



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105377138 B

(45)授权公告日 2019.12.10

(21)申请号 201380068009.X

(22)申请日 2013.12.26

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105377138 A

(43)申请公布日 2016.03.02

(30)优先权数据  
10-2012-0153032 2012.12.26 KR  
10-2013-0075667 2013.06.28 KR  
10-2013-0164216 2013.12.26 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2015.06.25

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/KR2013/012232 2013.12.26

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02014/104767 KO 2014.07.03

(73)专利权人 天主教关东大学产学协力团  
地址 韩国江原道

(72)发明人 尹致淳

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所 11038  
代理人 张荣海

(51)Int.Cl.  
A61B 6/02(2006.01)  
A61B 6/04(2006.01)

(56)对比文件  
US 5999840 A,1999.12.07,  
CN 102316817 A,2012.01.11,  
JP 特開2010-274044 A,2010.12.09,  
WO 2008/093517 A1,2008.08.07,

审查员 洪虹

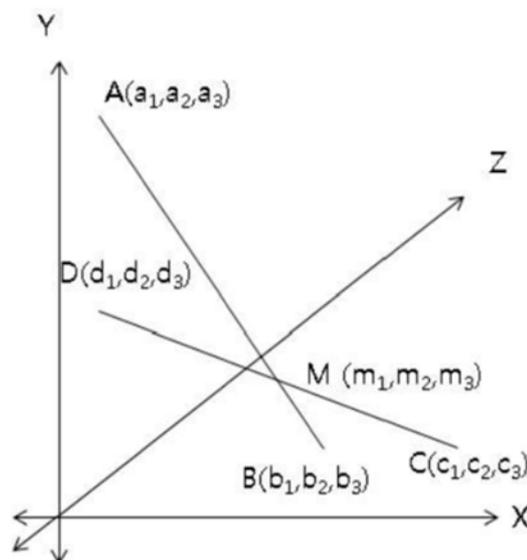
权利要求书2页 说明书26页 附图9页

(54)发明名称

用于制作复合现实三维影像的系统

(57)摘要

本发明涉及复合现实三维影像的制作方法  
及用于制作复合现实三维影像的系统,上述复合  
现实三维影像的制作方法包含:步骤(a),决定人  
体三维影像的第一现实三维空间坐标;步骤(b),  
决定医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标;  
步骤(c),从上述医疗设备的影像机构获取上述  
医疗设备周边的三维影像,并决定上述医疗设备  
周边的三维影像的第三现实三维空间坐标;步骤  
(d),对上述三种三维空间坐标中的位于相同坐  
标的影像进行调查;以及步骤(e),在上述相同坐  
标影像为一个的情况下,选择上述一个影像,在  
上述相同坐标影像为多个的情况下,从中选择所  
需的多个影像来制作复合现实三维影像。



1. 一种用于制作复合现实三维影像的系统,其特征在于,包含:

(a) 第一处理器,用于通过利用同一坐标系来计算 (i) 在将医疗设备适用于患者之前的患者的人体三维影像的第一现实三维空间坐标、(ii) 要适用于上述患者的体内的医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标及 (iii) 在上述医疗设备被放置在患者的体内时上述医疗设备的周边的三维影像的第三现实三维空间坐标,其中上述医疗设备包括影像机构和用于识别上述医疗设备的位置的识别部,

其中,上述识别部包括两个或更多个环以及显示所述两个或更多个环的特定位置的两个或更多个标记,上述两个或更多个环安装于上述医疗设备的不同的位置处,每个环的一侧附着安装有一个或更多个标记;

(b) 第二处理器,用于通过利用上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现实三维空间坐标来对上述三种三维空间坐标中的位于相同坐标的多个影像进行调查,然后,通过从所述多个影像中选择所需的影像,来制作复合现实三维影像;以及

(c) 用于获取第一现实三维空间坐标及第二现实三维空间坐标的X射线透视影像设备或射频电磁辐射设备。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现实三维空间坐标为直角坐标系。

3. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,用于决定上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现实三维空间坐标的同一坐标系是基于将上述医疗设备适用于上述患者的手术台来设定的。

4. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,利用从单平面X射线透视法或多平面X射线透视法中获取的信息来计算上述第一现实三维空间坐标及第二现实三维空间坐标。

5. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,利用在将医疗设备适用于患者之前获取的人体三维影像的三维空间坐标及上述患者的人体的特定部分的现实三维空间坐标来决定上述第一现实三维空间坐标。

6. 根据权利要求5所述的系统,其特征在于,利用从单平面X射线透视法或双平面X射线透视法中获取的信息来计算上述第一现实三维空间坐标,上述信息包括 (i) 第一X射线光源及第一X射线探测器的物理三维坐标信息、上述第一X射线光源与上述第一X射线探测器相互之间的距离信息及上述第一X射线探测器所探测的人体的特定部分的大小信息、(ii) 第二X射线光源及第二X射线探测器的物理三维坐标信息、上述第二X射线光源与上述第二X射线探测器相互之间的距离信息及上述第二X射线探测器所探测的人体的特定部分的大小信息、以及 (iii) 上述人体三维影像的三维空间坐标。

7. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述两个或更多个环具有互不相同的成像特性。

8. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述两个或更多个标记具有互不相同的成像特性。

9. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,利用显示于X射线透视影像中的上述识别部的环所透视的位置,来计算上述第二现实三维空间坐标。

10. 根据权利要求9所述的系统,其特征在于,通过利用显示于上述X射线透视影像中的上述识别部的环和标记所透视的位置,来计算上述第二现实三维空间坐标,由此,决定上述

医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标和上述标记的三维空间坐标,由此借助上述标记的三维空间坐标来掌握上述医疗设备的内部的相对位置。

11. 根据权利要求10所述的系统,其特征在于,利用上述识别部的位置信息,或者上述识别部的位置信息和尺寸信息,来计算上述第二现实三维空间坐标。

12. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述医疗设备包括无线电波反射体。

13. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述影像机构包括多个摄像机,并利用上述多个摄像机来获取上述医疗设备的周边的三维影像。

14. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述影像机构为摄像机,上述识别部安装在摄像机上。

15. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述影像机构为超声波探针。

16. 根据权利要求15所述的系统,其特征在于,上述识别部安装在超声波探针上。

17. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,上述人体三维影像和上述医疗设备的周边的三维影像为不同种类的影像。

18. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,还包含用于计算周期性-运动性的人体部位的三维影像及其第四现实空间坐标的处理器,上述周期性-运动性的人体部位具有周期性的运动,且与上述周期性的运动相联动来发生信号,其中上述第二处理器利用上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标、第三现实三维空间坐标及第四现实空间坐标来制作复合现实三维影像。

## 用于制作复合现实三维影像的系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及复合现实三维影像 (complex reality three-dimensional images) 的制作方法以及用于制作复合现实三维影像的系统。

### 背景技术

[0002] 在以侵入或非侵入的方式将医疗设备插入到人体的内部来进行手术的过程中, 为了提高手术的成功率, 预防产生意外的医疗事故, 不仅需要掌握人体组织的精密的空间位置, 而且还需要掌握向人体内部插入的医疗设备的精密的空间位置。

[0003] 在以往的医疗技术中, 为了对患者进行诊断及治疗, 在需要插入医疗设备的情况下, 在预先借助核磁共振成像 (MRI, magnetic resonance imaging)、计算机断层摄影影像 (CT, computed tomography)、正电子发射计算机断层摄影显像/计算机断层摄影 (PETCT)、伽马 (Gamma) 摄像机等来对患者的身体进行三维拍摄之后, 在未测定精确的位置的情况下向患者的身体的内部插入医疗设备。

[0004] 这种医疗技术虽然可以通过核磁共振成像或计算机断层摄影影像来了解患者身体的三维空间坐标, 但无法在手术过程中实时了解插入于患者身体的医疗设备的三维空间坐标, 因而有可能不必要地剥离患者的身体组织, 而由于这种不必要的组织的剥离, 存在可产生致命的并发症的问题。

[0005] 为了解决这种问题, 作为计算手术过程中的患者的身体的空间坐标的技术, 具有《相对坐标抽取装置及利用该装置的医疗影像装置 (韩国特许申请公开号: 10-2012-0096729)》, 但该技术为通过将影像获得装置安装于患者的身体来计算与目标标记之间的相对坐标的方式, 对于无法安装影像获得装置的患者身体部位而言, 难以识别患者的准确的空间坐标, 在患者的生命垂危而急需进行手术的情况下, 这种影像获得装置的安装及坐标分析存在浪费所谓手术的“黄金时间 (golden time)”的问题。

[0006] 并且, 作为特定对象体的三维形象分析技术, 可以例举《三维形象测定方法及三维形象测定系统 (韩国特许申请公开号: 10-2012-0090964)》。在该技术中, 表示被测定物的第一部分的三维形象的坐标值和表示被测定物的第二部分的三维形象的坐标值基于借助上述标记特定的基准坐标系来转换为坐标值, 并对转换后的坐标值进行合成, 从而获取上述被测定物整体的三维形象数据, 这种技术多少与本发明所要提出的医疗设备的三维空间坐标化技术相似。但是, 该技术需留有额外的在手术时无法使用的其他光源和基准坐标系, 因而存在无法在手术室放置这些装备的致命的问题, 由于该技术存在仅仅涉及特定物体的三维形象识别, 而并未提出关于特定物体在三维空间中位于哪个坐标的技术的问题, 因而难以应用于医疗设备的三维空间坐标。并且, 当前处于利用多种图像来进行手术及施术的趋势, 将互不相同的图像判断为互不相同的影像, 来进行施术或进行手术, 因而存在不便于判断的问题。

[0007] 在本说明书全文中参照了多个引用文献及专利文献, 并标有其引用。所有被引用的文献及专利文献的公开内容以参照的方式插入于本说明书中, 从而可以更加明确地说

明本发明所属技术领域的水平及本 发明的内容。

## 发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 为了解决现有技术的问题,本发明人进行了努力研究。结果,开 发出可对人体的三维空间坐标及医疗设备的三维空间坐标进行重合(coincede),来对种类互不相同的人体图像进行重合,从而可准确掌握 施术时所利用的医疗设备的三维位置的新方法,根据本发明的方法,可制作可以实时掌握施术现场的实际施术过程的现实三维影像。

[0010] 因此,本发明的目的在于,提供复合现实三维影像(complex reality three-dimensional image)的制作方法。

[0011] 本发明的另一目的在于,提供用于制作复合现实三维影像的系统。

[0012] 借助下述的实施例、发明要求保护范围及附图,将更加明确本发 明的其他目的及优点。

[0013] 解决问题的手段

[0014] 根据本发明的一实施方式,本发明提供复合现实三维影像的制作 方法,包含:

[0015] 步骤(a),决定在将医疗设备适用于对象(subject)之前所获取 的人体三维影像的第一现实三维空间坐标;

[0016] 步骤(b),决定适用于上述对象的医疗设备的影像的第二现实三 维空间坐标,上述医疗设备包括影像机构;

[0017] 步骤(c),从上述医疗设备的影像机构获取上述医疗设备周边的 三维影像,并决定上述医疗设备周边的三维影像的第三现实三维空间 坐标,上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现 实三维空间坐标为利用同一坐标系来决定的坐标;

[0018] 步骤(d),利用上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间 坐标及第三现实三维空间坐标来对上述三种三维空间坐标中的位于相 同坐标的影像进行调查(examining);以及

[0019] 步骤(e),在上述相同坐标影像为一个的情况下,选择上述一个 影像,在上述相同坐标影像为多个的情况下,从中选择所需的多个影 像来制作复合现实三维影像。

[0020] 为了解决现有技术的问题,本发明人进行了努力研究。结果,开 发出可对人体的三维空间坐标及医疗设备的三维空间坐标进行重合, 来对种类互不相同的人体图像进行重合,从而可准确掌握施术时所利 用的医疗设备的三维位置的新方法,根据本发明的方法,可制作可以 实时掌握施术现场的实际施术过程的现实三维影像。

[0021] 本发明涉及复合现实三维影像,本发明为对互不相同的影像进行 重合来制成一个三维影像的技术。

[0022] 在本发明中,重合的影像为人体三维影像、医疗设备三维影像及 医疗设备周边的三维影像(例如,借助影像医疗设备获得的影像)。优 选地,在本发明中,重合的影像为与人体三维影像、医疗设备三维影 像及医疗设备周边的三维影像和人体的信号或在医疗设备 获得的影像 相联动的影像。在本说明书中,在提及三维影像的过程中所使用的术语“复合 (complex)”意味着使上述互不相同的影像重合成一个影像。在本说明书中,在提及三维影 像的过程中所使用的术语“现实(reality)”意味着所制作的影像实时呈现实施施术的实

实际情况。在本说明书中，在提及三维空间坐标的过程中所使用的术语“现实(reality)”意味着在实施施术的空间或环境下的三维空间坐标。

[0023] 本发明虽然记载为复合现实三维影像的制作方法，但本发明还可以记载为将人体的三维影像的空间坐标和医疗设备的三维影像的空间坐标统一化的方法。

[0024] 根据本发明，在并非进行施术(例如，手术)的空间的其他空间中，确保在将医疗设备适用于对象之前借助影像设备对人体进行扫描来获取的三维影像空间坐标，在执行施术的空间借助多种影像技法，如X射线透视法来计算出人体的特定部位的三维空间坐标。使所计算出的特定部位的三维空间坐标和预先确保的人体的三维空间坐标上的特定部位的坐标重合，来获取施术对象的人体的三维影像的第一现实三维空间坐标。对于医疗设备而言，在借助多种影像技法，如X射线透视法来确保二维影像后，基于医疗设备与X射线光源及X射线探测器之间的距离关系，来获取医疗设备(例如，包括操作用医疗机构及医疗影像机构)的第二现实三维空间坐标。利用医疗设备的三维空间坐标，来决定在医疗影像机构所获取的三维影像的第三现实三维空间坐标。之后，将上述人体三维影像的第一现实三维空间坐标、医疗设备影像的第二现实三维空间坐标及在医疗影像机构所获取的三维影像的第三现实三维空间坐标统一化，来重新组成所需的影像。由此，本发明可提供施术的准确性及便利性。

[0025] 根据本发明的一实施例，第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标、第三现实三维空间坐标及第四现实三维空间坐标为直角坐标系。

[0026] 根据本发明的一实施例，用于决定上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标、第三现实三维空间坐标及第四现实三维空间坐标的同一坐标系为以将上述医疗设备适用于上述对象的手术台(operation table)为基准来指定的坐标系。

[0027] 根据本发明的一实施例，在上述步骤(a)中所利用的上述人体三维影像为X射线透视影像(fluoroscopy)、计算机体层摄影(CT, computed tomography)影像、核磁共振成像(MRI, magnetic resonance imaging)影像、正电子发射计算机断层摄影显像(PET, Positron emission tomography)影像、正电子发射计算机断层摄影显像/计算机体层摄影(PET/CT)影像、正电子发射计算机断层摄影显像/核磁共振成像(PET/MRI)影像、放射性核素显像(RI, radioisotope imaging)影像、超声波影像(ultrasonography)或它们的复合影像。

[0028] 根据本发明的一实施例，利用电磁辐射(electromagnetic radiation)来决定第一现实三维空间坐标及第二现实三维空间坐标，例如，上述电磁辐射为X射线或射频(radiofrequency)电磁辐射，特定为X射线。

[0029] 根据本发明的一实施例，利用X射线透视法(fluoroscopy)来决定第一现实三维空间坐标及第二现实三维空间坐标。

[0030] 根据本发明的一实施例，利用单平面X射线透视法(mono-plan fluoroscopy)、双平面X射线透视法(bi-plan fluoroscopy)或多平面X射线透视法(multi-plan fluoroscopy)来分别决定第一现实三维空间坐标及第二现实三维空间坐标。

