



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101677750 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 09

(21) 申请号 200880016627. 9

(22) 申请日 2008. 04. 24

(30) 优先权数据

134643/2007 2007. 05. 21 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2009. 11. 19

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/057961 2008. 04. 24

(87) PCT申请的公布数据

W02008/142951 JA 2008. 11. 27

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 内山昭夫 佐藤良次 木村敦志

唐泽亮

(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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

G01B 7/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6511417 B1, 2003. 01. 28, 全文.

JP 特开 2003-290129 A, 2003. 10. 14, 全文.

JP 特开 2000-81303 A, 2000. 03. 21, 全文.

US 6773394 B2, 2004. 08. 10, 全文.

审查员 吕媛

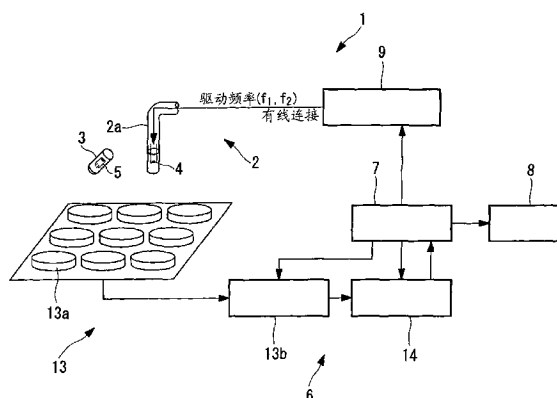
权利要求书 3 页 说明书 27 页 附图 27 页

(54) 发明名称

位置检测系统以及位置检测方法

(57) 摘要

即使在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的标记装置和具备与该交变磁场的频率相同或在该交变磁场的频率附近具有谐振频率的谐振电路的其它标记共存的情况下也能够正确检测一个标记装置的位置或方向。提供一种位置检测系统(1),具备:第一标记装置(4),其产生具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率的第一交变磁场;第二标记装置(3),其装载有磁感应线圈(5),该磁感应线圈(5)以在一组第一位置算出用频率之间大致中心的频率为谐振频率;磁场检测部(13),其被配置在该第二标记装置(3)的动作范围的外部,以第一位置算出用频率检测磁场;提取部(30),其从所检测出的磁场中提取具有一组第一位置算出用频率的一组第一检测磁场成分的强度的相加值;以及位置方向分析部(22),其根据所提取出的相加值算出第一标记装置(4)的位置或方向。



1. 一种位置检测系统,具备:

第一标记装置,其利用来自外部的电力供给来产生第一交变磁场,该第一交变磁场具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率;

第二标记装置,其装载有磁感应线圈,该磁感应线圈以在上述一组第一位置算出用频率之间的大致中心的频率为谐振频率;

磁场检测部,其被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,以上述第一位置算出用频率检测磁场;

提取部,其从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取具有上述一组第一位置算出用频率的一组第一检测磁场成分的强度的相加值;以及

位置方向分析部,其根据所提取出的上述相加值算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

2. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

上述一组第一位置算出用频率是上述谐振频率附近的频率,

上述提取部还从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取上述一组第一检测磁场成分的强度之差,

上述位置方向分析部还根据上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

3. 根据权利要求2所述的位置检测系统,其特征在于,

具备磁场产生部,该磁场产生部被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,产生具有上述一组第一位置算出用频率的第二交变磁场,

上述一组第一检测磁场成分是产生上述第一交变磁场时所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场与产生上述第一交变磁场之前所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场之差。

4. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

具备磁场产生部,该磁场产生部被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,产生具有一组第二位置算出用频率的第二交变磁场,该一组第二位置算出用频率在上述谐振频率附近,与上述第一位置算出用频率不同,并且在上述谐振频率的两边、与上述谐振频率相距规定的频率,

上述磁场检测部还以上述第二位置算出用频率检测磁场,

上述提取部还从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取具有上述一组第二位置算出用频率的一组第二检测磁场成分的强度之差,

上述位置方向分析部还根据上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

5. 根据权利要求1所述的位置检测系统,其特征在于,

具备磁场产生部,该磁场产生部被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,产生具有上述谐振频率的第二交变磁场,

上述磁场检测部还在上述谐振频率下检测磁场,

上述提取部还从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取第二检测磁场成分,该第二检测磁场成分具有上述谐振频率,并且具有相对于上述第二交变磁场的相位偏离了 $\pi/2$ 的

相位,

上述位置方向分析部还根据上述第二检测磁场成分的强度算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

6. 根据权利要求 1 所述的位置检测系统,其特征在于,

包括上述磁感应线圈的谐振电路以上述第一位置算出用频率满足下面的关系式:

[式 1]

$$\frac{-(L + \frac{1}{\omega_1^2 C})(\omega L - \frac{1}{\omega_1 C})}{\sqrt{R^2 - (\omega_1 L - \frac{1}{\omega_1 C})^2}} = \frac{-(L + \frac{1}{\omega_2^2 C})(\omega L - \frac{1}{\omega_2 C})}{\sqrt{R^2 - (\omega_2 L - \frac{1}{\omega_2 C})^2}}$$

在此, $\omega_1 = 2\pi f_1$ 、 $\omega_2 = 2\pi f_2$

将谐振频率设为 f_0 , $\omega_1 < \omega_0 = 2\pi f_0 < \omega_2$ 。

7. 根据权利要求 1 所述的位置检测系统,其特征在于,

上述第一标记装置被设置多个,

多个上述第一位置算出用频率是互不相同的频率。

8. 根据权利要求 1 所述的位置检测系统,其特征在于,

上述第一标记装置被设置在内窥镜的前端部。

9. 根据权利要求 7 所述的位置检测系统,其特征在于,

多个上述第一标记装置沿内窥镜的插入部的长度方向进行设置。

10. 根据权利要求 1 所述的位置检测系统,其特征在于,

上述第二标记装置被设置在胶囊医疗装置中。

11. 根据权利要求 2 至 5 中的任一项所述的位置检测系统,其特征在于,

上述第二标记装置还具备磁场作用部,

该位置检测系统具备:

推进用磁场产生部,其产生对该磁场作用部进行作用的推进用磁场;以及

推进用磁场控制部,其根据由上述位置方向分析部算出的上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个来控制上述推进用磁场的强度和方向。

12. 一种位置检测方法,具有以下步骤:

磁场产生步骤,第一标记装置利用来自外部的电力供给来产生第一交变磁场,该第一交变磁场具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率;

感应磁场产生步骤,装载有磁感应线圈的第二标记装置受到上述第一交变磁场而产生感应磁场;

磁场检测步骤,以上述第一位置算出用频率检测磁场;

提取步骤,从所检测出的磁场中提取具有上述一组第一位置算出用频率的一组第一检测磁场成分的强度的相加值;以及

位置方向分析步骤,根据所提取出的上述相加值算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

13. 根据权利要求 12 所述的位置检测方法,其特征在于,

上述提取步骤包括从所检测出的磁场中提取上述一组第一检测磁场成分的强度之差

的步骤，

上述位置方向分析步骤还包括根据所提取出的上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个的步骤。

14. 根据权利要求 13 所述的位置检测方法，其特征在于，

上述磁场产生步骤包括产生具有上述一组第一位置算出用频率的第二交变磁场的步骤，

上述感应磁场产生步骤包括上述第二标记装置受到上述第二交变磁场而产生感应磁场的步骤，

上述一组第一检测磁场成分是产生上述第一交变磁场时所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场与产生上述第一交变磁场之前所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场之差。

15. 根据权利要求 12 所述的位置检测方法，其特征在于，

上述磁场产生步骤包括产生第二交变磁场的步骤，该第二交变磁场具有上述一组第一位置算出用频率附近的一组第二位置算出用频率，

上述磁场检测步骤还包括以上述第二位置算出用频率检测磁场的步骤，

上述提取步骤包括从所检测出的磁场中提取具有上述一组第二位置算出用频率的一组第二检测磁场成分的强度之差的步骤，

上述位置方向分析步骤还包括根据所提取出的上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个的步骤。

16. 根据权利要求 12 所述的位置检测方法，其特征在于，

上述磁场产生步骤包括产生具有谐振频率的第二交变磁场的步骤，

上述磁场检测步骤还包括在上述谐振频率下检测磁场的步骤，

上述提取步骤包括从所检测出的磁场中提取第二检测磁场成分的步骤，该第二检测磁场成分具有上述谐振频率，并且具有相对于上述第二交变磁场的相位偏离了 $\pi/2$ 的相位，

上述位置方向分析步骤还根据所提取出的上述第二检测磁场成分的强度算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

位置检测系统以及位置检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种位置检测系统以及位置检测方法。

背景技术

[0002] 以往,已知如下一种位置检测装置:将利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的标记装置插入体腔内,在体外检测该标记装置所产生的交变磁场,由此检测标记装置在体腔内的位置(例如,参照专利文献1)。

[0003] 另外,还已知如下一种胶囊型医疗装置的位置检测系统:使来自外部的位置检测用的磁场起作用,通过检测在配置于投入到被检查者体内的胶囊型医疗装置内的磁感应线圈中产生的感应磁场的绝对值强度,检测胶囊型医疗装置的位置和方向(例如,参照非专利文献1)。

[0004] 专利文献1:日本特开2000-81303号公报

[0005] 非专利文献1:德永他7名,「LC共振型磁気マーカを用いた高精度位置検出システム」,日本応用磁気学会誌,Vol. 29, No. 2, 2005, p153 ~ 156

发明内容

[0006] 然而,在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的的一个标记装置与具备在该交变磁场的频率附近具有谐振频率的谐振电路的其它标记装置共存的情况下,通过一个标记装置所产生的交变磁场而从其它标记装置的谐振电路产生感应磁场。由此,在该交变磁场的频率下仅检测磁场的绝对值强度的情况下,由于也同时检测感应磁场,因此所检测的磁场强度与仅检测出交变磁场的情况不同。其结果是难以正确算出一个标记装置的位置或方向。

[0007] 本发明的目的在于提供一种即使在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的的一个标记装置和具备与该交变磁场的频率相同或在该交变磁场的频率附近具有谐振频率的谐振电路的其它标记装置共存的情况下也能够正确检测一个标记装置的位置或方向的位置检测系统以及位置检测方法。

[0008] 为了达到上述目的,本发明提供下面的手段。

[0009] 本发明的第一方式是一种位置检测系统,具备:第一标记装置,其利用来自外部的电力供给来产生第一交变磁场,该第一交变磁场具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率;第二标记装置,其装载有磁感应线圈,该磁感应线圈以在上述一组第一位置算出用频率之间的大致中心的频率为谐振频率;磁场检测部,其被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,以在上述第一位置算出用频率检测磁场;提取部,其从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取具有上述一组第一位置算出用频率的一组第一检测磁场成分的强度的相加值;以及位置方向分析部,其根据所提取出的上述相加值算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0010] 根据本发明的第一方式,第二标记装置所装载的磁感应线圈受到从第一标记装置

利用来自外部的电力供给而发出的第一交变磁场,该第一交变磁场具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率。存在磁感应线圈由于谐振特性而受到第一交变磁场产生感应磁场(下面,设为与第一交变磁场有关的感应磁场)的情况。此时,磁场检测部在一组第一位置算出用频率下检测混合了第一交变磁场和与第一交变磁场有关的感应磁场的磁场。

[0011] 在此,与第一交变磁场有关的感应磁场与第一交变磁场同样地具有一组第一位置算出用频率。另一方面,第一检测磁场成分是具有一组第一位置算出用频率的磁场成分,因此在产生了与第一交变磁场有关的感应磁场的情况下,除了第一交变磁场的信息以外还包括该感应磁场的信息。另外,磁感应线圈的谐振频率是在一组第一位置算出用频率之间大致中心的频率,因此与第一交变磁场有关的感应磁场具有相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同、并且该强度的绝对值大致相同的特性。

[0012] 因而,通过提取部的动作,当对一组第一检测磁场成分的强度之和进行运算时,与第一交变磁场有关的感应磁场的信息相抵消,从而能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取第一交变磁场的信息。由此,位置方向分析部能够仅使用从第一标记装置产生的第一交变磁场的强度信息来算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个。其结果,即使在利用来自外部的电力供给来产生磁场的第一标记装置与具有磁感应线圈的第二标记装置共存的情况下,也不会受到感应磁场影响,而能够高精度地算出第一标记装置的位置或方向。

[0013] 在上述第一方式中,也可以设为如下结构:上述一组第一位置算出用频率是上述谐振频率附近的频率,上述提取部还从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取上述一组第一检测磁场成分的强度之差,上述位置方向分析部还根据上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0014] 通过这样,位置方向分析部根据由提取部提取出的相加值算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个,并且根据所提取出的强度之差算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0015] 在此,一组第一位置算出用频率是谐振频率附近的频率,因此磁感应线圈如果受到第一交变磁场则产生感应磁场。另外,如上所述,与第一交变磁场有关的感应磁场具有在一组第一位置算出用频率下相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同的特性。

[0016] 另一方面,第一检测磁场成分是具有一组第一位置算出用频率的磁场成分,因此包含第一交变磁场的信息以及与第一交变磁场有关的感应磁场的信息。因而,通过提取部的动作,通过对一组第一检测磁场成分的强度之差进行运算,第一交变磁场的信息相抵消,因此能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取与第一交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0017] 由此,位置方向分析部能够使用从第二标记装置产生的感应磁场的强度信息来算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。其结果,即使在利用来自外部的电力供给来产生磁场的第一标记装置与具有磁感应线圈的第二标记装置共存的情况下,也能够高精度地算出第一标记装置和第二标记装置两者的位置和方向中的至少一个。

[0018] 另外,在上述结构中,也可以设为具备磁场产生部,该磁场产生部被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,产生具有上述一组第一位置算出用频率的第二交变磁场,上述一组第一检测磁场成分是产生上述第一交变磁场时所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场与产生上述第一交变磁场之前所检测到的具有上述第一位置算出用频率

的磁场之差。

[0019] 通过这样,由配置在第二标记装置的动作范围的外部的磁场产生部产生的第二交变磁场具有与上述第一交变磁场相同的频率,因此磁感应线圈受到第一交变磁场以及第二交变磁场而产生感应磁场(下面,设为与第一以及第二交变磁场有关的感应磁场)。磁场检测部以第一位置算出用频率检测混合了第一交变磁场、第二交变磁场以及感应磁场的磁场。

[0020] 在此,在产生第一以及第二交变磁场时以第一位置算出用频率检测出的磁场包含第一交变磁场、第二交变磁场以及与第一以及第二交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0021] 另一方面,在仅产生第二交变磁场的情况下,磁感应线圈受到第二交变磁场而产生感应磁场(下面,设为与第二交变磁场有关的感应磁场)。此时,以第一位置算出用频率检测出的磁场包含第二交变磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0022] 因而,当将产生第一交变磁场时与产生第一交变磁场之前的各自的磁场信息之差设为第一检测磁场成分时,各频率下的第一检测磁场成分仅包含第一交变磁场的信息以及与第一交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0023] 因而,通过提取部的动作,当对一组第一检测磁场成分的强度之和进行运算时,与第一交变磁场有关的感应磁场的信息相抵消,从而能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取第一交变磁场的强度的信息。

[0024] 另外,由于与上述理由相同的理由,一组第一检测磁场成分的强度之差不包含第一交变磁场以及第二交变磁场的信息,而仅包含与第一以及第二交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0025] 因而,通过提取部的动作,当对一组第一检测磁场成分的强度之差进行运算时,能够仅提取与第一以及第二交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0026] 由此,位置方向分析部能够仅使用第一交变磁场的强度信息算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个,使用从第二标记装置产生的感应磁场的强度信息算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0027] 其结果,即使在利用来自外部的电力供给来产生磁场的的第一标记装置与具有磁感应线圈的第二标记装置共存的情况下,也能够高精度地算出第一标记装置和第二标记装置两者的位置和方向中的至少一个。另外,除了第一交变磁场以外,第二交变磁场也使第二标记装置产生感应磁场,因此能够增大感应磁场的强度。

[0028] 另外,在上述第一方式中,也可以设为具备磁场产生部,该磁场产生部被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部,产生具有一组第二位置算出用频率的第二交变磁场,该一组第二位置算出用频率在上述谐振频率附近,与上述第一位置算出用频率不同,并且在上述谐振频率的两边、与上述谐振频率相距规定的频率,上述磁场检测部还以上述第二位置算出用频率检测磁场,上述提取部还从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取具有上述一组第二位置算出用频率的一组第二检测磁场成分的强度之差,上述位置方向分析部还根据上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0029] 通过这样,由配置在第二标记装置的动作范围的外部的磁场产生部产生的第二交变磁场的一组第二位置算出用频率是谐振频率附近的频率,因此磁感应线圈受到第一交变磁场而产生与第一交变磁场有关的感应磁场,并且受到第二交变磁场而产生具有一组第二

位置算出用频率的感应磁场（与第二交变磁场有关的感应磁场）。磁场检测部在一组第一位置算出用频率下检测混合了第一交变磁场以及与第一交变磁场有关的感应磁场的磁场，并在一组第二位置算出用频率下检测混合了第二交变磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的磁场。

[0030] 然后，通过提取部的动作，从由磁场检测部检测出的磁场中提取一组第一检测磁场成分的强度的相加值，并且提取一组第二检测磁场成分的强度之差。并且，通过位置方向分析部的动作，根据由提取部提取出的相加值算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个，并且根据所提取出的强度之差算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0031] 在此，由于与上述理由相同的理由，与第二交变磁场有关的感应磁场在一组第二位置算出用频率下具有相对于第二交变磁场的强度的大小关系互不相同的特性。另一方面，第二检测磁场成分是具有一组第二位置算出用频率的磁场成分，因此包含第二交变磁场的信息以及与第二交变磁场有关的感应磁场的信息。因而，通过提取部的动作，当对一组第二检测磁场成分的强度之差进行运算时，第二交变磁场的信息相抵消，因此能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取与第二交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0032] 由此，位置方向分析部能够使用从第二标记装置产生的感应磁场的强度信息来算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。其结果，即使在利用来自外部的电力供给来产生磁场的第一标记装置与具有磁感应线圈的第二标记装置共存的情况下，也能够高精度地算出第一标记装置以及第二标记装置两者的位置和方向中的至少一个。

[0033] 另外，在上述第一方式中，也可以设为具备磁场产生部，该磁场产生部被配置在上述第二标记装置的动作范围的外部，产生具有上述谐振频率的第二交变磁场，上述磁场检测部还在上述谐振频率下检测磁场，上述提取部还从由上述磁场检测部检测出的磁场中提取第二检测磁场成分，该第二检测磁场成分具有上述谐振频率，并且具有相对于上述第二交变磁场的相位偏离了 $\pi/2$ 的相位，上述位置方向分析部还根据上述第二检测磁场成分的强度算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0034] 通过这样，配置在第二标记装置的动作范围的外部的磁场产生部产生第二交变磁场，该第二交变磁场具有第二标记装置所装载的磁感应线圈的谐振频率。磁感应线圈受到第一交变磁场而产生与第一交变磁场有关的感应磁场，并且受到第二交变磁场而产生与第二交变磁场有关的感应磁场。磁场检测部在一组第一位置算出用频率下检测混合了第一交变磁场以及与第一交变磁场有关的感应磁场的磁场，并在谐振频率下检测混合了第二交变磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的磁场。

[0035] 提取部从由磁场检测部检测出的磁场中提取一组第一检测磁场成分的强度的相加值，并且提取第二检测磁场成分。位置方向分析部根据由提取部提取出的相加值算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个，并且还根据所提取出的第二检测磁场成分的强度算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0036] 在此，与第二交变磁场有关的感应磁场具有与第二交变磁场相同的频率，并且具有相对于第二交变磁场偏离了 $\pi/2$ 的相位。另一方面，第二检测磁场成分也是具有与第二交变磁场相同的频率、并且具有相对于第二交变磁场偏离了 $\pi/2$ 的相位的磁场成分，因此不包含第二交变磁场的信息而仅包含与第二交变磁场有关的感应磁场的信息。因而，通过提取部的动作，当提取第二检测磁场成分时，能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取

与第二交变磁场有关的感应磁场的信息。

[0037] 由此,位置方向分析部能够仅使用从第二标记装置产生的感应磁场的强度信息来算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。其结果,即使在利用来自外部的电力供给来产生磁场的第二标记装置与具有磁感应线圈的第二标记装置共存的情况下,也能够高精度地算出第一标记装置以及第二标记装置两者的位置和方向中的至少一个。

[0038] 另外,在上述任一个位置检测系统中,也可以设为包括上述磁感应线圈的谐振电路以上述第一位置算出用频率满足下面的关系式。

[0039] [式 1]

$$[0040] \quad \frac{-(L + \frac{1}{\omega_1^2 C})(\omega_1 L - \frac{1}{\omega_1 C})}{\sqrt{R^2 - (\omega_1 L - \frac{1}{\omega_1 C})^2}} = \frac{-(L + \frac{1}{\omega_2^2 C})(\omega_2 L - \frac{1}{\omega_2 C})}{\sqrt{R^2 - (\omega_2 L - \frac{1}{\omega_2 C})^2}}$$

[0041] 在此, $\omega_1 = 2\pi f_1$ 、 $\omega_2 = 2\pi f_2$

[0042] 将谐振频率设为 f_0 , $\omega_1 < \omega_0 = 2\pi f_0 < \omega_2$ 。

[0043] 通过这样,能够使各频率下的在同一检测线圈中检测出的与第一交变磁场有关的感应磁场的检测强度相等。其结果,能够通过对一组第一检测磁场成分的强度进行简单的相加运算使感应磁场的信息相抵消,而仅提取第一交变磁场的信息。

[0044] 另外,在上述任一个位置检测系统中,也可以设为上述第一标记装置被设置多个,多个上述第一位置算出用频率是互不相同的频率。

[0045] 通过这样,能够识别多个第一标记装置。

[0046] 另外,在上述任一个位置检测系统中,也可以设为上述第一标记装置被设置在内窥镜的前端部。

[0047] 另外,如上所述,在设置多个上述第一标记装置的情况下,也可以设为上述多个第一标记装置沿内窥镜的插入部的长度方向进行设置。

[0048] 另外,在上述任一个位置检测系统中,也可以设为上述第二标记装置被设置在胶囊医疗装置中。

[0049] 另外,也可以设为在上述位置方向分析部算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个的上述任一个位置检测系统中,上述第二标记装置还具备磁场作用部,该位置检测系统具备:推进用磁场产生部,其产生对该磁场作用部进行作用的推进用磁场;以及推进用磁场控制部,其根据由上述位置方向分析部算出的上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个来控制上述推进用磁场的强度和方向。

[0050] 通过这样,通过推进用磁场控制部的动作,根据由位置方向分析部算出的第二标记装置的位置和方向中的至少一个来控制由推进用磁场产生部产生的对第二标记装置的磁场作用部进行作用的推进用磁场的强度和方向。由此,能够根据第二标记装置的位置或方向控制第二标记装置的推进。

[0051] 另外,本发明的第二方式是一种位置检测方法,具有以下步骤:磁场产生步骤,第一标记装置利用来自外部的电力供给来产生具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率的第一交变磁场;感应磁场产生步骤,装载有磁感应线圈的第二标记装置受到上述第一交变磁场而产生感应磁场;磁场检测步骤,以上述第一位置算出用频率检测磁场;提取

步骤,从所检测出的磁场中提取具有上述一组第一位置算出用频率的一组第一检测磁场成分的强度的相加值;以及位置方向分析步骤,根据所提取出的上述相加值算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0052] 在上述第二方式中,也可以设为如下结构:上述提取步骤包括从所检测出的磁场中提取上述一组第一检测磁场成分的强度之差的步骤、上述位置方向分析步骤还包括根据所提取出的上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个的步骤。

[0053] 另外,在上述结构中,也可以设为上述磁场产生步骤包括产生具有上述一组第一位置算出用频率的第二交变磁场的步骤,上述感应磁场产生步骤包括上述第二标记装置受到上述第二交变磁场而产生感应磁场的步骤,上述一组第一检测磁场成分是产生上述第一交变磁场时所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场与产生上述第一交变磁场之前所检测到的具有上述第一位置算出用频率的磁场之差。

[0054] 另外,在上述第二方式中,也可以设为上述磁场产生步骤包括产生第二交变磁场的步骤,该第二交变磁场具有上述一组第一位置算出用频率附近的一组第二位置算出用频率,上述磁场检测步骤还包括以上述第二位置算出用频率检测磁场的步骤,上述提取步骤包括从所检测出的磁场中提取具有上述一组第二位置算出用频率的一组第二检测磁场成分的强度之差的步骤,上述位置方向分析步骤还包括根据所提取出的上述强度之差算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个的步骤。

