

《影像灰度标准显示函数标定方法》  
征求意见稿编制说明

中国计量科学研究院

2021年6月

# 国家标准《影像灰度标准显示函数标定方法》

## 征求意见稿编制说明

### 1. 工作简况

#### 1.1 任务来源

由全国光电测量标准化技术委员会（TC487）组织申报的国家标准制定申请《磁共振成像/波谱仪质量控制方法》于2020年10月得到国家标准化管理委员会立项，计划号20204097-T-491。项目周期为2020年11月至2022年11月。本标准归口全国光电测量标准化技术委员会。

#### 1.2 协作单位

在全国光电测量标准化技术委员会组织下，标准主起草单位中国计量科学研究院，联合北京大学、广东省建筑设计研究院有限公司（电气所）、中国科学院光电研究院、广东省中量检测有限公司、广州市计量检测研究院、山东第一医科大学等单位，组织了本标准的起草工作。起草单位及承担工作见表1。

表1 起草单位及承担工作

序号	起草单位	承担工作
1	中国计量科学研究院	主要起草，承担了本标准的主要起草任务
2	广东省建筑设计研究院有限公司（电气所）	协助起草，从技术角度对标准草案进行完善
3	中国科学院光电研究院	协助起草，从标准化角度对标准草案进行校核、完善
4	广东省中量检测有限公司	协助起草
5	北京大学	协助起草
6	广州市计量检测研究院	协助起草
7	山东第一医科大学	协助起草

#### 1.3 主要工作过程

### 1.3.1 成立标准编制组

本标准下达后，由中国计量科学研究院组织成立了国家标准编制组，其人员组成及分工见表 2。

序号	姓名	职称	单位	分工
1	刘子龙	副研究员	中国计量科学研究院	标准和编制说明编制
2	刘文丽	研究员	中国计量科学研究院	标准编制
3	韩鸿滨	教授	北京大学第三医院	标准编制
4	万蕴杰	高级工程师	广东省建筑设计研究院有限公司（电气所）	协助标准编制
5	卢永红	标委会秘书	中国科学院光电研究院	标准和标准化工作
6	李雨霄	工程师	中国计量科学研究院	标准编制
7	汪立文	高级工程师	广州市计量检测研究院	协助标准编制

### 1.3.2 制定标准编制计划

标准编制组根据标准完成周期，并与光电测量标委会进行充分沟通，制定了详细的国标编制计划。

### 1.3.3 参加标准化培训

标准编制组主要成员在线参加了由国家市场监督管理总局国家标准技术审评中心主办的 2020 年第二期“新版 GB/T 1.1-2020 与标准质量提升”研修班培训。

### 1.3.4 编制标准讨论稿

2020 年 8 月~10 月，标准编制组在中国计量科学研究院、北京大学等单位多年工作的基础上形成了标准草案，根据实际应用状况进行了内容充实，并按 GB/1.1 要求进行了格式修改，形成了《影像灰度标准显示函数标定方法》工作组讨论稿及编制说明。

2020年10月30日，全国光电测量标准化技术委员会在北京召开了“标准编制组和专家组会议”，标准编制组汇报了《影像灰度标准显示函数标定方法》工作组讨论稿及编制说明，与会专家进行了讨论，提出了建议和修改意见。

2020年10月31日，全国光电测量标准化技术委员会审议了工作组讨论稿，各位委员一致同意将工作组讨论稿修改后形成征求意见稿，广泛征求意见。

### 1.3.5 编制标准征求意见稿

2021年2月~6月，标准编制组根据建议和修改意见，对《影像灰度标准显示函数标定方法》及编制说明进行了再次修改和完善，形成最终征求意见稿及编制说明提交标委会。

## 1.4 国家标准主要起草人及其所作的工作

本标准编制组负责人刘子龙（男），中国计量科学研究院副研究员，2013年毕业于北京理工大学光学工程专业，获博士学位，2013-2015年在清华大学精密仪器系从事光学工程博士后研究，在中国计量科学研究院从事光学与交叉学科的计量研究。全国光电测量标准化技术委员会（TC487）委员，全国感光材料标准化技术委员会（TC102）委员，国家一级注册计量师，一级考评员，制修订国家标准3项、计量规程规范5项；一作（含通讯作者）发表SCI、EI等论文40余篇（其中Nature子刊5篇）。主持完成国家重点研发计划专项项目、国家自然科学基金等国家级项目多项。获得北京市科技进步奖二等奖1次（2019年度、排名1），获中国计量测试学会科技进步奖一等奖2次（2018年度、基础研究类、排名1；2019年度、应用研究类、排名8）、获北京市科学技术奖三等奖两次（2012年度、2011年度、均排名1）。

