

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G06T 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 03107926.1

[45] 授权公告日 2006 年 11 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 1284117C

[22] 申请日 2003.3.25 [21] 申请号 03107926.1

[30] 优先权

[32] 2002.3.25 [33] DE [31] 10213284.4

[71] 专利权人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 罗兰·费伯 奥利弗·施雷克

审查员 刘 冀

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 侯 宇 陶凤波

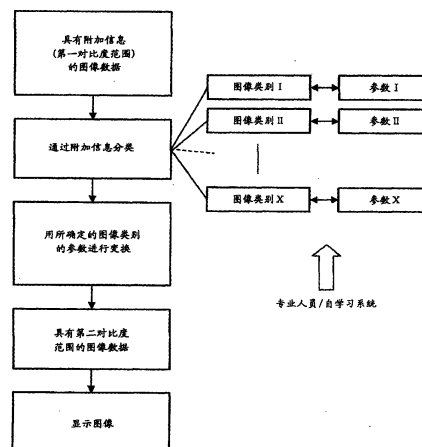
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于在医学成像中进行图像显示的方法

[57] 摘要

本发明涉及一种用于在医学成像中进行图像显示的方法，将由成像测量获得的具有第一对比度范围的图像数据变换为具有第二对比度范围的图像数据，并以该第二对比度范围显示在介质上。在本方法中，根据由成像测量的图像数据获得的有关该图像和/或该测量的附加信息，从一组预先给定的不同图像类别中自动确定一个图像类别，并用与该图像类别匹配的参数进行变换。本方法可以自动变换对比度范围，以便在介质上最佳地显示图像，从而可以自动实现例如图像的胶片化而无需使用人员进行更多的人工交互。



1. 一种用于在医学成像中进行图像显示的方法，将由成像测量获得的具有第一对比度范围的图像数据变换为具有第二对比度范围的图像数据，并以该第二对比度范围显示在一介质上，其中该第二对比度范围比第一对比度范围窄，其特征在于，根据由该成像测量的图像数据获得的有关该图像和/或该测量的附加信息，从一组预先给定的不同图像类别中自动确定出一个图像类别，并利用与该图像类别相匹配的参数进行该变换。

2. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述变换是通过窗化实现的，其中，所述匹配参数描述了在与所述第一对比度范围相应的灰度值刻度内的中心和宽度。

3. 根据权利要求1所述的方法，其特征在于，所述变换是通过借助变换表的非线性匹配实现的，其中，所述匹配参数描述了该变换表。

4. 根据权利要求3所述的方法，其特征在于，在所述变换中，通过所述变换表将第一对比度范围的不同灰度值区域与不同的颜色相对应，利用这些颜色在所述介质上显示图像数据。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法，其特征在于，由专业人员事先确定所述不同的图像类别组以及与这些不同的图像类别相匹配的参数。

6. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法，其特征在于，通过一自学习系统确定和/或匹配所述不同的图像类别组以及与这些不同的图像类别相匹配的参数。

7. 根据权利要求6所述的方法，其特征在于，所述与不同图像类别相匹配的参数可以由使用人员进行更改。

8. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法，其特征在于，所述从预先给定的不同图像类别组中确定图像类别是这样实现的，即，通过将附加信息中包含的特征与一存储在存储器中的表进行比较，在该表中不同的特征对应于不同的图像类别。

用于在医学成像中进行图像显示的方法

技术领域

本发明涉及一种用于在医学成像中进行图像显示的方法，其中，将成像测量中获得的具有第一对比度范围的图像数据变换为具有第二对比度范围的图像数据，并以第二对比度范围显示在介质上。

背景技术

医学成像是医疗诊断的重要分支。通过例如计算机断层造影、磁共振断层造影或超声摄影的方法可以获得受检体的体内图像，并在相应的介质上显示。现在，几乎只以数字形式提供这些在成像测量中获得的图像数据。