[0055] 另外,在上述第二方式中,也可以设为上述磁场产生步骤包括产生具有谐振频率的第二交变磁场的步骤,上述磁场检测步骤还包括在上述谐振频率下检测磁场的步骤,上述提取步骤包括从所检测出的磁场中提取第二检测磁场成分的步骤,该第二检测磁场成分具有上述谐振频率,并且具有相对于上述第二交变磁场的相位偏离了 $\pi/2$ 的相位,上述位置方向分析步骤还根据所提取出的上述第二检测磁场成分的强度算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0056] 根据本发明所涉及的位置检测系统以及位置检测方法,起到如下的效果:即使在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的一个标记装置和具备与该交变磁场的频率相同或在该交变磁场的频率附近具有谐振频率的谐振电路的其它标记装置共存的情况下也能够正确检测一个标记装置的位置或方向。

附图说明

[0057] 图1是表示本发明的第一实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的框图。

[0058] 图2是表示图1的位置检测系统的详细结构的框图。

[0059] 图3是说明使用了图1的位置检测系统的位置检测方法中的波形生成动作的流程图。

[0060] 图4是说明图3的位置检测方法中的实际测量动作的前半部分的流程图。

[0061] 图5是接着图4说明实际测量动作的流程图。

[0062] 图6是接着图5说明实际测量动作的流程图。

[0063] 图7是说明具备本发明的第二实施方式所涉及的位置检测系统的医疗装置引导系统的整体结构图。

[0064] 图8是表示使用于图7的医疗装置引导系统的胶囊医疗装置的一例的纵截面图。

[0065] 图 9 是表示图 7 的医疗装置引导系统所具备的本实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的框图。

[0066] 图 10 是表示图 9 的位置检测系统的详细结构的框图。

[0067] 图 11 是说明使用了图 9 的位置检测系统的位置检测方法中的校准动作的流程图。

[0068] 图 12 是说明图 11 的位置检测方法中的实际测量动作的前半部分的流程图。

[0069] 图 13 是接着图 12 说明实际测量动作的流程图。

[0070] 图 14 是接着图 13 说明实际测量动作的流程图。

[0071] 图 15 是表示本发明的第三实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的框图。

[0072] 图 16 是说明使用了图 15 的位置检测系统的位置检测方法中的校准动作的流程图。

[0073] 图 17 是说明图 16 的位置检测方法中的实际测量动作的前半部分的流程图。

[0074] 图 18 是接着图 17 说明实际测量动作的流程图。

[0075] 图 19 是接着图 18 说明实际测量动作的流程图。

[0076] 图 20 是表示本发明的第四实施方式所涉及的位置检测系统的整体结构的框图。

[0077] 图 21 是表示图 20 的位置检测系统的详细结构的框图。

[0078] 图 22 是说明使用了图 21 的位置检测系统的位置检测方法中的波形生成动作的流程图。

[0079] 图 23 是说明图 22 的位置检测方法中的读出定时的设定动作的流程图。

[0080] 图 24 是说明图 22 的使用了位置检测系统的位置检测方法中的实际测量动作的前半部分的流程图。

[0081] 图 25 是接着图 24 说明实际测量动作的流程图。

[0082] 图 26 是接着图 25 说明实际测量动作的流程图。

[0083] 图 27 是用于说明各实施方式中的位置算出用频率的设定方法的示意性地表示包括磁感应线圈的谐振电路的图。

[0084] 附图标记说明

[0085] f_0 : 谐振频率 (第一位置算出用频率); f_1 、 f_2 : 第一位置算出用频率; f_3 、 f_4 : 第二位置算出用频率; 1、40、50、60: 位置检测系统; 2: 内窥镜装置 (内窥镜); 2a: 插入部; 3: 胶囊医疗装置 (第二标记装置); 3': 第二胶囊医疗装置 (胶囊医疗装置、第二标记装置); 4、62: 标记线圈 (第一标记装置); 5: 磁感应线圈; 6: 磁场检测部; 24: 频率选择部 (提取部); 22: 位置方向分析部; 30: 提取计算部 (提取部); 41: 磁场产生装置 (磁场产生部); 61: 第一胶囊医疗装置 (胶囊医疗装置); 71: 三轴亥姆霍兹线圈单元 (推进用磁场产生部); 72: 亥姆霍兹线圈驱动器 (推进用磁场控制部); 100: 医疗装置引导系统; 150: 永磁体 (磁场作用部)。

具体实施方式

[0086] [第一实施方式]

[0087] 下面参照图 1 ~ 图 6 说明本发明的第一实施方式所涉及的位置检测系统 1。

[0088] 本实施方式所涉及的位置检测系统 1 包括具有被插入到体腔内的插入部 2a 的内窥镜装置 2 以及被投入到体腔内的胶囊医疗装置 3, 该位置检测系统 1 具备: 标记线圈 (第

一标记装置)4,其被设置于内窥镜装置2的插入部2a的前端位置;磁感应线圈(第二标记装置)5,其被设置在胶囊医疗装置3中;位置检测装置6,其检测标记线圈4的位置;控制部7,其对它们进行控制;以及显示装置8,其显示位置检测装置6的检测结果。

[0089] 如图2所示,在内窥镜装置2中设置有标记驱动电路9,该标记驱动电路9接收来自控制部7的指示信号而使标记线圈4产生第一交变磁场。标记驱动电路9具备波形数据存储器10、D/A变换器11以及放大器12,其中,上述波形数据存储器10存储由标记线圈4产生的第一交变磁场的磁场波形。

[0090] 通过由标记驱动电路9进行驱动,上述标记线圈4产生具有一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的第一交变磁场,该一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 在从后述的输入装置输入的谐振频率 f_0 的两边,与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率。

[0091] 在胶囊医疗装置3中设置有包括上述磁感应线圈5、以在上述一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 之间大致中心的频率为谐振频率 f_0 的谐振电路。磁感应线圈5受到来自外部的第一交变磁场而产生感应磁场。

[0092] 上述位置检测装置6具备:磁场检测部13,其被配置在被插入内窥镜装置2以及胶囊医疗装置3的被检查者的体外,检测从标记线圈4和磁感应线圈5产生的磁场;以及位置计算部14,其根据由磁场检测部13检测出的磁场来算出内窥镜装置2以及胶囊医疗装置3的位置和方向。

[0093] 上述磁场检测部13具备多个检测线圈13a以及接收来自各检测线圈13a的输出信号的接收电路13b。

[0094] 检测线圈13a是空芯线圈,面向内窥镜装置2的插入部2a前端以及胶囊医疗装置3的动作空间排列成9个1组的正方形。

[0095] 接收电路13b具备:低通滤波器(LPF)15,其去除包含有内窥镜装置2的位置信息的交流电压所包含的高频成分;放大器(AMP)16,其放大去除了高频成分的交流电压;带通滤波器(BPF)17,其仅使被放大的交流电压的规定频带通过;以及A/D变换器18,其将通过了带通滤波器17的交流电压变换为数字信号。由此,将在磁场检测部13中检测出的磁场输出为由数字信号构成的磁场信号。

[0096] 上述位置计算部14具备:第一存储器19,其存储从磁场检测部13的接收电路13b输出的磁场信号;FFT处理电路20,其对该磁场信号进行频率分析处理;提取部21,其从磁场信号的频率分析处理结果中提取规定的磁场信息;位置方向分析部22,其根据所提取的磁场信息算出内窥镜装置2以及胶囊医疗装置3的位置和方向;以及第二存储器23,其存储所算出的内窥镜装置2以及胶囊医疗装置3的位置和方向。另外,位置计算部14中设置有时钟32,该时钟32发送用于使上述接收电路13b内的所有A/D变换器18与位置计算部14同步的时钟信号。

[0097] 上述提取部21具备:频率选择部24,其从控制部7接收作为标记驱动电路9所产生的信号的频率成分的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 ,从通过磁场信号的频率分析处理而得到的磁场信息中提取具有第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息;第三存储器25,其存储由该频率选择部24提取出的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的一组磁场信息;以及提取计算部30,其提取用于进行标记线圈4以及磁感应线圈5的位置计算的各检测线圈13a的信号。

[0098] 在此,第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息是指第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁

场的绝对值。

[0099] 上述提取计算部 30 算出存储在第三存储器 25 中的由上述频率选择部提取出的第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息（第一检测磁场成分）的强度与第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息（第一检测磁场成分）的强度的相加值和差。

[0100] 上述位置方向分析部 22 根据在上述提取计算部 30 中算出的一组磁场信息的强度的相加值来算出内窥镜装置 2 的标记线圈 4 的位置和方向，根据一组磁场信息的强度的差算出胶囊医疗装置的磁感应线圈 5 的位置和方向。

[0101] 上述控制部 7 具备：输入装置 26，其进行各种输入；波形数据生成部 27，其根据通过该输入装置 26 输入的磁感应线圈 5 的谐振频率计算从标记线圈 4 产生的磁场波形；以及控制电路 28，其根据所输入的谐振频率设定第一位置算出用频率，向波形数据生成部 27 传送该第一位置算出用频率。另外，控制部 7 中具备有：时钟 29，其产生规定的时钟信号；以及触发产生器 31，其根据时钟信号产生触发信号。

[0102] 控制电路 28 使触发产生器 31 产生对标记驱动电路 9 的触发信号。另外，上述波形数据生成部 27 将所生成的磁场波形传送到标记驱动电路 9 的波形数据存储器 10。

[0103] 下面说明使用了这样构成的本实施方式所涉及的位置检测系统 1 的内窥镜装置 2 的前端以及胶囊医疗装置 3 的位置检测方法。

[0104] 在利用本实施方式所涉及的位置检测系统 1 来检测内窥镜装置 2 的前端以及胶囊医疗装置 3 的位置和方向时，检测内窥镜装置 2 的前端的标记线圈 4 以及胶囊医疗装置 3 内的磁感应线圈 5 的位置和方向。

[0105] 首先，生成由标记线圈 4 产生的磁场波形，存储到标记驱动电路 9 的波形数据存储器 10 内。按照图 3 所示的流程开始磁场波形的生成。首先，从输入装置 26 输入磁感应线圈 5 的谐振频率 f_0 （步骤 S1）。控制电路 28 设定一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 ，该一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 在所输入的谐振频率 f_0 的两边，与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率（步骤 S2）。然后，控制电路 28 将所设定的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 传送给波形数据生成部 27（步骤 S3）。由此，开始生成磁场波形。

[0106] 在波形数据生成部 27 中，使用下式 (1)，根据发送过来的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 算出从标记线圈 4 产生的磁场波形（步骤 S4）。然后，将所算出的波形数据传送给标记驱动电路 9，存储到波形数据存储器 10 内（步骤 S5）。

[0107] $B_m = B_1 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_2 \times \sin(2\pi f_2 t)$ (1)

[0108] 在此， B_1 、 B_2 是按照检测线圈 13a 的特性而设定的，对 B_1 、 B_2 进行设定使得在由检测线圈 13a 检测到频率 f_1 、 f_2 的磁场成分时为相同水平的信号强度（如果检测线圈 13a 是理想的线圈，则进行设定使得 $B_1 \times f_1 = B_2 \times f_2$ 。另外，也可以预先测量检测线圈 13a 的频率特性，按照该频率特性设定 B_1 、 B_2 。）。

[0109] 接着，如图 4～图 6 所示，在将内窥镜装置 2 和胶囊医疗装置 3 插入配置到体腔内的状态下（步骤 S11），通过在输入装置 26 中指示实际测量的开始来开始实际测量（步骤 S12）。

[0110] 控制电路 28 指示触发产生器 31 对标记驱动电路 9 产生触发信号，从而由触发产生器 31 产生触发信号（步骤 S13）。

[0111] 标记驱动电路 9 根据存储在波形数据存储器 10 内的波形数据，与时钟信号同步并

且依次生成磁场产生驱动信号并输出到标记线圈 4。标记线圈 4 根据所输入的磁场产生驱动信号来产生第一交变磁场（步骤 S14）。

[0112] 接收电路 13b 在对由各检测线圈 13a 检测出的与来自标记线圈 4 的第一交变磁场有关的磁场信号进行低通滤波器 15 的低通滤波处理、放大器 16 的放大处理以及带通滤波器 17 的带通滤波处理之后，与时钟 32 的时钟信号同步地进行 A/D 变换（步骤 S15）。

[0113] A/D 变换后的磁场信号被存储到位置计算部 14 的第一存储器 19（步骤 S16）。然后，判断在第一存储器 19 内是否存储了进行频率分析处理所需的数据数，在已存储的情况下，由 FFT 处理电路 20 从位置计算部 14 的第一存储器 19 读出磁场信号数据来进行频率分析处理（步骤 S17）。之后，判断是否对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理（步骤 S18），在没有对来自所有检测线圈 13a 的数据进行处理的情况下重复步骤 S13～S17。

[0114] 在对所有来自检测线圈 13a 的数据进行了频率分析处理的情况下，如图 5 所示，基于该处理结果，频率选择部 24 仅提取从标记线圈 4 产生的第一交变磁场的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息，与第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 相对应地存储到第三存储器 25（步骤 S19）。对来自所有检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理（步骤 S20）。

[0115] 在提取计算部 30 中，通过下面的计算式提取用于进行磁感应线圈 5 的位置计算的各检测线圈 13a 的信号（步骤 S21）。

$$[0116] \quad V_{m2}^1 = V^{f1-1} - V^{f2-1}$$

$$[0117] \quad V_{m2}^2 = V^{f1-2} - V^{f2-2}$$

$$[0118] \quad \dots$$

$$[0119] \quad V_{m2}^N = V^{f1-N} - V^{f2-N}$$

[0120] 在此， V^{f1-N} 表示由第 N 个检测线圈 13a 检测出的第一位置算出用频率 f_1 的磁场强度的绝对值， V^{f2-N} 表示由第 N 个检测线圈 13a 检测出的第一位置算出用频率 f_2 的磁场强度的绝对值。另外， V_{m2}^N 表示根据由第 N 个检测线圈 13a 检测出的磁场强度的绝对值而算出的用于进行磁感应线圈 5 的位置计算的信号。

[0121] 在这种情况下，从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第一项相当于第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息（第一检测磁场成分）。在此， V_{m2}^1 的计算式的第一项、即频率 f_1 的第一个由检测线圈 13a 检测出的检测信号中包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_1 的信号，并且包含有由磁感应线圈 5 受到来自标记线圈 4 的第一交变磁场而产生的感应磁场（与第一交变磁场有关的感应磁场）的频率 f_1 的信号。

[0122] 另外，从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第二项相当于第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息（第一检测磁场成分）。在此， V_{m2}^1 的计算式的第二项、即频率 f_2 的第二个由检测线圈 13a 检测出的检测信号中包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_2 的信号，并且包含有由磁感应线圈 5 受到来自标记线圈 4 的第一交变磁场而产生的感应磁场（与第一交变磁场有关的感应磁场）的频率 f_2 的信号。

[0123] 在此，磁感应线圈 5 的谐振频率 f_0 是在一组位置算出用频率 f_1 、 f_2 之间大致中心的频率，因此与第一交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有如下特性：相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同，并且该强度的绝对值大致相同。另一方面，如上所述，在磁场波形的生成过程的步骤 S4 中，对第一交变磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号进行设定使

得在由检测线圈 13a 检测到频率 f_1 、 f_2 的磁场成分时为相同水平的信号强度。由此,通过对从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项与第二项的差、即一组第一检测磁场成分的差进行运算,第一交变磁场的信号相抵消,与第一交变磁场有关的感应磁场的信号未抵消而残留下来。

[0124] 这样,通过对在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场强度的绝对值的差进行运算,能够抵消第一交变磁场的信号。其结果是能够容易地提取通过第一交变磁场产生的感应磁场的信号(步骤 S21)。

[0125] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部 30 求出的 V_{m1}^1 、 V_{m1}^2 、 $\dots$ 、 V_{m1}^N 算出磁感应线圈 5 的位置和方向(步骤 S22)。

[0126] 所算出的磁感应线圈 5 的位置和方向的数据被发送到控制电路 28,由显示装置 8 进行显示(步骤 S23)。并且,将所算出的位置和方向数据存储在第二存储器 23(步骤 S24)。

[0127] 接着,在提取计算部 30 中,通过下面的计算式算出用于进行标记线圈 4 的位置计算的各检测线圈 13a 的信号(步骤 S25)。

$$[0128] \quad V_{m1}^1 = V^{f1-1} + V^{f2-1}$$

$$[0129] \quad V_{m1}^2 = V^{f1-2} + V^{f2-2}$$

$$[0130] \quad \dots$$

$$[0131] \quad V_{m1}^N = V^{f1-N} + V^{f2-N}$$

[0132] 在此, V_{m1}^N 表示根据由第 N 个检测线圈 13a 检测出的磁场强度的绝对值而算出的用于进行标记线圈 4 的位置计算的信号。

[0133] 在这种情况下,从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项相当于第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息(第一检测磁场成分)。在此, V_{m1}^1 的计算式的第一项、即频率 f_1 的第一个由检测线圈 13a 检测出的检测信号中包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_1 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到来自标记线圈 4 的第一交变磁场而产生的感应磁场(与第一交变磁场有关的感应磁场)的频率 f_1 的信号。

[0134] 另外,从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第二项相当于第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息(第一检测磁场成分)。在此, V_{m1}^1 的计算式的第二项、即频率 f_2 的第二个由检测线圈 13a 检测出的检测信号中包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_2 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到来自标记线圈 4 的第一交变磁场而产生的感应磁场(与第一交变磁场有关的感应磁场)的频率 f_2 的信号。

[0135] 在此,与第一交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有如下特性:相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同,并且该强度的绝对值大致相同。由此,通过算出从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项与第二项的相加值、即一组第一检测磁场成分的相加值,与第一交变磁场有关的感应磁场的信号相抵消,第一交变磁场的信号未抵消而残留下来。

[0136] 这样,通过将在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场强度的绝对值相加,能够抵消与第一交变磁场有关的感应磁场的信号。其结果是能够容易地提取第一交变磁场的信号。

[0137] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部 30 求出的 V_{m1}^1 、 V_{m1}^2 、 $\dots$ 、 V_{m1}^N 算出标记线圈 4 的位置和方向(步骤 S26)。

[0138] 所算出的标记线圈 4 的位置和方向的数据被发送到控制电路 28,由显示装置 8 进行显示(步骤 S27)。并且,将所算出的位置和方向数据存储在第二存储器 23(步骤 S28)。

[0139] 然后,确认是否在输入装置 26 中输入了位置检测结束的指示(步骤 S29),在已输入的情况下,结束从触发产生器 31 产生触发信号,停止位置检测系统 1 的动作(步骤 S30)。另一方面,在没有输入结束指示的情况下,返回到步骤 S13,继续进行位置检测动作。

[0140] 在这种情况下,作为磁感应线圈 5 以及标记线圈 4 的位置和方向的反复运算中的初始值,利用上一次算出并存储在第二存储器 23 中的磁感应线圈 5 以及标记线圈 4 的位置和方向的计算结果。由此,能够缩短反复运算的收敛时间,迅速算出位置和方向。

[0141] 这样,根据本实施方式所涉及的位置检测系统 1 以及使用了该位置检测系统 1 的位置检测方法,能够根据来自标记线圈 4 的信号与来自磁感应线圈 5 的信号的位置信息完全分离两者的信号。其结果,能够正确求出标记线圈 4 以及磁感应线圈 5 的位置和朝向、即插入到体腔内的状态下的内窥镜装置 2 的插入部 2a 的前端以及胶囊医疗装置 3 的位置和方向。

[0142] [第二实施方式]

[0143] 接着,下面参照图 7 ~ 图 14 说明本发明的第二实施方式所涉及的位置检测系统 40。

[0144] 在本实施方式的说明中,对与上述第一实施方式所涉及的位置检测系统 1 结构共用的地方附加同一附图标记,省略说明。

[0145] 如图 7 所示,本实施方式所涉及的位置检测系统 40 被设置在医疗装置引导系统 100 中。医疗装置引导系统 100 具备:内窥镜装置 2 和胶囊医疗装置 3,其从受验者的口部或肛门投入到体腔内;位置检测系统 40;磁性引导装置 101,其根据所检测出的位置和方向以及操作者的指示来引导胶囊医疗装置 3;以及图像显示装置 102,其显示从胶囊医疗装置 3 发送过来的图像信号。

[0146] 如图 7 所示,磁性引导装置 101 具备:三轴亥姆霍兹线圈单元(推进用磁场产生部)71,其产生驱动胶囊医疗装置 3 的平行的外部磁场(旋转磁场);亥姆霍兹线圈驱动器 72,其对提供给三轴亥姆霍兹线圈单元 71 的电流进行放大控制;磁场控制电路(推进用磁场控制部)73,其对驱动胶囊医疗装置 3 的外部磁场的方向进行控制;以及输入装置 74,其将操作者所输入的胶囊医疗装置 3 的前进方向输出到磁场控制电路 73。

[0147] 此外,在本实施方式中,标记为三轴亥姆霍兹线圈单元 71,但是也可以不严格满足亥姆霍兹线圈的条件。例如,线圈也可以不是圆形而如图 7 所示那样形成为大致四方形,另外,在满足本实施方式的功能的范围内,相向的线圈的间隔也可以偏离亥姆霍兹线圈的条件。

[0148] 如图 7 所示,三轴亥姆霍兹线圈单元 71 形成为大致矩形形状。另外,三轴亥姆霍兹线圈单元 71 具备互相相向的三对亥姆霍兹线圈(电磁体)71X、71Y、71Z,并且各对亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 被配置成与图 7 的 X、Y、Z 轴大致垂直。将配置成与 X、Y、Z 轴大致垂直的亥姆霍兹线圈按顺序分别表述为亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z。

[0149] 另外,亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 被配置成在其内部形成大致为长方体状的空间 S。如图 7 所示,空间 S 为胶囊医疗装置 3 的动作空间(也称为动作空间 S),并且还是安置被检查者的空间。

[0150] 亥姆霍兹线圈驱动器 72 具备分别控制亥姆霍兹线圈 71X、71Y、71Z 的亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z。

[0151] 从后述的位置检测系统 40 对磁场控制电路 73 输入胶囊医疗装置 3 当前朝向的方向（胶囊医疗装置 3 的纵长轴 R 的方向）数据，并且对磁场控制电路 73 输入由操作者从输入装置 74 输入的胶囊医疗装置 3 的前进方向指示。然后，从磁场控制电路 73 输出控制 亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 的信号，并且对显示装置 8 输出胶囊医疗装置 3 的旋转相位数据，另外，输出提供给各亥姆霍兹线圈驱动器 72X、72Y、72Z 的电流数据。

[0152] 另外，作为输入装置 74，例如具备操纵杆（省略图示），通过推倒操纵杆来指示胶囊医疗装置 3 的前进方向。

[0153] 此外，输入装置 74 可以如上述那样使用操纵杆方式的输入装置，也可以使用通过按下前进方向的按钮来指示前进方向的输入装置等其它方式的输入装置。

[0154] 如图 8 所示，胶囊医疗装置 3 具备：外包装 110，在其内部容纳各种设备；摄像部 120，其拍摄被检查者的体腔内管路的内壁面；电池 130，其驱动摄像部 120；感应磁场产生部 140，其通过后述的磁场产生装置 41 来产生交流磁场；以及永磁体（磁场作用部）150，其受到由磁性引导装置 70 产生的外部磁场，对胶囊医疗装置 3 进行驱动。

[0155] 外包装 110 由圆筒形状的胶囊主体（下面，仅简记为主体）111、覆盖主体 111 的前端的透明半球形状的前端部 112 以及覆盖主体的后端的半球形状的后端部 113 构成，以水密构造形成密闭的胶囊容器，其中，上述胶囊主体 111 以胶囊医疗装置 3 的纵长轴 R 为中心轴，透射红外线。

[0156] 另外，在外包装 110 的主体 111 的外周面上具备以纵长轴 R 为中心螺旋状地缠绕了截面为圆形的线材的螺旋部 114。

[0157] 当永磁体 150 受到由磁性引导装置 70 产生的旋转的外部磁场而进行旋转时，螺旋部 114 与主体 111 一起绕纵长轴 R 进行旋转，其结果，由于螺旋部 114 而主体 111 的绕纵长轴 R 的旋转运动变换为沿纵长轴 R 的方向的直线运动，从而能够在管腔内在纵长轴 R 方向上引导胶囊医疗装置 3。

