



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102629466 B

(45) 授权公告日 2014. 04. 16

(21) 申请号 201210106388. 4

(22) 申请日 2012. 04. 11

(73) 专利权人 南京巨鲨显示科技有限公司
地址 210029 江苏省南京市鼓楼区汉中门大街 301 号 01 幢八层 A 座

(72) 发明人 王卫

(74) 专利代理机构 北京市振邦律师事务所
11389

代理人 庞爱武

(51) Int. Cl.

G09G 5/00 (2006. 01)

G09G 5/02 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101277371 A, 2008. 10. 01, 全文.

US 2007/0236517 A1, 2007. 10. 11, 全文.

CN 1678017 A, 2005. 10. 05, 全文.

CN 101141547 A, 2008. 03. 12, 全文.

CN 102376082 A, 2012. 03. 14, 全文.

US 2011/0169881 A1, 2011. 07. 14, 全文.

彭国福, 林正浩. 图像处理中 Gamma 校正的研

究和实现. 《电子工程师》. 2006, 第 32 卷 (第 2 期), 全文.

Martin Kykta. 高清显示中的伽马校正、亮度和明视度探索. 《现代显示》. 2009, (第 107 期), 全文.

审查员 冯莹

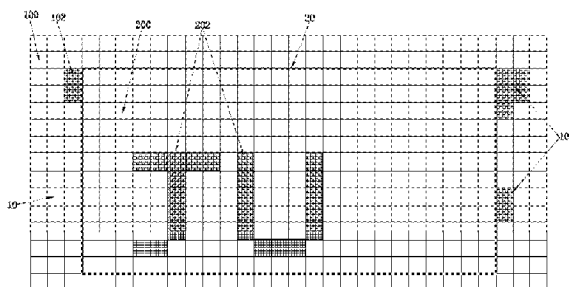
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法

(57) 摘要

本发明公开了一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法, 其包括彩色灰阶特征点检测和统计、彩色灰阶区域判定、和根据不同的图像属性采用不同的校正方法。能自适应地识别图像中的彩色和灰度内容, 并针对不同的内容采取不同的校正方法。本发明把彩色和灰阶图像的显示功能集中在一台高分辨率的彩色显示器中, 由此确保图像显示质量, 减少设备所占用空间, 避免繁杂的信号切换和独立控制带来的不便。



1. 一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法,其包括:S1 彩色灰阶特征点检测和统计,先根据 RGB 三个通道的分量是否相同来区分彩色点和灰阶点,然后逐行逐像素进行统计,当图像中某一行中灰阶点的数量大于设定阈值时,就认为这一行是一灰阶区域的一行,且把这一行作为起始行,然后再下一行的逐像素进行统计;直到一行像素不符合上述灰阶区域的定义时,保存对应的起始坐标点、宽度和高度;其特征还在于其还包括以下步骤:S2 彩色灰阶区域判定,当统计的区域中灰阶行数大于阈值时,判定该区域是一灰阶区域;否则认为该区域是彩色区域中的一部分;S3 根据不同的图像属性采用不同的校正方法,彩色区域内的像素点采用 GAMMA 校正,灰阶区域内的像素点采用 DICOM 标准中的 GSDF 校正。

2. 根据权利要求 1 所述的一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法,其特征在于:所述 GAMMA 校正采用 GAMMA1.8、GAMMA2.0、GAMMA2.2 或 GAMMA2.6 来实现,而 DICOM 校正采用 DICOM300、DICOM400、DICOM500 或 DICOM700 来实现。

3. 根据权利要求 1 所述的一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法,其特征在于:所述步骤 S1 中起始点 S 的坐标 (x, y) ,起始宽度为 MW,继续下一行统计,并根据当前行的灰阶区域起始点 S' 的坐标 $(x+1, y')$,及其宽度 MW',和上一行统计的数据进行比较,并取用两行中 x 坐标的交集作为公共区域且作为灰阶区域的修正位置。

