



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101820820 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 25

(21) 申请号 200880111011. X  
 (22) 申请日 2008. 09. 16  
 (30) 优先权数据  
 2007-263805 2007. 10. 09 JP  
 (85) PCT申请进入国家阶段日  
 2010. 04. 09  
 (86) PCT申请的申请数据  
 PCT/JP2008/066682 2008. 09. 16  
 (87) PCT申请的公布数据  
 W02009/047966 JA 2009. 04. 16  
 (73) 专利权人 尤奈克斯公司  
 地址 日本爱知县  
 (72) 发明人 原田亲男 益田博之 铃木英范  
 (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 许海兰

(51) Int. Cl.  
*A61B 8/00* (2006. 01)  
 (56) 对比文件  
 JP 特开 2007-229517 A, 2007. 09. 13, 全文.  
 US 2007/0055152 A1, 2007. 03. 08, 说明书  
 56, 58, 73 段, 附图 1, 2.  
 US 5891039 A, 1999. 04. 06, 附图 2-4.  
 US 2007/0055152 A1, 2007. 03. 08, 说明书  
 56, 58, 73 段, 附图 1-3.  
 JP 特开 2006-6686 A, 2006. 01. 12, 全文.  
 JP 特开 2005-328948 A, 2005. 12. 02, 说明  
 书 29-30 段.

审查员 李澍歆

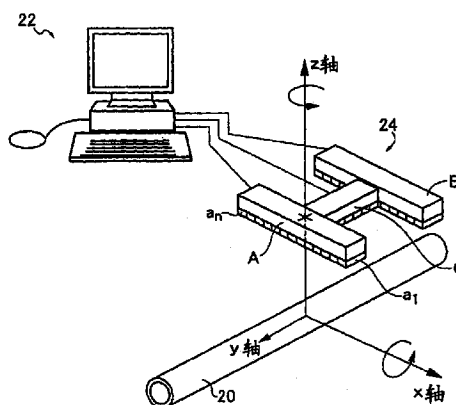
权利要求书 2 页 说明书 20 页 附图 25 页

(54) 发明名称

血管超声波图像测定方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波探测器的定位容易且得到充分的定位精度的血管超声波图像测定方法。包括：以使从各个超声波阵列探子到血管(20)中心的距离相等的方式，通过多轴驱动装置(26)使超声波探测器(24、102、112)定位的绕X轴定位步骤；以使血管(20)的图像位于第1短轴图像显示区域(G1)以及第2短轴图像显示区域(G2)的宽度方向中央部的方式，通过多轴驱动装置(26)使超声波探测器(24、102、112)定位的X轴方向定位步骤；以及绕Z轴定位步骤，所以可以通过使用超声波阵列探子相对血管(20)的长度方向的位置或者超声波阵列探子相对血管的距离来定位，所以可以简单并且容易而且高精度地使超声波探测器(24、102、112)定位到生物体(14)的血管(20)上。



1. 一种血管超声波图像测定方法,使用超声波探测器、定位装置、图像显示装置,使上述超声波探测器接触到生物体的皮肤,从而对该生物体的皮肤下的血管的超声波图像进行测定,

所述超声波探测器在一平面中具备沿着与 X 轴方向平行的方向直线地排列了多个超声波振子的相互平行的一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子,

所述定位装置能够绕上述 X 轴旋转,在该 X 轴方向上移动,通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子的长度方向的中央部并且绕与上述一平面垂直的 Z 轴旋转,

所述图像显示装置具有显示通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的第 1 短轴图像显示区域、与显示通过上述第 2 短轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的第 2 短轴图像显示区域,

所述血管超声波图像测定方法的特征在于包括:

绕 X 轴定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器绕上述 X 轴定位,以使从上述第 1 短轴用超声波阵列探子到上述血管的中心为止的距离与从上述第 2 短轴用超声波阵列探子到上述血管的中心为止的距离相等;

X 轴方向定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器在上述 X 轴方向上平行移动,以使上述血管的短轴图像位于上述第 1 短轴图像显示区域的宽度方向中央部;以及

绕 Z 轴定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器绕上述 Z 轴旋转,以使上述血管的短轴图像位于上述第 2 短轴图像显示区域的宽度方向中央部,

在上述绕 X 轴定位步骤、上述 X 轴方向定位步骤、或者上述绕 Z 轴定位步骤中,为了识别上述血管的短轴图像而执行图案识别。

2. 根据权利要求 1 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于:

上述 X 轴是通过上述皮肤下的轴,

在上述绕 X 轴定位步骤中,使上述超声波探测器绕该 X 轴定位。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于:上述超声波探测器在上述一平面中,还具备与上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子和 / 或第 2 短轴用超声波阵列探子邻接地在与上述 X 轴方向正交的 Y 轴方向上直线地排列有多个超声波振子的长轴用超声波阵列探子,

上述 Z 轴通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子的长度方向与上述长轴用超声波阵列探子的长度方向的交点,并且与上述 X 轴方向以及 Y 轴方向正交,

上述图像显示装置具备与上述第 1 短轴图像显示区域和 / 或第 2 短轴图像显示区域邻接并显示通过上述长轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的长轴图像显示区域,该第 1 短轴图像显示区域、第 2 短轴图像显示区域、以及长轴图像显示区域具备表示距上述皮肤的深度尺寸的公共的纵轴。

4. 根据权利要求 3 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于:

包括基于通过上述长轴用超声波阵列探子检测到的上述血管的长轴图像信号,计算该血管的内腔直径的血管直径计算步骤。

5. 根据权利要求 3 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于:

包括基于通过上述长轴用超声波阵列探子检测到的上述血管的长轴图像信号,计算该血管的内膜厚和 / 或内中膜壁厚的血管膜厚计算步骤。

6. 根据权利要求 1 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于:

上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子针对上述血管向朝向该血管的上游侧或下游侧规定角度倾斜的方向放射超声波。

7. 根据权利要求 6 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于包括:

图像校正步骤,在上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中分别显示通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子分别检测到的上述血管的短轴超声波图像时,基于上述规定角度,将分别显示在该第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中的短轴超声波图像,校正成该第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子的超声波放射方向相对上述血管为直角的状态的图像。

8. 根据权利要求 1 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于:

在通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子以及上述第 2 短轴用超声波阵列探子得到的上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域内的超声波图像中上述血管的短轴图像包括多普勒信号的状态下,执行上述图案识别。

9. 根据权利要求 1 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于包括:

血管参数计算步骤,基于通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子或者上述第 2 短轴用超声波阵列探子检测到的上述血管的短轴图像信号,计算出该血管的内腔直径和 / 或内中膜壁厚。

10. 根据权利要求 3 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于包括:

在定位状态显示区域内显示记号的步骤,

该记号是在该定位状态显示区域内,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域的两侧缘为止的距离而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的一个移动,为了表示显示在上述第 2 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域的两侧缘为止的距离而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的另一个移动,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域的上缘或者下缘为止的距离与显示在上述第 2 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域的上缘或者下缘为止的距离之差而倾斜的记号。

11. 根据权利要求 3 所述的血管超声波图像测定方法,其特征在于包括:

将显示在上述长轴图像显示区域中的上述血管的长轴图像存储为第 1 图像,并且将该血管的长轴图像的长度方向的一部分预先登记为第 1 模板的步骤;

如果在使上述超声波探测器沿着上述血管移动的过程中,与上述第 1 模板一致的上述血管的长轴图像的长度方向的一部分达到上述长轴图像显示区域的预先设定的端部,则将显示在该长轴图像显示区域中的上述血管的长轴图像存储为第 2 图像,并且将该血管的长轴图像的长度方向的一部分登记为第 2 模板的步骤;

进而如果在使上述超声波探测器沿着上述血管移动的过程中,与上述第 2 模板一致的上述血管的长轴图像的长度方向的一部分到达上述长轴图像显示区域的预先设定的端部,则将显示在该长轴图像显示区域中的上述血管的长轴图像存储为第 3 图像的步骤;以及

根据上述第 1 图像、第 2 图像、以及第 3 图像合成比上述血管的长轴图像的长度方向尺寸长的一条长轴图像并显示在合成长轴图像显示区域中的步骤。

## 血管超声波图像测定方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及将声波探测器正确地定位到生物体的血管上的血管超声波图像测定方法。

### 背景技术

[0002] 使用直线地排列有多个超声波振子的超声波阵列探子对生物体的皮肤下的血管的直径等进行测定。例如,在专利文献 1 中,提出了如下装置:使用由相互平行的第 1 以及第 2 超声波阵列探子与将它们的中部连结的第 3 超声波阵列探子构成的 H 型的超声波探测器,使该第 3 超声波阵列探子以与动脉平行的状态位于该动脉的中心线上,从而对血流速度、动脉血管壁厚、以及内腔直径等进行测量。但是,据此,通过操作者的手动操作来定位超声波探测器,所以存在如下缺点:需要熟练,并且在被测定者动作的情况下,其追踪困难。

[0003] 相对于此,如专利文献 2 所述,采用了一种定位方法,使用:使彩色多普勒信号的重心位于血管的中心的步骤;使超声波阵列探子在长度方向上移动以使该血管中心成为图像中心的步骤;以及使该超声波阵列探子绕该长度方向的中心旋转而与血管平行,接着使超声波阵列探子平行移动而使其位于血管的中心上的步骤。但是,在该方法中,特别在使与血管平行的超声波阵列探子平行移动而使其位于血管的中心上的步骤中,针对超声波探测器的定位,因信号处理以及控制繁杂而花费时间,并且无法保证定位精度。

[0004] 专利文献 1:日本特开平 10-192278 号公报

[0005] 专利文献 2:日本特开 2003-245280 号公报

### 发明内容

[0006] 本发明是以上述的情况为背景而完成的,其目的在于提供一种血管超声波图像测定方法,超声波探测器的定位容易且得到充分的定位精度。

[0007] 用于达成上述目的的第 1 方面的发明提供一种血管超声波图像测定方法,使用:(a) 在一平面中具备沿着与 X 轴方向平行的方向直线地排列了多个超声波振子的相互平行的一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子的超声波探测器;(b) 可以绕上述 X 轴旋转,在该 X 轴方向上移动,通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子的长度方向的中央部并且绕与上述一平面垂直的 Z 轴旋转的定位装置;(c) 以及具有显示通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的第 1 短轴图像显示区域、与显示通过上述第 2 短轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的第 2 短轴图像显示区域的图像显示装置,使上述超声波探测器接触到生物体的皮肤,从而对该生物体的皮肤下的血管的超声波图像进行测定,其特征在于,包括:(d) 绕 X 轴定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器绕上述 X 轴定位,以使从上述第 1 短轴用超声波阵列探子到上述血管的中心的距离与从上述第 2 短轴用超声波阵列探子到上述血管的中心的距离相等;(e) X 轴方向定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器在上述 X 轴方向上平行移动,以使上述血管的图像位于上述第 1 短轴图像显示区域的宽度方向中央部;(f) 以及绕 Z 轴定位步骤,通过上述定位装

置使上述超声波探测器绕上述 Z 轴旋转,以使上述血管的图像位于上述第 2 短轴图像显示区域的宽度方向中央部。

[0008] 另外,第 2 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 方面的发明中,其特征在于,(g) 上述 X 轴是通过上述皮肤下的轴,(h) 在上述绕 X 轴定位步骤中,使上述超声波探测器绕该 X 轴定位。

[0009] 另外,第 3 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 或第 2 方面的发明中,其特征在于,(i) 上述超声波探测器在上述一平面中,还具备与上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子和 / 或第 2 短轴用超声波阵列探子邻接地在与上述 X 轴方向正交的 Y 轴方向上直线地排列有多个 超声波振子的长轴用超声波阵列探子,(j) 上述 Z 轴通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子的长度方向与上述长轴用超声波阵列探子的长度方向的交点并且与上述 X 轴方向以及 Y 轴方向正交,(k) 上述图像显示装置与上述第 1 短轴图像显示区域和 / 或第 2 短轴图像显示区域邻接地,具备显示通过上述长轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的长轴图像显示区域,该第 1 短轴图像显示区域、第 2 短轴图像显示区域、以及长轴图像显示区域具备表示从上述皮肤的深度尺寸的公共的纵轴。

[0010] 另外,第 4 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 至第 3 方面中的任意一个发明中,其特征在于,(l) 包括根据通过上述长轴用超声波阵列探子检测的上述血管的长轴图像信号,计算该血管的内腔直径的血管直径计算步骤。

[0011] 另外,第 5 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 至第 4 方面中的任意一个发明中,其特征在于,(m) 包括根据通过上述长轴用超声波阵列探子检测的上述血管的长轴图像信号,计算该血管的内膜厚和 / 或内中膜壁厚的血管膜厚计算步骤。

[0012] 另外,第 6 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 至第 5 方面中的任意一个发明中,其特征在于,(n) 上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子针对上述血管向该血管的上游侧或下游侧对以规定角度倾斜地朝向的方向放射超声波。

[0013] 另外,第 7 方面的血管超声波图像测定方法在第 6 方面的发明中,其特征在于,(o) 包括图像校正步骤,在上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中分别显示通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子分别检测的上述血管的短轴超声波图像时,根据上述规定角度,将分别显示在该第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中的短轴超声波图像,校正成该第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子的超声波放射方向相对上述血管直角的状态的图像。

[0014] 另外,第 8 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 至第 7 方面中的任意一个发明中,其特征在于,(p) 在上述绕 X 轴定位步骤、上述 X 轴方向定位步骤、或者上述绕 Z 轴定位步骤中,为了识别上述血管的图像而执行图案识别。

[0015] 另外,第 9 方面的血管超声波图像测定方法在第 8 方面的发明中,其特征在于,(q) 在通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子以及上述第 2 短轴用超声波阵列探子得到的上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域内的超声波图像中上述血管的图像包括多普勒信号的状态下,执行上述图案识别。

[0016] 另外,第 10 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 至第 9 方面中的任意一个发明中,其特征在于,(r) 包括血管参数计算步骤,根据通过上述第 1 短轴用超声波阵列探子或者上述第 2 短轴用超声波阵列探子检测的上述血管的短轴图像信号,计算出该血管的内腔

直径和 / 或内中膜壁厚。

[0017] 另外,第 11 方面的血管超声波图像测定方法在第 1 至第 5 方面中的任意一个发明中,其特征在于,(s) 包括在定位状态显示区域内显示记号的步骤,该记号是在该定位状态显示区域内,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域的两侧缘为止的距离而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的一个移动,为了表示显示在上述第 2 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域的两侧缘为止的距离而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的另一个移动,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域的上缘或者下缘为止的距离与显示在上述第 2 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域的上缘或者下缘为止的距离之差而倾斜的记号。

[0018] 另外,第 12 方面的血管超声波图像测定方法在第 3 至第 11 方面中的任意一个发明中,其特征在于,包括:(t) 将显示在上述长轴图像显示区域中的上述血管的图像存储为第 1 图像,并且将该血管的图像的长度方向的一部分预先登记为第 1 模板的步骤;(u) 如果在使上述超声波探测器沿着上述血管移动的过程中,与上述第 1 模板一致的上述血管的图像的长度方向的一部分达到上述长轴图像显示区域的预先设定的端部,则将显示在该长轴图像显示区域中的上述血管的图像存储为第 2 图像,并且将该血管的图像的长度方向的一部分登记为第 2 模板的步骤;(v) 进而如果在使上述超声波探测器沿着上述血管移动的过程中,与上述第 2 模板一致的上述血管的图像的长度方向的一部分到达上述长轴图像显示区域的预先设定的端部,则将显示在该长轴图像显示区域中的上述血管的图像存储为第 3 图像的步骤;以及 (w) 根据上述第 1 图像、第 2 图像、以及第 3 图像合成比上述血管的图像的长度方向尺寸长的一个长轴图像并显示在合成长轴图像显示区域中的步骤。

[0019] 根据第 1 方面的发明的血管超声波图像测定方法,包括:(d) 绕 X 轴定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器绕上述 X 轴定位,以使从上述第 1 短轴用超声波阵列探子到上述血管的中心的距离与从上述第 2 短轴用超声波阵列探子到上述血管的中心的距离相等;(e) X 轴方向定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器在上述 X 轴方向上平行移动,以使上述血管的图像位于上述第 1 短轴图像显示区域的宽度方向中央部;(f) 以及绕 Z 轴定位步骤,通过上述定位装置使上述超声波探测器绕上述 Z 轴旋转,以使上述血管的图像位于上述第 2 短轴图像显示区域的宽度方向中央部,所以都可以通过使用超声波阵列探子相对血管的长度方向的位置或者超声波阵列探子相对血管的距离来定位,所以可以简单并且容易而且高精度地将超声波探测器定位到生物体的血管上。

[0020] 另外,根据第 2 方面的发明的血管超声波图像测定方法,(g) 上述 X 轴是通过上述皮肤下的轴,(h) 在上述绕 X 轴定位步骤中,使上述超声波探测器绕该 X 轴定位,所以几乎不会使第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子相对皮肤的按压条件变化,而可以使它们与血管之间的距离变化。上述 X 轴优选地第 1 短轴用超声波阵列探子的正下。在该情况下,第 1 短轴用超声波阵列探子相对皮肤的按压条件、第 1 短轴用超声波阵列探子与血管之间的距离几乎不变化。

[0021] 另外,根据第 3 方面的发明的血管超声波图像测定方法,(i) 上述超声波探测器在上述一平面中,还具备与上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子和 / 或第 2 短轴用超声波阵

列探头邻接地在与上述 X 轴方向正交的 Y 轴方向上直线地排列有多个超声波振子的长轴用超声波阵列探头, (j) 上述 Z 轴通过上述第 1 短轴用超声波阵列探头的长度方向与上述长轴用超声波阵列探头的长度方向的交点并且与上述 X 轴方向以及 Y 轴方向正交, (k) 上述图像显示装置与上述第 1 短轴图像显示区域和 / 或第 2 短轴图像显示区域邻接地, 具备显示通过上述长轴用超声波阵列探头得到的超声波图像的长轴图像显示区域, 该第 1 短轴图像显示区域、第 2 短轴图像显示区域、以及长轴图像显示区域具备表示从上述皮肤的深度尺寸的公共的纵轴, 所以长轴用超声波阵列探头被适宜地定位到血管中心上。

[0022] 另外, 根据第 4 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (l) 包括根据通过上述长轴用超声波阵列探头检测的上述血管的长轴图像信号, 计算该血管的内腔直径的血管直径计算步骤, 所以得到正确的血管直径。

[0023] 另外, 根据第 5 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (m) 包括根据通过上述长轴用超声波阵列探头检测的上述血管的长轴图像信号, 计算该血管的内膜厚和 / 或内中膜壁厚的血管膜厚计算步骤, 所以得到血管的正确的内膜厚、内中膜壁厚。

[0024] 另外, 根据第 6 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (n) 上述一对第 1 短轴用超声波阵列探头以及第 2 短轴用超声波阵列探头针对上述血管向该血管的上游侧对以规定角度倾斜地朝向的方向放射超声波, 所以还可以通过超声波多普勒测定血流速度。

