



中华人民共和国国家计量检定规程

JJG 581—2016

医 用 激 光 源

Lasers for Medicine

2016-11-30 发布

2017-05-30 实施

国家质量监督检验检疫总局 发布

中 华 人 民 共 和 国
国 家 计 量 检 定 规 程
医 用 激 光 源

JJG 581—2016

国家质量监督检验检疫总局发布

*

中国质检出版社出版发行
北京市朝阳区和平里西街甲2号(100029)
北京市西城区三里河北街16号(100045)

网址 www.spc.net.cn

总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238

读者服务部:(010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷
各地新华书店经销

*

开本 880×1230 1/16 印张 1.25 字数 25 千字
2017 年 6 月第一版 2017 年 6 月第一次印刷

*

书号: 155026·J-3465

如有印装差错 由本社发行中心调换
版权专有 侵权必究
举报电话:(010)68510107

医用激光源检定规程

Verification Regulation of

Lasers for Medicine

JJG 581—2016

代替 JJG 581—1999

归 口 单 位：全国光学计量技术委员会

主要起草单位：北京市计量检测科学研究院

中国计量科学研究院

上海市计量测试技术研究院

参加起草单位：中国人民解放军医用激光学计量测试研究总站

中国标准化研究院

本规程委托全国光学计量技术委员会负责解释

本规程主要起草人：

张建亮（北京市计量检测科学研究院）

马 冲（中国计量科学研究院）

夏 铭（上海市计量测试技术研究院）

参加起草人：

杨在富（中国人民解放军医用激光学计量测试研究总站）

蔡建奇（中国标准化研究院）

孙向林（北京市计量检测科学研究院）

目 录

引言	(II)
1 范围	(1)
2 引用文件	(1)
3 术语	(1)
4 概述	(1)
5 计量性能要求	(1)
5.1 指示光功率测量	(1)
5.2 重复性	(1)
5.3 复现性	(2)
5.4 示值相对误差	(2)
6 通用技术要求	(2)
6.1 标识	(2)
6.2 外观	(2)
6.3 显示装置	(2)
6.4 辐射警告信号	(2)
6.5 应急开关	(2)
6.6 导光系统	(2)
7 计量器具控制和检定方法	(2)
7.1 检定条件	(2)
7.2 检定设备	(2)
7.3 检定项目	(3)
7.4 检定方法	(3)
8 检定结果的处理及检定周期	(6)
8.1 检定结果的处理	(6)
8.2 检定周期	(6)
附录 A 检定证书及检定结果通知书 (内页) 格式	(7)
附录 B 检定原始记录 (内页) 格式	(8)
附录 C 常用激光波长表	(9)
附录 D 激光源的分级	(10)
附录 E 医用激光源不确定度分析示例	(12)

引 言

本规程依据 JJF 1002—2010《国家计量检定规程编写规则》，同时参照 JJF 1059.1—2012《测量不确定度评定与表示》，GB 9706.20—2000《医用电器设备 第2部分：诊断和治疗激光设备安全专用要求》，GB 11748—2005《二氧化碳激光治疗机》，GB 12257—2000《氩氦激光治疗机通用技术条件》，IEC 60825—2007《激光产品的安全》，YY 0307—2011《连续波掺钕钇铝石榴石激光治疗机》，并根据实际检定中的问题，对 JJG 581—1999《医用激光源》进行了部分修订：

- 扩大了规程的检测范围，检测范围增加为连续激光源和脉冲激光源。
- 调整了引用文献和名词术语。
- 根据目前技术的发展，对原规程中概述的内容做了部分修改。
- 根据检定的实际情况对技术要求做了部分改动：删减了包括冷却系统和漏电的安全要求（检定中无法有效实现），修改了指示光和导光系统的技术要求。
- 根据医用激光源的检测实际情况，在计量性能中增加了示值相对误差的检测项目。
- 根据检测实际情况，对稳定性和复现性的内容做了一定的改动。
- 检定设备中删除了漏电流检测仪、读数显微镜和位移移动机构（实际检测中无法实现或可通过其他设备完成），增加了激光能量测量装置。
- 调整了检定项目一览表。
- 修改了指示光的检定方法，对导光系统的检测做了修改和合并。
- 删除了导光系统反射比、透射比的检测方法（实际工作中无法对医用激光源的导光系统进行拆卸检测）。
- 在检定方法中增加了补充说明和注意事项的说明。
- 对检定结果的处理和检定周期的内容做了一定的修改，主要增加了“部分合格的要求”。
- 附录中增加了不确定度分析、修改了检定原始记录和检定证书的模板，删除了测量原理图、专用设备结构图（检定中无法拆卸导光系统，实际检定中此项目已删除）、警告标志。

