



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101553159 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 02

(21) 申请号 200780043639. 6

(22) 申请日 2007. 11. 27

(30) 优先权数据  
319095/2006 2006. 11. 27 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日  
2009. 05. 25

(86) PCT申请的申请数据  
PCT/JP2007/072849 2007. 11. 27

(87) PCT申请的公布数据  
W02008/066036 JA 2008. 06. 05

(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

(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)

A61B 5/07(2006. 01)

G01B 7/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6511417 B1, 2003. 01. 28, 全文.

JP 特开 2005-121573 A, 2005. 05. 12, 全文.

JP 特开 2006-177684 A, 2006. 07. 06, 全文.

审查员 彭韵

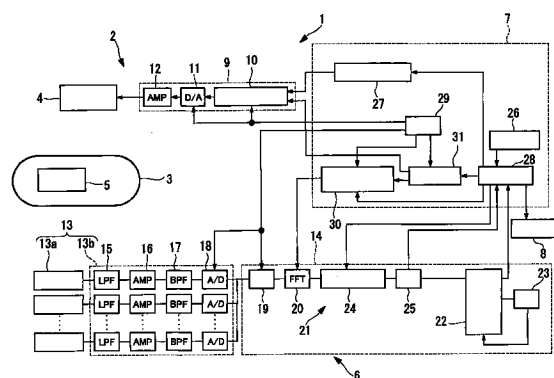
权利要求书 3 页 说明书 19 页 附图 24 页

(54) 发明名称

位置检测系统、医疗装置引导系统以及位置检测方法

(57) 摘要

提供一种位置检测系统(1),具备:第一标记装置(4),其利用来自外部的电力供给来产生具有第一位置算出用频率的第一交变磁场;第二标记装置(3),其装载有具有与位置算出用频率相同的谐振频率的磁感应线圈(5);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,在第一位置算出用频率下检测磁场;提取部(24),其从所检测出的磁场中提取具有第一位置算出用频率并且具有与第一交变磁场相同的相位的第一检测磁场成分;以及位置方向分析部(22),其根据所提取出的第一检测磁场成分的强度算出第一标记装置(4)的位置和方向中的至少一个。



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具有第一位置算出用频率的第一交变磁场;

第二标记装置,其装载有磁感应线圈,该磁感应线圈具有与上述第一位置算出用频率相同的谐振频率;

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

提取部,其从由该磁场检测部检测出的磁场中提取第一检测磁场成分,该第一检测磁场成分具有上述第一位置算出用频率并且具有与上述第一交变磁场相同的相位;以及

位置方向分析部,其根据由该提取部提取出的上述第一检测磁场成分的强度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,

上述提取部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第一位置算出用频率并且具有相对于上述第一交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  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。

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,产生第二交变磁场,所述第二交变磁场具有上述第一位置算出用频率并且具有与上述第一交变磁场相同的相位,

其中,上述位置方向分析部根据产生上述第一交变磁场时提取出的上述第一检测磁场成分的强度与产生上述第一交变磁场之前提取出的上述第一检测磁场成分的强度之间的差分,算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

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,产生至少具有一组第二位置算出用频率的第二交变磁场,上述每一组第二位置算出用频率在上述第一位置算出用频率附近,在上述第一位置算出用频率的两边并相对于该第一位置算出用频率偏离规定的频率,

其中,上述磁场检测部还在上述第二交变磁场具有第二位置算出用频率的情况下检测磁场,

上述提取部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的差分,

上述位置方向分析部还根据所提取出的上述差分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 4 所述的位置检测系统,其特征在于,

上述第二检测磁场成分的强度是绝对值强度。

6. 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。

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在内窥镜的前端部。

8. 一种医疗装置引导系统,

具备权利要求 2 至 7 中的任一项所述的位置检测系统,

其中,上述第二标记装置还具备磁场作用部,

该医疗装置引导系统具备:

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。

9. 一种位置检测方法,具有如下步骤:

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接受上述第一交变磁场而产生感应磁场;

磁场检测步骤,在上述第一位置算出用频率下检测磁场;

提取步骤,从所检测出的磁场中提取第一检测磁场成分,该第一检测磁场成分具有上述第一位置算出用频率并且在上述第一位置算出用频率下具有与第一交变磁场相同的相位;以及

位置方向分析步骤,根据所提取出的上述第一检测磁场成分的强度算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

10. 根据权利要求 9 所述的位置检测方法,其特征在于,

上述提取步骤具有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第一位置算出用频率并且具有相对于上述第一交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  的相位,

上述位置方向分析步骤还具有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的步骤。

11. 根据权利要求 9 所述的位置检测方法,其特征在于,

上述磁场产生步骤具有产生第二交变磁场的步骤,该第二交变磁场具有上述第一位置算出用频率并且具有与上述第一交变磁场相同的相位,

上述感应磁场产生步骤具有由上述第二标记装置接受上述第二交变磁场而产生感应磁场的步骤,

上述位置方向分析步骤是如下步骤:根据产生上述第一交变磁场时提取出的上述第一检测磁场成分的强度与产生上述第一交变磁场之前提取出的上述第一检测磁场成分的强度之间的差分,算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

12. 根据权利要求 9 所述的位置检测方法,其特征在于,

上述磁场产生步骤具有产生至少具有一组第二位置算出用频率的第二交变磁场的步骤;上述每一组第二位置算出用频率在上述第一位置算出用频率附近,在上述第一位置算出用频率的两边并相对于该第一位置算出用频率偏离规定的频率,

上述感应磁场产生步骤具有由上述第二标记装置接受上述第二交变磁场而产生感应

磁场的步骤，

上述磁场检测步骤具有在上述第二交变磁场具有上述第二位置算出用频率的情况下检测磁场的步骤，

上述提取步骤具有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的差分的步骤，

上述位置方向分析步骤还具有根据所提取出的上述差分来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。

## 位置检测系统、医疗装置引导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、医疗装置引导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插入体腔内,在体外检测该标记所产生的交变磁场,由此检测标记在体腔内的位置(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进行作用,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] 发明要解决的问题

[0007] 然而,在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的的第一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共存的情况下,通过第一标记装置所产生的交变磁场,从其它标记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第一标记装置的位置或方向。

[0008] 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第一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第一标记装置的位置或方向的位置检测系统、医疗装置引导系统以及位置检测方法。

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 为了达到上述目的,本发明提供如下的办法。

[0011] 本发明的第一方式是一种位置检测系统,该位置检测系统具备:第一标记装置,其利用来自外部的电力供给来产生具有第一位置算出用频率的第一交变磁场;第二标记装置,其装载有磁感应线圈,该磁感应线圈具有与上述位置算出用频率相同的谐振频率;磁场检测部,其被配置在该第二标记装置的动作范围的外部,在上述第一位置算出用频率下检测磁场;提取部,其从由该磁场检测部检测出的磁场中提取第一检测磁场成分,该第一检测磁场成分具有上述第一位置算出用频率并且具有与上述第一交变磁场相同的相位;以及位置方向分析部,其根据由该提取部提取出的上述第一检测磁场成分的强度算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0012] 根据本发明的第一方式,第一标记装置利用来自外部的电力供给来产生具有第一位置算出用频率的第一交变磁场。第二标记装置所装载的磁感应线圈接受从第一标记装置产生的第一交变磁场。包含磁感应线圈的电路的谐振频率与第一位置算出用频率相同,因此磁感应线圈接受第一交变磁场而产生感应磁场。并且,磁场检测部在第一位置算出用频率下检测混合了第一交变磁场与感应磁场的磁场。

[0013] 提取部从由磁场检测部检测出的磁场中提取第一检测磁场成分,该第一检测磁场成分具有第一位置算出用频率并且具有与第一交变磁场相同的相位。位置方向分析部根据由提取部提取出的第一检测磁场成分的强度算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0014] 在此,接受第一交变磁场而从磁感应线圈产生的感应磁场具有第一位置算出用频率并且具有相对于第一交变磁场偏移了  $\pi/2$  的相位。另一方面,第一检测磁场成分是具有与第一交变磁场相同的频率和相同的相位的磁场成分。

[0015] 因此,第一检测磁场成分不包含所检测出的磁场中与感应磁场有关的信息,而仅包含与第一交变磁场有关的信息。因而,提取部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信息。由此,位置方向分析部能够仅使用与从第一标记装置产生的第一交变磁场有关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。

[0016] 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。

[0017] 在上述第一方式中,也可以设为上述提取部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第一位置算出用频率并且具有相对于上述第一交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  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。

[0018] 这样,提取部从由磁场检测部检测出的磁场中提取第一检测磁场成分和第二检测磁场成分。位置方向分析部根据由提取部提取出的第一检测磁场成分的强度算出第一标记装置的位置和方向中的至少一个,并且根据由提取部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。

[0019] 在此,接受第一交变磁场而从磁感应线圈产生的感应磁场相对于第一交变磁场具有相同的频率并且具有偏移了  $\pi/2$  的相位。另外,第二检测磁场成分也是相对于第一交变磁场具有相同的频率并且具有偏移了  $\pi/2$  的相位的磁场成分。因此,第二检测磁场成分不包含第一交变磁场的信息而仅包含感应磁场的信息。因而,提取部能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取感应磁场的信息。

[0020] 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。

[0021] 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,也能够同时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。

[0022] 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,产生第二交变磁场,所述第二交变磁场具有上述第一

位置算出用频率并且具有与上述第一交变磁场相同的相位,其中,上述位置方向分析部根据产生上述第一交变磁场时提取出的上述第一检测磁场成分的强度与产生上述第一交变磁场之前提取出的上述第一检测磁场成分的强度之间的差分,算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0023] 这样,被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。第一交变磁场与第二交变磁场的频率以及相位都相同,因此磁感应线圈接受第一交变磁场和第二交变磁场而产生感应磁场。磁场检测部在第一位置算出用频率下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。

[0024] 产生第一交变磁场时的第一检测磁场成分包含第一交变磁场和第二交变磁场的信息。另一方面,产生第一交变磁场之前提取出的第一检测磁场成分仅包含第二交变磁场的信息。因而,通过位置方向分析部的动作来对它们的差分进行运算,能够得到仅是第一交变磁场的强度信息。

[0025] 由于与上述原因同样的原因,第二检测磁场成分不包含第一交变磁场和第二交变磁场的信息而仅包含感应磁场的信息。因而,提取部能够从由磁场检测部检测出的磁场中仅提取感应磁场的信息。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,仅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。

[0026] 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,也能够同时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。

[0027] 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,产生具有至少一组第二位置算出用频率的第二交变磁场,所述一组第二位置算出用频率在上述第一位置算出用频率附近,在上述第一位置算出用频率的两边并相对于该第一位置算出用频率离开规定的频率,其中,上述磁场检测部还在上述第二位置算出用频率下检测磁场,上述提取部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至少一组第二检测磁场成分的强度的差分,上述位置方向分析部还根据所提取出的上述差分算出上述第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0028] 被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。磁感应线圈接受第一交变磁场而产生具有第一位置算出用频率的感应磁场,接受第二交变磁场而产生具有第二位置算出用频率的感应磁场。磁场检测部在第一位置算出用频率下检测混合了第一交变磁场与由于第一交变磁场而产生的感应磁场的磁场,在第二位置算出用频率下检测混合了第二交变磁场与由于第二交变磁场而产生的感应磁场的磁场。

[0029] 提取部从由磁场检测部检测出的磁场中提取第一检测磁场成分的强度以及至少一组第二检测磁场成分的强度的差分。位置方向分析部根据由提取部提取出的第一检测磁场成分的强度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至少一组第二检测磁场成分的强度的差分算出第二标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0030] 在此,接受第二交变磁场而从磁感应线圈产生的感应磁场具有一组第二位置算出

用频率,并且在各频率下对第二交变磁场的强度大小互不相同。另一方面,第二检测磁场成分是具有第二位置算出用频率的磁场成分,因此具有与第二交变磁场相同的频率。

[0031] 因此,第二检测磁场成分不包含第一交变磁场的信息而仅包含第二交变磁场和由于第二交变磁场而产生的感应磁场(以后,设为第二交变磁场所涉及的感应磁场)的信息。因而,提取部通过对一组第二检测磁场成分的强度的差分进行运算,能够从由磁场检测部检测出的磁场中减去第二交变磁场的强度信息而较多地提取第二交变磁场所涉及的感应磁场的强度信息。

[0032] 由此,位置方向分析部能够使用与第二交变磁场有关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,也能够同时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,也可以设为上述第二检测磁场成分的强度是绝对值强度。

[0034] 第二检测磁场成分的绝对值强度仅包含第二交变磁场和与第二交变磁场有关的感应磁场的信息。因而,提取部通过对一组第二检测磁场成分的强度的差分进行运算,能够从由磁场检测部检测出的磁场中减去第二交变磁场的强度信息而较多地提取与第二交变磁场有关的感应磁场的强度信息。

[0035] 另外,在上述第一方式中,也可以设为上述第二标记装置被设置在胶囊医疗装置中。

[0036] 另外,在上述第一方式中,也可以设为上述第一标记装置被设置在内窥镜的前端部。

[0037] 另外,本发明的第二方式是一种医疗装置引导系统,该医疗装置引导系统具备上述任一个位置检测系统,其中,上述第二标记装置还具备磁场作用部,该医疗装置引导系统具备: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。

[0038] 根据本发明的第二方式,推进用磁场产生部产生对第二标记装置的磁场作用部进行作用的推进用磁场。推进用磁场控制部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推进用磁场产生部,控制推进用磁场的强度和方向。其结果,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。

[0039] 另外,本发明的第三方式是位置检测方法,具有如下步骤: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接受上述第一交变磁场而产生感应磁场;磁场检测步骤,在上述第一位置算出用频率下检测磁场;提取步骤,从所检测出的磁场中提取第一检测磁场成分,该第一检测磁场成分具有上述第一位置算出用频率并且在上述第一位置算出用频率下具有与第一交变磁场相同的相位;以及位置方向分析步骤,根据所提取出的上述第一检测磁场成分的强度算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0040] 在上述第三方式中,也可以设为上述提取步骤具有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第一位置算出用频率并且具有相对于

上述第一交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  的相位,上述位置方向分析步骤还具有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的步骤。

[0041] 另外,在上述第三方式中,也可以设为上述磁场产生步骤具有产生第二交变磁场的步骤,该第二交变磁场具有上述第一位置算出用频率并且具有与上述第一交变磁场相同的相位,上述感应磁场产生步骤具有由上述第二标记装置接受上述第二交变磁场而产生感应磁场的步骤,上述位置方向分析步骤是如下步骤:根据产生上述第一交变磁场时提取出的上述第一检测磁场成分的强度与产生上述第一交变磁场之前提取出的上述第一检测磁场成分的强度之间的差分,算出上述第一标记装置的位置和方向中的至少一个。

[0042] 另外,在上述第三方式中,也可以设为上述磁场产生步骤具有产生具有至少一组第二位置算出用频率的第二交变磁场,所述一组第二位置算出用频率在上述第一位置算出用频率附近,在上述第一位置算出用频率的两边并相对于该第一位置算出用频率离开规定的频率,上述感应磁场产生步骤具有由上述第二标记装置接受上述第二交变磁场而产生感应磁场的步骤,上述磁场检测步骤具有在上述第二位置算出用频率下检测磁场的步骤,上述提取步骤具有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至少一组第二检测磁场成分的强度的差分,上述位置方向分析步骤还具有根据所提取出的上述差分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。

#### [0043] 发明的效果

[0044] 根据本发明,起到如下效果:即使在利用来自外部的电力供给来产生交变磁场的的第一标记装置与具备谐振电路的其它标记共存的情况下,也能够正确检测第一标记装置的位置或方向,上述谐振电路具有与该交变磁场的频率相同或在其附近的谐振频率。