[0025] 另外, 根据第 7 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (o) 包括图像校正步骤, 在上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中分别显示通过上述第 1 短轴用超声波阵列探头以及第 2 短轴用超声波阵列探头分别检测的上述血管的短轴超声波图像时, 根据上述规定角度, 将分别显示在该第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中的短轴超声波图像, 校正成该第 1 短轴用超声波阵列探头以及第 2 短轴用超声波阵列探头的超声波放射方向相对上述血管直角的状态的图像, 所以还可以通过超声波多普勒测定血流速度, 同时分别显示在上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域中的血管的短轴超声波图像成为正确的剖面图像。

[0026] 另外, 根据第 8 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (p) 在上述绕 X 轴定位步骤、上述 X 轴方向定位步骤、或者上述绕 Z 轴定位步骤中, 为了识别上述血管的图像而执行图案识别, 可以简单并且容易而且高精度地将超声波探测器定位到生物体的血管上。

[0027] 另外, 根据第 9 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (q) 在通过上述第 1 短轴用超声波阵列探头以及上述第 2 短轴用超声波阵列探头得到的上述第 1 短轴图像显示区域以及第 2 短轴图像显示区域内的超声波图像中上述血管的图像包括多普勒信号的状态下, 执行上述图案识别, 所以可以实现更正确的图案识别。

[0028] 另外, 根据第 10 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (r) 包括血管参数计算步骤, 根据通过上述第 1 短轴用超声波阵列探头或者上述第 2 短轴用超声波阵列探头检测的上述血管的短轴图像信号, 计算出该血管的内腔直径和 / 或内中膜壁厚, 所以可以得到正确的内腔直径、内中膜壁厚。

[0029] 另外, 根据第 11 方面的发明的血管超声波图像测定方法, (s) 包括在定位状态显示区域内显示记号的步骤, 该记号是在该定位状态显示区域内, 为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域的两侧缘为止的距离而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的一个移动, 为了表示显示在上述第

2 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域的两侧缘为止的距离而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的另一个移动,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域的上缘或者下缘为止的距离与显示在上述第 2 短轴图像显示区域内的上述血管的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域的上缘或者下缘为止的距离之差而倾斜的记号,所以可以目视瞬时地确认超声波探测器的定位的状态是否良好。

[0030] 另外,根据第 12 方面的发明的血管超声波图像测定方法,包括:(t) 将显示在上述长轴图像显示区域中的上述血管的图像存储为第 1 图像,并且将该血管的图像的长度方向的一部分预先登记为第 1 模板的步骤;(u) 如果在使上述超声波探测器沿着上述血管移动的过程中,与上述第 1 模板一致的上述血管的图像的长度方向的一部分达到上述长轴图像显示区域的预先设定的端部,则将显示在该长轴图像显示区域中的上述血管的图像存储为第 2 图像,并且将该血管的图像的长度方向的一部分登记为第 2 模板的步骤;(v) 进而如果在使上述超声波探测器沿着上述血管移动的过程中,与上述第 2 模板一致的上述血管的图像的长度方向的一部分到达上述长轴图像显示区域的预先设定的端部,则将显示在该长轴图像显示区域中的上述血管的图像存储为第 3 图像的步骤;以及(w) 根据上述第 1 图像、第 2 图像、以及第 3 图像合成比上述血管的图像的长度方向尺寸长的一个长轴图像并显示在合成长轴图像显示区域中的步骤,所以得到比长轴用超声波阵列探子的长度长的上述血管的图像。

#### 附图说明

[0031] 图 1 是说明使用了作为本发明的一个实施例的血管超声波图像测定方法的血管超声波图像测定装置的整体结构的图。

[0032] 图 2 是说明用于表示图 1 的超声波探测器相对血管的姿势的 XYZ 轴正交坐标轴的图。

[0033] 图 3 是用于说明显示在血管图像中的血管的多层膜结构的放大图。

[0034] 图 4 是说明在图 1 的混合探测器单元中构成用于对超声波探测器进行定位的多轴驱动装置(定位装置)的 X 轴转动机构以及 X 轴行进机构以及 Z 轴转动机构的图。

[0035] 图 5 是示出通过图 4 的 X 轴转动机构而使超声波探测器的绕 X 轴的转动位置变化的状态的图。

[0036] 图 6 是说明通过图 4 的 X 轴行进机构而使超声波探测器的与 X 轴平行的方向的位置变化的状态的图。

[0037] 图 7 是说明通过图 4 的 Z 轴转动机构而使超声波探测器的绕 Z 轴的转动位置变化的结构的图。

[0038] 图 8 是用单点划线表示从设置在图 1 的超声波探测器中的超声波阵列中放射的超声波波束,并且说明作为该超声波波束的收敛部的剖面的收敛剖面的图。

[0039] 图 9 是说明设置在图 1 的超声波探测器中的声学透镜的图。

[0040] 图 10 是说明图 1 的实施例的电子控制装置中的第 1 短轴图像显示区域的图像图案识别用的控制动作的主要部分的流程图。

[0041] 图 11 是说明图 1 的实施例的电子控制装置中的第 2 短轴图像显示区域的图像图

案识别用的控制动作的主要部分的流程图。

[0042] 图 12 是说明通过多轴驱动装置（定位装置）使超声波探测器绕 X 轴定位，以使从第 1 短轴用超声波阵列探子到血管的中心的距离与从第 2 短轴用超声波阵列探子到血管的中心的距离相等的绕 X 轴定位步骤的流程图。

[0043] 图 13 是说明通过多轴驱动装置（定位装置）使超声波探测器在 X 轴方向上平行移动，以使血管的图像位于第 1 短轴图像显示区域的宽度方向中央部的 X 轴方向定位的流程图。

[0044] 图 14 是说明使多轴驱动装置（定位装置）绕 Z 轴旋转，以使血管的图像位于第 2 短轴图像显示区域的宽度方向中央部的绕 Z 轴定位步骤的流程图。

[0045] 图 15 是示出为了通过模板匹配进行图像图案识别而登记的标准模板的图。

[0046] 图 16 是示出通过模板匹配检测的图像图案的监视画面显示装置的显示画面。

[0047] 图 17 是图 12 的控制动作的说明，是示出从第 1 短轴用超声波阵列探子到血管的中心的距离与从第 2 短轴用超声波阵列探子到血管的中心的距离不同的情况下的超声波探测器的绕 X 轴的转动位置与横剖面图像的关系的图。

[0048] 图 18 是图 12 的控制动作的说明，是示出从第 1 短轴用超声波阵列探子到血管的中心的距离与从第 2 短轴用超声波阵列探子到血管的中心的距离相等的情况下的超声波探测器的绕 X 轴的转动位置与横剖面图像的关系的图。

[0049] 图 19 是图 13 的控制动作的说明，是示出在沿 X-Y 平面的直角的观察方向第 1 短轴用超声波阵列探子与血管交差的情况下的超声波探测器的 X 轴方向的平行移动位置与横剖面图像的关系的图。

[0050] 图 20 是图 13 的控制动作的说明，是示出在沿 X-Y 平面的直角的观察方向第 1 短轴用超声波阵列探子与血管的交点成为与 Z 轴一致的状态的情况下的超声波探测器的 X 轴方向的平行移动位置与横剖面图像的关系的图。

[0051] 图 21 是图 14 的控制动作的说明，是示出在沿 X-Y 平面的直角的观察方向一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子与血管没有正交的情况下的超声波探测器的绕 Z 轴的转动位置与横剖面图像的关系的图。

[0052] 图 22 是图 14 的控制动作的说明，是示出在沿 X-Y 平面的直角的观察方向一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子与血管正交的情况下的超声波探测器的绕 Z 轴的转动位置与横剖面图像的关系的图。

[0053] 图 23 是示出显示通过图 22 的长轴用超声波阵列探子得到的超声波图像的长轴图像显示区域的图。

[0054] 图 24 是示出图 23 的长轴图像显示区域的线段 P-Q 中的画面的亮度的程度的谱线。

[0055] 图 25 是说明本发明的其他实施例中的血管超声波图像测定装置的超声波探测器的结构以及监视画面显示的图。

[0056] 图 26 是说明本发明的其他实施例中的通过具备多普勒信号处理部的电子控制装置控制的用于第 1 短轴图像显示区域的图像图案识别的控制动作的主要部分的流程图，且是相当于图 10 的图。

[0057] 图 27 是说明本发明的其他实施例中的通过具备多普勒信号处理部的电子控制装

置控制的用于第 2 短轴图像显示区域的图像图案识别的控制动作的主要部分的流程图,且是相当于图 11 的图。

[0058] 图 28 是示出本发明的其他实施例中的血管直径计算步骤中使用的长轴图像显示区域以及模板的图。

[0059] 图 29 是示出本发明的其他实施例中的血管参数计算步骤中使用的短轴图像显示区域以及模板的图。

[0060] 图 30 是示出本发明的其他实施例中的监视画面显示装置的显示画面的定位状态显示区域的图

[0061] 图 31 是示出本发明的其他实施例中的用手保持混合探测器单元而进行测定的状态的图。

[0062] 图 32 是示出图 31 中示出的实施例中的监视画面显示装置的显示画面的一个例子的图。

[0063] 图 33 是示出使图 31 的混合探测器单元沿着血管移动时的每个规定距离的超声波探测器与血管的相对位置的图。

[0064] 图 34 是说明图 31 中示出的实施例中的电子控制装置的控制动作的一部分的流程图。

[0065] 图 35 是示出图 31 中示出的实施例中的显示了所生成的长轴合成图像的长轴合成图像显示区域的图。

[0066] 图 36 是说明用于表示本发明的其他实施例中的超声波探测器与该超声波探测器相对血管的姿势的 XYZ 轴正交坐标轴的图,且是对应于图 2 的图。

[0067] 标号说明

[0068] 14:生物体,18:皮肤,20:血管,24、102、112:超声波探测器,26:多轴驱动装置(定位装置),27:探触面(一平面),30:监视画面显示装置(图像显示装置),104:记号, $a_1 \sim a_n$ :超声波振动器(超声波振子),A:第 1 短轴用超声波阵列探子,B:第 2 短轴用超声波阵列探子,C:长轴用超声波阵列探子,G1:第 1 短轴图像显示区域,G2:第 2 短轴图像显示区域,G3:长轴图像显示区域,G4:定位状态显示区域,G5:长轴合体图像显示区域,S2~S15:绕 X 轴定位步骤,S2~S12、S16~S19:X 轴方向定位步骤,S2~S12、S16、S20~S23:绕 Z 轴定位步骤,S25:血管直径计算步骤、血管膜厚计算步骤。

## 具体实施方式

[0069] 以下,参照附图对本发明的一个实施例进行详细说明。另外,在以下的实施例中将图适宜简化或者变形,各部的尺寸比以及形状等未必正确。

[0070] 实施例 1

[0071] 图 1 是说明使用传感器保持器 10 中保持的混合探测器单元 12,从生物体 14 的上臂 16 的皮肤 18 上测定位于该皮肤 18 正下的血管 20 的横剖面图像(短轴图像)或者纵剖面图像(长轴图像)的血管超声波图像测定装置 22 的整体结构的图。

[0072] 混合探测器单元 12 作为用于检测与血管关联的生物体信息即血管参数的传感器而发挥功能,具备:在一平面上即平坦的探触面 27 中具有相互平行的 2 列的第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 和连接它们的长度方向中央部的长轴

用超声波阵列探子 C 而成的 H 型的超声波探测器 24 ;以及用于对该超声波探测器 24 进行定位的多轴驱动装置 ( 定位装置 ) 26 。通过直线地排列例如由压电陶瓷构成的多个超声波振动器 ( 超声波振子 )  $a_1 \sim a_n$  而长条状地分别构成这些第 1 短轴用超声波阵列探子 A 、第 2 短轴用超声波阵列探子 B 、以及长轴用超声波阵列探子 C 。

[0073] 图 2 是用于说明在本实施例中使用的 XYZ 轴正交坐标轴的图,将与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向平行且位于该第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的正下并通过血管 20 或其附近的方向设为 X 轴,将与长轴用超声波阵列探子 C 的长度方向平行且与 X 轴正交的方向设为 Y 轴,将通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向与长轴用超声波阵列探子 C 的长度方向的交点并且与上述 X 轴方向以及 Y 轴方向正交的方向设为 Z 轴。如后所述,超声波探测器 24 通过多轴驱动装置 26 在 X 轴方向上行进、以及绕 X 轴以及 Z 轴转动。

[0074] 如图 3 所示,例如作为上臂动脉的血管 20 具备由内膜  $L_1$  、中膜  $L_2$  、以及外膜  $L_3$  构成的 3 层结构。在使用了超声波的图像中,来自中膜  $L_2$  的反射极其弱,所以显示内膜  $L_1$  以及外膜  $L_3$  。在实际的图像中,血管 20 内以及中膜  $L_2$  显示为黑色,内膜  $L_1$  以及外膜  $L_3$  显示为白色,用白黑的斑显示组织。内膜  $L_1$  与外膜  $L_3$  相比,厚度极薄地显示,虽然在图像中相对难以显示,但在 FMD ( 血流依存性血管扩张反应 ) 的评价时,期望使用该内膜的直径的变化率。

[0075] 返回到图 1,血管超声波图像测定装置 22 具备由所谓微型计算机构成的电子控制装置 28 、监视画面显示装置 ( 图像显示装置 ) 30 、超声波驱动控制电路 32 、以及 3 轴驱动电机控制电路 34 。通过上述电子控制装置 28 从超声波驱动控制电路 32 供给驱动信号而从混合探测器单元 12 的超声波探测器 24 的第 1 短轴用超声波阵列探子 A 、第 2 短轴用超声波阵列探子 B 、以及长轴用超声波阵列探子 C 中放射超声波,接收通过该第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 以及长轴用超声波阵列探子 C 检知的超声波反射信号而进行该超声波反射信号的处理,从而产生皮肤 18 下的超声波图像而显示在监视画面显示装置 30 中。

[0076] 此处,监视画面显示装置 30 具有 : 显示通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 得到的超声波图像的第 1 短轴图像显示区域  $G_1$  ; 显示通过第 2 短轴用超声波阵列探子 B 得到的超声波图像的第 2 短轴图像显示区域  $G_2$  ; 以及显示通过长轴用超声波阵列探子 C 得到的超声波图像的长轴图像显示区域  $G_3$  。进而,第 1 短轴图像显示区域  $G_1$  以及第 2 短轴图像显示区域  $G_2$  以及长轴图像显示区域  $G_3$  具备表示从皮肤 18 的深度尺寸的公共的纵轴。另外,在如上所述生成了血管 20 的超声波图像时,以相对血管 20 成为规定的位置的方式,通过电子控制装置 28 对从 3 轴驱动电机控制电路 34 供给了驱动信号的多轴驱动装置 26 进行驱动,从而使超声波探测器 24 定位。上述规定的位置是指,上述第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 相对血管 20 正交的位置、并且长轴用超声波阵列探子 C 相对血管 20 平行的位置。

[0077] 传感器保持器 10 在三维空间内的期望的位置即规定的位置,以从生物体 14 的上臂 16 的皮肤 18 上不使位于该皮肤 18 正下方的血管 20 变形的程度轻轻接触的状态,以期望的姿势保持混合探测器单元 12 。在上述混合探测器单元 12 的超声波探测器 24 的端面与皮肤 18 之间,通常,介有用于抑制超声波的衰减、边界面中的反射和散射而使超声波图像明了的公知的胶状物等连接剂。该胶状物是例如琼脂等包含高比例的水的凝胶状的吸水

性高分子,与空气相比固有阻抗(=音速×密度)充分高且大地抑制超声波送受信信号的衰减的物质。另外,可以代替该胶状物,而使用在树脂制袋内封入了水的水袋、橄榄油、甘油等。

[0078] 上述传感器保持器 10 具备:例如通过磁力的吸附力固定在机、台座等的磁铁台 36;固定了上述混合探测器单元 12 的单元固定具 38;一端固定在磁铁台 36 以及单元固定具 38 并且具备形成为球状的前端部 42 的连结部件 44、45;以及经由这些连结部件 44、45,可移动地连结并支撑磁铁台 36 与单元固定具 38 的自由臂 40。上述自由臂 40 具备:可相互转动地连结的两个连杆 46、47;在该连杆 46、47 的一端分别具有对上述各前端部 42 施加规定的阻力并且对该前端部 42 可弯曲地嵌入的装配穴 48 的弯曲关节部 50、51;在各连杆 46、47 的另一端利用连接力,无法相对转动的转动关节部 54,其中所述连接力是通过可相互相对转动地连结该另一端并且对该连结部位贯穿设置的螺钉孔中螺合的带螺钉固定把手 52 进行紧固而得到的。

[0079] 多轴驱动装置 26 如图 4~图 7 所示,包括:用于对超声波探测器 24 的绕 X 轴的转动位置进行定位的 X 轴转动(偏转)机构 56;用于对超声波探测器 24 的 X 轴方向的行进位置进行定位的 X 轴行进机构 58;以及用于对超声波探测器 24 的绕 Z 轴的转动位置进行定位的 Z 轴转动机构 60。图 4 是说明 X 轴转动机构 56 以及 X 轴行进机构 58 以及 Z 轴转动机构 60 的图,在图 4(a) 中示出多轴驱动装置 26 的纵剖面,在图 4(b) 中,示出图 4(a) 的 b-b 剖面图,在图 4(c) 中,示出图 4(a) 的 c 向视图。X 轴转动机构 56 作为可绕 X 轴转动地支撑超声波探测器 24 的 X 轴支撑装置而发挥功能,X 轴行进机构 58 作为可以 X 轴方向的行进地支撑超声波探测器 24 的 X 轴支撑装置而发挥功能,Z 轴转动机构 60 作为可绕 Z 轴转动地支撑超声波探测器 24 的 Z 轴支撑装置而发挥功能。

[0080] X 轴转动机构 56 具备:被单元固定具 38 固定,并且在超声波探测器 24 侧具有曲率中心处于 X 轴上的圆筒滑动凹面 62 的第 1 固定框架 64;在超声波探测器 24 的相反侧具有相对该圆筒滑动凹面 62 凹凸逆转的形状的圆筒滑动凸面 66,对固定框架 64 的圆筒滑动凹面 62 滑接的 X 轴转动框架 68;以与 X 轴成为平行的方式,固定设置在 X 轴转动框架 68 的销钉 70;以可绕销钉 70 转动地设置一端且使另一端成为与 Y 轴平行的方式,配设在第 1 固定框架 64 的第 1 螺钉轴 72 上螺合的第 1 滑动部件 74;以及使上述第 1 螺钉轴 72 绕其轴心旋转的 X 轴转动致动器 76。与其连结的第 1 滑动部件 74 通过第 1 螺钉轴 72 的旋转而在该第 1 螺钉轴 72 的轴心方向上行进,从而 X 轴转动框架 68 可绕 X 轴转动。通过 X 轴转动机构 56,如图 5 所示,超声波探测器 24 的绕 X 轴的转动姿势被定位。X 轴转动致动器 76 由电动机等构成。

