IEEE 版权声明

© 2023 IEEE。允许个人使用本材料。对于所有其他用途，无论是在当前或未来的任何媒体中，包括为广告或促销用途而重印/重新出版本材料、创建新的汇编作品、用于转售或再分发至服务器或列表，或在其他作品中重复使用本作品的任何受版权保护的组成部分，必须获得 IEEE 的许可。

arXiv:2305.05470v2 [physics.med-ph] 1 Aug 2023

采用混合像素化 Dosepix 探测器的主动式个人眼晶状体剂量测定

Florian Beißer[1], Dennis Haag[1], Rafael Ballabriga[2],Rolf Behrens[3],Michael Campbell[2],Christian Fuhg[3],Patrick Hufschmidt[4], Oliver Hupe[3], Carolin Kupillas[1],Xavier Llopart[2],J¨urgen Roth[3],Sebastian Schmidt[5],Markus Schneider[1], Lukas Tlustos[2,6],Winnie Wong[7],Hayo Zutz[3],以及 Thilo Michel[1]

摘要—**在过去十年中，眼晶状体剂量测定一直是一个重要的研究领域。本文介绍了基于 Dosepix 探测器的主动式个人眼晶状体剂量计原型的剂量测量结果。在一个高度和直径均为 20 cm 的充水圆柱体模体前部中央，测量了软组织 3 mm 深度处的个人剂量当量 $H_p(3)$。根据 ISO 4037，针对连续参考辐射场（ N 系列），研究了平均光子能量在 12.4 千电子伏至 248 千电子伏之间时的归一化响应的能量依赖性。在 0°辐照角下，相对于 N-60（$E = 47.9$千电子伏）归一化的响应，在入射角介于 $-75°$ 和 $+75°$之间时均处于 IEC 61526 的批准限值内。在脉冲光子场中，对剂量率从 0.1 希沃特每小时 至 1000 希沃特每小时 以及脉冲持续时间从 1 ms 至 10 s 的情_况进行了性能测试。在剂量率不超过 1 希沃特每小时时，剂量测量结果均满足批准限值（依据 IEC 61526）。未发现脉冲持续时间对测得剂量有显著影响。重复性测量表明，所测试的两种眼晶状体剂量计原型的变异系数均不超过 1%。**

索引词—**主动式个人剂量计、Dosepix、介入操作剂量测定、基于辐射的医疗应用剂量测定、眼晶状体剂量测定、脉冲 X 射线场、医疗应用辐射探测器：半导体**

I. 引言

THE 眼睛的晶状体容易受到辐射诱发的损伤，例如白内障形成的可能性显著增加 [1][2][3][4]。除宇宙背景辐射和其他天然辐射照射外，未职业性接触电离辐射的普通人的眼晶状体不会受到显著伤害；年龄、眼部损伤、糖尿病等非辐射因素则可能造成影响。然而，职业受照人员，例如从事介入放射学和心脏病学工作的人员，可能会受到特别严重的影响。Vano 等人 al. [5] 研究了铅玻璃护目镜和屏蔽等辐射安全设备对所接受眼晶状体剂量的影响。在没有防护设备的情况下，最坏情形下每次操作的剂量最高可达 3.72 毫希沃特。辐射防护眼镜或铅屏蔽罩可将所接受的剂量降低至约 0.1毫希沃特。在一项补充研究中， [6],对手术医务人员的后囊下晶状体改变进行了检查。累计剂量为 0.1 Sv 至 18.9 Sv 的情况下，50% 的介入心脏病学家和 41% 的护士出现了相关影响。国际放射防护委员会 *InternationalCommissionon Radiological Protection* (ICRP) [1]于 2011 年收紧了眼睛晶状体的建议剂量限值。 $20\ ^{\mathrm{mSv}}$ a </style}平均剂量在 5 年期限内不得超过该限值。此外，单个年份内的剂量绝不能超过 50 毫希沃特。国际原子能机构（IAEA） [7],欧盟 [8] 以及许多国家的法律法规均采用了这些限值，例如德国 [9]。因此，有必要建立眼晶状体剂量监测系统，以确保剂量限值不被超过。

