



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 01809326.4

[43] 公开日 2003年7月9日

[11] 公开号 CN 1429089A

[22] 申请日 2001.5.9 [21] 申请号 01809326.4

[30] 优先权

[32] 2000.5.9 [33] US [31] 60/202,933

[86] 国际申请 PCT/US01/11759 2001.5.9

[87] 国际公布 WO01/85010 英 2001.11.15

[85] 进入国家阶段日期 2002.11.11

[71] 申请人 成象诊断系统公司

地址 美国佛罗里达

[72] 发明人 罗伯特·H·韦克

理查德·J·格拉布尔

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

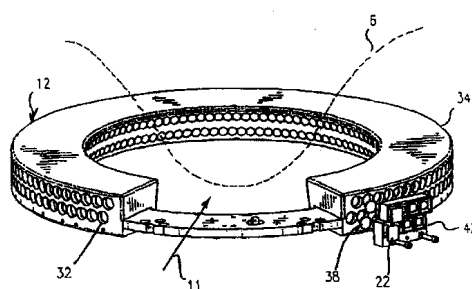
代理人 夏青

权利要求书2页 说明书9页 附图6页

[54] 发明名称 利用多波长同时数据采集进行乳房成像的医用光学成像扫描仪

[57] 摘要

一种用于使乳房(6)成像的装置(10),包括:扫描腔(8),用于在其中容纳被扫描的乳房;激光束(11),位于所述扫描腔内以照射在乳房上,该激光束适于环绕乳房;第一及第二组检测器(22),它们环绕乳房呈弧形放置,以同时检测从乳房发出的光,以分别产生第一及第二投影数据;光学滤波器(40),可操作地与所述第一组检测器相关联,以限制到达所述第一组检测器的光之波长为由引入乳房内的造影剂在被所述激光束激发后所发出的辐射之波长;及一计算机(30),用于从引入造影剂后所获得的相应的第一及第二投影数据中减去在乳房中引入造影剂之前的第一及第二基线投影数据,并根据由此得到的投影数据来重建乳房的图像。



- 1、一种用于使乳房成像的装置，包括：
 - a) 扫描腔，用于在其中容纳被扫描的乳房；
 - b) 激光束，位于所述扫描腔内以照射在乳房上，该激光束适于环绕乳房；
 - c) 第一及第二组检测器，它们环绕乳房呈弧形放置，以同时检测从乳房发出的光，以分别产生第一及第二投影数据；
 - d) 光学滤波器，可操作地与所述第一组检测器相关联，以限制到达所述第一组检测器的光之波长为由引入乳房内的造影剂在被所述激光束激发后所发出的辐射之波长；及
 - e) 一计算机，用于从引入造影剂后所获得的相应的第一及第二投影数据中减去在乳房中引入造影剂之前的第一及第二基线投影数据，并根据由此得到的投影数据来重建乳房的图像。
- 2、如权利要求 1 的装置，其中，所述第一基线投影数据是从所述第一及第二组检测器在其顺时针旋转期间获得的。
- 3、如权利要求 1 的装置，其中，所述第二基线投影数据是从所述第一及第二组检测器在其逆时针旋转期间获得的。
- 4、如权利要求 1 的装置，其中，所述滤波器是截止滤波器。
- 5、如权利要求 1 的检测器阵列，其中，所述滤波器是带通滤波器。
- 6、如权利要求 1 的检测器阵列，其中，所述第一及第二组检测器被布置在相应的第一及第二行中。
- 7、如权利要求 1 的检测器阵列，其中：
 - a) 所述第一行被设置在所述第二行之上；及
 - b) 所述第一行平行于所述第二行。
- 8、如权利要求 1 的扫描仪，其中，所述第一行平行于所述第二

行。

9、如权利要求 1 的扫描仪，其中，所述第一行水平偏移所述第二行。

10、一种用于被扫描乳房之图像重建的数据采集方法，包括：

a) 提供激光束；

b) 在乳房内提供造影剂；

c) 使激光束顺时针环绕乳房，以获得第一组投影数据；

d) 使激光束逆时针环绕乳房，以获得第二组投影数据；

e) 提供环绕乳房并呈弧形放置的第一及第二组检测器，以检测由乳房发出的光，分别产生第一及第二组投影数据；

f) 限制第一组检测器为该组织内的造影剂在被所述激光束激发后所发出的辐射之波长；以及

g) 从引入造影剂后所获得的相应的第一及第二投影数据中减去在乳房中引入造影剂之前获得的第一及第二基线投影数据，以获得相应的差值投影数据用于图像重建。

11、如权利要求 10 的方法，其中，该造影剂是荧光团。

12、如权利要求 11 的方法，其中，该造影剂是靛青绿。

13、如权利要求 11 的方法，其中，所述的限制是用截止滤波器实现的。

利用多波长同时数据采集进行乳房成像 的医用光学成像扫描仪

发明领域

本发明整体而言涉及医疗诊断成像装置，更具体地说，涉及一种乳房造影机，它采用近红外激光作为辐射源。

背景技术

乳房的癌症是美国女性人口中死亡的一个主要原因。在早期检测到恶性肿瘤后，最容易完成对这种疾病的有效治疗。目前所进行的主要工作是向大众提供团体检诊以发现乳房肿瘤的征兆。这种团体检诊将需要尖端的自动化设备以可靠地完成检测过程。