编制组主要成员刘文丽（女），中国计量科学研究院研究员，中国计量科学研究院医学计量中心主任，主要从事医学计量研究工作。

编制组主要成员韩鸿宾（男），医学博士，教授，博士生导师，主任医师。北京大学医学部磁共振成像设备与技术重点实验室主任（市重点），北京大学学术委员会委员，北京大学医学部学科建设办公室主任、科学研究处处长；任中国医学装备协会磁共振成像装备与技术专业委员会主任委员。

## 2. 标准编制原则和主要内容的论据

### 2.1 编制原则

### 2.1.1基本原则

本标准按照GB/T 1.1-2009《标准化工作导则第1部分：标准的结构和编写》给出的规则进行标准编制。

### 2.1.2通用性原则

标准编制组对国内灰度标准化情况进行了调查和分析，认为目前的国内都没有相关标准。国外的相关标准只有NEMA PS 3.14-2009 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)，也只是其中一部分，并且局限在医学影像领域，缺少基于物理特性的实现方法，更没有计量作为技术的支撑，难以解决标准的评判问题等，缺少了实用性。

### 2.1.3实用性原则

按照显示影像灰度时所使用的数字式显示终端（方法A）和打印式显示终端（方法B）两种情况，进行所显示的灰度应满足的灰度标准显示函数的标准化及其标定方法。

### 2.1.4适用性原则

#### 2.1.4.1测试场所

本标准适用于数字式显示终端例如显示器、投影幕布、显示屏等和打印式显示终端例如打印机、印刷机等。

#### 2.1.4.2 测试阶段

本标准的测试实施主要是在显示终端的实际使用过程中。在这些显示终端的研制过程、生产过程中，也可以参照本标准进行相关性能的测试。

## 2.2主要内容的论据

影像灰度标准是要实现数字影像设备输出终端影像标准化。本标准制定是结合人眼的感知模型，建立影像的灰度显示标准化，可溯源至亮度国家基准和光学密度国家基准。研究过程采用数字光处理方式，建立数字影像标准装置，给出灰度标准显示函数。根据Vries-Rose 定律考虑数字影像的最终使用者临床医生的眼睛对光亮度的感知，建立医用数字影像设备输出终端影像标准模型。这一标准建立在可测量的基础上，通过亮度计的方式测量被校数字影像设备输出终端特性，然后将此特性校准至标准模型。

### 2.2.1 关于灰度标准化需考虑的因素

研究中考虑了以下 8 种因素，包括：人眼神经系统噪声、人眼的横向约束、

进入人眼的光噪声、进入人眼的其它噪声、人眼有限的积分能力、人眼的光调制传递函数、方向性、时间过滤。其中，人眼神经系统噪声表征了进入人眼的图像的高空间频率成分对比度的上限；人眼的横向约束指的是杆状细胞对进入人眼的图像的低空间频率成分具有衰减作用，即对图像的进行了空间上的低通滤波。光噪声定义为人眼以下三参数的波动：光通量  $h$ ，光瞳直径  $d$  和人眼的光量子效率  $\eta$ 。根据 Vries-Rose 定律，在低光照水平，对比敏感度和亮度的平方根成比例。在本模型中，人眼的积分时间设定为 0.1 秒。除了时间积分，还需要考虑空间积分。设人眼识别的图像空间的有效区域为  $X_E \times Y_E$ ，其积分周期为  $N_E$ 。当一个符合灰度标准显示函数关系的显示系统显示一幅标准图像时，该图像在视觉上应该是线性的。也就是说，当增加一级原始驱动信号时，其输出图像的对比灵敏度也相应的增加一级。在上述限定条件下，即增加一个刚好识别的亮度差别（2deg  $\times$  2deg 正方形图形区域中每度四周的正弦调制，该正方形被嵌入一个和目标平均亮度  $L$  相同亮度的均匀背景里）。

### 2.2.2 关于灰度标准化的数学模型

本研究提出“基于光波场傅里叶空间频率调制的二维光学密度法”建立图像式量传计量装置。随着光电测量空间分辨率的提高，测量不再满足于单光束在被测物面的整体积分效应，同时由于数据采集芯片的发展，能够支持信号高频采集所带来的大数据量的实时处理和传输，因此光学测量的趋势是从单点光束到二维光场。尤其是视觉密度，由于其和图像类应用精密相连，更体现出这种趋势。项目组以光波场的二维傅里叶分析为基础，得出影响视觉密度变化的最关键的量是光场的二维空间频率的变化。从平面波的复振幅分析入手，建立了光学密度变化与光波二维幅值空间频率之间的关系。并通过透反射两种模式复现了这种关系。对于透射式，研制一种微米级工艺喷墨打印的密度片，在空间上分别通过调幅和调频两种方式改变某一级的空间频率，实现光学密度在平面上的改变。该面阵式光学密度片即可作为量传标准。对于反射式，采用反射式数字光处理（DLP）技术实现这种关系，也是使用微米级的微镜阵列（DMD）建立二维光学密度量传计量装置，实现了向图像式测量结果进行光学密度的量值传递。