医用激光源检定规程

1 范围

本规程适用于医用激光源（不包括医用准分子激光治疗机）的首次检定、后续检定和使用中的检查。

2 引用文件

GB 9706.20—2000 医用电气设备 第2部分：诊断和治疗激光设备安全专用要求

GB 11748—2005 二氧化碳激光治疗机

GB 12257—2000 氩氦激光治疗机通用技术条件

IEC 60825-1: 2007 激光产品的安全 (Safety of laser products)

YY 0307—2011 连续波掺钕钇铝石榴石激光治疗机

凡是注日期的引用文件，仅注日期的版本适用于本规程；凡是不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本规程。

3 术语

3.1 连续激光源 continuous wave laser

在大于或等于 0.25 s 时间内能连续发射的激光源。

3.2 脉冲激光源 pulse laser

以单脉冲或序列脉冲形式发射能量的激光器源。一个脉冲的持续时间短于 0.25 s。

4 概述

医用激光源通常由激光器、控制部分和输出部分组成。激光器部分的作用是产生激光，不同的激光工作物质会产生不同波长的激光（见附录 C），可达到不同的治疗目的。激光控制部分的主要作用是调节医用激光源输出激光的能量、能量密度、功率、频率等参数及医用激光源的安全控制。激光输出部分的作用是使输出激光照射到指定位置，一般由导光系统组成（含光纤）。根据输出激光形式的不同，可分为医用连续激光源和医用脉冲激光源两大类。

5 计量性能要求

5.1 指示光功率测量

指示光光斑应清晰可见，其功率大小，眼科医用激光源不超过 1 mW，其他医用激光源不超过 5 mW。

5.2 重复性

5.2.1 对于医用连续激光源，测量持续照射 10 min 的输出激光功率的重复性，应优于

±10%。

5.2.2 对于医用脉冲激光源，在相同的测量条件下，同一激光能量（密度）示值下，分别测量 n ($n \geq 5$) 次输出脉冲的能量，其输出能量（密度）重复性应优于±10%。

5.3 复现性

5.3.1 对于功率或能量可调节的医用激光源，多次恢复同一设定值，医用激光源输出端输出的功率或能量复现性应优于±10%。

5.3.2 对于功率或能量不可调节的医用激光源，重新启动医用激光源，在同一设定值下，医用激光源输出端输出的功率或能量复现性应优于±10%。

5.4 示值相对误差

医用激光源的示值最大允许误差为±20%。

6 通用技术要求

6.1 标识

医用激光源应有下列标识：医用激光源名称、型号规格、制造厂名称、制造年月、出厂编号以及明显的分类标识和激光安全警告标志，需接地保护的医用激光源还应有明显的接地标记。

6.2 外观

医用激光源应能正常启动，各调节旋钮、按键、开关等均能正常工作，各插接件应紧密配合，接触良好。

6.3 显示装置

医用激光源应配备功率或能量（密度）显示装置，并能够正常工作。

6.4 辐射警告信号

医用激光源工作时，应能发出辐射警告（声或光）信号。

6.5 应急开关

3A 级（激光源分级详见附录 D）以上的医用激光源必须配备应急开关。按下此开关后激光源立即停止工作。

6.6 导光系统

医用激光的导光系统应转动灵活，操作方便，能够照射到医治病患所要求的位置。

7 计量器具控制和检定方法

包括首次检定、后续检定和使用中检查。

7.1 检定条件

7.1.1 检定环境条件

环境温度：(20±10)℃；相对湿度：小于 80%。

整个测量系统应处于无明显振动、冲击、烟尘、腐蚀性气体和电磁干扰的环境中。

7.2 检定设备

检定用仪器设备应配备齐全并确保工作正常，各激光功率计、能量计、秒表、游标卡尺要求全部经过计量检定部门检定或校准，并在有效期内使用。

7.2.1 检定用标准器

检定用标准器由主机和探测装置构成，主机为激光功率计或激光能量计的主机，可显示激光功率或能量值，设置测量选项等，探测装置为探头部分，可对激光功率、激光能量进行测量。