当前的 X 射线摄影法的 X 射线吸收密度分辨率不足以提供对恶性肿瘤的可靠的早期检测。研究表明，对于 1 厘米以上尺寸的乳房肿瘤，转移的可能性急剧提高。这种尺寸的肿瘤在乳房 X 射线照片中很少产生足够的对比度而可以检测到。而要在乳房 X 射线照片中产生足够的对比度，需要 2—3 厘米的尺寸。在常规的乳房造影法中，用于对肿瘤的推论性检测的钙沉积似乎与大尺寸的肿瘤相关。由于这些原因，在对此条件的检测中，乳房造影照相法已经没有什么效果了。

目前在临床和医院所使用的大多数乳房造影设备都需要乳房压缩技术，这种技术最多让患者不舒服，在很多情况下会感到疼痛。另外，X 射线构成电离辐射，当乳房造影技术被普遍采用时其中会有更多的危险因素。

也有人提出过超声波技术，如美国专利 4,075,883 所述，该技术

要求乳房被浸入充满流体的扫描腔。美国专利 3,973,126 也要求乳房被浸入充满流体的扫描腔用于 X 射线扫描技术。

近来，人们已经在研究利用光（特别是激光）在体内实现无损伤性内窥，以展现内部结构。这种技术被称为光学成像。光学成像和分光镜检查是光学断层摄影法的关键组成部分。过去十几年的快速进步使得光学断层摄影法达到了临床有效应用之边缘。光学波长光子并没有如 X 射线光子那样以直线穿过体内组织。这种现象使得在光子显现出被扫描的取样之前就分散在组织内部。

因为 X 射线光子传播基本上是直线的，人们已经在设计出基于氦转换的较直传送技术，通过采用计算机算法来产生经计算的 X 线断层摄影图像。通过绕扫描对象的 360 度得到多个测量结果。这些测量结果被称为投影，它们被用于反向投影数据以产生表示扫描对象之内部的图像。

在光学断层摄影法中，人们已经设计出数据公式和投影技术来完成重建功能，有点类似于 X 射线断层摄影法。然而，因为光线光子传播不是直线的，产生剖面图像的技术的数学性很强，并总是需要建立扫描对象的边界。边界的确定是非常重要的，因为它是作为重建技术以产生内部构造细节的基础。令人满意的算法并未采用任何形式的直接测量技术来建立扫描对象的边界。

当利用不同波长的光照射乳房、或采集有关于被引入乳房的荧光材料所发出的光的信息时得到的数据能够由扫描仪采集时，可以获得关于乳房内部的额外信息。

本发明的目的和概述

本发明的一个目的是提供一种医用光学成像装置的扫描仪，它采用荧光标记，以提供乳房内部之异常的增强标识，该异常超出了光散射和吸收的内在局部变化。

本发明的另一目的是提供一种医用光学成像装置的扫描仪，它以多个波长实现光学数据的同时采集。

本发明的又一目的是提供一种医用光学成像装置的扫描仪，它实现由乳房内部之至少两个平面同时采集数据。

本发明的又一目的是提供一种医用光学成像装置的扫描仪，它实现衰减数据和荧光数据的同时采集。

本发明的又一目的是提供一种医用光学成像装置的扫描仪，它能够实现关于衰减及荧光数据的造影剂（如靛青绿，ICG）的预注入和后注入，并根据原始数据组之间的差别来重建图像。

总之，本发明提供一种医用光学成像装置的扫描仪，包括：照明源，其位置使得发射的光线射入位于一支撑面以下的乳房，第一及第二组光电检测器，它们环绕乳房呈弧形放置，以同时检测从乳房发出的光线；以及光学滤波器，设置在第一组光电检测器之前，以限制到达第一组光电检测器的光线之波长。