[0031] 根据本发明的一实施例，利用在将医疗设备适用于对象之前获取的人体三维影像的三维空间坐标及上述对象人体的特定部分的现实三维空间坐标来决定步骤(a)中的第一现实三维空间坐标。

[0032] 根据本发明的一实施例,步骤(a)包含以下小步骤:小步骤(a-1),利用第一X射线光源来向上述对象的人体的特定部分照射X射线;小步骤(a-2),利用第一X射线探测器(detector)来探测基于上述第一X射线光源的上述人体的X射线透视影像;小步骤(a-3),以与基于上述第一X射线光源的X射线相交的方式利用第二X射线光源向上述人体的特定部分照射X射线;小步骤(a-4),利用第二X射线探测器来探测基于上述第二X射线光源的上述人体的X射线透视影像;以及小步骤(a-5),利用在上述第一X射线探测器及第二X射线探测器中探测的上述人体的影像来决定上述人体三维影像的第一现实三维空间坐标。

[0033] 根据本发明的一实施例,上述小步骤(a-5)包含以下小步骤:小步骤(a-5-1),利用上述第一X射线光源及上述第一X射线探测器的物理三维坐标信息、上述第一X射线光源与上述第一X射线探测器相互之间的距离信息及上述第一X射线探测器所探测的上述人体的特定部分的大小信息,来决定位于上述第一X射线光源与上述第一X射线探测器之间的上述人体的特定部分的三维影像的三维空间坐标,利用上述第二X射线光源及上述第二X射线探测器的物理三维坐标信息、上述第二X射线光源与上述第二X射线探测器相互之间的距离信息及上述第二X射线探测器所探测的上述人体的特定部分的大小信息,来决定位于上述第二X射线光源与上述第二X射线探测器之间的上述人体的特定部分的三维影像的三维空间坐标;小步骤(a-5-2),利用位于上述第一X射线光源与上述第一X射线探测器之间的上述人体的特定部分的三维影像的三维空间坐标和位于上述第二X射线光源与上述第二X射线探测器之间的上述人体的特定部分的三维影像的三维空间坐标,来决定上述人体的特定部分的三维空间坐标;以及小步骤(a-5-3),使上述人体的特定部分的三维空间坐标与上述步骤(a)中的人体三维影像的三维空间坐标重合,来决定上述人体三维影像的第一现实三维空间坐标。

[0034] 根据本发明的一实施例,上述医疗设备包括用于识别上述医疗设备的位置的识别部。由于医疗设备的整个三维形状以上述识别部为基准来掌握相对位置,因此,在体现复合实际影像的步骤中,利用上述识别部来体现医疗设备的三维图像。

[0035] 根据本发明的一实施例,上述识别部包括:(i),一个以上的球形态的识别部;(ii),一个以上的环形态的识别部;(iii),包括环和用于显示上述环的特定位置的一个以上的标记的识别部;(iv),包括一对以上的成对的环的识别部;(v),包括一对以上的成对的环和用于显示上述环的特定位置的一个以上的标记的识别部;或者(vi),包括用于显示分别区分的三个点的标记的识别部。

[0036] 尤其,上述识别部中的(vi)包括用于显示分别区分的三个点的标记的识别部利用用于显示各个点的图像各不相同的标记,或者以区分图像的线性标记的末端或标记相交的点来显示,从而区分上述(vi)识别部中的分别区分的三个点。

[0037] 根据本发明的一实施例,上述识别部包括一对以上的成对的环及一个以上的标记,上述成对的环安装于上述医疗设备的不同的位置,上述一个以上的标记安装于可显示上述环的位置的位置(例如,环的一侧)。

[0038] 根据本发明的一实施例,上述一对以上的成对的环具有互不相同的成像特性。术语“互不相同的成像特性”意味着在影像中以互不相同的方式呈现的某种特性(例如,位置、厚度、形状及放射线的透射度)。例如,表示因环的厚度互不相同而在X射线透视法中被相互区分来呈现出图像。

[0039] 根据本发明的一实施例,在上述标记为两个以上的情况下,上述 标记具有互不相同的成像特性(例如,位置、厚度、形状、长度及放 射线的透射度)。根据更加具体的实例,上述两个以上的标记因长度相 互不同而计算出互不相同的图像,从而呈现出互不相同的成像特性。

[0040] 根据本发明的一实施例,在上述X射线透视法中利用一个或两个 以上的X射线透视影像来决定上述第二现实三维空间坐标,上述步骤 (b) 包含以下小步骤:小步骤(b-1),利用X射线光源来向上述医疗 设备照射X射线;步骤(b-2),利用X射线探测器来探测基于上述 X 射线光源的上述医疗设备的X射线透视影像;以及小步骤(b-3),利 用显示于上述X射线透视影像中的上述识别部所透视的位置,来决定 上述医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标。

[0041] 根据本发明的一实施例,在上述小步骤(b-3)中,可利用显示于 上述X射线透视影像中的上述识别部所透视的位置,来决定上述医疗 设备的影像的第二现实三维空间坐标和上述标记的三维空间坐标,由 此,可借助上述标记的三维空间坐标来掌握上述医疗设备的 内部的相 对位置。

[0042] 根据本发明的一实施例,利用上述识别部的三维位置信息或上述 识别部的三维位置信息和尺寸(dimension)信息(例如,环的直径、环之间的距离及环附着于医疗设备的 形状),来实施上述小步骤(b-3)。更为具体地,在上述小步骤(b-3)中,利用X射线光源及上 述X射线 探测器的物理三维坐标信息、X射线光源与上述X射线探测器相互之 间的距离信息、上述X射线探测器所探测的上述医疗设备的大小信息 及上述环的直径和环之间的距离 来决定上述医疗设备影像的第二现实 三维空间坐标。

[0043] 根据本发明的一实施例,本发明所利用的医疗设备包括无线电波 反射体。根据本 发明一实施例,步骤(b)包含以下小步骤:小步骤(b-1), 利用第一微波发生器向上述无线 电波反射体发生第一微波;小步骤(b-2),利用第二微波发生器向上述无线电波反射体发 生第二微波;小 步骤(b-3),在上述小步骤(b-1)及小步骤(b-2)之后,接收从上述 无线电波反射体反射的第一微波及第二微波;以及小步骤(b-4),利用 所接收的上述第一微波及 第二微波的信息,来决定上述医疗设备的影 像的第二现实三维空间坐标。

[0044] 根据本发明的一实施例,医疗设备所包括的影像机构为多个摄像 机,并利用上述 多个摄像机来在上述步骤(c)中获取上述医疗设备周 边的三维影像。根据更为具体的实例,作为影像机构的摄像机包括识 别部,更具体地,作为识别部,包括一对环和附着于上述 环的各一侧 的标记。

[0045] 根据本发明的一实施例,医疗设备所包括的影像机构为超声波探 针,利用上述超 声波探针来在上述步骤(c)中获取上述医疗设备周边 的三维影像。根据更为具体的实例,作为上述影像机构的超声波探针 包括识别部,更具体地,识别部包括一对环、附着于上述 环的各一侧 的标记及扫描线。

[0046] 根据本发明的一实施例,上述步骤(a)中的人体三维影像和上述 步骤(c)中的医 疗设备周边的三维影像为不同种类的影像。

[0047] 根据本发明的一实施例,在上述步骤(e)中选择的位于相同坐标 的医疗设备的影 像及医疗设备周边的三维影像为相同时间点的影像。

[0048] 根据本发明的一实施例,还包含决定周期性-运动性的人体部位 (例如,心脏)的

三维影像及其第四现实空间坐标的步骤,上述周期性-运动性的人体部位具有周期性的运动,与上述周期性的运动相联动来发生信号(例如,心电图、血压、器官压力及腹压),利用上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标、第三现实三维空间坐标及第四现实空间坐标来实施上述步骤(d)。

[0049] 根据本发明的另一实施方式,本发明提供用于制作复合现实三维影像的系统。上述用于制作复合现实三维影像的系统包含:

[0050] (a),第一处理器,利用同一坐标系来计算(i)在将医疗设备适用于对象之前获取的人体三维影像的第一现实三维空间坐标、(ii)适用于上述对象的医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标及(iii)上述医疗设备周边的三维影像的第三现实三维空间坐标;以及

[0051] (b),第二处理器,利用上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现实三维空间坐标来对上述三种三维空间坐标中的位于相同坐标的影像进行调查,在上述相同坐标影像为一个的情况下,选择上述一个影像,在上述相同坐标影像为多个的情况下,从中选择所需的影像来制作复合现实三维影像。

[0052] 本发明的用于制作复合现实三维影像的系统用于体现上述的本发明的制作复合现实三维影像的方法,为了避免在本说明书过度复杂,省略对本发明的用于制作复合现实三维影像的系统与本发明的制作复合现实三维影像的方法之间的相同的内容的记载。

[0053] 根据本发明的一实施例,上述用于制作复合现实三维影像的系统还包括用于获取上述人体三维影像的X射线透视影像设备、计算机体层摄影影像设备、核磁共振成像影像设备、正电子发射计算机断层摄影显像影像设备、正电子发射计算机断层摄影显像/计算机体层摄影影像设备、正电子发射计算机断层摄影显像/核磁共振成像影像设备、放射性核素显像影像设备、超声波影像设备。

[0054] 根据本发明的一实施例,上述用于制作复合现实三维影像的系统还包括用于获取第一现实三维空间坐标及第二现实三维空间坐标的X射线透视影像设备或射频电磁辐射设备。

[0055] 根据本发明的一实施例,上述用于制作复合现实三维影像的系统还包括医疗设备,上述医疗设备包括用于识别医疗设备的位置的识别部。

[0056] 根据本发明的一实施例,利用于本发明的医疗设备包括影像机构。

[0057] 发明的效果

[0058] 归纳本发明的特征及优点如下:

[0059] (a),根据本发明,可制作可在三维人体影像中实时查看医疗设备的三维动态的影像,上述三维人体影像通过将产生医疗行为的现场的人体的空间坐标和事先确保的人体的三维影像及在现场的影像医疗设备中所获取的三维影像的坐标重合来获取。

[0060] (b),根据本发明,可以使预先确保的人体的三维影像与产生医疗行为的现场的人体的空间位置相重合的方式识别医疗设备的三维空间来实现坐标化,并可识别插入人体的医疗设备的空间。

[0061] (c),根据本发明,可通过在手术现场使用的X射线拍摄来实时识别医疗设备的三维空间。

[0062] (d),在识别医疗设备和人体的三维空间坐标之后,可对这些坐标实施统一化,从

而可以进行借助医疗设备的精密的手术。

[0063] (e), 可利用X射线光源、微波、超声波影像及三维(3D)摄像机来准确识别人体和医疗设备的三维空间坐标, 而基于这种人体和医疗设备的准确的位置识别, 防止在患者的内部脏器中发生不必要的剥离, 提供预防意外医疗事故的效果。

[0064] (f), 可通过在手术现场必须使用的X射线摄影机来识别医疗设备的空间坐标, 从而具有无需向手术现场搬入不必要的外部设备的效果。

[0065] (g), 通过使医疗设备的准确的三维空间坐标和人体的三维空间坐标统一化, 来在人体内部操作医疗设备, 从而提供可进行更加精密、安全的手术的效果。

[0066] (h), 基于计算机体层摄影等三维影像, 组合人体三维空间坐标、医疗设备的三维空间坐标及通过影像医疗设备拍摄的人体及医疗设备的三维空间坐标, 来显示于三维影像, 从而提供可实施更加准确的手术的效果。

## 附图说明

[0067] 图1为示出使用多个X射线光源来向被拍摄体(医疗设备)照射X射线的图。

[0068] 图2示出直角坐标系的三个轴, 图2的(a)部分示出在三维空间中的投影于探测器上的点A和探测器的位置, 图2的(b)部分示出直角坐标系上的上述探测器上的点A的二维平面。

[0069] 图3为以直线方式示出图1中的多个X射线光源、被拍摄体的影像及投影于三维平面上的被拍摄体的图。

[0070] 图4为示出附着有识别部(环和标记)的圆筒形的医疗设备的示意立体图。

[0071] 图5为示出在三维空间中从一个X射线光源P向医疗设备照射X射线时的X射线探测器上的医疗设备影像和所投影的医疗设备的图(在此, 省略了识别部)。

[0072] 图6为示出从形成用于连接图5的探测器上的一个环影像和环影像的边缘的直线AB的影像的X射线光源P透射X射线的医疗设备部分(以斜线显示)的三维平面图。

[0073] 图7为在二维平面示出位于相同平面的图6中的X射线光源P、X射线透射的医疗设备部分(以斜线显示)及探测器上的影像的直线AB(虚拟的线)的图。

[0074] 图8为示出在将两个环影像的边缘的点分别设为A、B、C、D, 将平分 $\angle APB$ 的直线与直线AB相交的点设为E, 将平分 $\angle CPD$ 的直线与直线CD相交的点设为F时的医疗设备和医疗设备的影像的图。

[0075] 在图9中, 当在图8中延伸用于连接点E、F的直线时, 若将与各环的影像相交的点设为G、H、I、J, 则这些点为从X射线光源P发射的X射线透射包括环的医疗设备的中心轴来形成的影像。此时, 将X射线透射的环上的点分别设为G'、H'、I'、J', 并示于三维平面图。

[0076] 在图10中, 由于图9中的通过贯通医疗设备的中心轴来形成的点G、H、I、J和与之相对应的点G'、H'、I'、J'及P位于相同的平面, 因而将它们之间的关系示于二维平面, 并将用于连接点G'、H'的线段的中点设为 $O_a$ , 将连接点I'、J'的线段的中点设为 $O_b$ 。

[0077] 图11为包括用于显示环的一个点的标记的医疗设备和X射线光源P与探测器上的医疗设备的影像, 将环的中点设为 $O_a$ , 将环与标记相交的点设为M', 将M'的影像设为M, 并示出图10中的点G、H、I、J。

[0078] 图12为附着有一对环和用于显示上述环的特定部位的杆(bar)形状的标记的摄

像机的外形的立体图。

[0079] 图13为示出被拍摄体的图像影像在三维摄像机成像的图。

[0080] 图14为示出被拍摄体的显示器影像和在图像传感器成像的影像的图。

[0081] 图15为以简要的直线方式在三维坐标中示出图12的图。

[0082] 图16为超声波影像医疗设备的识别部包括环、标记、扫描线的立体图。

### 具体实施方式

[0083] 可对本发明的复合现实三维影像的人体和医疗设备的空间坐标的统一化方法及系统实施多种变更,并可具有多种实施例,将特定实施例例示于附图,并进行详细的说明。但这并不代表将本发明限于特定的实施方式,而是应理解为本发明包括本发明的技术思想及技术范围所包括的所有变更、等同技术方案或代替技术方案。

[0084] 以下,参照附图对本发明的复合现实三维影像的制作方法进行详细说明如下。

[0085] 步骤(a):决定人体三维影像的第一现实三维空间坐标

[0086] 根据本发明,首先决定在将医疗设备适用于对象之前获取的人体三维影像的第一现实三维空间坐标。

[0087] 本发明的复合现实三维影像的制作方法分别计算作为对象(具体为人类,更具体为人类患者)的人体的三维影像的第一现实三维空间坐标和医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标,并对这些三维空间坐标实施重合。

[0088] 本发明所利用的在将医疗设备适用于对象之前获取的人体三维影像为通过利用多种影像设备来获取的影像。适当的影像设备来扫描人体,并制作三维影像。当然,人体的三维影像不仅包括人体的皮肤,而且还包括人体内部的脏器及骨骼(bone)的影像。

