



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102548471 B

(45) 授权公告日 2016.01.20

(21) 申请号 201080042288.9

(22) 申请日 2010.09.10

(30) 优先权数据

09171165.5 2009.09.24 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012.03.22

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/054095 2010.09.10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/036598 EN 2011.03.31

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 N·米哈伊洛维奇

J·J·L·霍里克斯

W·C·J·比尔霍夫

C·A·赫齐芒斯

B·H·W·亨德里克斯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 陈松涛 韩宏

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

G01Q 60/18(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

G10K 11/34(2006.01)

G01Q 20/02(2006.01)

G01Q 20/00(2006.01)

G01Q 10/00(2006.01)

G02B 26/10(2006.01)

(56) 对比文件

US 2008/0265178 A1, 2008.10.30, 说明书第 [0020]–[0043] 和 [0073]–[0076] 段, 附图 1, 2, 14.

US 2008/0265178 A1, 2008.10.30, 说明书第 [0020]–[0043] 和 [0073]–[0076] 段, 附图 1, 2, 14.

US 2008/0218824 A1, 2008.09.11, 说明书第 5–7 页第 [0060]–[0075] 段.

CN 101444416 A, 2009.06.03, 全文.

审查员 李陆美

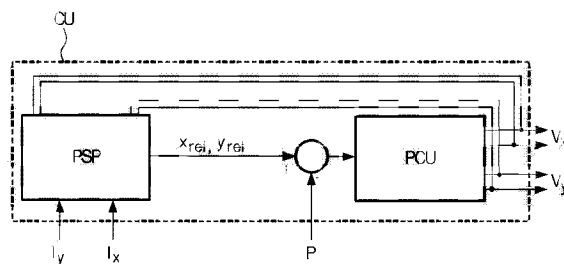
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

具有增加的扫描速度的光学探针系统

(57) 摘要

一种具有探针的光学探针系统, 该探针具有含有远端的光波导 (G)。光波导 (G) 安装在外壳 (H) 内部, 以使得远端相对于外壳 (H) 可产生位移。一组例如电磁驱动线圈的致动器 (A) 可以通过施加驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 来使远端产生位移。控制单元 (CU) 产生驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 以提供根据驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 的幅值而变化的扫描频率。使用这样的探针系统, 能够以随着扫描半径而变化的扫描频率来扫描视场。考虑到最大允许驱动电流, 与以光学系统的机械共振频率扫描相比, 由于能够以高扫描频率来扫描小半径, 因此能够增加扫描速度。



1. 一种光学探针系统,包括:
  - 探针,包括:
  - 具有远端的光波导 (G);
  - 外壳 (H),所述光波导 (G) 安装在所述外壳 (H) 内部,以使得所述远端相对于所述外壳 (H) 可产生位移;以及
  - 包括一组致动器的致动系统 (A),其能够通过将驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 施加至该组致动器而引起的位移力使所述远端产生位移;以及
  - 可操作地连接到所述探针的控制单元 (CU),所述控制单元 (CU) 设置为产生至该组致动器的所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ),以根据视场上的扫描形式来使所述远端产生位移,其中所述控制单元 (CU) 产生所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ),以提供根据所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 的幅值而变化的扫描频率,并且使得在视场上扫描期间所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 的所述幅值变化,其中,至该组致动器的所述驱动信号被产生为使得,所述扫描频率变化以使得相比于较大的半径,较小的半径以更高的扫描频率被扫描。
2. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,至该组致动器的所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ ) 包括一组谐波信号。
3. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,该组致动器包括导电线圈和压电元件中的至少一个。
4. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,视场上的所述扫描形式是螺旋形式和 Lissajous 图形的其中之一。
5. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,根据由该组致动器确定的预定义最大值来限制所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ )。
6. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,根据该组致动器的温度量来限制所述驱动信号 ( $V_x$ ,  $V_y$ )。
7. 根据权利要求 6 所述的光学探针系统,其中,该组致动器是导电线圈,并且其中,通过测量至少一个所述导电线圈的电阻来推导出所述导电线圈的所述温度量。
8. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,所述光波导 (G) 是具有自由远端的光纤。
9. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,设置用于共焦扫描。
10. 根据权利要求 1 所述的光学探针系统,其中,所述光学探针形成内窥镜、导管、针或活检样本系统的其中之一的一部分。
11. 一种光学成像系统,包括:
  - 根据权利要求 1 所述的光学探针系统;
  - 光学耦合到所述光学探针 (OP) 的辐射源 (RS),所述探针 (OP) 设置为将从所述辐射源 (RS) 发出的辐射引导至感兴趣的区域;以及
  - 光学耦合到所述光学探针 (OP) 的辐射检测器 (RD),所述检测器 (RD) 设置为检测从所述感兴趣的区域接收的辐射。
12. 用于控制光学探针的方法,所述光学探针包括具有远端的光波导;外壳,所述光波导安装在所述外壳内部,以使得所述远端相对于所述外壳可产生位移;以及包括一组致动器的电磁致动系统,其能够通过将驱动信号施加至该组致动器而引起的位移力来使所述远