本发明还提供一种用于使乳房成像的装置，包括：扫描腔，用于在其中容纳被扫描的乳房；激光束，位于该扫描腔内以照射在乳房上，该激光束适于环绕乳房；第一及第二组检测器，它们环绕乳房呈弧形放置，以同时检测从乳房发出的光，以分别产生第一及第二投影数据；光学滤波器，可操作地与第一组检测器相关联，以限制到达第一组检测器的光之波长为由引入乳房内的造影剂在被该激光束激发后所发出的辐射之波长；及一计算机，用于从引入造影剂后所获得的相应的第一及第二投影数据中减去在乳房中引入造影剂之前的第一及第二基线投影数据，并根据由此得到的投影数据来重建乳房的图像。

本发明进一步提供一种用于被扫描乳房之图像重建的数据采集方法，包括：提供激光束；在乳房内提供造影剂；使激光束顺时针环绕乳房，以获得第一组投影数据；使激光束逆时针环绕乳房，以

获得第二组投影数据；提供环绕乳房并呈弧形放置的第一及第二组检测器，以检测由乳房发出的光，分别产生第一及第二组投影数据；限制第一组检测器为该组织内的造影剂在被所述激光束激发后所发出的辐射之波长；以及从引入造影剂后所获得的相应的第一及第二投影数据中减去在乳房中引入造影剂之前获得的第一及第二基线投影数据，以获得相应的差值投影数据用于图像重建。

由以下的详细描述将使本发明的上述目的及其它目的变得更为清楚。

附图简述

图 1 是根据本发明的一种医用光学成像装置的侧面示意立视图，图中示出一个患者位于支架上，她的乳房悬垂在一个扫描腔内；

图 2 是图 1 中所示扫描仪之放大的侧面示意立视图；

图 3 是本发明中所采用的信号处理系统的示意图；

图 4 是根据本发明所制成的准直仪的立体图，图中示出多个开口以限制检测器的视场；

图 5 是图 4 中所示准直仪之一部分的局部放大立体图，示出用于检测器之上行的滤波器之组合；

图 6 是扫描仪的平面示意图，示出患者的乳房、照射光束、准直仪、检测器的视场（field of view）以及检测器之间的关系；

图 7 示出关于检测器的频谱响应、激光束、荧光发射波长以及光学滤波器频谱响应；

图 8A 和图 8B 示出用于掩膜数据（mask data）和投影数据的数据采集的流程图；

图 9 示出从图像重建前之相应的层面数据投影减去掩膜数据的流程图。

本发明的详细描述

合并在此作为参考的美国专利 5,692,511、6,100,520 和 6,130,958 中公开了一种医用光学成像装置。

参照图 1 和图 2，患者 2 俯卧在扫描台 4 上，一个乳房 6 悬垂在扫描腔 8 内，该扫描腔 8 穿过经该台的开口 3。医用光学成像扫描仪 10 包括激光束 11 和准直仪 12，准直仪 12 被固定在环绕板 14 和升降板 16 上。准直仪 12 与光电检测器 22 相关联（见图 4），如光电二极管。环绕板 14 通过一个圆周环绕乳房以获得一组数据。升降板 16 通过传动螺杆 18 被垂直移动，以将环绕板 14 定位在不同的垂直位置上，环绕板 14 在这些不同的垂直位置上再次通过一个圆周环绕乳房，以获得另一组数据。

参照图 3，示出一个电子数据采集系统 20 的示意图。尽管为清楚起见仅示出一个光电检测器 22，应该理解的是，采用多个光电检测器 22 并配置成环绕乳房的弧形。照射在光电检测器 22（如光电二极管）上的光导致有电流流动。每一个光电检测器 22 连接其自己的积分器（integrator）22，它产生与光电检测器 22 产生的电流量成正比的电压输出。该电压输出被耦合到电子倍增器 26。电子倍增器 26 的输出被耦合到模数转换器（ADC）28，以提供数字化的输出，该输出又被耦合到计算机 30，该数字化的输出被存储在此供以后使用。系统 20 的示例被公开在美国专利 6,150,649 和未授权的专利申请 09/199,440（1998 年 11 月 25 日递交），这两项专利或申请合并在此作为参考。

参照图 4，准直仪 12 包括一系列穿过主体 34 的孔 32，该主体形成弧形环绕乳房 6。光电检测器 22 位于每个孔 32 的端部，以检测由于在扫描期间照射在乳房上的激光束 11 引发的、来自乳房 6 的光。透镜 38 可以放置在每一个光电检测器 22 之前，以提高光的聚集性能。

准直仪孔 32 被布置在一个上行及一个下行中。沿上行孔 32 通过每个孔 32 的水平中心线并行于沿下行的每个孔 32 的中心线。上行孔的中心线定义一个通过乳房的平面 41。下行中的孔的中心线定义另一个平面 43。上行中每个孔的垂直中心线可以和下行中对应的孔之垂直中心线成一条直线。或者，在上行中每个孔的垂直中心线可以与第二行中孔的垂直中心线相互交错或水平偏移，以使两行之间的垂直间隔最小。