[0089] 根据本发明的一实施例,上述人体三维影像为X射线透视影像、计算机体层摄影影像、核磁共振成像影像、正电子发射计算机断层摄影显像影像、正电子发射计算机断层摄影显像/计算机体层摄影影像、正电子发射计算机断层摄影显像/核磁共振成像影像、放射性核素显像影像、超声波影像或它们的复合影像,根据具体的实施例,上述人体三维影像为计算机体层摄影影像或核磁共振成像影像。

[0090] 上述人体三维影像也可以为从上述影像装置获得的一个影像。选择性地,人体三维影像可以为对多个上述影像进行合成的复合影像。

[0091] 可通过利用多种电磁辐射来决定第一现实三维空间坐标,具体地,可利用X射线或射频电磁辐射,更具体地,可利用X射线。

[0092] 在利用X射线来决定第一现实三维空间坐标的情况下,可利用X射线透视法(单平面X射线透视法、双平面X射线透视法或多平面X射线透视法)来决定第一现实三维空间坐标。

[0093] 可利用在将医疗设备适用于对象之前获取的人体三维影像的三维空间坐标及上述对象人体的特定部分的现实三维空间坐标来决定步骤(a)中的人体三维影像的第一现实三维空间坐标。择一性地,可以不利用人体的特定部分的现实三维空间坐标而直接决定人体三维影像的三维空间坐标。例如,在当前的施术实务操作中,手术台设有用于获取人体三维影像的设备,可从位于上述手术台的患者直接获取人体三维影像,从而决定上述患者的人体现实三维空间坐标。择一性地,还可利用在手术台获取的三维影像和在并非手术

台的地方获取的三维影像来决定现实三维空间坐标。

[0094] 这是因为在施术前通过计算机体层摄影或核磁共振成像来拍摄的 人体的三维影像为通过使用造影剂来获取的影像,与通过不使用造影剂而使用的X射线透射法拍摄的影像相比,影像的画质不同,且在施 术的过程中无法持续使用造影剂,因此,利用X射线透视法来计算出 计算机体层摄影等的三维影像的现实三维空间坐标并应用是非常有效 的。

[0095] X射线透视法可通过多种方式来实施。具体地,决定第一现实三 维空间坐标的步骤包含:步骤(a-1),利用第一X射线光源来向上述 对象的人体的特定部分照射X射线;步骤(a-2),利用第一X射线探 测器来探测基于上述第一X射线光源的上述人体的X射线透视影 像;步骤(a-3),以与基于上述第一X射线光源的X射线相交的方式利用 第二X射线光源向 上述人体的特定部分照射X射线;步骤(a-4),利 用第二X射线探测器来探测基于上述第二X 射线光源的上述人体的X 射线透视影像;以及步骤(a-5),利用在上述第一X射线探测器及 第 二X射线探测器中探测的上述人体的影像来决定上述人体三维影像的 第一现实三维空 间坐标。

[0096] 上述小步骤(a-5)包含:小步骤(a-5-1),利用上述第一X射线 光源及上述第一X射 线探测器的物理三维坐标信息、上述第一X射线 光源与上述第一X射线探测器相互之间的 距离信息及上述第一X射线 探测器所探测的上述人体的特定部分的大小信息,来决定位于 上述第 一X射线光源与上述第一X射线探测器之间的上述人体的特定部分的 三维影像的 三维空间坐标,利用上述第二X射线光源及上述第二X射 线探测器的物理三维坐标信息、上 述第二X射线光源与上述第二X射 线探测器相互之间的距离信息及上述第二X射线探测器 所探测的上述 人体的特定部分的大小信息,来决定位于上述第二X射线光源与上述 第二X 射线探测器之间的上述人体的特定部分的三维影像的三维空间 坐标;小步骤(a-5-2),利 用位于上述第一X射线光源与上述第一X 射线探测器之间的上述人体的特定部分的三维影 像的三维空间坐标和 位于上述第二X射线光源与上述第二X射线探测器之间的上述人体的 特定部分的三维影像的三维空间坐标,来决定上述人体的特定部分的 三维空间坐标;以及 小步骤(a-5-3),使上述人体的特定部分的三维 空间坐标与上述步骤(a)中的人体三维影 像的三维空间坐标重合,来 决定上述人体三维影像的第一现实三维空间坐标。

[0097] 通过多个X射线透视法计算出可通过X射线透视法良好地确认的 人体的特定部分 的第一现实三维空间坐标,并以此为基准来计算出其 他部分的现实三维空间坐标。若对多 个人体的部分计算出现实三维空 间坐标,则可减少通过X射线透视法来计算的现实三维空 间坐标的误 差。若在手术空间拍摄计算机体层摄影或在核磁共振成像,使得三维 影像的 三维空间坐标与现实三维空间坐标相同,则可省略上述步骤。

[0098] 人体三维影像的第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标 及第三现实三 维空间坐标可利用可以表现三维的多种坐标系来决定。例如,可以为直角坐标系,但根据 实施本发明的环境及所使用的设备 等,本发明的实施人可使用其他坐标系,例如,球面坐 标系等作为基 准坐标系。

[0099] 为了使第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现 实三维空间坐 标重合,将利用同一坐标系,在此情况下,可将用于实 施施术的空间的多种位置作为基准。 其中,从便利性方面出发,适合 将手术台作为基准。

[0100] 例如,可以以如下方式构建以手术台作为基准的坐标。水平放置 手术台,且通常

将患者的头部所处的一侧设为上端,将患者的腿部侧 设为下端,当以从下端向上端观察时为基准来指定左右侧时,以如下 方式设定x轴、y轴、z轴,并设定原点0:x轴为经过手术台的下端 部位,并与手术台的短轴平行的水平线;y轴为经过可使X射线探测器或X射线光源最大限度地位于左侧的点,并与x轴相垂直且与x轴 相交的线;z轴为经过x轴与y轴相交的点且与手术台的长轴平行的水 平线。

[0101] 根据本发明的一实施例,在以手术台为基准的情况下,若在手术 台存在有助于设定三维坐标的刻度,则有利于设定三维坐标。

[0102] 步骤(b):决定人体医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标

[0103] 接着,决定适用于对象的医疗设备的影像的第二现实三维空间坐 标。医疗设备包括影像机构。

[0104] 以与对人体实施三维影像化并对人体的三维影像实施空间坐标化 相独立的方式对医疗设备实施空间坐标化。

[0105] 在这里,医疗设备包括与患者的身体的外部相接触或进入患者的 身体的内部的所有医疗设备。可将本发明所使用的医疗设备分为两种,一种为影像医疗设备,另一种为 执行功能的医疗设备。执行功能的医 疗设备为包括支架在内的剪刀、刀及针等用于执行施 术行为的机构。具体地,本发明所使用的医疗设备包括内视镜设备、超声波影像装置 及手 术用机器人等各种医疗设备。

[0106] 在这里,需要注意的是,对人体实施三维空间坐标化和对医疗设 备的位置实施三 维空间坐标化之间无须存在时间上的先后关系。因此,虽然在发明要求保护范围中将人体 的空间坐标化记载为步骤(a),并 在步骤(b)中记载了医疗设备的空间坐标化,但即使先对 医疗设备实 施空间坐标化也无妨,这应解释为属于本发明的保护范围。

[0107] 人体的三维空间坐标化和医疗设备的三维空间坐标化为并列及独 立进行的概念,但是,通常在先对患者进行计算机体层摄影或核磁共 振成像之后进行手术等,因而仅 在实务方面,在执行医疗设备的三维 空间坐标化之前执行人体的三维影像的制作及三维 空间坐标化。

[0108] 在本发明中所使用的空间坐标应为相同的坐标系,其单位也应相 同。作为一例, 医疗设备的三维空间坐标可以为直角坐标系。

[0109] 例如,可通过X射线透视法来计算人体和医疗设备的现实三维空 间坐标,还可利 用超声波影像装置或三维摄像机来辅助通过X射线透 视法进行的空间坐标化。

[0110] 若通过X射线透视法来计算空间坐标,则X射线为在对患者进行 手术的过程中持 续照射的光源,通过这种X射线透视法,可无需使用 其他医疗设备,因而非常经济。

[0111] 由于通过计算机体层摄影等来拍摄的影像并非为实时变化的身体 的影像,因此 为了完善通过计算机体层摄影等来拍摄的影像,使用三 维摄像机或超声波影像来对影像 进行结合,从而获取所需的影像,影 像结合的基准点可以以患者的身体所处的现实三维空 间坐标为基准。由于三维摄像机或超声波的影像为以各设备的基准点为基准来组成的 三维影像,因而若知道上述基准点的现实三维空间坐标,则可以以现 实三维空间坐标来代替 通过三维摄像机或超声波进行拍摄的人体或医 疗设备的三维空间坐标。利用X射线透视法 及影像设备的基准点的三 维空间坐标来计算出包括影像设备的医疗设备的现实三维空间 坐标。

[0112] 在使三维空间坐标合并或重合的情况下,在相同的空间坐标内存 在多种影像坐标,从中选择所需的影像的坐标来重新组成三维影像并 使用。

[0113] 例如,在插入支架来对大动脉类进行治疗的情况下,利用通过使 用造影剂进行拍摄的计算机体层摄影中所获取的人体三维影像作为大 动脉的形状,使用通过X射线透射法计算出的三维影像作为包括支架 的医疗设备。此时,包括支架的医疗设备位于大动脉内,因此,医疗 设备的坐标包含于大动脉的坐标,使得医疗设备所占的坐标显示为医 疗设备,剩余大动脉的坐标显示为大动脉。

[0114] 作为再一例,在利用三维内视镜来对肺进行手术的情况下,由于 在进行手术时,肺里的空气被排出,并以肺的容积变小的状态进行手 术,但由于计算机体层摄影的三维影像无法反映出上述情况,因而容 积变小的肺的影像使用三维摄像机的影像,而无法通过三 维摄像机看 到的部分则使用计算机体层摄影的三维影像。

[0115] 作为另一例,在利用导管对心脏瓣膜进行手术(施术)的情况下, 导管需要为了抵达心脏而经过血管,此时,将计算机体层摄影的三维 影像用于血管的形状,并利用通过X射线透视法来获取的导管的三维 影像,并且,由于很难通过X射线透视法来观察心脏瓣膜的运动,因 而利用超声波影像(二维影像或三维影像),而由于难以通过超声波 影像来掌握导管的细微的影像,因而使用通过X射线透视法获取的三 维影像。

[0116] 并且,在本发明中,决定适用于对象的医疗设备的影像的第二现 实三维空间坐标。

[0117] 通过例示X射线透视法来对决定人体三维影像的第一现实三维空 间坐标及医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标进行说明如下。

[0118] 首先,利用第一X射线光源1a向人体的特定部分(或医疗设备) 照射X射线。之后,第一X射线探测器探测从第一X射线光源照射并 经过人体的特定部分(或医疗设备)的X射线。以相同的方法,利用 第二X射线光源1b向人体的特定部分(或医疗设备)照射X射线,第 二X射线探测器探测从第二X射线光源照射并经过人体的特定部分(或 医疗设备)的X射线。在此情况下,如图1所示,从第一X射线光源 及第二X射线光源照射的X射线对相同的身体的特定部分(或医疗设 备)进行探测,且上述X射线相交。

[0119] 第一X射线光源的物理性的坐标位置为以物理性的方式预先提供 的信息,第一X射线探测器的物理性的坐标位置也是以物理性的方式 预先提供的信息。并且,第二X射线光源的物理性的坐标位置为以物 理性的方式预先提供的信息,第二X射线探测器的物理性的 坐标位置 也是以物理性的方式预先提供的信息。若人体的特定部分(或医疗设 备)极小,则如图3所示,可以表示为线相交的点。为了利用点来表 示探测到的特定部分,需要为 易被X射线探测的小的部位或需具有基 于探测的角度影像的中点所呈现出 的部位的位置变化小的特性。在这 里,人体的特定部位并不仅仅局限于自然的人体部位,而是根据目的, 包括位于身体的内部或身体的外部的人造物或自然物的概念。

[0120] 为了计算图3中的直线相交的点,需计算出探测器上的影像的现 实坐标。图2的 (a)部分示出X射线探测器位于现实三维空间中的任意空间,并示出借助X射线来产生的探 测器上的影像A,图2的 (b)部分示出探测器上的影像的二维坐标。

[0121] 从设置于手术台的X射线透视器中,可以以物理性的方式掌握X 射线光源的位置和探测器的现实三维空间坐标。以此为基础,可知探 测器上的影像的现实三维空间坐标。

[0122] 可以以物理性的方式掌握图2中的X射线探测器的中点D和构成探测器的二维坐标的 $X_d$ 轴和 $Y_d$ 轴。若将点D的坐标设为 $(d_1, d_2, d_3)$ ，将 $X_d$ 轴的向量设为 $\vec{u} = (d, e, f)$ ，将 $Y_d$ 轴的向量设为 $\vec{v} = (g, h, i)$ ，且产生于探测器的影像的点A的坐标为 $(a, b)$ ，则可计算出点A的三维坐标为 $(a_1, a_2, a_3)$ ，计算方法如下。

[0123] 点A为位于 $X_d$ 轴且经过离点D相距a的点H，还具有与 $Y_d$ 相同的向量v的直线上，并与点H相距b的点。

[0124] 若点H为 $H(h_1, h_2, h_3)$ ，则

$$[0125] \quad a = \sqrt{(d_1 - h_1)^2 + (d_2 - h_2)^2 + (d_3 - h_3)^2} \rightarrow \text{式 1,}$$

[0126] 由于直线 $\overline{X_d}$ 为经过点D并具有 $\vec{u}$ 的直线，因此，

$$[0127] \quad \overline{X_d} \text{ 的方程式为 } \frac{(x-d_1)}{d} = \frac{(y-d_2)}{e} = \frac{(z-d_3)}{f}。$$

[0128] 由于点H为直线 $\overline{X_d}$ 上的点，因此，

[0129] 代入H的坐标 $(h_1, h_2, h_3)$ ，

$$[0130] \quad \text{则 } \frac{(h_1 - d_1)}{d} = \frac{(h_2 - d_2)}{e} = \frac{(h_3 - d_3)}{f}。$$

[0131] 因此，

$$[0132] \quad h_2 = \frac{e}{d}(h_1 - d_1) + d_2,$$

$$[0133] \quad h_3 = \frac{f}{d}(h_1 - d_1) + d_3。$$

[0134] 若将上述 $h_2, h_3$ 代入式1，则

$$[0135] \quad a = \sqrt{(h_1 - d_1)^2 + \left\{ \frac{e}{d}(h_1 - d_1) + d_2 - d_2 \right\}^2 + \left\{ \frac{f}{d}(h_1 - d_1) + d_3 - d_3 \right\}^2}$$

$$[0136] \quad a = \sqrt{(h_1 - d_1)^2 + \left\{ \frac{e}{d}(h_1 - d_1) \right\}^2 + \left\{ \frac{f}{d}(h_1 - d_1) \right\}^2}$$

$$[0137] \quad a = \sqrt{(h_1 - d_1)^2 + \frac{e^2}{d^2}(h_1 - d_1)^2 + \frac{f^2}{d^2}(h_1 - d_1)^2}$$

$$[0138] \quad a = \sqrt{\frac{d^2}{d^2}(h_1 - d_1)^2 + \frac{e^2}{d^2}(h_1 - d_1)^2 + \frac{f^2}{d^2}(h_1 - d_1)^2}$$

$$[0139] \quad a = (h_1 - d_1) \sqrt{\frac{(d^2 + e^2 + f^2)}{d^2}}$$

$$[0140] \quad h_1 - d_1 = \frac{ad}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}$$

$$[0141] \quad h_1 = d_1 + \frac{d \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}$$

[0142] 以相同的方法求得

$$[0143] \quad h_2 = d_2 + \frac{e \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}, \quad h_3 = d_3 + \frac{f \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}。$$

[0144] 因此,点H( $h_1, h_2, h_3$ )的坐标为

$$[0145] \left( d_1 + \frac{d \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}, d_2 + \frac{e \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}, d_3 + \frac{f \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}} \right)。$$

