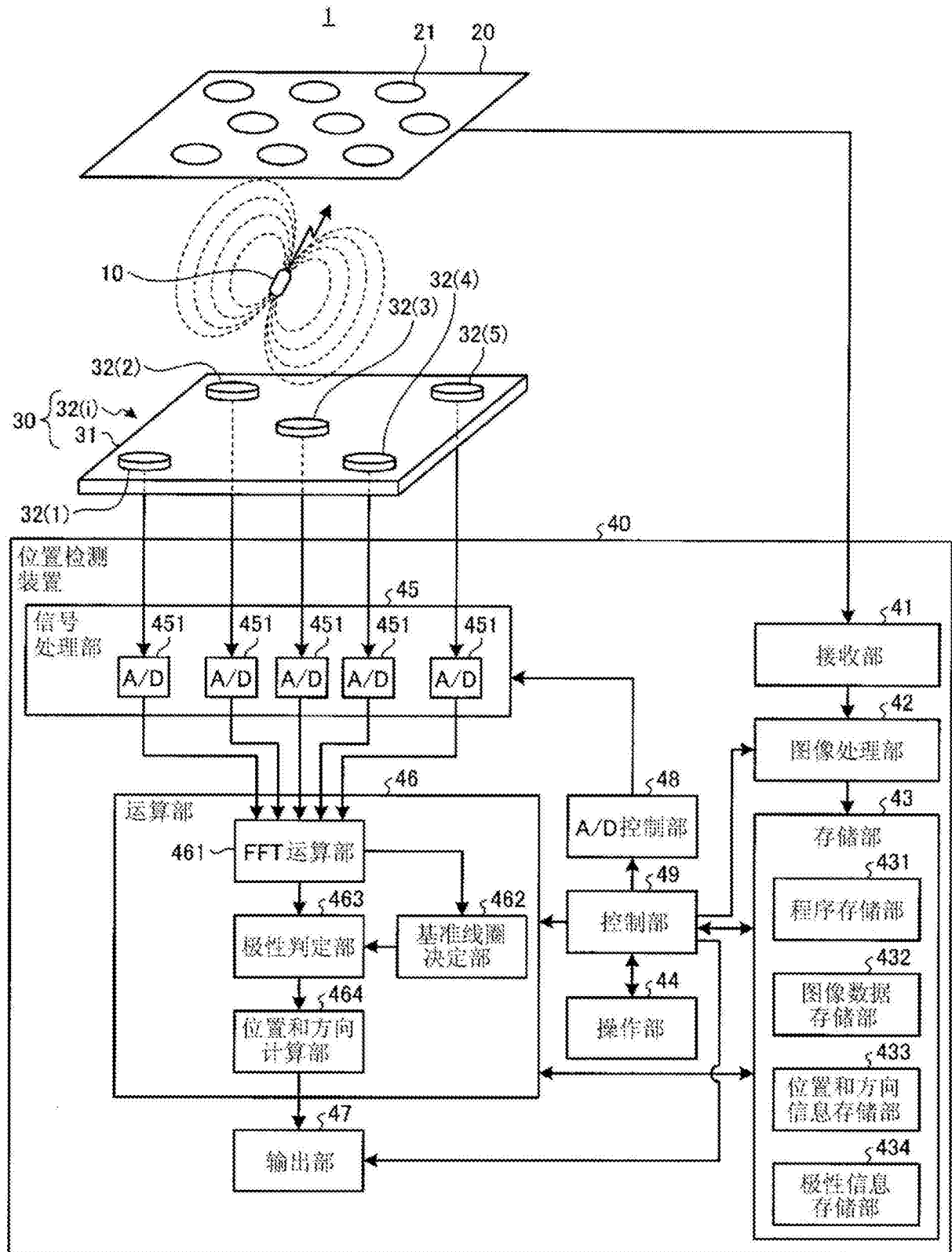


图1

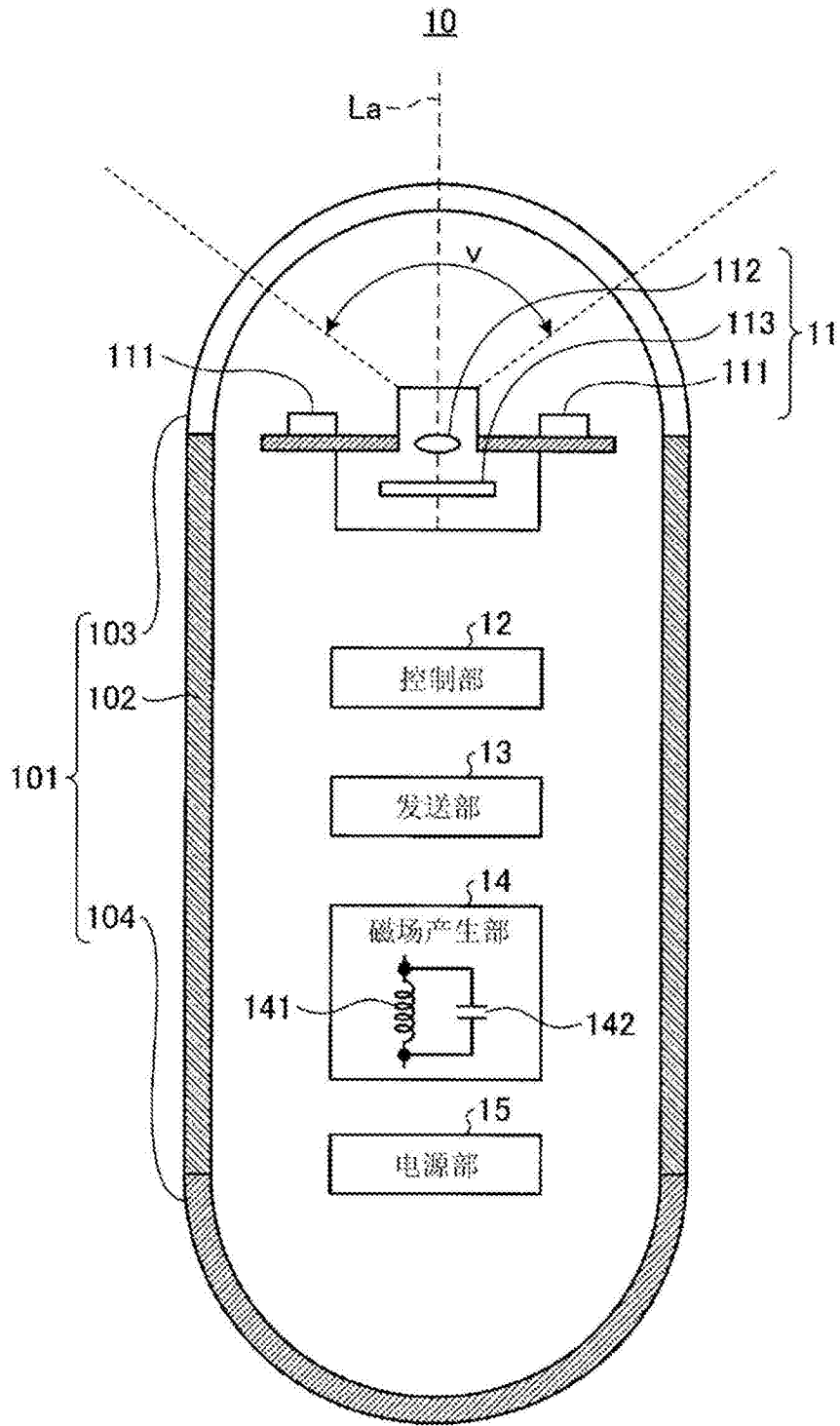


图2

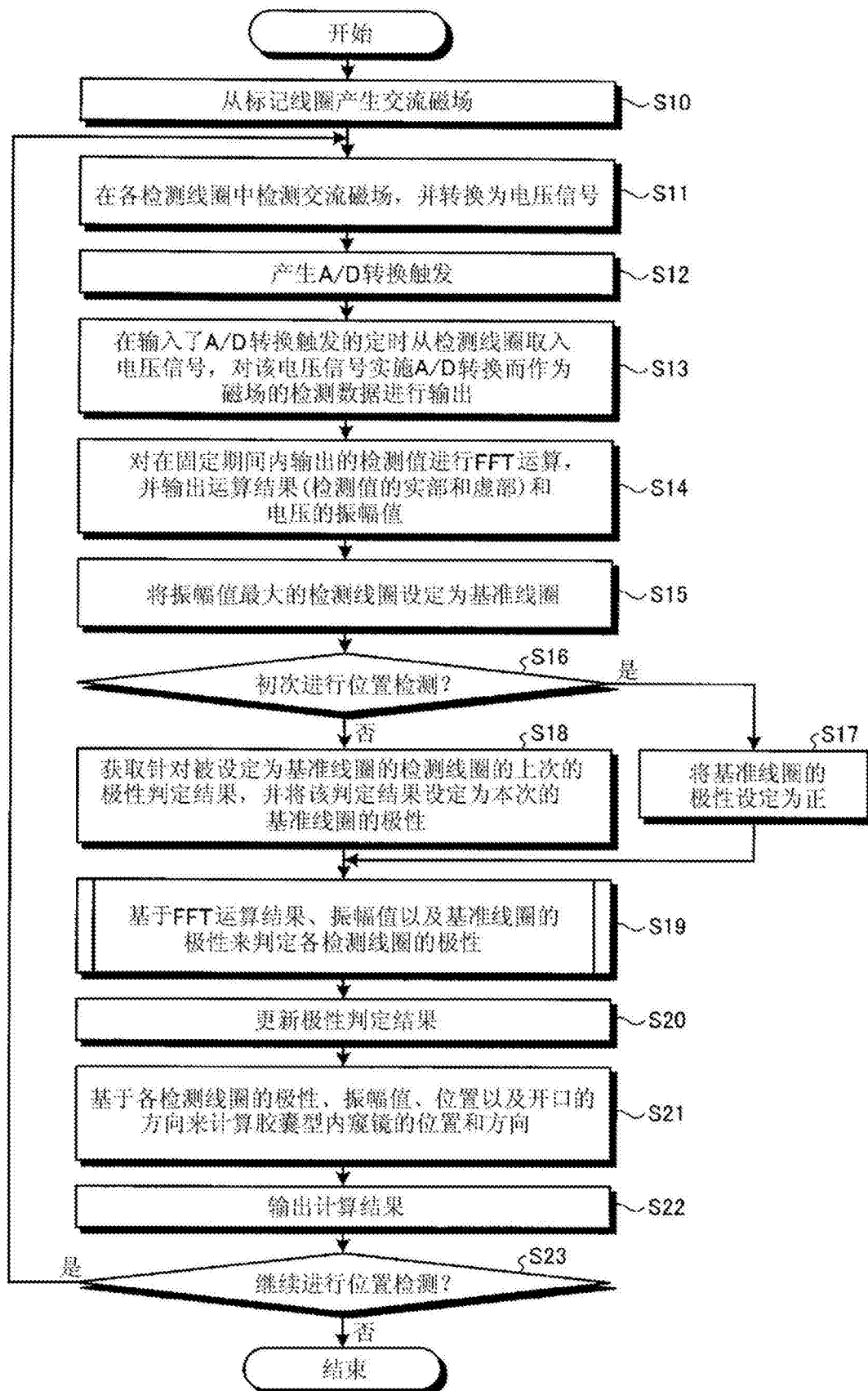


图3