参见图 5，一个光学截止或带通滤波器 40 被放置在与上行孔相关联的每个光电检测器 22 之前，以限制光电检测器的光谱响应于所期望的波长范围。一个固定块 42 用于将该组件固定在一起，并准确地定位光电检测器 22。机用螺钉 44 将块 32 固定在主体 34 上。应该理解的是，可以采用多个固定块 42 及其相应的光电检测器，尽管为清楚起见仅示出一个。固定块 42 具有开口 46，使通过孔 32 的光可以到达相应的光电检测器 22。

准直仪 12 被示意性地示出在图 6 的平面图中。每个开口 32 都向着扫描仪的旋转中心 45。每个开口 32 具有一个可见区（示意性地标识在 39），以限制可被光电检测器 22 检测的光的方向和量。准直仪的示例被公开在美国专利 6,100,520 中，该专利被合并在此作为参考。

扫描仪 10 被用于以两个不同波长同时采集数据。对应于一个波长的一组数据由与上行孔 32 相关联的光电检测器采集，对应于另一个波长的另一组数据由与下行孔 32 相关联的光电检测器采集。这一功能的完成是通过借助于滤波器 40 来限制上行或下行光电滤波器暴露于某些波长下。滤波器 40 阻止所有以激光源波长通过乳房而发送的光，同时允许荧光被检测。另一行光电检测器检测到通过乳房发送的光和从乳房内发出的荧光之和。利用这一结构，可以根据扫描仪环绕乳房的单个旋转来重建有效衰减和荧光图像。

参见图 7，光电检测器 22 的频谱响应被标识在 48。激光束波长被整体标识于 50。荧光吸收波长带被整体标识在 52。荧光发射波长带被整体标识在 54。滤波器 40 是光学截止滤波器，它阻止具有吸收波长 52 的光到达光电检测器，但允许由于荧光发射 54 导致的任何光通过。该滤波器限制滤波的光电检测器暴露于那些比滤波器截止波长更长的波长，整体标识在 56。滤波器 40 也可以是带通滤波器。

来自滤波的光电二极管组的数据被用于重建乳房内之区域的荧光图像。通过采用荧光团，如靛青绿（Indocynine Green）或适当的造影剂，将其注入血流中，使荧光被引入乳房，或以其它方式引入乳房。荧光团被激光源所激发，使其发射荧光。来自未滤波的光电检测器行的数据被用于重建乳房的吸收图像。由于在扫描乳房期间获得乳房的周长，吸收图像和荧光图像被共同记录在该周长内，这些图像是利用未滤波的激光和由通过扫描激光束对荧光团的激发而引发的荧光发射来重建的。在扫描期间获得乳房之周长的装置之示例被公开在美国专利 6,044,288 和 6,029,077 中，它们被合并在此作为参考。

荧光团的采用被进一步公开在美国专利 5,952,664 中，它于 1999 年 9 月 14 日公布，合并在此作为参考。

存储在计算机 30 中的数字化信号在此被称为投影数据，它们被用于重建乳房的图像，如美国专利 6,130,958 中所述，并将其合并在此作为参考。参见图 8A 和图 8B，描述了关于一系列投影数据采集的流程图。患者俯卧在扫描台 4 上，她的乳房 6 通过开口置于扫描腔 18 中。激光束和光电检测器 22 在一个方向环绕乳房一起旋转 360 度，并采集到一组投影数据，其对应于上行及下行检测器。完成该数据采集后，该扫描仪的旋转方向被反向，并对应于上行及下行检测器采集到另一组投影数据。这一系列的数据被整体标识在 60。

参见图 8A、图 8B 及图 9 中的“掩膜” (mask) 和“层面” (slice)，以下将由上行及下行光电检测器同时采集的两组数据认为是该扫描仪以顺时针或逆时针方向旋转，其中一组数据对应于上行光电检测器通过平面 41 扫描乳房，另一组数据对应于下行光电检测器通过平面 43 进行扫描（参见图 2）。

为建立预注入基线，在 ICG 注入之前，分别获取第一及第二组投影数据，它们分别被称为顺时针 (CW) 掩膜 62 和逆时针 (CCW) 掩膜 64，如在 65 的标识。在 CW 掩膜 62 和 CCW 掩膜 64 被采集后，在该扫描仪的相同垂直位置继续进行扫描，重复采集投影数据，以顺时针方向采集的数据被称为层面 CW 数据 66，以逆时针方向采集的数据被称为层面 CCW 数据 68。

获取 CW 掩膜 62 和 CCW 掩膜 64 后，将造影剂，如靛青绿 (ICG)，注射到体内，如在 70 的整体标识。ICG 是一种用于血流测量的标准诊断辅助剂。数据采集持续一段时间，在 CW 数据 66 和 CCW 数据 68 之间进行交替，直到 ICG 清除系统，如在 72 的整体标识。