a) 激光功率计：

功率测量范围：0.1 mW~2 W，2 W~200 W；

准确度达到 5 级；

波长测量范围：190 nm~10.6 μm；

面均匀性：优于±3%；

零点漂移：优于±2%。

b) 激光能量计：

能量测量范围：1 mJ~2 J，2 J~200 J；

准确度达到 5 级；

波长测量范围：190 nm~10.6 μm；

最大测量峰值功率密度：1 MW/cm²；

面均匀性：优于±3%；

零点漂移：优于±2%。

7.2.2 辅助设备

秒表（分度值 0.1 s）、游标卡尺（分度值 0.02 mm）。

7.3 检定项目

检定项目见表 1。

表 1 检定项目

检定项目	首次检定	后续检定	使用中检查
外观质量与安全可靠性	+	+	+
指示光功率	+	+	+
重复性	+	+	+
复现性	+	+	+
示值相对误差	+	+	+
注：“+”表示应检定。			

7.4 检定方法

7.4.1 环境条件检查

检查工作现场应符合 7.1.1 要求。

7.4.2 外观质量与安全可靠性检查

通过目测和手动按 6.1~6.6 对医用激光源进行检查。

7.4.3 指示光功率的测量

7.4.3.1 医用激光源应配备指示光或光斑定位装置。使用热敏纸确定指示光光斑或光

斑定位装置所确定的光斑位置是否与治疗激光光斑重合。对于指示光光斑与治疗激光光斑不重合的医用激光源判定为不合格，不再执行以下检定项目。

7.4.3.2 指示光功率测量

7.4.3.2.1 适当调节导光系统与激光功率计的相对位置，使指示光垂直入射到功率计探测器接收面中央。

7.4.3.2.2 用挡板遮断光束，功率计调零后打开挡板进行测量。

7.4.3.2.3 任意改变导光系统的空间位置，测量5次以上。取最大值（修正后）为指示光功率。如果不符合5.1的要求，则判定为不合格，不再执行以下检定项目。

说明：修正值=功率计（或能量计）测得值×修正系数，或：修正值=功率计（或能量计）测得值/灵敏度。

7.4.4 重复性 s_t 的测量

7.4.4.1 光路调试

固定激光源于某一工作状态，测量时保持其导光系统末端与探测器位置固定，必要时可利用支架固定，使激光垂直入射到探测器接收面中央。

7.4.4.2 对于连续激光源，在激光源输出功率范围内，适当选一点示值，先用挡板挡住激光使功率计回零，然后去掉挡板，待功率计读数稳定后记录激光功率值。在10 min内，等时间间隔重复此操作 n 次（ $n \geq 5$ ），记录 n 个激光功率值。用公式（1）计算导光系统末端输出功率的重复性（测得值不必修正）：

$$s_t = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{\frac{2}{n} \sum_{i=1}^n X_i} \times 100\% \quad (1)$$

式中：

X_i ——第 i 次测得值，mW；

$X_{\max}$ —— n 次测量中的最大值，mW；

$X_{\min}$ —— n 次测量中的最小值，mW。

7.4.4.3 对于脉冲激光源，触动触发开关并记录激光能量值。在10 min内等时间间隔重复测量 n 次（ $n \geq 5$ ）。用公式（1）计算导光系统末端输出能量的重复性（测得值不必修正）。