软组织中3 mm深度处的个人剂量当量 $H_p(3)$由国际辐射单位与测量委员会 (ICRU) [10][11],定义，用于估算眼晶状体的剂量 [12]。

截至2023年4月，目前尚无法律认可的有源眼晶状体剂量监测系统，且仅有两种可用的被动剂量计 [13][14]。主动式剂量计的主要优势在于能够实时获取剂量信息，从而在必要时采取直接应对措施。

在本研究中，介绍了首次使用基于混合像素探测器Dosepix的有源眼晶状体剂量计原型进行的测量。

II. DOSEPIX探测器

Dosepix [15] 是一种混合式能量分辨无死时间光子计数像素化X射线探测器。它由弗里德里希-亚历山大-埃朗根-纽伦堡大学（FAU）与欧洲核子研究组织 CERN 合作开发。有关该探测器的详细信息可参见 [15][16][17][18]。Dosepix采用混合式设计，这意味着其专用集成电路 （ASIC）可根据应用场景与不同的传感器层进行凸点键合。对于眼晶状体剂量测定，使用厚度为 $300\ \mu\mathrm{m}$ 的p-in-n掺杂硅传感器。图1展示了Dosepix与此类传感器层进行凸点键合后的照片。施加48V偏置电压，以将电荷载流子漂移至像素电极

本研究未涉及人体受试者或动物。F. Beißer、D. Haag、C. Kupillas、M. Schneider 和 T. Michel 任职于德国埃朗根 91058 邮编的埃朗根天体粒子物理中心（电子邮箱：florian.beisser@fau.de）。R. Ballabriga、M. Campbell、X. Llopart 和 L. Tlustos 任职于瑞士日内瓦 1211 邮编的 CERN。R. Behrens、C. Fuhg、O. Hupe、J. Roth 和 H. Zutz 任职于德国不伦瑞克 38116 邮编的联邦物理技术研究院（PTB）。P. Hufschmidt 曾任职于德国埃朗根 91058 邮编的埃朗根天体粒子物理中心，现任职于德国福尔特 90762 邮编的海伦娜-朗格文理中学。S. Schmidt 曾任职于德国埃朗根 91058 邮编的埃朗根天体粒子物理中心，现任职于德国纽伦堡 90429 邮编的 CodeCamp:N GmbH。L. Tlustos 任职于布拉格捷克理工大学实验与应用物理研究所。W. Wong 曾任职于瑞士日内瓦 1211 邮编的 CERN，现任职于瑞士日内瓦 1212 邮编的 Mercury Systems。

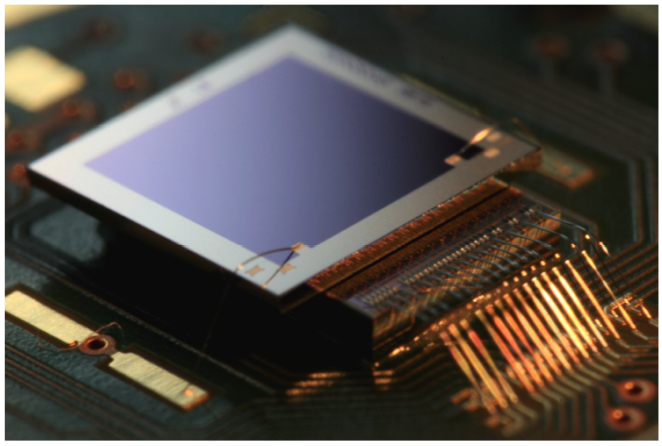


图 1. 安装有厚度为 300 µm 的 p-in-n 掺杂硅传感器层的 Dosepix探测器照片。传感器周围设有保护环。照片右下方的引线键合将 Dosepix 连接至读出硬件。图片取自 [19]。