对于由数字化技术实现该灰度影像模型的方式，亮度和不同灰度（灰阶）索引表的索引值之间可以转化为如下关系：

$$\log_{10} L(j) = \frac{a + c \ln(j) + e(\ln(j))^2 + g(\ln(j))^3 + m(\ln(j))^4}{1 + b \ln(j) + d(\ln(j))^2 + f(\ln(j))^3 + h(\ln(j))^4 + k(\ln(j))^5} \quad (1)$$

$j$  为灰度索引表索引值（从 1 到 1023）， $a$ - $e$  均为已知值。该函数对数值的相对偏差最大 3%，最大均方根误差为 0.0003。

对上式进行逆运算，得：

$$j(L) = A + B \log_{10}(L) + C(\log_{10}(L))^2 + D(\log_{10}(L))^3 + E(\log_{10}(L))^4 + F(\log_{10}(L))^5 + G(\log_{10}(L))^6 + H(\log_{10}(L))^7 + I(\log_{10}(L))^8 \quad (2)$$

其中  $A$ - $I$  均为已知值。通过这个原理，校准电子显示终端的灰度，获得显示终端的标准显示函数即灰度空间的特性曲线。

### 2.2.3 关于测试基准

使用数字化光处理技术来建立影像灰度标准装置，其核心器件是数字动态微镜（DMD）。通过该技术，灰度阶的不同亮度的划分和实现建立在数字处理技术上，而不是光源电流的调节或机械光阑的调节，具有更小的不确定度，并更易于操作，而且稳定性高，对装置部件的损耗也低。

基于数字动态微镜（DMD）的数字化光处理技术来建立影像灰度标准装置的原理图如图 1 所示。

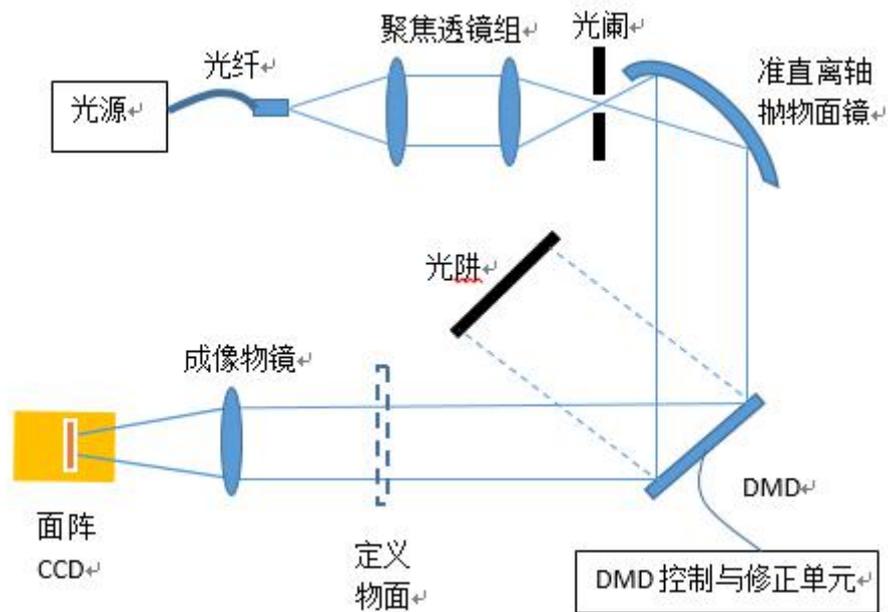


图 1 数字式灰度光学系统图

### 2.2.4 关于测试精度

在该影像灰度标准装置上的校准不确定度 $u(L_m)$ ，有以下三个不确定度来源：亮度计的亮度测量不确定度 $u(L)$ 、光源的稳定性引入的不确定度 $u(S)$ 、亮度屏的亮度均匀性引入的不确定度 $u(Su)$ 。

### 1) 亮度计的亮度测量不确定度 $u(L)$

灰度标准装置的输出量是由亮度表征的，被校准对象——医学影像设备输出终端的显示特征曲线也是由亮度表征的，校准过程也是由亮度范围来确定灰度标准显示函数段的选取。所以亮度计的亮度测量不确定度是主要的不确定度来源，其值由亮度计的校准给出。按照中国计量科学研究院亮度计校准证书给出的，其扩展不确定度为2%（ $k=2$ ），则

$$u(L) = 2\% / 2 = 1\%$$

### 2) 光源的稳定性引入的不确定度 $u(S_s)$

按照本装置的数字化控制方式，光源工作在固定的工作电流，其出射度也是确定的。将数字动态微镜 DMD 的所有控制位置“1”，即光源投射到投影白板的亮度是最大值。测量此时投影白板的亮度在 1 小时的变化量作为光源的稳定性。测量间隔为 5 分钟，其测量结果如图 2 所示。