[0081] X 轴行进机构 58 具备:将上述超声波探测器 24 的相反侧的面固定在上述 X 轴转动框架 68 的超声波探测器 24 侧,在该固定面的相反侧具有由平面构成的第 1 滑动平面 78 的第 2 固定框架 80;在超声波探测器 24 的相反侧具有由平面构成的第 2 滑动平面 82,对第 2 固定框架 80 的第 1 滑动平面 78 滑接的 X 轴行进框架 84;以将一端固定在 X 轴行进框架 82 且使另一端与 Y 轴成为平行的方式,配设在第 2 固定框架 80 的第 2 螺钉轴 86 上螺合的第 2 滑动部件 88;使上述第 2 螺钉轴 86 绕其轴心旋转的 X 轴行进致动器 90。与其连结的第 2 滑动部件 88 通过第 1 螺钉轴 72 的旋转而在该第 1 螺钉轴 72 的轴心方向上行进,从而 X 轴行进框架 82 可以向 X 轴方向直线地移动。如图 6 所示,通过 X 轴行进机构 58,超声波

探测器 24 的 X 轴方向的移动姿势被定位。X 轴行进致动器 90 由电动机等构成。

[0082] Z 轴转动机构 60 具备：在 X 轴行进框架 84 的上述超声波探测器 24 侧的面中可绕 Z 轴旋转地保持并且在其相反面固定了超声波探测器 24 的蜗轮 (worm wheel) 92；以及固定在 X 轴行进框架 84，在输出轴 96 中具备与蜗轮 92 的外周齿啮合的蜗杆 (worm gear) 94 的电动机 98。如图 7 所示，通过 Z 轴转动机构 60，超声波探测器 24 的通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向中央部的绕 Z 轴的旋转姿势被定位。电动机 98 作为 Z 轴致动器而发挥功能。

[0083] 在图 1 中，超声波驱动控制电路 32 按照来自电子控制装置 28 的指令，在例如构成上述第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的排列成一列的多个超声波振动器  $a_1$  至  $a_n$  中，通过进行波束成形驱动而在超声波振动器的排列方向上朝向血管 20 依次放射收敛性的超声波波束，接收一边使超声波振动器逐次错开 1 个一边扫描该超声波波束时的每个放射的反射波而输入到电子控制装置 28，其中，在上述波束成形驱动中，从该端的超声波振动器  $a_1$  针对每一定数的超声波振动器群例如 15 个的  $a_1$  至  $a_{15}$  赋予规定的位相差，并且以 10MHz 左右的频率同时进行驱动。图 8 的单点划线表示通过上述波束成形驱动所放射的收敛性的超声波波束。另外，在上述第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的放射面，如图 9 所示，在与该超声波振动器  $a_1$  至  $a_n$  的排列方向正交的方向上设置有用使超声波波束收敛的声学透镜 100。在通过上述那样的波束成形驱动以及声学透镜 100 成为收敛性的超声波波束中，如图 8 所示，在相对超声波振动器  $a_1$  至  $a_n$  的排列方向正交的方向上形成有长条状的收敛剖面 D。该收敛剖面 D 的长度方向 E 是在观察平面即 X-Y 平面内相对超声波振动器  $a_1$  至  $a_n$  的排列方向 (X 轴方向)、以及波束的放射方向 (Z 轴方向) F 分别正交的方向。

[0084] 电子控制装置 28 根据上述反射波合成图像，生成皮肤 18 下的血管 20 的横剖面图像 (短轴图像)、或者纵剖面图像 (长轴图像)，而显示在监视画面显示装置 (画面显示装置) 30 中。另外，根据该图像，计算出作为血管 20 的直径或者内皮 101 的直径的内皮直径 (内腔直径) 等。另外，为了评价血管内皮功能，计算出表示虚血反应性充血后的 FMD (血流依存性血管扩张反应) 的血管直径的变化率 (%) [ $= 100 \times (d_{\max} - d) / d$ ] (其中，d 是安静时的血管直径， $d_{\max}$  是阻血释放后的最大血管直径)。

[0085] 图 10 ~ 图 14 是说明上述电子控制装置 28 的控制动作的主要部分的流程图。在图 10 以及图 11 中，为了通过模板匹配手法进行动脉图案识别，事先，将一般的血管的短轴图像  $TM_1 \sim TM_n$  登记为标准模板。即，作为超声波图像预先登记表示要得到的血管 20 的特征那样的图像，所以例如，登记图 15(a) 所示的  $TM_1$  那样的图像、或者图 15(b) 所示的  $TM_2$  那样的图像、或者  $TM_1$  以及  $TM_2$  这双方。在图 10 中，在阶段 (以下，省略阶段) S1 中，开始超声波振荡以及扫描，从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 以及长轴用超声波阵列探子 C 中放射收敛性超声波波束并且其被扫描。接下来，在 S2 中，在第 1 短轴图像显示区域 G1 中，使用模板匹配手法搜索与标准模板  $TM_1$  类似的图像图案。接下来，在 S3 中，检测一致的图像图案  $ImA_1 \sim ImA_n$ ，并显示在监视画面显示装置 30 中。图 16 是示出所检测的图像图案  $ImA_1 \sim ImA_n$  的监视画面显示装置 30 的显示画面，在该显示画面中，横向邻接地依次设置有：显示通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 得到的超声波图像的第 1 短轴图像显示区域 G1；显示通过长轴用超声波阵列探子 C 得到的超声波图像的长轴图像显示区域 G3；以及显示通过第 2 短轴用超声波阵列探子 B 得到的超声波图像的第 2 短轴

图像显示区域 G2。接下来,在 S4 中,调查所检测到的图像图案  $ImA1 \sim ImAn$  的画面宽度方向距离  $Dx1 \sim Dxn$  是否为规定的范围内。规定的范围是为了适合于对象的血管的大小而预先设定的。例如,如果是上臂动脉,则是  $3 \sim 5mm$  左右的范围。接下来,在 S5 中,调查所检测到的图像图案  $ImA1 \sim ImAn$  的画面纵向距离  $Dy1 \sim Dyn$  是否为规定的范围内。接下来,在 S6 中,将在 S4 与 S5 中  $Dxn$  与  $Dyn$  是规定的范围内的图像图案  $ImAn$  识别为第 1 短轴图像显示区域 G1 中的目的的血管 20 的图像图案  $ImA$ ,如图 17(a) 所示,根据监视画面显示装置 30 的显示画面的图像,计算出作为矩形的第 1 短轴图像显示区域 G1 的上边以及左边到图像图案  $ImA$  的中心位置的坐标位置  $ImA(c, a)$ 。

[0086] 接下来,在图 11 所示的 S7 中,在第 2 短轴图像显示区域 G2 中,使用模板匹配手法搜索与标准模板  $TM1$  类似的图像图案。接下来,在 S8 中,检测一致的图像图案  $ImB1 \sim ImBn$ 。接下来,在 S9 中,调查所检测到的图像图案  $ImB1 \sim ImBn$  的画面宽度方向距离  $Dx1 \sim Dxn$  是否为规定的范围内。接下来,在 S10 中,调查所检测到的图像图案  $ImB1 \sim ImBn$  的画面纵向距离  $Dy1 \sim Dyn$  是否为规定的范围内。接下来,在 S11 中,将在 S9 与 S10 中  $Dxn$  与  $Dyn$  是规定的范围内的图像图案  $ImBn$  识别为第 2 短轴图像显示区域 G2 中的目的的血管 20 的图像图案  $ImB$ ,如图 17(a) 所示,根据监视画面显示装置 30 的显示画面的图像,计算出作为矩形的第 2 短轴图像显示区域 G2 的上边以及左边到图像图案  $ImB$  的中心位置的坐标  $ImB(e, b)$ 。

[0087] 接下来,在图 12 的 S12 中,判断表示 G1 中的血管的纵向的坐标位置的  $a$ 、与 G2 中的  $b$  是否一致。这些  $a$  以及  $b$  是指,如图 17(b) 以及图 18(b) 所示,表示第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 与血管 20 的中心之间的距离的值。如果上述 S12 中的判断被否定,则在 S13 中判断  $a$  是否小于  $b$ 。如果上述 S13 中的判断被肯定,则在 S14 中如图 17(b) 所示通过 X 轴转动致动器 76 使超声波探测器 24 相对 X 轴右旋规定角度,如果被否定,则在 S15 中通过 X 轴转动致动器 76 使超声波探测器 24 相对 X 轴左选规定角度。上述规定角度是指,预先设定的极微小的角度,相当于单位角度。上述 S12 中的判断被肯定是指,如图 18(b) 所示,处于从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 到血管 20 的中心的距离  $a$  与从第 2 短轴用超声波阵列探子 B 到血管 20 的中心的距离  $b$  相等的状态时,在没有进行该肯定判断的期间,依次反复执行 S13  $\sim$  S15、S2  $\sim$  S12。S2  $\sim$  S15 对应于绕 X 轴定位步骤,即通过多轴驱动装置(定位装置)26 使超声波探测器 24 绕 X 轴定位,以使从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 到血管 20 的中心的距离与从第 2 短轴用超声波阵列探子 B 到血管 20 的中心的距离相等。

[0088] 接下来,在图 13 中,如果上述 S12 中的判断被肯定,则在 S16 中,判断表示 G1 中的血管的纵向的坐标位置的  $c$  与 G2 中的  $d$  是否一致。这些  $c$  以及  $d$  是指,对应于如图 19(b) 以及图 20(b) 所示,在沿 X-Y 平面呈直角的观察方向,从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向的一端到与血管 20 的长度方向中心的交点的距离、以及从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向的另一端到与血管 20 的长度方向中心的交点的距离的值。如果上述 S16 中的判断被否定,则在 S17 中判断  $c$  是否小于  $d$ 。如果上述 S17 中的判断被肯定,则在 S18 中如图 19(b) 所示通过 X 轴行进致动器 90 使超声波探测器 24 在 X 轴方向上前进规定距离(图中箭头的方向),如果被否定,则在 S19 中通过 X 轴行进致动器 90 使超声波探测器 24 在 X 轴方向上后退规定距离(图中箭头的相反方向)。上述规定距离是指,预先设定的极

微量的距离,相当于单位距离。上述 S16 中的判断被肯定是指,如图 20(b) 所示,处于在沿与 X-Y 平面呈直角的观察方向第 1 短轴用超声波阵列探子 A 与血管 20 的交点和 Z 轴一致的状态时,在没有进行该肯定判断的期间,依次反复执行 S17 ~ S19、S2 ~ S12、S16。S2 ~ S12、S16 ~ S19 对应于 X 轴方向定位步骤,即通过多轴驱动装置(定位装置)26 使超声波探测器 24 在 X 轴方向上平行移动,以使血管 20 的图像位于第 1 短轴图像显示区域 G1 的宽度方向中央部。

[0089] 接下来,在图 14 中,如果上述 S16 中的判断被肯定,则在 S20 中,判断 e 以及 f 是否一致。这些 e 以及 f 是指,对应于如图 21(b) 以及图 22(b) 所示,在沿与 X-Y 平面呈直角的观察方向,从第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的长度方向的一端到与血管 20 的长度方向中心的交点的距离、以及从第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的长度方向的另一端到与血管 20 的长度方向中心的交点的距离的值。如果上述 S20 中的判断被否定,则在 S21 中判断 e 是否大于 f。如果上述 S21 中的判断被肯定,则在 S22 中如图 21(b) 所示通过电动机 98 使超声波探测器 24 相对 Z 轴右旋转规定角度,如果被否定,则在 S23 中通过电动机 98 使超声波探测器 24 相对 Z 轴左旋转规定角度。上述规定角度是指,预先设定的极微小的角度,相当于定位操作的单位角度。上述 S20 中的判断被肯定是指,如图 22(b) 所示,处于在沿 X-Y 平面的直角的观察方向一对第 1 短轴用超声波阵列探子以及第 2 短轴用超声波阵列探子与血管正交的状态时,在没有进行该肯定判断的期间,依次反复执行 S21 ~ S23、S2 ~ S12、S16、S20。S2 ~ S12、S16、S20 ~ S23 对应于绕 Z 轴定位步骤,即使多轴驱动装置(定位装置)26 绕 Z 轴旋转,以使血管 20 的图像位于第 2 短轴图像显示区域 G2 的宽度方向中央部。

[0090] 接下来,在 S24 中,生成作为血管 20 的剖面图像的短轴图像以及长轴图像并显示在监视画面显示装置 30 中并且存储,在 S25 中,通过电子控制装置 28 的显示控制部,自动计算血管 20 的内腔直径(内皮直径)、内膜厚、以及内中膜壁厚等。图 23 是示出显示通过图 22 的长轴用超声波阵列探子 C 得到的超声波图像的长轴图像显示区域 G3 的图,图 24 是示出图 23 的长轴图像显示区域 G3 的中心附近的线段 P-Q 中的画面的亮度即超声波反射信号的强度的谱线。在图 24 中,在通过以根据规定的亮度判定线检测 8 个部位的交点的方式画出基准线 A-B 而得到的交点 a 到交点 h 的各点计算出各个交点间隔,将得到的成为最大的交点间隔的 d-e 间隔计算为血管 20 的内腔直径。接下来,使用得到了该成为最大的 d-e 间隔的交点 a 到交点 h 的各点计算出内膜厚等,特别,将作为交点 e 与交点 g 的间隔的 e-g 间隔称为内中膜壁厚(IMT),将其测量值用于动脉硬化的判断的指标。S25 对应于根据通过长轴用超声波阵列探子 C 检测到的血管 20 的长轴图像信号计算出该血管 20 的内腔直径的血管直径计算步骤、以及根据通过长轴用超声波阵列探子 C 检测到的血管 20 的长轴图像信号计算出该血管 20 的内膜厚和 / 或内中膜壁厚的血管膜厚计算步骤。

[0091] 如上所述,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,包括:(d) 绕 X 轴定位步骤,通过多轴驱动装置(定位装置)26 使超声波探测器 24 绕上述 X 轴定位,以使从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 到血管 20 的中心的距离 a 与从第 2 短轴用超声波阵列探子 B 到血管 20 的中心的距离 b 相等;(e) X 轴方向定位步骤,通过上多轴驱动装置(定位装置)26 使超声波探测器 24 在 X 轴方向上平行移动,以使血管 20 的图像位于上述第 1 短轴图像显示区域 G1 的宽度方向中央部;(f) 绕 Z 轴定位步骤,通过多轴驱动装置(定位装置)26 使超声波探测器 24 绕 Z 轴旋转,以使血管 20 的图像位于第 2 短轴图像显示区域 G2 的宽度方向中央部,

所以都可以通过使用超声波阵列探子相对血管 20 的长度方向的位置或者超声波阵列探子相对血管 20 的距离来定位,所以可以简单并且容易而且高精度地使超声波探测器 24 定位到生物体 14 的血管 20 上。

[0092] 另外,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,X轴是通过皮肤 18 下即血管 20 或者其附近的轴,在绕 X 轴定位步骤中,使超声波探测器 24 绕该 X 轴定位,所以几乎不会使第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 相对皮肤 18 的按压条件变化,而可以使它们与血管 20 之间的距离变化。另外,在本实施例中,特别地,上述 X 轴适宜地位于第 1 短轴用超声波阵列探子的正下,所以第 1 短轴用超声波阵列探子 A 相对皮肤 18 的按压条件、第 1 短轴用超声波阵列探子 A 与血管 20 之间的距离几乎不变化。

[0093] 另外,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,超声波探测器 24 在作为一平面的 X-Y 平面中,还具备在一对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 之间即与一对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 邻接地,在与 X 轴方向正交的 Y 轴方向上直线地排列有多个超声波振动器(超声波振子) $a_1 \sim a_n$ 的长轴用超声波阵列探子 C,Z 轴通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向与长轴用超声波阵列探子 C 的长度方向的交点并且与 X 轴方向以及 Y 轴方向正交,(k) 监视画面显示装置(图像显示装置)30 在第 1 短轴图像显示区域 G1 与第 2 短轴图像显示区域 G2 之间即与第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 邻接地,具备显示通过长轴用超声波阵列探子 C 得到的超声波图像的长轴图像显示区域 G3,该第 1 短轴图像显示区域 G1、第 2 短轴图像显示区域 G2、以及长轴图像显示区域 G3 区域具备表示从上述皮肤 18 的深度尺寸的公共的纵轴,所以长轴用超声波阵列探子 C 被适宜地定位到血管 20 中心上。

[0094] 另外,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,包括根据通过长轴用超声波阵列探子 C 检测的血管 20 的长轴图像信号,计算该血管 20 的内腔直径的血管直径计算步骤,所以能够得到正确的血管直径。

[0095] 另外,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,包括根据通过长轴用超声波阵列探子 C 检测的血管 20 的长轴图像信号,计算该血管 20 的内膜厚以及内中膜壁厚的血管膜厚计算步骤,所以能够得到血管的正确的内膜厚、内中膜壁厚。

[0096] 另外,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,在绕 X 轴定位步骤、X 轴方向定位步骤、或者绕 Z 轴定位步骤中,为了识别血管 20 的图像而执行了图案识别,所以可以简单并且容易而且高精度地使超声波探测器 24 定位到生物体 14 的血管 20 上。进而,在本实施例中,由于在图案识别中使用了模板匹配手法,所以与使用其他图案识别的手法例如 NN(nearest neighbor,近邻算法)法或者 K-平均法等的情况相比简易,且可以实现迅速的运算处理。

[0097] 实施例 2

[0098] 接下来,对本发明的其他实施例进行说明。另外,在以下的实施例的说明中,对与上述实施例重复的部分,附加同一符号并省略其说明。

[0099] 图 25 是说明本发明的其他实施例中的超声波探测器以及监视画面显示的结构例的图。本实施例的混合探测器单元 12 具备 H 型的超声波探测器 102,该 H 型的超声波探测器 102 在一平面上具有以使与通过在 X 轴方向上直线地排列而构成的超声波振动器  $a_1 \sim a_n$  的超声波放射面直角的方向 F 相对 Z 轴分别倾斜规定的角度  $\alpha$  以及角度  $\beta$  的方式绕 X

轴方向旋转的相互平行的 2 列的第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B、和通过在 Y 轴方向上直线地排列上述超声波振动器（超声波振子） $a_1 \sim a_n$  而构成并且将上述第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的长度方向中央部连结的长轴用超声波阵列探子 C。即，上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 针对处于图 25(a) 中的箭头 I 方向的血流状态的血管 20，向该血管 20 的上游侧对以规定角度  $\alpha$  以及角度  $\beta$  倾斜地朝向的方向放射超声波。

[0100] 图 25(b) 示出不对根据通过上述结构的超声波探测器 102 得到的反射波生成的图像进行特别的变换而显示的监视画面显示装置 30 的显示画面。与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的超声波放射方向相对血管 20 为直角的状态相比，图像的纵向成为  $(1/\cos \alpha)$  倍以及  $(1/\cos \beta)$  倍而显示。即，第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 以及长轴图像显示区域 G3 不具备表示从皮肤 18 的深度尺寸的公共的纵轴。在图 25(c) 中，在使分别检测的血管 20 的短轴超声波图像分别显示于第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 时，经由对分别显示于该第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 中的短轴超声波图像在画面纵向上进行  $\cos \alpha$  倍以及  $\cos \beta$  倍的运算步骤来缩小显示画面。该运算步骤对应于，根据上述规定的角度  $\alpha$  以及角度  $\beta$ ，将分别显示于该第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 中的短轴超声波图像，校正成第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的超声波放射方向相对血管 20 直角的状态的图像的图像校正步骤。进而，还进行以用与血流方向对应的颜色表示血管 20 的方式变换了图像的彩色显示化步骤，由此，动脉的自动识别、通过目视的识别变得容易。另外，在生成了超声波图像时，通过图 1 所示的电子控制装置 28 的显示控制部自动进行上述运算步骤与彩色显示化步骤，并显示在监视画面显示装置 30 中。