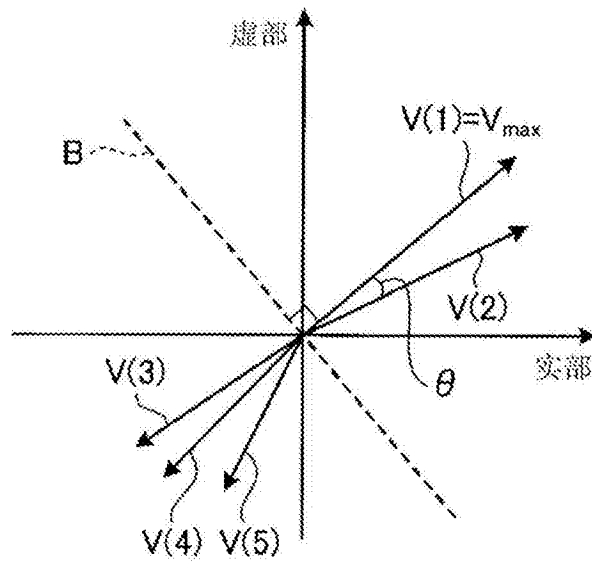


图4

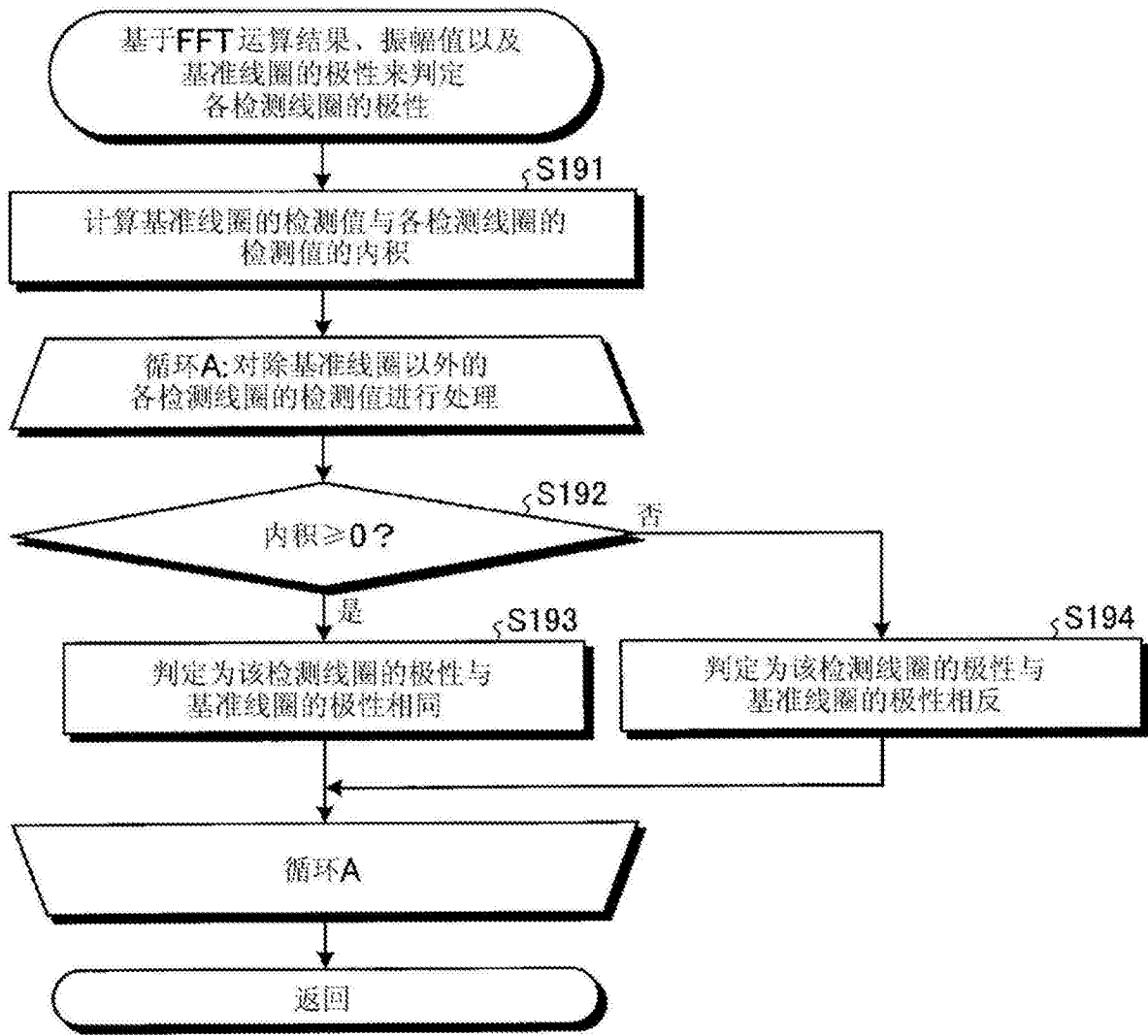


图5

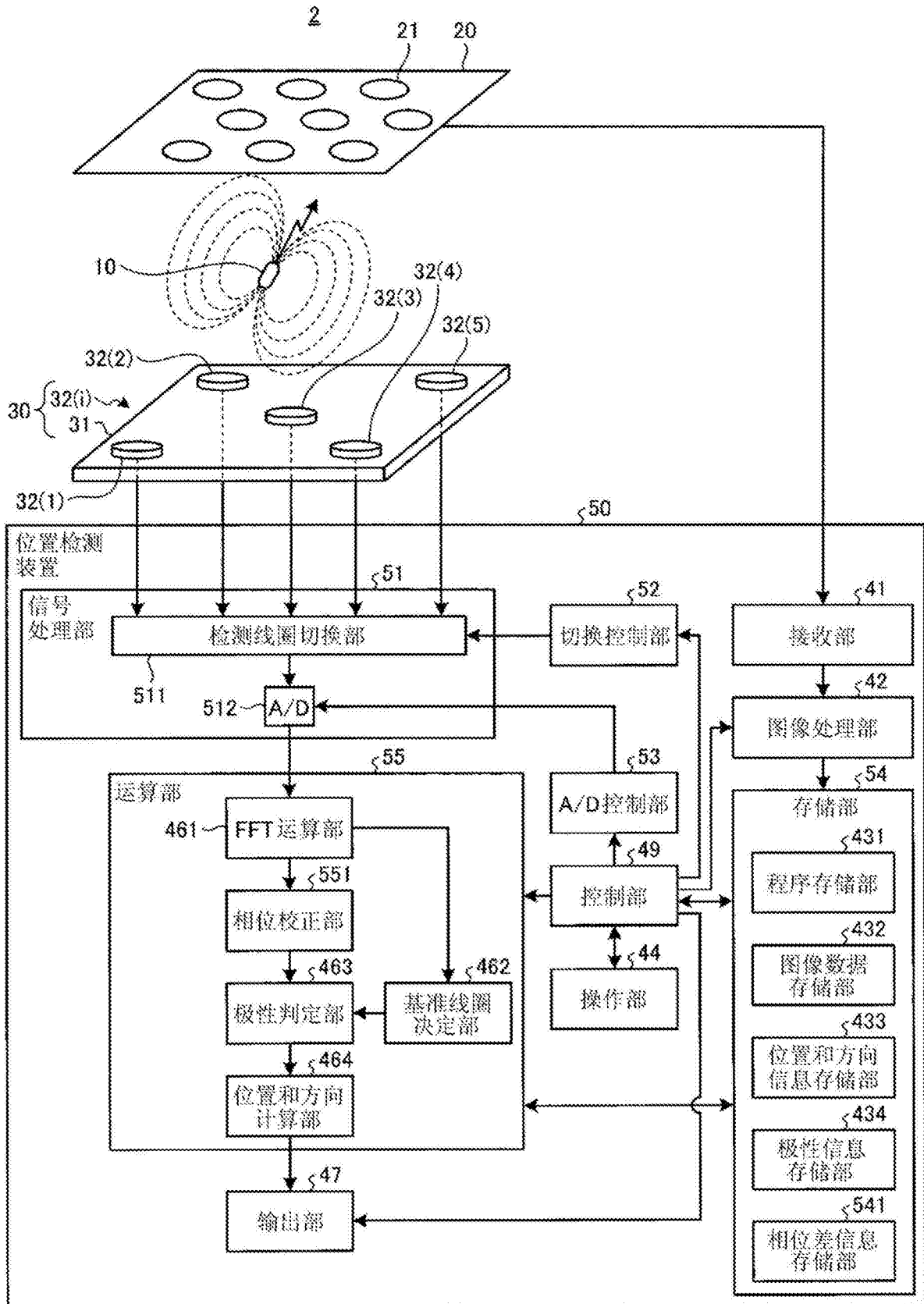


图6

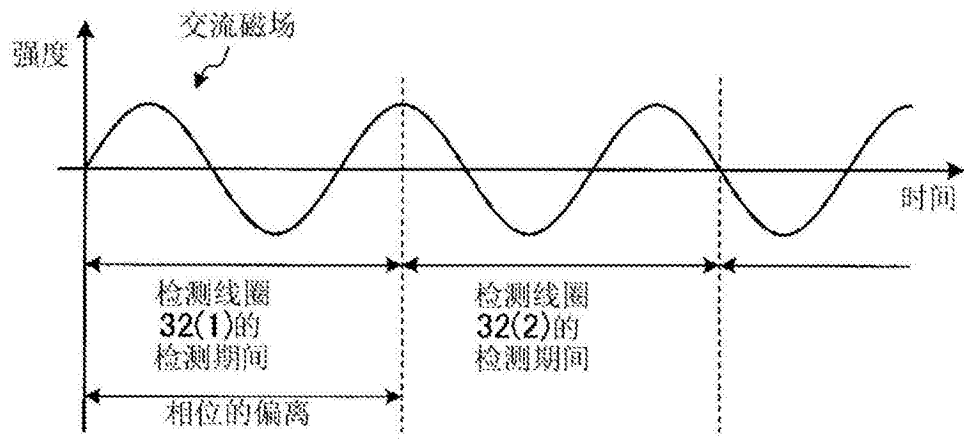