图 2. 有源眼晶状体剂量计原型的照片。红色箭头指示了已安装的 Dosepix 探测器的位置及其对准方向。

。该偏置电压足以使传感器 [20]完全耗尽。传感器经过掺杂，使整个传感器划分为 16×16 个方形像素，像素间距为 220 µm。上方两行和下方两行像素的边长为 55 µm，以处理更高的剂量率。因此，小像素之间存在灵敏度缺失区域，电荷载流子无法在这些区域中向像素电极输运。中间12行像素的边长为 220 µm，彼此齐平。所有像素合计形成总灵敏面积为9.49 mm^2。本研究仅关注大像素的结果，因为仅凭这些像素便足以满足所有经过测试的批准要求。该探测器的能量阈值下限约为10千电子伏。每个沉积能量信号均由相应像素的电子学系统处理，并根据能箱边界分选至一个具有16个通道的能量直方图中。利用这些直方图计算眼晶状体剂量。最低能箱边界对应12千电子伏。这意味着，能量介于 ≈ 10千电子伏和12千电子伏之间的沉积能量不会存储在最终直方图中，因为结果表明这些能量不太适合剂量测定：其能量分辨率较差，并且会受到噪声事件干扰。最后一个能箱作为溢出能箱，包含所有记录到的能量沉积高于150千电子伏的事件。Dosepix没有读出死时间；这是通过逐列依次读出每个像素列的能量直方图来实现的，而其余像素则继续处理信号。

将所有像素的事件直方图中第 i 个能量区间的条目总数 N_i 相加，用于计算剂量。具体而言，通过对所有直方图条目进行加权求和来实现，其中权重由剂量转换因子 k_i给出。因此，Dosepix $H_p(3)_{DPX}$ 测得的剂量当量为：

$$H_p(3)_{DPX} = \sum_{i=1}^{16} k_i N_i. \quad (1)$$

转换系数 k_i 通过最小二乘拟合算法，结合以下数据确定：根据 [21]中描述的流程，将单能光子束的模拟数据与参考条件下的测量相结合。通过这种设计，转换系数 k_i 能够反映系统的物理过程。此前，该方法已成功用于开发一种 $H_p(10)$剂量计，该剂量计基于三个 Dosepix 探测器，在连续和脉冲辐射场中均表现良好 [22][23]。

III. 方法

所有测量均在德国联邦物理技术研究院 (PTB) 的设施中进行。用于估算眼晶状体剂量的相关剂量量是个人剂量当量 $H_p(3)$。为建立参考条件下的$H_p(3)$照射，需要用体模替代人体头部。该体模由医务人员辐射防护优化 (ORAMED)项目工作组 2 提出，旨在近似模拟人体头部的散射特性 [24][25]。它是一个盛满水的聚甲基丙烯酸甲酯 (PMMA)圆柱体，高度和直径均为 20 cm。壁厚为 5 mm。眼晶状体剂量计原型放置在体模前部中央。响应 R 定义为 Dosepix 测得的剂量与参考剂量之比；参考剂量由安装在所用 X 射线设施上的、此前已校准的监测电离室测得。该监测器校准通过 PTB 相应的基准标准溯源至国际单位制 (SI) [26] 。其剂量系统不确定度仅为 2%（一个标准差），因此在本研究中可视为可忽略。剂量影响量的批准限值针对归一化响应给出，该响应是将响应归一化至一组所选影响参数对应的响应所得。在本研究中，归一化是相对于辐射入射角为 0° 时 N-60 连续照射下的响应进行的。