说明：如果连续激光源的设计不允许长时间持续照射，或在10 min内无法完成测量次数，则可以不执行该检定项目，但必须执行复现性 S_r 的测量。

7.4.5 复现性 S_r 的测量

保持导光系统末端和探测器位置固定，激光垂直入射到探测器接收面中央。先将医用激光源调节到某一工作状态。然后，重启医用激光源并恢复到原工作状态，确定测量仪器回零后开启激光，待测量仪器读数稳定后记录功率或能量值；或者，用挡板挡住激光使测量仪器回零，任意改变激光源的工作状态后恢复至原工作状态，去掉挡板进行测量，待仪器读数稳定后记录功率或能量值。按照上述两种方法中的任一种重复测量 n 次（ $n \geq 5$ ）。用公式（2）计算导光系统末端输出的复现性（测得值不必修正）：

$$S_r = \frac{X_{\max} - X_{\min}}{\frac{2}{n} \sum_{i=1}^n X_i} \times 100\% \quad (2)$$

式中：

X_i ——第 i 次测得值，mW 或 J；

$X_{\max}$ —— n 次测量中的最大值，mW 或 J；

$X_{\min}$ —— n 次测量中的最小值，mW 或 J。

7.4.6 示值相对误差 δ_P 的测量

在医用激光源常用工作状态下，选择至少高、中、低三个测量点测量。如果医用激光源的输出功率或能量范围较大，则应适当增加测量点的数量。如果医用激光源输出功率或能量的设定值为固定值（不能连续调节），则应对每一设定值都进行测量。测量的同时记录医用激光源的显示值和标准器的测得值。将每一测量点的显示值和修正后的测得值代入公式（3）计算该测量点的示值相对误差：

$$\delta_x = \frac{X_m - X_s}{X_s} \times 100\% \quad (3)$$

式中：

X_s ——功率或能量标准值，mW 或 J；

X_m ——医用激光源显示值，mW 或 J。

如果医用激光源的显示值是功率密度（剂量率）或能量密度（剂量）而不是功率或能量，则公式（3）中 X_s 代表功率密度或能量密度标准值， X_m 代表功率密度或能量密度显示值，由公式（4）确定，如：

$$X_m = \frac{X}{A} = \frac{X}{\pi \cdot \left(\frac{D}{2}\right)^2} \quad (4)$$

式中：

X ——功率或能量测得值，mW/cm² 或 J/cm²；

A ， D ——分别为导光系统末端输出光斑面积、光斑直径（借助热敏纸和卡尺测量得出），cm²，cm。

7.4.7 补充说明及注意事项

7.4.7.1 对于多波长医用激光源，应对每一波长分别予以检定。

7.4.7.2 如果医用激光源既可连续输出，又可经斩波后“脉冲”输出，则可只按连续激光源进行检定。

7.4.7.3 对聚焦输出的医用激光源进行功率或能量测量时，探测器的光接收面要避开激光束焦点及其附近位置，以免激光功率密度过高而损坏探测器。

7.4.7.4 测量激光功率或能量时，要根据预估的功率或能量大小选择合适的量程；如果不能预先估计，则应遵循从大到小的原则选择量程。

7.4.7.5 检定人员要特别注意人身安全，避免激光照射到人体（特别是眼睛）造成意外损伤，必要时须佩戴与激光源输出波长相匹配的激光防护镜。

8 检定结果的处理及检定周期

8.1 检定结果的处理

8.1.1 检定过程中的所有测试数据均应填入检定原始记录，检定原始记录的推荐格式见附录 B。

8.1.2 经检定符合本规程要求的仪器发给检定证书；不符合本规程要求的发给检定结果通知书，并注明不合格项。检定证书及检定结果通知书的内页推荐格式见附录 A。

8.2 检定周期

医用激光源检定周期不得超过 1 年，修理后的医用激光源在使用之前必须重新检定。

附录 B

检定原始记录(内页)格式

通用 技术 要求	激光源 工作 物质	设置 激光 波长 μm 或 nm	设置 脉冲 时间 ms 或 ns	设置 脉冲 频率 Hz	激光源设置值 (mW 或 J)	光斑直径 μm 或 mm	探头号	标准器 挡位	标准器 修正 系数
指 示 光 功 率									
指示光位置		测得值/mW				平均值/mW		实际值/mW	
复 现 性									
测得值 (mW 或 J)					平均值 (mW 或 J)	Δ	复现性	实际值	激光源 级别
重 复 性									
测得值 (mW 或 J)					平均值 (mW 或 J)	Δ	稳定度/ 重复性	实际值	激光源 级别
示 值 相 对 误 差									
设置值 (mW 或 J)	测得值 (mW 或 J)	修正值 (mW 或 J)	示值相对 误差		设置值 (mW 或 J)	测得值 (mW 或 J)	修正值 (mW 或 J)	示值误 相对差	
不确定度 U		S=u _a =			u=		U= (k=2)		