端产生位移 ;其中,所述方法包括将驱动信号施加至该组致动器,以根据视场上的扫描形式来使所述远端产生位移,其中所述驱动信号提供根据所述驱动信号的幅值而变化的扫描频率,并且其中在视场上扫描期间所述驱动信号的所述幅值变化,其中,至该组致动器的所述驱动信号被产生为使得,所述扫描频率变化以使得相比于较大的半径,较小的半径以更高的扫描频率被扫描。

## 具有增加的扫描速度的光学探针系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及适合于微型应用的光学探针。

### 背景技术

[0002] 在诊断各种疾病,诸如各种癌症疾病时,需要进行活检。在进行活检而没有检测到恶性细胞时,重要的是能够排除掉这种情况不是恰好由于活检是从错误部位取样的。为了增加活检取样的确定性,可以使用引导下活检。这样的引导下活检取样可以基于多个图像形态(modality),示例包括 X-射线、CT、MRI、超声以及光学装置。

[0003] 通过使用微型针状显微镜进行光学成像用于多种目的。通过使用针状显微镜进行成像具有的优点在于:它并不涉及有害的 X-射线或昂贵的 CT 或 MRI 扫描仪机械。而且,它支持与活检针本身的集成,从而实现在活检之前、期间和之后,对活检部位进行直接的可视检查。

[0004] 在现有技术中,用于医疗应用的光学探针系统通过用于扫描整个视场的电磁驱动光纤系统来扫描整个视场。以与光纤系统的移动部件的机械共振频率一致的扫描频率来扫描整个视场。因此可以在利用有限驱动电流的情况下获得有效扫描,从而意味着在由微型驱动线圈消耗有限热量的情况下能够获得合理的扫描速度。

[0005] 然而,本发明的发明人发现在所述的现有技术的探针系统中,扫描速度受有限的扫描频率限制,该有限的扫描频率又会影响到充分扫描图像所需的时间——医疗应用中的重要因素。

[0006] US2008/0265178A1 公开了一种光学探针系统,其中悬臂的光纤被振动,并且在一个实施例中提出将扫描频率由共振频率之上的高频率改变并且随后将该频率朝向共振频率降低。

[0007] US2008/0218824A1 公开了一种扫描系统,其通过从振动扫描元件中去除存储的能量以快速地将扫描元件返回到其开始位置来实现高帧率。

### 发明内容

[0008] 实现适合用于微型医疗设备中的,能够提供高速扫描同时没有由驱动元件产生热量的问题的光学探针系统将是有益的。特别是,期望所获得的扫描速度超过通过以等于移动部件的机械共振频率的扫描频率来扫描视场而获得的速度。由于能够更快地执行例如活检的医疗处理,因此增加的扫描速度能够用于提供给患者更好的舒适度。可替换地,增加的扫描速度能够用于增加所捕获图像中的图像分辨率,并且因而以相同的捕获时间提供更好的图像质量。一般而言,本发明优选在于寻求缓解、减轻或消除上述单个或任意组合的缺点的一个或多个。具体来说,本发明的目标在于提供解决现有技术的上述问题或其它问题的系统和方法。

[0009] 在第一方面中,本发明提供一种根据所附的权利要求 1 所述的光学探针系统。通过将电驱动信号提供给致动器以使得扫描频率根据驱动信号的幅值而变化,能够获得视场

上的可变扫描频率。因而,能够获得的扫描速度超过通过提供该视场上的固定扫描速度而获得的速度,而且不会出现来自例如驱动线圈的驱动元件的过热问题。

[0010] 在现有技术的光学探针系统中,为了能够以接近于共振频率的频率工作,使用包括圆形或椭圆形线的螺旋来扫描目标区域。能够扫描的最大半径由能够施加至驱动线圈而没有使该驱动线圈过热的最大电流限制,即假设没有对于最大允许半径的几何约束。较高的驱动电流造成来自例如线圈的致动器的较高热消耗。然而,如果系统扫描半径小于最大半径的圆时,所使用的电流低于最大允许电流。因此,在该情况下,能够以高于共振频率的频率来扫描相同的线,该频率将要求更高的电流以达到相同的半径,但仍没有超过最大允许电流。因此,在优选实施例中,监测该热消耗,并且因此可以将扫描频率选择为尽可能高,但不高到使致动器超出负荷。在小半径下使用这样增加的扫描速度,与现有技术系统的恒定扫描速度相比,可以增加总的扫描速度。