#### 附图说明

[0045] 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。

[0046] 图 2 是表示图 1 的位置检测系统的详细结构的框图。

[0047] 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。

[0048] 图 4 是说明图 3 的位置检测方法中的校准动作的前半部分的流程图。

[0049] 图 5 是说明图 3 的位置检测方法中的校准动作的后半部分的流程图。

[0050] 图 6 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。

[0051] 图 7 是接着图 6 说明实际测量动作的流程图。

[0052] 图 8 是接着图 7 说明实际测量动作的流程图。

[0053] 图 9 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。

[0054] 图 10 是表示使用于图 9 的医疗装置引导系统的胶囊医疗装置的一例的纵截面图。

[0055] 图 11 是表示图 9 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。

[0056] 图 12 是表示图 11 的位置检测系统的详细结构的框图。

[0057] 图 13 是说明使用了图 11 的位置检测系统的位置检测方法中的校准动作的前半部

分的流程图。

[0058] 图 14 是接着图 13 说明校准动作的后半部分的流程图。

[0059] 图 15 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。

[0060] 图 16 是接着图 15 说明实际测量动作的流程图。

[0061] 图 17 是接着图 16 说明实际测量动作的流程图。

[0062] 图 18 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。

[0063] 图 19 是表示图 18 的位置检测系统的详细结构的框图。

[0064] 图 20 是说明使用了图 18 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。

[0065] 图 21 是说明图 20 的位置检测方法中的校准动作的流程图。

[0066] 图 22 是说明使用了图 18 的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。

[0067] 图 23 是接着图 22 说明实际测量动作的流程图。

[0068] 图 24 是接着图 23 说明实际测量动作的流程图。

[0069] 附图标记说明

[0070]  $f_0$ : 第一位置算出用频率;  $f_1$ 、 $f_2$ : 第二位置算出用频率; 1、40、50: 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); 4、52: 标记线圈 (第一标记装置); 5: 磁感应线圈; 6: 磁场检测部; 21: 频率选择部 (提取部); 22: 位置方向分析部; 41: 磁场产生装置 (磁场产生部); 51: 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; 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: 永磁铁 (磁场作用部)。

## 具体实施方式

[0071] [第一实施方式]

[0072] 下面参照图 1 ~ 图 3 说明本发明的第一实施方式所涉及的位置检测系统 1。

[0073] 本实施方式所涉及的位置检测系统 1 被设置在包含具有被插入到体腔内的插入部 2a 的内窥镜装置 2 和被投入到体腔内的胶囊医疗装置 3 的医疗装置引导系统内, 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。

[0074] 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 接受来自控制部 7 的指示信号, 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。

[0075] 通过由标记驱动电路 9 进行驱动, 上述标记线圈 4 产生具有第一位置算出用频率  $f_0$  的第一交变磁场。

[0076] 在胶囊医疗装置 3 中设置有包含上述磁感应线圈 5、以第一位置算出用频率  $f_0$  为谐振频率的谐振电路。磁感应线圈 5 接受来自外部的交变磁场而产生感应磁场。

[0077] 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 的位置以及方向。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 上述提取部 21 具备 : 频率选择部 24, 其从控制部 7 接受作为标记驱动电路 9 所产生的信号的频率成分的第一位置算出用频率  $f_0$ , 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  $f_0$  的磁场信息 ; 以及第三存储器 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  $f_0$  下的磁场信息。

[0083] 在此, 第一位置算出用频率  $f_0$  下的磁场信息是指第一位置算出用频率  $f_0$  下的磁场的绝对值、实数部 (第一检测磁场成分) 以及虚数部 (第二检测磁场成分)。实数部是具有第一位置算出用频率  $f_0$  并且具有与上述第一交变磁场相同的相位的磁场成分, 虚数部是具有第一位置算出用频率  $f_0$  并且具有相对于第一交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  的相位的磁场成分。

[0084] 上述位置方向分析部 22 根据第三存储器 25 所存储的磁场信息中在所有检测线圈 13a 中检测出的磁场的虚数部来算出胶囊医疗装置 3 的位置和方向, 根据在所有检测线圈 13a 中检测出的磁场的实数部以及校准值来算出内窥镜装置 2 前端的位置和方向。

[0085] 上述控制部 7 具备 : 输入装置 26, 其进行各种输入 ; 波形数据生成器 27, 其根据由该输入装置 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, 其向波形数据生成器 27 传送所输入的谐振频率。另外, 控制部 7 中具备有 : 时钟 29, 其产生规定的时钟信号 ; 读出定时生成器 30, 其根据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 ; 以及触发产生器 31, 其根据时钟信号产生触发信号。

[0086] 控制电路 28 使触发产生器 31 产生对读出定时生成器 30 和标记驱动电路 9 的触发信号。另外, 上述波形数据生成器 27 将所生成的磁场波形传送到标记驱动电路 9 的波形数据存储部 10。

[0087] 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。

[0088] 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。

[0089] 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。接着,对各检测线圈 13a 进行校准,进行校准值的获取和读出定时的设定。之后,根据所获取的校准值和所设定的读出定时来进行算出标记线圈 4 以及磁感应线圈 5 的位置和方向的实际测量。

[0090] 如图 3 所示,从输入装置 26 输入磁感应线圈 5 的谐振频率(步骤 S1),控制电路 28 将所输入的谐振频率传送给波形数据生成器 27(步骤 S2),由此开始生成磁场波形。在波形数据生成器 27 中,根据发送过来的磁感应线圈 5 的谐振频率算出从标记线圈 4 产生的磁场波形(步骤 S3),将所算出的波形数据存储到标记驱动电路 9 的波形数据存储器 10 内(步骤 S4)。

[0091] 如图 4 和图 5 所示,在内窥镜装置 2 的插入部 2a 前端被插入体腔内而胶囊医疗装置 3 未被投入体腔内的状态下,通过从输入装置 26 输入校准指示来开始校准(步骤 S11)。控制电路 28 指示触发产生器 31 对标记驱动电路 9 和读出定时生成器 30 产生触发信号。由此,从触发产生器 31 发出触发信号(步骤 S12)。

[0092] 接收到触发信号的标记驱动电路 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,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 S13)。

[0093] 接收电路 13b 接收由各检测线圈 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,在进行低通滤波器 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,与时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S14)。

[0094] 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 S15)。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 S16)。

[0095] 基于频率分析处理的结果,频率选择部 24 仅提取在从标记线圈 4 产生的第一交变磁场的频率即第一位置算出用频率  $f_0$  下的磁场信息,存储到第三存储器 25(步骤 S17)。

[0096] 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(省略图示)(步骤 S18)。

[0097] 然后,控制电路 28 向读出定时生成器 30 发送使读出定时生成器 30 生成的读出定时推迟一个时钟的指示(步骤 S19)。

[0098] 之后,重复步骤 S12 ~ S19,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 30 中将在步骤 S18 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 S20)。

[0099] 这样,在读出定时生成器 30 中设定了频率分析处理结果的虚数部的值最接近零的读出定时的状态下,进行校准值的测量。

[0100] 具体地说,控制电路 28 指示触发产生器 31 对标记驱动电路 9 和读出定时生成器 30 产生触发信号(步骤 S21)。然后,标记驱动电路 9 根据存储在波形数据存储器 10 中的波形数据,与时钟信号同步地依次产生磁场产生驱动信号,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 S22)。

[0101] 接着,接收电路 13b 对所有由检测线圈 13a 接收到的来自标记线圈 4 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,与时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S23)。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 S24)。

[0102] 然后,关于所有由检测线圈 13a 检测出的磁场信号,FFT 处理电路 20 在上述读出定时从第一存储器 19 中读出磁场信号,进行频率分析处理(步骤 S25)。由频率选择部 24 从频率分析处理的结果所得到的磁场信息中提取第一位置算出用频率  $f_0$  下的磁场强度的实数部、虚数部以及绝对值的各个值(步骤 S26),将所提取出的值作为与各个检测线圈 13a 对应的校准值而存储到第三存储器 25(步骤 S27)。由此校准处理结束,之后进行实际测量。

[0103] 接着,如图 6~图 8 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 S31),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 S32)。

[0104] 控制电路 28 指示触发产生器 31 对标记驱动电路 9 和读出定时生成器 30 产生触发信号,从而触发产生器 31 产生触发信号(步骤 S33)。

[0105] 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,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 34)。

[0106] 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,与时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S35)。

[0107] 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 S36)。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 S37)。之后,判断是否对所有来自检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理(步骤 S38),在没有对所有来自检测线圈 13a 的数据进行处理的情况下重复步骤 S33~S37。

[0108] 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 7 所示,基于该处理结果,频率选择部 24 仅提取在从标记线圈 4 产生的第一交变磁场的频率下的磁场信息,存储到第三存储器 25(步骤 S39)。对所有来自检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理(步骤 S40)。

[0109] 位置方向分析部 22 从第三存储部 25 中读出存储在第三存储器 25 中的磁场信息内的频率分析处理结果的虚数部(步骤 S41),根据该虚数部,通过反复运算算出磁感应线圈 5 的位置和方向(步骤 S42)。频率分析处理的结果的虚数部中仅包含在磁感应线圈 5 中产生的感应磁场的磁场信号(第二检测磁场成分),因此通过提取并使用该虚数部能够高精度地算出磁感应线圈 5 的位置和方向,其中,上述在磁感应线圈 5 中产生的感应磁场的磁场信号具有与标记线圈 4 所产生的第一交变磁场相同的第一位置算出用频率  $f_0$ ,并且具有相对于第一交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  的相位。

[0110] 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 S43), 并且存储到第二存储器 23 (步骤 S44)。

[0111] 另外, 位置方向分析部 22 读出所有来自检测线圈 13a 的磁场信号的频率分析处理结果的实数部和被存储的校准值 (步骤 S45、S46), 如图 8 所示, 算出其差分值 (步骤 S47)。然后, 根据所算出的差分值, 通过反复运算算出标记线圈 4 的位置和方向 (步骤 S48)。

[0112] 频率分析处理结果的实数部中仅包含具有与标记线圈 4 所产生的第一交变磁场相同的第一位置算出用频率  $f_0$ 、并且具有与第一交变磁场相同的相位的磁场信号 (第一检测磁场成分), 因此通过提取并使用该实数部, 即使胶囊医疗装置 3 存在于检测线圈 13a 的检测范围内, 也能够不受胶囊医疗装置 3 的影响而高精度地算出标记线圈 4 的位置和方向。

[0113] 另外, 根据从频率分析处理结果的实数部中减去校准值而得到的差分来算出标记线圈 4 的位置和方向, 因此, 也消除了来自胶囊医疗装置 3 以外的磁场的影响, 能够更高精度地算出标记线圈 4 的位置和方向。

[0114] 所算出的标记线圈 4 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 S49), 并且存储到第二存储器 23 (步骤 S50)。

[0115] 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 S51), 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 1 的动作 (步骤 S52)。另一方面, 在没有输入结束指示的情况下, 返回到步骤 S33, 继续进行位置检测动作。

[0116] 在这种情况下, 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。由此, 能够缩短反复运算的收敛时间, 迅速算出位置和方向。

[0117] 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。

[0118] [第二实施方式]

[0119] 接着, 下面参照图 9 ~ 图 17 说明本发明的第二实施方式所涉及的位置检测系统 40。

[0120] 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。

[0121] 如图 9 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, 其从被检查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。

[0122] 如图 9 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。

[0123] 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,如图9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,相向的线圈间隔也可以偏离亥姆霍兹线圈的条件。

[0124] 如图9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(电磁铁)71X、71Y、71Z,并且各对亥姆霍兹线圈71X、71Y、71Z被配置成与图9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。

[0125] 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9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。

[0126] 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。

[0127] 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,并且对图像显示装置102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。

[0128] 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。

[0129] 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。

[0130] 如图10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1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;以及永磁铁(磁场作用部)150,其接受由磁性引导装置70产生的外部磁场,对胶囊医疗装置3进行驱动。

[0131] 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以胶囊型医疗装置3的纵长轴R为中心轴,透射红外线。

[0132] 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。

[0133] 当永磁铁150接受由磁性引导装置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。

[0134] 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, 其使被检查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。

[0135] 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。

[0136] 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。

[0137] 另外, 在配置在比基板 120A 更靠近前端部 112 侧的支撑部件 128 上, 以纵长轴 R 为中心在圆周方向上隔开间隔地配置多个 LED 123。

[0138] 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。

[0139] 永磁铁 150 被配置在信号处理部 124 的后端部 113 侧。永磁铁 150 被配置或磁化为在与纵长轴 R 正交方向上具有磁化方向 (磁极)。

[0140] 在永磁铁 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。

[0141] 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, 并且配置成红外线传感器 127 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。

[0142] 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, 形成谐振电路。

[0143] 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。

[0144] 如图 9 ~ 图 12 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上述第一位置算出用频率  $f_0$ 、并且具有与上述第一交变磁场相同的相位。在图 9 ~ 图 12 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, 附图标记 55 是选择磁场产生装置 41 的选择器, 附图标记 56 是选择检测线圈 13a 的检测线圈选择器。

[0145] 图 11 和图 12 简化示出了本实施方式所涉及的位置检测系统 40。

[0146] 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, 与第一实施方式同样地, 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。

[0147] 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。此外, 从标记线圈 4 以及磁场产生装置 41 产生的第一、第二交变磁场与作为磁感应线圈 5 的谐振频率的第一位置算出用频率  $f_0$  一致, 并且具有相同的相位。

[0148] 如图 13 和图 14 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 S41')。控制电路 28 指示触发信号产生器 31 对磁场产生装置驱动电路 42 和读出定时生成器 30 产生触发信号。由此从触发信号产生器 31 发出触发信号 (步骤 S42')。

[0149] 接受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, 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 S43')。

[0150] 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, 与时钟信号同步地进行 A/D 变换 (步骤 S44')。

[0151] 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 S45')。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 S46')。

[0152] 基于频率分析处理的结果, 频率选择部 24 仅提取在从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的频率即第一位置算出用频率  $f_0$  下的磁场信息, 存储到第三存储器 25 (步骤 S47')。

[0153] 控制电路 28 读出存储在第三存储器 25 中的磁场信息, 存储虚数部的值 (步骤 S48')。

[0154] 然后, 控制电路 28 向读出定时生成器 30 发送使由读出定时生成器 30 生成的读出定时延迟一个时钟的指示 (步骤 S49')。

[0155] 之后, 重复步骤 S42' ~ S49', 在读出定时生成器 30 中将在步骤 S48' 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 S50')。

[0156] 这样, 在读出定时生成器 30 中设定了频率分析处理结果的虚数部的值最接近零的读出定时的状态下, 进行校准值的测量。

[0157] 具体地说, 控制电路 28 指示触发产生器 31 产生对磁场产生装置驱动电路 42 和读出定时生成器 30 的触发信号 (步骤 S51'), 磁场产生装置驱动电路 42 根据存储在波形数据存储器 43 中的波形数据, 与时钟信号同步地依次产生磁场产生驱动信号, 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 S52')。

[0158] 接着, 接收电路 13b 对所有由检测线圈 13a 接收到的来自磁场产生装置 41 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, 与时钟信号同步地进行 A/D 变换 (步

骤 S53')。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 S54')。

[0159] 然后,关于所有由检测线圈 13a 检测出的磁场信号,在上述读出定时从第一存储器 19 中读出磁场信号,进行频率分析处理(步骤 S55')。从频率分析处理的结果即所得到的磁场信息中提取第一位置算出用频率  $f_0$  下的磁场强度的实数部、虚数部以及绝对值的各个值(步骤 S56'),将提取出的值作为与各个检测线圈 13a 对应的校准值进行存储(步骤 S57')。由此校准处理结束,之后进行实际测量。

[0160] 接着,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 S61),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 S62)。

[0161] 控制电路 28 指示触发产生器 31 产生对标记驱动电路 9、磁场产生装置驱动电路 42 以及读出定时生成器 30 的触发信号,从而触发产生器 31 产生触发信号(步骤 S63)。

[0162] 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,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 64)。

[0163] 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,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 S65)。

[0164] 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与来自磁场产生装置 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,与时钟信号同步地进行 A/D 变换(步骤 S66)。

[0165] 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 S67)。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 S68)。之后,判断是否对所有来自检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理(步骤 S69),在没有对所有来自检测线圈 13a 的数据进行处理的情况下重复步骤 S63 ~ S68。

[0166] 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 16 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频率下的磁场信息以及从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的频率下的磁场信息,并存储到第三存储器 25(步骤 S70)。对所有来自检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理(步骤 S71)。

[0167] 位置方向分析部 22 首先从第三存储器 25 中读出存储在第三存储器 25 中的磁场信息内的频率分析处理结果的虚数部(步骤 S72),根据该虚数部,通过反复运算算出磁感应线圈 5 的位置和朝向(步骤 S73)。频率分析处理结果的虚数部中仅包含在磁感应线圈 5 中产生的感应磁场的磁场信号(第二检测磁场成分),因此通过提取并使用该虚数部,能够高精度地算出磁感应线圈 5 的位置和方向,其中,上述在磁感应线圈 5 中产生的感应磁场的磁场信号具有与标记线圈 4 和磁场产生装置 41 所产生的第一、第二交变磁场相同的第一位置算出用频率  $f_0$ ,并且具有相对于第一、第二交变磁场的相位偏移了  $\pi/2$  的相位。

[0168] 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 S74),并且存储到第二存储器 23(步骤 S75)。