一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法。

背景技术

[0002] 通常医疗显示器一般分为诊断用、手术室用和教学用三大类。其中,诊断类显示器往往要求有高分辨率、高亮度、经过 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 校正等特性;而手术室用显示器面向内窥镜等前端成像设备,作为手术辅助信息显示设备需要配合成像设备的特性,分辨率适中、亮度一般,需要有 GAMMA 校正 [1]。医疗显示器的用户,如放射科的医生,往往要同时查看病人的各种资料,如 CT/MRI 图像,病历信息,手术录像等内容。除了常见的灰阶图像,许多图像处理技术在医疗中的应用也日益广泛,如内窥镜系统成像,3D 图像,彩色 MRI 图像、PET 伪彩色图像等日益繁多,而这些信息都是彩色的。灰阶图像、彩色图像、文字、图表和音频等特质各异的各种信息都要准确地进行可视化处理并显示,便于诊断。彩色图像是有多种颜色的图像,和灰阶图像相比,是灰阶图像的超集,用 RGB 色彩空间表示时,三个分量的值可以在一定范围内变化;而灰阶图像是彩色图像的一种,是其子集,RGB 三个分量数值完全一样。常规的灰阶显示器不能显示彩色图像信息,而简单的采用彩色显示器同时显示彩色和灰阶图像时,单一的校正方法会导致其中一种图像失真,影响诊断效果。这使得当前很多诊断用的工作站都是摆放多台特性不同的显示器,即采用两台高分辨率、高亮度、经过 DICOM 校正的灰阶显示器,外加一台低分辨率、低亮度、GAMMA 校正的彩色显示器,分别处理、控制和显示不同的数据,从而满足进行准确诊断的需求。

[0003] 然而为减少工作站由于多台显示器带来的不便,现有一些方案借助超高分辨率、高亮度的彩色 LCD 模组,在同一个 LCD 上显示多幅图像,把原来需要在多台显示器上显示的内容同时显示在一台显示器上,而显示器统一采用 GAMMA 校正或者 DICOM 校正其中之一对图像进行处理。但是采用这种单一的校正方式,会使图像效果变差,彩色图像如果采用 DICOM 校正 [2,3] 会产生色偏,而且整体亮度偏低,图像偏暗;而 CT、MRI 等灰阶图像若采用 GAMMA 校正会导致无法准确区分低灰阶部分的图像内容,整体图像过亮。因此采用单一的校正方法不能同时满足彩色和灰阶图像的准确表达。

[0004] 根据 GAMMA 和 DICOM 的定义,二者归一化的校正曲线如图 1 所示,其中 GAMMA 采用 2.2 为例,横轴为归一化的数字输入值,纵轴为归一化的亮度值。可以发现,由于 GAMMA 校正曲线在 DICOM 曲线之上,在低灰阶部分,DICOM 曲线的斜率较小,输出变化较小,在中间部分,DICOM 曲线的输出亮度明显低于 GAMMA 曲线的。CT、MRI 图像本应该由 DICOM 校正,如果用 GAMMA 校正的话,在低灰阶部分就会出现亮度过高且出现跳跃现象,导致无法准确区分图像特征;在输入为中间亮度值时,图像整体偏亮,导致亮度过高。彩色图像如果用 DICOM 校正,R,G,B 三个分量数据不同的时候,由于 DICOM 校正的曲线明显区别于 GAMMA,会导致校正后的 R,G,B 三个分量的比例发生变化。根据 ITU-R Recommendation BT.709 的定义,RGB 到 CIE XYZ 的色彩空间变换表达式如式 (1) 所示,这样 RGB

$$[0005] \quad \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.412 & 0.358 & 0.180 \\ 0.213 & 0.715 & 0.072 \\ 0.019 & 0.119 & 0.950 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \text{式 (1)}$$

[0006] 校正后的比例发生变化,那么对应XYZ的比例也会发生变化;根据1931CIE-XYZ色度坐标系统中的计算方法,如式(2)所示,色坐标x,y的数

$$[0007] \quad x = \frac{X}{X+Y+Z}$$

$$[0008] \quad y = \frac{Y}{X+Y+Z} \text{式 (2)}$$

$$[0009] \quad z = \frac{Z}{X+Y+Z} = 1 - x - y$$

[0010] 值也会因为RGB校正后比例发生变化而变化,从而导致色温发生变化,引起图像中相应内容偏色,即偏冷或者偏暖。

[0011] 综上所述,在单一的显示器上同时显示彩色和灰阶图像内容,是无法通过单一的校正方法来实现准确的图像校正后显示,需提供一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法来解决上述问题。

[0012] 参考文献

[0013] [1]C.Poynton, "The rehabilitation of gamma," Human Vision and Electronic Imaging III, vol. 3299, pp. 232-249, 1998.