附录 C

常用激光波长表

激光名称	光谱段	波长/ μm
准分子	紫外光	0.193 0, 0.351 0
He-Cd	紫外光	0.325 0
N ₂	紫外光	0.337 1
Kr	紫外光	0.350 7, 0.356 4
Ar	紫外光	0.351 1, 0.363 8
He-Cd	可见光	0.441 6, 0.537 8
Ar	可见光	0.457 9, 0.514 5
Kr	可见光	0.461 9, 0.676 4
Xe	可见光	0.460 3, 0.627 1
Cu	可见光	0.510 6, 0.578 2
Au	可见光	0.627 8
Ar-Kr	可见光	0.467 5, 0.676 4
He-Ne	可见光	0.632 8
红宝石 Cr ³⁺	可见光	0.694 3
Kr	红外光	0.753 0, 0.799 0
Ca、Al、As	红外光	0.850 0
Ca、As	红外光	0.904 0
Nd	红外光	1.060 0
Nd: YAG	红外光	1.060 0
He-Ne	红外光	1.150 0, 3.390 0
CO ₂	红外光	10.600
H ₂ O	红外光	1.180 0
Cr: Tm: Ho: YAG	红外光	2.100
Er: YAG	红外光	2.940
HCN	红外光	3.370 0

附录 D

激光源的分级

1类激光产品：在工作期间，在相应波长和发射持续时间内，人员接触的激光辐射不允许超过1类可达发射极限的激光产品。在使用过程中，包括长时间直接光束内视，甚至在使用光学观察仪器（眼用小型放大镜或双筒望远镜）时，受到激光照射仍然是安全的激光器。1类也包括完全被防护罩围封的高功率激光产品，在使用中接触不到潜在的危害辐射（嵌入式激光产品）。发射可见辐射能量的1类激光产品光束内视仍可能产生炫目的视觉效果，特别是在光线暗的环境中。

1M类激光产品：在302.5 nm~4 000 nm波长范围内，工作期间，在相应波长和发射持续时间内，人员接触的激光辐射不允许超过1类可达发射极限的激光产品。在使用中包括裸眼长时间直接光束内视是安全的激光器。在下述条件下使用两种光学观察仪器（眼用小型放大镜或双筒望远镜）之一时，照射量超过最大允许照射量，并可造成眼损伤：

a) 对于发散激光束，如果用户为了聚集（准直）光束将光学组件放置在距光源100 mm的距离之内；

b) 对于准直激光束，其直径大于规定的测量直径。

1类激光器的波长范围局限于光学仪器的玻璃光学材料的透光性特别好的光谱区，即302.5 nm~4 000 nm之间。发射可见辐射能量的1M类激光产品光束内视仍可能产生炫目的视觉效果。

2类激光产品：在400 nm~700 nm波长范围内，工作期间，在相应波长和发射持续时间内，人员接触的激光辐射不允许超过2类可达发射极限的激光产品。激光产品发射的波长范围为400 nm~700 nm的可见辐射，其瞬间照射是安全的，但是有意注视激光光束可能是有害的。时间基准为0.25 s是本类别定义中专有的，并假设对于时间稍长些的瞬时照射，损伤的风险很低。

2M类激光产品：在400 nm~700 nm波长范围内，工作期间，在相应波长和发射持续时间内，人员接触的激光辐射不允许超过2类可达发射极限的激光产品。这类激光产品发射可见激光束，仅对裸眼短时照射是安全的。在下述条件下使用两种光学观察仪器（眼用小型放大镜或双筒望远镜）之一时，眼损伤可发生：

a) 对于发散激光束，如果用户为了聚集（准直）光束将光学组件放置在距光源100 mm的距离之内；

b) 对于准直激光束，其直径大于规定的测量直径。

然而，2M类激光产品的聚光束可以起炫目、闪光盲和视后像，特别是在光线暗的环境中。暂时的视觉干扰或受惊反应可引起间接的一般性的安全问题。如果用户在安全要求苛刻的操作中，比如操纵机器、在高处工作、有高压的工作环境或在驾驶中，视觉干扰可能特别需要留意。