参见图 9，结束数据采集序列后，执行在 74 及 76 的数据相减，然后进行图像重建。由于光学图像重建算法是迭代的，其中展现由于负性和逐次近似约束 (relaxation constraint) 的非线性特性，投影数据被相减，而不是被重建的图像。对于顺时针旋转的数据采集，采用层面数据 66 和掩膜数据 62。利用从相应的层面数据 66 减去掩膜数据 62，来执行数字减法以得到图像投影数据，以重建图像 78。同样，用从相应的层面数据 68 减去掩膜数据 64，来执行在 76 的数字减法以得出图像投影数据，以重建图像 80。在减法中，应该理解的是，掩膜数据的上行或下行部分被从相应的层面数据之上行或下行部分中减去。这个减法处理的结果形成一个图像，该图像仅包括使用造影剂后所获得的图像中之新的信息。由此产生乳房的时间序列之图像，示出 ICG 到达并充满乳房时的荧光图像，其可被用于显

示造影剂的吸收、冲失等。

在上述的数据采集序列中，扫描仪在某一垂直位置是静态的，其中乳房中的病变应该在整個层面平面上展现最大的剖面区域。

在扫描仪 10 被用于单个波长的场合，应该将滤波器 40 移开，并不能获得掩膜数据，因为不能完成减法。

除了光电二极管之外，光电检测器 22 也可以是雪崩光电二极管、光电倍增管、微通道板、电荷耦合器件（CCD）或其它光电检测器。

尽管本发明已被描述为具有优选的设计，应该理解的是，它可以做进一步的修改，采用和/或适应大体上按照本发明的原理，包括在本领域已知的或通常的作法范围内所得出的对本发明的背离，以及如应用于所提出的基本特征，都将落入本发明的范围或权利要求书的限定内。