[0158] 摄像部 120 具备：基板 120A，其被配置成与纵长轴 R 大致垂直；图像传感器（Image Sensor）121，其被配置在基板 120A 的前端部 112 侧的面上；透镜群 122，其使受验者的体腔内管路的内壁面图像在图像传感器 121 上成像；LED（Light Emitting Diode：发光二极管）123，其对体腔内管路的内壁面进行照明；信号处理部 124，其被配置在基板 120A 的后端部 113 侧的面上；以及无线元件 125，其将图像信号发送给图像显示装置 102。

[0159] 信号处理部 124 被电连接在电池 130 上，并且与图像传感器 121 和 LED 123 电连接。另外，信号处理部 124 对图像传感器 121 所获取到的图像信号进行压缩并暂时保存（存储器），将压缩后的图像信号从无线元件 125 发送到外部，并且根据来自后述的开关部 126 的信号来控制图像传感器 121 和 LED 123 的开启 / 关闭。

[0160] 图像传感器 121 将通过前端部 112 和透镜群 122 而成像的图像变换为电信号（图像信号）并输出到信号处理部 124。例如，能够使用 CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor：互补金属氧化物半导体）、CCD 作为该图像传感器 121。

[0161] 另外，在配置在比基板 120A 更靠近前端部 112 侧的支承部件 128 上，以纵长轴 R 为中心在圆周方向上隔开间隔地配置有多个 LED 123。

[0162] 图像显示装置 102 具备：图像接收电路 81，其接收从胶囊医疗装置 3 发送过来的图像数据；以及显示装置 8，其显示所接收到的图像数据。

[0163] 永磁体 150 被配置在信号处理部 124 的后端部 113 侧。永磁体 150 被配置或磁化为在与纵长轴 R 垂直的垂直方向上具有磁化方向（磁极）。

[0164] 在永磁体 150 的后端部 113 侧具备开关部 126。开关部 126 具有红外线传感器 127，与信号处理部 124 和电池 130 电连接。

[0165] 另外，以纵长轴 R 为中心在圆周方向上等间隔地配置多个 开关部 126，并且红外线传感器 127 被配置成面向直径方向外侧。在本实施方式中，说明配置有四个开关部 126 的例子，但是开关部 126 的数量不限于四个，其个数可以是任意个。

[0166] 被配置在无线元件 125 的后端部 113 侧的感应磁场产生部 140 由如下部分形成：芯部件（磁性体芯）141，其由中心轴与纵长轴 R 大致一致的形成为圆柱形状的铁氧体构成；磁感应线圈 5，其被配置在芯部件 141 的外周部；以及电容器（省略图示），其与磁感应线圈 5 电连接来形成谐振电路。

[0167] 另外，磁性材料适合于芯部件 141，除了铁氧体之外，还能够使用铁、镍、坡莫合金、钴等。另外，也可以利用不具有磁性体芯的空芯线圈来构成磁感应线圈 5。

[0168] 如图 7 和图 10 所示，本实施方式所涉及的位置检测系统 40 在具备磁场产生装置 41 以及磁场产生装置驱动电路 42 这一点以及位置方向分析部 22 中的运算处理方面与上述第一实施方式所涉及的位置检测系统 1 不同，其中，上述磁场产生装置 41 被配置在磁感应线圈 5 的动作范围的外部，产生第二交变磁场，该第二交变磁场具有与上述第一交变磁场相同的频率和相位。在图 10 中，附图标记 43 是波形数据存储器，附图标记 44 是 D/A 变换器，附图标记 45 是放大器。另外，在图 7 中，附图标记 46 是选择磁场产生装置 41 的选择器，附图标记 47 是选择检测线圈 13a 的检测线圈选择器。

[0169] 图 9 和图 10 简化示出了本实施方式所涉及的位置检测系统 40。

[0170] 在利用本实施方式所涉及的位置检测系统 40 对内窥镜装置 2 的前端的标记线圈 4 以及胶囊医疗装置 3 内的磁感应线圈 5 的位置和方向进行检测时，生成要产生的第一、第二交变磁场的波形数据并存储到波形数据存储器 10、43，在胶囊医疗装置 3 不存 在于动作范围内的状态下进行校准。

[0171] 不仅从标记线圈 4 产生第一交变磁场，还从磁场产生装置 41 产生第二交变磁场，因此将所生成的磁场波形数据分别传送到标记驱动电路 9 以及磁场产生装置驱动电路 42 的波形数据存储器 10、43。

[0172] 在波形数据生成部 27 中，根据发送过来的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 ，使用下式 (1) 算出从标记线圈 4 产生的磁场波形。

$$[0173] \quad B_m = B_1 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_2 \times \sin(2\pi f_2 t) \quad (1)$$

[0174] 另外，在波形数据生成部 27 中，根据发送过来的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 ，使用下式 (2) 算出从磁场产生装置 41 产生的磁场波形。

$$[0175] \quad B_c = B_3 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_4 \times \sin(2\pi f_2 t) \quad (2)$$

[0176] 然后，将所算出的磁场波形 B_m 的数据传送到标记驱动电路 9，存储到波形数据存储器 10 内。并且，将所算出的磁场波形 B_c 的数据传送到磁场产生装置驱动电路 42，存储到波形数据存储器 43 内。

[0177] 此外，从标记线圈 4 和磁场产生装置 41 产生的第一、第二交变磁场与在磁感应线圈 5 的谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第一位置算出用频

率 f_1 、 f_2 一致,并且具有相同的相位。

[0178] 如图 11 和图 12 所示,在内窥镜装置 2 的插入部 2a 前端被插入到体腔内而胶囊医疗装置 3 未被投入到体腔内的状态下,通过从输入装置 26 输入校准指示来开始校准(步骤 S31)。控制电路 28 指示触发产生器 31 对磁场产生装置驱动电路 42 产生触发信号。由此从触发产生器 31 发出触发信号(步骤 S32)。

[0179] 接收了触发信号的磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 内的波形数据,与来自时钟 29 的时钟信号同步地依次生成磁场产生驱动信号并输出到磁场产生装置 41。磁场产生装置 41 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第二交变磁场(步骤 S33)。

[0180] 接收电路 13b 接收由各检测线圈 13a 检测出的与来自磁场产生装置 41 的第二交变磁场有关的磁场信号,在进行低通滤波处理、放大处理以及带通滤波处理之后,与来自时钟 32 的时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S34)。

[0181] 将 A/D 变换后的磁场信号存储到位置计算部 14 的第一存储器 19(步骤 S35)。然后,判断在第一存储器 19 内是否已存储了进行频率分析处理所需的数据数,在已存储的情况下,由 FFT 处理电路 20 进行频率分析处理(步骤 S36)。

[0182] 基于频率分析处理的结果,频率选择部 24 仅提取从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息,与频率 f_1 、 f_2 相对应地存储到第三存储器 25(步骤 S37)。

[0183] 此时,将所存储的各第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息的信号强度设为 V_0^{f1-1} 、 V_0^{f1-2} 、 $\dots$ 、 V_0^{f1-N} 、 V_0^{f2-1} 、 V_0^{f2-2} 、 $\dots$ 、 V_0^{f2-N} 。在此,上标 f_1 、 f_2 表示频率成分,之后的上标 1、2、 $\dots$ 、N 表示检测线圈 13a 的编号。另外,磁场信息是指 FFT 处理结果的绝对值。并且,将该第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息作为校准值存储到第三存储器 25 中。

[0184] 在此,对由所有检测线圈 13a 检测出的频率 f_1 的信号强度以及频率 f_2 的信号强度进行校正。

[0185] 具体地说,首先求出由所有检测线圈 13a 检测出的频率 f_1 的信号成分之和 $\Sigma(V_0^{f1-N})$ 以及由所有检测线圈 13a 检测出的频率 f_2 的信号成分之和 $\Sigma(V_0^{f2-N})$ 。接着,求出信号成分之和的比 $\Sigma(V_0^{f1-N})/\Sigma(V_0^{f2-N})$ 作为校正系数。

[0186] 然后,使用所求出的校正系数,如下面那样置换 V_0^{f2-1} 、 V_0^{f2-2} 、 $\dots$ 、 V_0^{f2-N} 并覆盖保存到第三存储器 25。

[0187] 将 V_0^{f2-1} 置换为 $V_0^{f2-1} \times \Sigma(V_0^{f1-N})/\Sigma(V_0^{f2-N})$ 。

[0188] 将 V_0^{f2-2} 置换为 $V_0^{f2-2} \times \Sigma(V_0^{f1-N})/\Sigma(V_0^{f2-N})$ 。

[0189] $\dots$

[0190] 将 V_0^{f2-N} 置换为 $V_0^{f2-N} \times \Sigma(V_0^{f1-N})/\Sigma(V_0^{f2-N})$ 。

[0191] 另外,将校正系数 $\Sigma(V_0^{f1-N})/\Sigma(V_0^{f2-N})$ 也事先保存在第三存储器 25 中(步骤 S38)。

[0192] 由此,保存在第三存储器 25 中的 V_0^{f1-1} 与 V_0^{f2-1} (通过进行置换而成为 $V_0^{f2-1} \times \Sigma(V_0^{f1-N})/\Sigma(V_0^{f2-N})$) 具有大致相等的值。换言之,进行了使各检测线圈 13a 对频率 f_1 的信号的增益与对频率 f_2 的信号的增益大致相等的操作。

[0193] 接着,如图 12 ~ 图 14 所示,在将内窥镜装置 2 和胶囊医疗装置 3 插入配置到体腔

内的状态下（步骤 S41），通过在输入装置 26 中指示实际测量的开始来开始实际测量（步骤 S42）。

[0194] 控制电路 28 指示触发产生器 31 产生对标记驱动电路 9 以及磁场产生装置驱动电路 42 的触发信号，从而由触发产生器 31 产生触发信号（步骤 S43）。

[0195] 标记驱动电路 9 根据存储在波形数据存储器 10 内的波形数据，与时钟信号同步并且依次生成磁场产生驱动信号并输出到标记线圈 4。标记线圈 4 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第一交变磁场（步骤 S44）。

[0196] 另外，磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 内的波形数据，与时钟信号同步并且依次生成磁场产生驱动信号并输出到磁场产生装置 41。磁场产生装置 41 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第二交变磁场（步骤 S45）。

[0197] 接收电路 13b 在对由各检测线圈 13a 检测出的与来自标记线圈 4 的第一交变磁场以及来自磁场产生装置 41 的第二交变磁场有关的磁场信号进行低通滤波处理、放大处理以及带通滤波处理之后，与来自时钟 32 的时钟信号同步地进行 A/D 变换（步骤 S46）。

[0198] A/D 变换后的磁场信号被存储到位置计算部 14 的第一存储器 19（步骤 S47）。

[0199] 然后，判断在第一存储器 19 内是否存储了进行频率分析处理所需的数据数，在已存储的情况下，由 FFT 处理电路 20 从第一存储器 19 读出信号数据并进行频率分析处理（步骤 S48）。之后，判断是否对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理（步骤 S49），在没有对来自所有检测线圈 13a 的数据进行处理的情况下重复步骤 S43 ~ S48。

[0200] 在对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了频率分析处理的情况下，如图 13 所示，基于该处理结果，频率选择部 24 仅提取从标记线圈 4 产生的第一交变磁场以及从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息，与频率 f_1 、 f_2 相对应地存储到第三存储器 25（步骤 S50）。对来自所有检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理（步骤 S51）。

[0201] 在提取计算部 30 中，根据下面的计算式提取用于进行磁感应线圈 5 的位置计算的来自各检测线圈 13a 的信号（步骤 S52）。

$$[0202] \quad V_{m2}^1 = (V^{f1-1} - V_0^{f1-1}) - (V^{f2-1} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-1})$$

$$[0203] \quad V_{m2}^2 = (V^{f1-2} - V_0^{f1-2}) - (V^{f2-2} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-2})$$

$$[0204] \quad \dots$$

$$[0205] \quad V_{m2}^N = (V^{f1-N} - V_0^{f1-N}) - (V^{f2-N} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-N})$$

[0206] 在这种情况下，从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第一项相当于第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息（第一检测磁场成分）。在此， V_{m2}^1 的计算式的第一项 $(V^{f1-1} - V_0^{f1-1})$ 中的 V^{f1-1} 、即产生第一交变磁场之后并且将胶囊医疗装置 3 投入到体腔内之后的频率 f_1 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中，包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场以及从磁场产生装置 41 输出的第二交变磁场的频率 f_1 的信号，并且包含有由磁感应线圈 5 受到第一交变磁场以及第二交变磁场而产生的感应磁场（与第一交变磁场有关的感应磁场和与第二交变磁场有关的感应磁场）的频率 f_1 的信号。

[0207] 另外， V_0^{f1-1} 、即产生第一交变磁场之前并且将胶囊医疗装置 3 投入到体腔内之前的频率 f_1 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中，包含有从磁场产生装置 41 输出的第二交变磁场的频率 f_1 的信号。

[0208] 因此,通过算出它们的差 ($V^{f1-1}-V_0^{f1-1}$),第二交变磁场的频率 f_1 的信号相抵消。因而,从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第一项 (第一检测磁场成分) 中包含第一交变磁场的频率 f_1 的信号,并且包含与第一交变磁场有关的感应磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 的信号。

[0209] 另外,从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第二项相当于第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息 (第一检测磁场成分)。在此, V_{m2}^1 的计算式的第二项 ($V^{f2-1} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-1}$) 中的 $V^{f2-1} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N})$ 、即产生第一交变磁场之后并且将胶囊医疗装置 3 投入到体腔内之后的频率 f_2 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中,包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场以及从磁场产生装置 41 输出的第二交变磁场的频率 f_2 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到第一交变磁场以及第二交变磁场而产生的感应磁场 (与第一交变磁场有关的感应磁场和与第二交变磁场有关的感应磁场) 的频率 f_2 的信号。

[0210] 另外, V_0^{f2-1} 、即产生第一交变磁场之前并且将胶囊医疗装置 3 投入到体腔内之前的频率 f_2 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中,包含有从磁场产生装置 41 输出的第二交变磁场的频率 f_2 的信号。

[0211] 因此,通过算出它们的差 ($V^{f2-1} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-1}$),第二交变磁场的频率 f_2 的信号相抵消。因而,从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第二项 (第一检测磁场成分) 中包含第一交变磁场的频率 f_2 的信号,并且包含与第一交变磁场有关的感应磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的频率 f_2 的信号。

[0212] 在此,与第一交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同、并且该强度的绝对值大致相同的特性。另一方面,如上所述那样进行了使各检测线圈 13a 对频率 f_1 的信号的增益与对频率 f_2 的信号的增益大致相等的操作,因此第一交变磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有相同水平的信号强度。由此,通过对从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第一项与第二项的差、即一组第一检测磁场成分的差进行运算,进一步第一交变磁场的信号相抵消,与第一交变磁场有关的感应磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的信号未抵消而残留下来。

[0213] 这样,通过对在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场强度的绝对值的差进行运算,能够分别抵消第一交变磁场的信号以及第二交变磁场的信号。其结果是能够容易地提取根据第一交变磁场以及第二交变磁场产生的感应磁场 (与第一和第二交变磁场有关的感应磁场) 的信号。

[0214] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部求出的 V_{m2}^1 、 V_{m2}^2 、 $\dots$ 、 V_{m2}^N ,通过反复运算算出磁感应线圈 5 的位置和朝向 (步骤 S53)。

[0215] 所算出的磁感应线圈 5 的位置和方向被发送到控制电路 28, 由显示装置 8 进行显示 (步骤 S54), 并且被存储到第二存储器 23 (步骤 S55)。

[0216] 另外,在提取计算部中,根据下面的计算式提取用于进行标记线圈 4 的位置计算的来自各检测线圈 13a 的信号 (步骤 S56)。

$$[0217] \quad V_{m1}^1 = (V^{f1-1} - V_0^{f1-1}) + (V^{f2-1} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-1})$$

$$[0218] \quad V_{m1}^2 = (V^{f1-2} - V_0^{f1-2}) + (V^{f2-2} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-2})$$

$$[0219] \quad \dots$$

$$[0220] \quad V_{m1}^N = (V^{f1-N} - V_0^{f1-N}) + (V^{f2-N} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-N})$$

[0221] 在这种情况下,从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项相当于第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息(第一检测磁场成分)。在此, V_{m1}^1 的计算式的第一项 $(V^{f1-1}-V_0^{f1-1})$ 、即频率 f_1 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中,如上所述那样包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_1 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到第一交变磁场以及第二交变磁场而产生的感应磁场(与第一交变磁场有关的感应磁场和与第二交变磁场有关的感应磁场)的频率 f_1 的信号。即,从磁场产生装置 41 输出的第二交变磁场的频率 f_1 的信号相抵消。

[0222] 另外,从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第二项相当于第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息(第一检测磁场成分)。在此, V_{m1}^1 的计算式的第二项 $(V^{f2-1} \times \sum (V_0^{f1-N}) / \sum (V_0^{f2-N}) - V_0^{f2-1})$ 、即频率 f_2 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中,包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_2 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到第一交变磁场以及第二交变磁场而产生的感应磁场(与第一交变磁场有关的感应磁场和与第二交变磁场有关的感应磁场)的频率 f_2 的信号。即,从磁场产生装置 41 输出的第二交变磁场的频率 f_2 的信号相抵消。

[0223] 在此,与第一交变磁场有关的感应磁场以及与第二交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同、并且该强度的绝对值大致相同的特性。由此,通过算出从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项与第二项的相加值、即一组第一检测磁场成分的相加值,进一步与第一和第二交变磁场有关的感应磁场的信号相抵消,第一交变磁场的信号未抵消而残留下来。

[0224] 这样,通过算出第一位置算出用频率 f_1 的磁场强度中的产生第一交变磁场时所提取出的磁场强度的绝对值与产生第一交变磁场之前所提取出的磁场强度的绝对值之差、和第一位置算出用频率 f_2 的磁场强度中的产生第一交变磁场时所提取出的磁场强度的绝对值与产生第一交变磁场之前所提取出的磁场强度的绝对值之差的相加值,第二交变磁场的信号以及与第一和第二交变磁场有关的感应磁场的信号相抵消。其结果是能够容易地提取第一交变磁场的信号。

[0225] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部 30 求出的 V_{m1}^1 、 V_{m1}^2 、 $\dots$ 、 V_{m1}^N 算出标记线圈 4 的位置和方向(步骤 S57)。

[0226] 所算出的标记线圈 4 的位置和方向的数据被发送到控制电路 28,由显示装置 8 进行显示(步骤 S58)。然后,将所算出的位置和方向数据存储在第二存储器 23(步骤 S59)。

[0227] 然后,确认是否在输入装置 26 中输入了位置检测结束的指示(步骤 S60),在已输入的情况下,结束来自触发产生器 31 的触发信号的产生,停止位置检测系统 40 的动作(步骤 S61)。另一方面,在没有输入结束指示的情况下,返回到步骤 S43,继续进行位置检测动作。

[0228] 在这种情况下,作为标记线圈 4 以及磁感应线圈 5 的位置和方向的反复运算中的初始值,利用上一次算出并存储在第二存储器 23 中的标记线圈 4 以及磁感应线圈 5 的位置和方向的计算结果。由此,能够缩短反复运算的收敛时间,迅速算出位置和方向。

[0229] 这样,根据本实施方式所涉及的位置检测系统 40 以及使用了该位置检测系统 40 的位置检测方法,即使在具有利用来自外部的电力供给而产生磁场的标记线圈 4 的内窥镜装置 2 与具有磁感应线圈 5 的胶囊医疗装置 3 共存的情况下,也能够同时高精度地算出内窥镜装置 2 和胶囊医疗装置 3 两者的位置和方向中的至少一个。另外,除了第一交变磁场以外,第二交变磁场也使磁感应线圈 5 产生感应磁场,因此能够增大感应磁场的强度。

[0230] 此外,在本实施方式中,设为由磁性引导装置 101 产生旋转磁场,但是不限于该方式,也可以设为使磁性引导装置 101 产生梯度磁场,利用根据该梯度磁场而在胶囊医疗装置 3 的永磁体 150 中产生的磁引力来引导胶囊医疗装置 3。

[0231] [第三实施方式]

[0232] 接着,下面参照图 15 ~ 图 19 来说明本发明的第三实施方式所涉及的位置检测系统 50。

[0233] 在本实施方式的说明中,对与上述第二实施方式所涉及的位置检测系统 40 结构共用的位置附加同一附图标记,省略说明。

[0234] 如图 15 所示,本实施方式所涉及的位置检测系统 50 与第二实施方式所涉及的位置检测系统 40 的不同点在于:从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的频率是与第一交变磁场的频率 f_1 、 f_2 不同的一组第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 。

[0235] 在利用本实施方式所涉及的位置检测系统 50 对内窥镜装置 2 的前端的标记线圈 4 以及胶囊医疗装置 3 内的磁感应线圈 5 的位置和方向进行检测时,生成要产生的第一、第二交变磁场的波形数据并存储到波形数据存储器 10、43,在胶囊医疗装置 3 不存在于动作范围内的状态下进行校准。

[0236] 当从输入装置 26 输入磁感应线圈 5 的谐振频率 f_0 时,控制电路 28 设定一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 作为从标记线圈 4 产生的第一交变磁场的频率,该一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 在所输入的谐振频率 f_0 的两边,与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率。另外,控制电路 28 设定一组频率 f_3 、 f_4 作为从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的第二位置算出用频率,该频率 f_3 、 f_4 是与频率 f_1 、 f_2 不同的频率,在谐振频率 f_0 的两边,与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率。然后,控制电路 28 将所设定的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 以及第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 传送给波形数据生成部 27,由此开始生成磁场波形。

[0237] 不仅从标记线圈 4 产生第一交变磁场,还从磁场产生装置 41 产生第二交变磁场,因此所生成的磁场波形数据被分别传送到标记驱动电路 9 以及磁场产生装置驱动电路 42 的波形数据存储器 10、43。

[0238] 在波形数据生成部 27 中,使用下式 (1),根据发送过来的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 算出从标记线圈 4 产生的磁场波形。

$$[0239] \quad B_m = B_1 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_2 \times \sin(2\pi f_2 t) \quad (1)$$

[0240] 在此, B_1 、 B_2 是按照检测线圈 13a 的特性而设定的,对 B_1 、 B_2 进行设定使得在由检测线圈 13a 检测到频率 f_1 、 f_2 的磁场成分时为相同水平的信号强度(如果检测线圈 13a 是理想的线圈,则进行设定使得 $B_1 \times f_1 = B_2 \times f_2$ 。另外,也可以预先测量检测线圈 13a 的频率特性,按照该频率特性设定 B_1 、 B_2 。)。

[0241] 另外,在波形数据生成部 27 中,使用下式 (2') ,根据发送过来的一组第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 算出从磁场产生装置 41 产生的磁场波形。

$$[0242] \quad B_c = B_3 \times \sin(2\pi f_3 t) + B_4 \times \sin(2\pi f_4 t) \quad (2')$$

[0243] 然后,所算出的磁场波形 B_m 的数据被传送给标记驱动电路 9 并被存储到波形数据存储器 10 内。并且,所算出的磁场波形 B_c 的数据被传送给磁场产生装置驱动电路 42 并被存储到波形数据存储器 43 内。

[0244] 如图 16 所示,在内窥镜装置 2 的插入部 2a 前端被插入到体腔内而胶囊医疗装置

3 未被投入到体腔内的状态下,通过从输入装置 26 输入校准指示来开始校准(步骤 S71)。控制电路 28 指示触发产生器 31 对磁场产生装置驱动电路 42 产生触发信号。由此从触发产生器 31 发出触发信号(步骤 S72)。

[0245] 接收了触发信号的磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 内的波形数据,与来自时钟 29 的时钟信号同步地依次生成磁场产生驱动信号并输出到磁场产生装置 41。磁场产生装置 41 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第二交变磁场(步骤 S73)。

[0246] 接收电路 13b 接收由各检测线圈 13a 检测出的与来自磁场产生装置 41 的第二交变磁场有关的磁场信号,在进行低通滤波处理、放大处理以及带通滤波处理之后,与来自时钟 32 的时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S74)。

[0247] 将 A/D 变换后的磁场信号存储到位置计算部 14 的第一存储器 19(步骤 S75)。然后,判断在第一存储器 19 内是否已存储了进行频率分析处理所需的数据数,在已存储的情况下,由 FFT 处理电路 20 进行频率分析处理(步骤 S76)。

[0248] 基于频率分析处理的结果,频率选择部 24 仅提取从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 的磁场信息,与频率 f_3 、 f_4 相对应地存储到第三存储器 25(步骤 S77)。