[0169] 另外,位置方向分析部 22 读出所有来自检测线圈 13a 的磁场信号的频率分析处理结果的实数部以及作为校准值而被存储的、仅从磁场产生装置 41 产生第二交变磁场时的

来自各检测线圈 13a 的磁场信号的频率分析处理结果的实数部 (步骤 S76、S77), 算出其差分 (步骤 S78)。然后, 根据所算出的差分, 通过反复运算算出标记线圈 4 的位置和方向 (步骤 S79)。

[0170] 频率分析处理结果的实数部中仅包含具有与第一、第二交变磁场相同的第一位置算出用频率  $f_0$ 、并且具有与第一交变磁场相同的相位的磁场信号 (第一检测磁场成分), 因此通过提取并使用该实数部, 即使胶囊医疗装置 3 存在于检测线圈 13a 的检测范围内, 也能够不受胶囊医疗装置 3 的磁感应线圈 5 的影响而高精度地算出标记线圈 4 的位置和方向。

[0171] 另外, 根据减去作为校准值的仅第二交变磁场作用时来自各检测线圈 13a 的磁场信号的频率分析处理结果的实数部而得到的差分来算出标记线圈 4 的位置和方向, 因此排除了来自磁场产生装置 41 的磁场, 能够更高精度地算出标记线圈 4 的位置和方向。

[0172] 所算出的标记线圈 4 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 S80), 并且存储到第二存储器 (步骤 S81)。

[0173] 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 S82), 在已输入的情况下, 使来自触发产生器 31 的触发信号的产生结束, 停止位置检测系统 1 的动作 (步骤 S83)。另一方面, 在没有输入结束指示的情况下, 返回到步骤 S63, 继续进行位置检测动作。

[0174] 在这种情况下, 利用上一次算出并被存储在第二存储器 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的初始值。由此, 能够缩短反复运算的收敛时间, 迅速算出位置和方向。

[0175] 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, 第二交变磁场也使标记线圈 4 产生感应磁场, 因此能够增大感应磁场的强度。

[0176] [第三实施方式]

[0177] 接着, 下面参照图 18 ~ 图 24 说明本发明的第三实施方式所涉及的位置检测系统 50。

[0178] 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。

[0179] 如图 18 所示, 本实施方式所涉及的位置检测系统 50 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 51 内的标记线圈 52; 具备对该第一胶囊医疗装置 51 发送信号的发送部 53; 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。

[0180] 如图 19 所示, 第一胶囊医疗装置 51 具备: 标记线圈 52, 其产生具有第一位置算出用频率  $f_0$  的第一交变磁场; 标记驱动电路 54, 其驱动该标记线圈 52; 时钟 55; PLL 电路 56; 接收部 57; 以及未图示的电源。标记驱动电路 54 根据从发送部 53 无线发送、并被接收部 57 接收到的指令信号, 使标记线圈 52 产生第一交变磁场。

[0181] 上述磁场产生装置 41 产生具有至少一组第二位置算出用频率  $f_1$ 、 $f_2$  的第二交变磁场, 该一组第二位置算出用频率  $f_1$ 、 $f_2$  在第二胶囊医疗装置 3' 内的磁感应线圈 5 的谐振频率 (第一位置算出用频率  $f_0$ ) 附近, 在该谐振频率  $f_0$  的两边并离开大致相等的频率。

[0182] 在利用本实施方式所涉及的位置检测系统 50 对第一胶囊医疗装置 51 内的标记线圈 52 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单元 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校准。

[0183] 将所生成的磁场波形数据分别传送到第一胶囊医疗装置 51 内的标记驱动电路 54 以及磁场产生装置驱动电路 42 的波形数据存储单元 10、43 中。

[0184] 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 S101)。控制电路 28 将所输入的谐振频率  $f_0$  设定为从第一胶囊医疗装置 51 内的标记线圈 52 产生的第一交变磁场的频率  $f_0$ 。另外, 控制电路 28 将在谐振频率  $f_0$  的两边并离开大致相等的频率的一组第二位置算出用频率  $f_1$ 、 $f_2$  设定为从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的频率 (步骤 S102)。

[0185] 控制电路 28 向波形数据生成器 27 传送所设定的频率  $f_0$ 、 $f_1$ 、 $f_2$  (步骤 S103)。

[0186] 在波形数据生成器 27 中, 根据发送过来的第二位置算出用频率  $f_1$ 、 $f_2$ , 通过下式算出从磁场产生装置 41 产生的第二交变磁场的磁场波形  $B_c$  (步骤 S104)。

$$[0187] \quad B_c = B_1 \times \sin(2\pi f_1 t) + B_2 \times \sin(2\pi f_2 t)$$

[0188] 另外, 在波形数据生成器 27 中, 根据发送过来的第一位置算出用频率  $f_0$ , 通过下式算出从标记线圈 52 产生的第一交变磁场的磁场波形  $B_m$  (步骤 S105)。

$$[0189] \quad B_m = B_3 \times \sin(2\pi f_0 t)$$

[0190] 在波形数据生成器 27 中生成的磁场波形  $B_c$  的数据被存储到磁场产生装置驱动电路 42 的波形数据存储单元 43。另外, 磁场波形  $B_m$  的数据从设置在控制部 7 中的发送部 53 发送到设置在第一胶囊医疗装置 51 中的接收部 57。由接收部 57 接收到的磁场波形数据被存储到波形数据存储单元 10 (步骤 S106)。

[0191] 在第一胶囊医疗装置 51 被投入到体腔内而第二胶囊医疗装置 3' 未被投入到体腔内的状态下, 通过从输入装置 26 输入校准的指示来开始校准 (步骤 S111)。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 以及读出定时生成器 30 产生触发信号。由此从触发产生器 31 发出触发信号 (步骤 S112)。

[0192] 接受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单元 43 内的磁场波形  $B_c$  的数据, 与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 S113)。

[0193] 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, 与时钟信号同步地进行 A/D 变换 (步骤 S114)。

[0194] 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 S115)。然后, 判断在第一存储器 19 内是否已存储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 S116)。

[0195] 基于频率分析处理的结果, 频率选择部 24 仅提取在从磁场产生装置 41 产生的第

二交变磁场的频率即第二位置算出用频率  $f_1$ 、 $f_2$  下的磁场信息并存储到第三存储器 25 (步骤 S117)。

[0196] 在此将所存储的各频率  $f_1$ 、 $f_2$  下的磁场信号的强度设为  $V_0^{f_1-1}$ 、 $V_0^{f_1-2}$ 、 $\dots$ 、 $V_0^{f_1-N}$ 、 $V_0^{f_2-1}$ 、 $V_0^{f_2-2}$ 、 $\dots$ 、 $V_0^{f_2-N}$ 。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。这种情况下的磁场信息是频率分析处理结果的绝对值信息。并且,将频率  $f_1$ 、 $f_2$  的磁场信息作为校准值存储到第三存储器 25 中。

[0197] 此外,在这种情况下,也可以对所有由检测线圈 13a 检测出的频率  $f_1$  的磁场信号、频率  $f_2$  的磁场信号进行校正。具体地说,求出所有由检测线圈 13a 检测出的频率  $f_1$  的信号成分之和  $\Sigma (V_0^{f_1-N})$  以及所有由检测线圈 13a 检测出的频率  $f_2$  的信号成分之和  $\Sigma (V_0^{f_2-N})$ 。然后,如下那样改写  $V_0^{f_2-1}$ 、 $V_0^{f_2-2}$ 、 $\dots$ 、 $V_0^{f_2-N}$  并覆盖到第一存储器 19。

[0198] 将  $V_0^{f_2-1}$  改写为  $V_0^{f_2-1} \times \Sigma (V_0^{f_1-N}) / \Sigma (V_0^{f_2-N})$

[0199] 将  $V_0^{f_2-2}$  改写为  $V_0^{f_2-2} \times \Sigma (V_0^{f_1-N}) / \Sigma (V_0^{f_2-N})$

[0200]  $\dots$

[0201] 将  $V_0^{f_2-N}$  改写为  $V_0^{f_2-N} \times \Sigma (V_0^{f_1-N}) / \Sigma (V_0^{f_2-N})$

[0202] 另外,将  $\Sigma (V_0^{f_1-N}) / \Sigma (V_0^{f_2-N})$  事先保存在第一存储器 19 中。这样,存储在第一存储器 19 中的  $V_0^{f_1-1}$  与置换后的  $V_0^{f_2-1}$  具有大致相等的值。换言之,能够使各检测线圈 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。

[0203] 此外,进行控制使得设置在第一胶囊医疗装置 51 中的时钟 (第一时钟) 55 与设置在控制部 7 中的时钟 (第二时钟) 29 同步。具体地说,从设置在控制部 7 中的发送部 53 向设置在第一胶囊医疗装置 51 中的接收部 57 发送第二时钟 29 的同步信号和来自触发产生器 31 的触发信号。然后,使用第二时钟 29 的同步信号、通过 PLL 电路 56 等对第一时钟 55 进行相位控制。在校准以及后述的实际测量中,恒定或间歇地执行这种控制。

[0204] 接着,在将第一、第二胶囊医疗装置 51、3' 配置到体腔内的状态下 (步骤 S120),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 S121)。

[0205] 控制电路 28 指示触发产生器 31 产生对标记驱动电路 54、磁场产生装置驱动电路 42 以及读出定时生成器 30 的触发信号,从而触发产生器 31 产生触发信号 (步骤 S122)。

[0206] 标记驱动电路 54 根据存储在波形数据存储器 10 内的波形数据,与时钟信号同步地依次生成磁场产生驱动信号,并输出到标记线圈 52。标记线圈 52 根据所输入的磁场产生驱动信号产生第一交变磁场 (步骤 S123)。

[0207] 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 S124)。

[0208] 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 52 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,与时钟信号同步地进行 A/D 变换 (步骤 S125)。

[0209] 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 S126)。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 S127)。之后,判断是否对所有来自检测线圈 13a 的数据进行了该频率分析处理 (步骤 S128),在没有对所有来自检测线圈 13a 的数据

进行处理的情况下,重复步骤 S122 ~ S127。

[0210] 如图 23 所示,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,基于其处理结果,频率选择部 24 提取由磁场产生装置驱动电路 42 驱动而产生的磁场的频率成分、即第二位置算出用频率  $f_1$ 、 $f_2$  的磁场强度的绝对值,与频率  $f_1$ 、 $f_2$  相对应地存储到第三存储器 25 中(步骤 S129)。对所有来自检测线圈 13a 的磁场信号进行该处理(步骤 S130)。

[0211] 位置方向分析部 22 根据下面的计算式算出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 S131)。

$$[0212] \quad V_{m2}^1 = (V^{f1-1} - V_0^{f1-1}) - (V^{f2-1} - V_0^{f2-1})$$

$$[0213] \quad V_{m2}^2 = (V^{f1-2} - V_0^{f1-2}) - (V^{f2-2} - V_0^{f2-2})$$

$$[0214] \quad V_{m2}^N = (V^{f1-N} - V_0^{f1-N}) - (V^{f2-N} - V_0^{f2-N})$$

[0215] 然后,位置方向分析部 22 根据所算出的  $V_{m2}^1$ 、 $V_{m2}^2$ 、 $\dots$ 、 $V_{m2}^N$ ,通过反复运算算出磁感应线圈 5 的位置和朝向(步骤 S132)。

[0216] 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 S133),并且存储到第二存储器 23(步骤 S134)。

[0217] 另外,频率选择部 24 基于频率分析处理的结果,提取由标记驱动电路 54 驱动而产生的磁场的频率成分、即第一位置算出用频率  $f_0$  的磁场强度的实数部的值,存储到第三存储器 25 中。

[0218] 位置方向分析部 22 根据存储在第三存储器 25 中的第一位置算出用频率  $f_0$  的磁场强度的实数部的值,算出标记线圈 52 的位置和方向(步骤 S135)。

[0219] 所算出的标记线圈 52 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 S136),并且被存储到第二存储器 23(步骤 S137)。

[0220] 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 S138),在已输入的情况下,使来自触发产生器 31 的触发信号的产生结束,停止位置检测系统 50 的动作(步骤 S139)。另一方面,在没有输入结束指示的情况下,返回到步骤 S122,继续进行位置检测动作。在这种情况下,利用上一次算出并被存储在第二存储器 23 中的磁感应线圈 5 以及标记线圈 52 的位置和方向的计算结果作为磁感应线圈 5 以及标记线圈 52 的位置和方向的反复运算的初始值。由此,能够缩短反复运算的收敛时间,迅速算出位置和方向。

[0221] 这样,根据本实施方式所涉及的位置检测系统 50 以及位置检测方法,能够根据来自标记线圈 52 的信号与来自磁感应线圈 5 的信号的相位信息完全分离上述两者的信号。因而,能够正确算出标记线圈 52 的位置和方向。另外,根据两个频率信号强度的差来求出磁感应线圈 5 的位置和方向,因此能够根据不产生由标记线圈 52 引起的感应磁场的信号进行计算。其结果,能够抑制标记线圈 52 的干涉而正确求出磁感应线圈 5 的位置和方向。

[0222] 此外,在本实施方式中,在存在多个标记线圈 52 的情况下,只要分时地依次驱动各标记线圈 52 并重复步骤 S122 ~ S137 即可。

[0223] 即,由标记线圈 52 产生的磁场是具有与磁感应线圈 5 的谐振频率相等的频率  $f_0$  的磁场。因此,磁感应线圈 5 接受来自标记线圈 52 的磁场而产生的感应磁场相对于由标记线圈 52 产生的磁场,相位偏移  $\pi/2$ 。

[0224] 因此,作为对由检测线圈 13a 获取到的信号进行频率分析处理的结果,偏移  $\pi/2$

来观测标记线圈 52 与磁感应线圈 5 所作出的磁场的信号。通过使接收电路 13b 的 A/D 变换器 18 的采样时钟与标记线圈驱动电路 54 的 D/A 变换器 11 的采样时钟同步,能够预先调节由标记线圈 52 产生的磁场的相位。在本实施方式中,在读出定时生成器 30 中进行调整使得由标记线圈 52 产生的磁场的信号全部表现为实数部。

[0225] 该调整方法只要调整读出定时生成器 30 产生的信号即可,使得仅驱动标记线圈 52、对由检测线圈 13a 获取到的磁场信号进行频率分析处理得到的结果的实数部最大而虚数部最小。此操作只要进行一次就不需要再次调整。通过将磁场产生装置 41 置换为标记线圈 52 来进行第三实施方式中示出的校准步骤,能够实施该步骤。