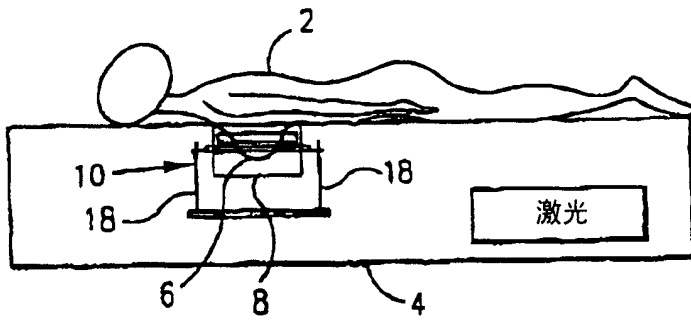


图1

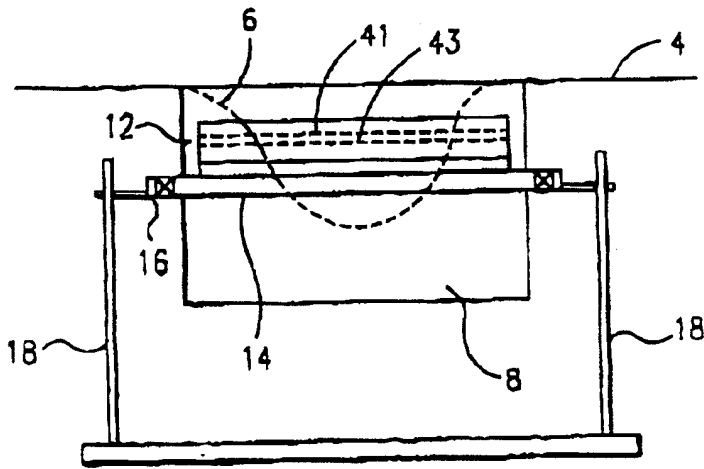


图2

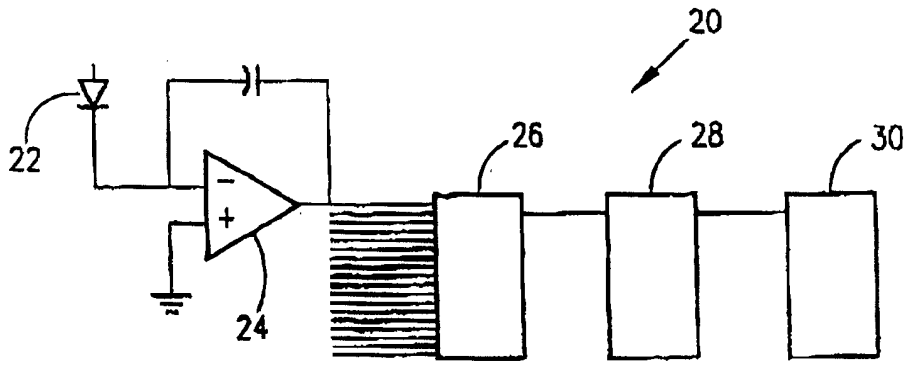


图3