利用用于采集测量数据的医疗设备，如计算机断层造影设备或磁共振断层造影设备，可以获得例如 12 位的图像数据，从而使这些图像数据的灰度值范围包括 4096 个灰度级。必须通过合适的方法将成像测量中所获图像数据的高对比度范围减小到较低的对比度范围，典型的是 8 位，也就是包括 256 个灰度级。一般不倾向于将图像数据的高对比度范围简单地线性变换到较低的对比度范围，因为这可能会导致在感兴趣的图像区域内产生不合理的信息丢失。这样，例如在特定的用于显示单个器官的应用中，对于产生的计算机断层摄影图像数据，只对位于相对较窄的灰度值范围内的强度值或灰度值感兴趣。因此，为了在介质上无损失地显示这种图像区域，从该图像数据的对比度范围中选出位于该相对较窄灰度值范围内的一段，其宽度相当于例如 256 个或更少的灰度级。这种通过选择截段来变换对比度范围的方法称为窗化 (Fensterung)。较大的强度值或灰度值作为上部窗值在介质上显示为白色，而较小的强度值或灰度值作为下部窗值被再现为黑色。

变换对比度范围的另一种方法是采用可以非线性变换对比度的变换表 (LUT: Look-up-Table)。在此，每个原始图像数据的灰度值都对应一个表项，其通过数学运算增加或减小该特定灰度值。通过这种方式，不仅可以在图像数据内进行窗化或对比度压缩，还可以任意更改对比度特性。

到目前为止，一般由相应成像设备的使用人员手动对成像测量中获得的图像数据进行对比度变换。此时，该使用人员或诊断医生根据成像测量的图像类型或种类，为相应介质上的显示确定窗宽和窗位。然而，这需要例如在磁共振断层造影中花费大量的工作时间，因为在该领域中，真正的诊断仍然要通过观察胶片来进行，必须在印出胶片之前观察所有的图像，并使它们与其对比度范围相匹配。因此，对所获图像数据的对比度范围进行可靠的自动窗化就具有显著的优点。

但是，到目前为止公知的用于自动窗化的方法都还没有成功实施，因为它们对许多现有图像类型无法给出可以接受的结果。这些公知方法都是基于对所获图像数据灰度值的分析，然后在此基础上进行对比度压缩。对此的一个例子是直方图比较法。

DE19742118A1 公开了一种用于变换数字图像数据对比度范围的方法，其中，在进行分析时考虑图像的局部图像区域。该方法也需要分析图像数据的灰度值范围，其中，对背景进行分析，产生掩蔽图（Maskenerzeugung）并估计参数，以及为变换对比度进行分析，以将对比度范围在压缩图像中位置缓慢变化的区域中进行压缩，并基本上保持精细的结构。

然而，该方法也不会对所有的现有图像类型都产生令使用者或诊断医生满意的结果，此外，该方法还需要进行大量的计算。

发明内容

本发明要解决的技术问题是，提供一种用于在医学成像中图像显示的方法，可以通过简单的方法自动变换所获图像数据的对比度范围，对多种图像类型都能为使用者提供优化的结果。

本方法的技术问题是通过一种用于在医学成像中进行图像显示的方法解决的，其中，将由成像测量获得的具有第一对比度范围的图像数据变换为具有第二对比度范围的图像数据，并以该第二对比度范围显示在一介质上。根据由该成像测量的图像数据获得的有关该图像和/或该测量的附加信息，从一组预先给定的不同图像类别中自动确定出一个图像类别，并利用与该图像类别相匹配的参数进行该变换。

本方法的优点在于，所述变换是通过窗化实现的，其中，所述匹配参数描述了在与所述第一对比度范围相应的灰度值刻度内的中心和宽度。

此外，所述变换是通过借助变换表（LUT）的非线性匹配实现的，其中，所述匹配参数描述了该变换表。在所述变换中，通过所述变换表将第一对比度范围的不同灰度值区域与不同的颜色相对应，利用这些颜色在所述介质上显示图像数据。