[0249] 此时,将所存储的各第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 的磁场信息的信号强度设为 V_0^{f3-1} 、 V_0^{f3-2} 、 $\dots$ 、 V_0^{f3-N} 、 V_0^{f4-1} 、 V_0^{f4-2} 、 $\dots$ 、 V_0^{f4-N} 。在此,上标 f_3 、 f_4 表示频率成分,之后的上标 1、2、 $\dots$ 、N 表示检测线圈 13a 的编号。另外,磁场信息是指 FFT 处理结果的绝对值。然后,将该第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 的磁场信息作为校准值存储到第三存储器 25 中。

[0250] 在此,对由所有检测线圈 13a 检测出的频率 f_3 的信号强度以及频率 f_4 的信号强度进行校正。

[0251] 具体地说,首先求出由所有检测线圈 13a 检测出的频率 f_3 的信号成分之和 $\Sigma(V_0^{f3-N})$ 以及由所有检测线圈 13a 检测出的频率 f_4 的信号成分之和 $\Sigma(V_0^{f4-N})$ 。接着,求出信号成分之和的比 $\Sigma(V_0^{f3-N})/\Sigma(V_0^{f4-N})$ 作为校正系数。

[0252] 然后,使用所求出的校正系数,如下面那样置换 V_0^{f4-1} 、 V_0^{f4-2} 、 $\dots$ 、 V_0^{f4-N} 并覆盖保存到第三存储器 25。

[0253] 将 V_0^{f4-1} 置换为 $V_0^{f4-1} \times \Sigma(V_0^{f3-N})/\Sigma(V_0^{f4-N})$ 。

[0254] 将 V_0^{f4-2} 置换为 $V_0^{f4-2} \times \Sigma(V_0^{f3-N})/\Sigma(V_0^{f4-N})$ 。

[0255] $\dots$

[0256] 将 V_0^{f4-N} 置换为 $V_0^{f4-N} \times \Sigma(V_0^{f3-N})/\Sigma(V_0^{f4-N})$ 。

[0257] 另外,将校正系数 $\Sigma(V_0^{f3-N})/\Sigma(V_0^{f4-N})$ 也事先保存在第三存储器 25 中(步骤 S78)。

[0258] 由此,保存在第三存储器 25 中的 V_0^{f3-1} 与 V_0^{f4-1} (通过进行置换而成为 $V_0^{f4-1} \times \Sigma(V_0^{f3-N})/\Sigma(V_0^{f4-N})$) 具有大致相等的值。换言之,进行了使各检测线圈 13a 对频率 f_3 的信号的增益与对频率 f_4 的信号的增益大致相等的操作。

[0259] 接着,如图 17~图 19 所示,在将内窥镜装置 2 和胶囊医疗装置 3 插入配置到体腔内的状态下(步骤 S81),通过在输入装置 26 中指示实际测量的开始来开始实际测量(步骤 S82)。

[0260] 控制电路 28 指示触发产生器 31 产生对标记驱动电路 9 以及磁场产生装置驱动电路 42 的触发信号,从而由触发产生器 31 产生触发信号(步骤 S83)。

[0261] 标记驱动电路 9 根据存储在波形数据存储器 10 内的波形数据,与时钟信号同步并且依次生成磁场产生驱动信号并输出到标记线圈 4。标记线圈 4 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第一交变磁场(步骤 S84)。

[0262] 另外,磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 内的波形数据,与时钟信号同步并且依次生成磁场产生驱动信号并输出到磁场产生装置 41。磁场产生装置 41 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第二交变磁场(步骤 S85)。

[0263] 接收电路 13b 在对由各检测线圈 13a 检测出的与来自标记线圈 4 的第一交变磁场以及来自磁场产生装置 41 的第二交变磁场有关的磁场信号进行低通滤波处理、放大处理以及带通滤波处理之后,与来自时钟 32 的时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S86)。

[0264] A/D 变换后的磁场信号被存储到位置计算部 14 的第一存储器 19(步骤 S87)。

[0265] 然后,判断在第一存储器 19 内是否存储了进行频率分析处理所需的数据数,在已存储的情况下,由 FFT 处理电路 20 从第一存储器 19 读出信号数据并进行频率分析处理(步骤 S88)。之后,判断是否对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理(步骤 S89),在没有对来自所有检测线圈 13a 的数据进行处理的情况下重复步骤 S83 ~ S88。

[0266] 在对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了频率分析处理的情况下,如图 18 所示,基于该处理结果,频率选择部 24 仅提取从标记线圈 4 产生的第一交变磁场以及从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 的磁场信息,与频率 f_3 、 f_4 相对应地存储到第三存储器 25(步骤 S90)。对来自所有检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理(步骤 S91)。

[0267] 在提取计算部 30 中,根据下面的计算式提取用于进行磁感应线圈 5 的位置计算的来自各检测线圈 13a 的信号(步骤 S92)。

$$[0268] \quad V_{m2}^1 = (V^{f3-1} - V_0^{f3-1}) - (V^{f4-1} \times \sum (V_0^{f3-N}) / \sum (V_0^{f4-N}) - V_0^{f4-1})$$

$$[0269] \quad V_{m2}^2 = (V^{f3-2} - V_0^{f3-2}) - (V^{f4-2} \times \sum (V_0^{f3-N}) / \sum (V_0^{f4-N}) - V_0^{f4-2})$$

[0270] ...

$$[0271] \quad V_{m2}^N = (V^{f3-N} - V_0^{f3-N}) - (V^{f4-N} \times \sum (V_0^{f3-N}) / \sum (V_0^{f4-N}) - V_0^{f4-N})$$

[0272] 在这种情况下,从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第一项相当于第二位置算出用频率 f_3 的磁场信息(第二检测磁场成分)。另外,从 V_{m2}^1 到 V_{m2}^N 的计算式的第二项相当于第二位置算出用频率 f_4 的磁场信息(第二检测磁场成分)。

[0273] 这样,通过对在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第二位置算出用频率 f_3 、 f_4 的磁场强度的绝对值的差进行运算,能够抵消第二交变磁场的信号。其结果是能够容易地提取根据第二交变磁场产生的感应磁场(与第二交变磁场有关的感应磁场)的信号。

[0274] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部求出的 V_{m2}^1 、 V_{m2}^2 、 $\dots$ 、 V_{m2}^N ,通过反复运算算出磁感应线圈 5 的位置和朝向(步骤 S93)。

[0275] 所算出的磁感应线圈 5 的位置和方向被发送到控制电路 28,由显示装置 8 进行显示(步骤 S94),并且被存储到第二存储器 23(步骤 S95)。

[0276] 另外,在提取计算部中,根据下面的计算式提取用于进行标记线圈 4 的位置计算

的来自各检测线圈 13a 的信号（步骤 S96）。

$$[0277] \quad V_{m1}^1 = V^{f1-1} + V^{f2-1}$$

$$[0278] \quad V_{m1}^2 = V^{f1-2} + V^{f2-2}$$

$$[0279] \quad \dots$$

$$[0280] \quad V_{m1}^N = V^{f1-N} + V^{f2-N}$$

[0281] 在这种情况下，从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项相当于第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息（第一检测磁场成分）。在此， V_{m1}^1 的计算式的第一项、即频率 f_1 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中，包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_1 的信号，并且包含有由磁感应线圈 5 受到第一交变磁场而产生的感应磁场（与第一交变磁场有关的感应磁场）的频率 f_1 的信号。

[0282] 另外，从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第二项相当于第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息（第一检测磁场成分）。在此， V_{m1}^1 的计算式的第二项、即频率 f_2 的由检测线圈 13a 检测出的检测信号中，包含有从标记线圈 4 输出的第一交变磁场的频率 f_2 的信号，并且包含有由磁感应线圈 5 受到第一交变磁场而产生的感应磁场（与第一交变磁场有关的感应磁场）的频率 f_2 的信号。

[0283] 在此，如上所述，在从标记线圈 4 产生的磁场波形的算出过程中，对 B_1 、 B_2 进行设定使得在由检测线圈 13a 检测到频率 f_1 、 f_2 的磁场成分时为相同水平的信号强度。因而，与第一交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同、并且该强度的绝对值大致相同的特性。由此，通过算出从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项与第二项的相加值、即一组第一检测磁场成分的相加值，能够抵消与第一交变磁场有关的感应磁场的信号。

[0284] 这样，通过算出在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第一位置算出用频率 f_1 的磁场强度的绝对值与第一位置算出用频率 f_2 的磁场强度的绝对值的相加值，能够抵消与第一交变磁场有关的感应磁场的信号。其结果是能够容易地提取第一交变磁场的信号。

[0285] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部 30 求出的 V_{m1}^1 、 V_{m1}^2 、 $\dots$ 、 V_{m1}^N 算出标记线圈 4 的位置和方向（步骤 S97）。

[0286] 所算出的标记线圈 4 的位置和方向的数据被发送到控制电路 28，由显示装置 8 进行显示（步骤 S98）。然后，将所算出的位置和方向数据存储在第二存储器 23（步骤 S99）。

[0287] 然后，确认是否在输入装置 26 中输入了位置检测结束的指示（步骤 S100），在已输入的情况下，结束来自触发产生器 31 的触发信号的产生，停止位置检测系统 50 的动作（步骤 S101）。另一方面，在没有输入结束指示的情况下，返回到步骤 S83，继续进行位置检测动作。

[0288] 在这种情况下，作为标记线圈 4 以及磁感应线圈 5 的位置和方向的反复运算中的初始值，利用上一次算出并存储在第二存储器 23 中的标记线圈 4 以及磁感应线圈 5 的位置和方向的计算结果。由此，能够缩短反复运算的收敛时间，迅速算出位置和方向。

[0289] 这样，根据本实施方式所涉及的位置检测系统 50 以及使用了该位置检测系统 50 的位置检测方法，即使在具有利用来自外部的电力供给而产生磁场的标记线圈 4 的内窥镜装置 2 与具有磁感应线圈 5 的胶囊医疗装置 3 共存的情况下，也能够同时高精度地算出

内窥镜装置 2 和胶囊医疗装置 3 两者的位置和方向中的至少一个。另外,易于增大从配置在磁感应线圈 5 的动作范围的外部的磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的输出,因此能够增大与第二交变磁场有关的感应磁场的强度。

[0290] 此外,在本实施方式中,对内窥镜装置 2 具有单一的标记线圈 4 的情况进行了说明,但是在代之具有多个标记线圈 4 的情况下,能够如下那样进行处理,上述多个标记线圈 4 产生具有互不相同的多组第一位置算出用频率的第一交变磁场。

[0291] 即,在这种情况下,波形数据生成部 27 计算从多个标记线圈 4 产生的磁场波形。所产生的磁场如下。

[0292] 第一标记线圈 4 :

$$[0293] \quad B_{m11} = B_{11} \times \sin(2\pi f_{11}t) + B_{21} \times \sin(2\pi f_{21}t)$$

[0294] 第二标记线圈 4

$$[0295] \quad B_{m12} = B_{12} \times \sin(2\pi f_{12}t) + B_{22} \times \sin(2\pi f_{22}t)$$

[0296] 第 n 标记线圈 4

$$[0297] \quad B_{m1n} = B_{1n} \times \sin(2\pi f_{1n}t) + B_{2n} \times \sin(2\pi f_{2n}t)$$

[0298] 在此, B_{11} 、 B_{21} 是按照检测线圈 13a 的特性而设定的,对 B_{11} 、 B_{21} 进行设定使得在由检测线圈 13a 检测到频率 f_{11} 、 f_{21} 的磁场成分时为相同水平的信号强度(如果检测线圈 13a 是理想的线圈,则进行设定使得 $B_{11} \times f_{11} = B_{21} \times f_{21}$ 。另外,也可以预先测量检测线圈 13a 的频率特性,按照该频率特性设定 B_{11} 、 B_{21} 。)。下面,对 B_{12} 、 B_{22} 、 f_{12} 、 f_{22} 的关系、 $\cdots$ 、 B_{1n} 、 B_{2n} 、 f_{1n} 、 f_{2n} 的关系也同样地进行设定。

[0299] 另外,在实际测量中,提取计算部 30 根据下面的计算式提取用于进行第一~第 n 标记线圈 4 的位置计算的各检测线圈 13a 的信号。

$$[0300] \quad V_{m11}^1 = V^{f11-1} + V^{f21-1}, V_{m11}^2 = V^{f11-2} + V^{f21-2}, \cdots, V_{m11}^N = V^{f11-N} + V^{f21-N}$$

$$[0301] \quad V_{m12}^1 = V^{f12-1} + V^{f22-1}, V_{m12}^2 = V^{f12-2} + V^{f22-2}, \cdots, V_{m12}^N = V^{f12-N} + V^{f22-N}$$

$$[0302] \quad V_{m1n}^1 = V^{f1n-1} + V^{f2n-1}, V_{m1n}^2 = V^{f1n-2} + V^{f2n-2}, \cdots, V_{m1n}^N = V^{f1n-N} + V^{f2n-N}$$

[0303] 另外,位置方向分析部 22 根据由提取计算部 30 求出的 V_{m11}^1 、 V_{m11}^2 、 $\cdots$ 、 V_{m11}^N 计算第一标记线圈 4 的位置和方向、根据 V_{m1n}^1 、 V_{m1n}^2 、 $\cdots$ 、 V_{m1n}^N 计算第 n 标记线圈 4 的位置和方向即可。

[0304] 另外,在代替在单一的内窥镜装置 2 内具备多个标记线圈 4 的情况而在多个内窥镜装置 2 内设置有具有分别不同的多组第一位置算出用频率的标记线圈 4 的情况下,也能够通过进行同样的处理来应对。

[0305] [第四实施方式]

[0306] 接着,下面参照图 20 ~ 图 26 说明本发明的第四实施方式所涉及的位置检测系统 60。

[0307] 在本实施方式的说明中,对与上述第二实施方式所涉及的位置检测系统 40 结构共用的位置附加同一附图标记,省略说明。

[0308] 如图 20 所示,本实施方式所涉及的位置检测系统 60 与上述第二实施方式所涉及的位置检测系统 40 的不同点在于:代替设置在内窥镜装置 2 的前端的标记线圈 4 而采用配置在第一胶囊医疗装置 61 内的标记线圈 62;具备对该第一胶囊医疗装置 61 发送信号的发送部 63;将磁感应线圈 5 配置在第二胶囊医疗装置 3' 内;磁场产生装置 41 所产生的第二

交变磁场的频率不同以及位置计算部 14 中的运算处理不同。

[0309] 另外,在本实施方式所涉及的位置检测系统 60 中,在控制部 7 内具备读出定时生成器 67,该读出定时生成器 67 根据时钟 29 的时钟信号对位置计算部 14 的 FFT 处理电路 20 指示用于频率分析的磁场信号的读出定时。

[0310] 如图 21 所示,第一胶囊医疗装置 61 具备:标记线圈 62,其产生具有第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的第一交变磁场;标记驱动电路 64,其驱动该标记线圈 62;时钟 65;接收部 66;以及未图示的电源。标记驱动电路 64 根据从发送部 63 无线发送、并被接收部 66 接收到的指令信号,使标记线圈 62 产生第一交变磁场。

[0311] 上述磁场产生装置 41 产生具有第二胶囊医疗装置 3' 内的磁感应线圈 5 的谐振频率 f_0 的第二交变磁场。

[0312] 在利用本实施方式所涉及的位置检测系统 60 对第一胶囊医疗装置 61 内的标记线圈 62 以及第二胶囊医疗装置 3' 内的磁感应线圈 5 的位置和方向进行检测时,生成要产生的交变磁场的波形数据并存储到波形数据存储器 10、43,在第二胶囊医疗装置 3' 不存在于动作范围内的状态下进行读出定时的设定。

[0313] 将所生成的磁场波形数据分别传送到第一胶囊医疗装置 61 内的标记驱动电路 64 以及磁场产生装置驱动电路 42 的波形数据存储器 10、43 中。

[0314] 如图 22 所示,通过从输入装置 26 输入磁感应线圈 5 的谐振频率 f_0 来开始磁场波形的生成(步骤 S111)。控制电路 28 将所输入的在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组频率 f_1 、 f_2 设定为从第一胶囊医疗装置 61 内的标记线圈 62 产生的第一交变磁场的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 。另外,控制电路 28 将谐振频率 f_0 设定为从磁感应线圈 5 产生的第二交变磁场的第二位置算出用频率 f_0 (步骤 S112)。

[0315] 控制电路 28 向波形数据生成部 27 传送所设定的频率 f_0 、 f_1 、 f_2 (步骤 S113)。

[0316] 在波形数据生成部 27 中,根据发送过来的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 计算从标记线圈 62 产生的磁场波形。根据下式(1)算出所产生的磁场(步骤 S114)。

[0317] $B_m = B_1 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_2 \times \sin(2\pi f_2 t)$ (1)

[0318] 在此, B_1 、 B_2 是按照检测线圈 13a 的特性而设定的,对 B_1 、 B_2 进行设定使得在由检测线圈 13a 检测到频率 f_1 、 f_2 的磁场成分时为相同水平的信号强度(如果检测线圈 13a 是理想的线圈,则进行设定使得 $B_1 \times f_1 = B_2 \times f_2$ 。另外,也可以预先测量检测线圈 13a 的频率特性,按照该频率特性设定 B_1 、 B_2 。)

[0319] 另外,波形数据生成部 27 计算从磁场产生装置 41 产生的磁场波形。根据下式(2'')算出所产生的磁场(步骤 S115)。

[0320] $B_c = B_3 \times \sin(2\pi f_0 t)$ (2'')

[0321] 将在波形数据生成部 27 中生成的磁场波形 B_m 的数据从设置在控制部 7 中的发送部 63 发送到设置在第一胶囊医疗装置 61 中的接收部 66。由接收部 66 接收到的磁场波形数据被存储到波形数据存储器 10(步骤 S116)。另外,磁场波形 B_c 的数据被存储到磁场产生装置驱动电路 42 的波形数据存储器 43(步骤 S117)。

[0322] 接着,下面参照图 23 来说明读出定时生成器 67 中的读出定时的设定。

[0323] 在第一胶囊医疗装置 61 被投入体腔内而第二胶囊医疗装置 3' 未被投入体腔内的状态下,通过从输入装置 26 输入读出定时的设定指示来开始读出定时的设定(步骤

S121)。

[0324] 控制电路 28 指示触发产生器 31 对磁场产生装置驱动电路 42 和读出定时生成器 67 产生触发信号。由此从触发产生器 31 发出触发信号 (步骤 S122)。

[0325] 接收到触发信号的磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 内的磁场波形 B_0 的数据,与时钟 29 的时钟信号同步地依次生成磁场产生驱动信号并输出到磁场产生装置 41。磁场产生装置 41 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第二交变磁场 (步骤 S123)。

[0326] 接收电路 13b 接收由各检测线圈 13a 检测出的与来自磁场产生装置 41 的第二交变磁场有关的磁场信号,在进行低通滤波处理、放大处理以及带通滤波处理之后,与时钟 29 的时钟信号同步地进行 A/D 变换 (步骤 S124)。

[0327] 将 A/D 变换后的磁场信号存储到位置计算部 14 的第一存储器 19 中 (步骤 S125)。然后,判断在第一存储器 19 内是否存储了进行频率分析处理所需的数据数,在已存储的情况下,由 FFT 处理电路 20 进行频率分析处理 (步骤 S126)。

[0328] 基于频率分析处理的结果,频率选择部 24 仅提取从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的频率即第二位置算出用频率 f_0 的磁场信息 (第二检测磁场成分),存储到第三存储器 25 (步骤 S127)。在此,磁场信息是频率分析处理的结果的虚数部的值。

[0329] 控制电路 28 读出存储在第三存储器 25 中的磁场信息,将虚数部的值存储到内部存储器 (步骤 S128)。然后,控制电路 28 向读出定时生成器 67 发送使读出定时生成器 67 生成的读出定时推迟一个时钟的指示 (步骤 S129)。

[0330] 之后,重复步骤 S122 ~ S129,同时控制电路 28 对存储在第三存储器 25 中的磁场信息的虚数部与存储在内部存储器中的虚数部进行比较。然后,控制电路 28 在读出定时生成器 67 中将在步骤 S128 中存储的频率分析处理结果的虚数部的值最接近零的读出定时设定为实际测量所使用的读出定时 (步骤 S130)。

[0331] 通过以上的步骤,读出定时的设定结束。由此,能够实现在频率分析处理结果的虚数部中没有来自磁场产生装置 41 的磁场信息的状态。

[0332] 接着,如图 24 所示,在将第一、第二胶囊医疗装置 61、3' 配置到体腔内的状态下 (步骤 S131),通过在输入装置 26 中指示实际测量的开始来开始实际测量 (步骤 S132)。

[0333] 控制电路 28 指示触发产生器 31 产生对标记驱动电路 64、磁场产生装置驱动电路 42 以及读出定时生成器 67 的触发信号,从而由触发产生器 31 产生触发信号 (步骤 S133)。

[0334] 标记驱动电路 64 根据存储在波形数据存储器 10 内的波形数据,与时钟信号同步并且依次生成磁场产生驱动信号并输出到标记线圈 62。标记线圈 62 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第一交变磁场 (步骤 S134)。

[0335] 另外,磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 内的波形数据,与时钟信号同步并且依次生成磁场产生驱动信号并输出到磁场产生装置 41。磁场产生装置 41 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第二交变磁场 (步骤 S135)。

[0336] 接收电路 13b 在对由各检测线圈 13a 检测出的与来自标记线圈 62 的第一交变磁场以及来自磁场产生装置 41 的第二交变磁场有关的磁场信号进行低通滤波处理、放大处理以及带通滤波处理之后,与来自时钟 29 的时钟信号同步地进行 A/D 变换 (步骤 S136)。

[0337] 将 A/D 变换后的磁场信号存储到位置计算部 14 的第一存储器 19 (步骤 S137)。然

后,判断在第一存储器 19 内是否存储了进行频率分析处理所需的数据数,在已存储的情况下,由 FFT 处理电路 20 根据来自读出定时生成器 67 的信号,从位置计算部 14 的第一存储器 19 读出信号数据来进行频率分析处理(步骤 S138)。

[0338] 之后,判断是否对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理(步骤 S139),在没有对来自所有检测线圈 13a 的数据进行处理的情况下,重复步骤 S133~S138。

[0339] 如图 25 所示,在对来自所有检测线圈 13a 的数据进行了频率分析处理的情况下,基于其处理结果,频率选择部 24 仅提取从标记线圈 62 产生的第一交变磁场的第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场信息,与频率 f_1 、 f_2 相对应地存储到第三存储器 25 中(步骤 S140)。

[0340] 另外,频率选择部 24 仅提取从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的第二位置算出用频率 f_0 的磁场信息,保存到第三存储器 25 中(步骤 S141)。对来自所有检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理(步骤 S142)。

[0341] 位置方向分析部 22 读出存储在第三存储器 25 中的磁场信息中的频率分析处理结果的虚数部(第二检测磁场成分)(步骤 S143),根据该虚数部算出磁感应线圈 5 的位置和方向(步骤 S144)。

[0342] 频率分析处理结果的虚数部具有相对于第二交变磁场偏移了 $\pi/2$ 的相位,因此通过将其提取出来,能够提取根据第二交变磁场产生的感应磁场的信号。

[0343] 所算出的磁感应线圈 5 的位置和方向被发送到控制电路 28,由显示装置 8 进行显示(步骤 S145),并且存储到第二存储器 23(步骤 S146)。

[0344] 在提取计算部 30 中,根据下面的计算式提取用于进行标记线圈 62 的位置计算的各检测线圈 13a 的信号。

$$[0345] \quad V_{m1}^1 = V^{f1-1} + V^{f2-1}$$

$$[0346] \quad V_{m1}^2 = V^{f1-2} + V^{f2-2}$$

$$[0347] \quad V_{m1}^N = V^{f1-N} + V^{f2-N}$$

[0348] 在这种情况下,从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项相当于第一位置算出用频率 f_1 的磁场信息(第一检测磁场成分)。在此, V_{m1}^1 的计算式的第一项、即频率 f_1 的第一个由检测线圈 13a 检测出的检测信号中包含有从标记线圈 62 输出的第一交变磁场的频率 f_1 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到来自标记线圈 62 的第一交变磁场而产生的感应磁场(与第一交变磁场有关的感应磁场)的频率 f_1 的信号。

[0349] 另外,从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第二项相当于第一位置算出用频率 f_2 的磁场信息(第一检测磁场成分)。在此, V_{m1}^1 的计算式的第二项、即频率 f_2 的第二个由检测线圈 13a 检测出的检测信号中包含有从标记线圈 62 输出的第一交变磁场的频率 f_2 的信号,并且包含有由磁感应线圈 5 受到来自标记线圈 62 的第一交变磁场而产生的感应磁场(与第一交变磁场有关的感应磁场)的频率 f_2 的信号。