[0101] 如上所述，根据本实施例的血管超声波图像测定方法，一对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 针对血管 20 向该血管 20 的上游侧对以规定角度倾斜地朝向的方向放射超声波，所以还可以通过超声波多普勒测定血流速度。

[0102] 另外，根据本实施例的血管超声波图像测定方法，包括图像校正步骤，在第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 中分别显示通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 分别检测的血管 20 的短轴超声波图像时，根据上述规定角度，将分别显示在该第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 中的短轴超声波图像，校正成该第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的超声波放射方向相对上述血管 20 直角的状态的图像，所以还可以通过超声波多普勒测定血流速度，同时分别显示在上述第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 中的血管 20 的短轴超声波图像成为正确的剖面图像。

[0103] 实施例 3

[0104] 图 26 以及图 27 是说明本发明的其他实施例中的电子控制装置 28 的控制动作的主要部分的一部分的流程图。在上述实施例中，通过图 10 以及图 11 的流程图所示的阶段进行了动脉图案识别，但在电子控制装置 28 具备多普勒信号处理部的情况下，代替图 10 以及图 11 而通过图 26 以及图 27 的流程图所示的阶段进行动脉图案识别。在图 26 中，在 S26 中，开始超声波振荡以及扫描，从第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列

探子 B 以及长轴用超声波阵列探子 C 中放射收敛性超声波波束并且其被扫描。接下来,在 S27 中,在第 1 短轴图像显示区域 G1 中,使用模板匹配手法搜索与标准模板 TM1 类似的图像图案。接下来,在 S28 中,检测一致的图像图案 ImA1 ~ ImAn,并显示在监视画面显示装置 30 中。接下来,在 S29 中,判断是否在检测的图像图案 ImA1 ~ ImAn(在本实施例中  $n = 3$ ) 中检测到多普勒信号。接下来,在 S30 中,将在 S29 中判断被肯定的图像图案 ImAn 识别为第 1 短轴图像显示区域 G1 中的目的的血管 20 的图像图案 ImA,计算并输出作为矩形的第 1 短轴图像显示区域 G1 的上边以及左边到图像图案 ImA 的中心位置的坐标 ImA(c、a)

[0105] 接下来,在图 27 中,在 S31 中,在第 2 短轴图像显示区域 G2 中,使用模板匹配手法搜索与标准模板 TM1 类似的图像图案。接下来,在 S32 中,检测一致的图像图案 ImB1 ~ ImBn,并显示在监视画面显示装置 30 中。接下来,在 S33 中,判断是否在检测的图像图案 ImB1 ~ ImBn(在本实施例中  $n = 3$ ) 中检测到多普勒信号。接下来,在 S34 中,将在 S33 中判断被肯定的图像图案 ImBn 识别为第 1 短轴图像显示区域 G1 中的目的的血管 20 的图像图案 ImB,计算并输出作为矩形的第 2 短轴图像显示区域 G2 的上边以及左边到图像图案 ImB 的中心位置的坐标 ImB(e、b)。

[0106] 根据本实施例的血管超声波图像测定方法,在通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 得到的第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 内的超声波图像中血管 20 的图像包括多普勒信号的状态下,执行用于识别血管 20 的图像的图案识别,所以可以实现更正确的图案识别。进而,在本实施例中,在图案识别中使用了模板匹配手法,所以与使用其他图案识别的手法例如 NN(nearest neighbor) 法或者 K-平均法等的情况相比简易,且可以实现迅速的运算处理。

[0107] 实施例 4

[0108] 图 28 是说明本发明的其他实施例中的血管直径计算步骤的图。在本实施例中,如图 28 所示,在长轴图像显示区域 G3 中在与血管 20 的长度方向中心线直角地交差的线上,通过电子控制装置 28 的显示控制部,自动地识别以处于远位即图 28 的下方的血管内腔壁上的点 (Xt1、Yt1) 为中心的模板 T1、和以处于近位即图 28 的上方的血管内腔壁上的点 (Xt2、Yt2) 为中心的模板 T2、与血管 20 的长轴图像中的血管壁分别一致的点,内腔直径被自动地计算为  $Yt1 - Yt2$ 。

[0109] 根据本实施例的血管超声波图像测定方法,包括根据通过长轴用超声波阵列探子 C 检测的血管 20 的长轴图像信号,计算该血管 20 的内腔直径的血管直径计算步骤,所以得到正确的血管直径。

[0110] 实施例 5

[0111] 图 29 是说明本发明的其他实施例中的血管参数计算步骤的图。在本实施例中,如图 29 所示,在第 1 短轴图像显示区域 G1 或者第 2 短轴图像显示区域 G2 中在通过血管 20 的中心的线上,通过电子控制装置 28 的显示控制部,自动地识别以处于远位即图 29 的下方的血管内腔壁上的点 (Xt3、Yt3) 为中心的模板 T3、和以处于近位即图 29 的上方的血管内腔壁上的点 (Xt4、Yt4) 为中心的模板 T4、与血管 20 的短轴图像中的血管壁分别一致的点,内腔直径被自动地计算为  $Yt3 - Yt4$ 。接下来,在第 1 短轴图像显示区域 G1 或者第 2 短轴图像显示区域 G2 中在通过血管 20 的中心的线上,通过电子控制装置 28 的显示控制部,自动地识别以处于远位即图 29 的下方的血管外壁的内表面上的点 (Xt5、Yt5) 为中心的模板 T5、

与血管 20 的短轴图像中的血管壁一致的点,内中膜壁厚被自动地计算为  $Y_{t5}-Y_{t3}$ 。

[0112] 根据本实施例的血管超声波图像测定方法,包括血管参数计算步骤,根据通过第 1 短轴用超声波阵列探头 A 或者上述第 2 短轴用超声波阵列探头 B 检测的血管 20 的短轴图像信号,计算出血管 20 的内腔直径以及内中膜壁厚,所以得到正确的内腔直径、内中膜壁厚。

[0113] 实施例 6

[0114] 图 30 是示出本发明的其他实施例中的监视画面显示装置的定位状态显示区域 G4 的图。在本实施例中,执行在定位状态显示区域 G4 内显示记号 104 的控制步骤,该记号 104 在上述定位状态显示区域 G4 内,为了表示显示在第 1 短轴图像显示区域 G1 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域 G1 的两侧缘为止的距离 c 以及 d 而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的一个即宽度方向移动,为了表示显示在第 2 短轴图像显示区域 G2 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域 G2 的两侧缘为止的距离 e 以及 f 而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的另一个即纵向移动,为了表示显示在第 1 短轴图像显示区域 G1 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域 G1 的上缘或者下缘为止的距离与显示在第 2 短轴图像显示区域 G2 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域 G2 的上缘或者下缘为止的距离之差而倾斜。

[0115] 上述记号 104 由在中心具有直角地交差的长线 106 以及短线 108 的圆构成。执行了图 10 ~ 图 14 所示的定位控制的结果,在定位状态显示区域 G4 中,从记号 104 的中心位置到定位状态显示区域 G4 的宽度方向的左缘为止的距离与从记号 104 的中心位置到定位状态显示区域 G4 的宽度方向的右缘为止的距离的比例根据上述控制的结果,显示成等于上述距离 c 与距离 d 的比例,直到定位状态显示区域 G4 的纵向的上缘为止的距离与从记号 104 的中心位置到定位状态显示区域 G4 的纵向的缘端为止的距离的比例根据上述控制的结果,显示成等于上述距离 f 与距离 e 的比例,进而,上述控制的结果,超声波探测器 24 越接近规定位置即定位完成位置,记号 104 的长线 106 相对定位状态显示区域 G4 的宽度方向的倾斜越小,亦即倾斜消失地显示。

[0116] 此处,图 30(a) 示出上述定位控制不充分的状态即  $a < b$ 、 $c < d$ 、以及  $e > f$  的状态。相对于此,图 30(b) 是示出上述定位控制正常的状态的定位状态显示区域 G4 的图。即,是从第 1 短轴用超声波阵列探头 A 到血管 20 的中心的距离 a 与从第 2 短轴用超声波阵列探头 B 到血管 20 的中心的距离 b 相等,并且血管 20 的图像位于第 1 短轴图像显示区域 G1 的宽度方向中央部,并且血管 20 的图像位于第 2 短轴图像显示区域 G2 的宽度方向中央部的状态,且  $a = b$ 、 $c = d$ 、以及  $e = f$ 。

[0117] 根据本实施例的血管超声波图像测定方法,在定位状态显示区域 G4 内显示记号 104,该记号 104 是在定位状态显示区域 G4 内,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域 G1 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域 G1 的两侧缘为止的距离 c 以及 d 而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的一个即宽度方向移动,为了表示显示在第 2 短轴图像显示区域 G2 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域 G2 的两侧缘为止的距离 e 以及 f 而沿着相互正交的第 1 方向以及第 2 方向中的另一个即纵向移动,为了表示显示在上述第 1 短轴图像显示区域内 G1 的血管 20 的短轴图像的直到该第 1 短轴图像显示区域 G1 的上缘或者下缘为止的距离与显示在上述第 2 短轴图像显示区域 G2 内的血管 20 的短轴图像的直到该第 2 短轴图像显示区域 G2 的上缘或者下缘为止的距离之差而

倾斜的记号,所以可以根据记号 104 的位置以及倾斜,目视瞬时地确认超声波探测器 24 的定位的状态是否良好。

[0118] 实施例 7

[0119] 图 31 是示出本发明的其他实施例中的混合探测器单元 12 的保持结构的图。通过测定者的手 110 保持本实施例的混合探测器单元 12。图 32 是本实施例中的监视画面显示装置 30 的显示画面的一个例子,监视画面显示装置 30 具有用于显示比长轴图像显示区域 G3 的显示长度长的超声波图像的合成长轴图像显示区域 G5。

[0120] 在测定时,由电子控制装置 28 通过实时处理进行如前实施例记载的那样的生成位于超声波探测器 24 正下的血管 20 的短轴图像以及长轴图像并显示在监视画面显示装置 30 中并且存储这样的控制动作。针对每个规定时间例如 20msec 的极小时间,进行上述处理。此处,对具有超声波探测器 24 的混合探测器单元 12,通过手 110 施加向血管 20 的大致长度方向移动的动作。图 33 是相对该动作示出每规定距离的超声波探测器 24 与血管 20 的相对位置的图。图 33(a) 示出处于测定开始位置的超声波探测器 24a。

[0121] 图 34 是说明相对上述动作的电子控制装置 28 的控制动作的主要部分的流程图,图 35 是示出显示出该控制动作的结果生成的合成长轴图像 abc 的监视画面显示装置 30 的合成长轴图像显示区域 G5 的图。在图 34 以及图 35 中,首先,在 S100 中,将在上述测定开始位置生成并显示在长轴图像显示区域 G3 中的血管 20 的图像存储为第 1 图像 a,并且将第 1 图像 a 的长度方向的一部分登记为第 1 模板 Temp\_a。接下来,在 S101 中,针对从上述测定开始位置经过上述极小时间后生成的长轴图像 a',搜索作为与第 1 模板 Temp\_a 相同的图像的长轴图像 a' 的长度方向的一部分即图像 Temp\_a',即执行使用了模板匹配手法的图案识别。接下来,在 S102 中,判断所搜索的图像 Temp\_a' 是否位于长轴图像显示区域 G3 的预先设定的端部。S102 中的判断被肯定是指,超声波探测器 24a 在血管 20 的长度方向上移动了相当于从第 1 模板 Temp\_a 的宽度方向左缘到长轴图像 a 的宽度方向左缘或者从模板 Temp\_a 的宽度方向右缘到长轴图像 a 的宽度方向右缘的距离 L 时,图 33(b) 示出其状态。在上述 S102 中的判断被否定的期间,依次反复执行 S101、S102。如果上述 S102 中的判断被肯定,则将长轴图像 a' 登记为第 2 图像 b,在 S103 中,在使各个图像中包含的第 1 模板 Temp\_a 与图像 Temp\_a' 重合的状态下合成第 1 图像 a 与第 2 图像 b,并登记为合成长轴图像 ab 而显示在合成长轴图像显示区域 G5 中。

[0122] 接下来,在 S104 中,将第 2 图像 b 的长度方向的一部分登记为第 2 模板 Temp\_b。接下来,在 S105 中,针对上述极小时间经过后生成的长轴图像 b',搜索作为与第 2 模板 Temp\_b 相同的图像的长轴图像 b' 的长度方向的一部分即图像 Temp\_b',即执行使用了模板匹配手法的图案识别。接下来,在 S106 中,判断所搜索的图像 Temp\_b' 是否位于长轴图像显示区域 G3 的预先设定的端部。S106 中的判断被肯定是指,超声波探测器 24b 在血管 20 的长度方向上移动了距离 L 时,图 33(c) 示出其状态。在上述 S106 中的判断被否定的期间,依次反复执行 S105、S106。如果上述 S106 中的判断被肯定,则将长轴图像 b' 登记为第 3 图像 c,在 S107 中,在使各个图像中包含的第 2 模板 Temp\_b 与图像 Temp\_b' 重合的状态下合成合成长轴图像 ab 与第 3 图像 c,登记为合成长轴图像 abc 并显示在合成长轴图像显示区域 G5 中。以下,反复执行 S100 ~ S107。

[0123] 此处, S100 对应于将显示在长轴图像显示区域 G3 中的血管 20 的图像存储为第 1

图像 a, 并且将该血管 20 的图像的长度方向的一部分预先登记为第 1 模板 Temp\_a 的步骤。另外, S101、S102、以及 S104 对应于如下步骤: 如果在超声波探测器 24 沿着血管 20 移动的过程中, 与第 1 模板 Temp\_a 一致的血管 20 的长轴图像 a' 的长度方向的一部分即图像 Temp\_a' 到达长轴图像显示区域 G3 的预先设定的端部, 则将显示在该长轴图像显示区域 G3 中的该血管 20 的长轴图像 a' 存储为第 2 图像 b, 并且将该血管 20 的长轴图像 a' 的长度方向的一部分登记为第 2 模板 Temp\_b。另外, S105 以及 S106 对应于如下步骤: 进而如果在上述超声波探测器 24 沿着血管 20 移动的过程中, 与第 2 模板 Temp\_b 一致的血管 20 的长轴图像 b' 的长度方向的一部分即图像 Temp\_b' 到达上述长轴图像显示区域 G3 的预先设定的端部, 则将显示在该长轴图像显示区域 G3 中的上述血管 20 的长轴图像 b' 存储为第 3 图像 c。另外, S103 以及 S107 对应于如下步骤: 从上述第 1 图像 a、第 2 图像 b、以及第 3 图像 c, 合成比显示在长轴图像显示区域 G3 中的血管 20 的图像的长度方向尺寸长的一个长轴图像即合成长轴图像 abc 而显示在合成长轴图像显示区域 G5 中。

[0124] 根据本实施例的血管超声波图像测定方法, 包括: 将显示在长轴图像显示区域 G3 中的血管 20 的图像存储为第 1 图像 a, 并且将该血管 20 的图像的长度方向的一部分预先登记为第 1 模板 Temp\_a 的步骤; 如果在使超声波探测器 24 沿着血管 20 移动的过程中, 与第 1 模板 Temp\_a 一致的血管 20 的图像 a' 的长度方向的一部分即图像 Temp\_a' 达到长轴图像显示区域 G3 的预先设定的端部, 则将显示在该长轴图像显示区域 G3 中的该血管 20 的长轴图像 a' 存储为第 2 图像, 并且将该血管 20 的长轴图像 a' 的长度方向的一部分登记为第 2 模板的步骤; 进而如果在使超声波探测器 24 沿着血管 20 移动的过程中, 与第 2 模板 Temp\_b 一致的血管 20 的长轴图像 b' 的长度方向的一部分即图像 Temp\_b' 到达上述长轴图像显示区域 G3 的预先设定的端部, 则将显示在该长轴图像显示区域 G3 中的上述血管 20 的长轴图像 b' 存储为第 3 图像 c 的步骤; 以及根据上述第 1 图像 a、第 2 图像 b、以及第 3 图像 c 合成比显示在长轴图像显示区域 G3 中的血管 20 的图像的长度方向尺寸长的一个长轴图像并显示在合成长轴图像显示区域 G5 中的步骤, 所以得到比长轴用超声波阵列探子 C 的长度长的血管 20 的长轴图像。进而, 在本实施例中, 由于在图案识别中使用了模板匹配手法, 所以与使用了其他图案识别的手法例如 NN(nearest neighbor) 法或者 K-平均法等的情况相比简易, 且可以实现迅速的运算处理。

[0125] 另外, 根据本实施例的血管超声波图像测定方法, 即使在难以通过传感器保持器 10 设置的情况、在对没有预定的部位进行测定时没有适当的台的情况等下, 也可以进行测定。例如, 是测定颈动脉等的情况。在上述实施例中也相同, 但在这样的手持测定中, 在测定途中即使血管 20 与探测器 24 的位置关系产生变化, 通过利用电子控制装置 28 的自动控制, 探测器 24 也迅速地返回到规定的位置, 即可以实现血管 20 的自动追踪, 所以即使没有操作者的手动操作的熟练度也可以进行测定。

[0126] 实施例 8

[0127] 图 36 是说明本发明的其他实施例中的超声波探测器 112 与用于表示该超声波探测器 112 相对血管 20 的姿势的 XYZ 轴正交坐标轴的图。本实施例的超声波探测器 112 在一平面上即平坦的探触面 27 中, 具有: 相互平行的 2 列的第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B; 以及在与该第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向正交的方向上具有长度方向且在第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向中央部与相对第 2

短轴用超声波阵列探子 B 的相反侧邻接的长轴用超声波阵列探子 C。

[0128] 另外,将与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向的平行且位于该第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的正下并通过血管 20 或其付近 的方向设为 X 轴,将与长轴用超声波阵列探子 C 的长度方向平行且与 X 轴正交的方向设为 Y 轴,将通过第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向与长轴用超声波阵列探子 C 的长度方向的交点并且与上述 X 轴方向以及 Y 轴方向正交的方向设为 Z 轴。超声波探测器 112 通过多轴驱动装置 26 在 X 轴方向上行进,以及绕 X 轴以及 Z 轴转动。

[0129] 本实施例的超声波探测器 112 与上述实施例 1 的超声波探测器 24 相比,长轴用超声波阵列探子 C 相对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的位置不同,但处于其长度方向与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向正交的位置关系的情况、第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 都处于一平面上即平坦的探触面 27 的情况相同。由此,可以通过图 2 所示的将超声波探测器 24 相对血管 20 的位置定位到规定位置的定位的情况相同的方法,来实现图 36 所示的将超声波探测器 112 相对血管 20 位置定位到规定位置的定位。因此,根据本实施例的血管超声波图像测定方法,可以同样地享受通过实施例 1 得到的效果。