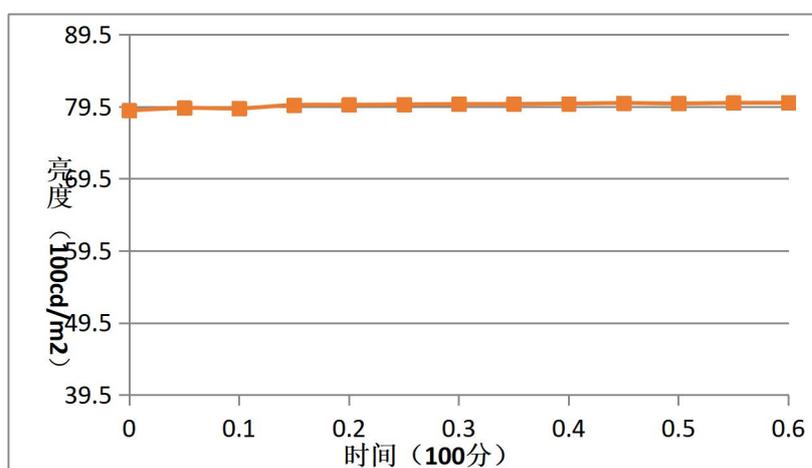


图 2 光源稳定性

根据此组数据，按照贝赛尔公式计算得装置输出灰度的稳定性（按相对值表示）为：

$$u(S_s) = \sqrt{\Sigma(L_i - \bar{L})^2 / (12 - 1)} = 0.08\%$$

### 3) 亮度屏的亮度均匀性引入的不确定度 $u(Su)$

按照被校准亮度计的视场和距离,可估算亮度屏需要提供的亮度区域大小。整个投影面为直径 100mm 圆区域,考虑像差的影响,本装置选取中心直径为 30mm 的区域为校准面。按照表 5 所列的数字化控制的参数,测量第 255 级灰度时的投影中心  $\Phi 30\text{mm}$  的亮度的均匀性作为此项不确定度的实验数据。其测量结果如表 3 所示。

表 3 第 255 灰度级亮度均匀性 (按对应空间位置列表)

		7855		
	7843	7931	7891	
7847	7928	7937	7927	7862
	7879	7930	7923	
		7867		

由此按  $u(Su) = (Li - L0) / L0$  (取最大值) 得均匀性为 0.62%

由数字化控制引入的不确定度分量按  $u(e) = 0.1\%$  计,即运行 1000 次可能会出现 1 次灰阶的非正常变化。

以上不确定度分量汇总如表 4 所示:

表 4 不确定度来源汇总表

序号	符号	来源	相对标准不确定度	分布	不确定度类别
1	$u(L)$	亮度计	1%	/	B
2	$u(S_s)$	光源的稳定性	0.08%	正态	A
3	$u(Su)$	亮度屏的亮度均匀性引入的不确定度	0.62%	均匀	A
4	$u(e)$	数字化控制引入的不确定度	0.1%	均匀	A

本标准装置给出的灰阶变化的测量相对不确定度只和 2、4 有关,因此本装置的 (数字化) 测量相对不确定度为:

$$u(L_m) / L_m = (u^2(S) + u^2(e))^{1/2} = 0.2\%$$

取扩展因子  $k=2$ , 则扩展不确定度为:

$$U(L_m) = 2 * u(L_m) = 0.4\%$$

## 2.2.5 关于测试设备

按照显示影像灰度时所使用的数字式显示终端（方法A）和打印式显示终端（方法B）两种情况，分别使用亮度计和光学密度片进行测试。

## 3. 主要试验的分析、综述报告，技术经济论证和预期的经济效果

### 3.1 主要试验的分析、综述报告

本试验案例对一台用于口腔影像拍摄的 X 光机的输出显示终端进行校准。该 X 光机是由德国 SIRONA 生产的数字化牙科曲面断层全景 X 光机，其输出信号为 8bit，即对应灰度分辨率为 255 级。其配置的显示器是由日本 TOTOKU 生产的医用显示器，其信号分辨率为 10bit，即对应灰度分辨率为 1024 级。按照 2.2 节给出的校准方法，本校准过程如下：

#### 1) 测量 TOTOKU 医用显示器的输出特性

使用亮度计测量 TOTOKU 医用显示器的输出特性。由于其数据输入是 X 光机的 8bit 位的信号，所以输入特性是 255 级灰度数据。用 matlab 绘制该医用显示器的输出特性曲线如图 3 所示。