有源眼晶状体剂量计的原型由一个 Dosepix探测器组成，探测器位于读出硬件前方，并装在一个 3D打印外壳内。剂量计的照片

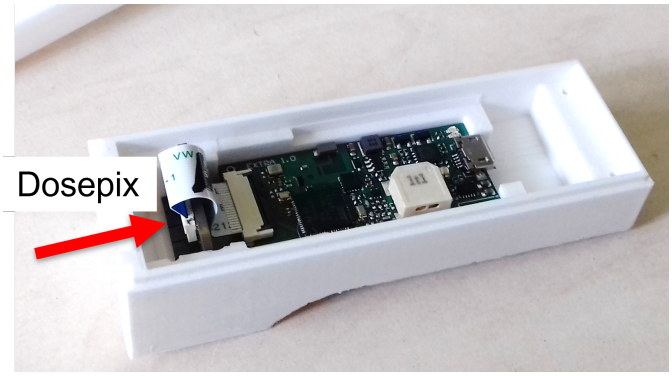


图3.剂量计外壳内读出硬件的照片。红色箭头指示已安装的Dosepix探测器的位置和对齐方向。

见图2（外壳闭合）和图3（外壳打开，可见读出硬件）。外壳壁厚约为 2 mm，由丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚物（ABS）制成。Dosepix位于外壳壁后方约 2.5 mm 处，探测器周围设有一个 PMMA环，以确保机械稳定性，并防止设备突然加速时 Dosepix撞上外壳壁而损坏传感器层。外壳内 Dosepix的位置被用作旋转角度和距离的参考点。探测器通过扁平电缆连接至主硬件。主硬件以微控制器为核心，负责管理电压和电流供电，并负责个人电脑与Dosepix之间的所有通信。最终的眼晶状体剂量计将由电池供电，并通过蓝牙传输数据。不过，目前的原型通过剂量计背面的 USB连接进行充电和读出。外壳本身长 8.9 cm，前表面为 3.0 cm $\times 2.8$ cm。其尺寸足够小，可用头带将剂量计佩戴在头部侧面，也适用于调查性测量，以找出可能的屏蔽改进或操作流程改进。采取这些改进的防护措施后，日常使用如此大的剂量计便无必要。

所使用的X射线管电压范围为15 kV至300 kV。剂量计相对于前文所述的参考点进行旋转。根据ISO 4037-1 [27] 的N系列辐射品质用于大多数所执行的照射。这些光子辐射品质与 [27]的其他辐射系列相比，旨在具有较窄的能量范围。由于预计在该能区内平均光子能量和能量宽度的影响尤为明显，因此在低能区 ≤ 40 千电子伏范围内加入了W系列和H系列的其他辐射品质（根据 [27]）。对于脉冲测量（照射脉冲持续时间为 $\leq$ 10秒，根据 [28]），同时采用了RQR-5和RQR-8 [29] 辐射品质，以获取有关剂量率依赖性能量依赖性的信息。大多数测量均在X射线管与剂量计参考点之间距离为2.5 m的条件下进行，以确保剂量计和水圆柱体模体受到均匀照射。如果更多次以相同参数对某一辐射品质进行重复测量，剂量计算的统计不确定度则由各个剂量值的标准差得出。若不满足这一条件，则根据泊松统计估算统计不确定度，其中， [27]个已注册计数的标准差1 [27] 根据 ≤ 40由 [27] 给出。因此，剂量的标准差 $\leq$ 10(3) 近似为

测重复次数，则根据各个剂量值的标准差得出剂量计算的统计不确定度。否则，根据泊松统计估算统计不确定度，其中，已注册计数的标准差σ_{N} 由 $\sigma_{\mathrm{N}} = \sqrt{N}$根据 [30]给出。因此，剂量的标准差$\sigma_{H_{\mathrm{p}}(3)}$ 近似为