[0130] 以上,参照附图对本发明的一实施例进行了详细说明,但本发明不限于该实施例,还可以通过其他方式来实施。

[0131] 例如,在上述实施例中,具备显示通过长轴用超声波阵列探子 C 以及长轴用超声波阵列探子 C 得到的超声波图像的长轴图像显示区域 G3,但未必一定需要这些。另外,在上述实施例 1~7 中与第 1 短轴图像显示区域 G1 以及第 2 短轴图像显示区域 G2 邻接地配置了长轴图像显示区域 G3,但例如在实施例 8 中,既可以在与第 2 短轴图像显示区域 G2 相反一侧,与第 1 短轴图像显示区域 G1 邻接地配置长轴图像显示区域 G3,或者也可以相反地在与第 1 短轴图像显示区域 G1 相反一侧,与第 2 短轴图像显示区域 G2 邻接地配置长轴图像显示区域 G3。

[0132] 另外,在上述实施例中,将与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向平行且位于该第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的正下并通过血管 20 的方向设为 X 轴,但也可以不通过血管 20。也可以与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向同轴。

[0133] 另外,在上述实施例中,长轴用超声波阵列探子 C 将相互平行的 2 列的第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的长度方向中央部连结,或者在与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向正交的方向上具有长度方向,在第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的长度方向中央部,位于相对第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的相反侧。但是,也可以使长轴用超声波阵列探子 C 不位于第 1 短轴用超声波阵列探子 A 的中央。另外,对于长轴用超声波阵列探子 C,既可以不设为与第 1 短轴用超声波阵列探子 A 邻接,也可以不设为在第 2 短轴用超声波阵列探子 B 的长度方向中央部相对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 位于相反侧而邻接。

[0134] 另外,在上述实施例中,X 轴转动机构 56、X 轴行进机构 58、以及 Z 轴转动机构 60 的机械结构仅为一个例子,还可以通过其他机械结构来实现。

[0135] 另外,在上述实施例中,传感器保持器 10 通过作为其结构的磁铁台 36 固定在机、台座等,但除了利用通过这样的永久磁铁或者电磁铁得到的磁力的吸附力以外,还可以利

用通过在接触面中产生或者供给的负压得到的吸附力、通过贯穿了在上述台座中贯通的长孔的固定具得到的连接力等来固定。

[0136] 另外,在上述实施例中,为了保持混合探测器单元 12,使用了由两个连杆 46、47 构成的传感器保持器 10 或者手持,但也可以使用具备伸缩臂、机器人臂等的其他结构的传感器保持器。

[0137] 另外,在上述实施例 2 中,上述一对第 1 短轴用超声波阵列探子 A 以及第 2 短轴用超声波阵列探子 B 针对处于图 25(a) 中的箭头 I 方向的血流状态的血管 20,向该血管 20 的上游侧对以规定角度  $\alpha$  以及角度  $\beta$  倾斜地朝向的方向放射超声波,但也可以向上述血管 20 的下游侧对以规定角度  $\alpha$  以及角度  $\beta$  倾斜地朝向的方向放射超声波。