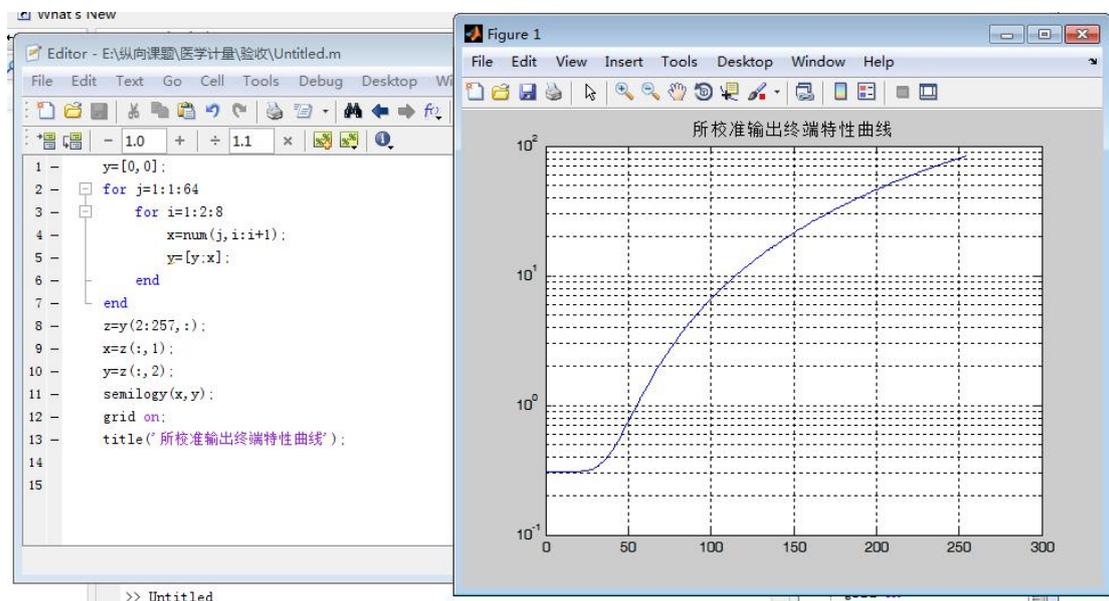


图 3 TOTOKU 医用显示器的输出特性曲线（原始）

由于 TOTOKU 医用显示器本身是 10bit 的数据位，具有 1024 级灰度级，所以在校准时需要将此测量特性曲线插值扩展为 1024 个数据点的特性曲线。进行立方（三次）插值后如下，获得 1024 组数据。插值后得到的 TOTOKU 医用显示

器的输出特性曲线如图 4 所示。

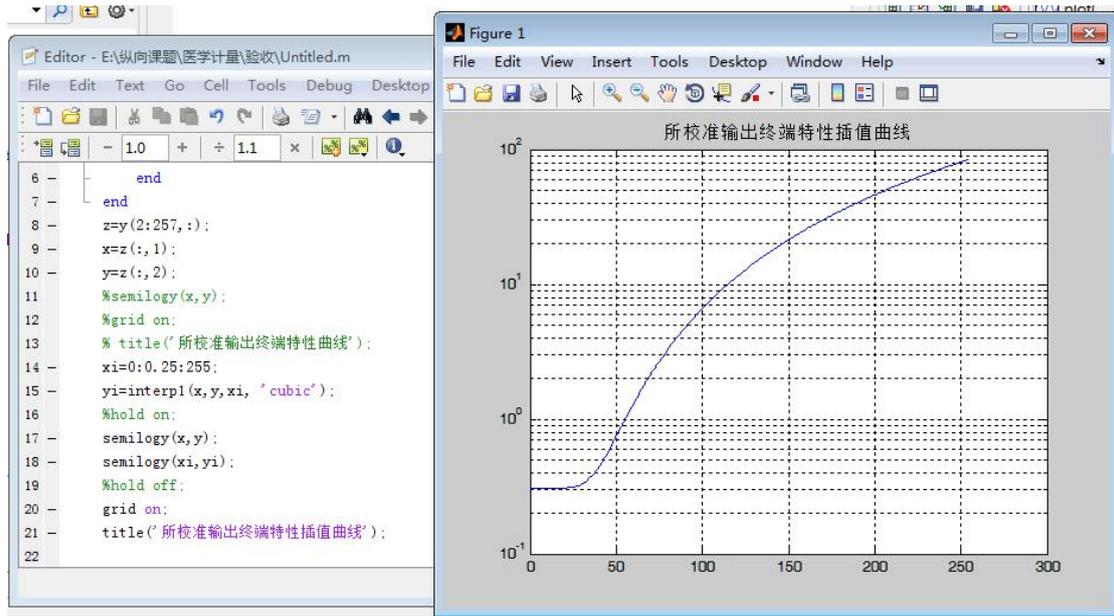


图 4 TOTOKU 医用显示器的输出特性曲线（1024 数据点）

根据此测量结果的第 0 级灰度  $L_{min}$  和第 255 级灰度  $L_{max}$ ，用查找表的方式，找到所对应的标准灰度显示函数 GSDF 的区间，以及相应的  $J_{min}$ ， $J_{max}$ 。该区间的 GSDF 如图 5 所示。