优选由专业人员事先确定所述不同的图像类别组以及与这些不同的图像类别相匹配的参数。

本发明的方法还通过一自学习系统确定和/或匹配所述不同的图像类别组以及与这些不同的图像类别相匹配的参数。

还可以由使用人员对与不同图像类别相匹配的参数进行更改。

此外，从预先给定的不同图像类别组中确定图像类别是这样实现的，即将附加信息中包含的特征与一存储在存储器中的表进行比较，在该表中不同的特征对应于不同的图像类别。

在用于医学成像中的图像显示的本方法中，将成像测量中获得的具有第一对比度范围的图像数据变换为具有第二对比度范围的图像数据，并以第二对比度范围显示在介质上，根据由成像测量的图像数据获得的有关图像和/或测量的附加信息，从一组预先给定的不同图像类别中自动确定出一个图像类别，并利用与该图像类别相对应的参数进行所述变换。

在本方法中，医学成像系统是这样设置的，即，它可以实现可再现的结果。这可以通过系统校准来实现，它取决于已由制造商实施的校准或调节的类型，由维护人员定期地或者由使用人员在每次测量前进行。无论是哪种情况，都要通过这种系统校准保证目前使用的成像设备能产生可再现的结果。这也适用于用这种设备所获得的图像数据的对比度范围，它不依赖于经受成像测量的各患者。因此，根据采用的测量方法和图像类型或导致形成该图像的测量数据分析方法，总是可以获得用于显示同一身体区域的大致相同的对比度。

此外，在本方法中，利用成像测量中的图像数据还可获得至少给出测量方法（例如所采用的测量序列）和图像类型的附加信息。本发明中采用这些有关图像和/或测量的附加信息，以便将该图像数据与一组预先给定的不同图像类别中的某个图像类别相对应。对于这些不同图像类别中的每一个，都事先确定用于变换该图像类别的图像数据对比度范围的参数。正是基于成像测量的可再现性才使得这种确定成为可能。最后，利用这些事先

为每个图像类别优化确定的参数进行变换。

通过结合已事先确定的各图像类别的参数对所获图像进行分类，可以从多种可能的测量方法或图像类型中对各图像类别都自动获得具有对应用目标来说是最佳对比度范围的图像数据。在此，特别要考虑不同的测量方法和分析方法结果之间或根据分析方法产生的图像类型之间的对比度差别。这样，例如以下是很重要的，即，在头部 MIP 图像中，也就是在以最大强度投影的图像类型中只显示血管，而在用于显示同一区域的灰色或白色脑组织的图像类型中，则须使血管出现在背景中。通过对用图像数据获得的附加信息进行分析，可以区分这两种图像类型，并分别自动实现对比度范围的最佳变换，尤其是实现最佳窗化。

在现有技术的公知方法中，是通过分析图像的灰度值分布来确定用于变换对比度范围的参数，与此相反，本方法没有进行图像分析，而是对与成像测量获得的图像数据相关的附加信息进行分析。这些附加信息一般存在于所谓数组头中。在医学成像中，在此采用了所谓的 DICOM 标准，它在头部包含了这类附加信息。DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, 医学数字图像和通信) 是世界范围适用的用于放射医学的特殊标准。它是根据 OSI 模型，即允许在不同系统间通信的开放式系统互联模型设计的。利用该标准，可以在不同成像和图像数据处理设备之间交换图像和数据。DICOM 对用于放射图像的格式的结构和所描述的参数以及用于交换这些图像的命令进行标准化，还对其它数据对象的描述进行标准化，如图像次序、检查序列和检查结果。

在实施本方法之前，必须将由不同医学成像测量方法和分析方法获得的图像划分为单独的图像类别。这可以例如通过以下方式进行，即，根据分别由所获图像数据传递的附加信息生成特征空间，其中，分别将各图像类别综合在一单个区域内。在划分图像类别后，为各图像类别确定用于变换对比度范围的参数，用于以后在相应的介质上对诊断进行最佳显示。这可以例如通过以下方式实现，即，对于窗化在对比度范围的灰度值刻度内给出灰度值区域的位置和宽度。在此，不同的图像类别通常对应不同的窗值。