[0350] 在此,与第一交变磁场有关的感应磁场的频率 f_1 、 f_2 的信号具有如下特性:相对于第一交变磁场的强度的大小关系互不相同,并且该强度的绝对值大致相同。由此,通过算出从 V_{m1}^1 到 V_{m1}^N 的计算式的第一项与第二项的相加值、即一组第一检测磁场成分的相加值,与第一交变磁场有关的感应磁场的信号相抵消,第一交变磁场的信号未抵消而残留下来。

[0351] 这样,通过将在谐振频率 f_0 的两边、与该谐振频率 f_0 相距大致相等的频率的一组第一位置算出用频率 f_1 、 f_2 的磁场强度的绝对值相加,能够抵消与第一交变磁场有关的感

应磁场的信号。其结果是能够容易地提取第一交变磁场的信号。

[0352] 位置方向分析部 22 根据由提取计算部 30 求出的 V_{m1}^1 、 V_{m1}^2 、 $\dots$ 、 V_{m1}^N 算出标记线圈 62 的位置和方向（步骤 S147）。

[0353] 所算出的标记线圈 62 的位置和方向的数据被发送到控制电路 28，由显示装置 8 进行显示（步骤 S148）。然后，将所算出的位置和方向数据存储在第二存储器 23（步骤 S149）。

[0354] 然后，确认是否在输入装置 26 中输入了位置检测结束的指示（步骤 S150），在已输入的情况下，结束从触发产生器 31 产生触发信号，停止位置检测系统 60 的动作（步骤 S151）。另一方面，在没有输入结束指示的情况下，返回到步骤 S133，继续进行位置检测动作。

[0355] 在这种情况下，作为磁感应线圈 5 以及标记线圈 62 的位置和方向的反复运算中的初始值，利用上一次算出并存储在第二存储器 23 中的磁感应线圈 5 以及标记线圈 62 的位置和方向的计算结果。由此，能够缩短反复运算的收敛时间，迅速算出位置和方向。

[0356] 这样，根据本实施方式所涉及的位置检测系统 60 以及使用了该位置检测系统 60 的位置检测方法，能够根据来自标记线圈 62 的信号与来自磁感应线圈 5 的信号的位置信息完全分离两者的信号。其结果，能够正确求出标记线圈 62 以及磁感应线圈 5 的位置和朝向、即插入到体腔内的状态下的第一胶囊医疗装置 61 以及胶囊医疗装置 3' 的位置和方向。

[0357] 此外，在本实施方式中，进行控制使得设置在第一胶囊医疗装置 61 中的时钟 65 与设置在控制部 7 中的时钟 29 同步，因此即使在利用无线对标记驱动电路 64 进行控制的情况下，也能够维持从标记线圈 62 产生的第一交变磁场与从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场之间的相位的关系。

[0358] 另外，优选对上述各实施方式中进行磁场波形的生成时所设定的位置算出用频率 f_1 、 f_2 进行设定使其成为图 27 以及式 2 的关系。

[0359] [式 2]

$$[0360] \quad \frac{-(L + \frac{1}{\omega_1^2 C})(\omega L - \frac{1}{\omega_1 C})}{\sqrt{R^2 - (\omega_1 L - \frac{1}{\omega_1 C})^2}} = \frac{-(L + \frac{1}{\omega_2^2 C})(\omega L - \frac{1}{\omega_2 C})}{\sqrt{R^2 - (\omega_2 L - \frac{1}{\omega_2 C})^2}}$$

[0361] 在此， $\omega_1 = 2\pi f_1$ 、 $\omega_2 = 2\pi f_2$

[0362] 将谐振频率设为 f_0 ， $\omega_1 < \omega_0 = 2\pi f_0 < \omega_2$ 。

[0363] 在这种情况下，从磁感应线圈 5 产生的感应磁场的强度信号在频率 f_1 、 f_2 下为强度相同、极性相反的信号。因此，在实际测量中通过将 V^{f1-1} 和 V^{f2-1} 直接相加，能够留下来自标记线圈 62 的信号成分而去除来自磁感应线圈 5 的信号成分。