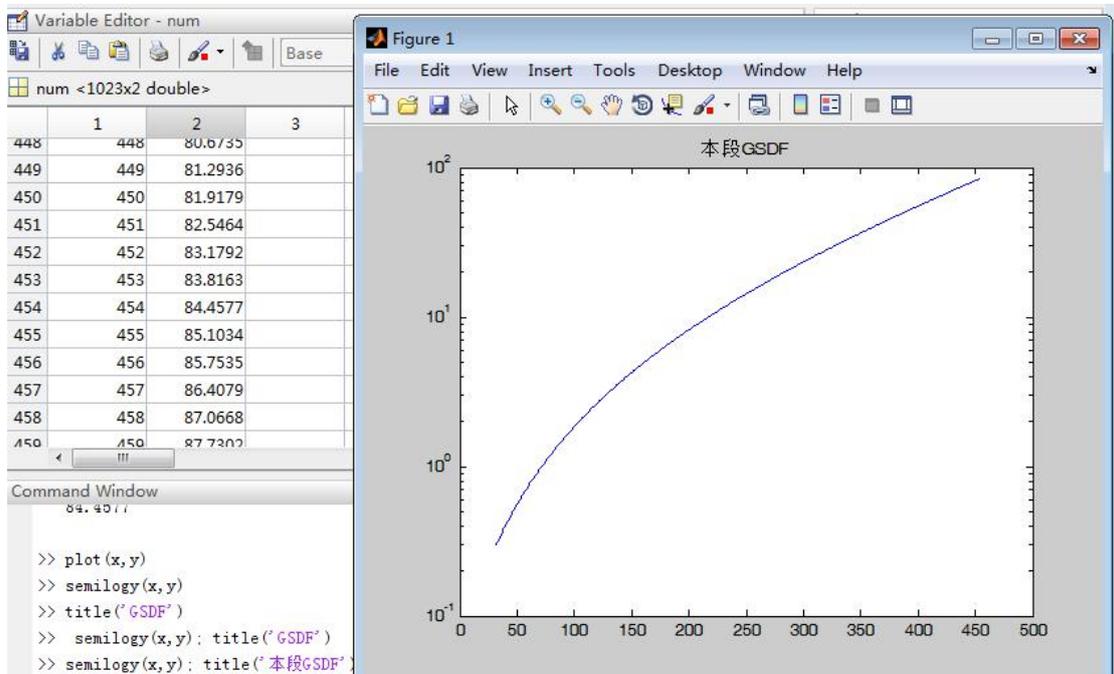


图 5 本区间的 GSDF（原始值）

由于 TOTOKU 医用显示器的输出灰度分辨率为 1024 级，所以需要将此区

间的 GSDf 插值成 1024 个数据点。使用三次样条差值法，得到的 1024 个数据点的本段 GSDf 如图 6 所示。

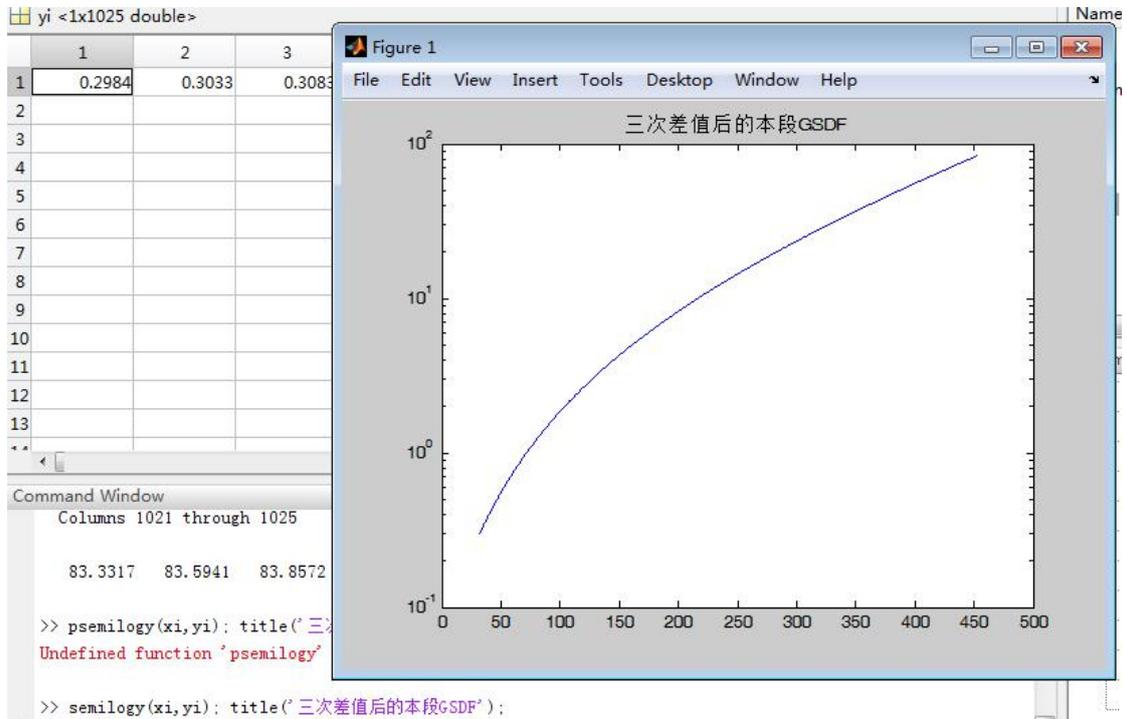


图 6 本区间的 GSDf (1024 个数据点)