3A级激光产生可见或不可见激光，通常用肉眼短时间观察不会产生危害，但是当

用显微镜或望远镜等光学仪器观察激光时，激光束会对眼睛造成伤害。3a级激光通常可由包括眨眼反射在内的回避反应提供眼睛保护，该级激光的漫反射光通常是不会有危害的，它没有造成火灾的可能。

3R类激光产品：在工作期间，人员接触激光辐射允许超过1类和2类可达发射极限，但在任何发射持续时间和波长，人员接触激光辐射不允许超过3R类可达发射极限的激光产品。这类激光产品的发射辐射在直接光束内视时可能超过最大允许照射量，但是在大多数情况下损伤风险相对较低。因为3R类的可达发射极限仅是1类可达发射极限或2类可达发射极限的5倍。损伤的风险性随着照射持续时间的增加而增强，有意的眼照射是危险的。因为风险较低，其适用的制造要求和用户控制措施较3B少。

3B类激光产品：在工作期间，人员接触激光辐射允许超过1类和2类可达发射极限，但在任何发射持续时间和波长，人员接触激光辐射不允许超过3B类可达发射极限的激光产品。这类激光产品发生束内眼照射时，包括意外的短时照射，通常是有害的。观察漫反射一般是安全的。接近3B类可达发射极限的3B类激光器可引起较轻的皮肤损伤，甚至有点燃易燃材料的危险。然而，只有光束直径很小或被聚焦时才可能发生这种情况。

4类激光产品：人员接触激光辐射允许超过3B类可达发射极限的激光产品。这类激光产品，光束内视和皮肤照射都是危险的，观看漫反射可能是危险的，这类激光也经常会引起火灾。

附录 E

医用激光源不确定度分析示例

E.1 医用激光源的检定方法

以检定医用脉冲激光源为例,使用标准激光能量计(以下简称为标准器)测量医用脉冲激光源输出端的输出能量,则被检医用激光源的输出能量 Y ,按公式 (E.1) 计算。

E.2 测量模型

$$Y = XK \quad (\text{E.1})$$

式中:

Y ——被检医用激光源的输出能量, J 或 mW;

X ——标准器的示值, J 或 mW;

K ——标准器的修正因子。

E.3 测量不确定度分析

由测量重复性引入的 A 类相对标准不确定度为 $u_{A\text{rel}}$,并由式 (E.1) 可知,被检医用激光源的输出能量 Y 的 B 类相对合成标准不确定度为:

$$u_{\text{crel}}(Y) = \sqrt{\left[\frac{\partial Y}{\partial X} u(X) \right]^2 + \left[\frac{\partial Y}{\partial K} u(K) \right]^2} \quad (\text{E.2})$$

由于 A 类、B 类不确定度互不相关,则被检医用激光源的输出能量 Y 的合成相对标准不确定度为:

$$u_{\text{crel}} = \sqrt{(u_A)^2 + (u_{X\text{rel}})^2 + (u_{K\text{rel}})^2} \quad (\text{E.3})$$

E.4 不确定度分量的评定

E.4.1 测量重复性引入的相对标准不确定度

测量数据见表 E.1。

表 E.1 重复性测量数据

测得值/mW					平均值 mW
1	2	3	4	5	
4.95	4.90	4.91	4.92	4.93	4.92

则由测量重复性引入的标准不确定度为:

$$u_A = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n (x_k - \bar{x})^2}{n-1}} = 0.019 \text{ mW}$$