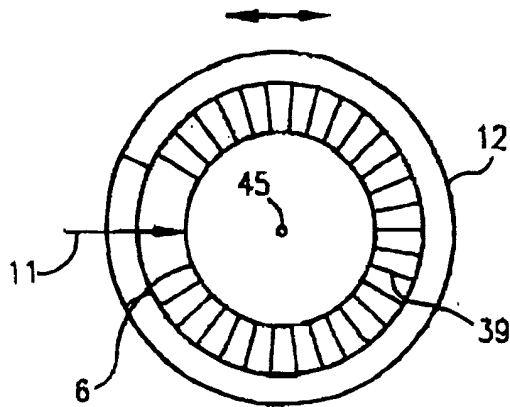


图6

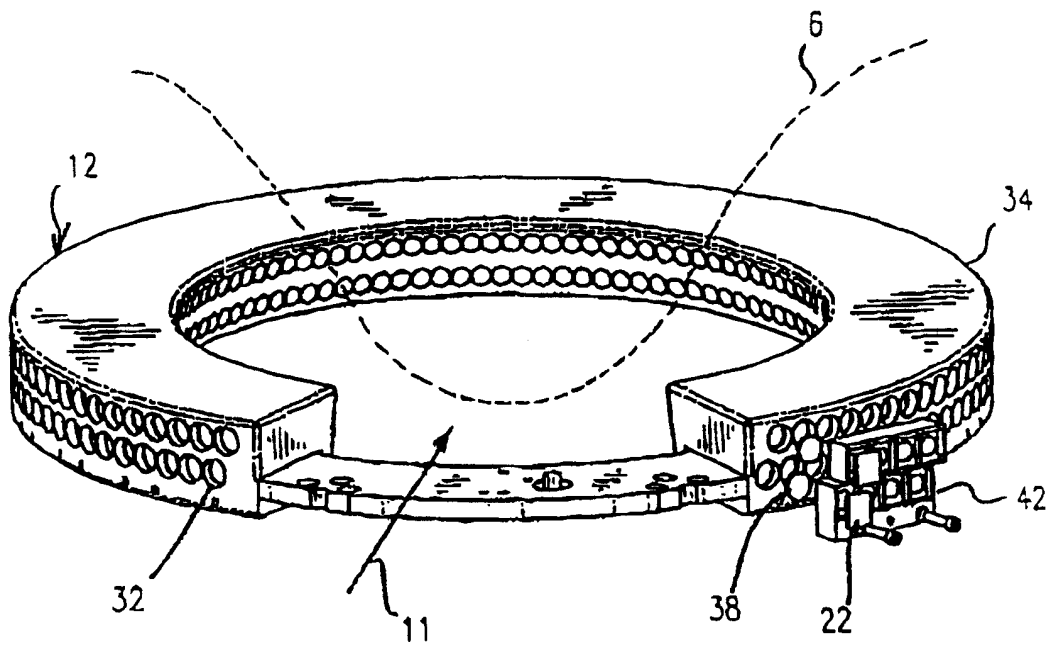


图4

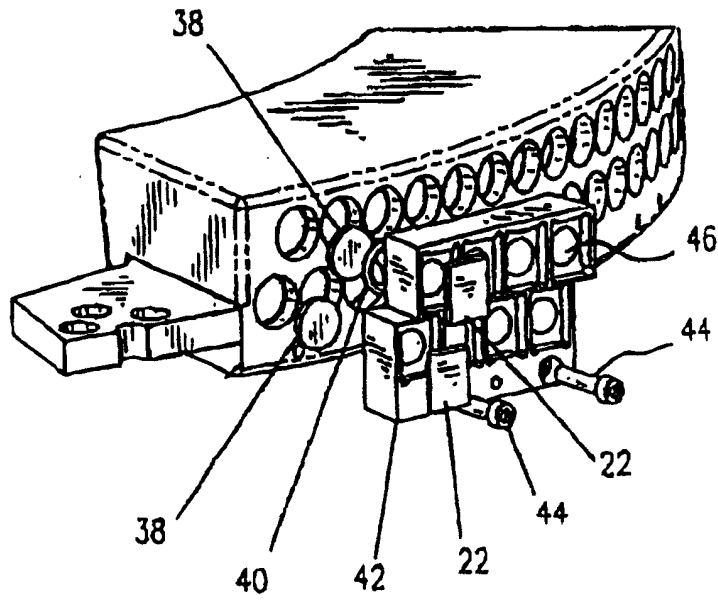


图5