[0364] 以上参照附图详细叙述了本发明的实施方式，但是具体结构不限于本实施方式，在不脱离本发明的要旨的范围内还包含各种设计变更等。

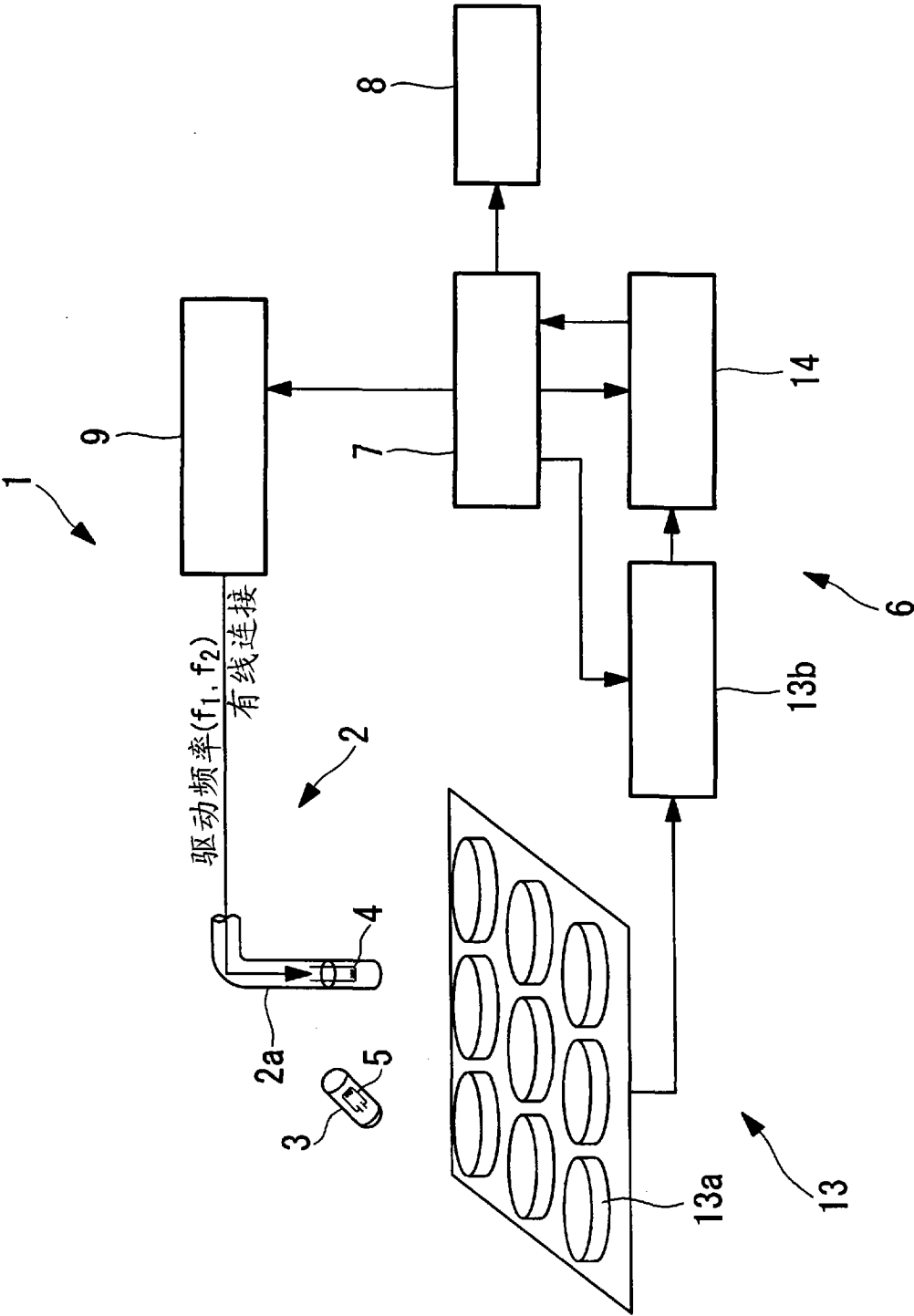


图 1

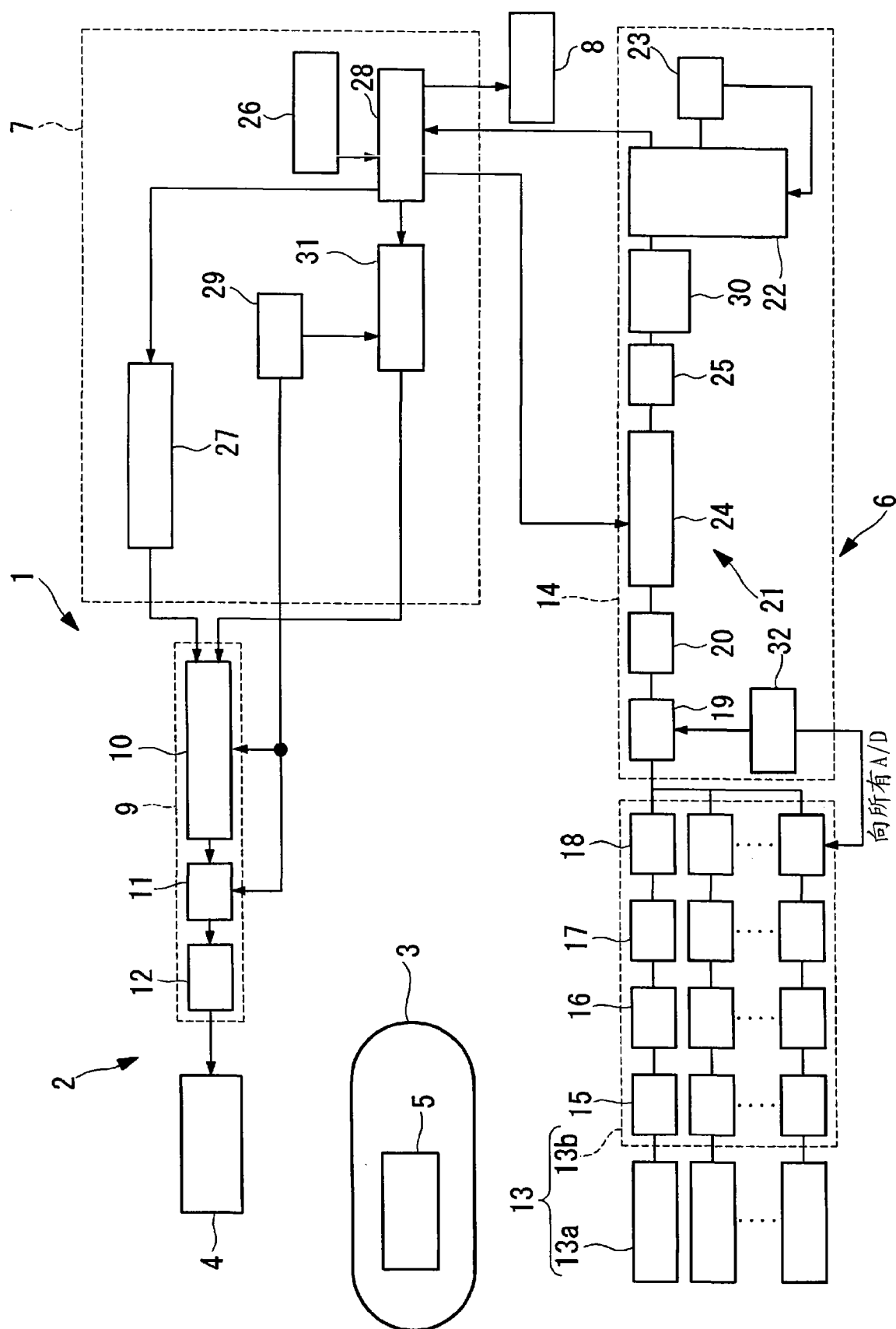


图 2

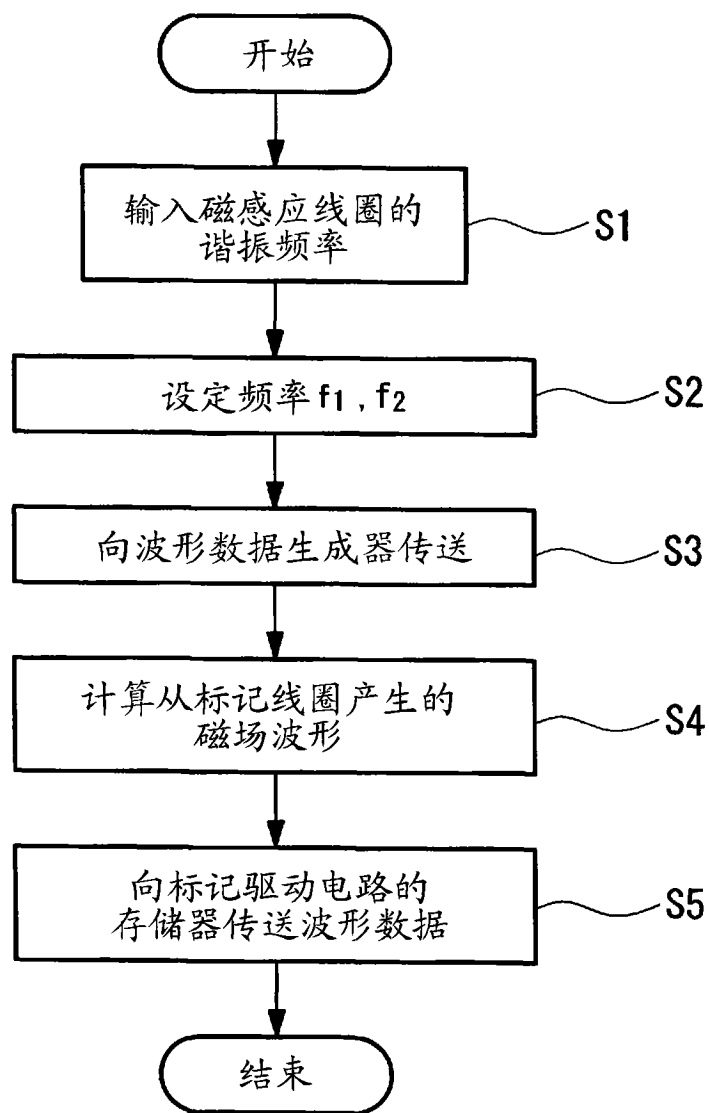


图 3

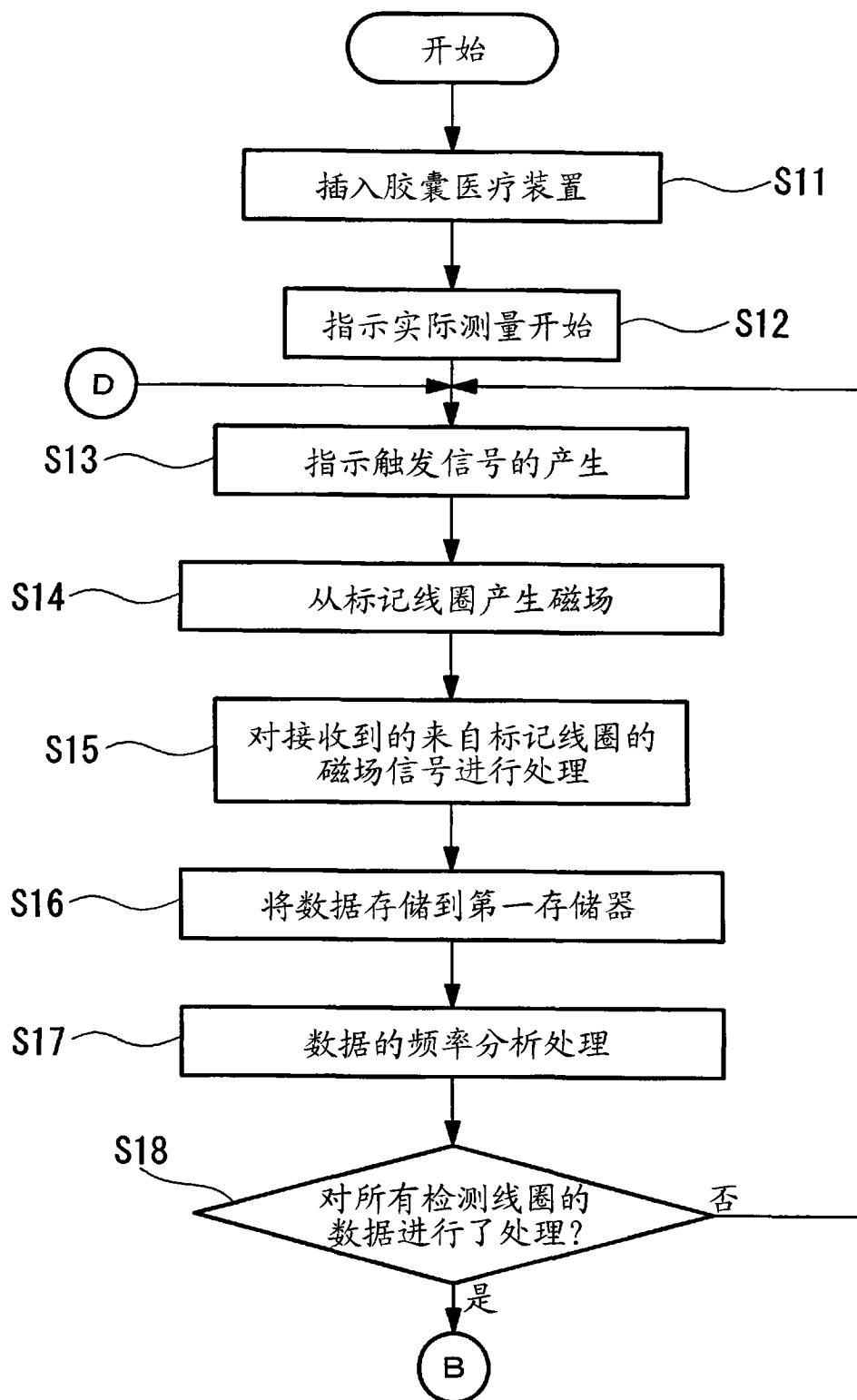


图 4

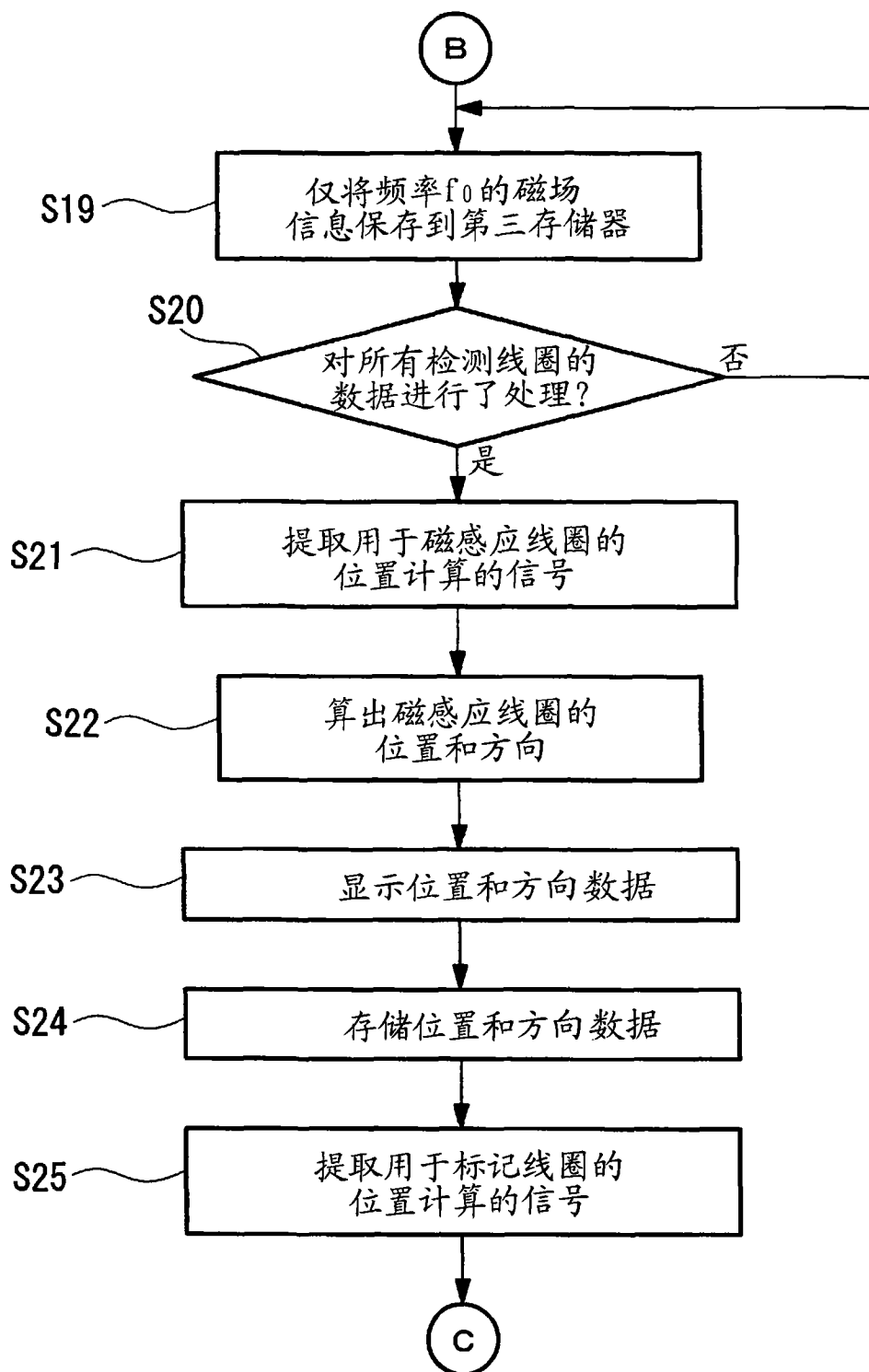


图 5

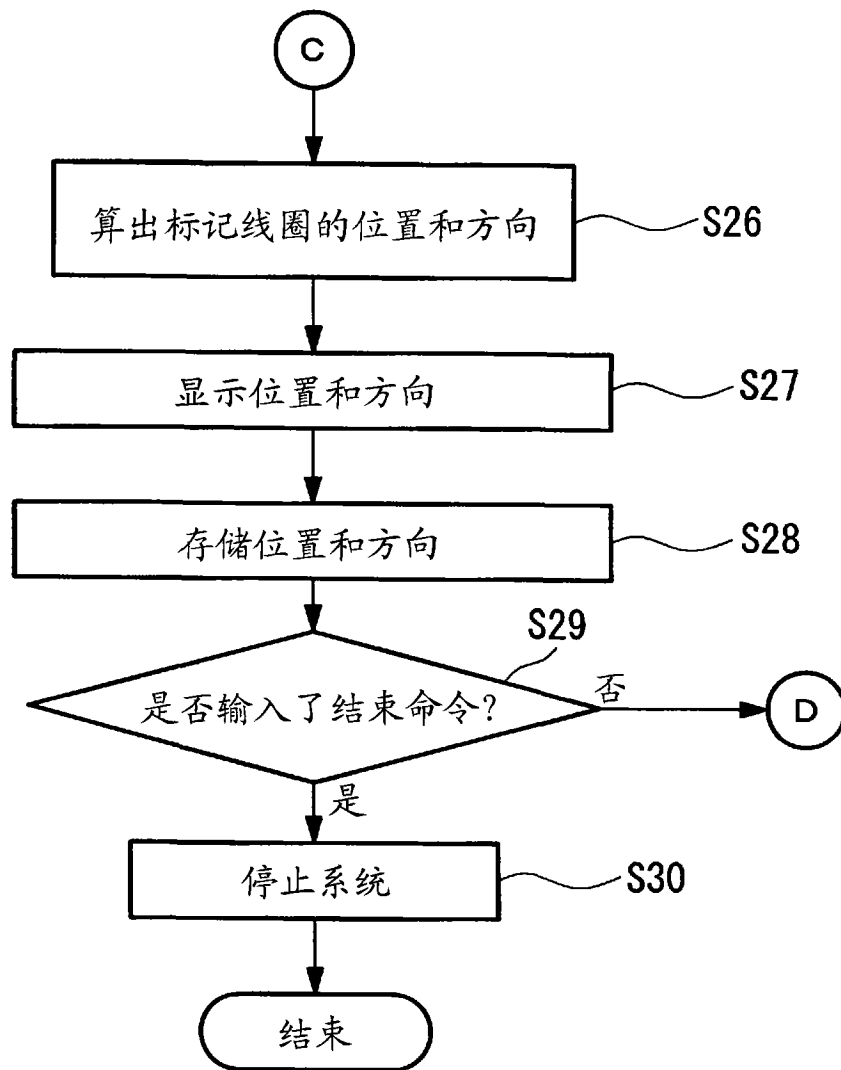


图 6

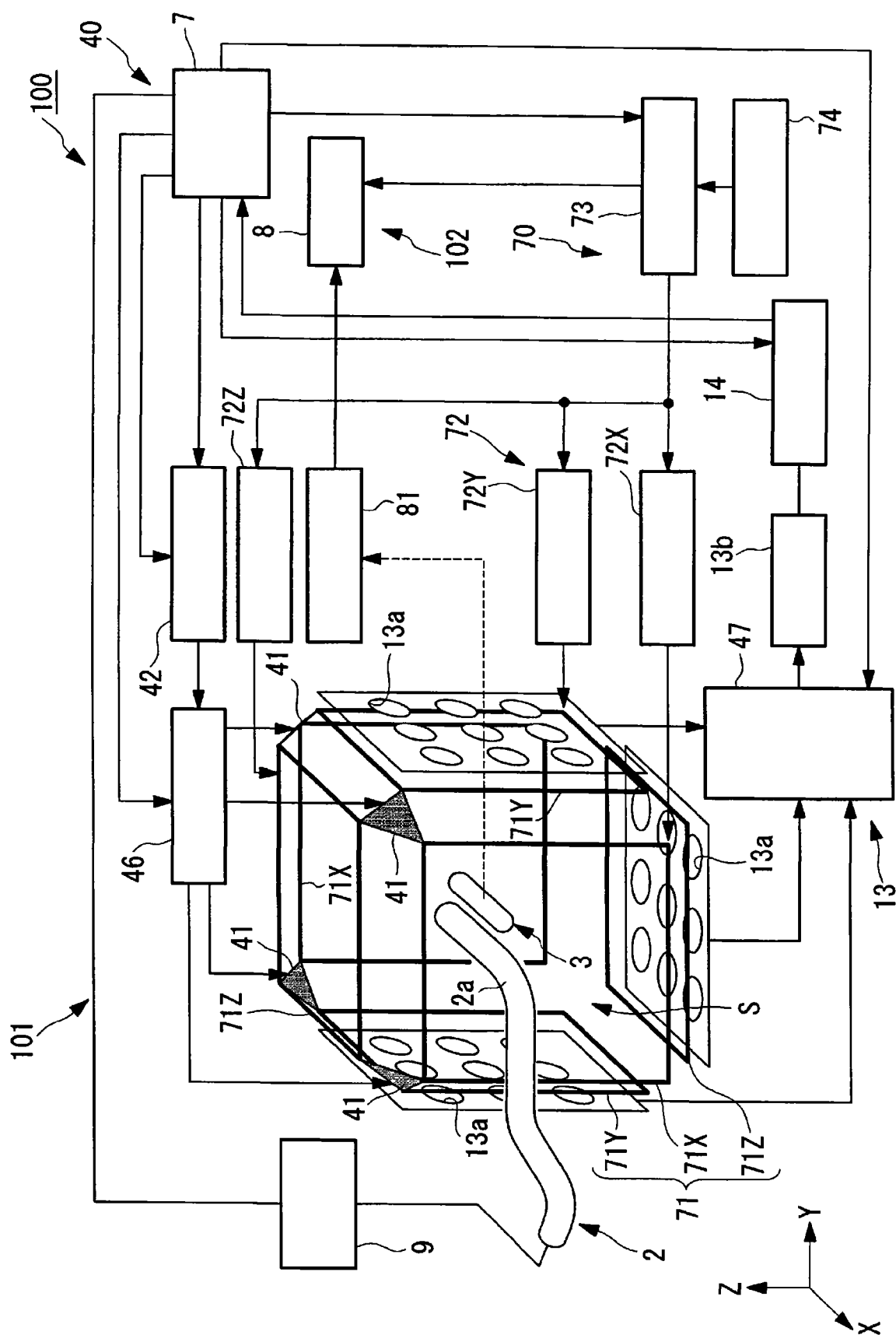


图 7

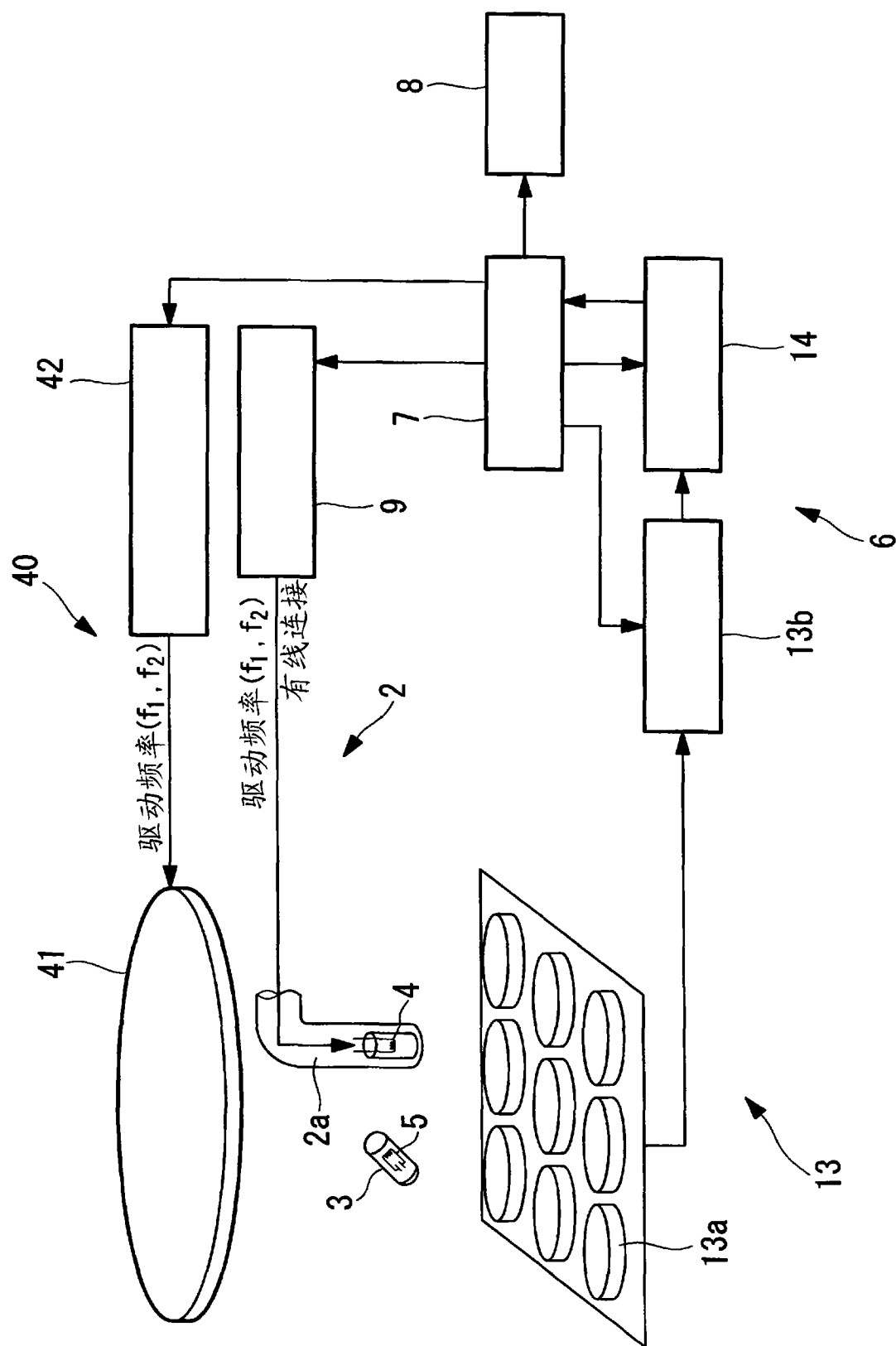


图 9

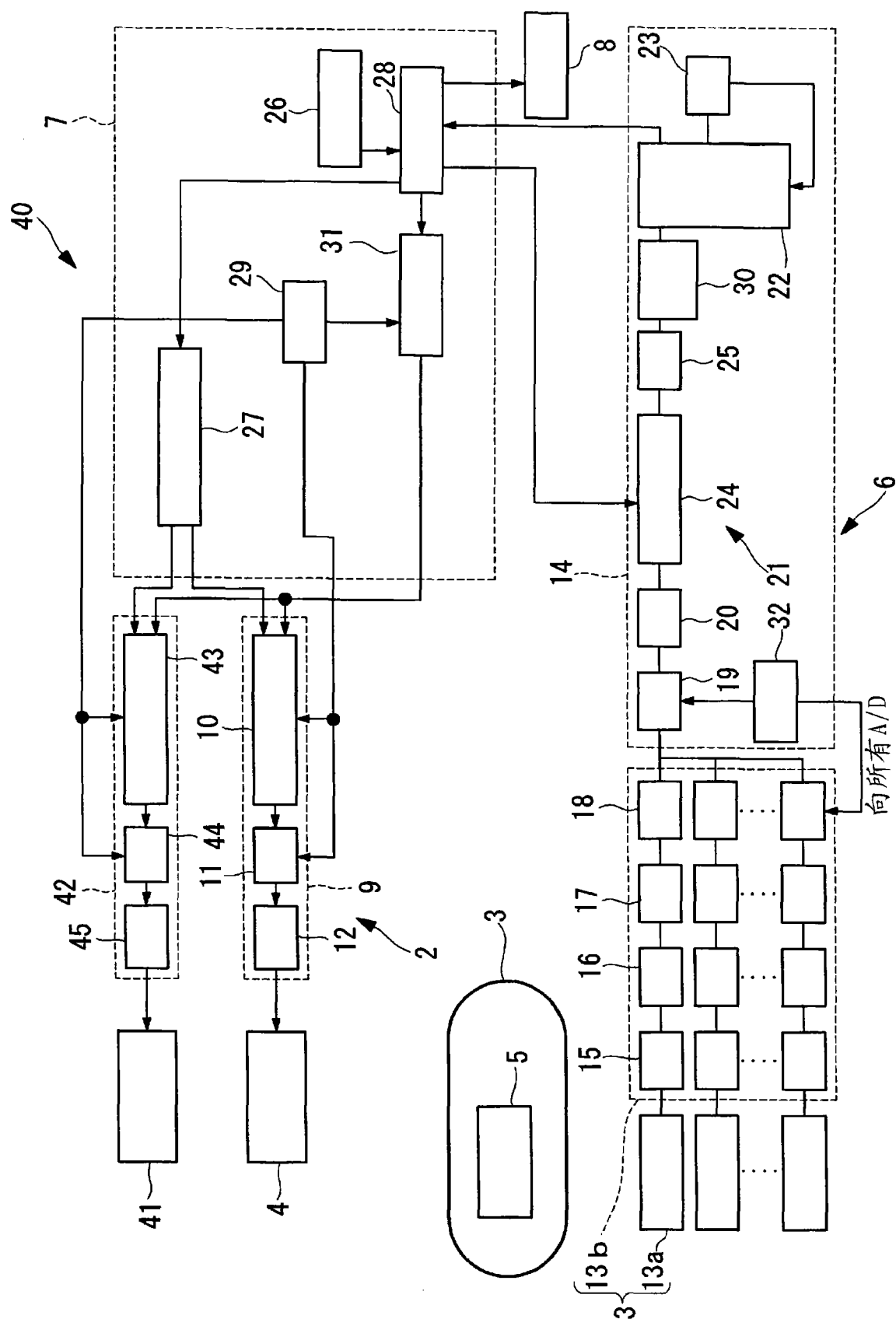


图 10

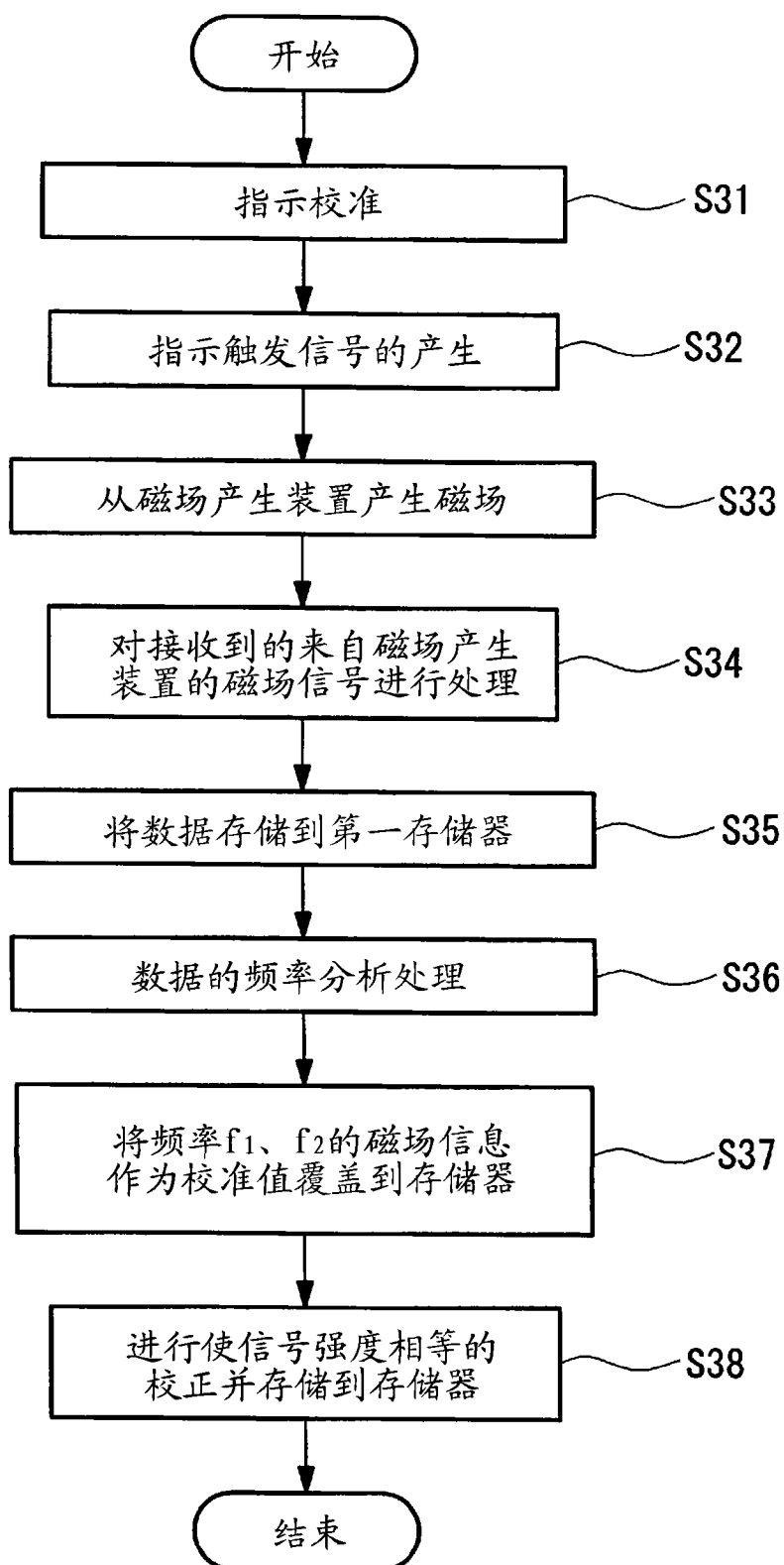


图 11

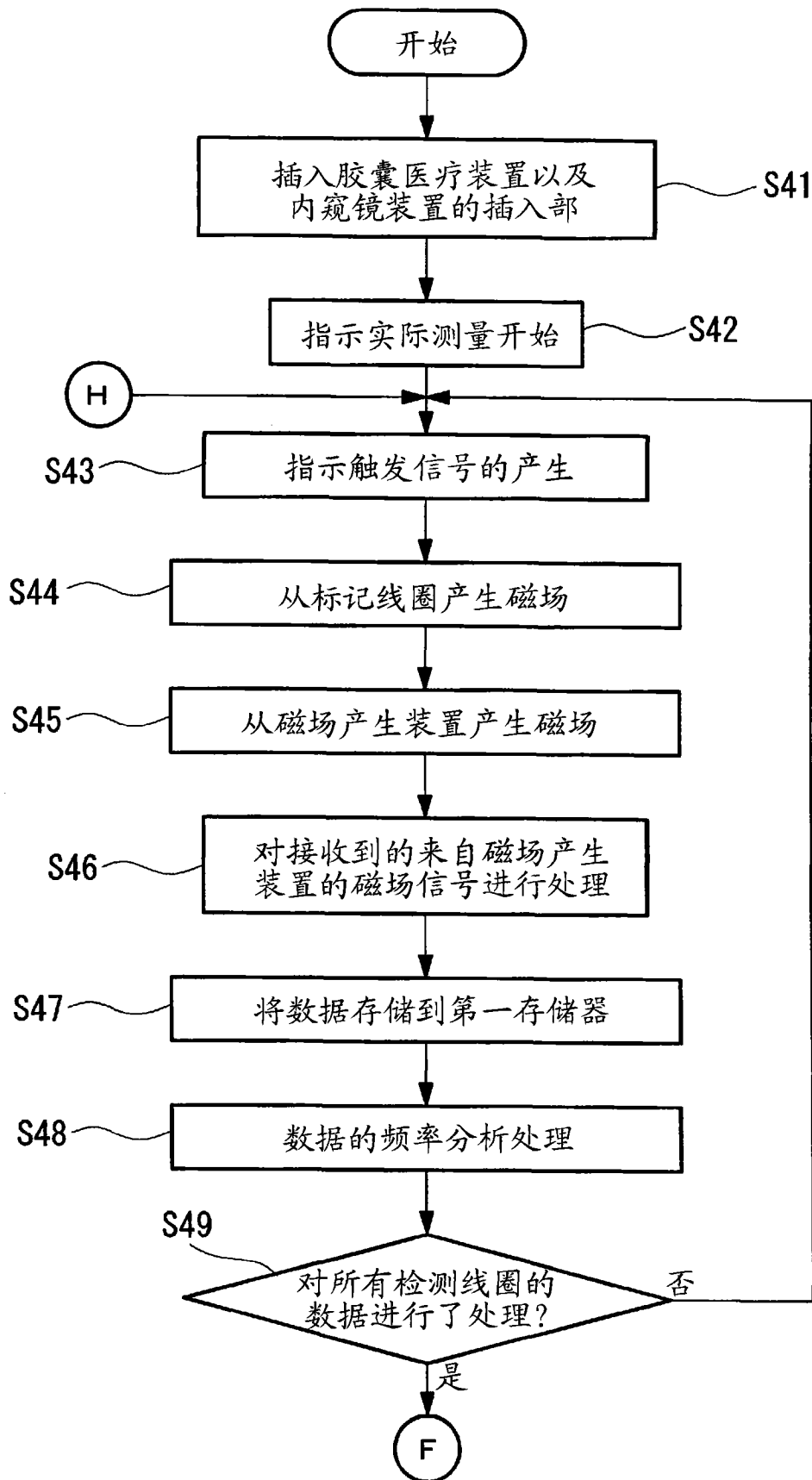


图 12

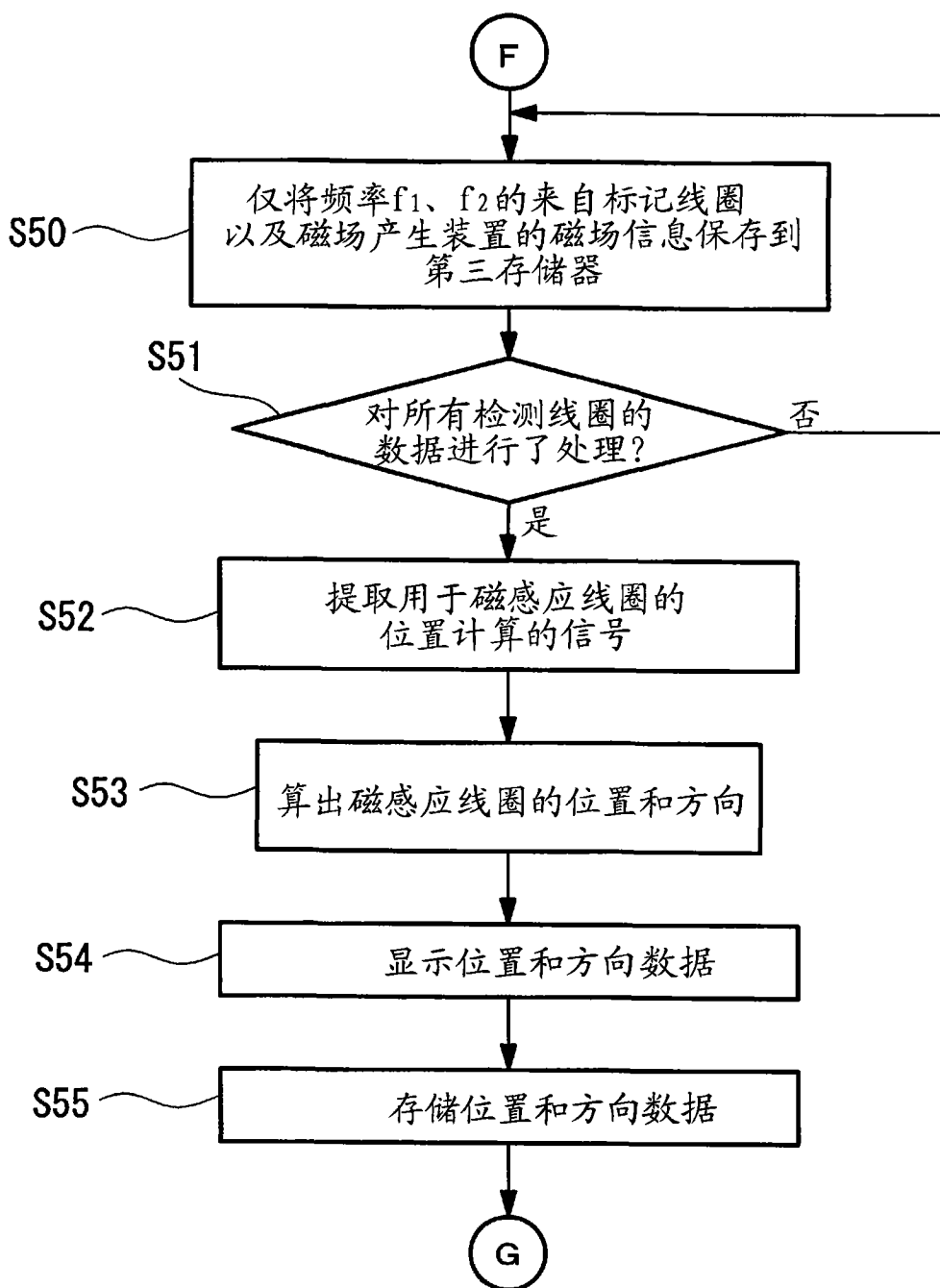


图 13

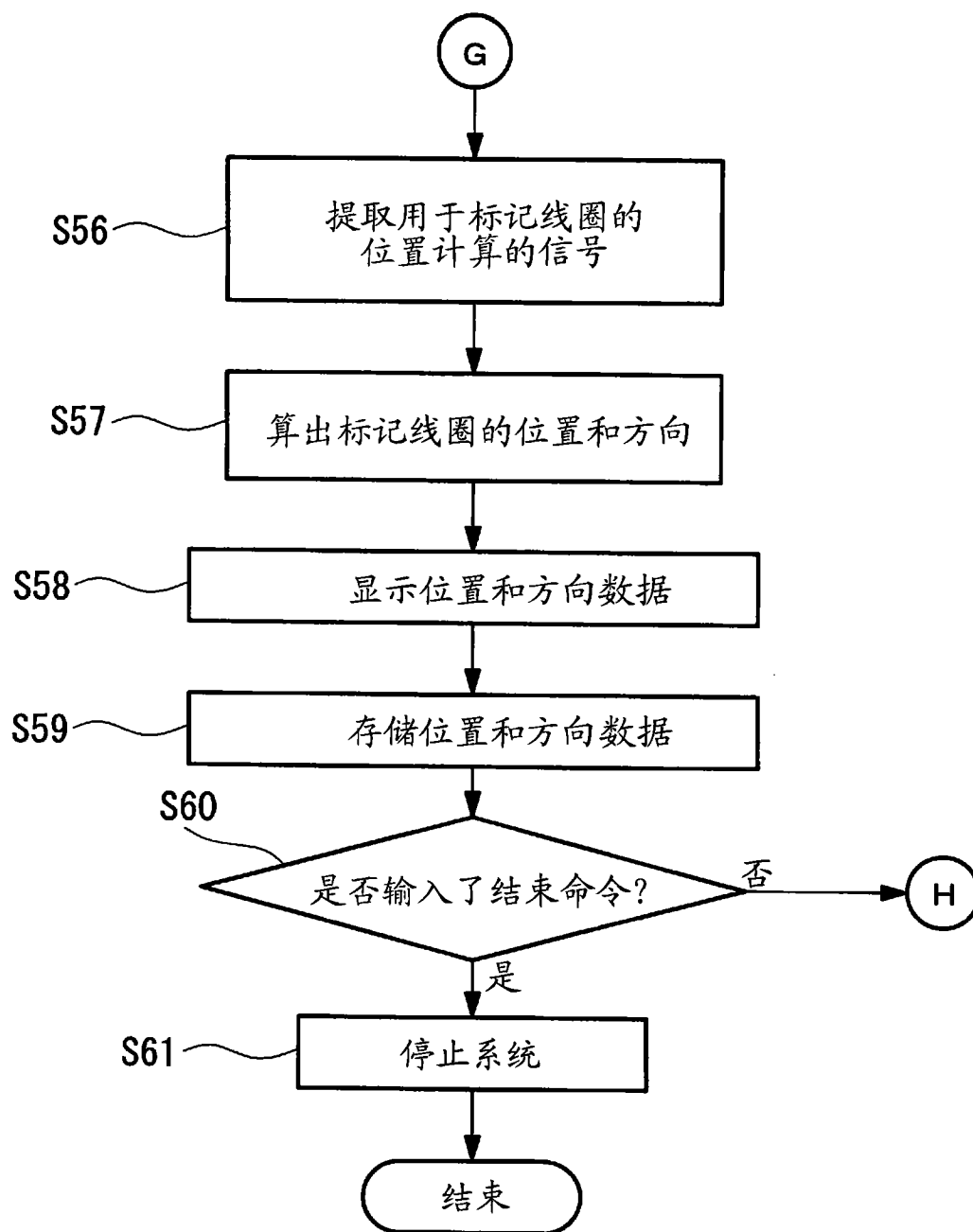


图 14

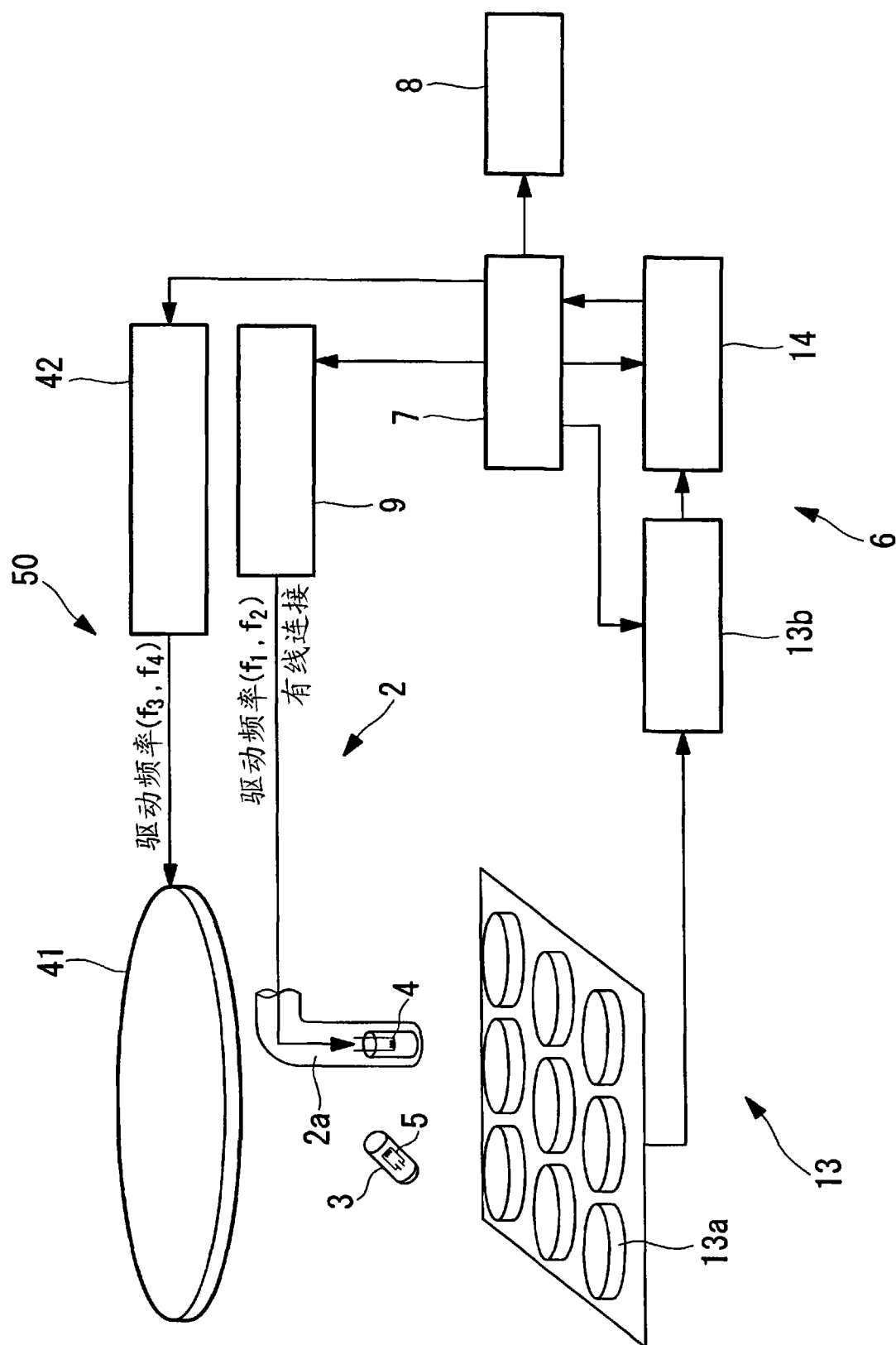


图 15

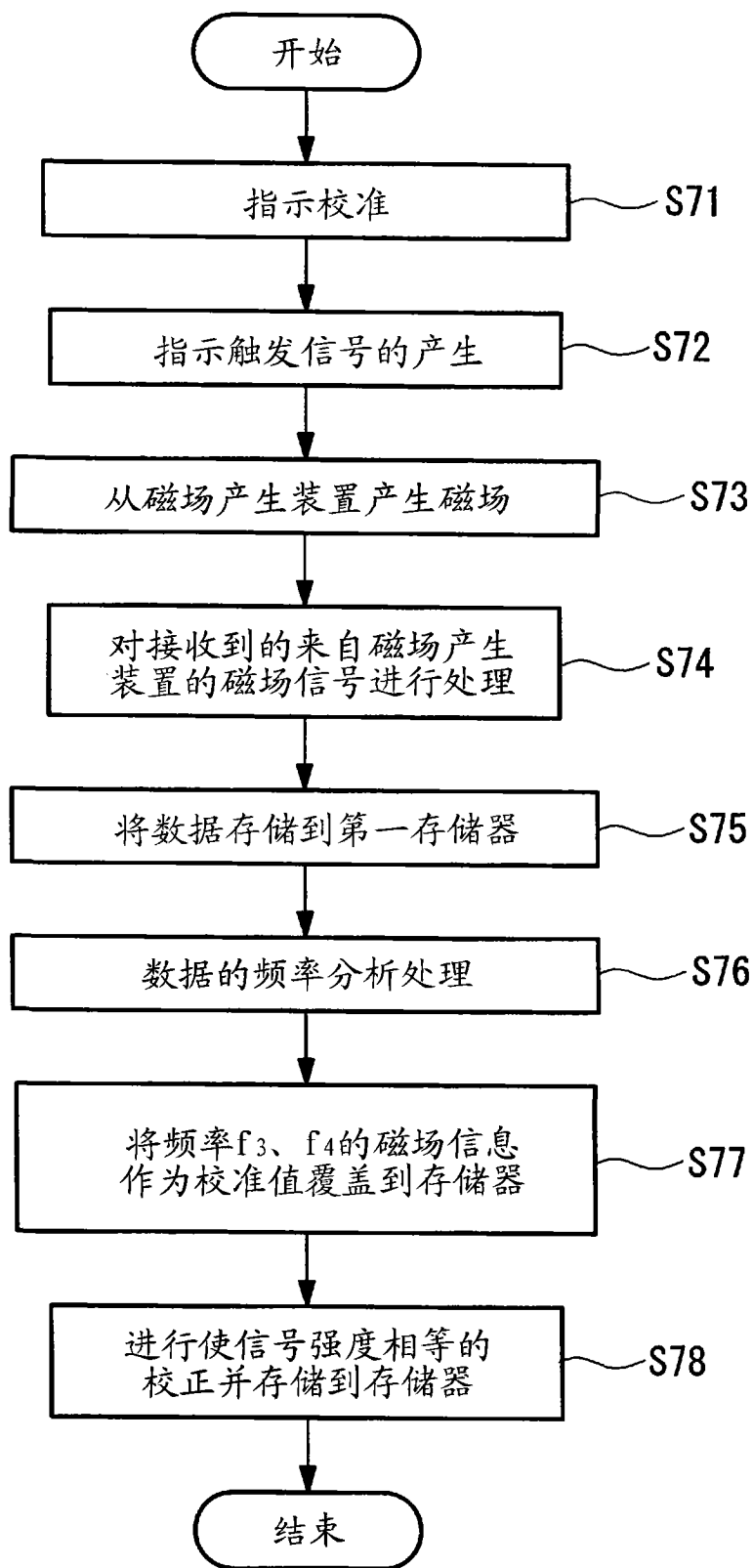


图 16

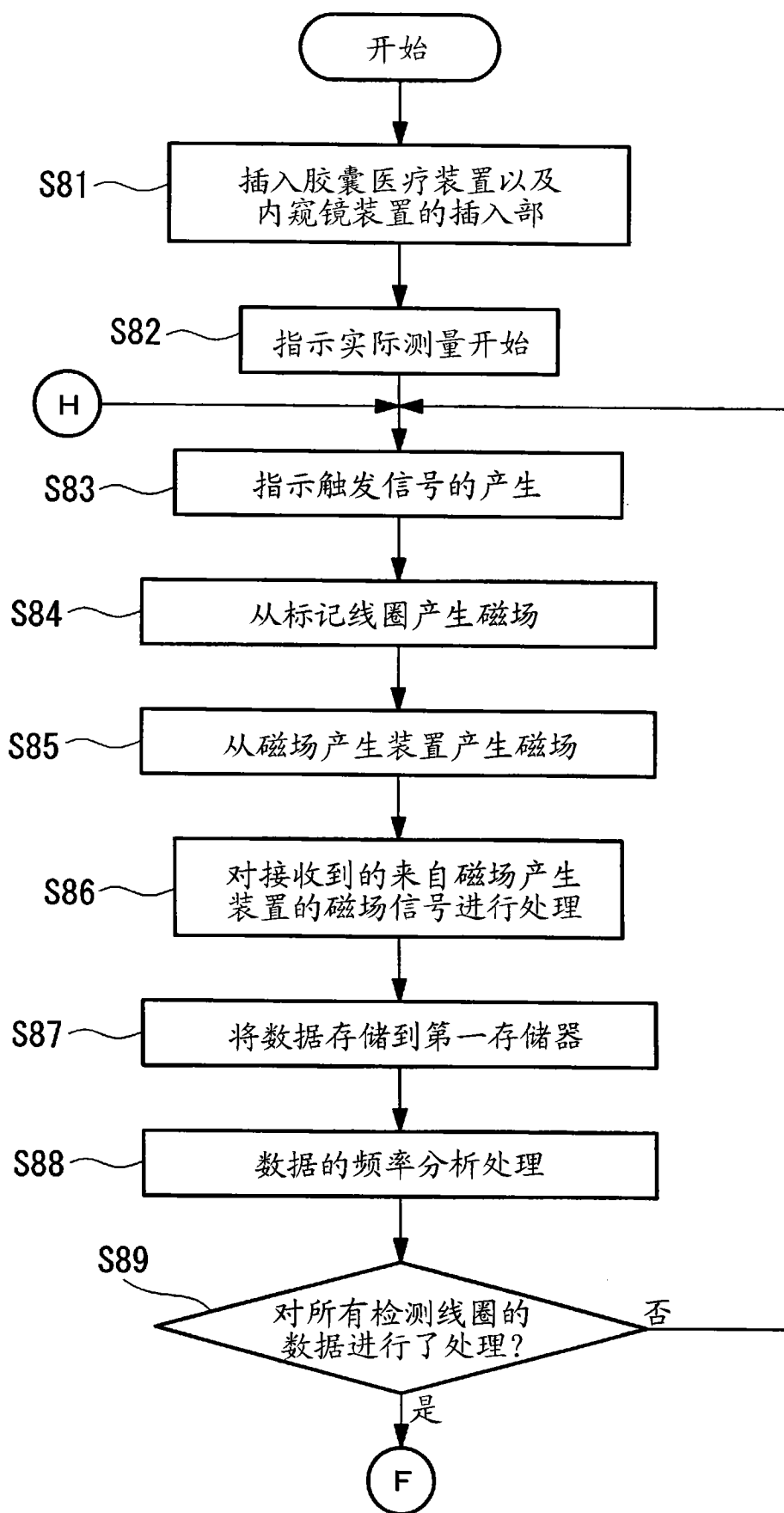