[0011] 控制单元产生驱动信号,以使得在视场上扫描期间所述驱动信号的所述幅值变化。这尤其可以通过将包括一组谐波信号的驱动信号施加至该组致动器来获得,该组谐波信号诸如是一组异相  $90^\circ$  的两个谐波信号,并且其中该组致动器包括两个彼此间隔  $90^\circ$  分开设置的致动器。

[0012] 该组致动器可以包括诸如电磁和 / 或压电类型的一个或若干个类型的不同致动器类型。因此,该组致动器可以包括导电线圈和压电元件中的至少一个。

[0013] 可以通过将驱动信号施加至该组致动器,造成以螺旋形式扫描或 Lissajous 图形扫描,来执行视场上的扫描。

[0014] 在优选实施例中,根据由该组致动器确定的预定义最大值来限制所述驱动信号,诸如根据定义的最大驱动电流来限制驱动信号以提供所使用的具体致动器的安全操作,例如,由用于电磁驱动线圈的最大允许驱动电流来确定。

[0015] 可以根据该组致动器的温度量来限制所述驱动信号,因而能够确保驱动线圈安全操作而没有太高温度。这在高温会对患者造成伤害的医疗应用中尤为重要,例如,在将光学探针用作插入患者的组织中的活检针的情况下。在该组致动器是导电线圈的实施例中,通过测量至少一个导电线圈的电阻来推导出导电线圈的温度量。该解决方案节省了用于专用温度传感器的空间。

[0016] 所述光学探针包括例如以基于线圈的换能器形式的测量变换器,设置为测量光纤的位置。因而,能够监测光纤的实际位置,并且因此得到实际扫描位置的反馈。特别是,所述控制单元可以包括位置设定点产生器和位置控制单元,其中位置控制单元可操作地连接到测量换能器。因而,能够精确地控制光纤的运动以及从而扫描图案。

[0017] 特别是,光波导是具有自由远端的光纤,并且所述自由远端优选形成光学透镜。光纤优选设置为引导以下至少一个:诸如激光、发光二极管光或其他光源的可见光。特别是,可以将光学探针设置用于共焦扫描。

[0018] 光学探针系统适合于医疗应用,并且因此在优选实施例中,光学探针形成诸如内窥镜、导管、针或活检样本系统的一部分。在医疗应用中,探针的优点在于:由于增加的扫描速度而提高了患者的舒适度,增加的扫描速度能够减少潜在的不舒服的医疗检查所需的时间,或可替换地,增加了扫描精度以确保检查例如肿瘤的人体组织中的有关位置,因此避免了重复检查。

[0019] 可以使用由算法控制的基于处理器的电子电路来实现控制单元,该控制单元也用于产生驱动信号。所述控制单元可以实现为诸如本领域技术人员已知的纯数字电路、模拟电路或数字模拟混合电路。

[0020] 在第二方面,本发明提供一种光学成像系统,包括根据第一方面所述的光学探针系统。

[0021] 如所提及的,这样的光学成像系统适合用于医疗应用。例如,光学探针形成为活检针的一部分,其中利用光学探针确定的组织的图像用于协助进行活检,以确保对所期望的区域进行活检。

[0022] 在第三方面中,本发明提供一种根据所附的权利要求 12 所述的用于控制光学探针的方法。

[0023] 应当理解第一方面的相同优点和实施例也应用于第二和第三方面。一般而言,在本发明的保护范围内能够以任何可能的方法来组合或结合本发明的各种方面。根据参照以下描述实施例的阐明,本发明的这些和其它方面、特征和 / 或优点将是明显的。

[0024] 如所提及的,本发明适用于医疗设备,并且本发明尤其适合于癌症诊断、监测伤口愈合或研究组织中的分子过程的领域。然而,应当理解该探针系统也适合于诸如检查材料表面质量的其它应用领域。

## 附图说明

[0025] 将仅通过示例的方式参照附图来描述本发明的实施例,其中:

[0026] 图 1 示出具有适合于医疗应用的微型光学探针的光学探针系统的略图,并且将控制电路连接到光学探针中的控制致动器线圈,以便控制光学探针中的光波导的运动,以控制扫描图案;

[0027] 图 2 示出指示对于具体光学探针系统实施例所需的扫描半径和扫描频率之间的关系,以实现通过驱动线圈的最大电流的曲线图,其中可以看出扫描频率根据扫描半径显著变化;

[0028] 图 3 示出产生一组两个电驱动信号的控制单元实施例的示图,该两个电驱动信号作为反馈提供给相应的两个致动器,控制单元连接到用于监测光波导的位置的测量线圈;