在 1024 数据点的 GSDf 曲线上，按照 255 级灰度等级  $G_{in}$  提取标准灰度级对应的亮度值，按照此亮度值在差值为 1024 数据点的医用显示器输出特性曲线上查找对应的输出灰度级  $G_{out}$ 。则可以找到  $G_{in}$  和  $G_{out}$  之间的对应关系，按查找表的方式给出。此查找表即为试验结果。

### 3.2 技术经济论证

所有影像设备的影像，均是用灰度值来表征，但灰度的计量标准至今尚未建立，图像的数字信号可以被测量、特征化、传输以及客观精确地再现。然而，信号的可视化解释依靠显示图像系统的各种特性。通常由相同信号产生的图像在不同的显示设备可以产生完全不同的视觉表现、信息和特性。

例如在医学图像里，一幅给定的数字图像如何显示，是否被观察，其视觉连贯性是非常重要的，例如在工作站的显示器或观片灯上的胶片。缺少一种控制这些在任何设备上出现可视化图像的标准，一幅在某台设备上观察时有很高诊断价值的图像，可能在另一台设备上观察时被大大的降低了诊断价值而看起来不同。

因此进行影像灰度的标准化是各类成像仪器标准化中急需解决的重点和热点，是开展各类影像设备标准化的重要组成部分。

### 3.3 预期的经济效果

1) 数字诊疗设备终端影像均以灰度表征，因此本标准规定的影像灰度计量标准装置可以为所有的数字诊疗设备终端影像提供校准。即是一种通用型的影像灰度校准装置，无论是磁共振诊疗设备，还是CT、PET 等，都可以使用该质控方式。该方式解决的是数字诊疗设备终端的标准化问题，是和医生相关的质控方法，可以为会诊、远程医疗、数字诊疗资源共享提供标准化平台。2) 灰度标准化是医用放射影像设备的重要组成部分。医用放射影像设备是用途最广、用量最大的影像设备，国内各类医用诊断X射线机约几十万台，每年有近3.5亿人次接受X射线诊断。

### 4. 采用国际标准和国外先进标准的程度及对比情况

现阶段国内外尚无涉及影像灰度的专项标准。本标准针对灰度标准化的问题，提出相应的检测方法，测试方法分类明确、原理清晰、同时给出测试设备的标定方法。本标准符合现阶段影像设备技术的发展，关键核心技术具有先进性。

### 5. 与有关的现行法律、法规和强制性国家标准的关系

本标准编制基于编制组多年项目研制的总结，与有关的现行法律、法规和强制性国家标准没有冲突。

### 6. 重大分歧意见的处理经过和依据

无。

### 7. 国家标准作为强制性国家标准或推荐性国家标准的建议

建议将本标准作为国家推荐性标准实施。

### 8. 贯彻标准的要求和措施建议

本标准发布后，可通过对相关用户单位、研制单位进行宣贯和培训，使本标准规定的测试方法得以广泛、有效实施。

### 9. 废止现行有关标准的建议

本标准为首次发布，没有需要废止的现行有关标准。

### 10. 其它应予说明的事项

本标准的某些内容可能涉及专利。本标准的发布机构不承担识别这些专利

的责任。

本标准的制定涉及国内外厂商、研究机构 and 高校，因此标准的制定过程需要广泛听取各方面的意见和建议。本次形成的征求意见稿，希望在更大的范围内征求意见，根据征求意见结果，对征求意见稿进行修改。

## 相关成果

国家重点研发计划项目（以于2020年10月通过科技部专业机构绩效评价）

项目名称：可溯源至SI 单位的磁共振影像设备质控方法及其标准化研究

所属专项：数字诊疗装备研发

项目负责人：刘子龙

项目牵头单位：中国计量科学研究院

项目管理专业机构：中国生物技术发展中心

执行期限：2016年7月至2018年12月

项目发表文章15篇，SCI检索8篇，含nature子刊两篇；专利12项（发明专利2项，其它各类专利10项）。培训技术人员数225人。

该项目建立影像灰度标准装置，实现影像的灰度显示标准化

该装置是为数字诊疗设备输出终端影像标准化提供可测量的量值复现装置，可溯源至亮度国家基准和光学密度国家基准，结合人眼的感知模型，建立影像的灰度显示标准化，及可测量的质控方法，打破国外设备黑箱模式。这种质控方式不受限于数字诊疗设备的成像功能类别，直接从其输出终端进行校准并标准化。装置的各项指标包括光源稳定性、均匀性、影像分辨率、单像素尺寸等已满足验收指标。如图1所示。