$$\sigma_{H_{\mathrm{p}}(3)} = \sqrt{\sum_{i=1}^{16} k_i^2 N_i} \tag{2}$$

根据不确定度传播定律得出的结果，假设彼此独立 N_i ，但这仅近似成立。

IV. 模拟与剂量转换因子的确定

在 PTB 的辐照设施开展辐照实验之前，我们对眼晶状体剂量计进行了蒙特卡罗模拟。关于所用模拟流程的详细说明见[21]。模拟结果是确定式 1 中引入的剂量转换因子的必要依据。模拟实验装置包含有源眼晶状体剂量计原型模型，该模型由 Dosepix、读出硬件和剂量计外壳组成。这些部件被放置在前文所述水圆柱体模的前方中央位置。模拟分为两部分，以缩短总计算时间。首先，模拟体模在均匀辐照下的背散射特性。为此，使用了 Geant 4 版本 10.7.2 模拟工具包 [31]。第一步模拟的实验装置由体模以及一个环形理想光子探测器构成，该探测器具有完美灵敏度，仅用于模拟。它会记录所有先前与体模发生相互作用的光子的能量、探测位置和入射方向。探测器相对于体模底部的高度为 9.25 cm。其内径为 20 cm，外径为 40 cm，高度为 4 cm。因此，该探测器覆盖了剂量计所占据的整个体积。它以完美的能量和空间分辨率探测背散射光子，同时对来自初级射束的光子保持透明。我们选择了一个 20 cm x 20 cm 的方形源，使平行射束照射水圆柱体模的整个前表面。对能量从 10 keV 到 250 keV、间隔为 1 keV 的光子分别进行模拟，每种能量的光子总数为 $5 \cdot 10^8$ 。据此估算体模对 Dosepix 所在位置光子能谱的影响。通常，模拟 $H_{\mathrm{p}}(3)$ 实验装置需要对整个圆柱体模进行均匀辐照。然而，所进行的体模背散射模拟使主模拟只需考虑剂量计前方区域，其余所需信息则由前一模拟提供。这大幅缩短了总计算时间。

Dosepix 传感器的主要模拟基于蒙特卡洛模拟工具包 Allpix^2 [32]。如前文所述

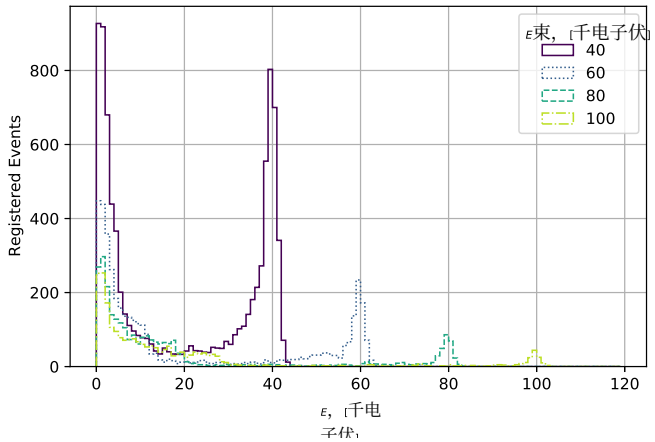


图4. Dosepix眼晶状体剂量计原型中，位于圆柱体模体前方的大像素的模拟传感器信号。 $5 \cdot 10^8$单能光子以初级束能量 E_{Beam} 均匀照射到体模区域。

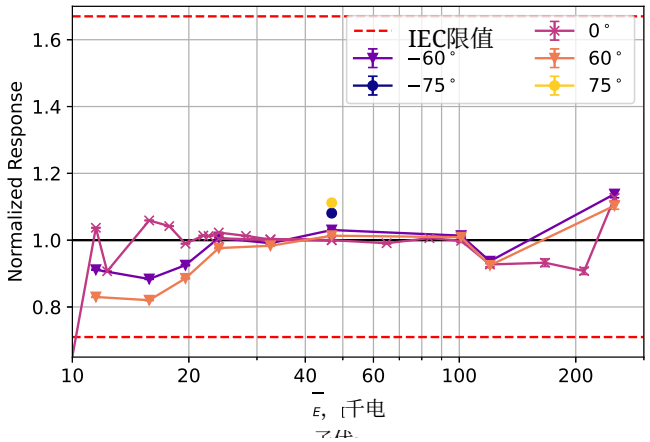


图 5. 不同辐射入射角下，有源眼晶状体剂量计原型（编号 1）相对于受照射光子平均能量的归一化响应。 0° 处的数据点用于确定式 1 中的剂量转换因子。误差棒仅表示统计不确定度，且几乎不可见。红色虚线表示国际电工委员会 61526 [36], 中规定的限值，黑色实线表示理想响应值 1.0。