[0029] 图 4 更加详细地示出图 3 的具有位置控制单元和位置设定点产生器的控制单元的实施例;

[0030] 图 5 示出图 3 的控制单元的可替换的实施方式,即,其中设定点产生器通过测量施加至驱动线圈的相关电流和电压来接收作为反馈的驱动线圈的温度量;以及

[0031] 图 6 示出光学成像系统实施例的视图。

## 具体实施方式

[0032] 图 1 示出具有设置在外壳 H 中心的光波导 G、光纤(仅通过线条勾画,以确保探针内部部件的可见性)的微型光学探针的顶部的略图。因此光信号能够经由光波导 G 引导至探针的顶部。将光波导相对于外壳在一端固定,而光波导的远端,即朝向探针顶部的一端,是自由移动的。朝向该自由远端,由致动系统来致动光波导 G。在所示的实施例中,将电磁线圈以 90° 间隔分开的两个线圈致动器设置为,通过应用从控制单元 CU 提供给两个线圈

的适当驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ ，来致动光波导 G 在两个垂直方向上的运动。当将光或超声辐射施加至与光波导 G 的自由端相对的一端时，控制单元 CU 可以控制光波导 G 的自由端的运动，以扫描全部视场。根据本发明，控制单元 CU 产生驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ ，以提供根据驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$  的幅值而变化的扫描频率。从而，可以扫描视场以使得扫描频率随着扫描半径而变化。因此，与较大半径相比，能够以更高的扫描频率执行较小半径的扫描。因而，与使用固定扫描频率的系统相比，能够增加扫描系统的平均扫描速度，甚至不会造成使致动器线圈过热的问题。

[0033] 在优选实施例中，控制单元包括反馈控制回路，该反馈控制回路在通过线圈的驱动电流基本保持等于通过线圈的最大允许电流的情况下提供扫描频率。从而，可以获得整个视场内的最大扫描速度。可以有利地使用螺旋扫描形式。附接到光波导 G 的测量线圈 M 被设置用于实现在扫描期间反馈光波导 G 的实际位置。

[0034] 图 2 示出说明对于具体光学探针配置，扫描半径  $r$  和扫描频率  $f$  之间的关系示例，以提供最大允许电流给驱动线圈的曲线图。由此看出，提供给致动器的驱动信号被产生为使得扫描频率  $f$  随着实际的扫描半径  $r$  显著变化，即，使得对于相同的最大允许电流而言，较小半径比较大半径以更高的频率扫描。因此，当使用最大的允许驱动电流但以变化的频率扫描圆时，可以到达的半径将是频率的函数。或者反过来说：对于给定的半径，使用最大的允许驱动电流，能够以最大的频率来扫描具有该半径的圆。图 2 中所示的曲线是基于对具体光学探针系统的分析，并且该曲线说明了所估计的相关的最大半径和最大频率。由曲线与直线  $f = 0$  和半径  $= 0$  包围的区域表示可以使用而不会使给定致动器过热的所有可能的频率和半径集合。在实践中，应该考虑存在对于半径的附加几何约束：该半径应该总是小于  $r_{\max}$ （在具体系统中  $r_{\max} = 100 \mu\text{m}$ ）。另外，因为扫描频率不仅受驱动线圈中的消耗限制，而且也受反馈控制回路的参数（在具体系统中该反馈限制是 300Hz）限制，因此对于扫描频率存在独立的上限。

[0035] 在具体的光学探针实施例中，可以对具有最大直径  $200 \mu\text{m}$  的圆形视场成像。而且，在室温下通过驱动线圈的 AC 电流的最大幅值是 0.42A。该系统的（最低）共振频率是 103Hz。如果以 103Hz 的共振频率来扫描具有  $200 \mu\text{m}$  直径的圆，需要 0.0204A 幅值的 AC 电流。能够以 109.5Hz 的更高频率使用最大电流（0.42A 的幅值）来扫描相同的圆。当以该共振频率扫描仅具有  $20 \mu\text{m}$  直径的圆时，仅需要 0.002A 的电流幅值，而能够使用最大的电流幅值 0.42A 以 156.7Hz 的更高频率来扫描相同的圆。

[0036] 为了给出以该方式能够增加多少扫描速度的估计，将基于上述光学探针，即在 300Hz 的最大扫描频率的情况下，在系统中给出两个示例。在扫描圆形场时，能够在它们之间以  $0.5 \mu\text{m}$  的距离来执行螺旋式扫描。仅以共振频率扫描直径  $150 \mu\text{m}$  的区域，则以 1.46 秒的时间获得图像。然而，通过采用变化的扫描频率以使得在整个视场扫描期间最大可能电流 0.42A 一直通过线圈流动，则能够仅以 1.17 秒的时间来获得相同的图像（ $150 \mu\text{m}$  直径）。接下来，如果扫描仅具有  $50 \mu\text{m}$  直径的较小区域，则当仅以共振频率扫描时，能够以 0.49 秒来捕获图像（每秒 2 帧）。然而，当采用变化的扫描频率来执行扫描时，则能够以 0.32 秒来获得图像（每秒 3 帧）。