[0138] 另外,上述仅为一个实施方式,而没有例示出其他,但本发明可以在不脱离其要旨的范围内根据本领域技术人员知识通过施加了各种变更、改良的方式来实施。

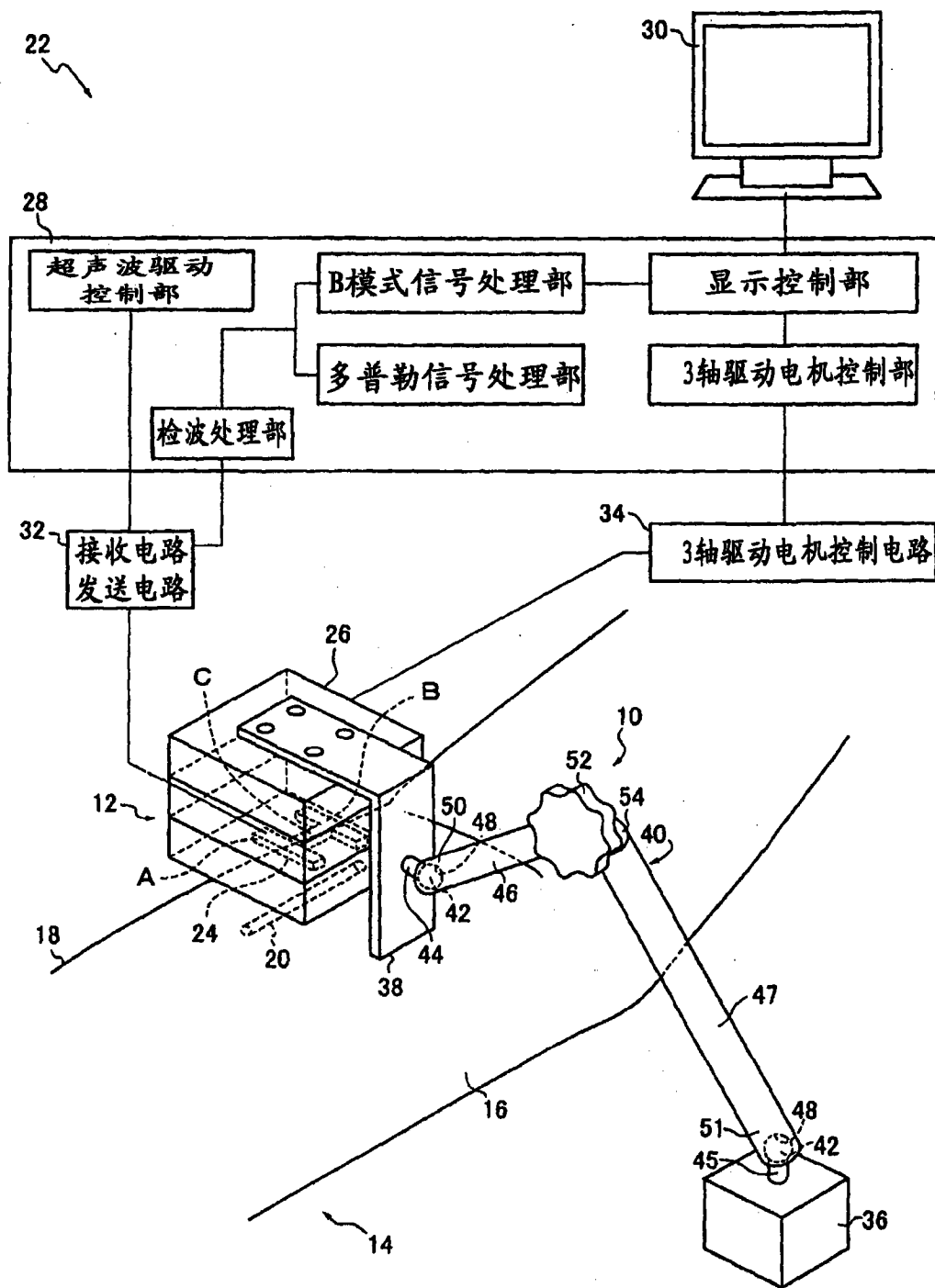


图 1



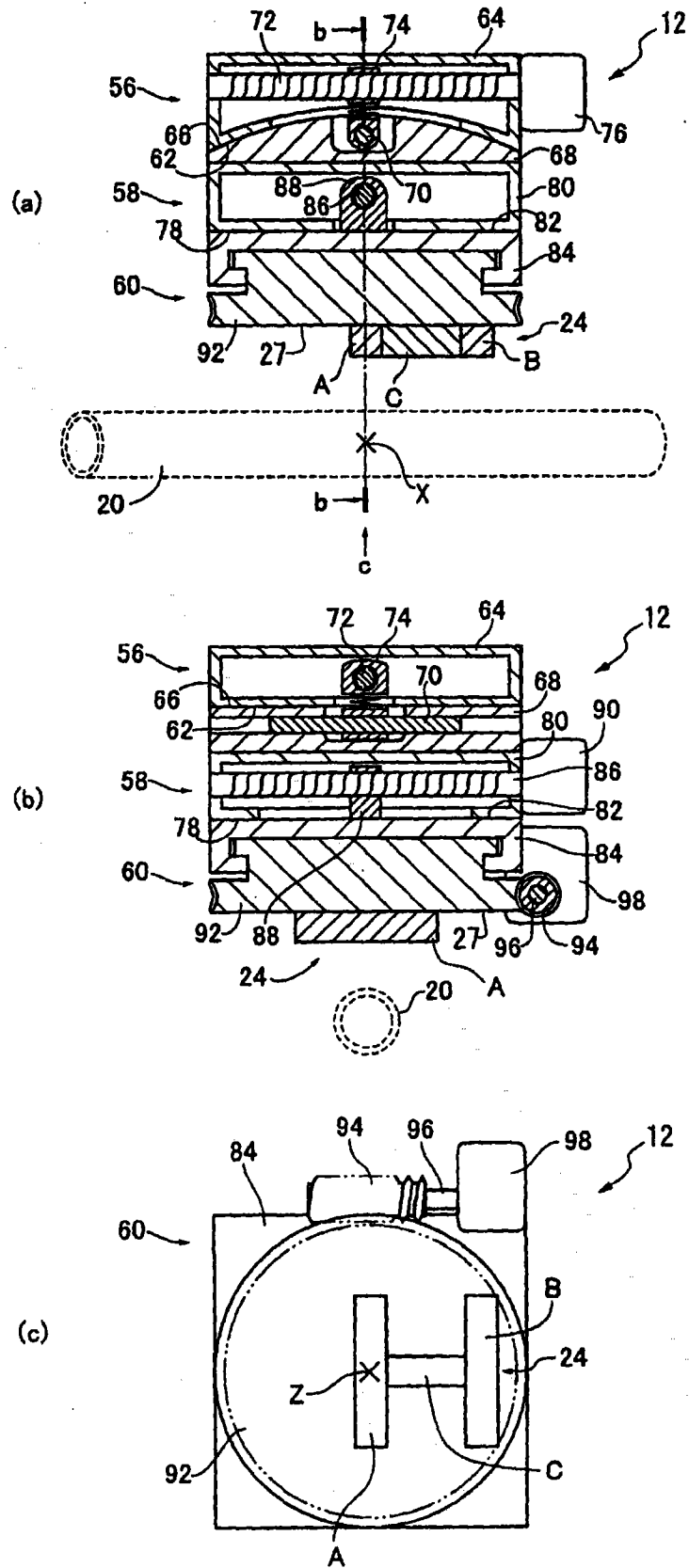


图 4

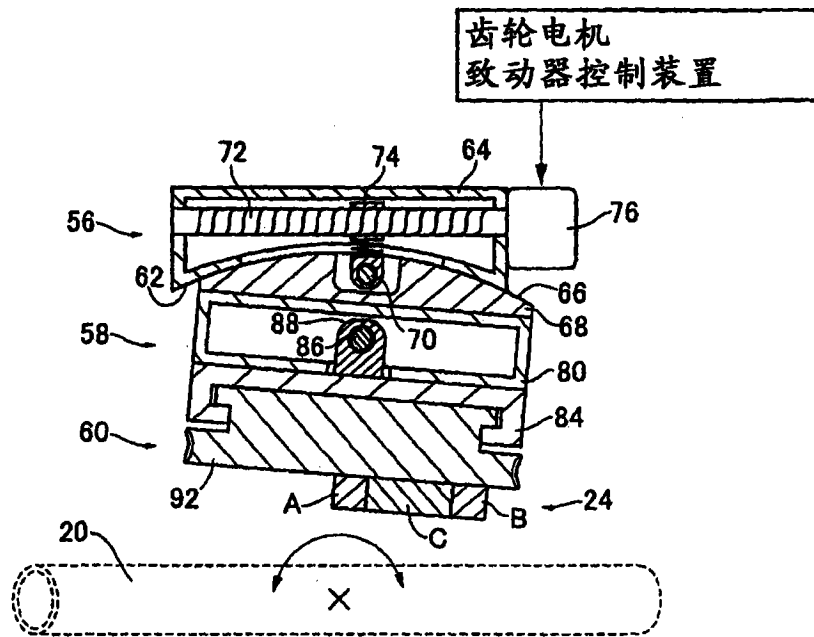


图 5

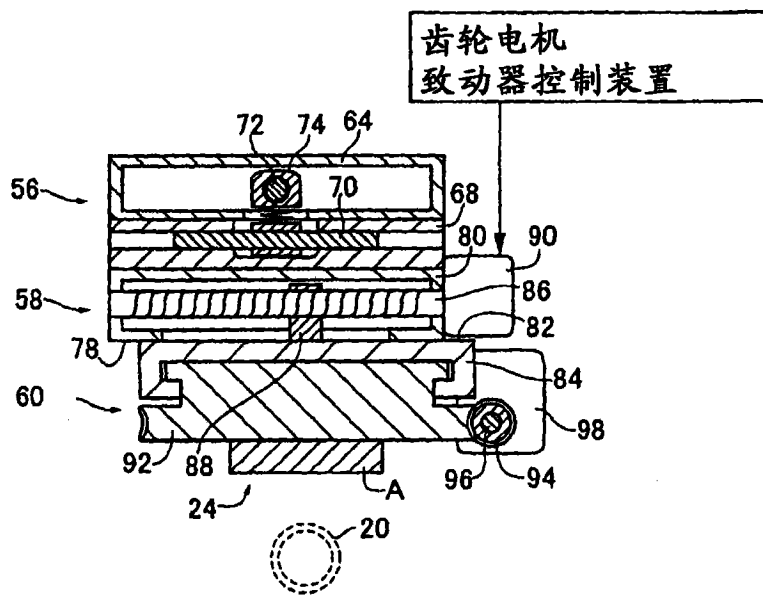


图 6

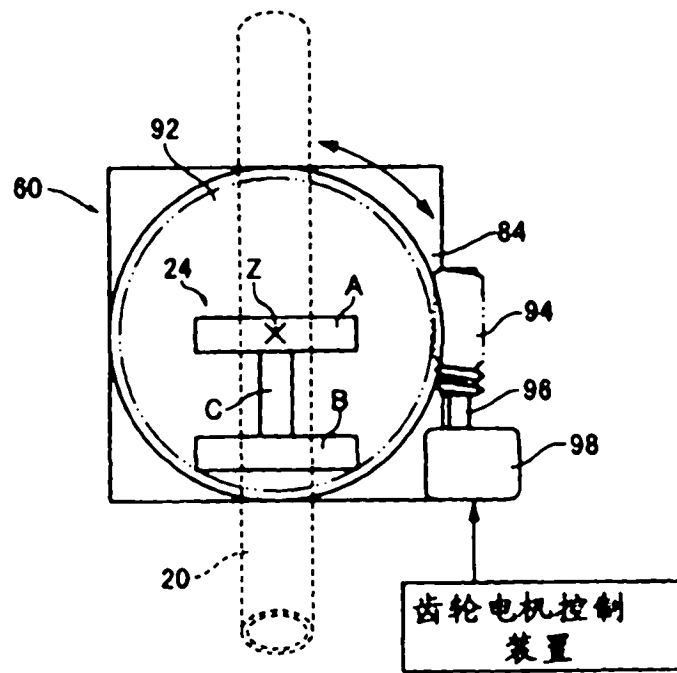


图 7

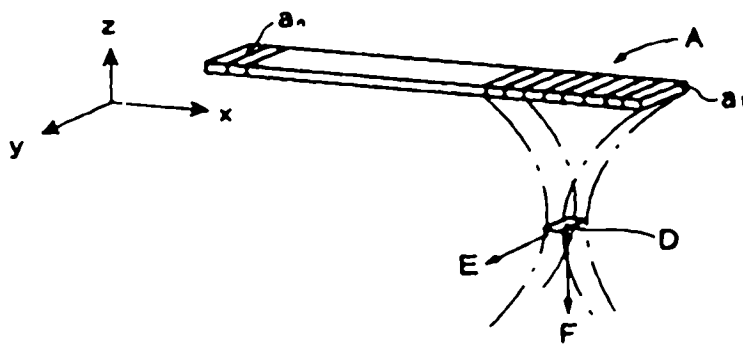


图 8

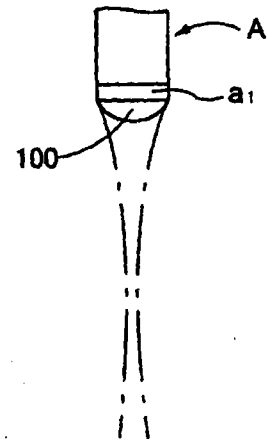


图 9

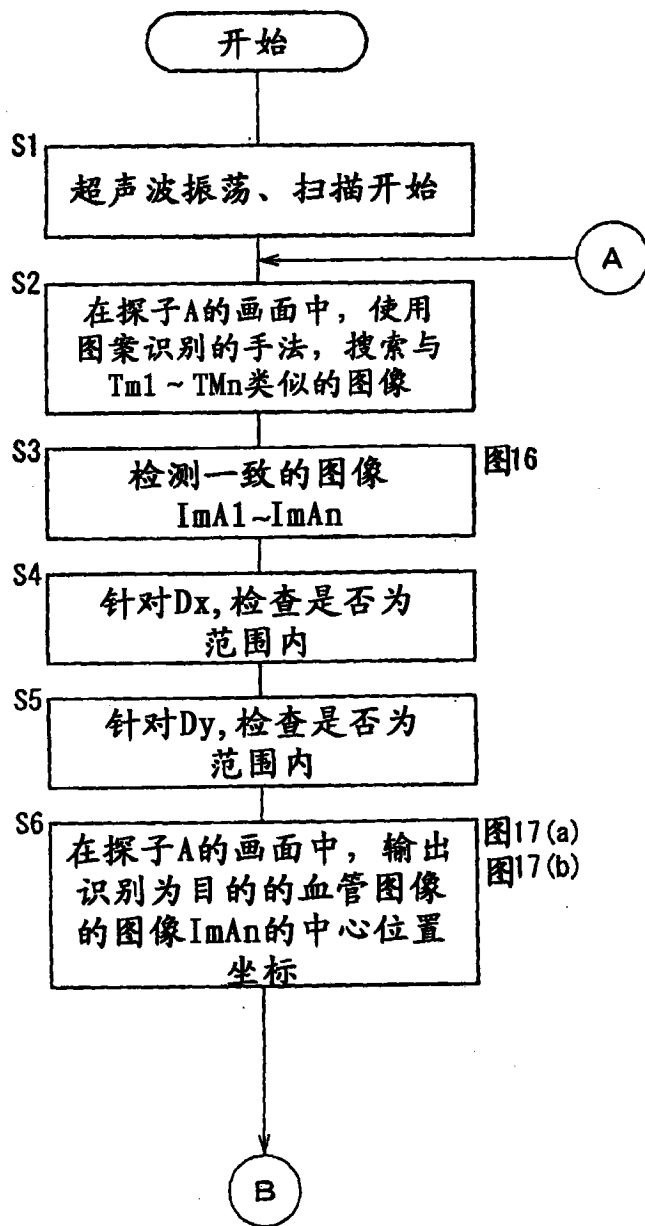


图 10

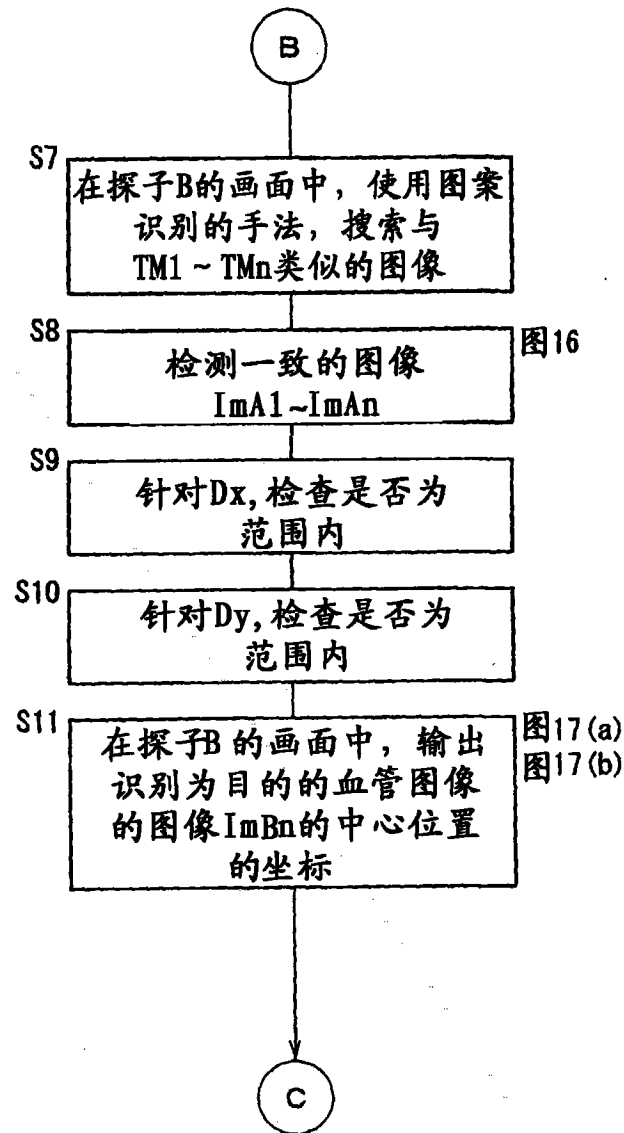


图 11

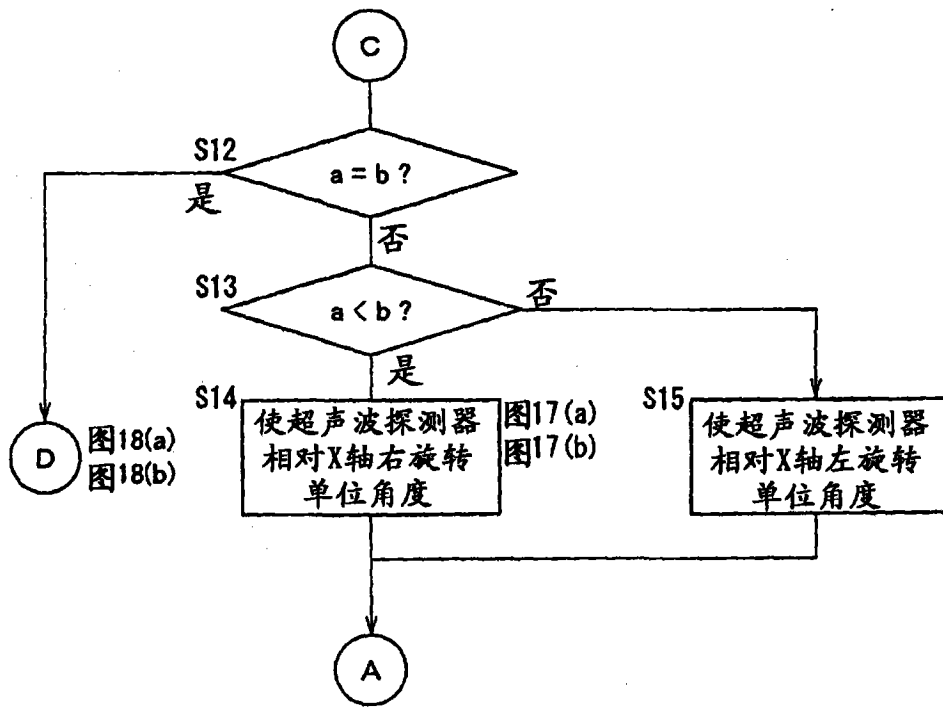


图 12

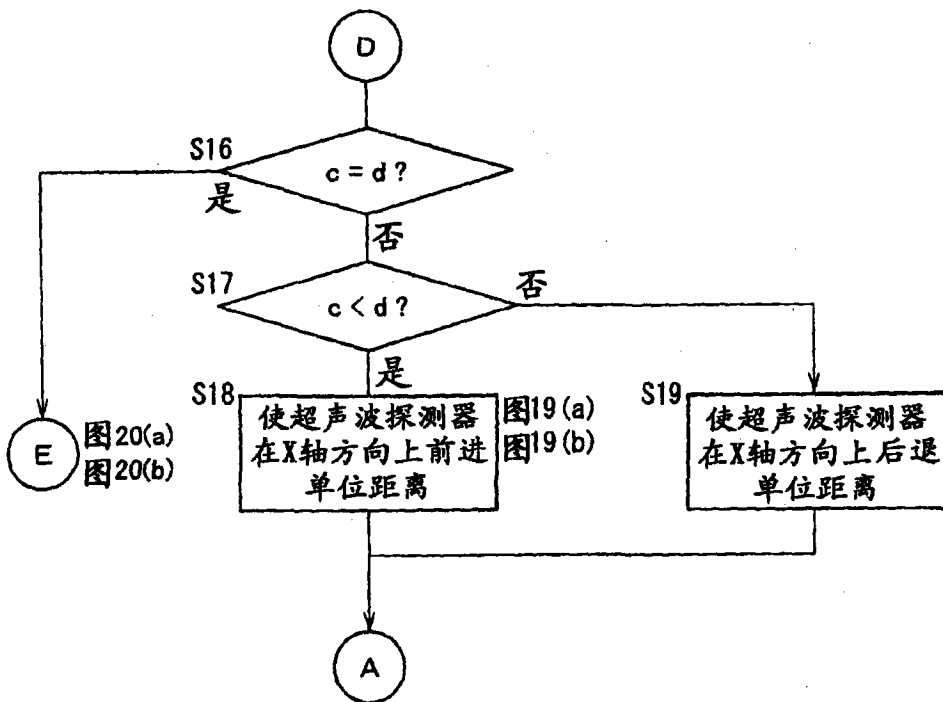


图 13

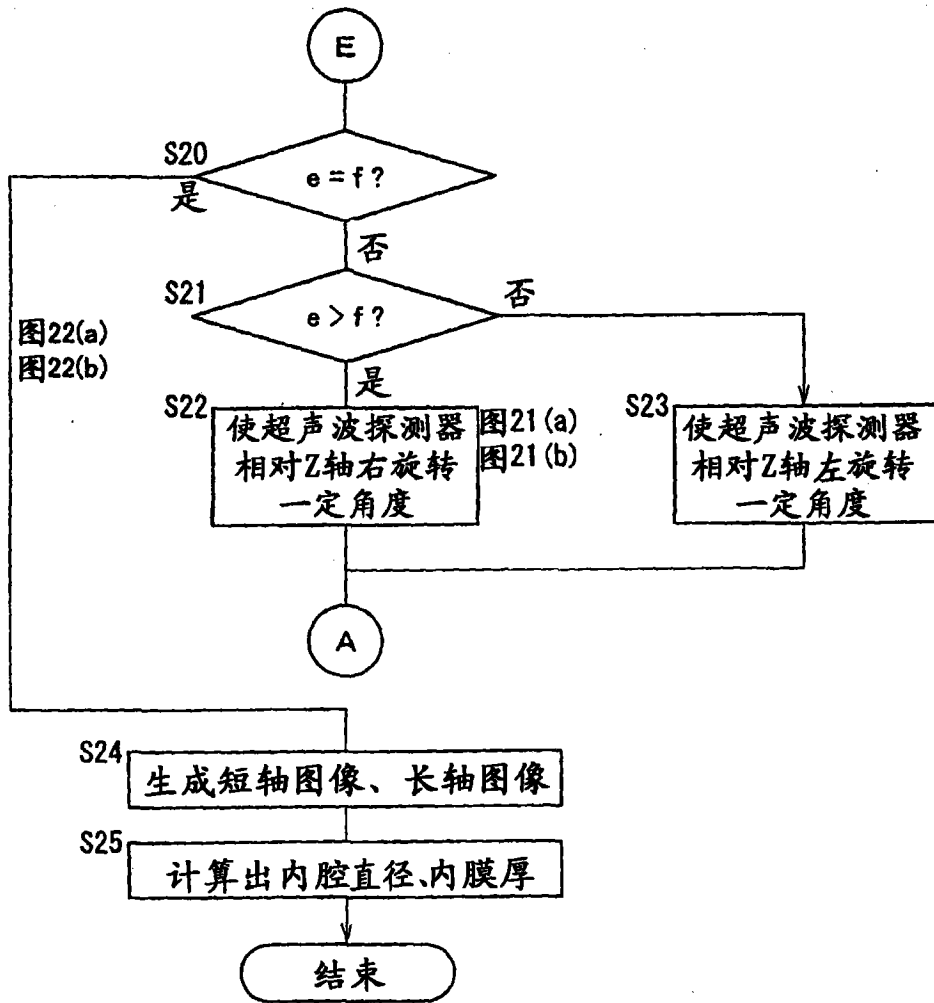


图 14

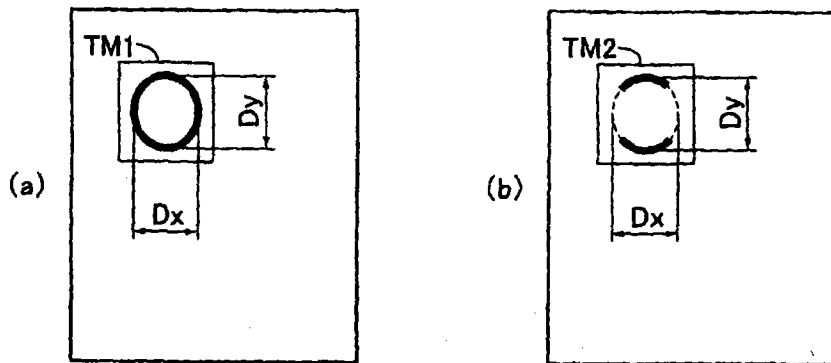


图 15

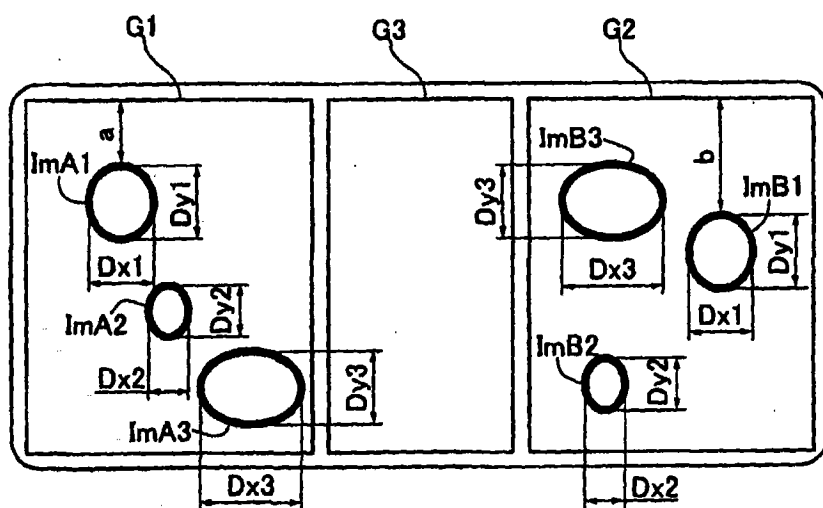


图 16

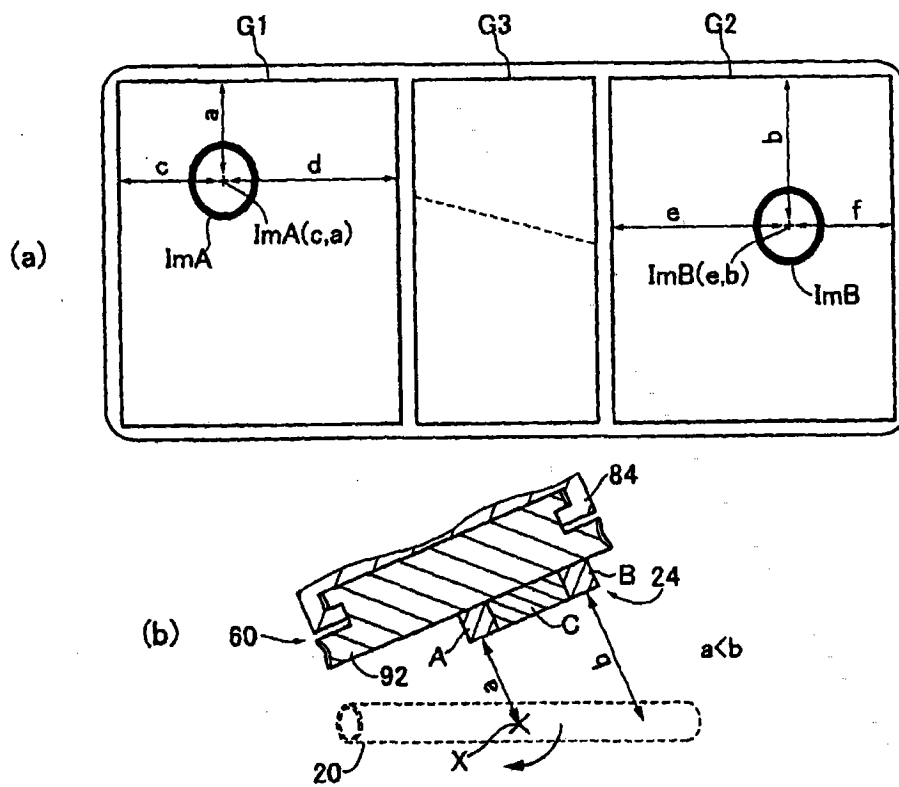


图 17

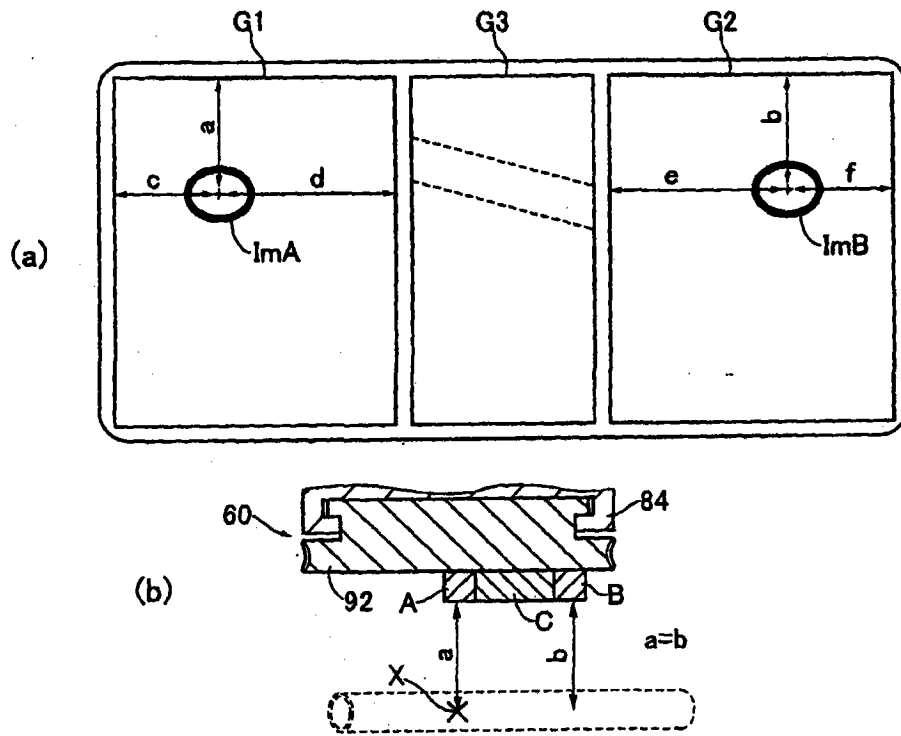


图 18