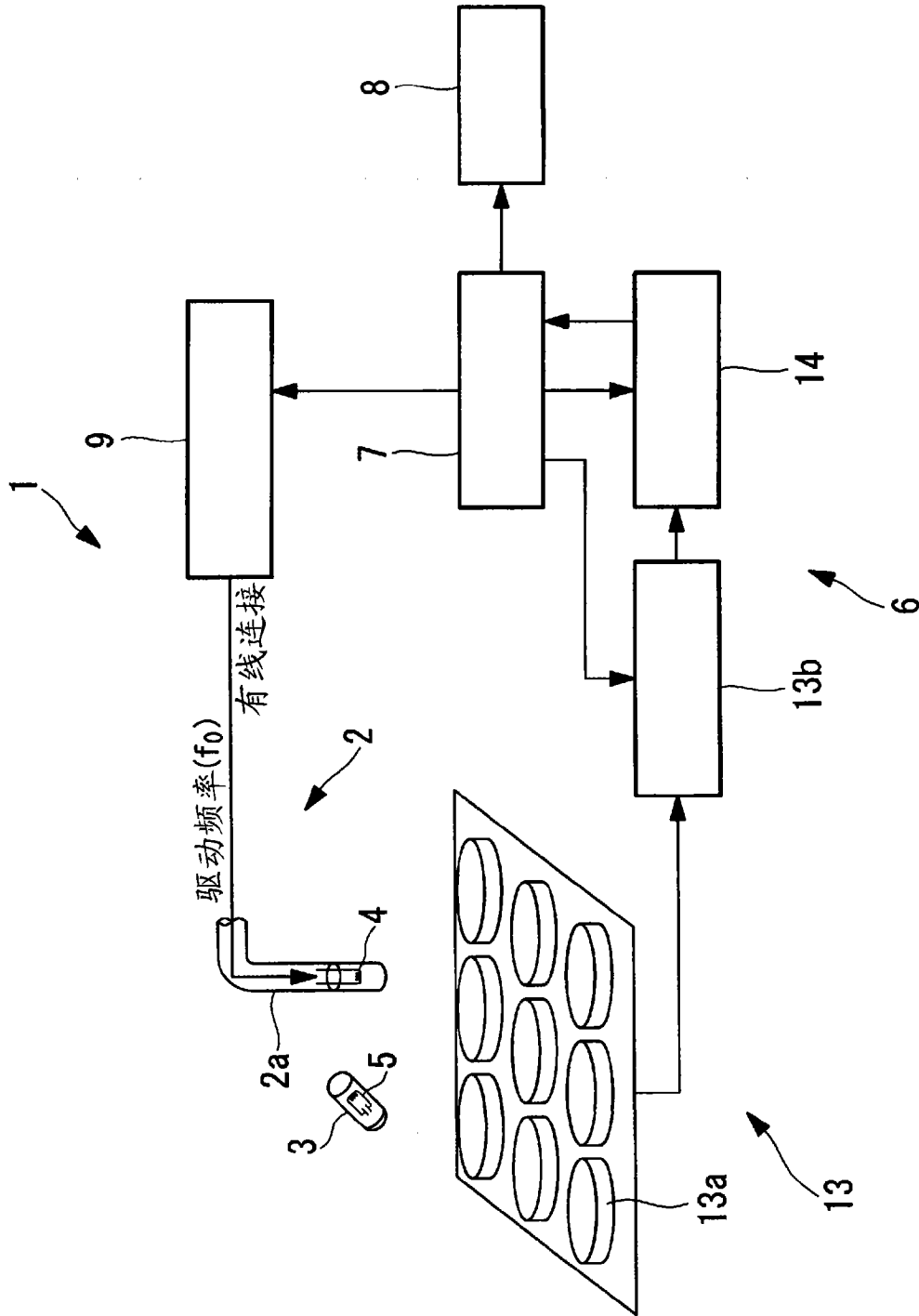


图 1

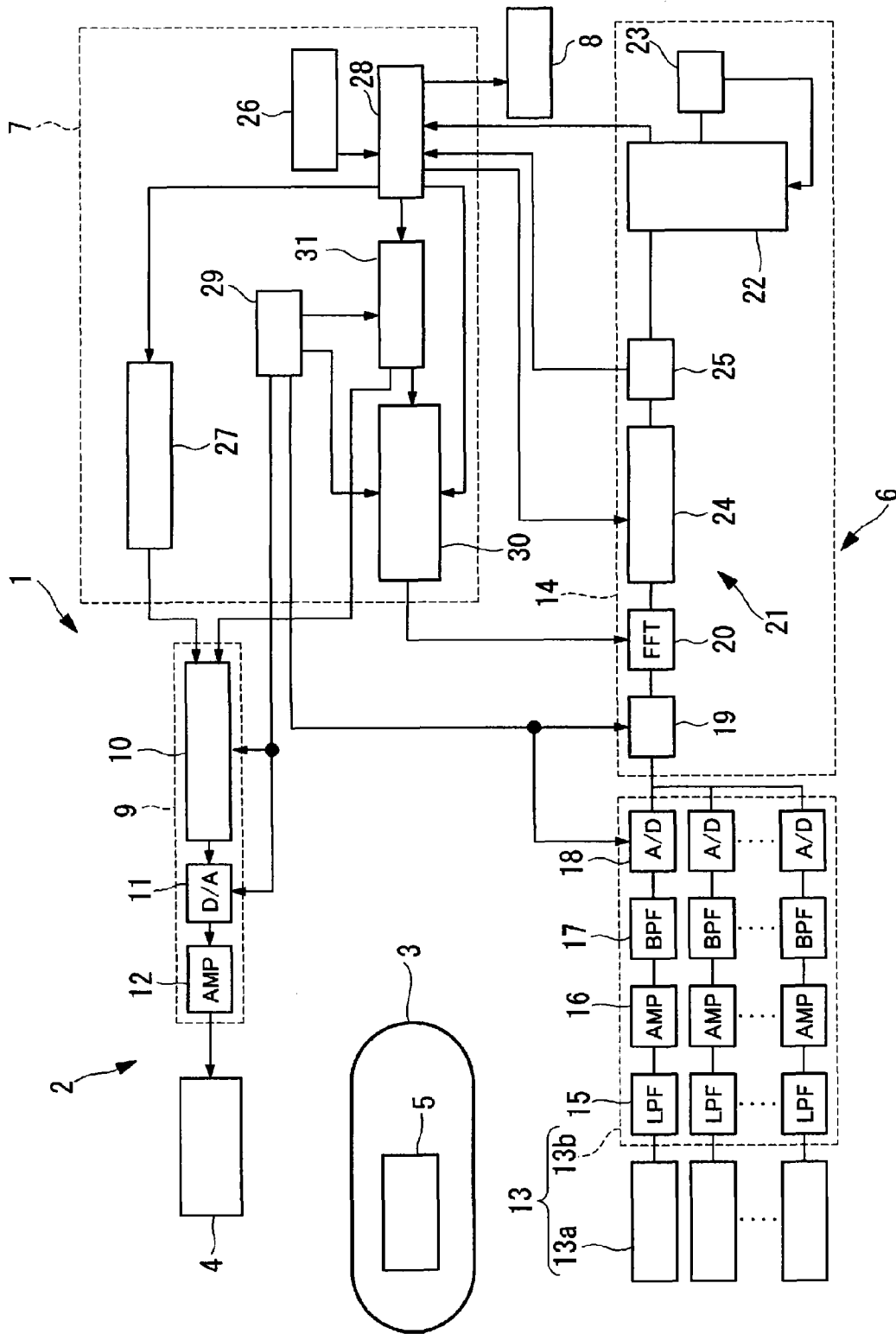


图 2

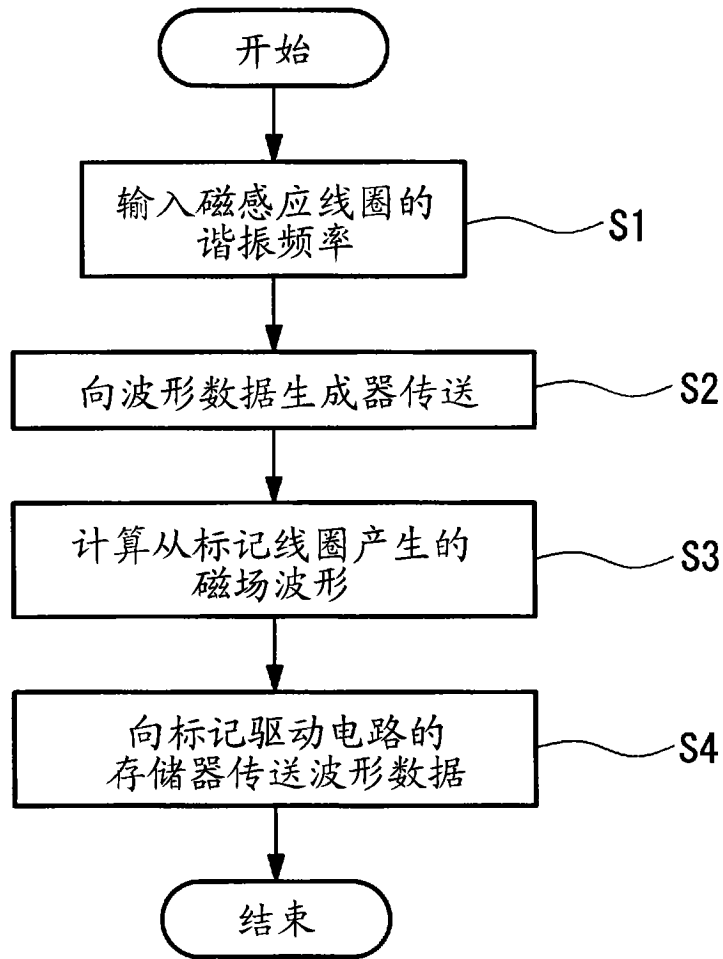


图 3

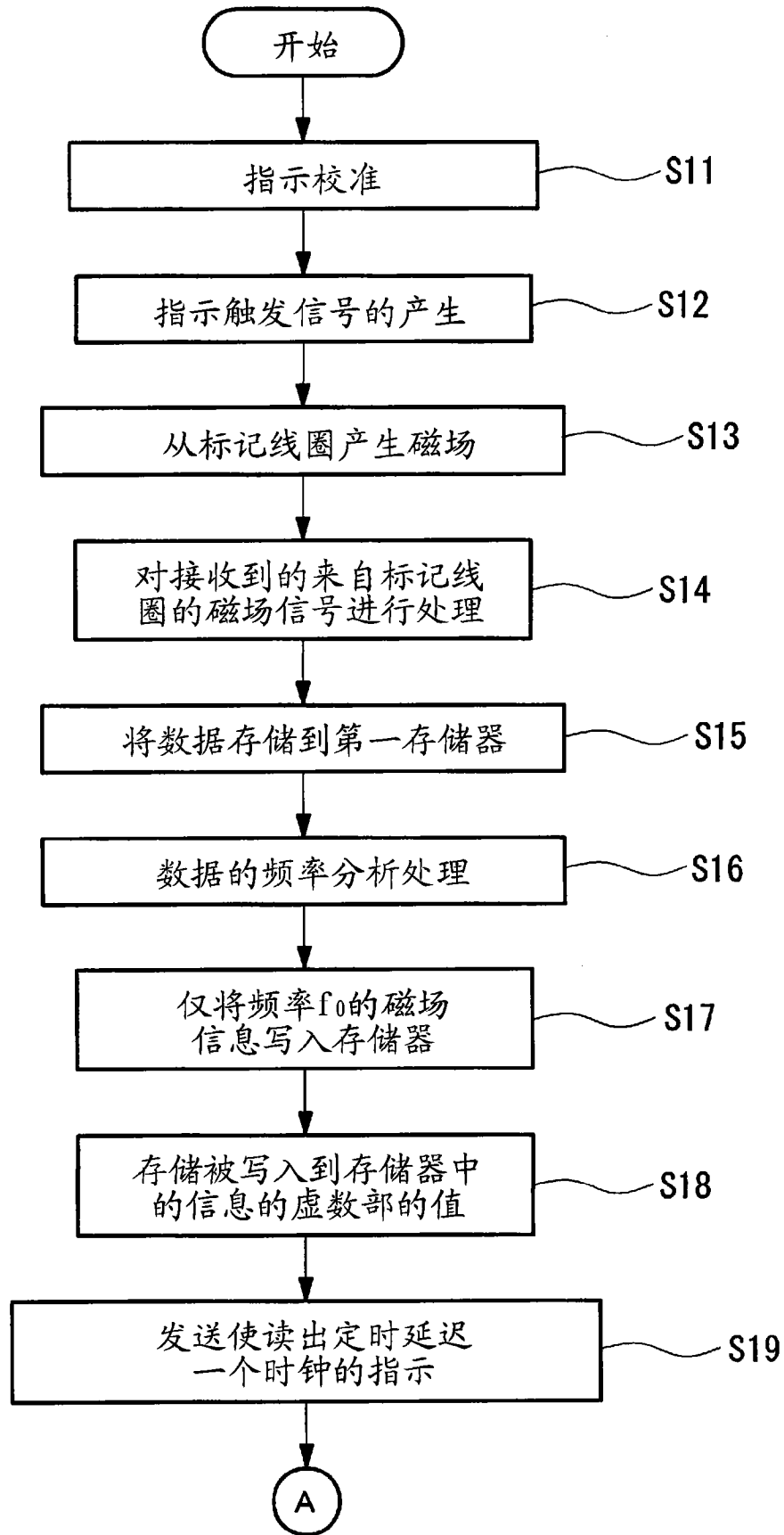


图 4

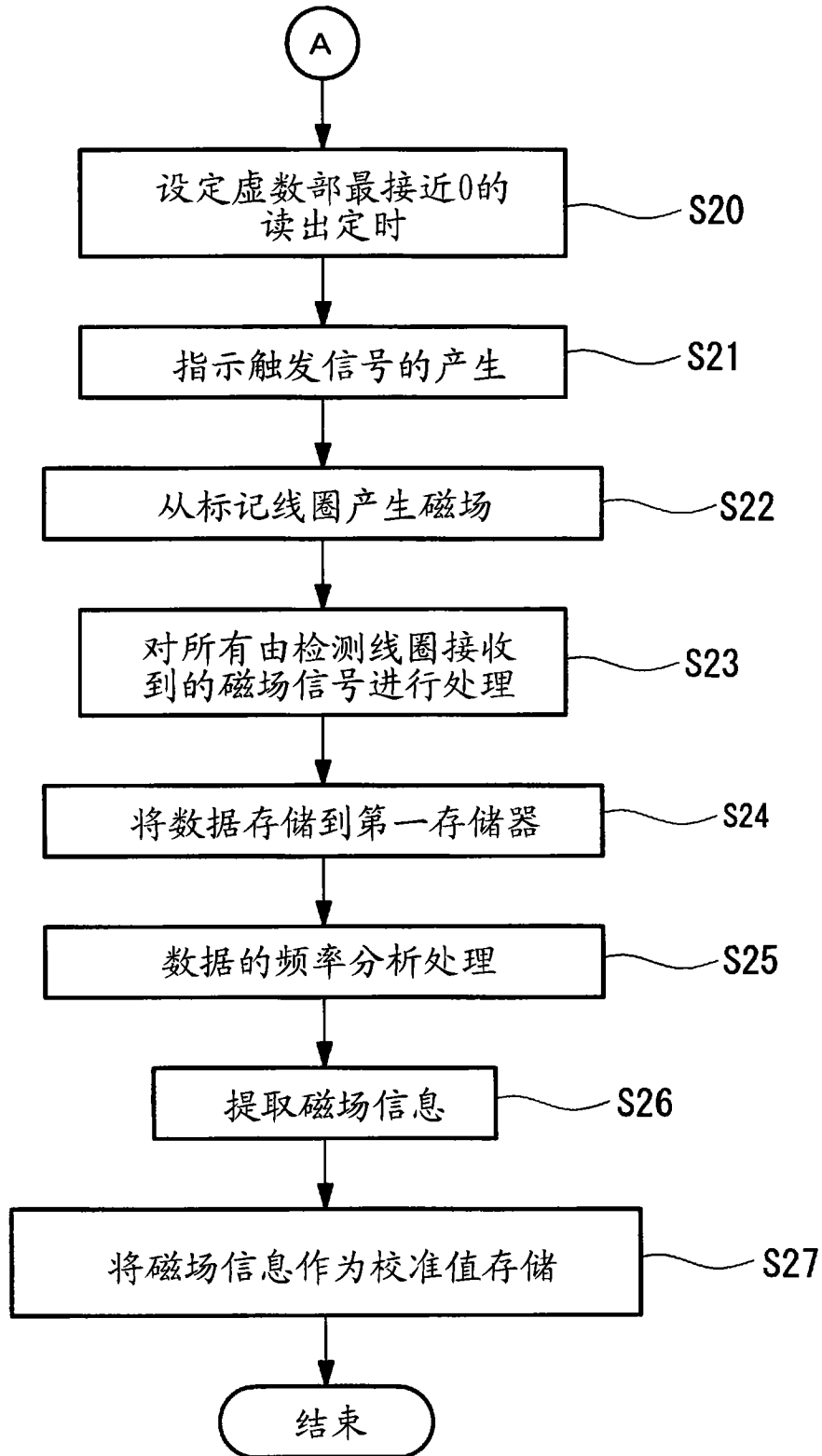


图 5

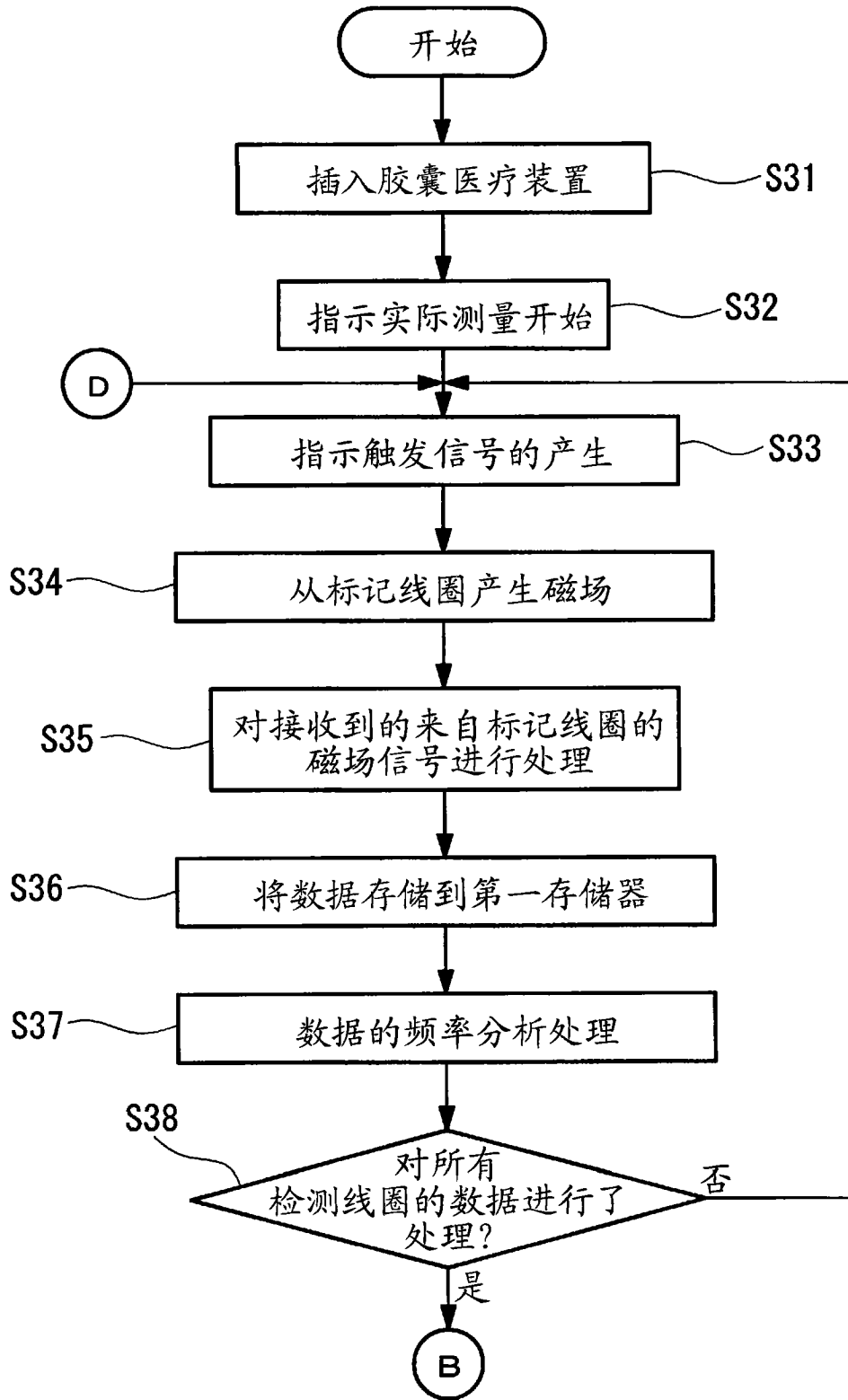


图 6

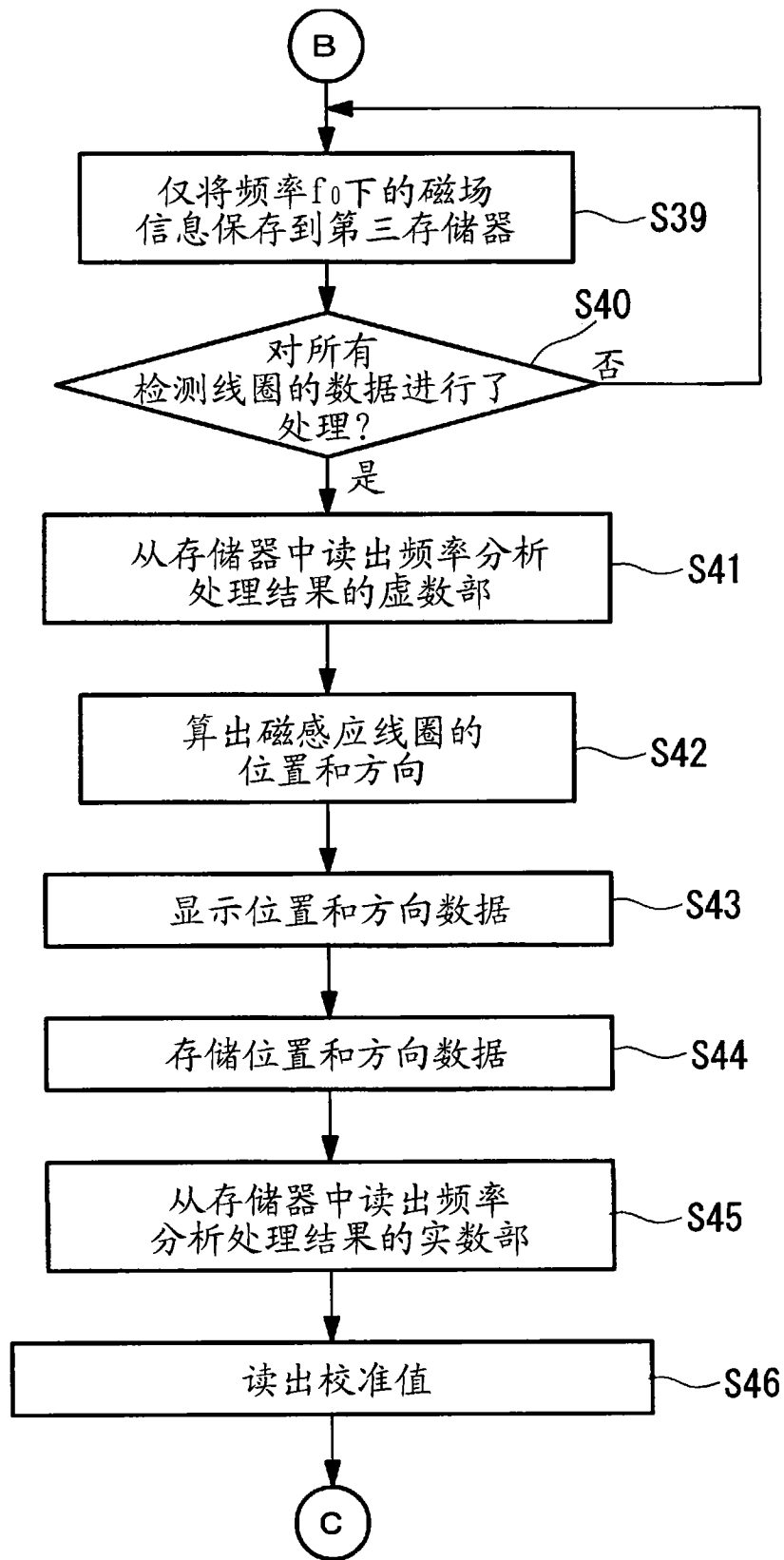


图 7

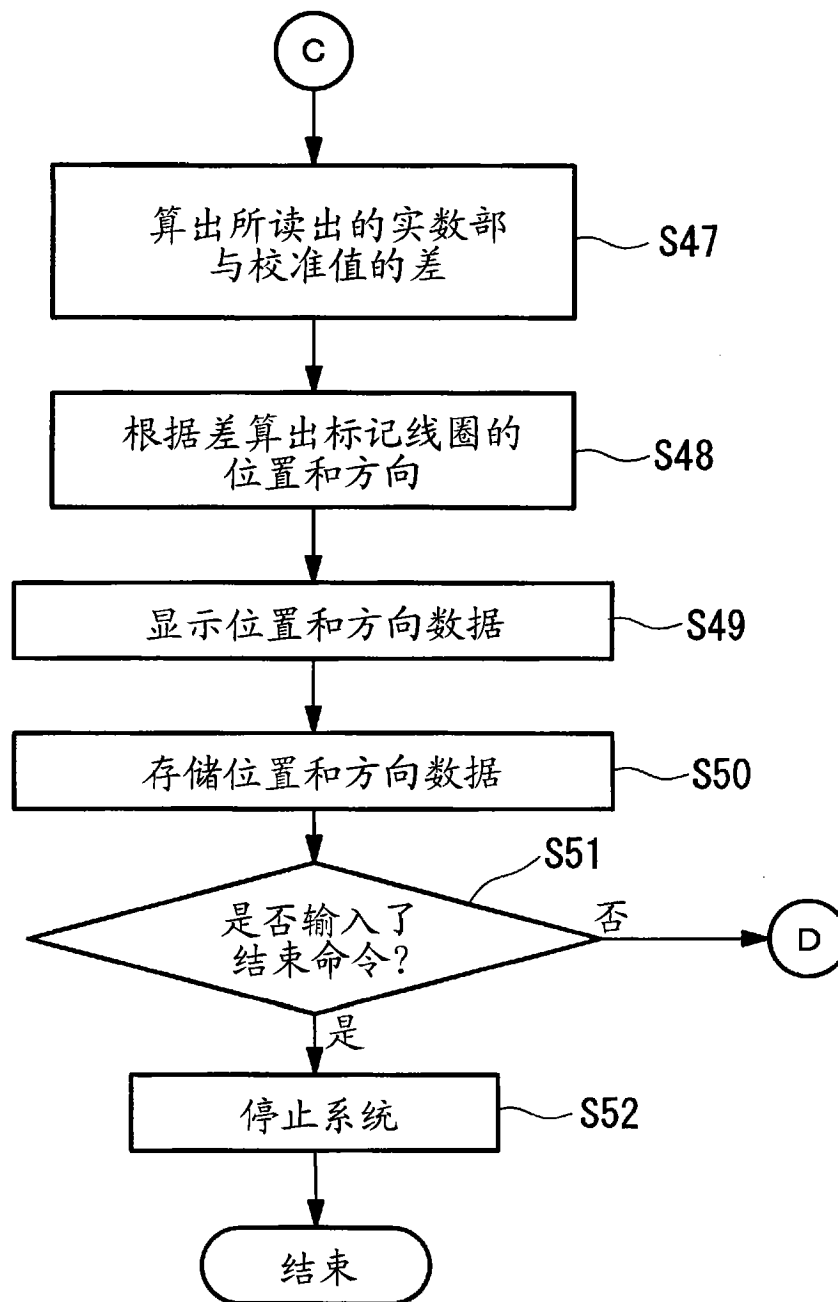


图 8