[0014] [2]N. E. M. s. Association, "Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function," ed: Rosslyn VA: National Electrical Manufacturer's Association, 2004.

[0015] [3]N. E. M. Association, "Digital imaging and communications in medicine (DICOM)," NEMA Standard Publications PS, vol. 3, pp. 1992-2000, 1996.

发明内容

[0016] 本发明目的是:提供一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法。

[0017] 根据上述发明目的,提供一技术方案:一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法,其包括以下步骤:

[0018] S1 彩色灰阶特征点检测和统计,先根据RGB三个通道的分量是否相同来区分彩色点和灰阶点,然后逐行逐像素进行统计,当图像中某一行中灰阶点的数量大于阈值时,就认为这一行是一灰阶区域的一行,且把这一行作为起始行,然后再下一行的逐像素进行统计;直到一行像素不符合上述灰阶区域的定义时,保存对应的起始坐标点、宽度和高度;

[0019] S2 彩色灰阶区域判定,当统计的区域中灰阶行数大于阈值时,判定该区域是一灰阶区域;否则认为该区域是彩色区域中的一部分;

[0020] S3 根据不同的图像属性采用不同的校正方法,彩色区域内的像素点采用GAMMA校正,灰阶区域内的像素点采用DICOM校正。

[0021] 在上述技术方案的基础上,进一步包括如下附属技术方案:

[0022] 所述GAMMA校正采用GAMMA1.8、或GAMMA 2.0、或GAMMA 2.2、或GAMMA 2.6来实现,而DICOM校正采用DICOM300、或DICOM400、或DICOM500等来实现。

[0023] 所述步骤 S1 中起始点 S 的坐标 (x, y) , 起始宽度为 MW, 继续下一行统计, 并根据当前行的灰阶区域起始点 S' 的坐标 $(x+1, y')$, 及其宽度 MW', 和上一行统计的数据进行比较, 并取用两行中 x 坐标的交集作为公共区域且作为灰阶区域的修正位置。

[0024] 本发明优点是:

[0025] 本发明把彩色和灰阶图像的显示功能集中在一台高分辨率的彩色显示器中, 根据图像的特征自适应地选择不同的处理方法, 使得彩色图像按照 GAMMA 校正, 而灰阶图像按照医疗数字影像传输协议 DICOM 3.14 校正, 由此确保图像显示质量, 减少设备所占空间, 避免繁杂的信号切换和独立控制带来的不便。

附图说明

[0026] 图 1 为现有技术中 GAMMA 和 DICOM 校正曲线对比图;

[0027] 图 2 为本发明中显示器的图像构成示意图;

[0028] 图 3 为本发明中自适应判断时图像内容的原型图。

具体实施方式

[0029] 实施例: 如图 2-3 所示, 其为本发明的一种显示器彩色灰阶图像自适应校正方法的实施例, 针对单一校正方法带来的图像偏亮或者偏色等不足, 根据图像内容, 分析图像特征, 自适应地识别彩色和灰度图像内容, 并针对不同的内容采取不同的校正方法。如图 2 所示, 一台高分辨率显示器包括彩色图像区域 1、灰阶图像区域 2、和彩色和灰阶的混合图像区域 3。由此对彩色图像区域 1 中的彩色手术视频采用 GAMMA 校正的方法, 而灰阶图像区域 2 中的 CT、MRI 图像等内容采用 DICOM 进行校正, 混合图像区域 3 中左半部分是灰阶图像, 但是有部分用来进行信息说明的彩色字符; 右半部分是彩色图像, 但是有一部分为也符合灰阶图像的定义。

[0030] 本发明的显示器彩色灰阶图像自适应校正方法, 具体步骤如下:

[0031] S1 彩色灰阶特征点检测和统计:

[0032] 为提高检测效率, 且不失一般性, 假定从彩色图像中挑选单色区域来实现特征点检测, 判断方式根据彩色和灰阶的定义简单地根据 RGB 三个通道的分量是否相同来区分, 如下:

[0033]
$$\begin{cases} \text{灰阶点} & R = G = B \\ \text{彩色点} & \text{其它} \end{cases} \text{式 (3)}$$