图7

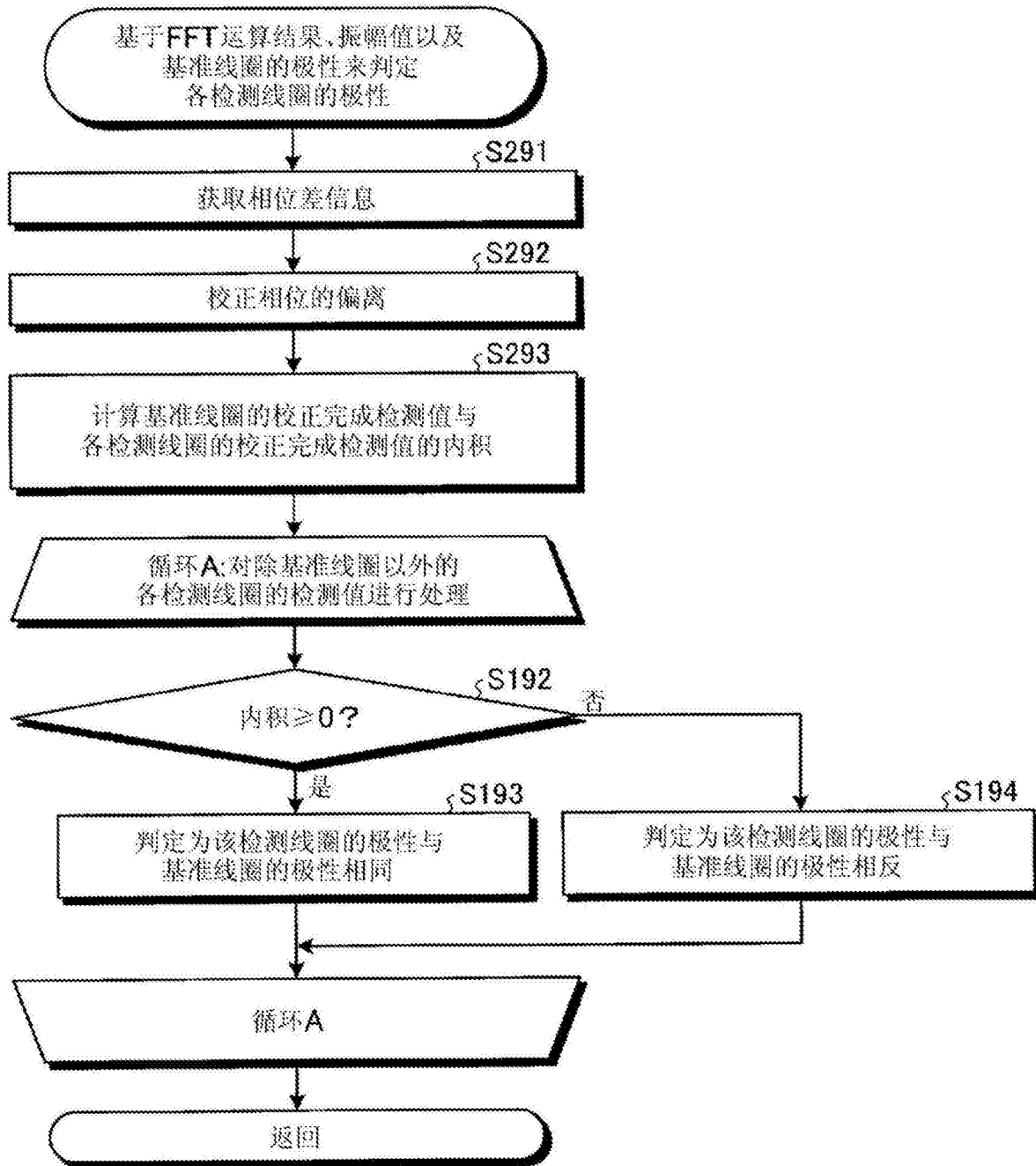


图8

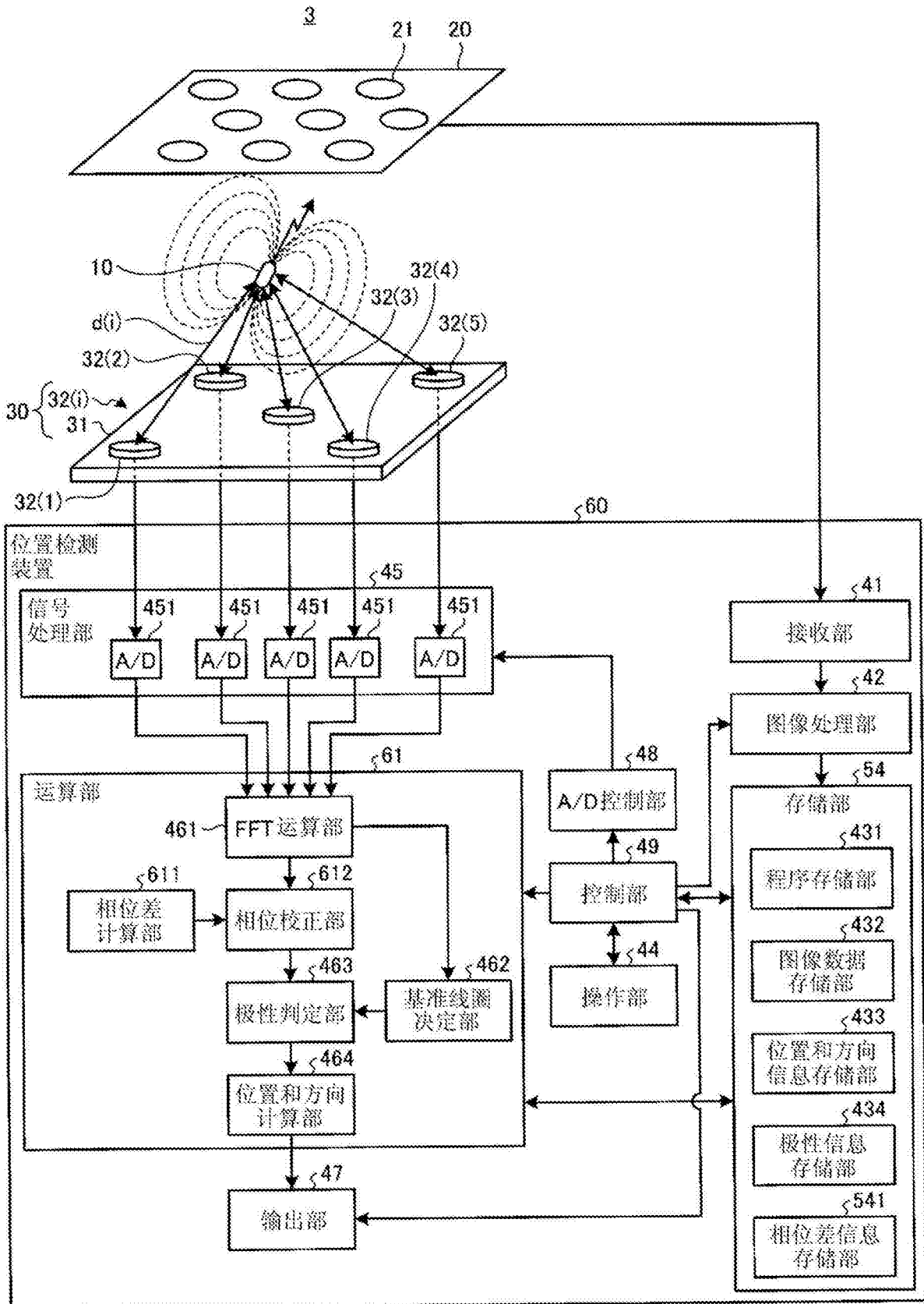


图9

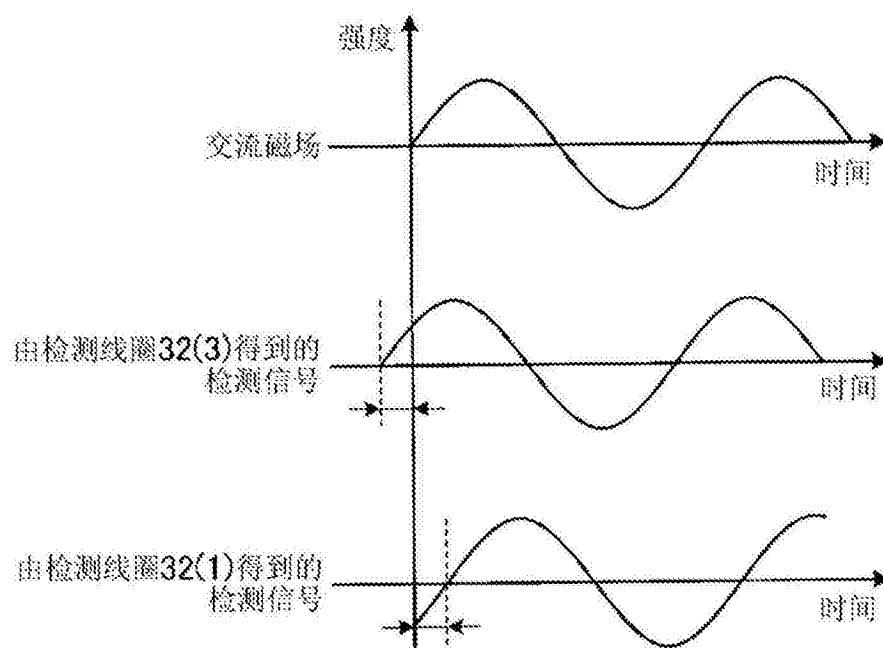


图10