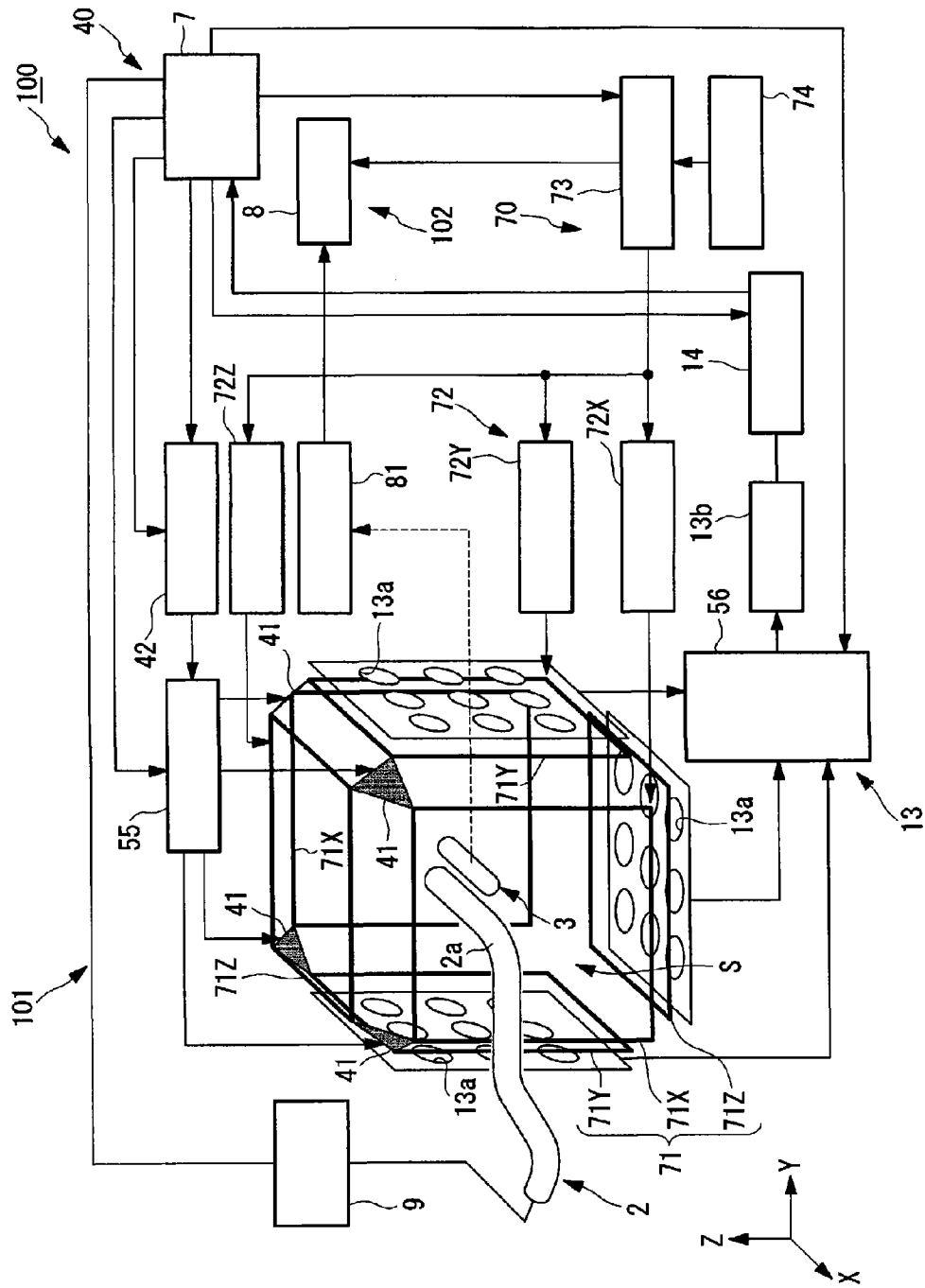


图 9

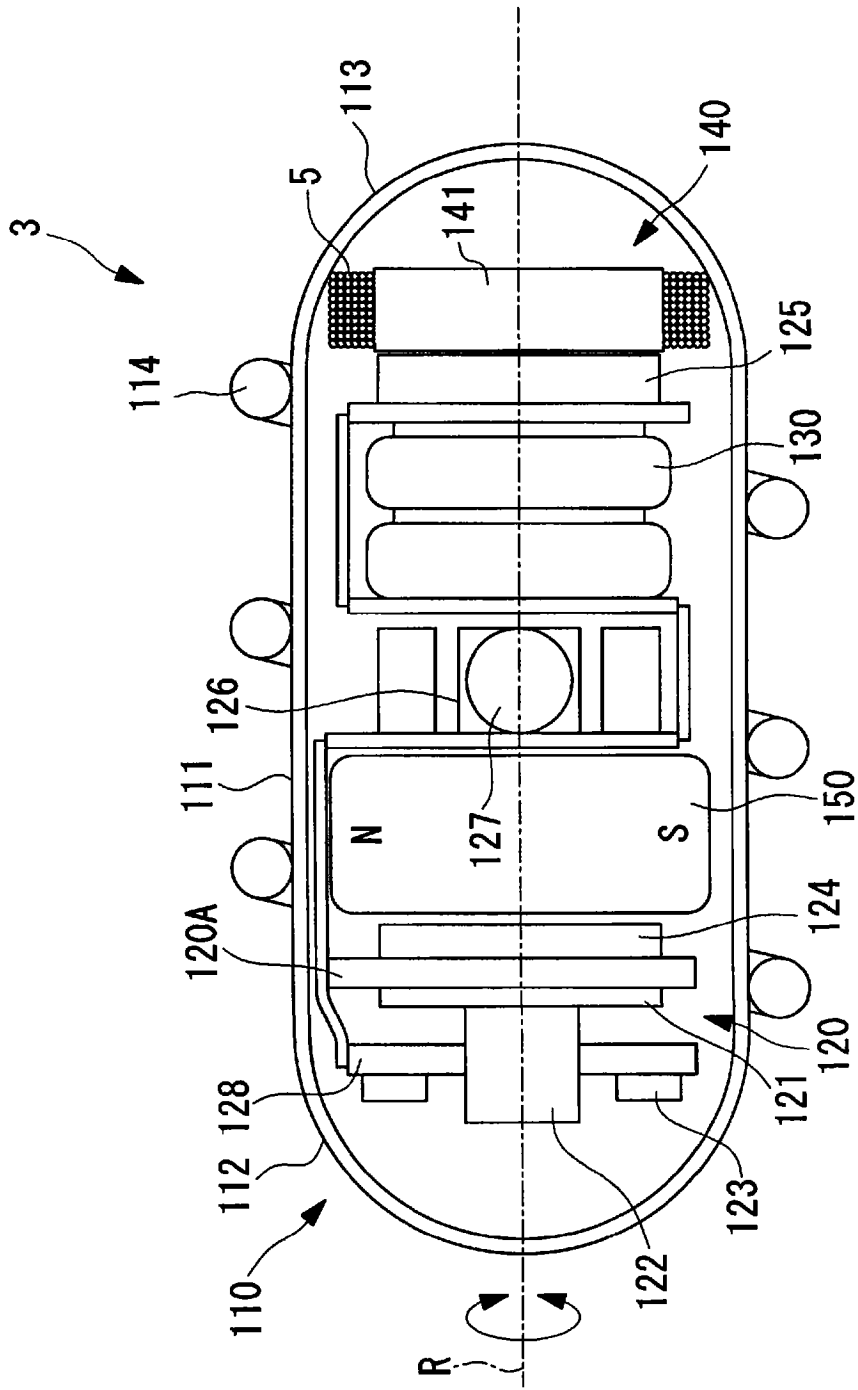


图 10

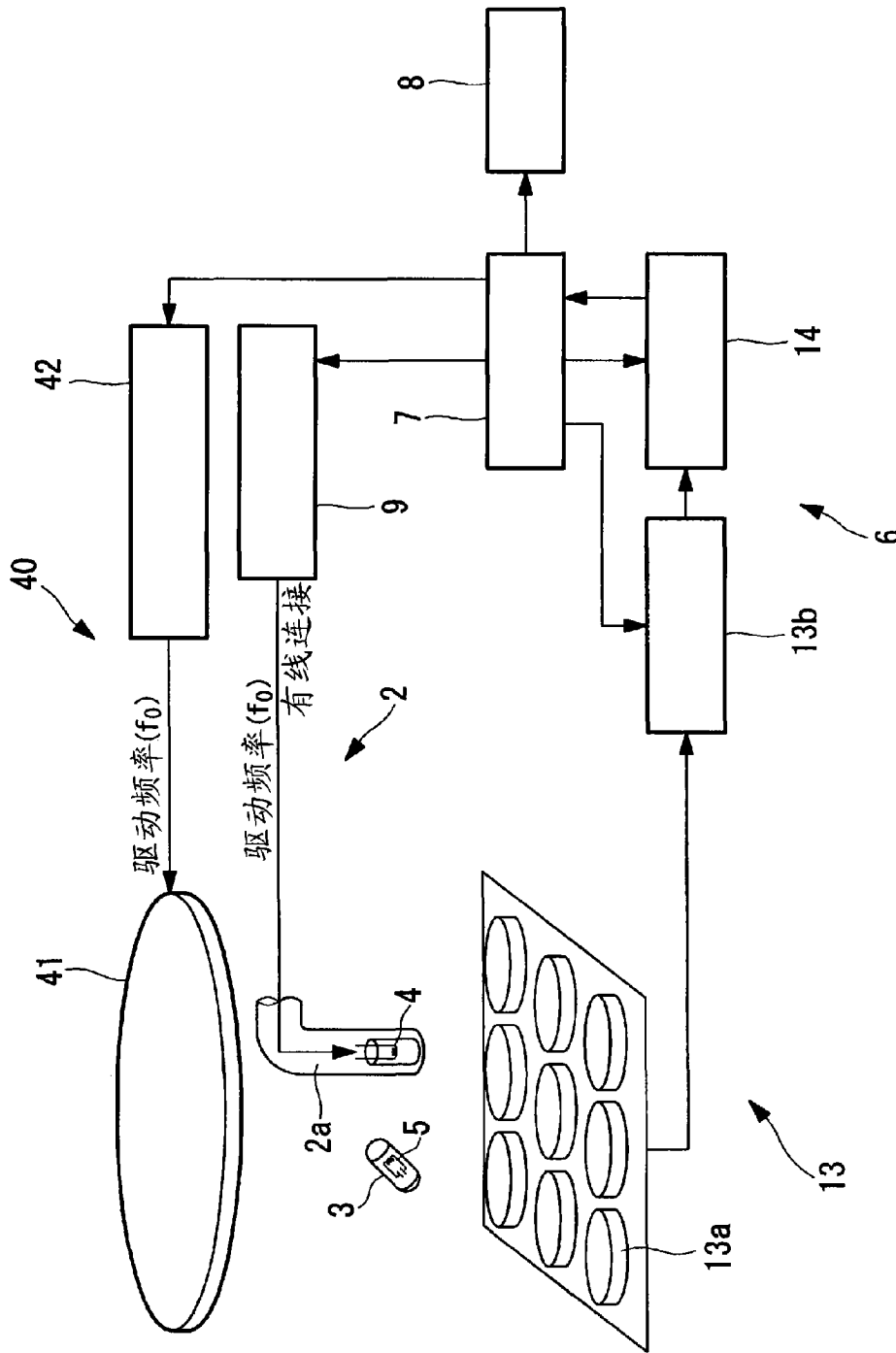


图 11

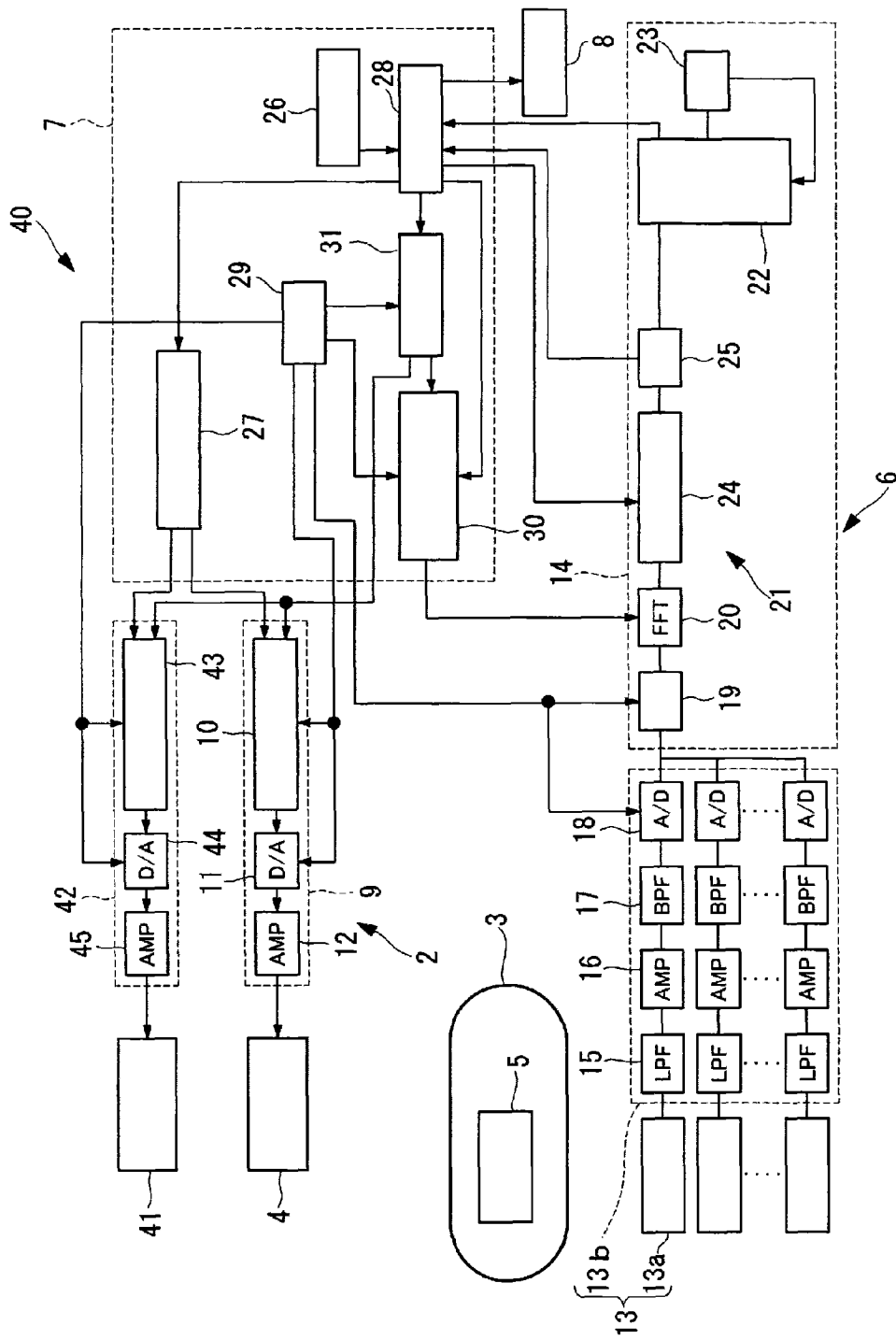


图 12

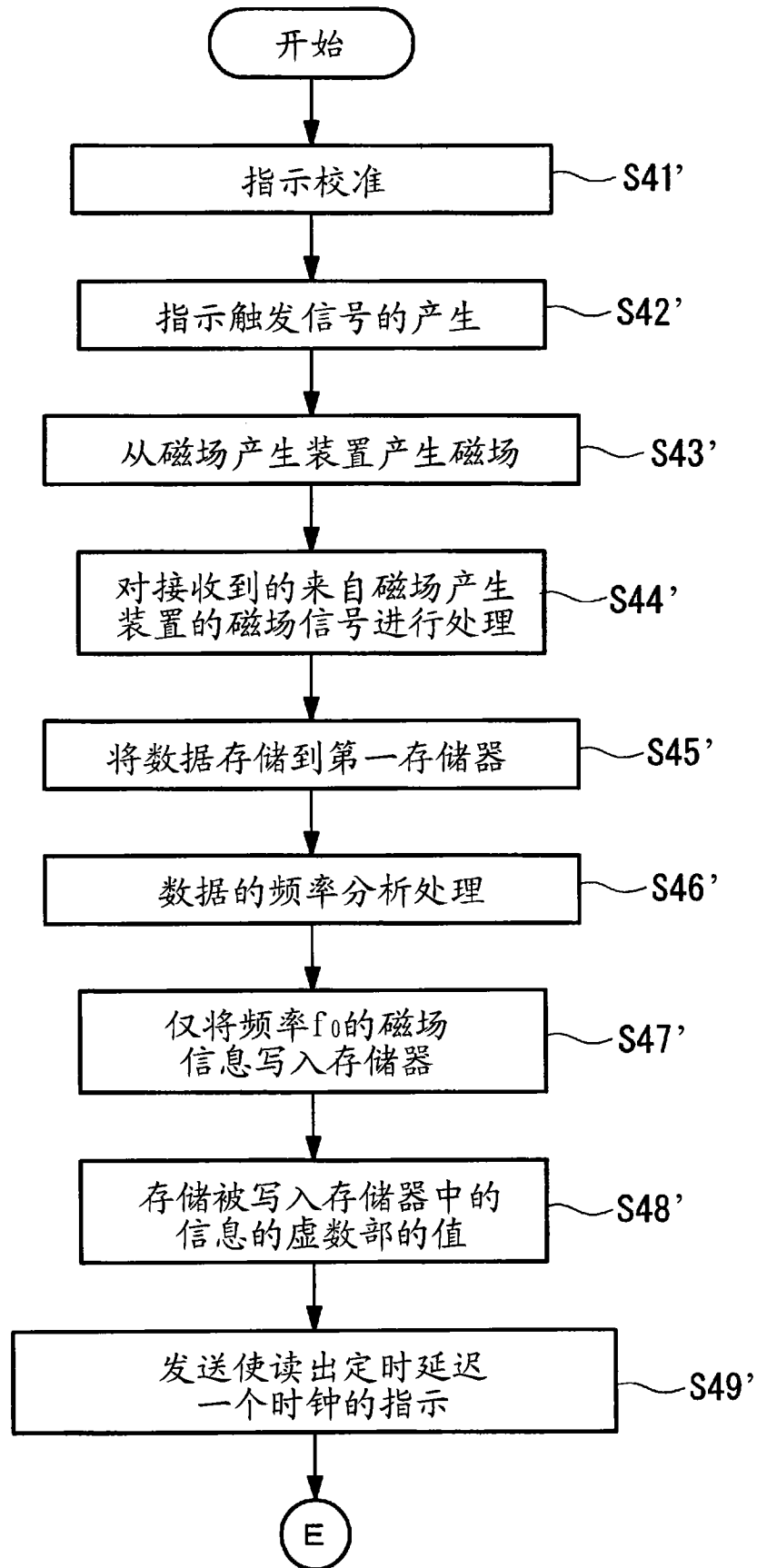


图 13

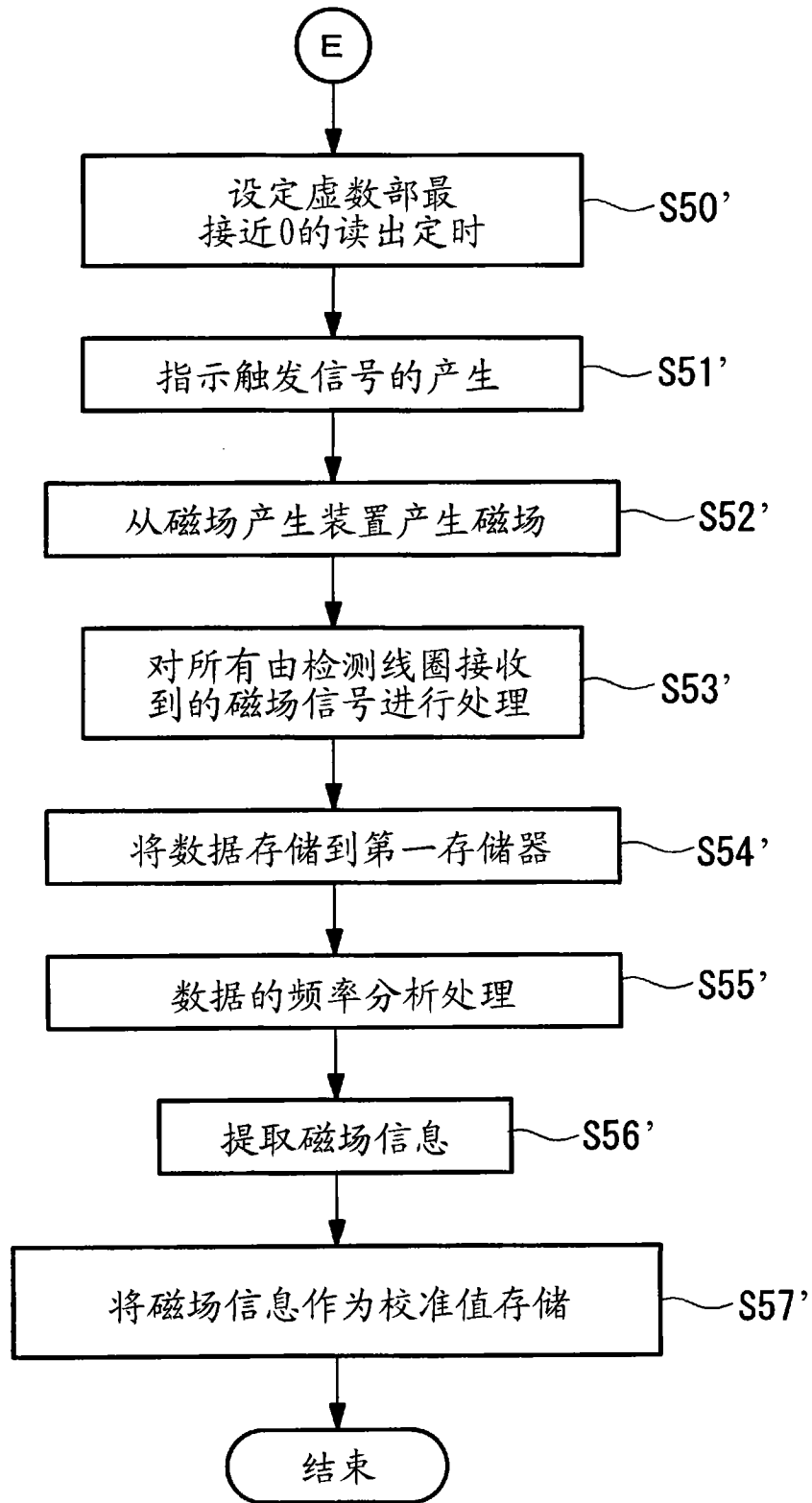


图 14

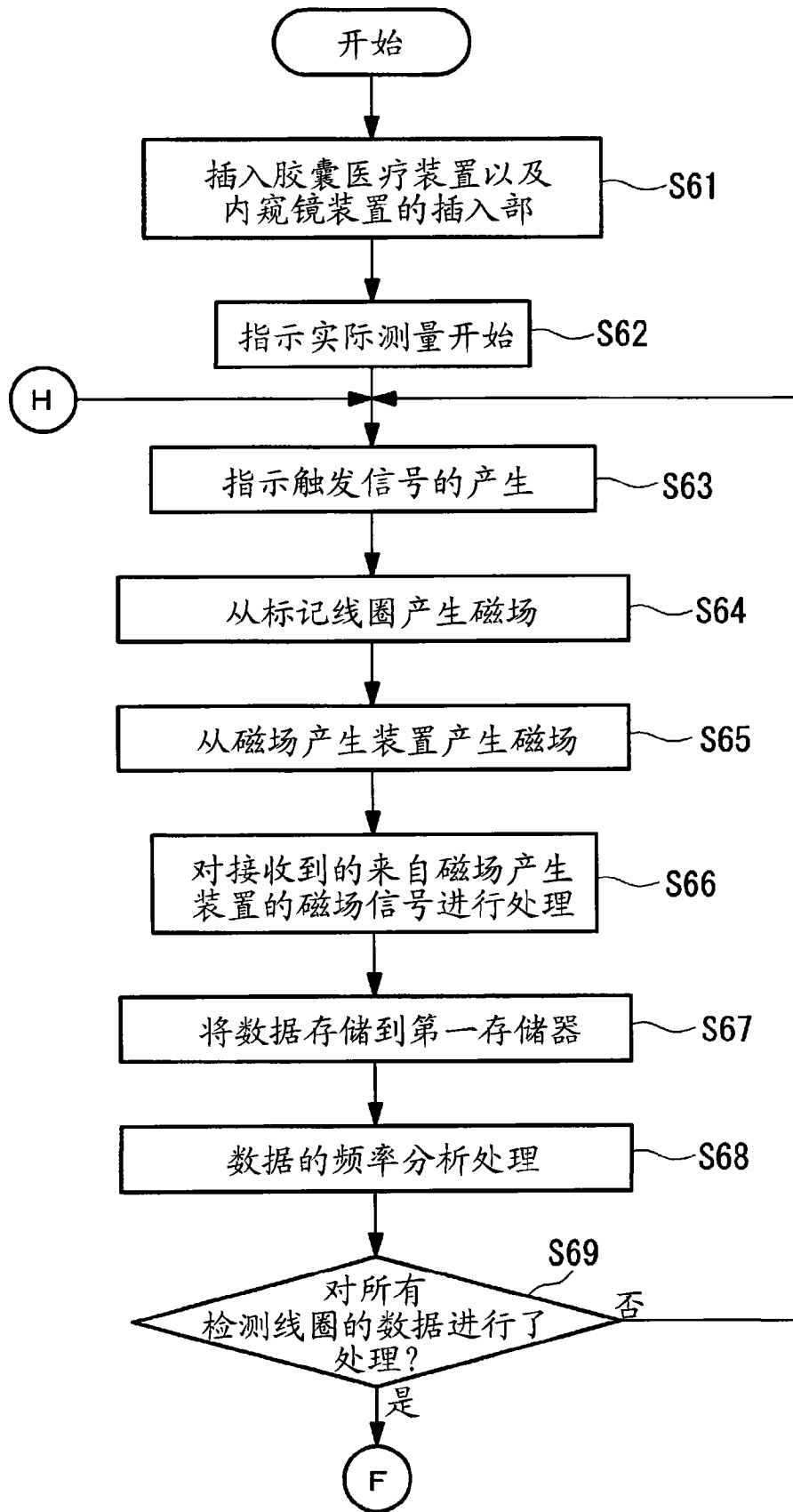


图 15

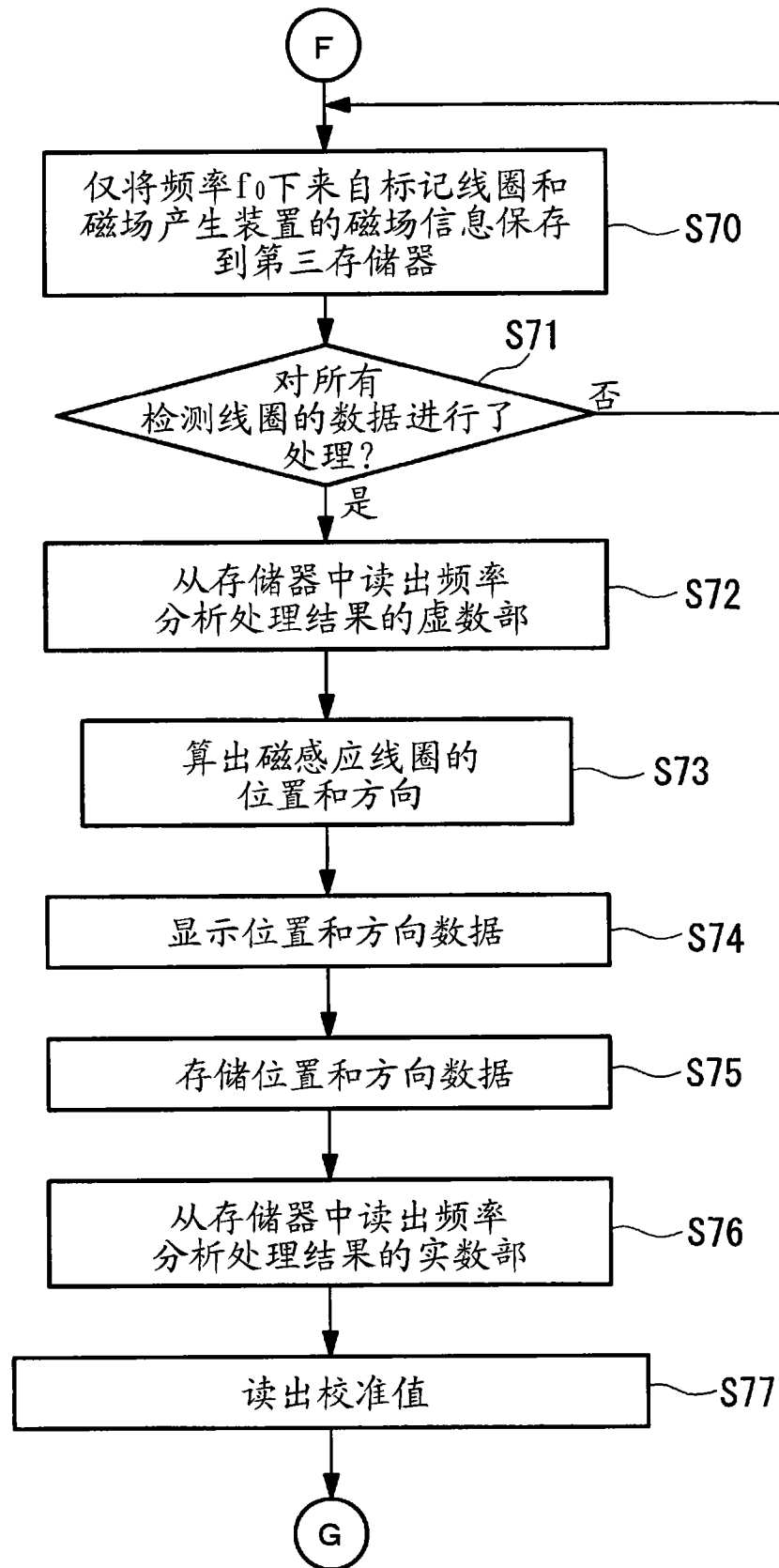


图 16