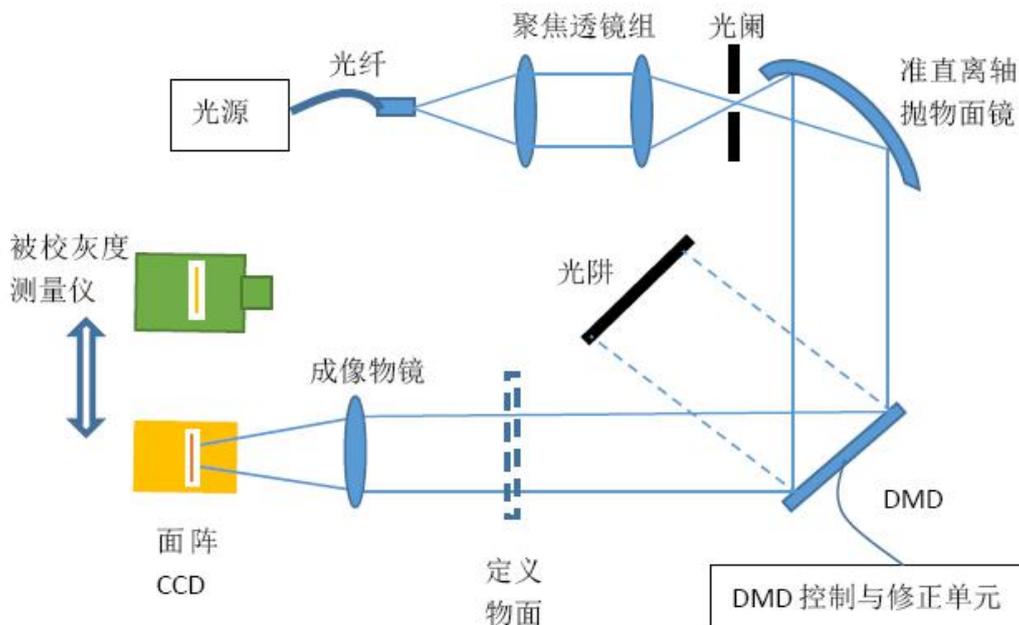


图 1A 原理图

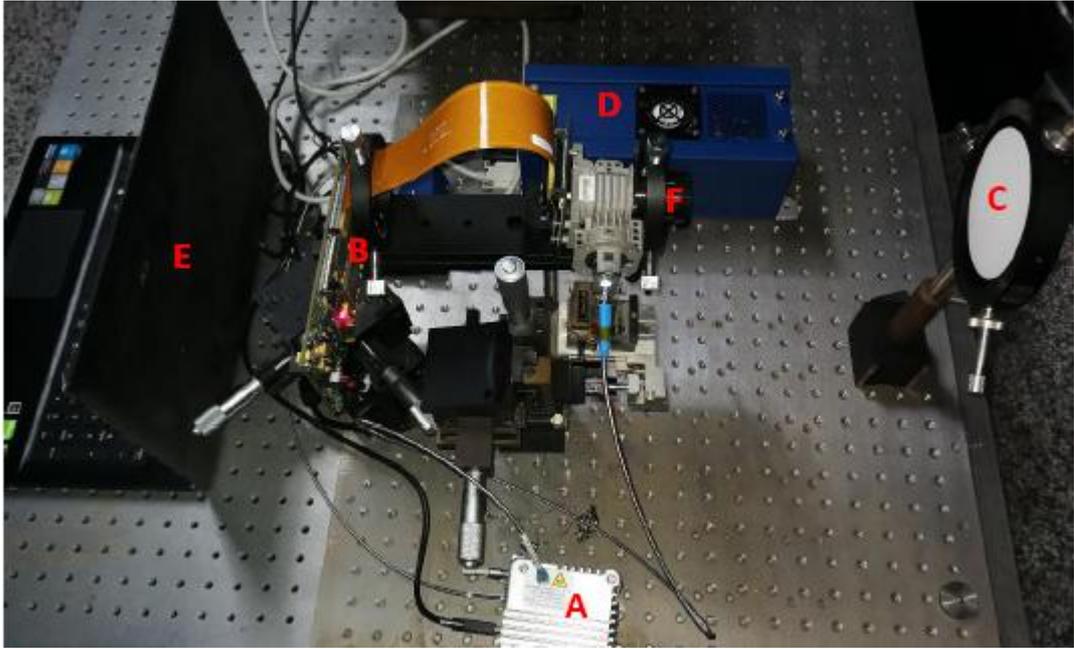


图 1B 实物图