[0037] 应该强调的是，通过驱动线圈的最大电流由线圈的温度来确定。因此，为了以最大电流来驱动扫描仪，优选测量驱动线圈的温度而不是测量驱动电流。线圈的温度与其电阻相关，即： $R = R_0(1 - \alpha(T - T_0))$ ，其中  $R$  是温度  $T$  下的线圈电阻， $R_0$  表示温度  $T_0$  下的线圈电

阻,以及  $\alpha$  表示线圈电阻的温度系数。可以通过测量流动通过线圈的电压和电流来获得线圈的电阻。可替换地,可以使用温度传感器来测量线圈温度,然而,在医疗微型装备中,使用所述的电温度推导方法而不使用这样的温度传感器可以有利地节省空间。

[0038] 图 3 示出控制单元 CU 的简图。控制单元 CU 产生提供给一组相应的致动器,例如两个驱动线圈的一组两个驱动电压  $V_x$ 、 $V_y$ 。确定所得到的驱动电流  $I_x$ 、 $I_y$ ,并且反馈到控制单元,例如,如果达到对于致动器之一的预定义电流限制,该控制单元随后能够相应地调整驱动电压  $V_x$ 、 $V_y$ 。而且,将测量线圈形式的测量换能器相关联地附接到光波导以监测其位置,并且因此将位置信号 P 反馈给控制单元 CU。因而,控制单元 CU 可以考虑在产生驱动电压  $V_x$ 、 $V_y$ 时光波导的实际位置。

[0039] 图 4 示出图 3 的控制单元的可能的实施方式。位置设定点产生器 PSP 产生一组参考位置或优选的  $x$  和  $y$  的位置  $x_{ref}$ 、 $y_{ref}$ 。在优选的实施例中,该组具有以下形式:

[0040]  $x_{ref} = k \omega t \sin(\omega t)$ , 并且

[0041]  $y_{ref} = k \omega t \sin(\omega t + \pi/2)$ ,

[0042] 其中扫描频率表示为  $\omega$ ,时间表示为  $t$ ,以及  $k$  是给定的参数。随后基于测量线圈输入,该优选的位置由实际的  $x$  和  $y$  减去位置 P。将该减法的结果提供给位置控制单元 PCU,该控制单元 PCU 随后相应地产生驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ 。位置设定点产生器 PSP 可以基于通过致动器的驱动电流  $I_x$ 、 $I_y$ 形式的反馈来确定扫描频率  $\omega$ ,例如,通过考虑诸如所述的纯粹的的最大电流限制来提供尽可能最高的扫描频率  $\omega$ 。

[0043] 图 5 示出类似于图 4 的控制单元的可替换实施例,不同之处在于:位置设定点产生器 PSP 接收驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ ,从而允许位置设定点产生器 PSP 考虑通过根据驱动电压  $V_x$ 、 $V_y$  和驱动电流  $I_x$ 、 $I_y$ 确定而推导出的驱动线圈的实际温度,来产生优选的一组位置  $x_{ref}$ 、 $y_{ref}$ 。因而,例如能够不断地优化扫描频率  $\omega$ ,直到预定的被认为提供安全操作的最大线圈温度。因此,利用系统的潜力来提供最大的扫描速度。

[0044] 图 6 示出包括前述光学探针系统的光学成像系统的视图。将例如基于激光器或 LED 的信号源的辐射源 RS 光学耦合至例如用于医疗检查和/或活检取样的微型光学探针的光学探针 OP。将探针 OP 设置为将来自辐射源 RS 发出的辐射引导至感兴趣的区域。将辐射检测器 RD 光学耦合至光学探针 OP,并且将该检测器 RD 设置为检测接收自感应器区域的辐射。根据由检测器 RD 检测的所接收的辐射,可以创建感兴趣区域的图像。在活检取样系统的情况中,探针 OP 能够形成活检针的一部分,并且因此能够获得来自实际活检取样部位的图像。这非常有利地确保对组织中期望的位置进行活检。采用根据本发明的光学探针系统,能够以高速执行扫描并从而成像,因此减少了医疗处理所需的时间。