图 17

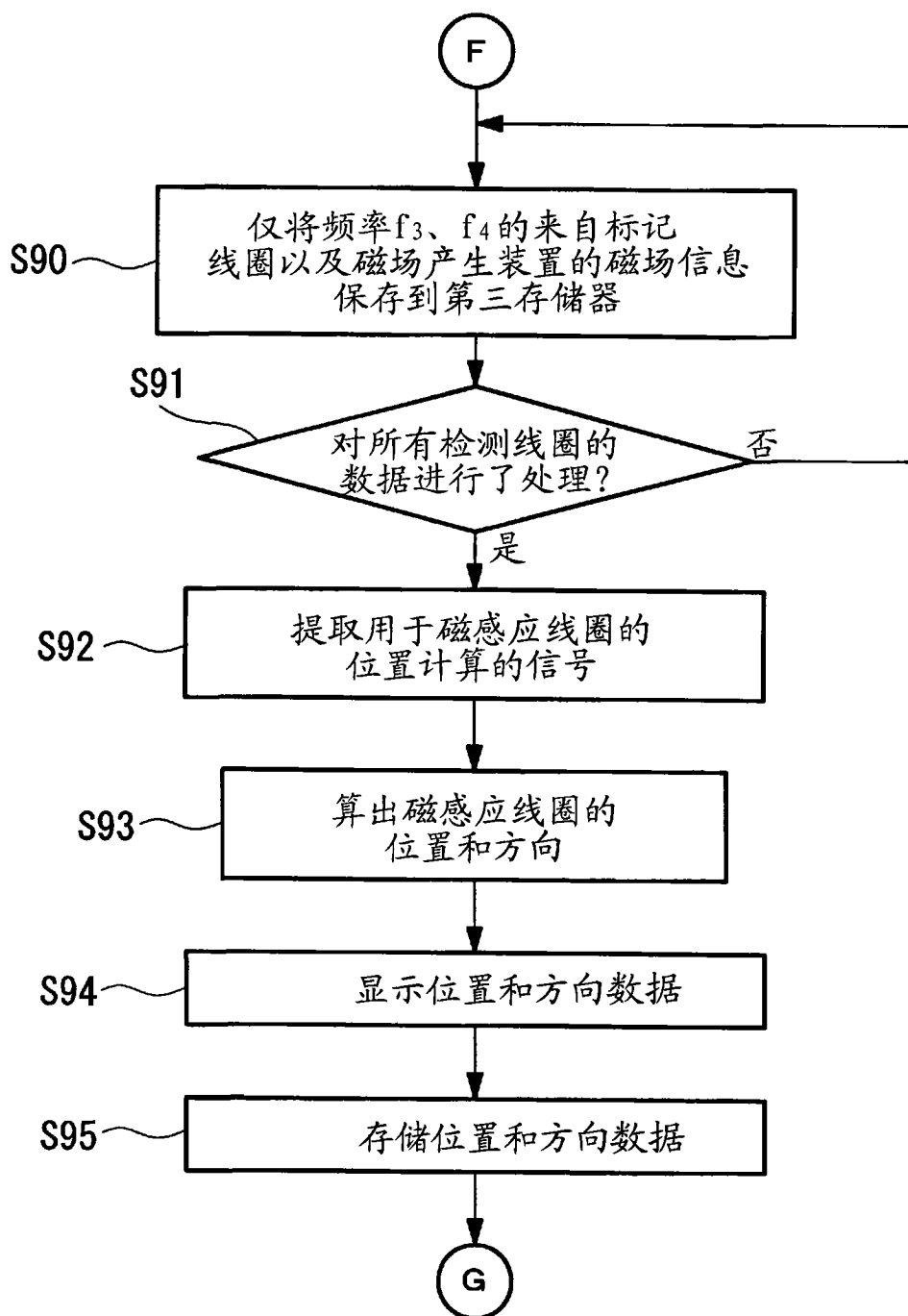


图 18

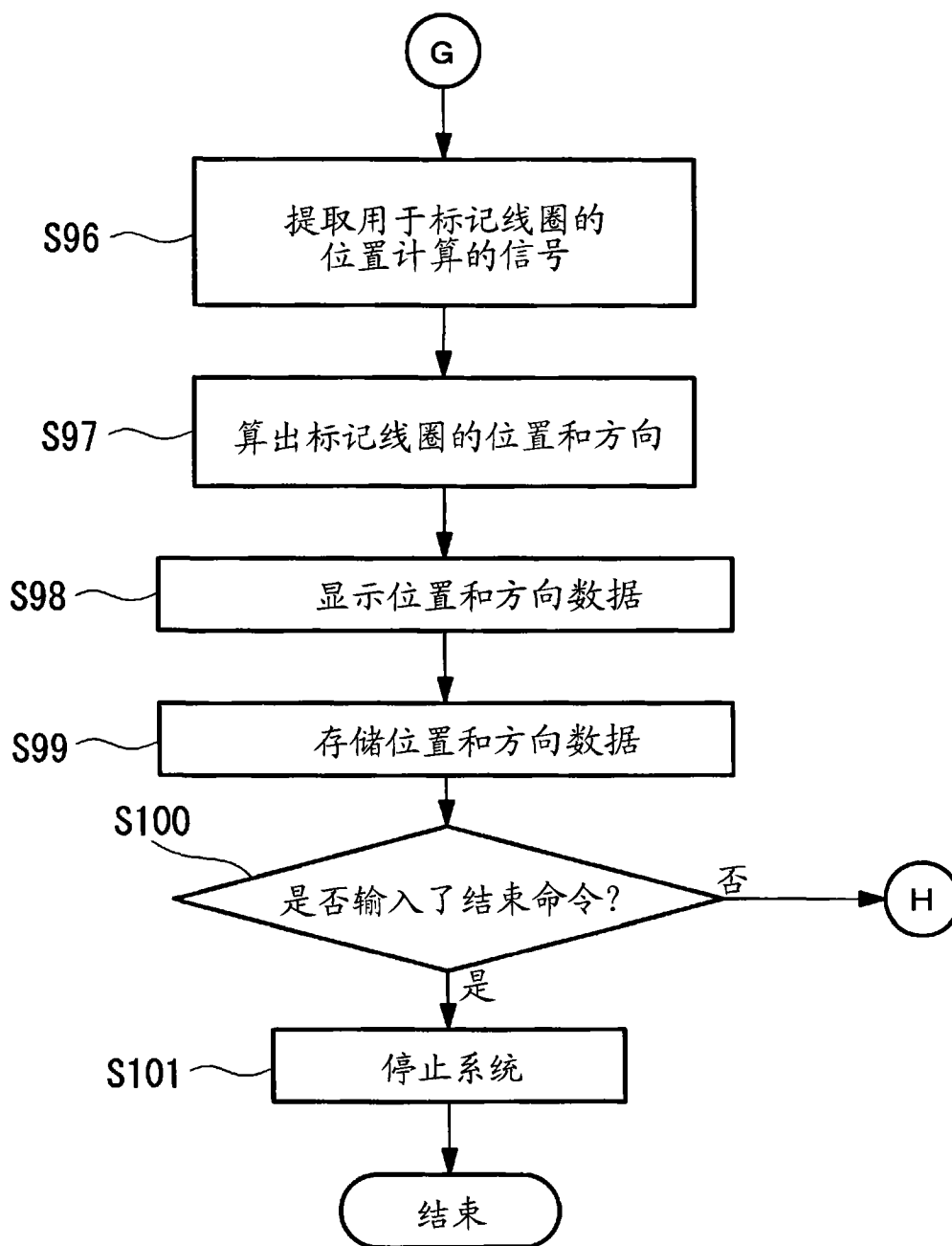


图 19

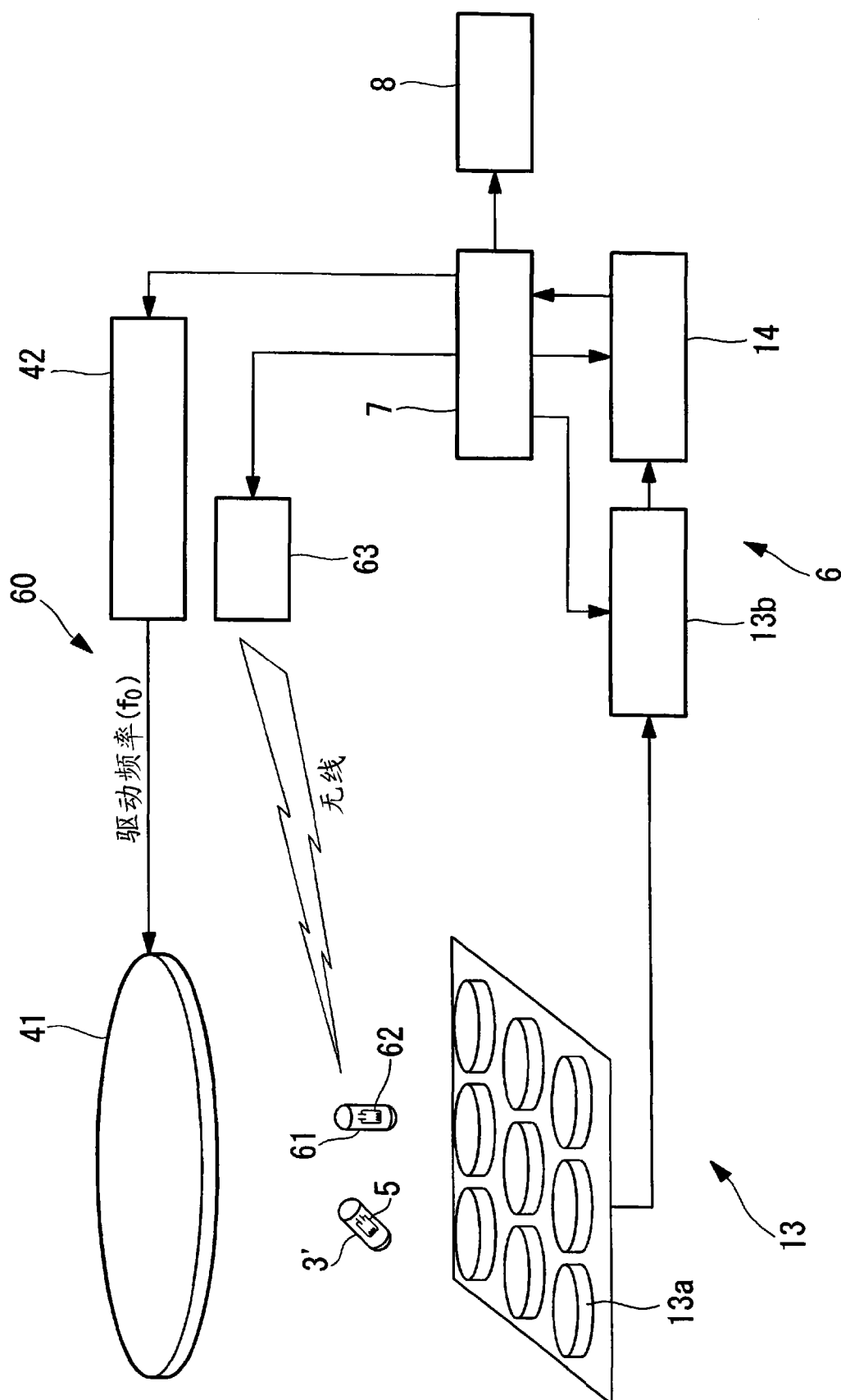
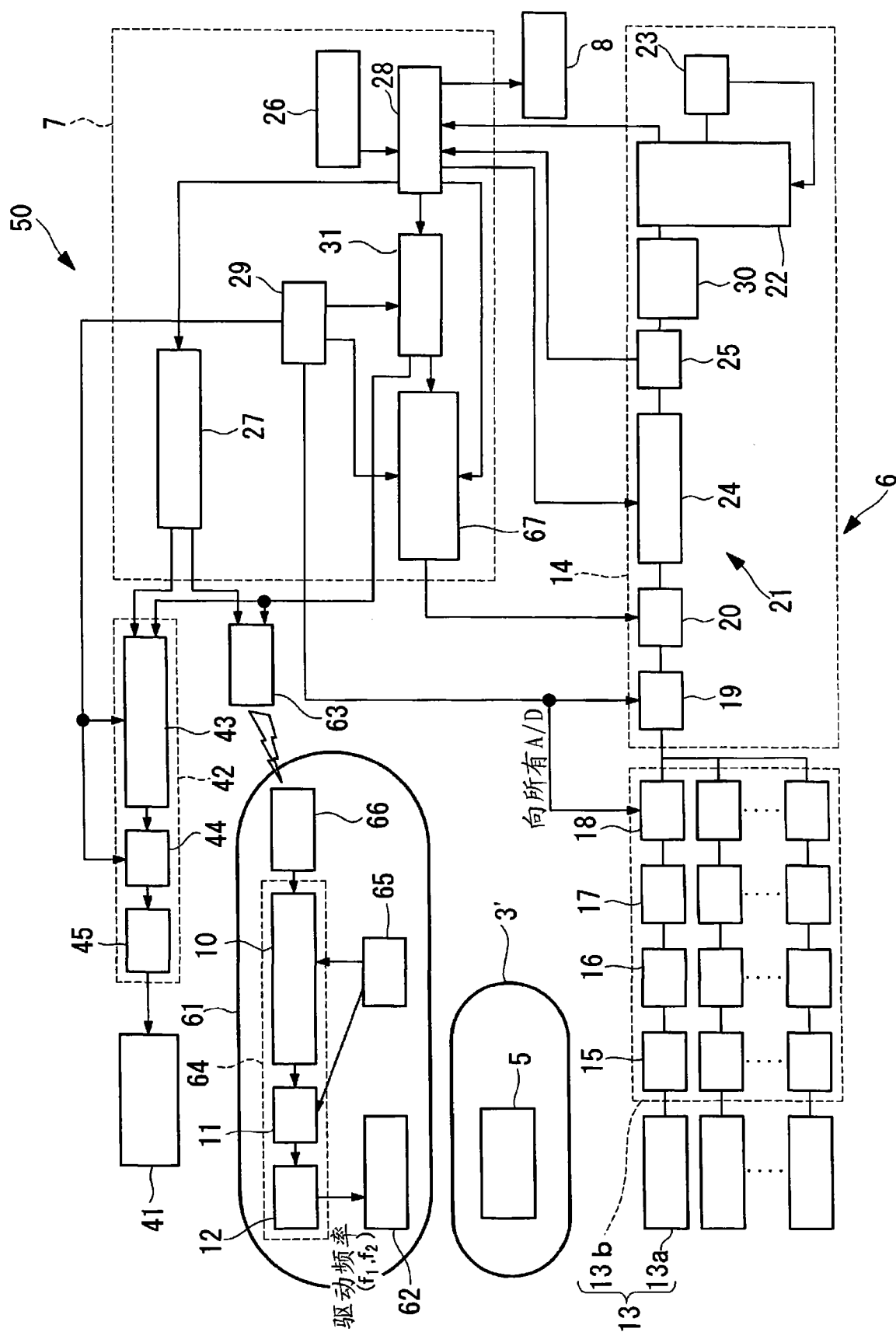


图 20



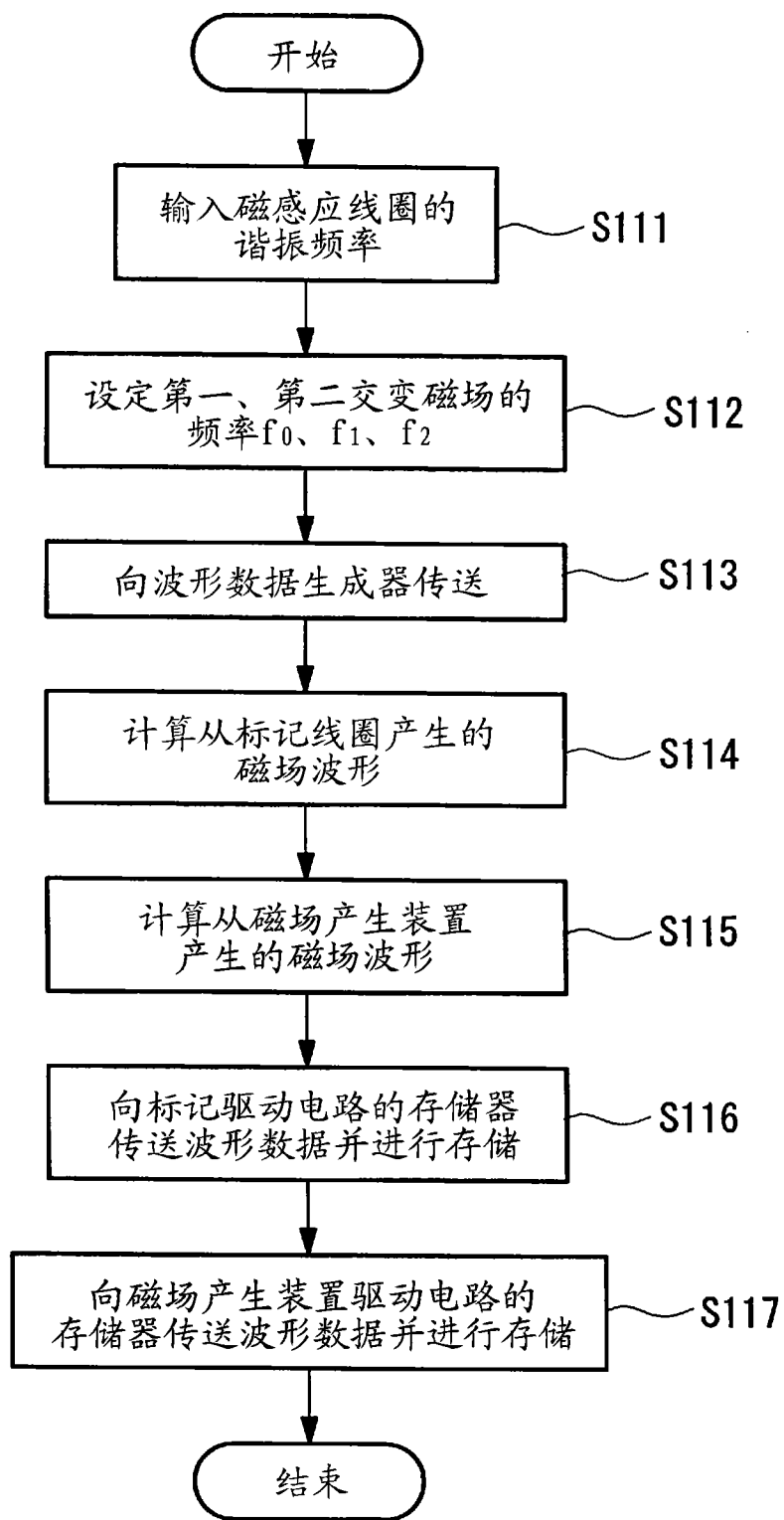


图 22

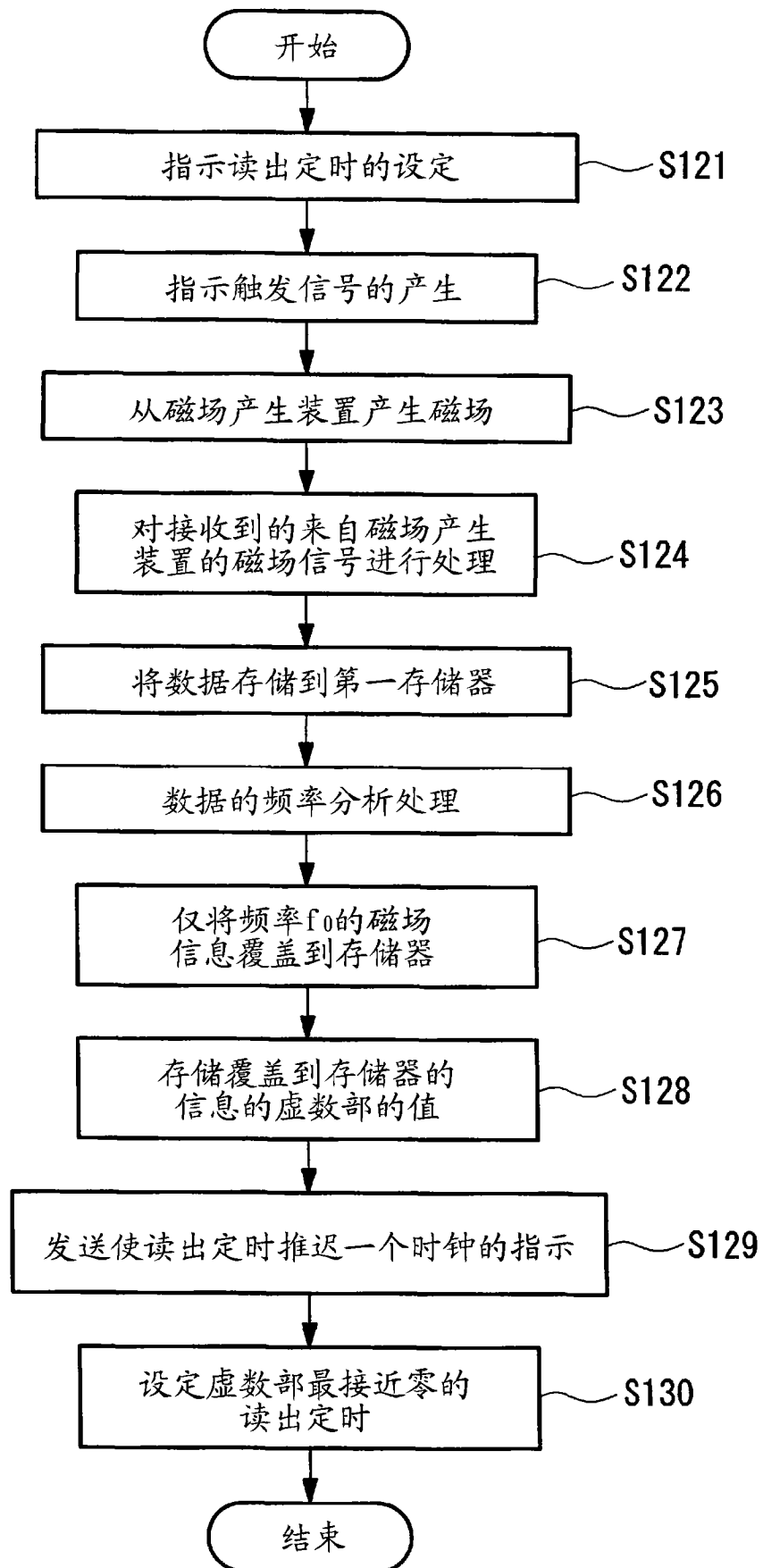


图 23

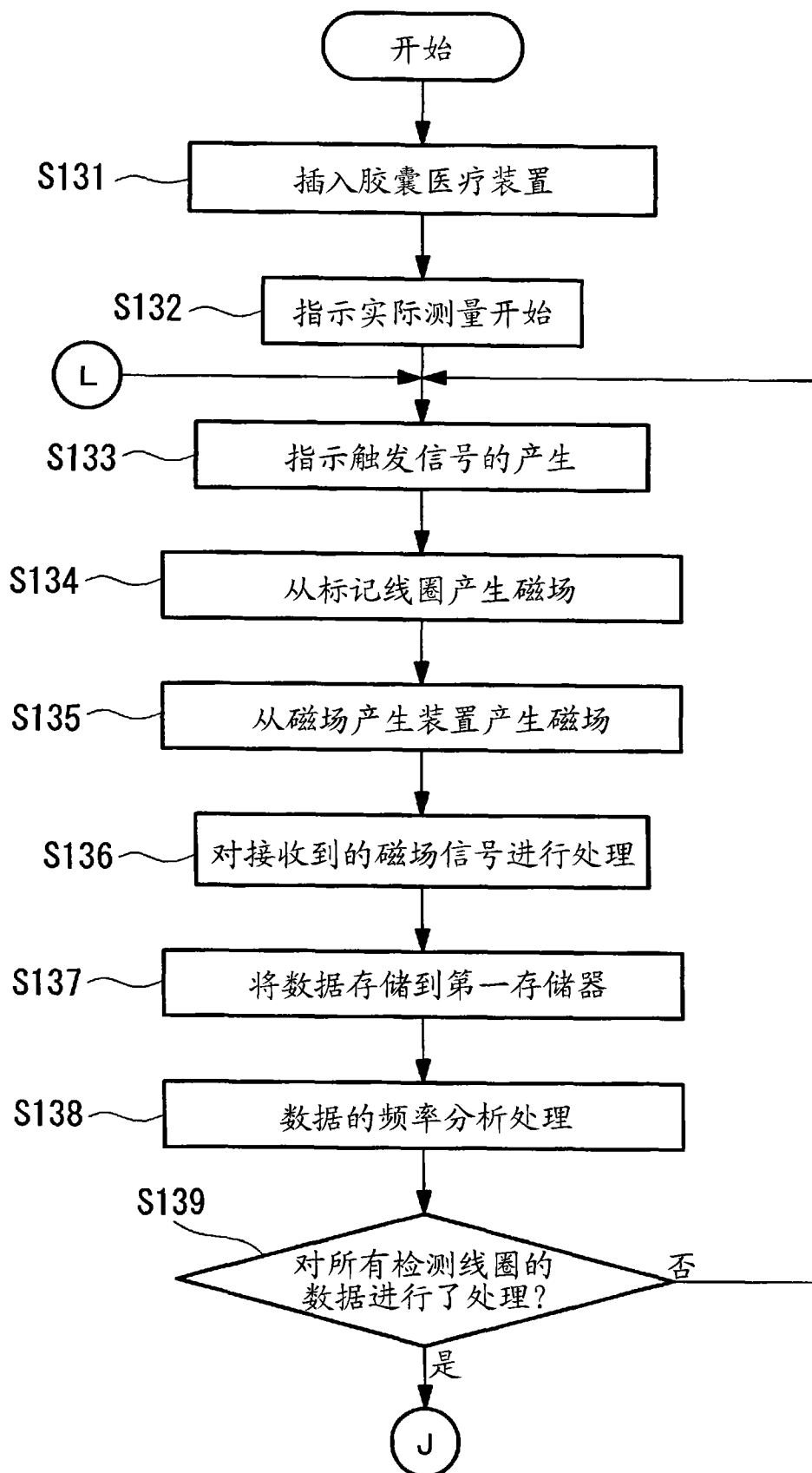


图 24

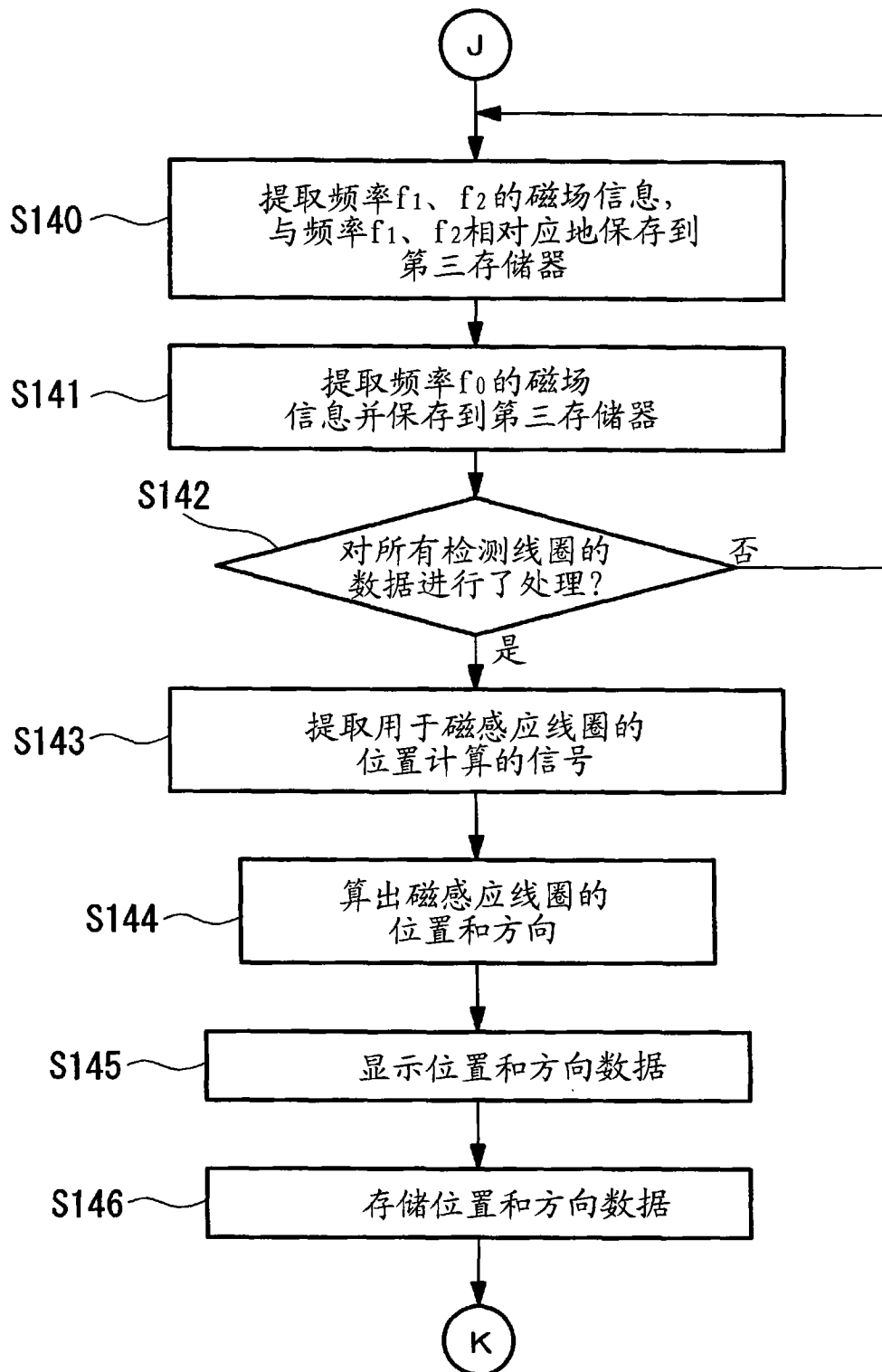


图 25

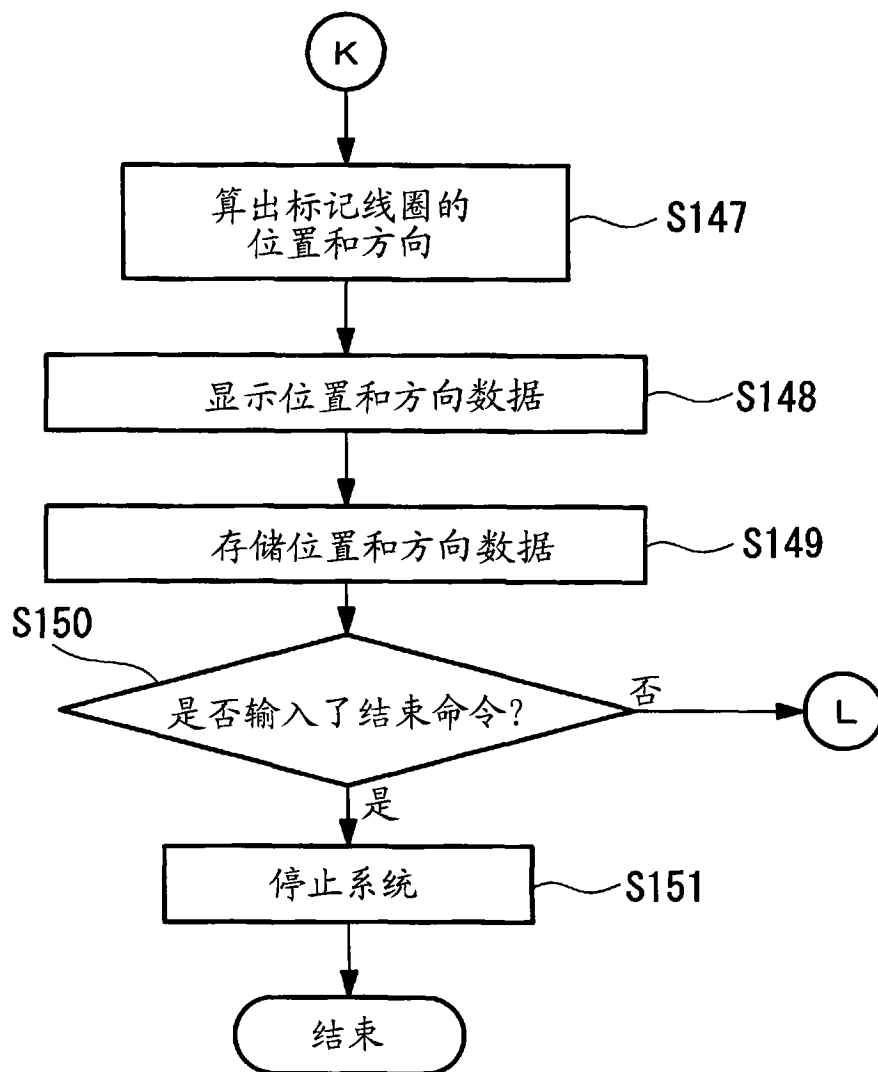
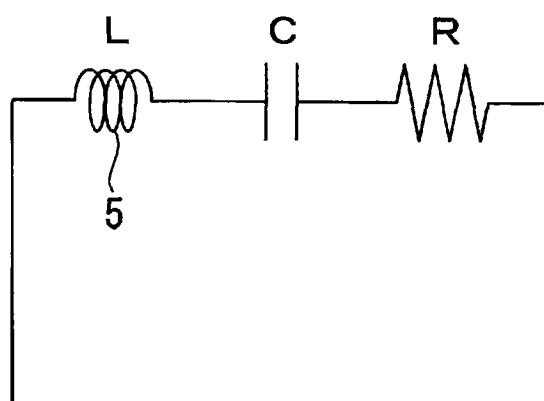


图 26



$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}$$

$$\frac{dZ}{d\omega} = \frac{-\left(L + \frac{1}{\omega^2 C}\right)\left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)}{\sqrt{R^2 - \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}} \quad \dots \text{检测输出}$$

图 27

专利名称(译)	位置检测系统以及位置检测方法		
公开(公告)号	CN101677750B	公开(公告)日	2011-11-09