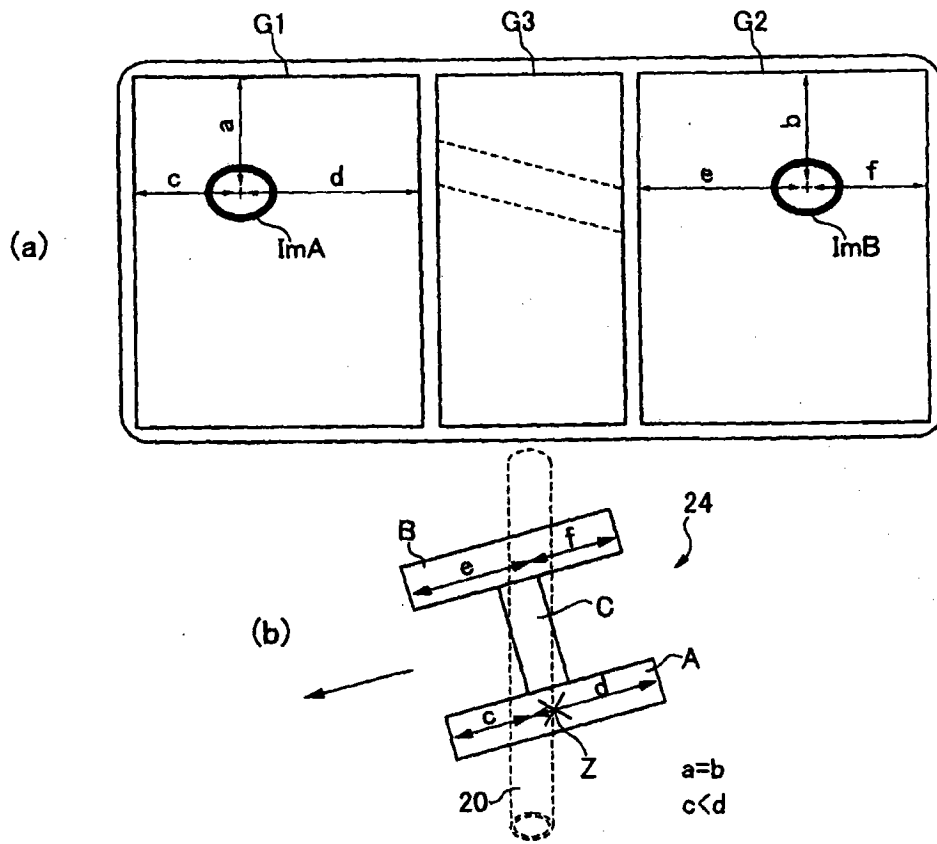


图 19

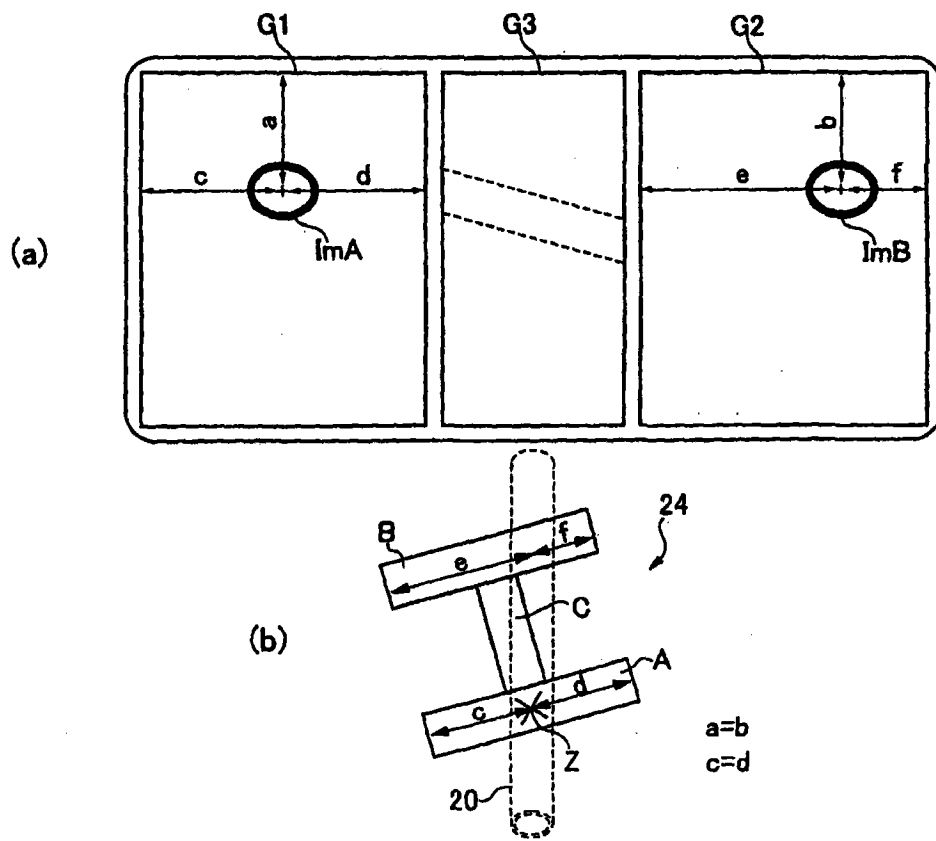


图 20

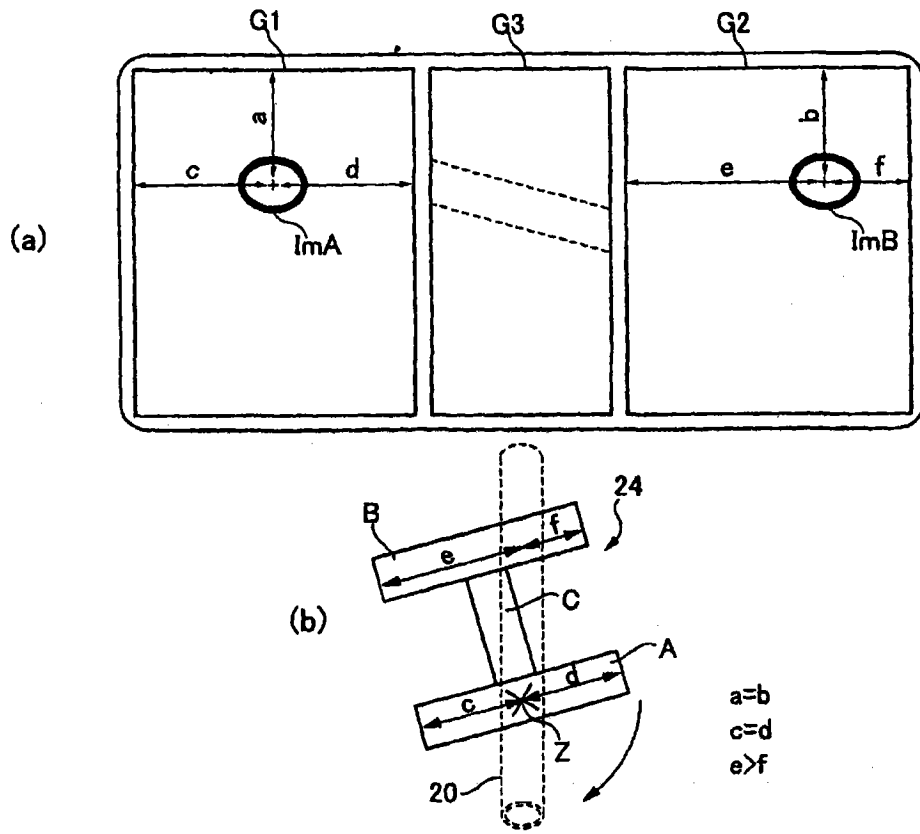


图 21

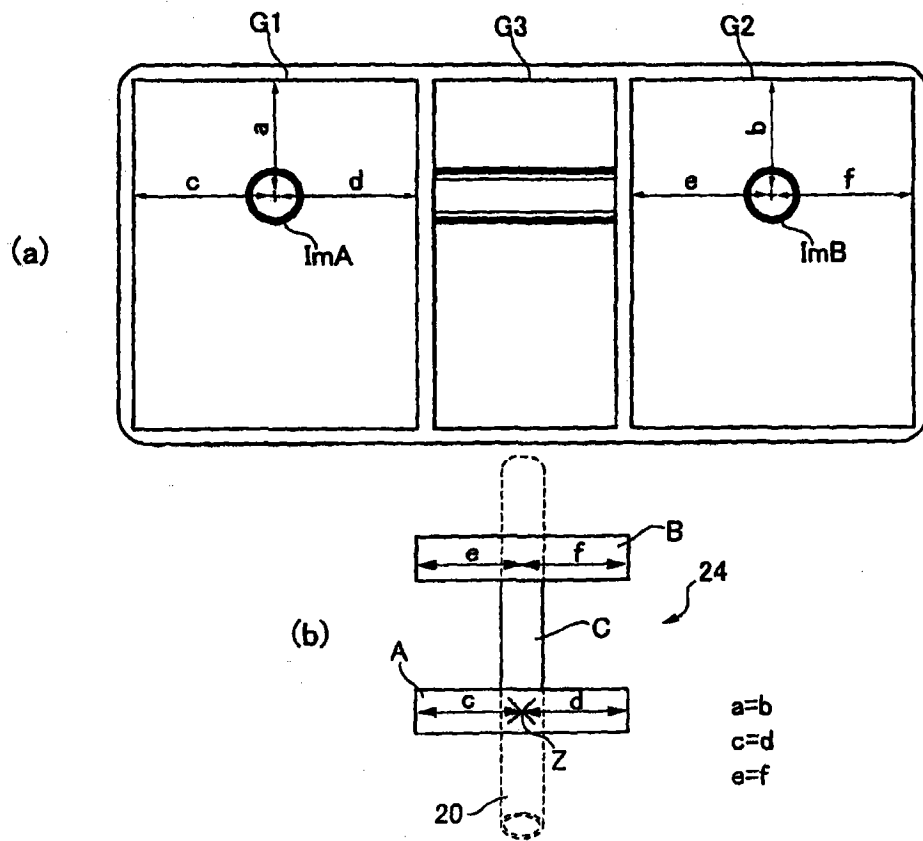


图 22

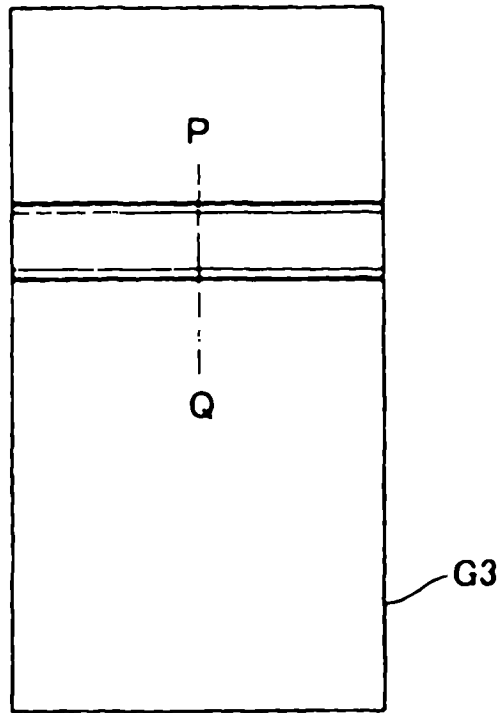


图 23

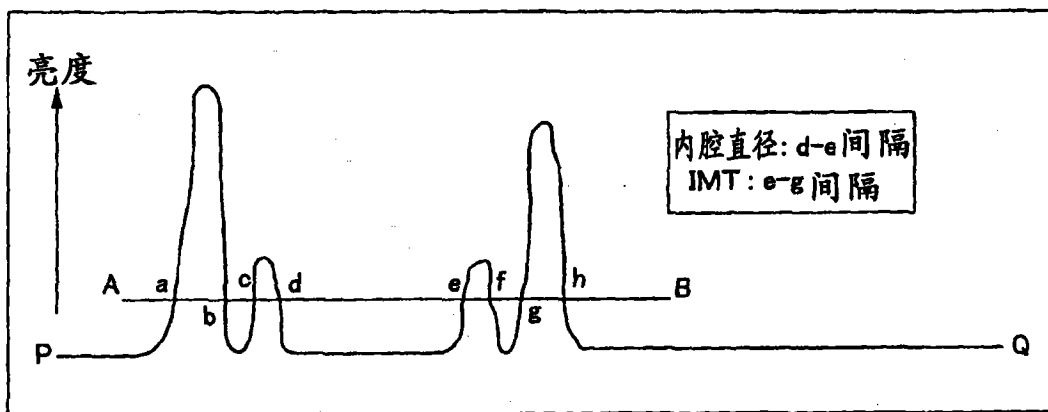


图 24

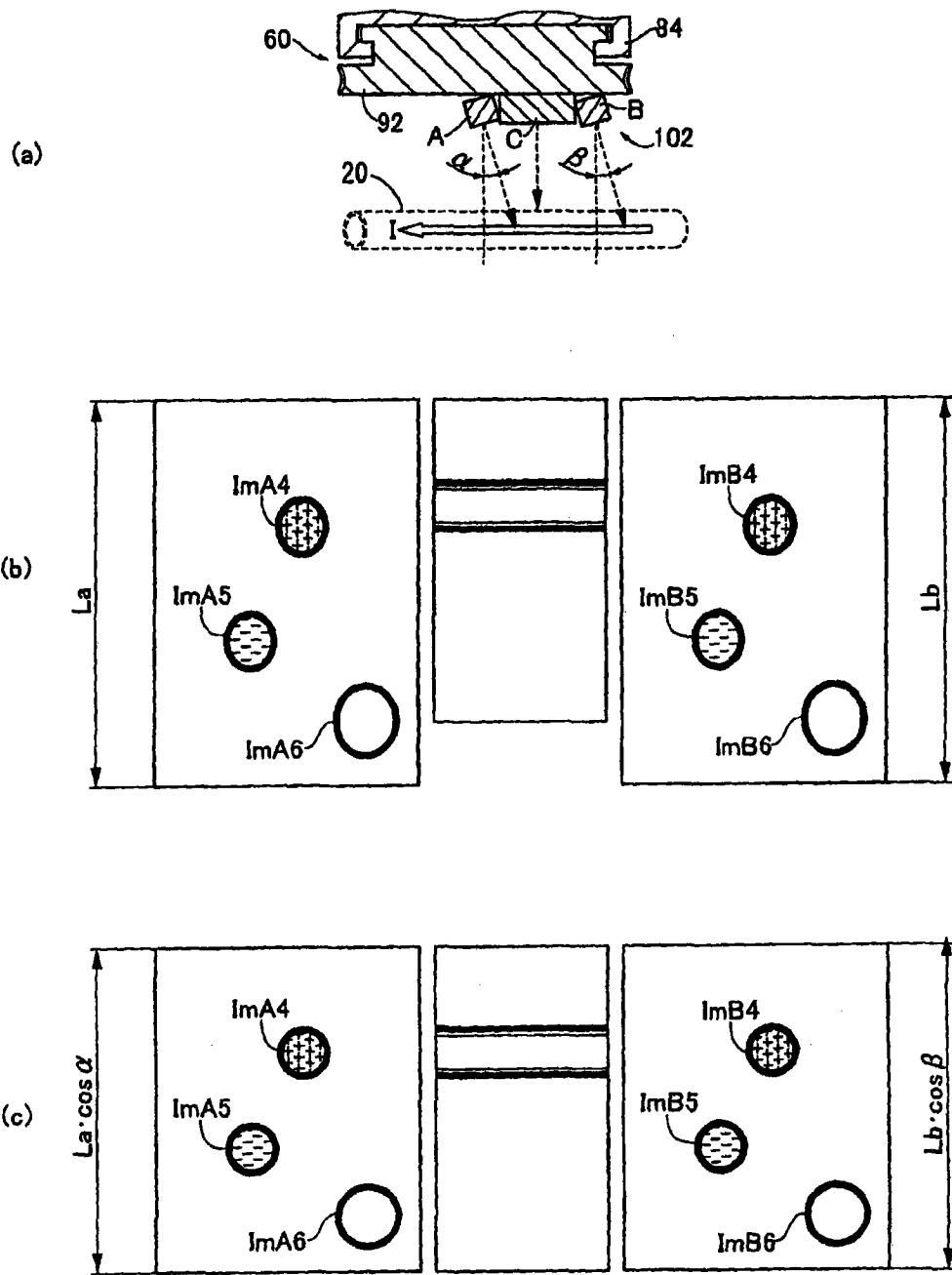


图 25

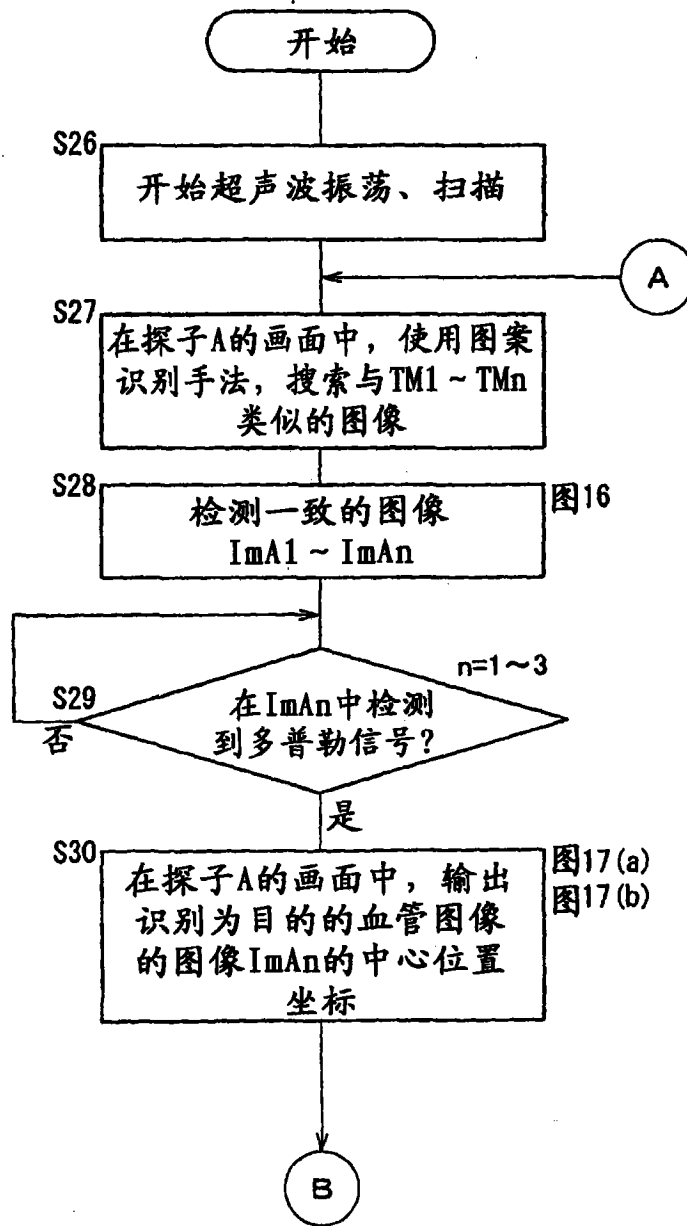


图 26

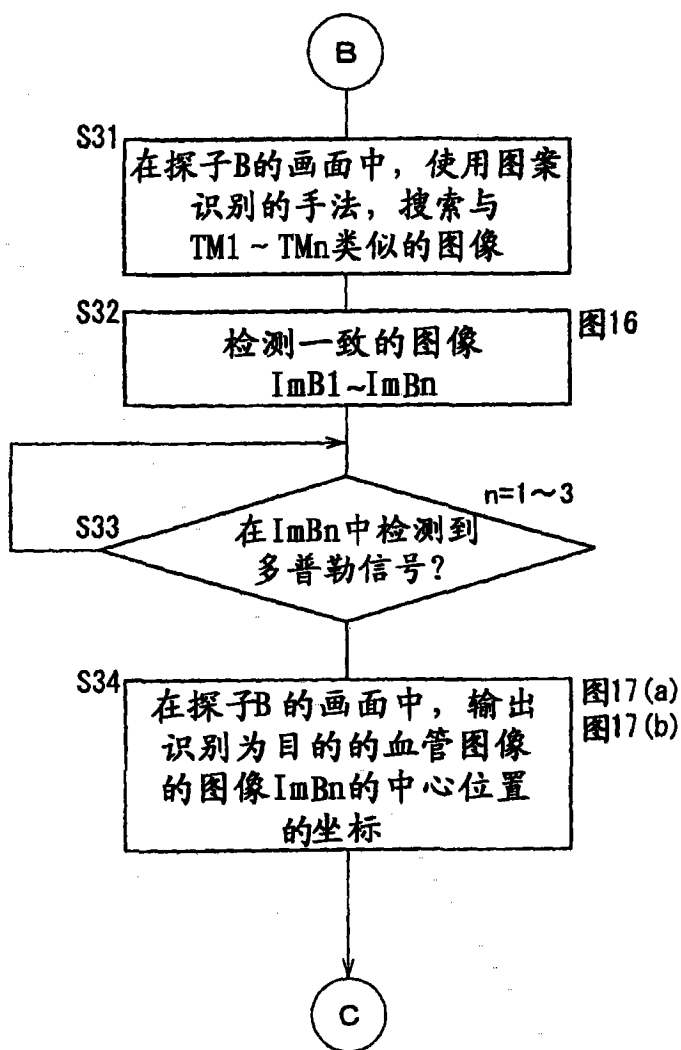


图 27

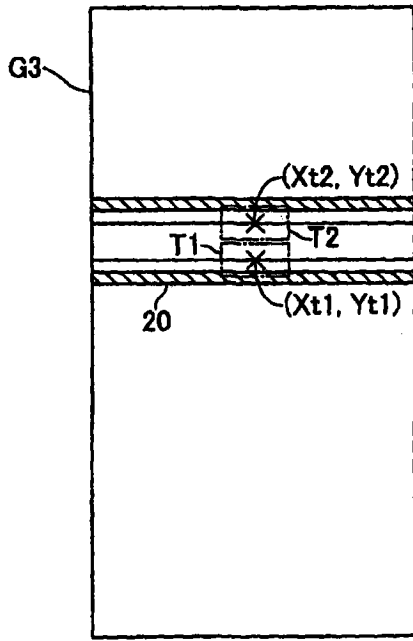


图 28

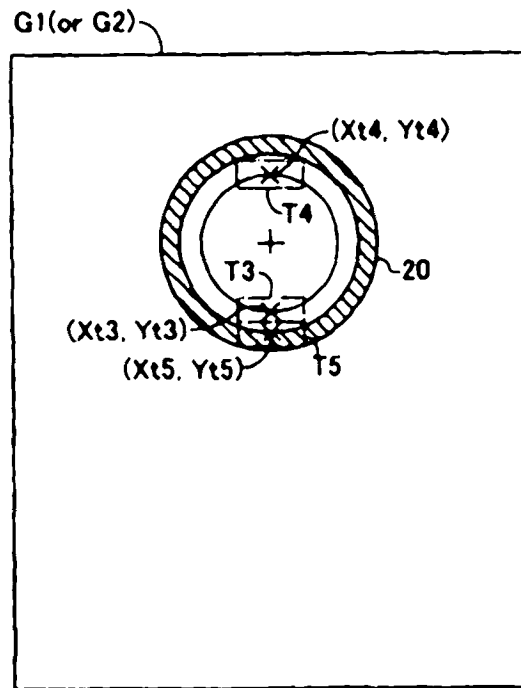


图 29

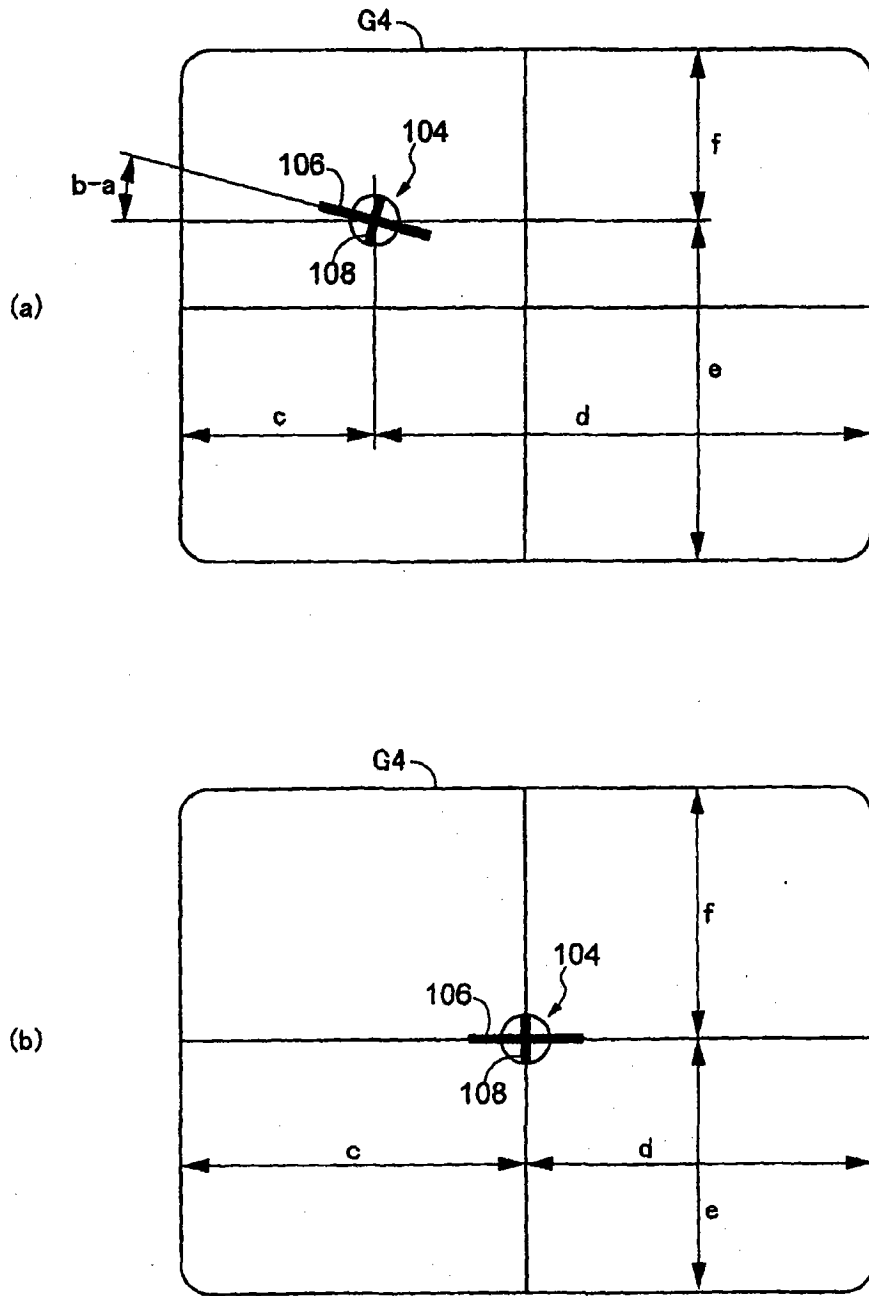


图 30

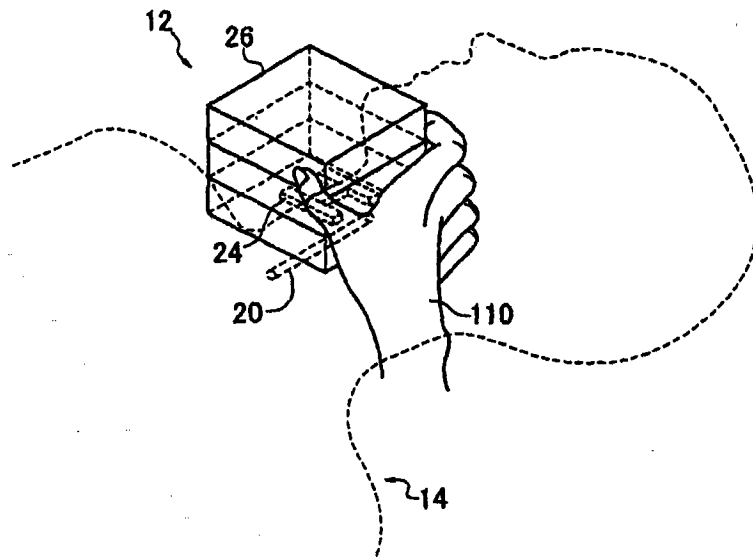


图 31

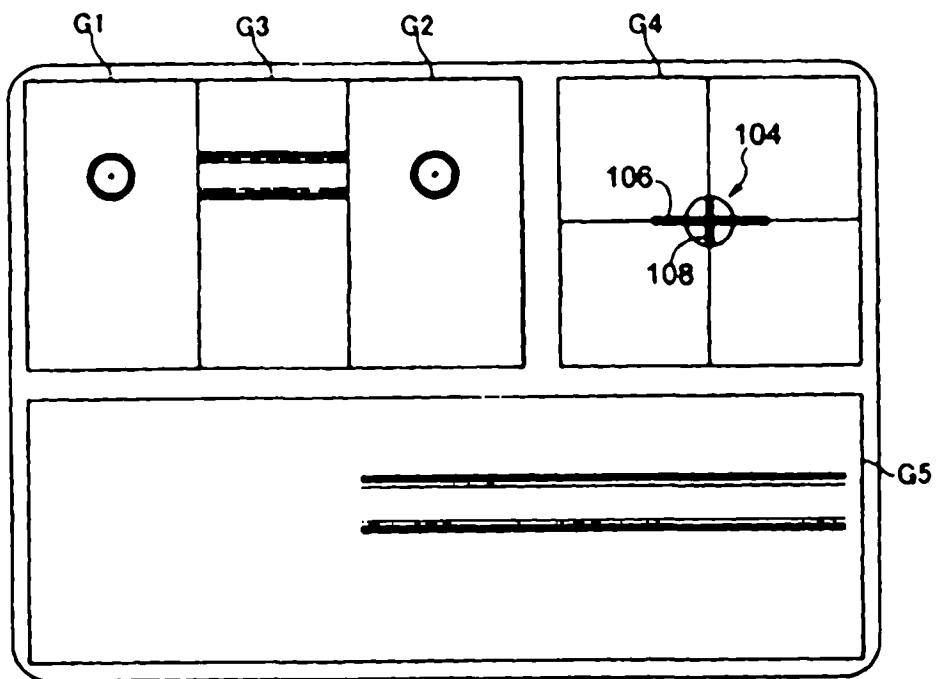


图 32

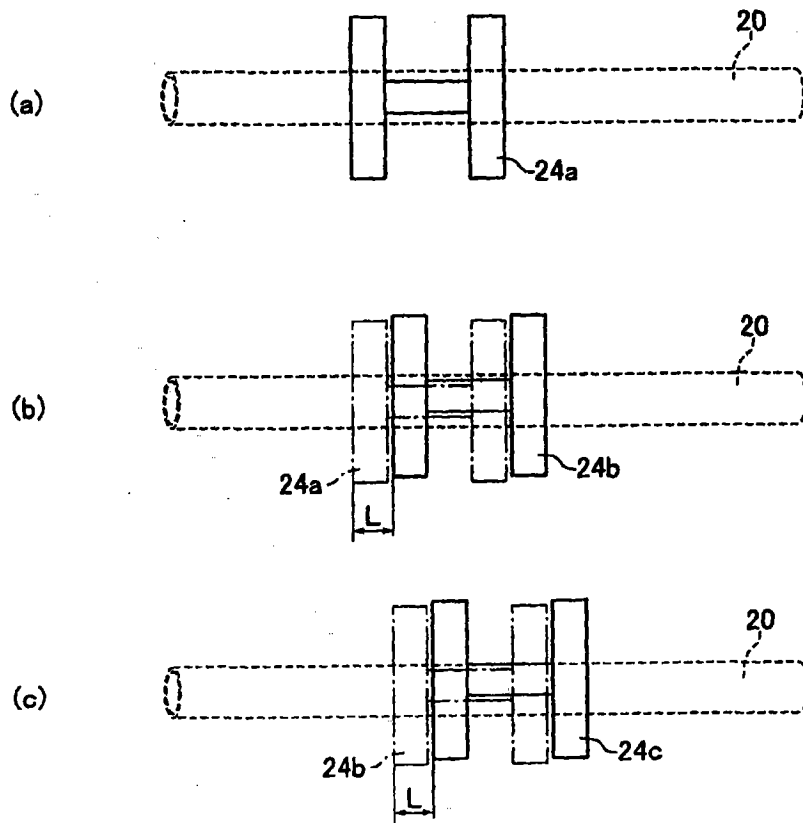


图 33

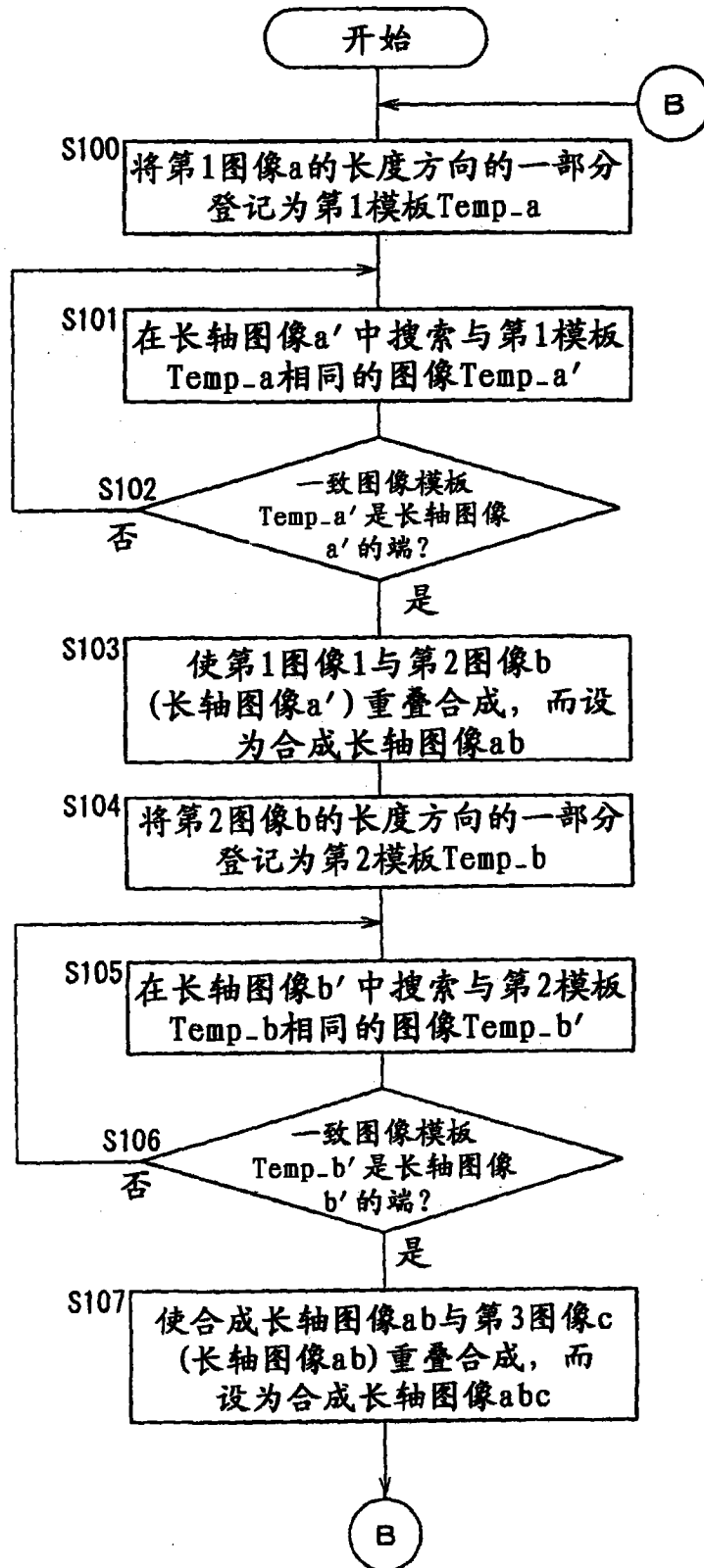


图 34

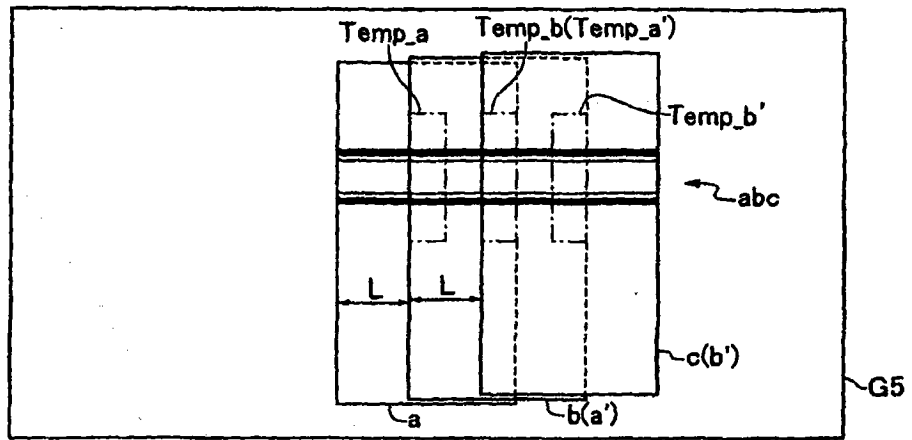


图 35

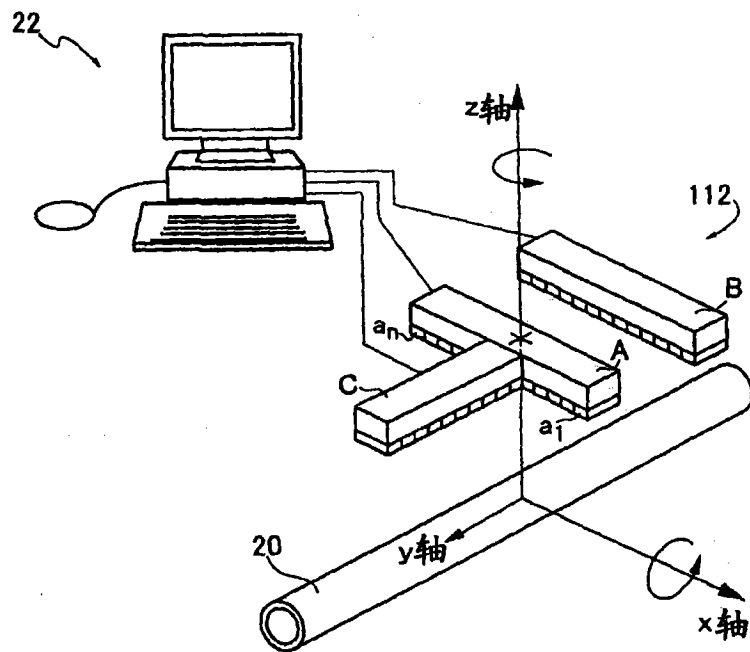