[0034] 基于该方法的变形, 如转换到其它色彩空间的判断方法, 在功能上是等效的。如转换到 YCbCr 空间内, $Cb = Cr = 0$ 的像素点为灰阶点, 其它的为彩色点。

[0035] 为方便描述, 用数学表达式定义一幅宽为 W, 高为 H 的图像为:

[0036] $P_{in}(x, y), 0 \leq x \leq H-1, 0 \leq y \leq W-1$

[0037] $P_{in}(x, y)$ 为输入图像在 (x, y) 处的像素值, 图像左上角的坐标为 $(0, 0)$, x 从左向右增加, y 自上而下增加。如图 3 所示, 为一幅图像的片段, 每个方格为一个像素点, 包括彩色点 100 和灰阶点 200, 整体上是彩色区域 10 中有一个灰阶区域 20。

[0038] 检测后对数据进行统计, 考虑到应用中灰阶图像内容都是一个规则区域, 常用的为矩形窗口, 以此先验知识逐行逐像素进行统计, 如果图像中某一行中灰阶点 200 的数量

大于一定的阈值（这个阈值可以是固定的，也可以根据图像分辨率自适应调整或者用户进行自定义设定），就认为这一行是一个灰阶区域的一行，并把这一行作为起始行，灰阶区域的起始宽度为统计得到的当前行的灰阶点像素数，记为 MW，同时记录该行灰阶区域的起始点 S 的坐标 (x, y)。

[0039] 继续下一行统计，采用同样的方法，并根据当前行的灰阶区域起始点 S' 的坐标 (x+1, y')，及其宽度 MW'，和上一行统计的数据进行比较，并取两行中 x 坐标的交集作为公共区域，定义为灰阶区域的修正位置，即采用两行中坐标 x 数值较大的作为灰阶区域的 x 坐标起始位置，称为灰阶区域的定位标记。这样的检测方法，就能把灰阶区域定位，同时排除灰阶区域和彩色区域临界点处的异常点，如图 3 中异常点 102 均为临界异常点，归为彩色区域。

[0040] 继续逐行统计，当遇到某一行中出现个别像素点为彩色，如图 3 中的外点 202，这些点周围都是典型的灰阶区域，它们作为孤立点，与图 2 中混合图像区域 3 的情况类似，可以认为是用作信息提示的文字，在算法中作为孤立点不予考虑，实际校正过程中采用与周边像素点相同的校正方法。

[0041] 临界异常点和外点的处理方法使得灰阶区域检测和识别过程更加鲁棒，且可以根据需要自定义设定一定的异常容限，在行方向上设定一定数值（绝对像素个数或者异常点占当前行总像素数百分比）作为异常点处理的阈值，小于这个数值才认为是该行是存在异常点而灰阶或彩色区域性质不变，多于这个数值就认为该行不再属于当前区域的灰阶或者彩色区域定义。在列方向上则不采用这样的方法进行判定，避免竖线类型的标识符号影响整体区域的定义。采用这样的方法可以在避免误判的同时尽可能地反应真实的图像场景。

[0042] 继续统计，直到一行像素不符合上述灰阶区域的定义时，保存对应的起始坐标点、宽度和高度。

[0043] S2 彩色灰阶区域判定：

[0044] 对统计数据判断，确定灰阶区域的位置和大小，根据统计的结果和记录进行判断，当统计的行数大于某一个阈值（这个阈值可以是固定的，也可以根据图像分辨率自适应调整或者用户进行自定义设定），认为这一个区域块是一个灰阶区域；否则认为该区域是彩色图像中的一小块，如图 2 中混合图像区域 3 右侧的情况，大块彩色区域中有一小部分灰阶像素，其面积不够大的时候就认为是彩色中的一些灰阶数据，不采用灰阶区域的校正方法。这样的整体区域判定法则并加上步骤 S1 中彩色灰阶特征点检测和统计中的处理方法，使得整个灰阶和彩色区域划分更加准确可靠，至此确定一个准确的灰阶区域，如图 3 中粗线框内的区域 20。

[0045] S3 根据不同的图像属性采用不同的校正方法：

[0046] 根据不同区域的划分，采用不同的校正方法。灰阶区域内的像素点采用 DICOM 校正，而彩色区域内的像素点采用 GAMMA 校正，可表示为：

$$[0047] \quad P_{out}(x, y) = \begin{cases} G(P_{in}(x, y)) & \text{彩色区域} \\ D(P_{in}(x, y)) & \text{灰阶区域} \end{cases} \quad \text{式 (4)}$$