[0146] 若设H为H( $h_1, h_2, h_3$ )为,则

[0147] 经过点H并具有 $Y_d$ 的向量,即,向量 $\vec{v} = (g, h, i)$ 的直线为,

$$[0148] \frac{(x-h_1)}{g} = \frac{(y-h_2)}{h} = \frac{(z-h_3)}{i}。$$

[0149] 由于,点A( $a_1, a_2, a_3$ )位于上述直线上,因此,

$$[0150] \frac{(a_1-h_1)}{g} = \frac{(a_2-h_2)}{h} = \frac{(a_3-h_3)}{i} \rightarrow \text{式 2,}$$

[0151] 由于点H与点A之间的距离

[0152] 为b,因此,

$$[0153] b = \sqrt{(a_1-h_1)^2 + (a_2-h_2)^2 + (a_3-h_3)^2} \rightarrow \text{式 3,}$$

[0154] 若整理式2和式3,则

$$[0155] a_1 = h_1 + \frac{g \times b}{\sqrt{g^2 + h^2 + i^2}},$$

$$[0156] a_2 = h_2 + \frac{h \times b}{\sqrt{g^2 + h^2 + i^2}},$$

$$[0157] a_3 = h_3 + \frac{i \times b}{\sqrt{g^2 + h^2 + i^2}}。$$

[0158] 若将它们分别代入 $h_1 = d_1 + \frac{d \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}$ 、 $h_2 = d_2 + \frac{e \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}$ 、 $h_3 = d_3 + \frac{f \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}}$ ,则

$$[0159] a_1 = d_1 + \frac{d \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}} + \frac{g \times b}{\sqrt{g^2 + h^2 + i^2}},$$

$$[0160] a_2 = d_2 + \frac{e \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}} + \frac{h \times b}{\sqrt{g^2 + h^2 + i^2}},$$

$$[0161] a_3 = d_3 + \frac{f \times a}{\sqrt{d^2 + e^2 + f^2}} + \frac{i \times b}{\sqrt{g^2 + h^2 + i^2}}。$$

[0162] 因此,若知道放射线探测器的中点D( $d_1, d_2, d_3$ ),知道探测器 的基准线,即, $X_d, Y_d$ 的向量 $\vec{u}$ 、 $\vec{v}$ ,并知道探测器上的任意点A的坐标(a, b),则可求得点A的三维坐标。

[0163] 像这样,在计算出探测器上的任意影像的现实三维空间坐标后,计算出图3中的在三维空间相交的点的坐标,则上述坐标将成为人体 的特定部分(或医疗设备)的坐标。

[0164] 求得上述坐标的计算方法如下。

[0165] 在图3中,若将在X射线的光源A中拍摄面积积极小的被拍摄体M 来产生的影像设为点B,与光源C相对应的影像设为D,则经过两个 点A、B的直线 $\overline{AB}$ 的方程式为

$$[0166] \frac{x-a_1}{a_1-b_1} = \frac{y-a_2}{a_2-b_2} = \frac{z-a_3}{a_3-b_3},$$

[0167] 设 $a_1 = a_1 - b_1, a_2 = a_2 - b_2, a_3 = a_3 - b_3$ ,则

[0168] 
$$\frac{x-a_1}{\alpha_1} = \frac{y-a_2}{\alpha_2} = \frac{z-a_3}{\alpha_3}。$$

[0169] 设 $\beta_1=c_1-d_1, \beta_2=c_2-d_2, \beta_3=c_3-d_3$ , 则

[0170] 经过两点C、D的直线 $\overline{CD}$ 的方程式为

[0171] 
$$\frac{x-c_1}{\beta_1} = \frac{y-c_2}{\beta_2} = \frac{z-c_3}{\beta_3}。$$

[0172] 设直线 $\overline{AB}$ 和直线 $\overline{CD}$ 相交的点为M( $m_1, m_2, m_3$ ), 则由于M为位于 $\overline{AB}$ 、 $\overline{CD}$ 上的点, 因此

[0173] 
$$\frac{m_1-a_1}{\alpha_1} = \frac{m_2-a_2}{\alpha_2} = \frac{m_3-a_3}{\alpha_3} \rightarrow \text{式 4,}$$

[0174] 
$$\frac{m_1-c_1}{\beta_1} = \frac{m_2-c_2}{\beta_2} = \frac{m_3-c_3}{\beta_3} \rightarrow \text{式 5,}$$

[0175] 在式4中,

[0176] 
$$m_2 = \frac{\alpha_2}{\alpha_1}(m_1 - a_1) + a_2,$$

[0177] 在式5中,

[0178] 
$$m_2 = \frac{\beta_2}{\beta_1}(m_1 - c_1) + c_2$$

[0179] 
$$\frac{\alpha_2}{\alpha_1}(m_1 - a_1) + a_2 = \frac{\beta_2}{\beta_1}(m_1 - c_1) + c_2$$

[0180] 
$$\left(\frac{\alpha_2}{\alpha_1} - \frac{\beta_2}{\beta_1}\right)m_1 = \frac{\alpha_2}{\alpha_1} \times a_1 - \frac{\beta_2}{\beta_1}c_1 + c_2 - a_2$$

[0181] 因此,

[0182] 
$$m_1 = \frac{\frac{\alpha_2}{\alpha_1} \times a_1 - \frac{\beta_2}{\beta_1}c_1 + c_2 - a_2}{\frac{\alpha_2}{\alpha_1} - \frac{\beta_2}{\beta_1}},$$
 可通过相同的方法来求得 $m_2, m_3$ 。

[0183] 如上所述, 利用放射线透视法, 即, 多个放射线透视法来计算人体的特定部分的现实三维坐标, 并使上述人体的特定部分的现实三维坐标和计算机体层摄影等的三维影像的三维坐标重合, 从而可计算出计算机体层摄影等的三维影像的现实三维空间坐标。

[0184] 可对相同的特定人体部分执行两个以上的透视法, 透视法越多, 现实三维空间坐标的计算的误差越减少。

[0185] 并且, 如图1所示, 由于以放射状展开的X射线的特征, 若人体的特定部分(或医疗设备)离光源越近, 则探测器中的人体的特定部分(或医疗设备)的影像越大, 相反, 若人体的特定部分(或医疗设备)离光源越远, 则人体的特定部分(或医疗设备)的影像将与人体的特定部分(或医疗设备)的现实大小相同。由于可从计算机体层摄影等的三维影像中计算出基于所探测的角度的人体的特定部分(或医疗设备)的大小, 因此, 若测定人体的特定部分(或医疗设备)的影像的大小, 则可计算人体的特定部分(或医疗设备)位于第一X射线光源与第一探测器之间及第二X射线光源与第二探测器之间的哪个坐标。由此, 可完善通过计算两个直线在上述的空间上相交的点来计算现实三维坐标的方式。

[0186] 在计算医疗设备的现实三维空间坐标的方法中,若知道医疗设备的机械性形状和大小,则可更加有效地计算出三维空间坐标。而且,通过单一的X射线透视,也可计算出现实三维空间坐标。

[0187] 与掌握医疗设备的整体形状和大小并利用X射线透视法相比,在医疗设备的规定部分安装识别部来进行利用将更加有效。这是因为,若掌握安装于医疗设备的识别部的三维位置,则可利用上述识别部的三维位置来掌握医疗设备整体的三维位置。

[0188] 只要具有在执行放射线透视时,易于与被透视的人体进行区分的特征,则识别部可具有任何形状、形态及结构。

[0189] 更为特征性地,上述识别部为:(i),一个以上的球形态的识别部;(ii),一个以上的环形态的识别部;(iii),包括环和用于显示上述环的特定位置的一个以上的标记的识别部;(iv),包括一对以上的成对的环的识别部;(v),包括一对以上的成对的环和用于显示上述环的特定位置的一个以上的标记的识别部;或者(vi),包括用于显示分别区分的三个点的标记的识别部。

[0190] 尤其,在上述识别部中的(vi)包括用于显示分别区分的三个点的标记的识别部中,通过使用用于显示各个点的图像各不相同的标记或以区分图像的线性标记的末端或标记相交的点来显示,从而区分分别区分的三个点。

[0191] 根据本发明的一实施例,识别部由环和标记组成,环由一对以上组成(上述环的厚度相同或不同),上述环以包围医疗设备的方式组成。

[0192] 只要上述两个以上的环的位置在医疗设备中相互隔开,则位于任何位置也无妨,例如,一个环可位于医疗设备的末端,另一个环可位于与上述末端隔开距离的位置。

[0193] 只要识别部所透视的放射线的透射度与人体的放射线的透射度不同,则可由任何物质制成识别部。例如,可由放射线的透射度非常低的材质制成识别部。

[0194] 根据本发明的一实施例,环可位于与医疗设备的中心轴相垂直的平面,根据需要,还可在上述环安装有多个标记。可在医疗设备安装多个上述标记,但配置十个以下为佳。

[0195] 根据本发明的一实施例,上述识别部包括两个以上的环及一个以上的标记,上述两个以上的环安装于上述医疗设备的不同的位置,上述一个以上的标记安装于可显示上述环的位置的位置。上述标记为用于显示上述环的特定位置的机构,例如,上述标记可以以附着的方式安装于上述环的一侧,即使不附着而位于直线的标记以直线延长的略微隔开的位置,也可显示环的特定部位。

[0196] 优选地,可根据需要来配置两个以上的环,可配置成以互不相同的厚度来掌握医疗设备的方向。并且,若利用可显示环的特定位置的标记,则可掌握医疗设备的内部的相对位置。医疗设备还可形成弯曲,若在弯曲部位的前后分别配置两个如上所述的环,则可获取弯曲的三维影像。

[0197] 图4为示出附着有识别部(环和标记)的圆筒形的医疗设备的示意立体图。在这里,为了便于计算,两个环位于具有相同的中心轴的圆筒的表面及与圆筒的中心轴相垂直的平面,且两个环的直径相同。以下的附图说明也相同。

[0198] 图5为在三维平面中示出任意位置的探测器对位于任意位置的附着有识别部的医疗设备实施放射线透视来获取的影像和医疗设备的图。影像的位置位于探测器的上方。

若从X射线光源P照射放射线，则如图5所示，放射线经由医疗设备，来在探测器的表面形成影像。从光源P照射的放射线经过两个环的切点A'、B'、C'、D'来在探测器的表面形成与之相对应的A、B、C、D的影像。因此，点A'、B'、C'、D'将位于直线 $\overline{PA}$ 、 $\overline{PB}$ 、 $\overline{PC}$ 、 $\overline{PD}$ 。因此，直线 $\overline{PA}$ 、 $\overline{PB}$ 、 $\overline{AB}$ 为位于相同平面的线。如图6所示，上述平面为放射线从X射线光源P一边以倾斜方式切割圆筒形医疗设备，一边经过圆筒形医疗设备的图。而且，图7为以二维图方式观察上述平面的状态。如图7所示，被切割的圆筒形呈椭圆，X射线光源P位于具有中点O的椭圆的一个轴，直线 $\overline{PA}$ 、 $\overline{PB}$ 为经过点P的椭圆的切线，上述直线 $\overline{PA}$ 、 $\overline{PB}$ 经过切点A'、B'。而且，若设直线 $\overline{PO}$ 和 $\overline{AB}$ 相交的点为E，则 $\angle APE$ 与 $\angle BPE$ 相同。但是，由于知道点P、A、B的坐标，因而可计算出经过点P并平分 $\angle APB$ 的直线和直线 $\overline{AB}$ 相交的点E的坐标。

[0199] 计算方法如下：若设 $\angle APE = \angle BPE = \alpha$ ，则三角形 $\triangle APE$ 的宽度 $S_1$ 为 $S_1 = \frac{1}{2} \sin \alpha \overline{PA} \times \overline{PE}$ ，三角形 $\triangle BPE$ 的宽度 $S_2$ 为 $S_2 = \frac{1}{2} \sin \alpha \overline{PB} \times \overline{PE}$ 。由于 $S_1 : S_2 = \frac{1}{2} \sin \alpha \overline{PA} \times \overline{PE} : \frac{1}{2} \sin \alpha \overline{PB} \times \overline{PE}$ ，因此， $S_1 : S_2 = \overline{PA} : \overline{PB}$ 。但是由于三角形 $\triangle APE$ 和三角形 $\triangle BPE$ 的高度相同，底边不同，因而 $S_1 : S_2 = \overline{AE} : \overline{EB}$ 。因此， $\overline{AE} : \overline{EB} = \overline{PA} : \overline{PB}$ 。若设线段 $\overline{AB}$ 和 $\overline{CD}$ 与平分 $\angle APB$ 、 $\angle CPD$ 的线相交的点分别为E、F，则线段 $\overline{EF}$ 为从X射线光源P照射的放射线经过圆筒形医疗设备的中心轴来形成的医疗设备的影像。而且，线段 $\overline{EF}$ 的延长线也将如此。如图8至图10所示，若将线段 $\overline{EF}$ 的延长线与一对环的影像相交的点分别设为G、H、I、J，则从X射线的光源P照射的放射线透射环上的点G'、H'、I'、J'，从而形成了探测器的影像的点G、H、I、J。因此，如图10所示，点G'、H'、I'、J'为包括医疗设备的中心轴、X射线光源P及直线 $\overline{GJ}$ 的面与安装于医疗设备的一对环相交的点。

[0200] 因此，点P、G、H、I、J、G'、H'、I'、J'为位于相同平面上的点。若以二维图方式观察上述平面，则如图10所示。

[0201] 图10中，点P为X射线光源，点G、H、I、J为从点P照射的放射线透射G'、H'、I'、J'来产生于探测器的影像的点。

[0202] 四边形G'H'I'J'为以包括中心轴的方式切割环与环之间的圆筒状医疗设备的圆筒的纵向剖面。因此，四边形G'H'I'J'为矩形。而且，点G'、H'为以环的中心为基准来相向的环上的点。而且，点I'、J'为以环的中心为基准来相向的环上的点。

[0203] 因此，线段 $\overline{GH}$ 和线段 $\overline{IJ}$ 的长度为环的直径，线段 $\overline{GT}$ 和线段 $\overline{HT}$ 的长度为环与环之间的距离。但是，若知道环的三维空间坐标，则可知圆筒形医疗设备的三维空间坐标。并且，若以此为基础来知道圆筒的中心轴，则可确保操作医疗设备的方便性。若将 $\overline{GH}$ 和 $\overline{IJ}$ 二等分的点分别设为 $O_a$ 、 $O_b$ ，则连接上述两个点 $O_a$ 、 $O_b$ 的直线为圆筒形医疗设备的中心(在图10中省略)。

[0204] 因此，若知道点G'、H'、I'、J'的三维空间坐标，则可计算出医疗设备的三维空间坐标。

[0205] 由于点P为X射线光源，点G、H、I、J为从点P照射的放射线透射G'、H'、I'、J'来在探测器产生的影像的点，因而通过上述的方法，可知点P、G、H、I、J的三维空间坐标。

[0206] 由于点G'、H'、I'、J'为位于直线 $\overline{PG}$ 、 $\overline{PH}$ 、 $\overline{PI}$ 、 $\overline{PJ}$ 上的点,因而若知道与点P之间的距离,即, $\overline{PG}$ 、 $\overline{PH}$ 、 $\overline{PI}$ 、 $\overline{PJ}$ 的长度,则可利用直线的方程式和两个点之间的公式来计算点G'、H'、I'、J'的三维空间坐标。