[0045] 总之,本发明提供了具有探针的光学探针系统,该探针具有带有远端的光波导 G。光波导 G 安装在外壳 H 内,以使得该远端可相对于外壳 H 产生位移。一组致动器 A,例如电磁驱动线圈,可以通过应用驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ 来使该远端产生位移。控制单元 CU 产生驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ 以提供根据驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ 的幅值而变化的扫描频率。使用这样的探针系统,能够使用随着扫描半径而变化的扫描频率来扫描视场。考虑到最大允许驱动电流,与以光学系统的机械共振频率进行扫描相比,由于能够以高扫描频率来扫描小半径,所以能够增加扫描速度。探针系统适合用于微型医疗设备,例如,作为活检针的一部分,其中探针可用于提供现场图像,以协助医疗人员在期望位置进行活检,从而例如确保从肿瘤而不是周围的组



织提取活检样本。在实施例中,致动器是电磁线圈,并且其中控制单元 CU 考虑致动器线圈的温度来产生驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ ,以使得可以获得最大扫描速度而仍不会使驱动线圈过热。特别是,可以基于线圈的电阻测量,即基于驱动信号电流和电压,来推导出线圈温度。而且,可以将测量线圈 M 附接到光波导 G,以实现位置反馈,从而允许控制单元 CU 产生用于精确获得期望的扫描图案的驱动信号  $V_x$ 、 $V_y$ 。

[0046] 尽管在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的描述应理解为是说明性或者示例性的而非限制性的;本发明并不局限于所公开的实施例。通过对附图、本公开和所附权利要求的研究,在实施请求保护的本发明中,本领域的普通技术人员能够理解和实施对所公开实施例的其它变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其它元件或者步骤,并且不定冠词“一”或者“一个”不排除多个。单个处理器或者其它单元可以实现权利要求书中记载的若干项的功能。某些措施记载在彼此不同的从属权利要求中这一事实并不表明使用这些措施的组合不能获得有益效果。可以将计算机程序存储/分布在诸如与其它硬件一起或作为其它硬件的部件所提供的光存储介质或固态介质的适合介质上,但也可以以诸如经由因特网或其它有线或无线通信系统的其它形式分布。权利要求中的任何附图标记不应该理解为是对保护范围的限制。