当然，也可以根据图像类别借助 LUT 进行变换。在这种情况下，为每个相应的图像类别配置一个与其相应的 LUT，利用它可以为该图像类别的

变换实现所期望的结果。

优选的是，事先由专业人员人工将多种不同的测量方法和分析方法或图像类型划分为各个图像类别，并将参数与各图像类别进行匹配。确定图像类别、与这些图像类别对应的附加信息中的特征以及与各图像类别相匹配的参数之后，可以将这些结果用于所有的成像测量。这种分类和参数化既可以全局地用于全部系统，也可以选择性地用于单个系统类型，如计算机断层造影和磁共振断层造影。可确定的图像类别的数量也是任意的。不言而喻，能确定的图像类别数量越大，所获得的结果就越好。

在另一个优选实施方式中，通过自学习系统，如神经网络或遗传算法来自动进行分类和参数化。此时，要求使用者可以在最初出现的误差匹配中根据其期望校正变换参数。该自学习系统测取后改善值(Nachbesserung)，并考虑那些预先给出的图像类别和相应的参数。在这种情况下，不是一开始就最终确定这些参数，而是由该自学习系统在各成像系统运行期间匹配或细化这些参数。这可以实现按照各使用者的需求或期望进行个性化匹配。还可以通过这样系统预先给定个人特定的图像类别和相应参数。

本方法可以对成像测量获得的图像数据的对比度范围或灰度值范围进行自动变换，尤其是进行自动窗化，并避免由使用者对图像进行需要大量时间和费用的后处理。通过本方法，可以自动完成在很多情况下都还需要的图像胶片化，并且不需要使用人员的进一步人工交互。通过本方法的可选个性化匹配，可以考虑到诊断医生的特殊需要或期望。

附图说明

下面将结合附图和本方法的实施方式对本发明进一步进行简述。在此示出了：

图 1 为实施本方法的简要流程图；

图 2 为利用不同参数值进行窗化的示例。

具体实施方式

在本实施方式中，获得 DICOM 格式的磁共振断层造影测量图像数据。这些图像数据具有 12 位的对比度范围，也就是 4096 个灰度级，这在许多成像测量方法中是属于标准的。当然，也可以用本方法变换具有其它例如

高于 12 位对比度范围的图像数据。

从 DICOM 头中,读出有关以所获图像数据为基础的测量方法以及生成图像数据的分析方法的附加信息及图像类型,并与存储器中的相应特征进行比较,在该存储器中这些特征与各图像类别 I、II...X 相对应。根据这种比较确定出属于所读出的附加信息的图像类别。在该附加信息中列举的特征可以是对例如 DICOM 图像类型、测量是否利用造影剂、测量中所采用的序列、重复时间、回波时间、身体区域或 T2* 的说明。作为不同的图像类别,可以考虑例如 T1 加权图像、T2 加权图像、回波平面技术 (EPI) 图像或 MIP 图像。当然,并不仅限于以上所列举的,还可以根据可能的磁共振测量方法和测量数据分析方法进行任意扩展。在此,各图像类别 I、II...X 分别与参数 PI、PII...PX 相对应,这些参数尤其可以通过窗化方式,将所获得的图像类别的图像数据的对比度范围变换为另一个对比度范围,利用该对比度范围可以为要进行的诊断优化地显示图像数据。在窗化情况下,这些分别与各图像类别对应的参数 PI、PII...PX 在所获原始图像数据的灰度值刻度内分别包括位置 C (Center, 中心) 和宽度 W (Width, 宽度)。

在本方法中,在确定了所获图像数据的图像类别之后,根据与该图像类别对应的参数对对比度范围进行变换。最后,在相应的介质(例如显示器)上显示这些以这种方式获得的具有改变了的、一般较低的对对比度范围的图像数据。

对通过其它成像测量方法,例如计算机断层造影 (CT) 或 X 射线血管造影 (AX) 获得的图像数据也可采用相同的方法步骤。在这类图像数据中,作为附加信息中的特征例如 DICOM 图像类型可以包括测量中采用的电子管电压和电流、采用的 Al 滤波器的滤波厚度、阳极类型,或者是否进行使用造影剂的测量。所有这些特征都会影响在图像中获得的对比度,并在必要时需要其它用于变换对比度范围的参数。作为图像类别,在这类 X 射线摄影中可以考虑例如对比度图像、MIP 图像或 SSD 图像。当然,也不仅限于上述所列举的。专业人员还可以根据显示所需的不同参数适当地选择图像类别。优选的是,由专业人员事先一次性地划分图像类别以及匹配参数,然后放置于系统的存储器中用于所有用该系统进行的测量。还可选择集成一自学习系统,在后改善中,使用人员根据可从该后改善中推导出的优先选择使该系统与参数匹配和选择相适应。