[0207] 如图10所示,将从点P向线段 $\overline{GT'}$ 和 $\overline{HT'}$ 的延长线形成垂直线来相交点分别设为S、T,将 $\overline{GH'}$ 的长度和 $\overline{IJ'}$ 的长度设为R,将 $\overline{GT'}$ 的长度和 $\overline{HT'}$ 的长度设为L,将 $\overline{PS}$ 的长度设为m,将 $\overline{IS}$ 的长度和 $\overline{JT}$ 的长度设为n。此时,R为环的直径,L为环之间的距离。以数学式表示上述内容则为,

$$[0208] \quad \overline{PS}=m, \quad \overline{IS}=\overline{JT}=n, \quad \angle PSG'=\angle PTH'=\frac{\pi}{2},$$

$$[0209] \quad \overline{GH'}=\overline{IJ'}=R, \quad \overline{GT'}=\overline{HT'}=L,$$

[0210] 因此,

$$[0211] \quad \overline{PG'}=\sqrt{(L+n)^2+m^2},$$

$$[0212] \quad \overline{PH'}=\sqrt{(L+n)^2+(R+m)^2},$$

$$[0213] \quad \overline{PI'}=\sqrt{n^2+m^2},$$

$$[0214] \quad \overline{PJ'}=\sqrt{n^2+(R+m)^2}。$$

[0215] 但是,由于L、R分别为环之间的距离和环的直径,因而为已知的常数。因此,若计算m、n,则可知直线 $\overline{PG'}$ 、 $\overline{PH'}$ 、 $\overline{PI'}$ 、 $\overline{PJ'}$ 的距离。计算m、n的方法如下。若设 $\angle GPH=h$ , $\angle HPI=i$ , $\angle IPJ=j$ , $\angle JPS=s$ , 则

$$[0216] \quad \tan s = \frac{n}{(m+R)},$$

$$[0217] \quad \tan(s+j) = \frac{n}{m},$$

$$[0218] \quad \tan(s+j+i) = \frac{(L+n)}{(R+m)},$$

$$[0219] \quad \tan(s+i+j+h) = \frac{(L+n)}{m}。$$

[0220] 利用公式: $\tan(\alpha-\beta) = \frac{(\tan\alpha - \tan\beta)}{(1 + \tan\alpha \times \tan\beta)}$ 来进行整理如下:

$$[0221] \quad \begin{aligned} \tan j &= \tan\{(s+j)-s\} = \frac{\tan(s+j) - \tan s}{1 + \tan s \times \tan(s+j)} = \frac{\frac{n}{m} - \frac{n}{m+R}}{1 + \frac{n}{m} \times \frac{n}{m+R}} = \frac{\frac{n(m+R) - m \times n}{m(m+R)}}{\frac{m(m+R) + n^2}{m(m+R)}} \\ &= \frac{mn + nR - mn}{m(m+R) + n^2} \end{aligned}$$

$$[0222] \quad \tan j = \frac{nR}{m^2 + mR + n^2}$$

$$[0223] \quad m^2 + mR + n^2 = \frac{nR}{\tan j} ,$$

$$[0224] \quad m^2 + mR + n^2 - \frac{nR}{\tan j} = 0 \rightarrow \text{式 6。}$$

$$[0225] \quad \tan i = \tan \{ (s+j+i) - (s+j) \}$$

$$[0226] \quad \tan i = \frac{\frac{L+n}{R+m} - \frac{n}{m}}{1 + \frac{L+n}{R+m} \times \frac{n}{m}} = \frac{\frac{m(L+n) - n(R+m)}{(R+m)m}}{\frac{(R+m)m + (L+n)n}{(R+m)m}} = \frac{mL + mn - nR - mn}{(R+m)m + (L+n)n}$$

$$= \frac{mL - nR}{m^2 + mR + nL + n^2}$$

$$[0227] \quad m^2 + mR + nL + n^2 = \frac{mL - nR}{\tan i} ,$$

$$[0228] \quad m^2 + mR + nL + n^2 - \frac{mL - nR}{\tan i} = 0 \rightarrow \text{式 7。}$$

$$[0229] \quad \tan h = \tan \{ (s+j+i+h) - (s+j+i) \} = \frac{\frac{L+n}{m} - \frac{L+n}{R+m}}{1 + \frac{L+n}{m} \times \frac{L+n}{R+m}} = \frac{\frac{(L+n)(R+m) - m(L+n)}{m(R+m)}}{\frac{m(R+m) + (L+n)^2}{m(R+m)}}$$

$$= \frac{(L+n)(R+m) - m(L+n)}{m(R+m) + (L+n)^2} = \frac{LR + mL + nR + mn - L - mn}{m^2 + mR + L^2 + 2nL + n^2}$$

$$[0230] \quad \tan h = \frac{LR + nR}{m^2 + mR + L^2 + 2nL + n^2} .$$

$$[0231] \quad m^2 + mR + L^2 + 2nL + n^2 = \frac{LR + nR}{\tan h} ,$$

$$[0232] \quad m^2 + mR + L^2 + 2nL + n^2 - \frac{LR + nR}{\tan h} = 0 \rightarrow \text{式 8。}$$

$$[0233] \quad \tan(j+i) = \tan \{ (s+j+i) - s \} = \frac{\frac{L+n}{R+m} - \frac{n}{R+m}}{1 + \frac{L+n}{R+m} \times \frac{n}{R+m}} = \frac{\frac{(R+m)L}{(R+m)^2}}{\frac{(R+m)^2 + nL + n^2}{(R+m)^2}} ,$$

$$[0234] \quad \tan(j+i) = \frac{RL + mL}{R^2 + 2mR + m^2 + nL + n^2} .$$

$$[0235] \quad R^2 + 2mR + m^2 + nL + n^2 = \frac{RL + mL}{\tan(j+i)} ,$$

$$[0236] \quad R^2 + 2mR + m^2 + nL + n^2 - \frac{RL + mL}{\tan(j+i)} = 0 \rightarrow \text{式 9,}$$

$$[0237] \quad \tan(j+i+h) = \tan \{ (s+j+i+h) - s \} = \frac{\frac{L+n}{m} - \frac{n}{R+m}}{1 + \frac{L+n}{m} \times \frac{n}{R+m}} = \frac{\frac{(R+m)(L+n) - mn}{m(R+m)}}{\frac{m(R+m) + nL + n^2}{m(R+m)}}$$

$$= \frac{RL + nR + mL + mn - mn}{m(R+m) + nL + n^2}$$

$$[0238] \quad \tan(j+i+h) = \frac{RL+nR+mL}{m^2+mR+nL+n^2}$$

$$[0239] \quad m^2+mR+nL+n^2 = \frac{RL+nR+mL}{\tan(j+i+h)},$$

式 10:

$$[0240] \quad m^2+mR+nL+n^2 - \frac{RL+nR+mL}{\tan(j+i+h)} = 0。$$

$$[0241] \quad \tan(i+h) = \tan\{(s+j+i+h)-(s+j)\} = \frac{\frac{L+n}{m} - \frac{n}{m}}{1 + \frac{L+n}{m} \times \frac{n}{m}} = \frac{\frac{mL+mn-mn}{m^2}}{\frac{m^2+nL+n^2}{m^2}}$$

$$[0242] \quad \tan(i+h) = \frac{mL}{m^2+nL+n^2}$$

$$[0243] \quad m^2+nL+n^2 = \frac{mL}{\tan(i+h)},$$

$$[0244] \quad m^2+nL+n^2 - \frac{mL}{\tan(i+h)} = 0 \rightarrow \text{式 11。}$$

[0245] 若式6-式7,则

$$[0246] \quad m^2+mR+n^2 - \frac{nR}{\tan j} - (m^2+mR+nL+n^2 - \frac{mL-nR}{\tan i}) = 0$$

$$[0247] \quad -(nL + \frac{nR}{\tan j}) + \frac{mL-nR}{\tan i} = 0$$

$$[0248] \quad \frac{mL}{\tan i} - (L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i})n = 0$$

$$[0249] \quad \frac{L}{\tan i}m = (L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i})n,$$

$$[0250] \quad m = (L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i}) \times \frac{\tan i}{L} n \rightarrow \text{式 12。}$$

[0251] 若式8-式10,则

$$[0252] \quad m^2+mR+L^2+2nL+n^2 - \frac{R(L+n)}{\tan h} - \left\{ m^2+mR+nL+n^2 - \frac{RL+nR+mL}{\tan(j+i+h)} \right\} = 0$$

$$[0253] \quad nL+L^2 - \frac{R(L+n)}{\tan h} + \frac{RL+nR+mL}{\tan(j+i+h)} = 0$$

$$[0254] \quad nL+L^2 - \frac{RL}{\tan h} - \frac{nR}{\tan h} + \frac{RL}{\tan(j+i+h)} + \frac{nR}{\tan(j+i+h)} + \frac{mL}{\tan(j+i+h)} = 0$$

$$[0255] \quad (L - \frac{R}{\tan h} + \frac{R}{\tan(j+i+h)})n + \frac{mL}{\tan(j+i+h)} + L^2 + RL(\frac{1}{\tan(j+i+h)} - \frac{1}{\tan h}) = 0$$

[0256] 将式12代入上述式,则

$$[0257] \quad (L - \frac{R}{\tan h} + \frac{R}{\tan(j+i+h)})n + \frac{L \times (L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i}) \times \frac{\tan i}{L} \times n}{\tan(j+i+h)} + L^2 + RL(\frac{1}{\tan(j+i+h)} - \frac{1}{\tan h}) = 0$$

[0258]

$$\left(L - \frac{R}{\tan h} + \frac{R}{\tan(j+i+h)}\right)n + \frac{(L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i}) \times \tan i \times n}{\tan(j+i+h)} + L^2 + RL \left(\frac{1}{\tan(j+i+h)} - \frac{1}{\tan h}\right) = 0$$

[0259]

$$n \times \left\{ L - \frac{R}{\tan h} + \frac{R}{\tan(j+i+h)} + \frac{L \tan j \tan i + R(\tan i + \tan j)}{\tan j \tan(j+i+h)} \right\} + L^2 + RL \left\{ \frac{\tan h - \tan(j+i+h)}{\tan(j+i+h) \tan h} \right\} = 0$$

[0260]

$$n \left\{ L - \frac{R}{\tan h} + \frac{R}{\tan(j+i+h)} + \frac{L \tan j \tan i + R(\tan i + \tan j)}{\tan j \tan(j+i+h)} \right\} + \frac{\tan h - \tan(j+i+h)}{\tan h \times \tan(j+i+h)} RL + L^2 = 0$$

[0261]

$$n \frac{L \tan h \tan j \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - R \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan j - \tan h \tan i \}}{\tan h \tan j \tan(j+i+h)}$$

$$= - \frac{RL \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)}{\tan h \tan(j+i+h)}$$

[0262]

$$n = - \frac{\tan j [RL \times \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)]}{L \tan h \tan j \times \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - R \times \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan i - \tan h \tan j \}}$$

[0263] 但在式12中可知,  $m = (L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i}) \times \frac{\tan i}{L} n$ , 因此,

$$[0264] \quad m = (L + \frac{R}{\tan j} + \frac{R}{\tan i}) \times \frac{\tan i}{L} \times \frac{-\tan j [RL \times \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)]}{L \tan h \tan j \times \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - R \times \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan i - \tan h \tan j \}}$$

[0265]

$$m = (L + \frac{R \tan i + R \tan j}{\tan j \tan i}) \times \frac{\tan i}{L} \times \frac{-\tan j [RL \times \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)]}{L \tan h \tan j \times \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - R \times \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan i - \tan h \tan j \}}$$

[0266]

$$m = (\frac{L \tan j \tan i + R \tan i + R \tan j}{\tan j \tan i}) \times \frac{\tan i}{L} \times \frac{-\tan j [RL \times \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)]}{L \tan h \tan j \times \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - R \times \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan i - \tan h \tan j \}}$$

[0267]

$$m = (\frac{L \tan j \tan i + R \tan i + R \tan j}{\tan j \times L}) \times \frac{-\tan j [RL \times \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)]}{L \tan h \tan j \times \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - R \times \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan i - \tan h \tan j \}}$$

[0268]

$$m = - \frac{(L \tan j \tan i + R \tan i + R \tan j) [RL \times \{ \tan h - \tan(j+i+h) \} + L^2 \tan h \tan(j+i+h)]}{L^2 \tan h \tan j \times \{ \tan(j+i+h) + \tan i \} - LR \times \{ \tan(j+i+h) \tan j - 2 \tan h \tan i - \tan h \tan j \}}$$

[0269] 即, 可通过已知的常数L(环之间的距离)、R(环的直径)、 $\tan h$ 、 $\tan i$ 、 $\tan j$ 、 $\tan(j+i+h)$ 来表示m、n。[0270] 但是, 若知道 $\triangle GPH$ 、 $\triangle HPI$ 、 $\triangle IPJ$ 的各边的长度, 则可知 $\angle GPH = h$ 、 $\angle HPI = i$ 、 $\angle IPJ = j$ 。[0271] 利用第二余弦定理 $\cos A = \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}$ 来进行整理, 则

$$[0272] \quad \cosh = \frac{(\overline{PG})^2 + (\overline{PH})^2 - (\overline{GH})^2}{2\overline{PG} \times \overline{PH}},$$

$$[0273] \quad \cos i = \frac{(\overline{PH})^2 + (\overline{PI})^2 - (\overline{HI})^2}{2\overline{PH} \times \overline{PI}},$$

$$[0274] \quad \cos j = \frac{(\overline{PI})^2 + (\overline{PJ})^2 - (\overline{IJ})^2}{2\overline{PI} \times \overline{PJ}}。$$

[0275] 但是,由于知道点P、G、H、I、J的坐标,因此,可利用两个点之间的公式来掌握各个直线的距离。

[0276] 由此,可以计算h、i、j的值,并可以计算正切(tan)值。

[0277] 由此,可以计算m、n的值。

[0278] 如上所述,可以计算点G'、H'、I'、J'的三维空间坐标,并计算出将线段 $\overline{GH'}$ 和 $\overline{IJ'}$ 二等分的点O<sub>a</sub>和O<sub>b</sub>,从而可计算出医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标。

[0279] 并且,可通过利用点G'、H'、I'、J'、O<sub>a</sub>、O<sub>b</sub>的三维空间坐标来计算出借助标记显示的环上的点的三维空间坐标。

[0280] 图11为包括用于显示环的一个点的标记的医疗设备和X射线光源P与探测器上的医疗设备的影像,将环的中点设为O<sub>a</sub>,将环与标记相交的点设为M',将M'的影像设为M,并示出图10中的G、H、I、J。

[0281] 点M'位于经过点P、M的直线 $\overline{PM}$ 上,由于点M'为环上的点,因而从圆的中点O<sub>a</sub>相隔 $\frac{R}{2}$ 程度的距离。若设P(p<sub>1</sub>, p<sub>2</sub>, p<sub>3</sub>), M(m<sub>1</sub>, m<sub>2</sub>, m<sub>3</sub>), O<sub>a</sub>(a<sub>1</sub>, a<sub>2</sub>, a<sub>3</sub>), O<sub>b</sub>(b<sub>1</sub>, b<sub>2</sub>, b<sub>3</sub>), 则 $\overline{PM}$ 的方程式为 m<sub>1</sub>-p<sub>1</sub>=α, m<sub>2</sub>-p<sub>2</sub>=β, m<sub>3</sub>-p<sub>3</sub>=γ, 并且,若设M'的坐标为(m'<sub>1</sub>, m'<sub>2</sub>, m'<sub>3</sub>), 则

$$[0282] \quad \frac{m'_1 - p_1}{\alpha} = \frac{m'_2 - p_2}{\beta} = \frac{m'_3 - p_3}{\gamma} \rightarrow \text{式 13,}$$

[0283] 由于M'与O<sub>a</sub>之间的距离为R/2, 因此,

$$[0284] \quad (b_1 - m'_1)^2 + (b_2 - m'_2)^2 + (b_3 - m'_3)^2 = \frac{R^2}{4} \rightarrow \text{式 14。}$$