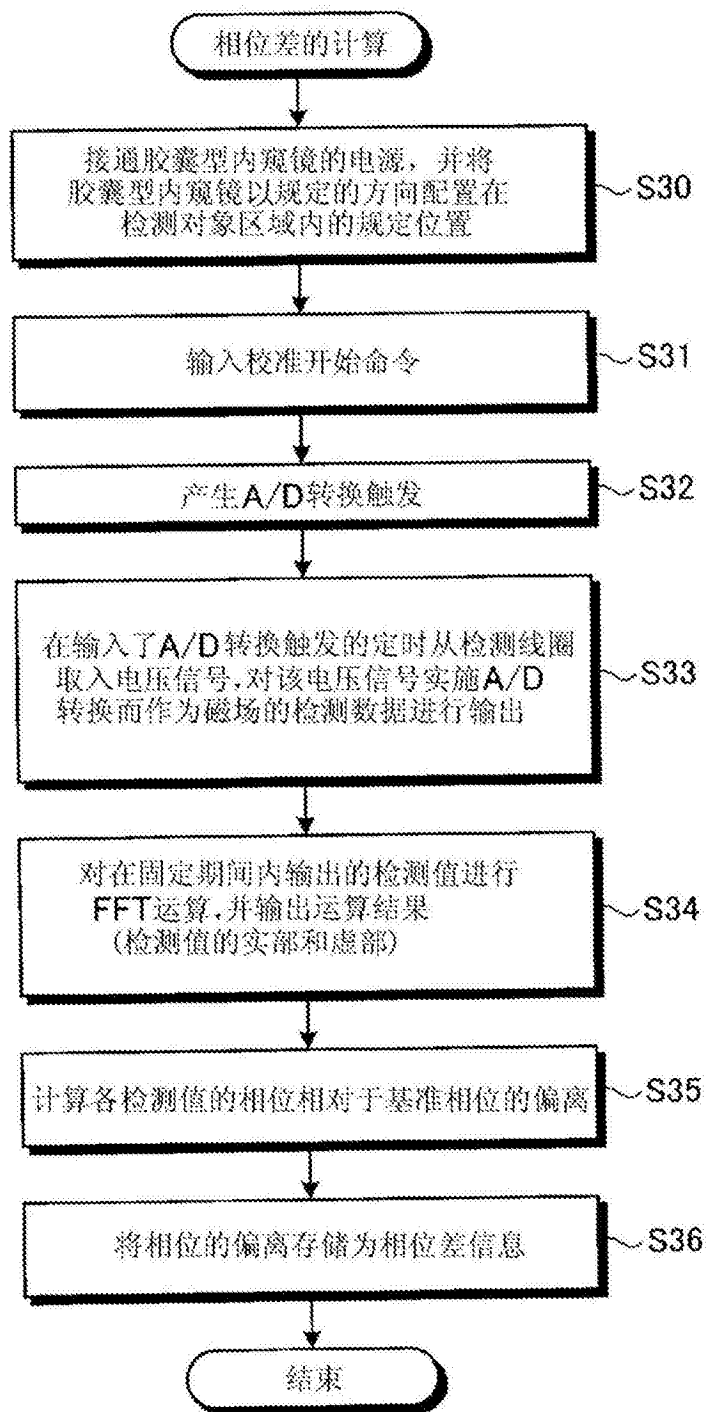


图11

专利名称(译)	位置检测系统		
公开(公告)号	CN105407783B	公开(公告)日	2017-09-05
申请号	CN201480041823.7	申请日	2014-12-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	饭田隆广 木村敦志 千叶淳 佐藤良次		
发明人	饭田隆广 木村敦志 千叶淳 佐藤良次		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/041		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
审查员(译)	任晓帅		
优先权	2013255445 2013-12-10 JP		
其他公开文献	CN105407783A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种能够不使胶囊型医疗装置的结构变复杂而判定检测线圈的极性的位置检测系统。位置检测系统具备：多个检测线圈(32(i))，该多个检测线圈(32(i))检测从标记线圈产生的交流磁场并输出检测信号；以及运算部(46)，其基于从该多个检测线圈(32(i))分别输出的多个检测信号来计算胶囊型内窥镜(10)的位置，其中，该运算部(46)具有：基准线圈决定部(462)，其基于根据多个检测信号计算出的由多个检测线圈(32(i))分别检测出的交流磁场的振幅值，将多个检测线圈(32(i))中的振幅值最大的检测线圈决定为基准线圈；以及极性判定部(463)，其基于由基准线圈输出的第一检测信号和由除该基准线圈以外的各检测线圈(32(i))输出的第二检测信号来判定各检测线圈(32(i))的极性。