申请号	CN200880016627.9	申请日	2008-04-24
[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	内山昭夫 佐藤良次 木村敦志 唐泽亮		
发明人	内山昭夫 佐藤良次 木村敦志 唐泽亮		
IPC分类号	A61B1/00 G01B7/00		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/045 A61B5/06 A61B1/00158 A61B5/073 A61B5/7232 A61B5/7257 A61B5/062		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	吕媛		
优先权	2007134643 2007-05-21 JP		
其他公开文献	CN101677750A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

即使在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的标记装置和具备与该交变磁场的频率相同或在该交变磁场的频率附近具有谐振频率的谐振电路的其它标记共存的情况下也能够正确检测一个标记装置的位置或方向。提供一种位置检测系统(1)，具备：第一标记装置(4)，其产生具有相距规定的频率的一组第一位置算出用频率的第一交变磁场；第二标记装置(3)，其装载有磁感应线圈(5)，该磁感应线圈(5)以在一组第一位置算出用频率之间大致中心的频率为谐振频率；磁场检测部(13)，其被配置在该第二标记装置(3)的动作范围的外部，以第一位置算出用频率检测磁场；提取部(30)，其从所检测出的磁场中提取具有一组第一位置算出用频率的一组第一检测磁场成分的强度的相加值；以及位置方向分析部(22)，其根据所提取出的相加值算出第一标记装置(4)的位置或方向。