图 2 示例性地示出了窗化技术，用于将图像数据的例如 12 位的第一对比度范围变换为例如 8 位的第二对比度范围，以用于两种不同的图像类别。在此，左边的线条表示从成像测量获得的图像数据的 4096 个灰度级，其中，灰度级黑色对应于值 0，灰度级白色对应于值 4095。如果要在显示器上以 8 位的灰度值刻度，也就是 256 个灰度级显示这样的一幅图像，如通过右边的线条所表示的那样，则必须相应地变换对比度范围。

在该窗化中，用位置 C 和宽度 W 选择图像数据灰度值刻度内的灰度值范围，该范围通过随后的展开而显示在显示器的整个亮度范围内。图 2 简要地说明了这一点。通过这种方式，可以在显示器上以最大对比度分辨率显示例如具有 256 个灰度级宽度 W 的对比度范围。在这里， $C+W/2$ 之上的原始图像数据的灰度值在显示器上显示为白色， $C-W/2$ 之下的显示为黑色。在显示其它图像类别的图像数据时，可能需要其它变换参数，也就是其它的位置 C 和宽度 W ，以便获得对该图像类别的优化的显示结果。这在图 2 中通过与其它变换参数对应的虚线示出。

在可能的实施方式中，图 2 示出的两个灰度值范围也可以在显示器上同时显示为不同颜色，例如红色和蓝色，从而使观察者可以根据该颜色显示来区分这两个区域。

原理上，在本方法中，可以通过预先给定相应的参数将图像数据划分为多个图像类别，这些图像类别分别与用于变换对比度范围的、对各图像类别都是优化的不同参数相匹配。既可以完全自动地借助附加信息对图像或图像数据进行分类，也可以完全自动地利用各匹配参数进行变换。然而，如果使用者希望与最佳对比度范围变换不一致的显示结果，当然也可以为使用者设置后改善方法。