[0048] 其中 $P_{in}(x, y)$ 为输入图像在 (x, y) 处的像素值， $P_{out}(x, y)$ 为输出图像在 (x, y) 处的像素值； $G(x)$ ， $D(x)$ 分别为彩色 GAMMA 校正函数和灰阶 DICOM 校正函数。

[0049] $G(x)$ ， $D(x)$ 两种校正方法都分别有多种曲线供选择，如 GAMMA 常见的有 1.8, 2.0,

2.2, 2.6 等, DICOM 有 DICOM 300, DICOM 400, DICOM 500, DICOM 700 等, 这些校正曲线作为备选方案, 可以通过上位机软件或者显示设备自带的 OSD (On-Screen Display) 菜单为彩色和灰阶区域分别选择不同的曲线进行校正。

[0050] 实际校正过程中也可以采用查找表 (LUT, Look Up Table) 的方式实现, 即对应式 (4) 中的函数, 建立一个表格存储在显示器控制芯片中, 输入 $P_{in}(x, y)$ 作为表格的索引值, 每个索引值对应表格位置中存储的是相应的输出 $P_{out}(x, y)$, GAMMA 和 DICOM 校正对应不同的表格, 根据不同的选择实现不同的校正方法。彩色显示器中灰阶图像的 DICOM 校正可以采用以下方法: RGB 三个通道的分量一样, 对三个分量采用一样的校正曲线, 即 DICOM 标准 3.14 中的 GSDF (Grayscale Standard Display Function) 曲线, 这样借助 LCD 的高位宽就能实现与灰阶显示器同样的效果。

[0051] 彩色图像和灰阶图像采用不同的校正方法, 彩色图像, 如手术视频、彩超等采用 GAMMA 校正, 避免使用 DICOM 校正时带来的图像偏色问题; 灰阶图像, 如 CT/MRI 等图像内容采用 DICOM 校正, 符合集成化医疗显示设备在各种场景中的应用需求。由此根据图像内容, 采用鲁棒的方法判定图像中的灰阶区域, 临界异常点排除, 外点容错等检测和统计方法避免了彩色点误判为灰阶点的错误, 同时建立了灰阶区域中彩色孤立点的容错机制。彩色和灰阶图像混合区域的鲁棒的划分方法, 避免了彩色中灰阶区块的误判, 使整体判断机制更加可靠。

[0052] 本发明运算复杂度低, 资源开销小; 采用硬件实现时, 只需要比较器、计数器和查找表等, 逐像素进行处理, 单个像素处理时对其余数据的依赖性较小, 整体上硬件资源开销小, 关键路径简单, 便于硬件实现和实际应用, 具有良好的可实现性。利用高分辨率彩色液晶显示器的特点, 在彩色液晶屏上自适应地显示彩色和灰阶图像, 提高系统集成度, 缓解现有应用中多台显示设备带来的空间占用、繁琐控制等问题。同时彩色和灰阶两种类型的图像都能正确地进行表达, 满足医生的多种诊断需求, 避免多台不同类型显示器带来的摆放、控制不便等问题, 也可以避免单一校正方式带来的图像效果降质。

[0053] 当然上述实施例只为说明本发明的技术构思及特点, 其目的在于让熟悉此项技术的人能够了解本发明的内容并据以实施, 并不能以此限制本发明的保护范围。凡根据本发明主要技术方案的精神实质所做的等效变换或修饰, 都应涵盖在本发明的保护范围之内。