[0285] 并且,由于M'为以点O<sub>a</sub>为中点来经过点A'、B'、G'、H'的圆的一个点,因而位于相同平面上,上述平面具有用于连接点O<sub>a</sub>、点O<sub>b</sub>的线来作为法线。

[0286] 上述平面的方程式为,

$$[0287] \quad \frac{x - a_1}{a_1 - b_1} + \frac{y - a_2}{a_2 - b_2} + \frac{z - a_3}{a_3 - b_3} = 0。$$

[0288] 因此,

$$[0289] \quad \frac{m'_1 - a_1}{a_1 - b_1} + \frac{m'_2 - a_2}{a_2 - b_2} + \frac{m'_3 - a_3}{a_3 - b_3} = 0 \rightarrow \text{式 15。}$$

[0290] 可通过对式13、式14、式15进行整理来求得M'(m'<sub>1</sub>, m'<sub>2</sub>, m'<sub>3</sub>)。

[0291] 可从所求得的M'、G'、O<sub>a</sub>、H'的坐标中计算出∠M'O<sub>a</sub>G'、∠M'O<sub>a</sub>H', 并可利用上述∠M'O<sub>a</sub>G'、∠M'O<sub>a</sub>H'来掌握标记的相对位置,从而可容易地操作医疗设备。

[0292] 若环与环之间以没有弯曲的方式相互平行,则可掌握环与环之间的医疗设备的位位置,从而可体现三维影像。

[0293] 并且,若利用可显示环上的特定的点的标记,则可掌握医疗设备的内部的相对位置。

[0294] 根据需要,可在环上附着一个以上的标记。在医疗设备形成弯曲的情况下,在弯曲部位的前后附着如上所述的两个环,从而可获取弯曲的三维影像。弯曲部位可以为两个以上。

[0295] 在X射线透视法中使用一个光源而不是多个光源的情况下,医疗设备需要规定的标记。而且,在使用多个光源的情况下,也利用规定的标记,从而可有助于完善对医疗设备的现实三维空间坐标的计算。

[0296] 规定的标记为可识别医疗设备的旋转、方向等的识别体。如上所述,在利用多个光源的情况下,可识别医疗设备的旋转、方向等,但在利用一个光源来计算医疗设备的三维空间坐标的情况下,存在难以获取医疗设备的准确的旋转或方向等的信息的问题。

[0297] 在利用一个光源的情况下,在利用X射线光源来向医疗设备照射X射线之后,X射线探测器探测基于X射线光源的医疗设备的X射线透视影像。之后,基于在X射线探测器中探测到的医疗设备的影像来计算医疗设备的三维空间坐标。

[0298] 本发明的医疗设备可包括无线电波反射体。

[0299] 在此情况下,第一微波发生器向无线电波反射体发生微波。

[0300] 在这里,微波应由对手术现场的各种医疗设备或人体无害的频率带宽形成。

[0301] 并且,通过第二微波发生器来向无线电波反射体发生微波。借助第二微波发生器来发生的微波的频率带宽与借助第一微波发生器发生的微波的频率带宽不同,相互之间不应产生干扰,优选地,借助第一微波发生器发生的微波和借助第二微波发生器发生的微波相互正交。

[0302] 之后,微波接收器接收通过上述无线电波反射体反射的第一微波及第二微波,来过滤并分离出基于第一微波的无线电波和基于第二微波的无线电波,并测定这些微波在发送后被反射来被接收的时间,从而计算无线电波反射体的位置,即,医疗设备的位置。

[0303] 步骤(c):决定医疗设备周边的三维影像的现实三维空间坐标

[0304] 从上述医疗设备的影像机构获取医疗设备周边的三维影像,来决定医疗设备周边的三维影像的第三现实三维空间坐标。

[0305] 根据本发明的一实施例,第三现实三维空间坐标为直角坐标系。

[0306] 医疗设备周边的三维影像可通过多个(例如,两个)摄像机来获取。

[0307] 根据本发明的一实施例,作为影像机构的摄像机包括两个环和分别附着于这些环的一侧的标记作为识别部。上述环可位于与上述摄像机的图像传感器相同的平面上或与上述摄像机的图像传感器不同的平面上。即使上述环位于与图像传感器不同的平面上,只要图像传感器位于与环所在的平面平行的平面,并知道两个平面之间的距离,则可掌握图像传感器的三维位置。上述标记可以以与上述图像传感器的x轴及y轴的方向相重合的方式附着于上述环。

[0308] 若将如上所述的识别部附着于医疗设备的影像机构,则可利用上述识别部来计算出在影像机构获取的三维影像的现实三维坐标,而且,影像机构的位置可以为体内或体外。

[0309] 首先,以利用三维摄像机的三维内视镜为例,三维摄像机由两个摄像机组成,若对各个摄像机向图像传感器的x轴和y轴的方向显示一对环和用于显示环上的点的标记,则可通过X射线透视法计算出各个摄像机的镜头的中心轴、图像传感器的x轴和y轴的方向

量,以此为 基础,可计算出三维摄像机的三维影像的现实三维空间坐标。

[0310] 对此进行更加具体的说明如下,将各个摄像机称为摄像机A(图 13中的图像传感器A)、摄像机B(图13中的图像传感器B)。若将 形成摄像机A的镜头的中心轴的直线设为 $Z_a$ ,将在摄像机A的图像传 感器的平面形成横轴的直线设为 $X_a$ ,将在摄像机A的图像传感器的平 面形成纵轴的直线设为 $Y_a$ ,将 $X_a$ 和 $Y_a$ 的交点设为 $O_a$ ,则直线 $Z_a$ 为经 过 $O_a$ 且与 $X_a$ 相垂直的 直线。当拍摄被拍摄体M时,若将被摄像机A 捕捉到的被拍摄体的影像(点)设为 $M'$ ,将与上 述被摄像机A捕捉到 的被拍摄体的影像(点)一对一相对应的图像传感器上的点设为 $M_a$ , 将摄像机A的焦点设为 $F_a$ ,则M为经过 $F_a$ 和 $M_a$ 的线上的点。

[0311] 如上所述,摄像机的镜头的中心轴可借助设置于圆筒形摄像机的 外表面的一对 环的放射线影像来计算,可借助用于显示环的一点的标 记来计算 $X_a$ 、 $Y_a$ 的向量。并能计算 出图像传感器的中点,即, $O_a$ 的 坐标。若知道 $X_a$ 和 $Y_a$ 的向量,并知道 $O_a$ 的现实三维空间坐标, 则可 通过在图1中所说明的方法来计算 $M_a$ 的现实三维空间坐标。而且,  $F_a$ 的现实三维空间 坐标位于镜头的中心轴上,并可以以机械性的方式 计算。利用点 $F_a$ 和 $M_a$ 的现实三维空间 坐标,可计算出直线 $\overline{M_a F_a}$ 的方 程式。由于点M为位于直线的延长线上的点,因此直线 $\overline{M_a F_a}$  的方程式 与直线 $\overline{M_a M}$ 的方程式相同。

[0312] 通过相同的方法,可知摄像机B的 $O_b$ 、 $M_b$ 、 $F_b$ 的坐标,因此,可 计算出经过点M、 $M_b$ 的 直线的方程式。而且,由于点M为经过点M、 $M_a$ 的直线和经过点M、 $M_b$ 的直线的交点,因而可计算 出点M的坐标。

[0313] 因此,可使三维摄像机的影像实现现实三维空间坐标化,与预先 获得的基于X射线 透视法的其他三维影像的现实三维空间坐标相联 动,来体现为虚拟图像。

[0314] 如图12所示,将摄像机设置成以重合的方式安装用于连接两个环 的中心的直线 与镜头的中心轴,并一边使标记所显示的环的特定位置 位于与图像传感器(摄像机A、摄像 机B)相同的平面上,一边连接该 点和图像传感器的中点,从而指示图像传感器的x轴和y轴 的向量。而且,以互不相同的方式显示与x轴和y轴相应的标记来进行区分。例如,一个标 记以长的方式显示,一个标记以短的方式显示。

[0315] 通过上述方法计算出两个环的中心轴,并计算出标记的三维坐标, 从而可知图像 传感器的x轴和y轴、镜头的中心轴(z轴)的向量和图 像传感器的中点。

[0316] 参照图13,若进行拍摄时的摄像机A的焦点为 $F_a$ ,则被拍摄体M 的影像 $M_a$ 为经过M和  $F_a$ 的直线与图像传感器相交的点。

[0317] 因此,M位于经过 $F_a$ 和 $M_a$ 的直线上。基于相同的理由,M位于 经过 $F_b$ 和 $M_b$ 的直线上。

[0318] 在图14中,图像传感器的中心 $O_a$ 和 $O_b$ 的三维坐标可借助设置于 各摄像机的外表面的 两对环的放射线影像来计算(图10的说明)。

[0319] 并且,显示于环的标记以位于图像传感器的x轴和y轴的线上的 方式显示,由于可 借助放射线影像来计算各个标记所指的环上的特定 的点的坐标,因而可计算出显示于各 摄像机的影像的x轴、y轴的三维 向量(图11的说明)。

[0320] 并且,在与传感器的x轴和y轴相垂直且经过图像传感器的中心 点( $O_a, O_b$ )的线上, 即,在经过一对环的中点的线上存在各摄像机 的焦点,由于通过调节镜头来决定焦距,因 而可知各摄像机的焦点、 $F_a$ 、 $F_b$ 的三维坐标。

[0321] 但是,由于被拍摄体M为经过 $M_a$ 、 $F_a$ 的直线和经过 $M_b$ 、 $F_b$ 的直线的交点,并分别知道 $M_a$ 、 $F_a$ 、 $M_b$ 、 $F_b$ 的三维坐标,因而可计算出两个直线在三维空间相交的点。

[0322] 更加具体地进行叙述如下,如图14所示,

[0323] 设 $M(m_1, m_2, m_3)$ ,  $M_a(a_1, a_2, a_3)$ ,  $M_b(b_1, b_2, b_3)$ ,  $F_a(c_1, c_2, c_3)$ ,  $F_b(d_1, d_2, d_3)$ ,

[0324] 设 $a_1 - c_1 = \alpha_1$ ,  $a_2 - c_2 = \alpha_2$ ,  $a_3 - c_3 = \alpha_3$ ,

[0325]  $b_1 - d_1 = \beta_1$ ,  $b_2 - d_2 = \beta_2$ ,  $b_3 - d_3 = \beta_3$ , 则

[0326] 直线 $\overline{MM_a}$ 为 $\frac{x - a_1}{\alpha_1} = \frac{y - a_2}{\alpha_2} = \frac{z - a_3}{\alpha_3}$ ,

[0327] 直线 $\overline{MM_b}$ 为 $\frac{x - b_1}{\beta_1} = \frac{y - b_2}{\beta_2} = \frac{z - b_3}{\beta_3}$ ,

[0328] 由于点 $M(m_1, m_2, m_3)$ 为两个直线的交点,因此,

[0329]  $\frac{m_1 - a_1}{\alpha_1} = \frac{m_2 - a_2}{\alpha_2} = \frac{m_3 - a_3}{\alpha_3}$

[0330]  $m_2 = \frac{\alpha_2}{\alpha_1} \times (m_1 - a_1) + a_2$

[0331]  $\frac{m_1 - b_1}{\beta_1} = \frac{m_2 - b_2}{\beta_2} = \frac{m_3 - b_3}{\beta_3}$

[0332]  $m_2 = \frac{\beta_2}{\beta_1} \times (m_1 - b_1) + b_2$

[0333]  $\frac{\alpha_2}{\alpha_1} \times (m_1 - a_1) + a_2 = \frac{\beta_2}{\beta_1} \times (m_1 - b_1) + b_2$

[0334]  $(\frac{\alpha_2}{\alpha_1} - \frac{\beta_2}{\beta_1})m_1 = \frac{\alpha_2}{\alpha_1}a_1 - \frac{\beta_2}{\beta_1}b_1 - a_2 + b_2$

[0335]  $m_1 = \frac{\frac{\alpha_2}{\alpha_1}a_1 - \frac{\beta_2}{\beta_1}b_1 - a_2 + b_2}{\frac{\alpha_2}{\alpha_1} - \frac{\beta_2}{\beta_1}}$

[0336]  $m_1 = \frac{\frac{\alpha_2\beta_1a_1 + \alpha_1\beta_2b_1 - \alpha_1\beta_1a_2 + \alpha_1\beta_1b_2}{\alpha_1\beta_1}}{\frac{\alpha_2\beta_1 + \alpha_1\beta_2}{\alpha_1\beta_1}}$

[0337]  $m_1 = \frac{\alpha_2\beta_1a_1 + \alpha_1\beta_2b_1 - \alpha_1\beta_1a_2 + \alpha_1\beta_1b_2}{\alpha_2\beta_1 + \alpha_1\beta_2}$

[0338] 将此代入直线式,可计算出 $m_2$ 、 $m_3$ 。

[0339] 即,由于可计算出三维摄像机的三维影像,即 $M(m_1, m_2, m_3)$ 的现实三维空间坐标,因此,可体现三维坐标上的三维影像。

[0340] 在影像机构中,超声波的例为,当对正在调查身体的超声波的探针进行放射线拍摄时,若对所拍摄的超声波探针的扫描线(scan line)的位置实施现实三维空间坐标化,则超声波图像将成为以扫描线为基准的影像,因此,可使上述影像的三维空间坐标实现现

实三维空间坐标化。

[0341] 参照图16,若在超声波探针(probe)的两个末端安装具有相同的中心轴且相互平行的环,并在上述环标记用于在外边缘显示扫描线的标记,则可通过上述的方法来计算扫描线的现实三维空间坐标。超声波影像显示与扫描线之间的相对位置,因而以此为基础,可使超声波影像的三维坐标实现现实三维空间坐标化。若超声波影像为三维影像,则可显示成三维影像,若超声波影像为二维影像,则可在三维影像内显示成二维影像。可使二维超声波影像与其他三维影像相结合来体现。

[0342] 步骤(d):对三种三维空间坐标中的位于相同坐标的影像进行调查

[0343] 如上所述,在决定人体三维影像的第一现实三维空间坐标、医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标及医疗设备周边的三维影像的第三现实三维空间坐标之后,在对上述三种三维空间坐标中的位于相同坐标的影像进行调查。

[0344] 步骤(e):制作复合现实三维影像

[0345] 在上述三种三维空间坐标中的位于相同坐标的影像为一个的情况下,选择上述一个影像,在上述相同坐标影像为多个的情况下,从中选择所需的多个影像来制作复合现实三维影像。由此,可实时利用一种增强现实等的效果来进行准确的施术。

[0346] 根据本发明的一实施例,本发明的复合现实三维影像的制作方法还包含决定周期性-运动性的人体部位(例如,心脏)的三维影像及其第四现实空间坐标的步骤,上述周期性-运动性的人体部位具有周期性的运动,与上述周期性的运动相联动来发生信号(例如,心电图、血压、器官压力及腹压),利用上述第一现实三维空间坐标、第二现实三维空间坐标、第三现实三维空间坐标及第四现实空间坐标来实施上述步骤(d)。例如,心脏的表面和内部的结构根据心脏的运动周期而发生规定的变化。而且,该变化根据心电图的波形的位置来发生规定的变化。因此,在每个心电图的波形的位置,可以视为心脏的形态学结构恒定。因此,按心电图的波形的位置,来获取心脏的三维影像(例如,利用食道心脏超声波),若计算出患者位于手术台时的影像的三维坐标,则即使不实时获取心脏的三维影像,也可通过与心电图联动来体现心脏的实时三维影像。根据其他实施例,在非手术现场的其他地方获取基于心电图的心脏计算机断层摄影或核磁共振成像三维影像,并且获取基于心电图的心脏超声波的二维影像或三维影像,利用相同的部位将上述影像整合于坐标,从而组成心脏的复合图像。此时,基于心电图的周期,心脏的复合图像存在多个图像。之后,对在手术台利用食道心脏超声波的心脏的第三现实空间坐标和心脏的复合图像的三维空间坐标进行重合,来获取心脏的复合图像的第四现实空间坐标,从而计算出基于心电图的周期的心脏的复合图像的第四现实空间坐标。在体现复合现实三维影像方面,可利用食道超声波图像和心电图的周期,或者单独利用食道超声波图像或心电图的周期来体现图像。