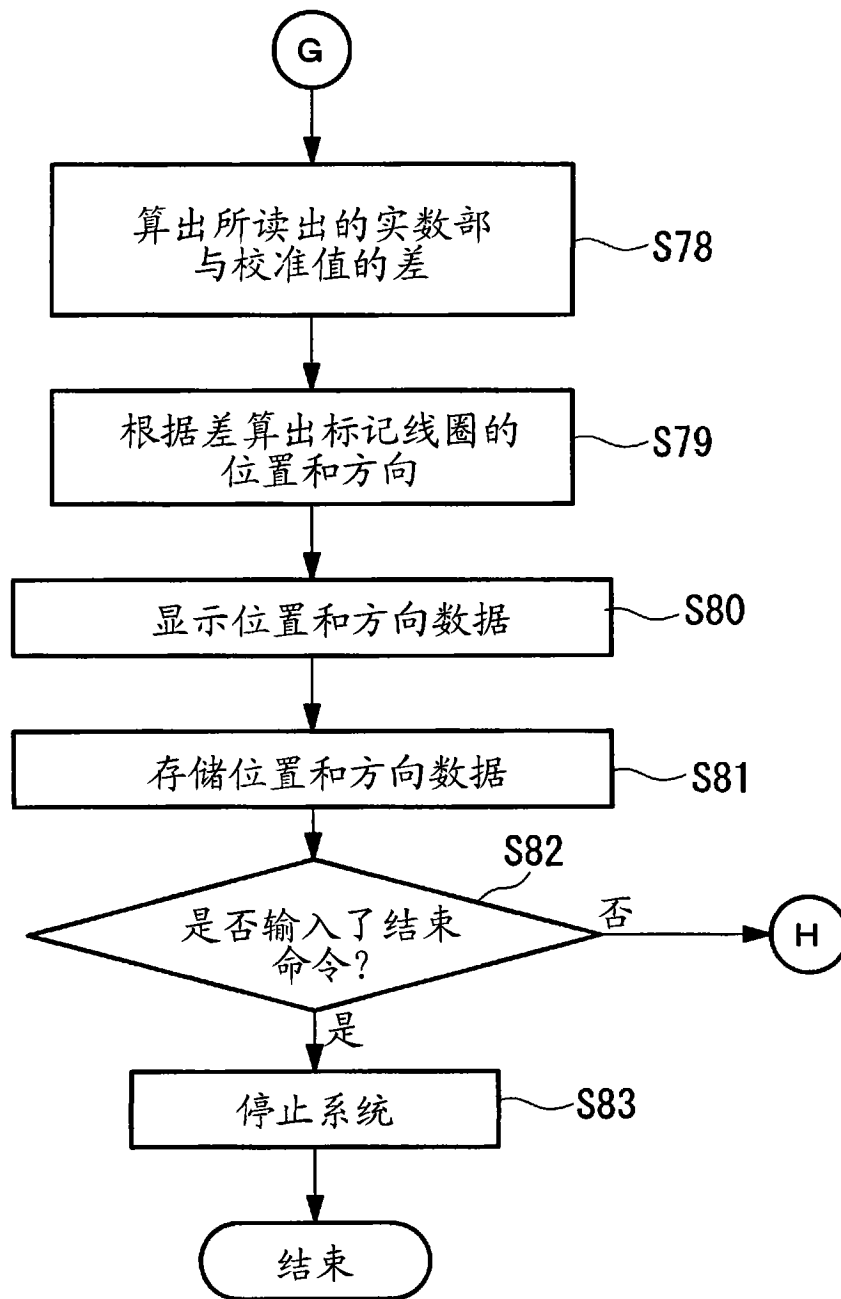


图 17



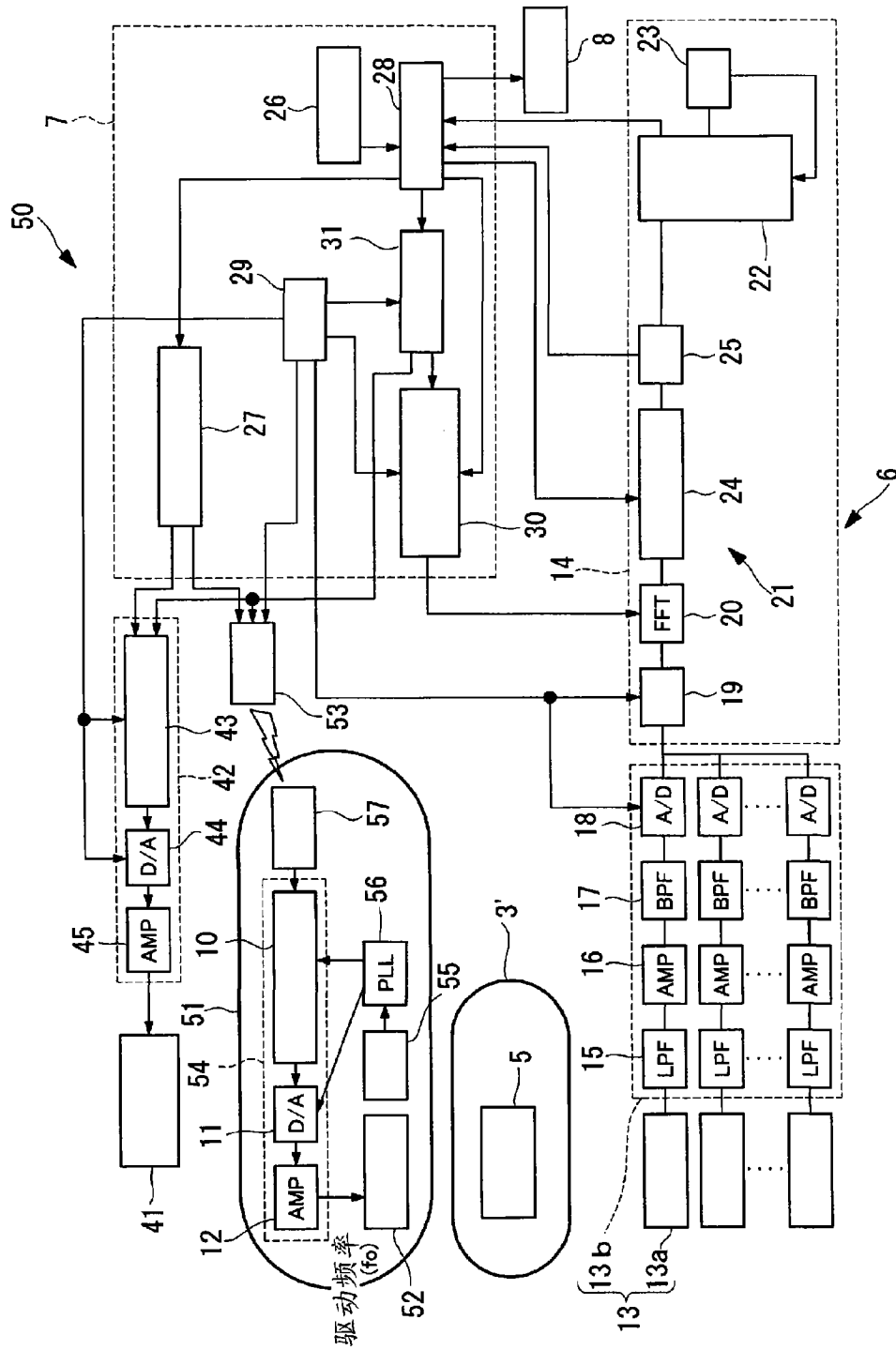


图 19

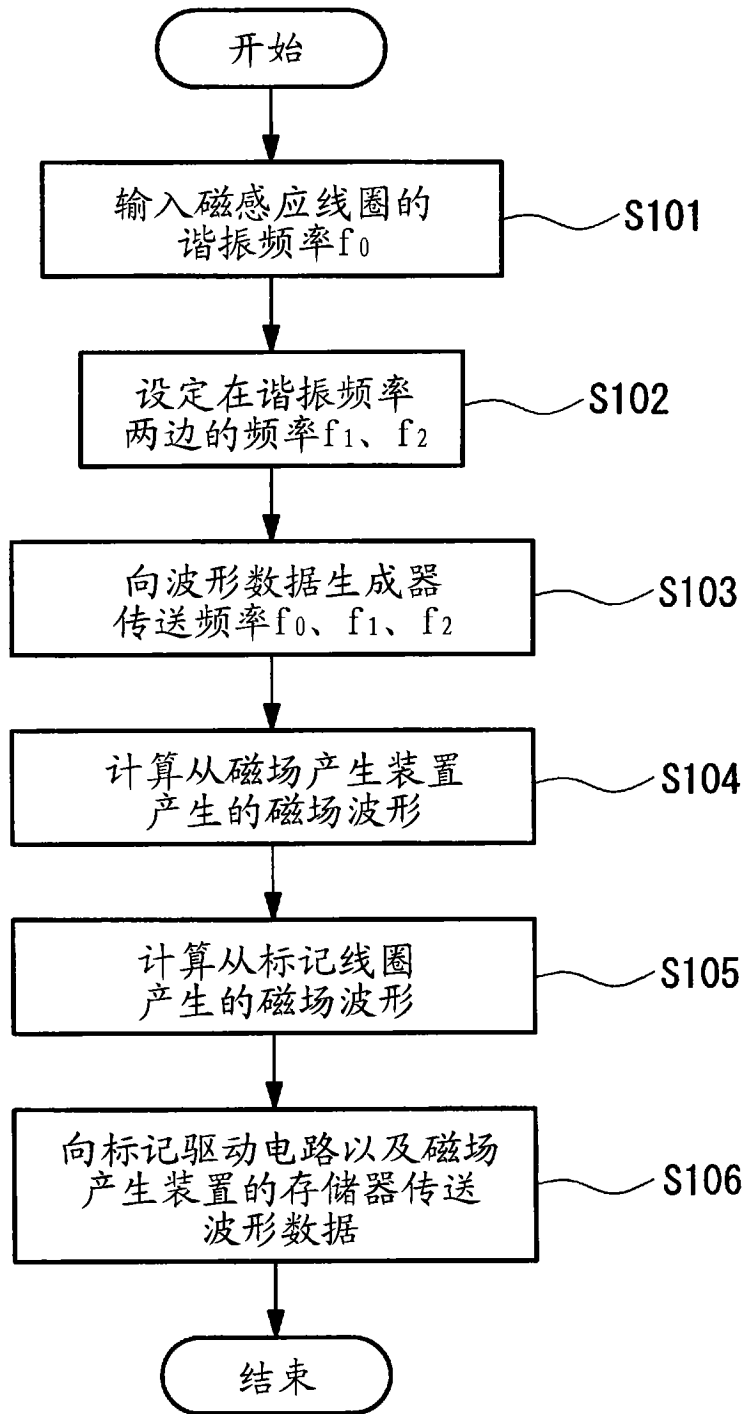


图 20

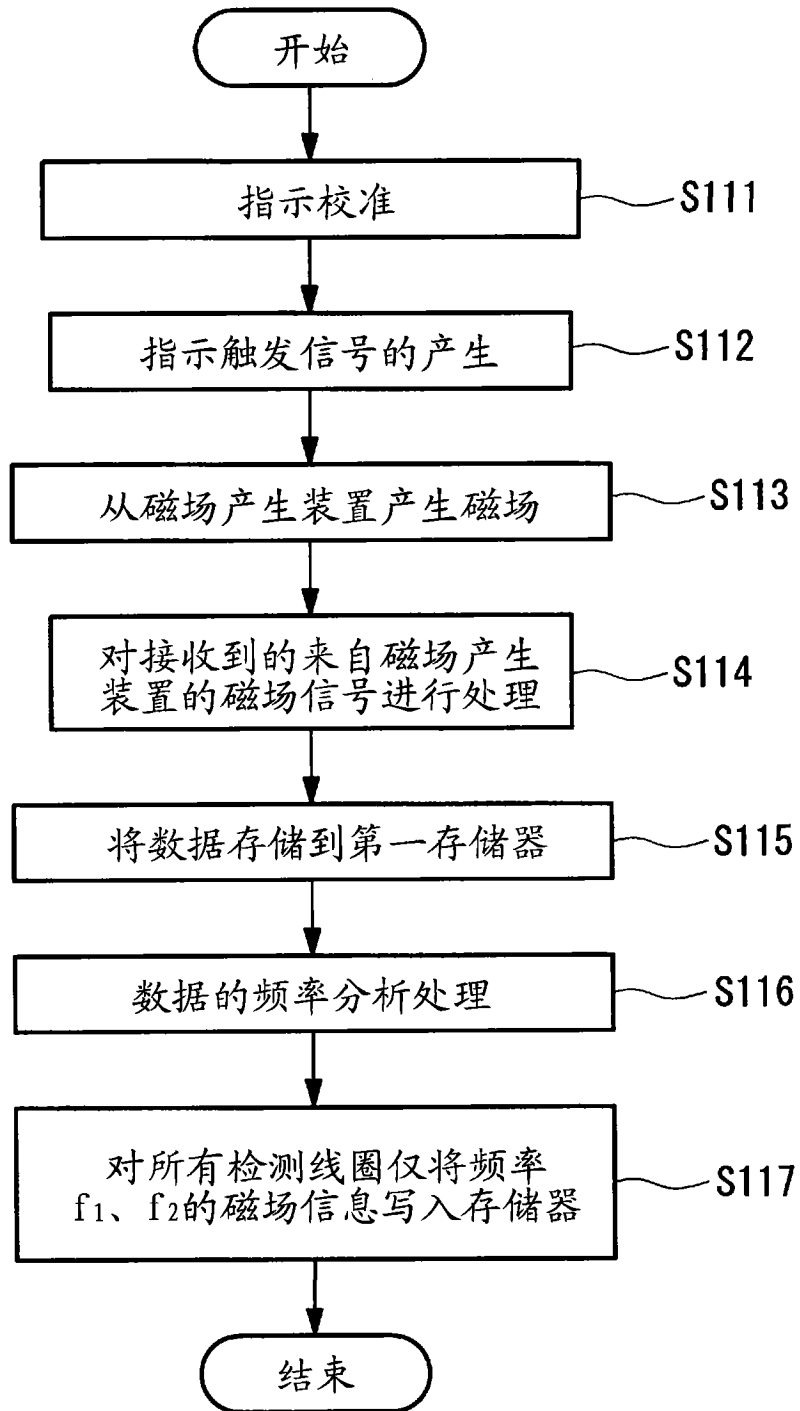


图 21

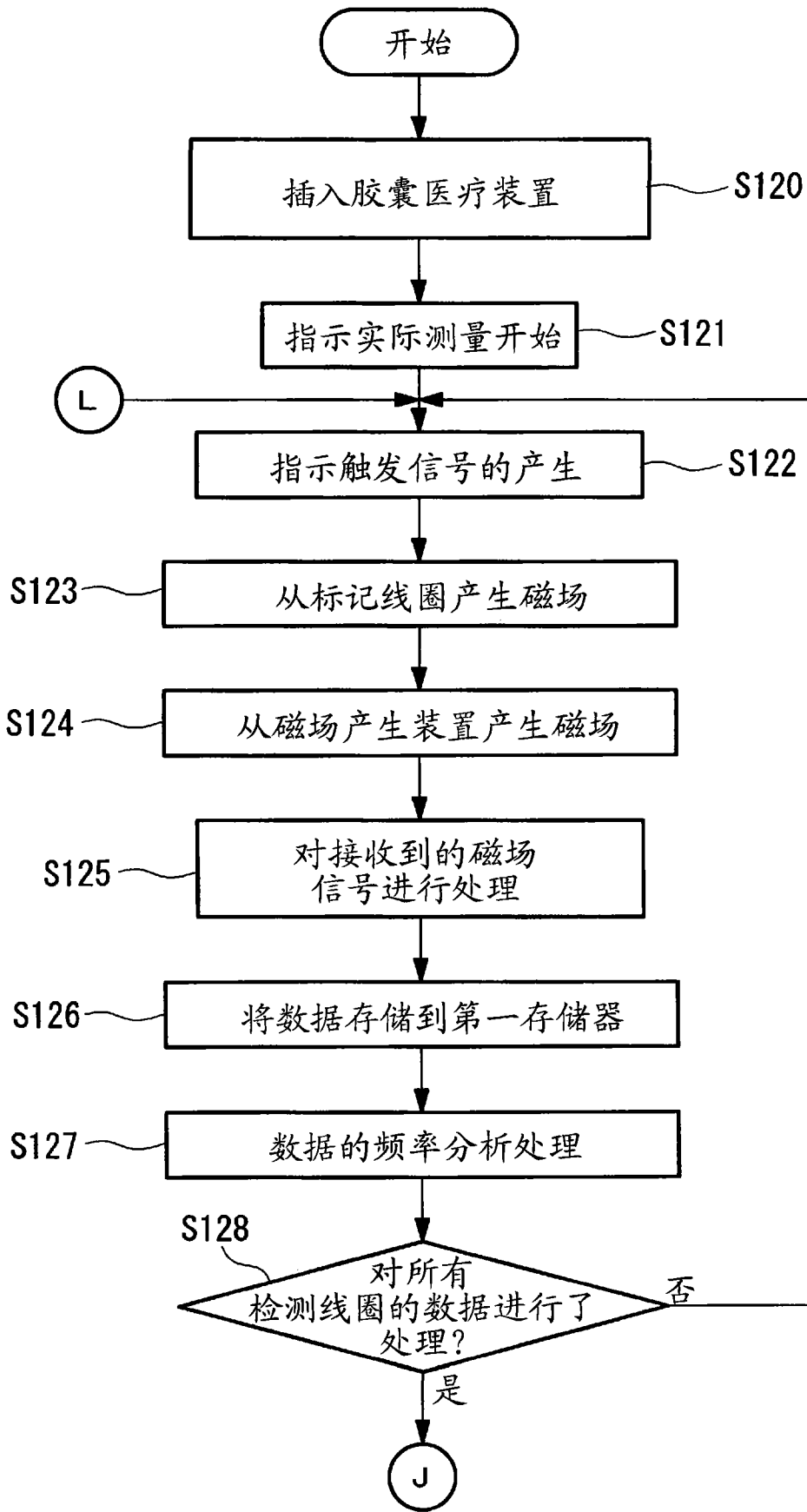


图 22

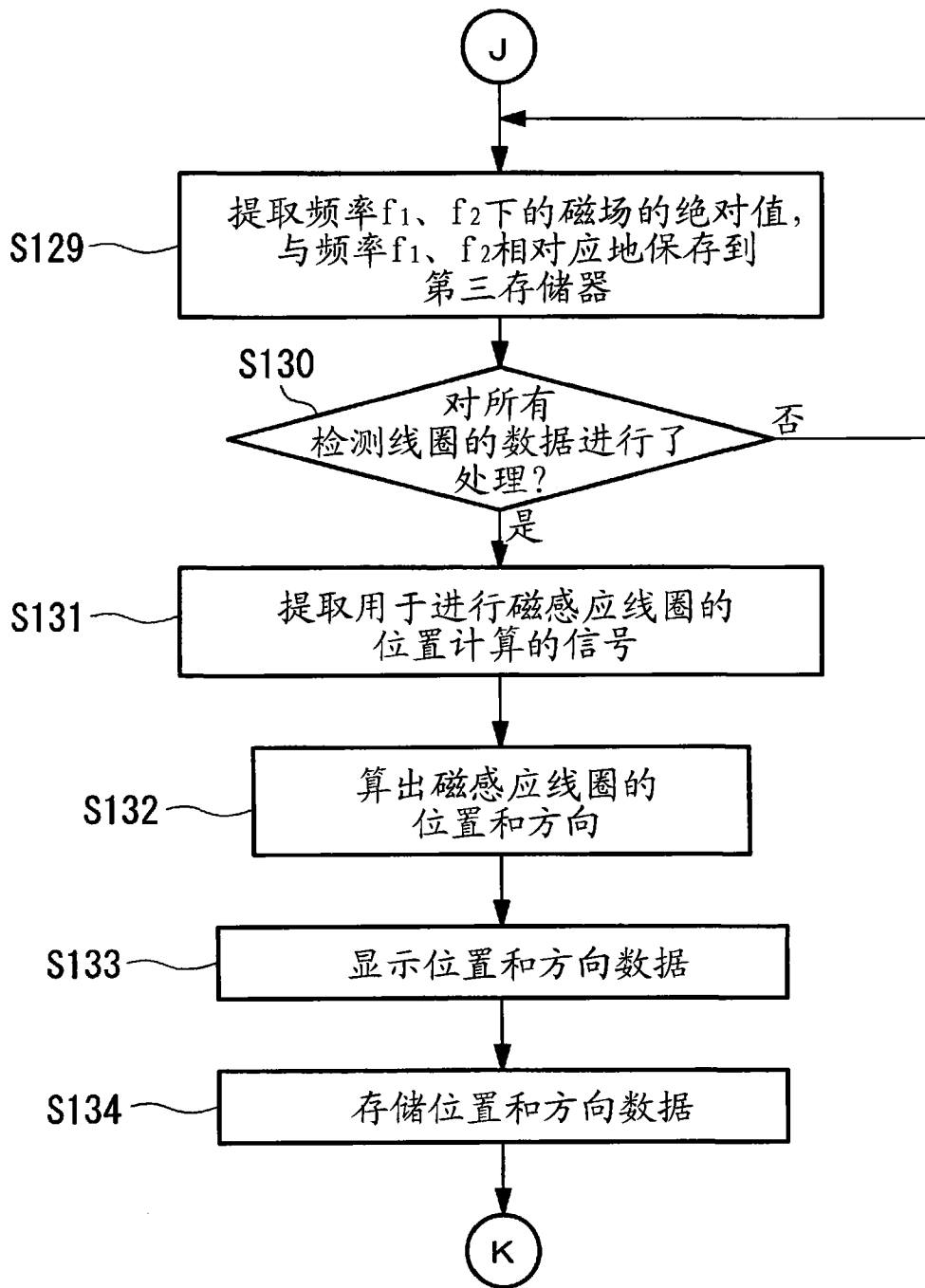


图 23

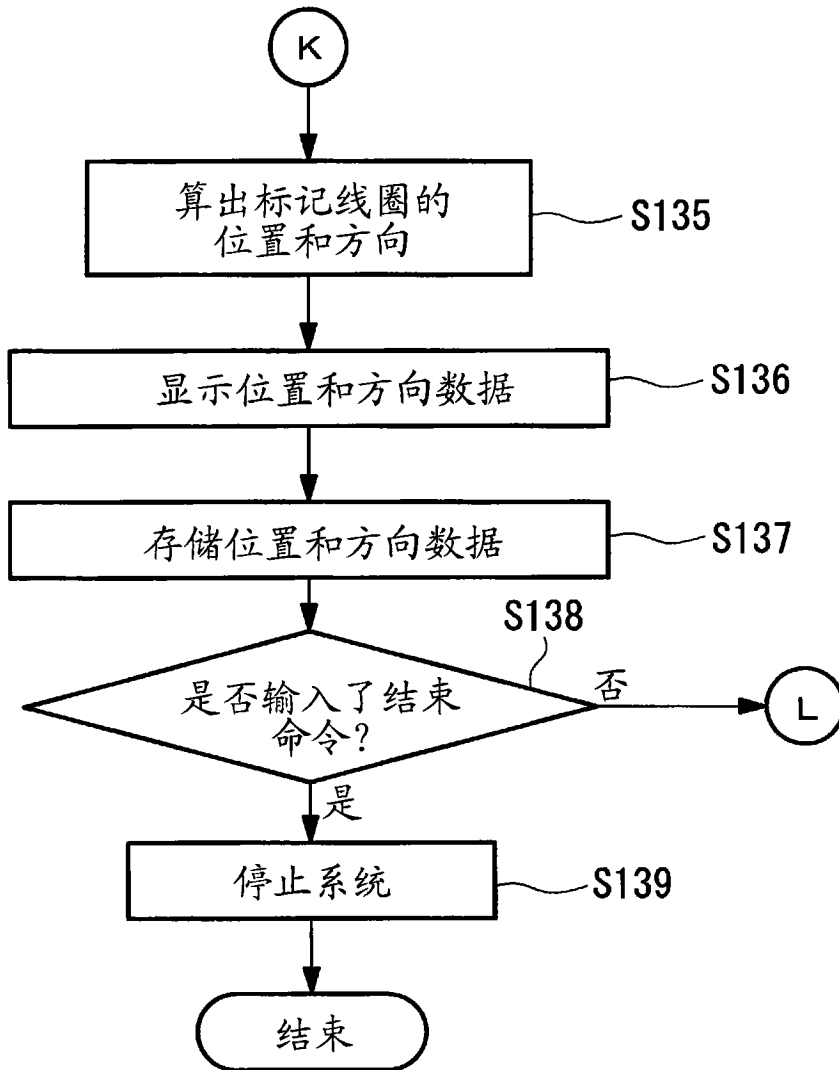


图 24

专利名称(译)	位置检测系统、医疗装置引导系统以及位置检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101553159B</a>	公开(公告)日	2011-11-02
申请号	CN200780043639.6	申请日	2007-11-27
[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		
发明人	内山昭夫 佐藤良次 木村敦志		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 G01B7/00		
CPC分类号	G01D5/2086 G01B7/003 A61B1/041 A61B2019/2253 A61B5/06 A61B1/00158 A61B5/7232 A61B5/7257 A61B5/062 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2006319095 2006-11-27 JP		
其他公开文献	CN101553159A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种位置检测系统(1)，具备：第一标记装置(4)，其利用来自外部的电力供给来产生具有第一位置算出用频率的第一交变磁场；第二标记装置(3)，其装载有具有与位置算出用频率相同的谐振频率的磁感应线圈(5)；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，在第一位置算出用频率下检测磁场；提取部(24)，其从所检测出的磁场中提取具有第一位置算出用频率并且具有与第一交变磁场相同的相位的第一检测磁场成分；以及位置方向分析部(22)，其根据所提取出的第一检测磁场成分的强度算出第一标记装置(4)的位置和方向中的至少一个。