图 36

专利名称(译)	血管超声波图像测定方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101820820B</a>	公开(公告)日	2012-07-25
申请号	CN200880111011.X	申请日	2008-09-16
[标]发明人	原田亲男 益田博之 铃木英范		
发明人	原田亲男 益田博之 铃木英范		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/488 A61B8/4281 G01S7/52065 G01S15/8925 A61B8/464 A61B5/489 A61B8/4218 A61B8/4494 A61B8/0891 A61B5/6835 G01S15/8936		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2007263805 2007-10-09 JP		
其他公开文献	CN101820820A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波探测器的定位容易且得到充分的定位精度的血管超声波图像测定方法。包括：以使从各个超声波阵列探头到血管(20)中心的距离相等的方式，通过多轴驱动装置(26)使超声波探测器(24、102、112)定位的绕X轴定位步骤；以使血管(20)的图像位于第1短轴图像显示区域(G1)以及第2短轴图像显示区域(G2)的宽度方向中央部的方式，通过多轴驱动装置(26)使超声波探测器(24、102、112)定位的X轴方向定位步骤；以及绕Z轴定位步骤，所以可以通过使用超声波阵列探头相对血管(20)的长度方向的位置或者超声波阵列探头相对血管的距离来定位，所以可以简单并且容易而且高精度地使超声波探测器(24、102、112)定位到生物体(14)的血管(20)上。