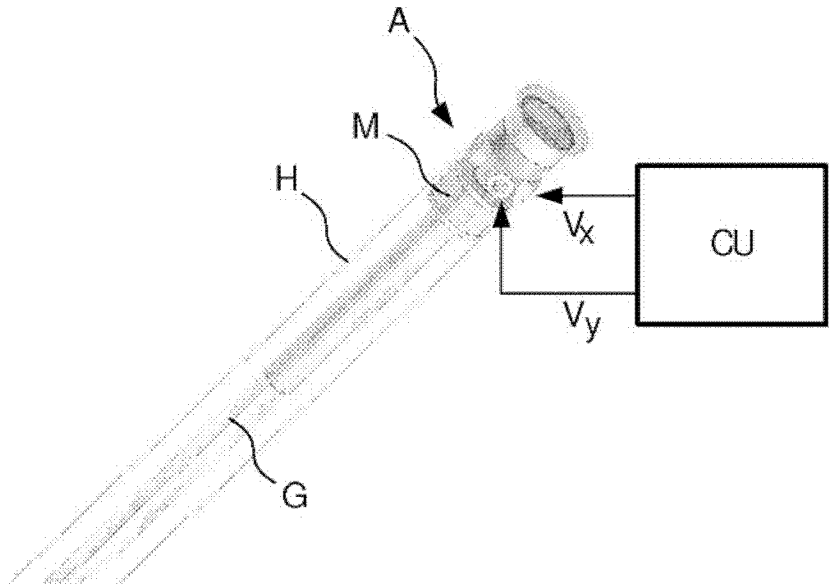


图 1

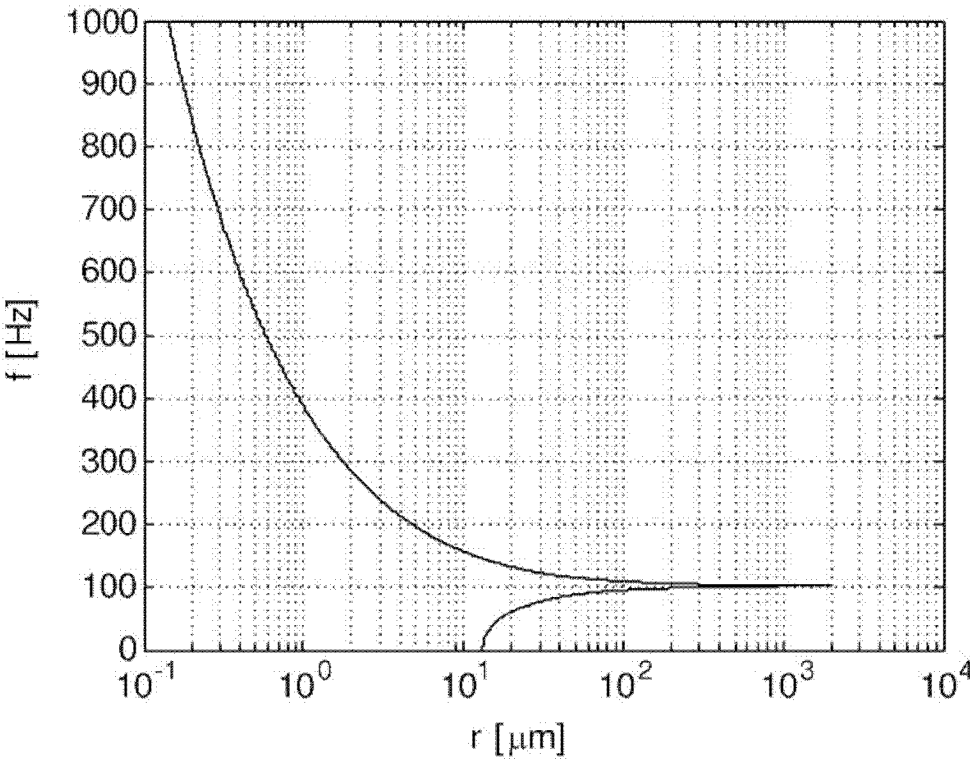


图 2

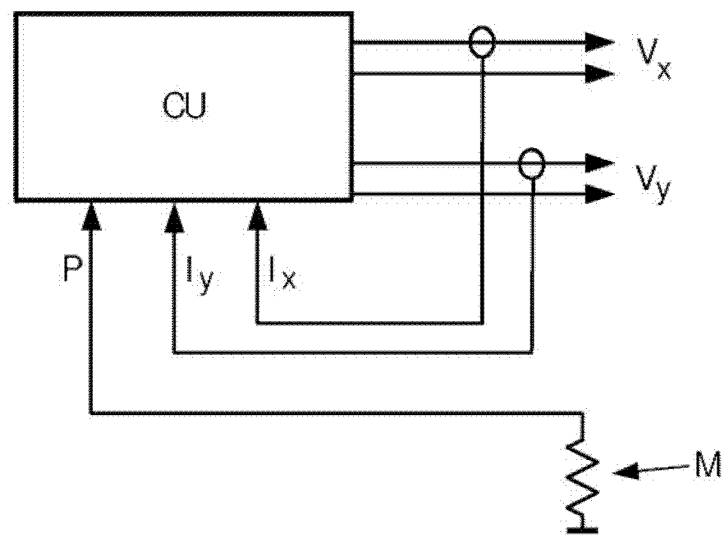


图 3

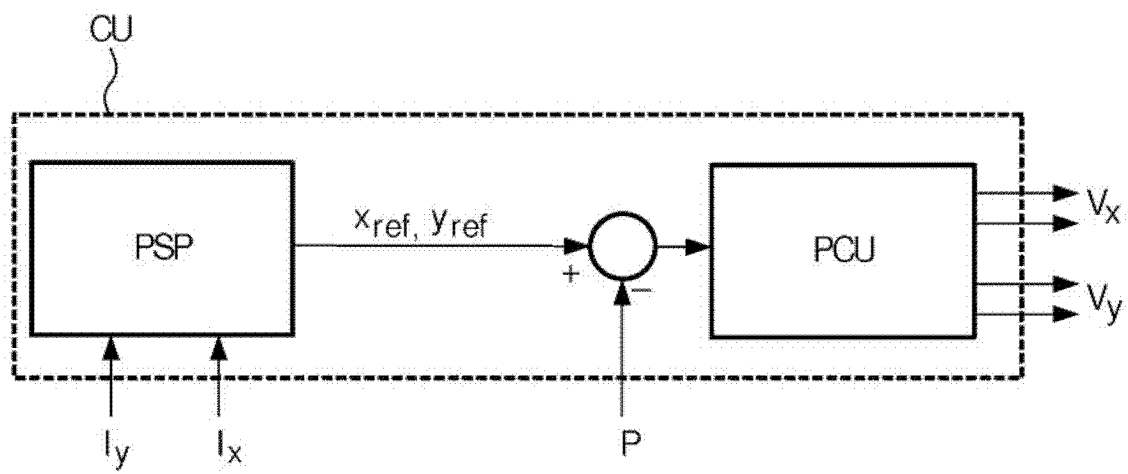


图 4

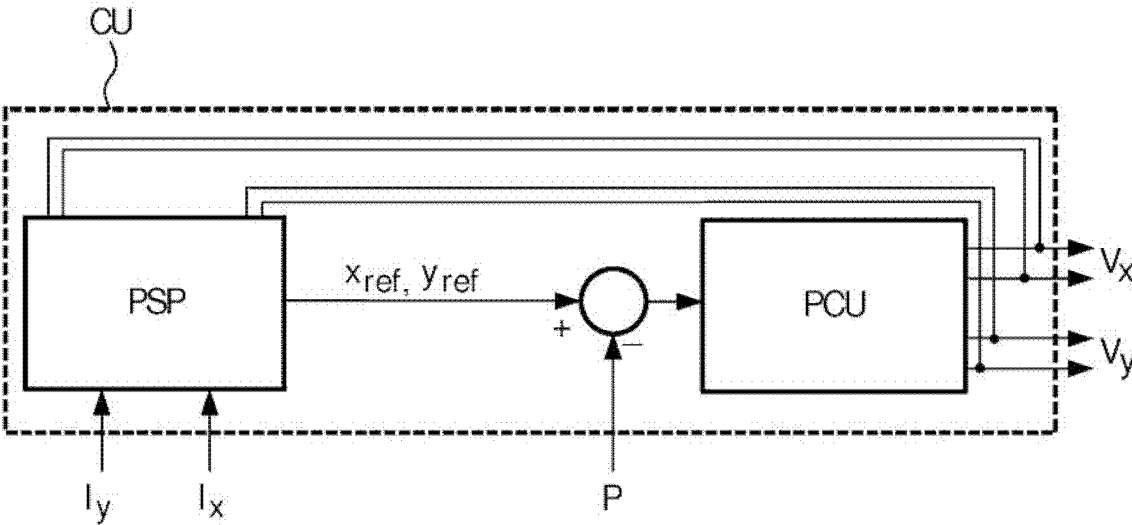


图 5

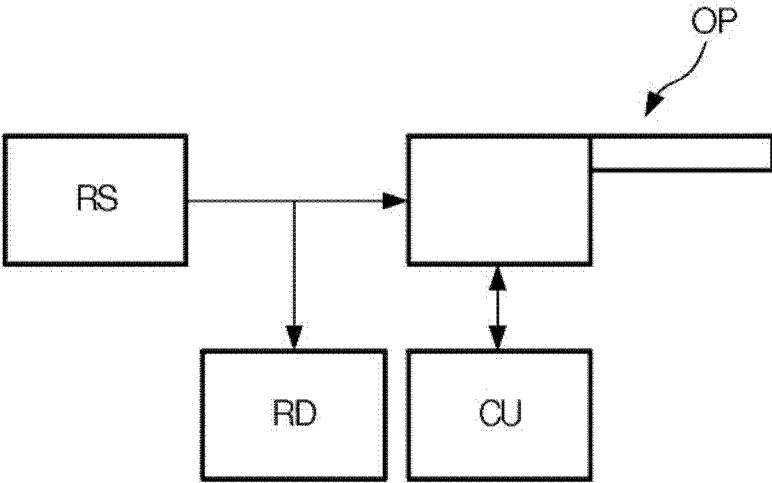


图 6

专利名称(译)	具有增加的扫描速度的光学探针系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102548471B</a>	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201080042288.9	申请日	2010-09-10
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	N米哈伊洛维奇 JJL霍里克斯 WCJ比尔霍夫 CA赫齐芒斯 BHW亨德里克斯		
发明人	N·米哈伊洛维奇 J·J·L·霍里克斯 W·C·J·比尔霍夫 C·A·赫齐芒斯 B·H·W·亨德里克斯		
IPC分类号	A61B5/0402 G01Q60/18 A61B5/00 A61B8/12 G10K11/34 G01Q20/02 G01Q20/00 G01Q10/00 G02B26/10		
CPC分类号	A61B5/0062 A61B5/0068 A61B5/0084 G02B26/103		
代理人(译)	陈松涛 韩宏		
优先权	2009171165 2009-09-24 EP		
其他公开文献	CN102548471A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

# 摘要(译)

一种具有探针的光学探针系统，该探针具有含有远端的光波导(G)。光波导(G)安装在外壳(H)内部，以使得远端相对于外壳(H)可产生位移。一组例如电磁驱动线圈的致动器(A)可以通过施加驱动信号( $V_x$ ,  $V_y$ )来使远端产生位移。控制单元(CU)产生驱动信号( $V_x$ ,  $V_y$ )以提供根据驱动信号( $V_x$ ,  $V_y$ )的幅值而变化的扫描频率。使用这样的探针系统，能够以随着扫描半径而变化的扫描频率来扫描视场。考虑到最大允许驱动电流，与以光学系统的机械共振频率扫描相比，由于能够以高扫描频率来扫描小半径，因此能够增加扫描速度。