[0347] 复合现实三维影像的制作系统

[0348] 本发明的用于制作复合现实三维影像的系统包括第一处理器(processor),上述第一处理器利用同一坐标系来计算(i)在将医疗设备适用于对象之前获取的人体三维影像的第一现实三维空间坐标、(ii)适用于上述对象的医疗设备的影像的第二现实三维空间坐标及(iii)上述医疗设备周边的三维影像的第三现实三维空间坐标。并且,本发明的用于制作复合现实三维影像的系统包括第二处理器,上述第二处理器利用上述第一现实

三维空间坐标、第二现实三维空间坐标及第三现实三维空间坐标来对上述三种三维空间坐标中的位于相同坐标的影像进行调查,在上述相同坐标影像为一个的情况下,选择上述一个影像,在上述相同坐标影像为多个的情况下,从中选择所需的影像来制作复合现实三维影像。

[0349] 为了明确表示本发明,虽然本发明的用于制作复合现实三维影像的系统将结构要素分为第一处理器及第二处理器来进行记载,但在实际上,可将上述两个处理器制作成一个处理器。因此,本技术领域的普通技术人员可明确了解可以一同执行上述步骤的处理器也属于本发明的范围。

[0350] 本发明的用于制作复合现实三维影像的系统还可包括与上述处理器配套的计算机可读(computer-readable)存储介质。存储介质不受特殊限制,包括本领域公知的多种存储介质,例如,可写光盘(CD-R)、光盘只读存储器(CD-ROM)、数字多功能光盘(DVD)、载波所包含的数据信号、闪存、软盘、硬盘、磁带、微型碟片(MINIDISC)、非易失性存储卡、电可擦除只读存储器(EEPROM)、光磁盘、光存储介质、随机存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、系统存储器及网络服务器,但并不局限于此。

[0351] 本发明的用于制作复合现实三维影像的系统可以构建为多种方式。例如,本发明的系统可以构建为多处理器计算机阵列、网络服务器及多用户/交互式系统等。

[0352] 本发明的用于制作复合现实三维影像的系统可包括多个要素(element),例如,可包括用于存储影像和空间坐标的信息的数据库、利用同一坐标系来计算现实三维空间坐标的处理器及选择所需的影像来制作复合现实三维影像的处理器。

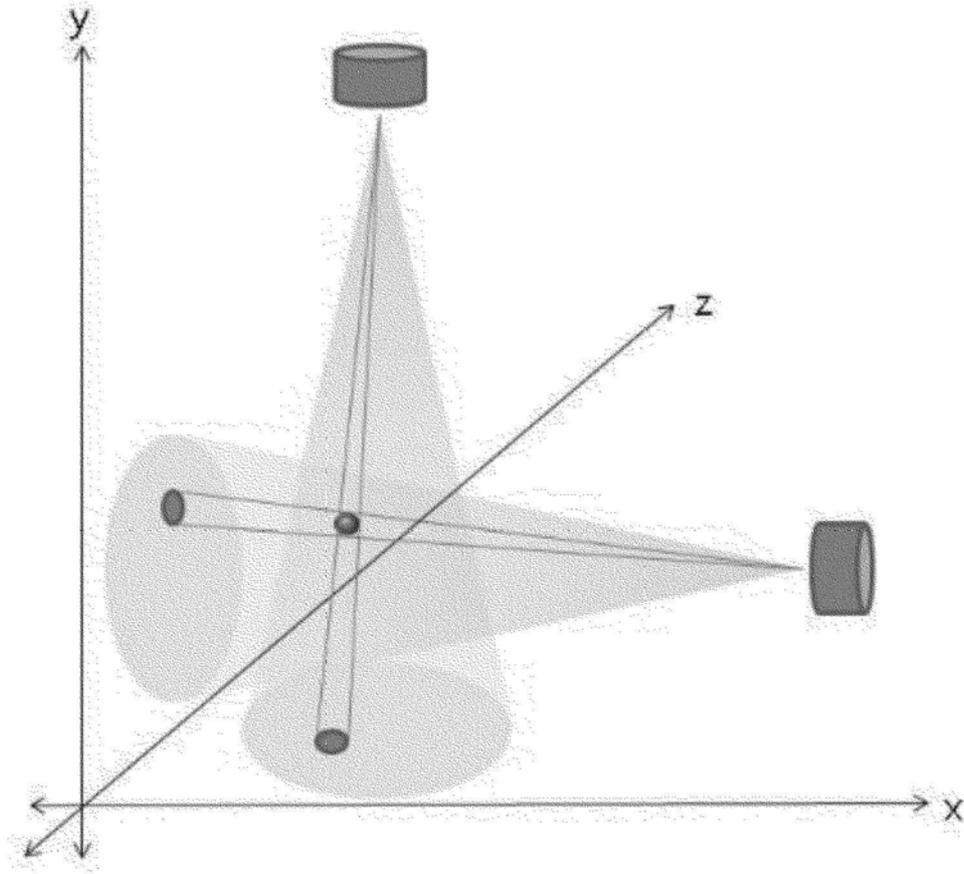


图1

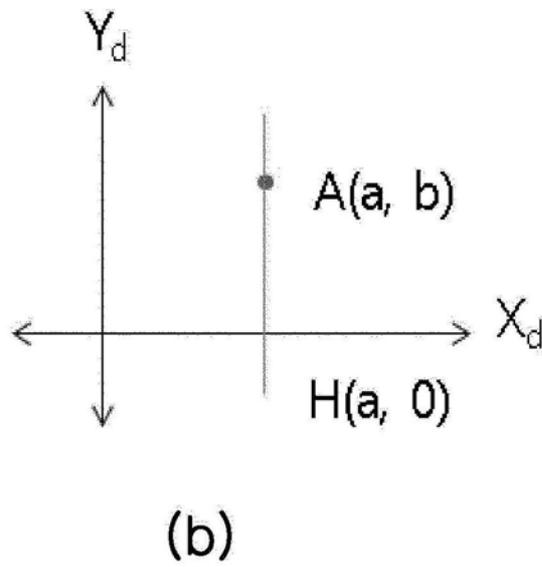
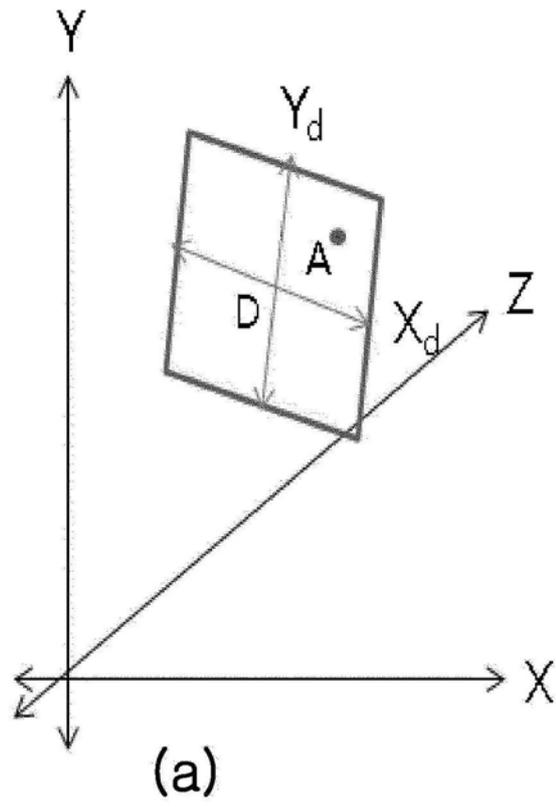