以同样的方式，也可以通过预先给定应用于相应图像数据的 LUT 来实现对比度范围的变换或压缩，在此，对各图像类别也可以配置其各自的 LUT 作为变换参数。

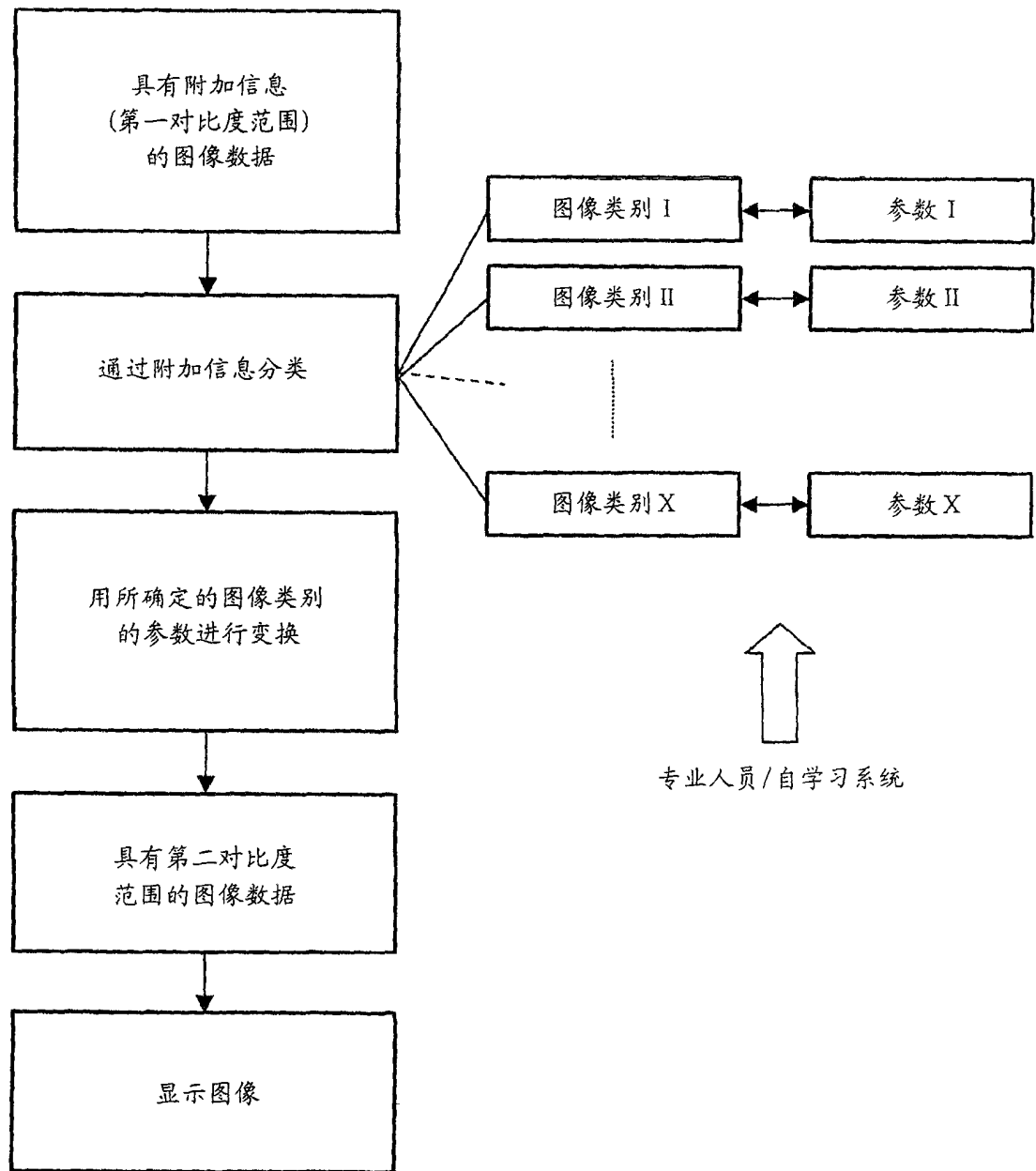


图 1

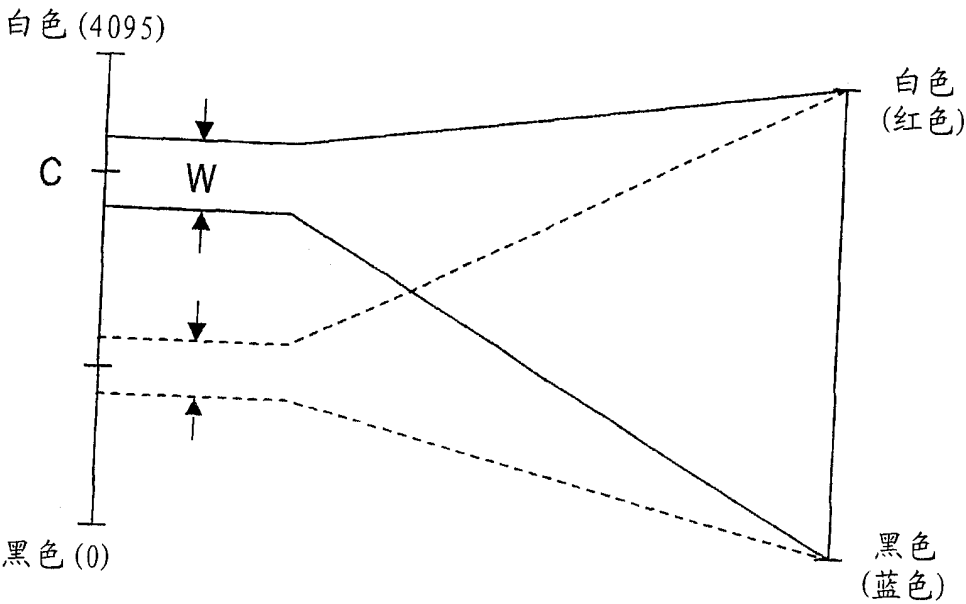


图 2