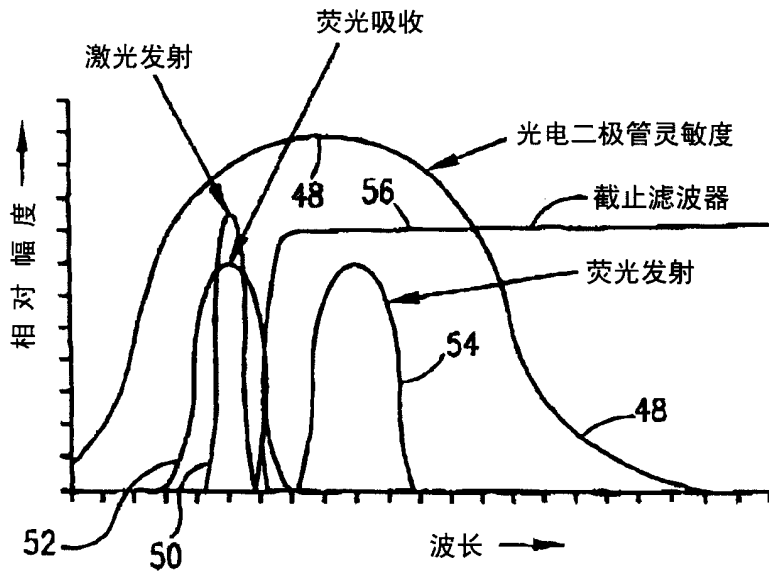


图7

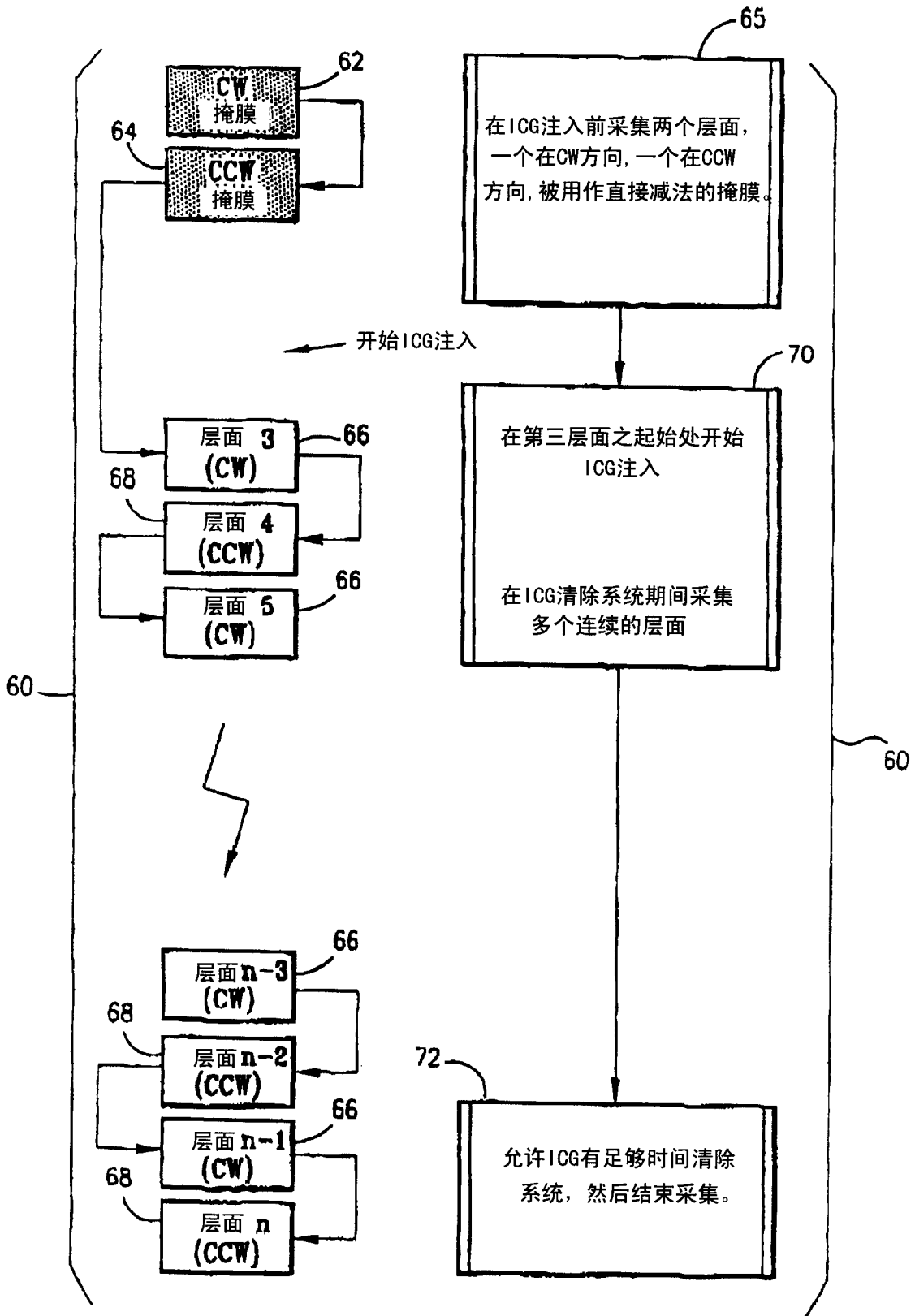


图8A

图8B

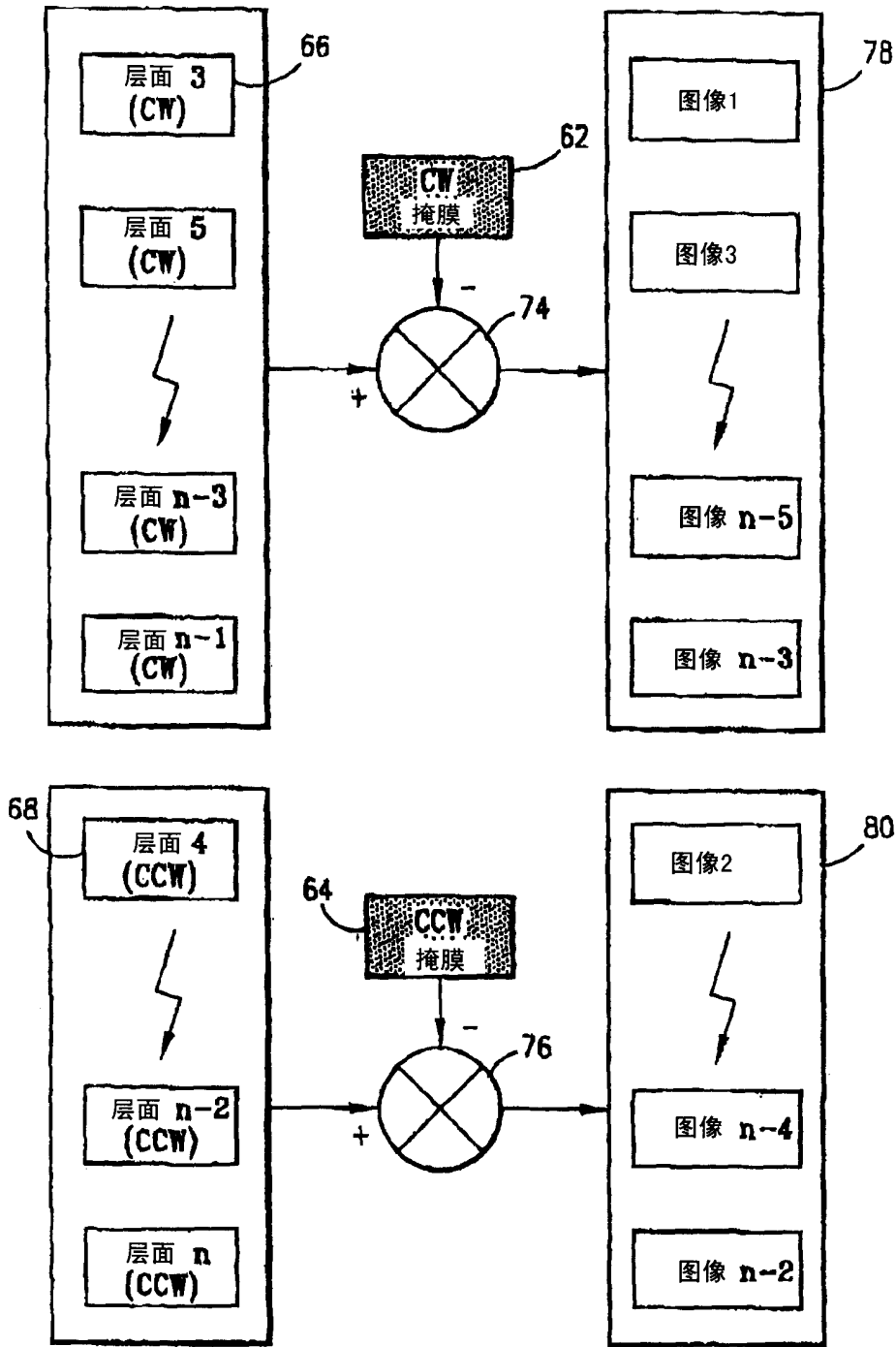


图9