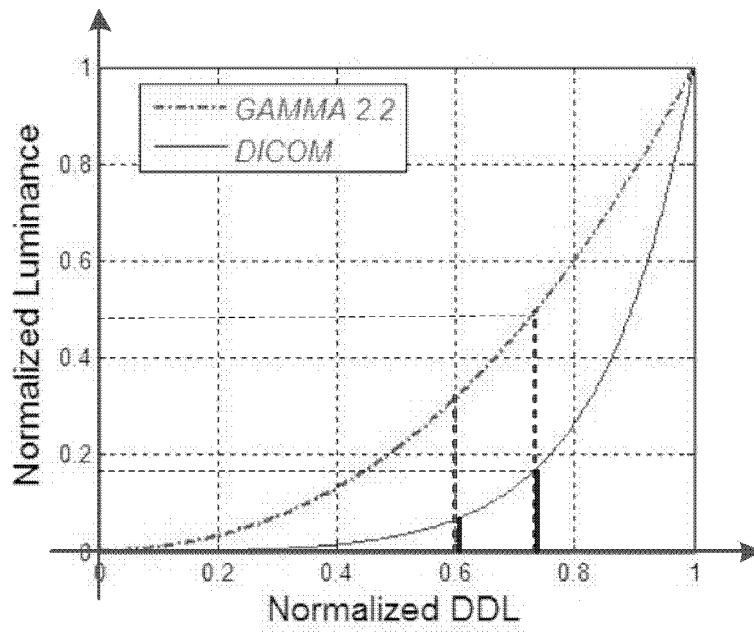


图 1

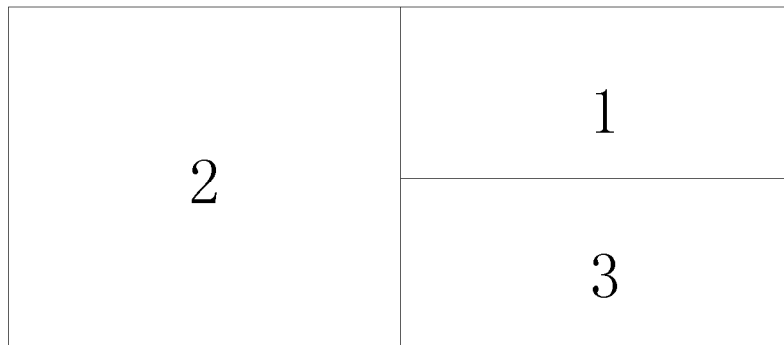


图 2

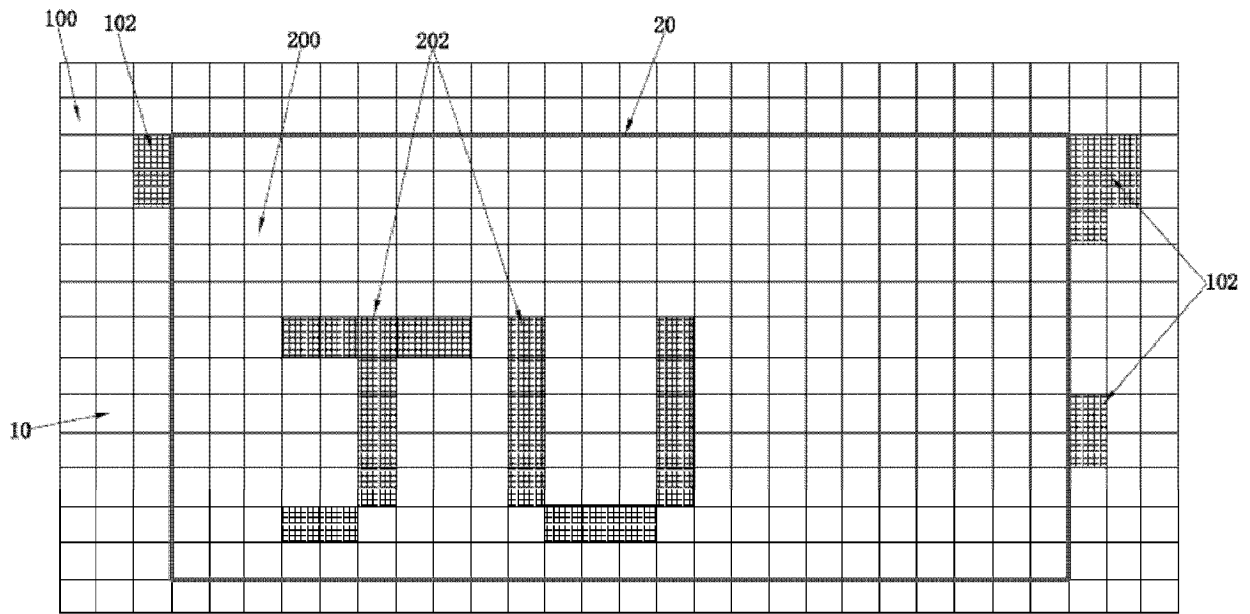


图 3