由测量重复性引入的相对标准不确定度为:

$$u_{A\text{rel}} = \frac{u_A}{\bar{x}} = 0.4\%$$

E.4.2 标准器的示值 X 引入的相对标准不确定度

a) 标准器的探测器面均匀性引入的相对标准不确定度

标准器的探测器存在面均匀性问题，由于标准器上级检定（或校准）点与医用激光源测试点的不完全重合（包含中心位置和光斑大小），而产生的不确定度分量，该不确定度分量与探测器的面不均匀性和被测光斑尺寸及测试位置有关，当医用激光源垂直正入射探测器中心，被测光斑与标准器定标光斑尺寸相当或更小，且小于探测器接收面直径或对角线的 1/10 时，此项可以忽略， $u_{X1rel}=0$ 。对于大尺寸光斑（约为探测器接收面直径的 1/2），如果标准器的面均匀性优于 $\pm 3\%$ ，在相同测试条件下可取 $u_{X1rel}=1.5\%$ 。

b) 标准器的探测器的非线性引入的相对标准不确定度

标准器的探测器存在非线性问题，在同一量程挡位内随入射能量变化，其响应度的变化的不确定度分量与被测能量和定标点有关。如果标准器非线性优于 $\pm 0.5\%$ ，当被测能量小于该挡位量程的 1/3 时可取 $u_{X2rel}=0.6\%$ 。

c) 标准器的探测器响应度随波长变化引入的相对标准不确定度

该不确定度分量与探测器的波长响应和被测光波长及标准器定标波长有关，如果按照标准器光谱响应曲线对不同波长测量结果进行修正，或被测波长与定标波长一致时，则此项不确定度可以忽略， $u_{X3rel}=0$ 。

因此，标准器的示值 X 引入的相对标准不确定度为：

$$u_{Xrel}=\sqrt{(u_{X1rel})^2+(u_{X2rel})^2+(u_{X3rel})^2}=\sqrt{(0.015)^2+(0.006)^2+(0)^2}=1.6\%$$

E.4.3 标准器的修正因子 K 引入的相对标准不确定度

a) 标准器的修正因子引入的相对标准不确定度

标准器修正因子的标准不确定度由上级检定（校准）证书得出。如检定证书给出在该波长下该量程挡，激光能量修正因子 $K=1.00$ ，相对扩展不确定度 $U=3\%$ ($k=2$)。则标准器修正因子的标准不确定度为 $u_{K1rel}=1.5\%$ 。

b) 标准器在两次溯源周期之间，探测器随疲劳程度产生了修正系数的变化，引入的相对标准不确定度

该不确定度分量因使用频次和使用情况而变化，如果在相邻几年里最大变差为 0.05% ，则可取 $u_{K2rel}=0.05\%$ 。

因此，标准器的修正因子 K 引入的相对标准不确定度为：

$$u_{Krel}=\sqrt{(u_{K1rel})^2+(u_{K2rel})^2}=\sqrt{(0.015)^2+(0.0005)^2}=1.5\%$$

E.5 计算合成相对标准不确定度

E.5.1 相对标准不确定度汇总表（见表 E.2）

表 E.2 相对标准不确定度汇总表

相对标准不确定度分量	不确定度来源	相对标准不确定度
u_{Arel}	测量重复性	0.4%
u_{X1rel}	标准器的探测器面均匀性	1.5%
u_{X2rel}	标准器的探测器的非线性	0.6%

表 E. 2 (续)

相对标准不确定度分量	不确定度来源	相对标准不确定度
u_{X3rel}	标准器的探测器响应度	0
u_{K1rel}	标准器的修正因子	1.5%
u_{K2rel}	标准器的修正因子的变化	0.05%

E. 5. 2 计算合成相对标准不确定度

$$u_{crel} = \sqrt{(u_{Arel})^2 + (u_{Xrel})^2 + (u_{Krel})^2} = \sqrt{(0.004)^2 + (0.016)^2 + (0.015)^2} = 2.23\%$$

E. 6 确定相对扩展不确定度

取包含因子 $k=2$ ，相对扩展不确定度为

$$U_{rel} = k u_{crel} \quad (k=2)$$

则

$$U_{rel} = 2 \times 2.23\% = 4.5\% \quad (k=2)$$

E. 7 结论

$$\frac{U_{rel}}{MPEV} = \frac{4.5\%}{20\%} = 0.22 < \frac{1}{3}, \text{ 故检定可行。}$$