图2

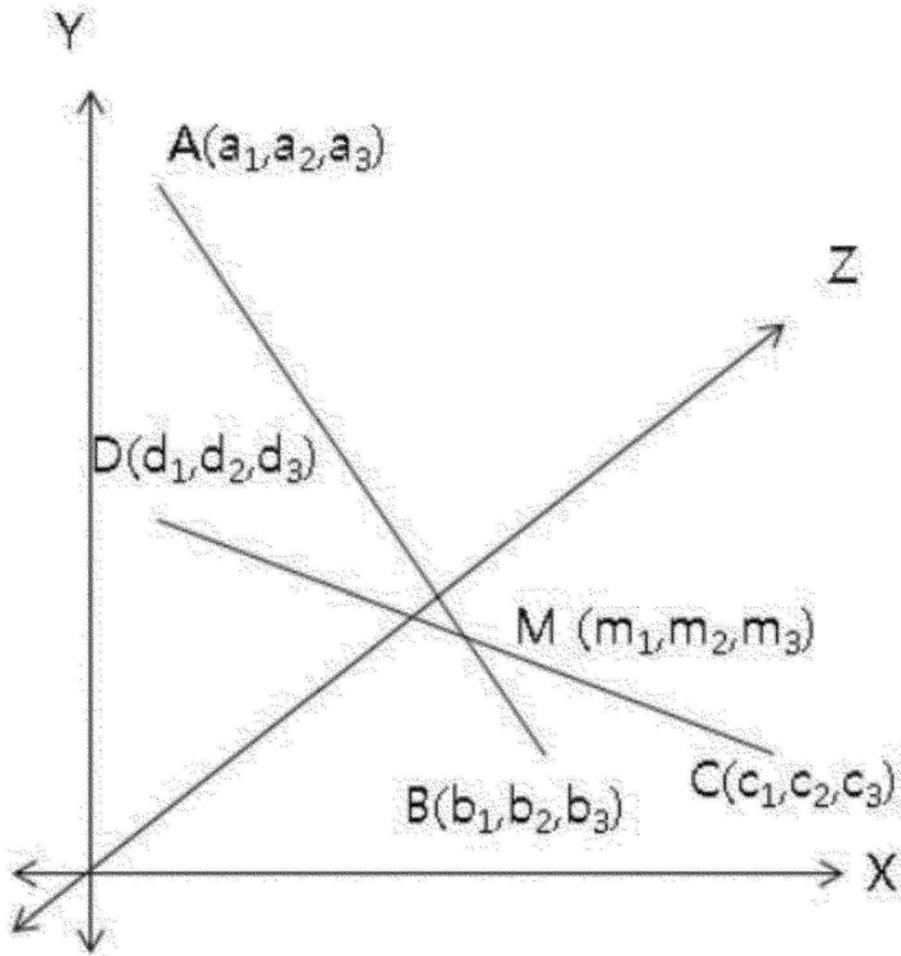


图3

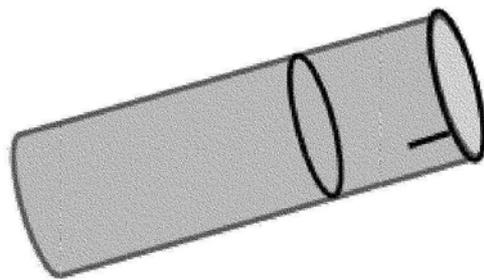


图4

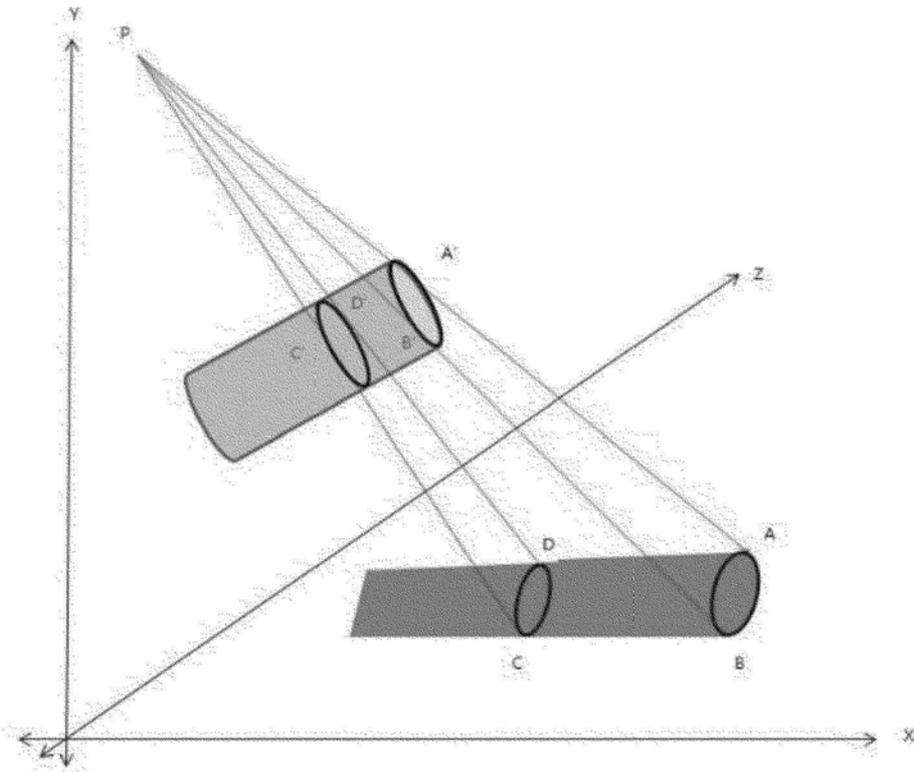


图5

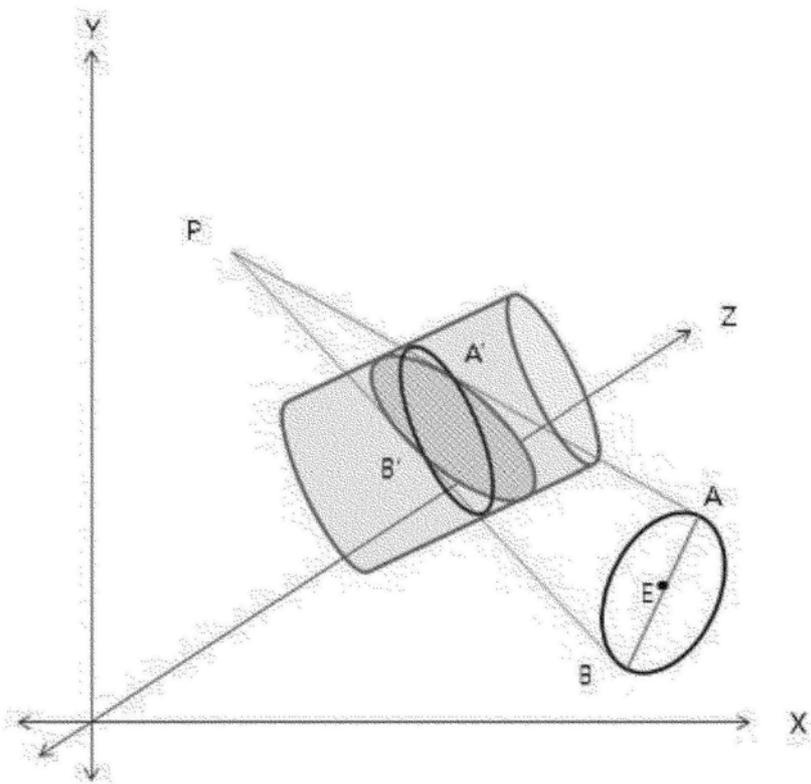


图6

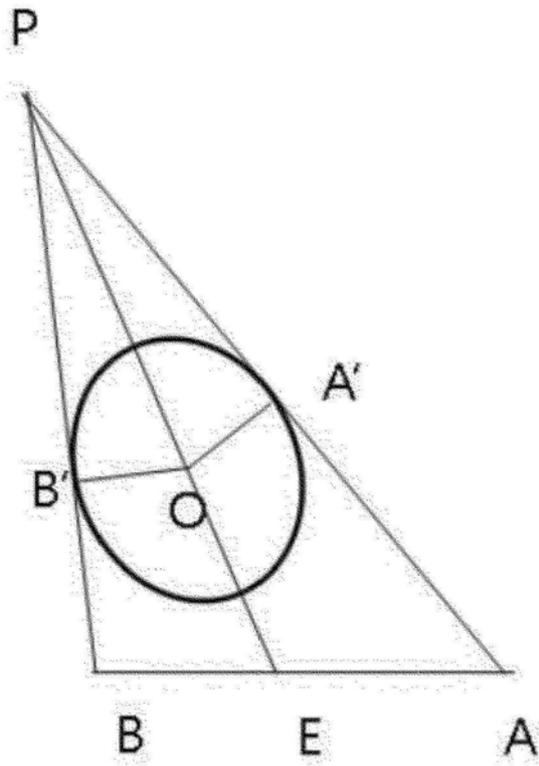


图7

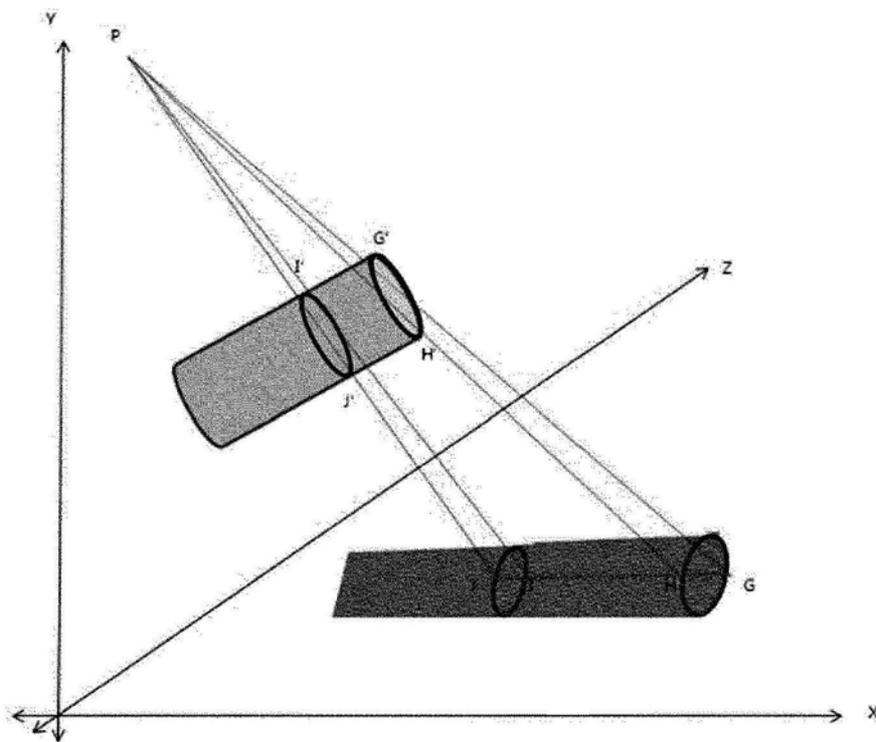


图8

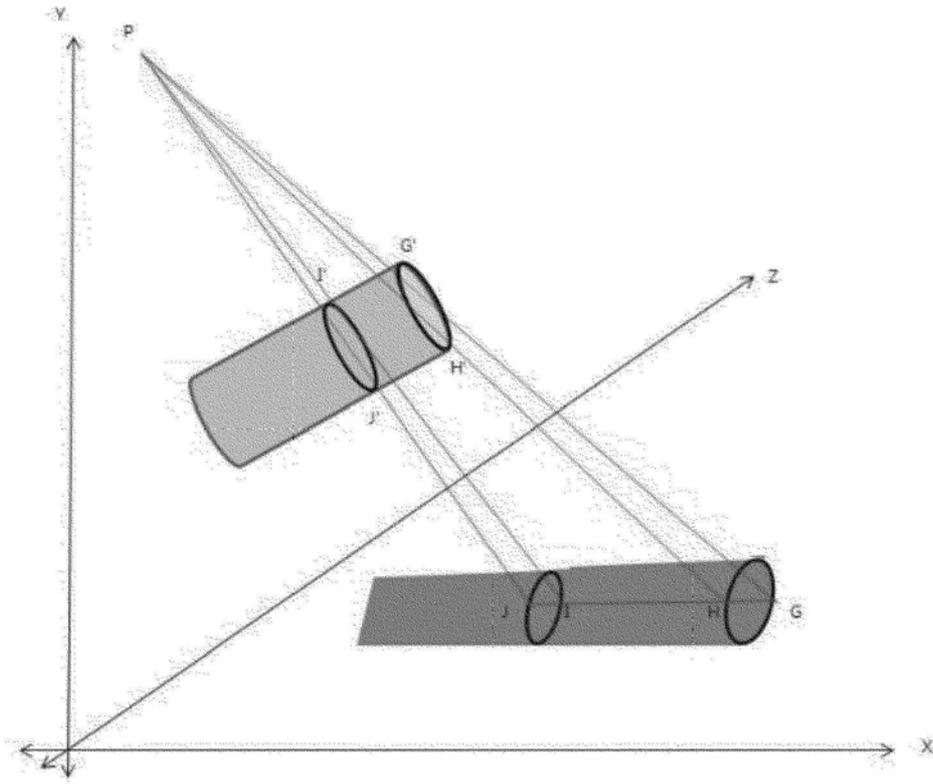


图9

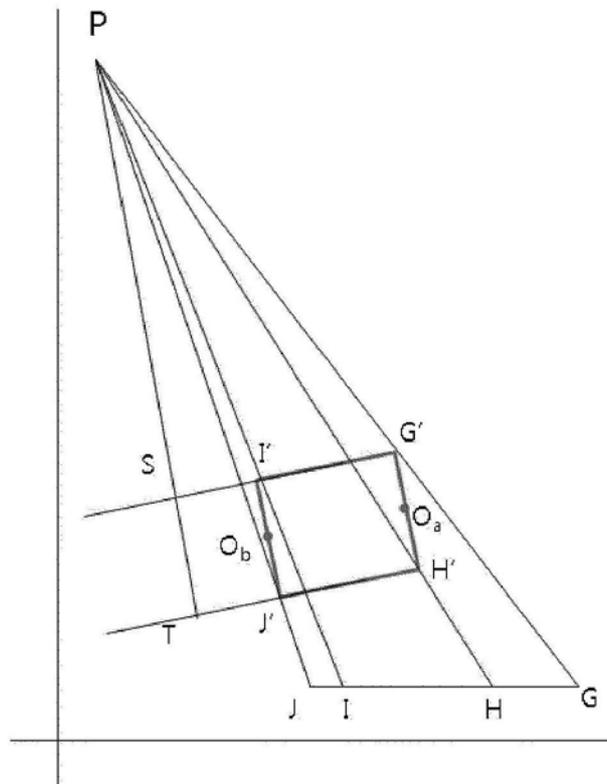


图10

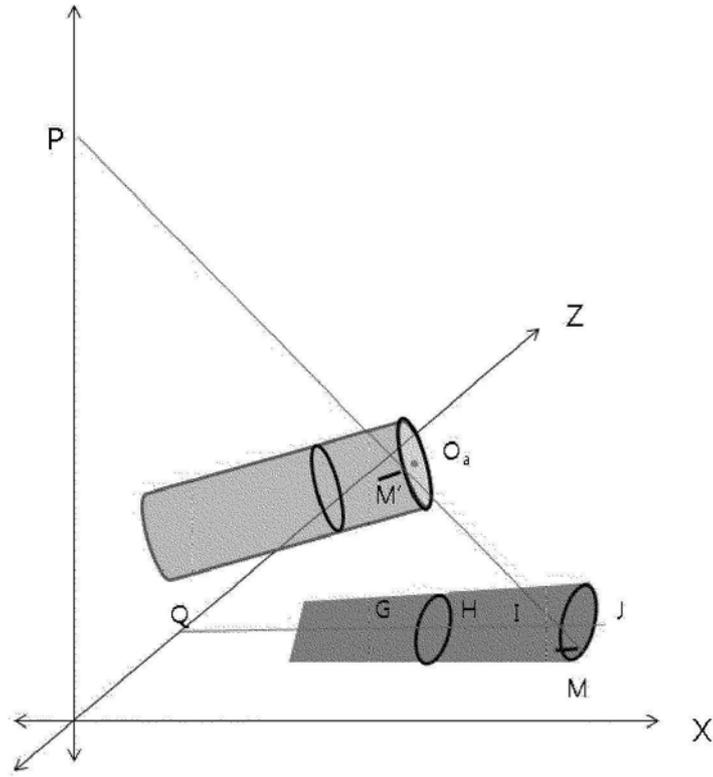


图11

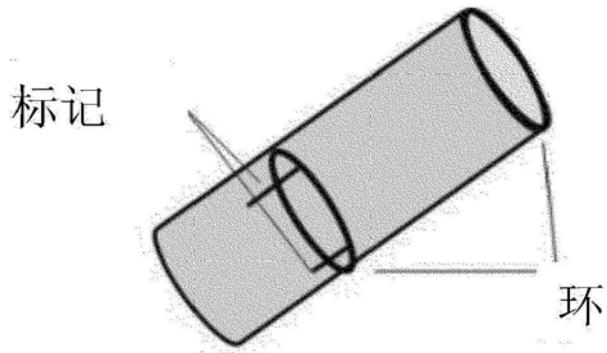


图12

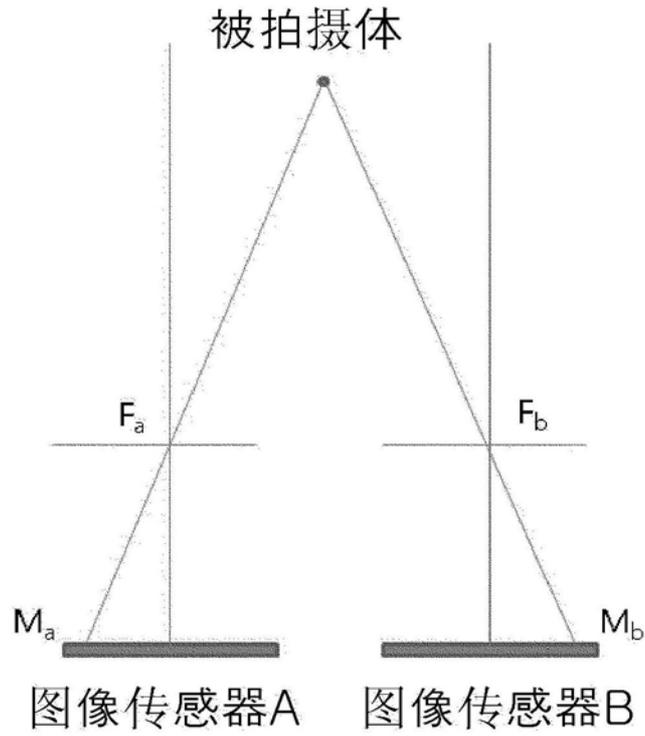


图13

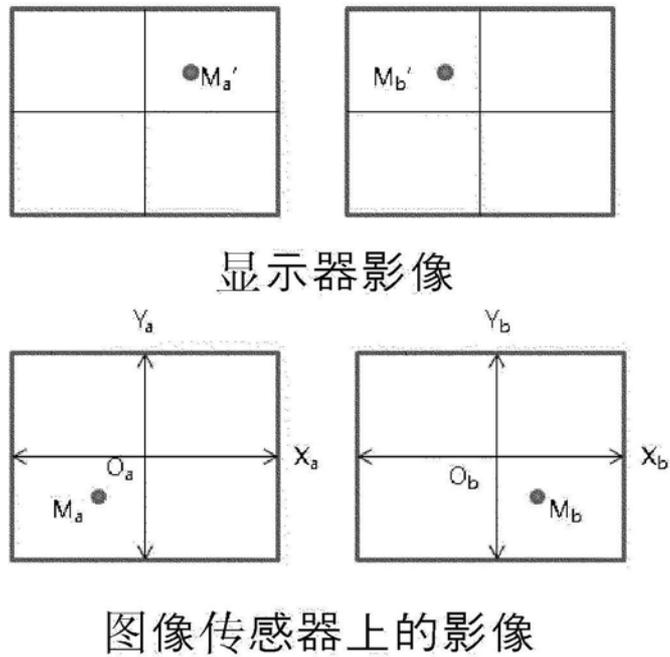


图14

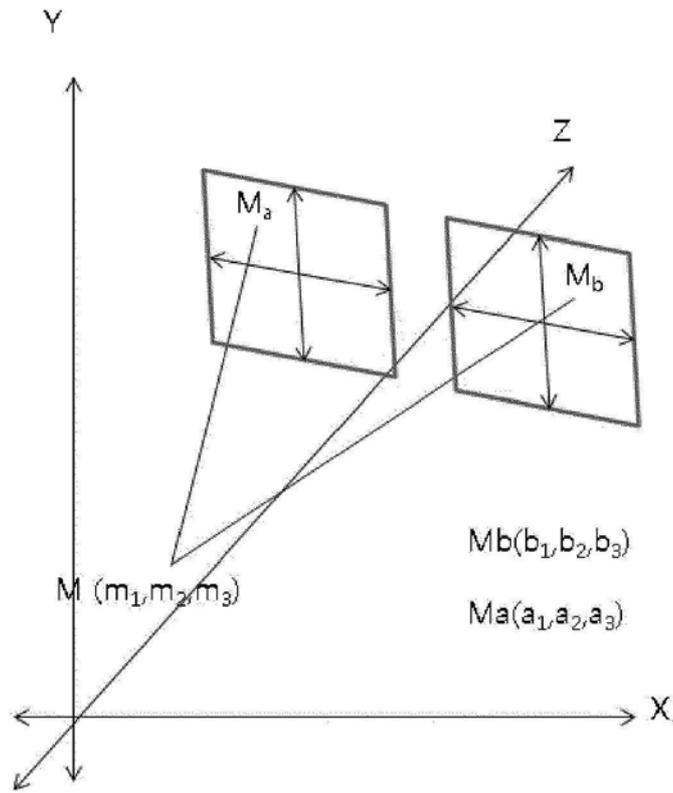


图15

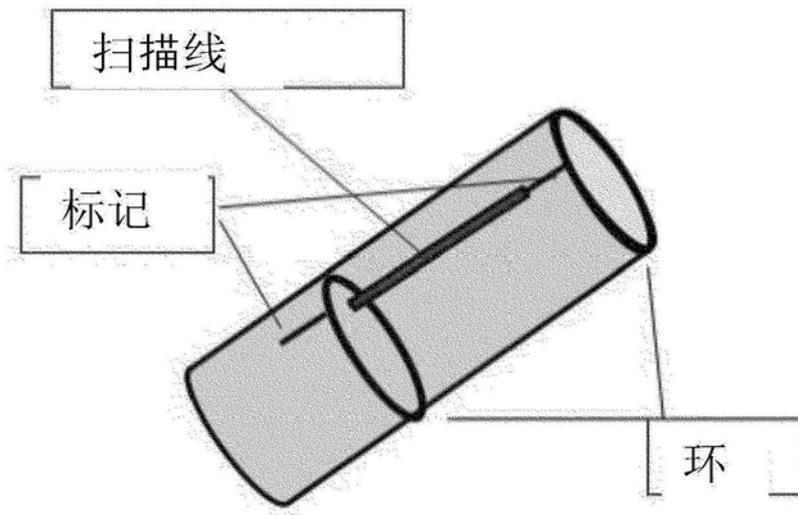


图16