模拟了能量在 10 千电子伏至 250 千电子伏之间、步长为 1 千电子伏的单能光子束，以匹配背散射模拟。模拟内容仅包括传感器层中不同像素之间的电荷传播和电荷共享。这里假设像素电子学是理想且无噪声的。Dosepix 电子学系统和读出硬件仅在散射效应方面予以考虑。图 4 展示了一些模拟得到的能量沉积谱示例。全能峰和康普顿连续谱是谱中的主要特征。光子与传感器材料通过光电效应发生相互作用的截面会随着光子能量的增加而减小，这一点反映在全能峰中的事件数随之减少 [33]。

这些模拟能谱被重新分箱为与实际测量所用的相同16个能量区间。这模拟了理想无噪声多道分析器的像素电子学数据处理。因此，根据模拟数据计算剂量值，使其与实际情况一致，并用作真实Dosepix探测器测得能谱的参考值。相应的参考剂量根据光子注量，通过由 [34] 和 [35] 得出的转换系数计算。因此，可以针对参考剂量优化剂量转换因子。

V. 结果

A. 连续光子场

以下研究了平均光子能量和辐射入射角的综合影响。为此，采用了参考剂量为 167 µSv 的 N系列参考辐射场。就剂量变化而言，该值大致处于低剂量范围的中间位置（$H_{\mathrm{p}}(3) < 300\,\mu\mathrm{Sv}$，根据 [36]）。此外，过去内部进行 Dosepix 剂量测量时也选用了 167 µSv，为保持可比性，本研究沿用了该剂量值。此外，在辐射入射角为 0° 时，还使用了 W-30、W-40、H-20、H-30 和 H-40 辐射品质。图 5 显示了相对于 (N-60, 0°) 归一化后的响应随能量和角度的变化。图中给出了剂量计原型在不同辐射入射角下相对于平均辐照能量 E 的归一化响应。统计不确定度根据泊松统计通过公式 2 估算。

在 0° 处进行的 N 系列测量与上述模拟数据共同用于确定剂量转换因子。因此，图 5 中的结果表明了所提出的眼晶状体剂量计原型的最佳响应。红色虚线表示 [36] 和 [37] 中规定的归一化响应批准限值，即 0.71 至 1.67。在整个测试平均能量范围内，即从 $E = 12.4$ 千电子伏到 $E = 248$ 千电子伏（N-15 至 N-300），归一化响应始终保持在批准限值范围内。当辐射品质的平均能量高于 > 100 千电子伏时，剂量估算开始变差，因为正如前文所述，沉积能量高于 150 千电子伏的事件均存储在同一个能量箱中。

对于较低能量，$\pm 60°$ 的响应低于 0°，而在较高光子能量下则没有如此显著的差异。原因是，较大的绝对入射角会增加剂量计外壳的有效厚度。因此，更多光子在到达探测器之前被吸收，Dosepix 传感器中记录到的事件也更少。由于这类光子的相互作用截面较小，光子能量较高时，这种效应会减弱 [33]。在 $\pm 75°$ 下对 N-60 辐射质量进行的示例性测量，其响应仍完全处于 IEC 61526 限值范围内 [36]。在此辐射入射角下，光子会照射到剂量计外壳前表面的边缘及其侧壁。

半年后，使用两个原型进行了第二轮测量。原型 1 与此前介绍的设备相同。放电电流 I_{Krum} （见 [16]）从 2.2nA 调整为 6.6 nA，因此需要重新进行

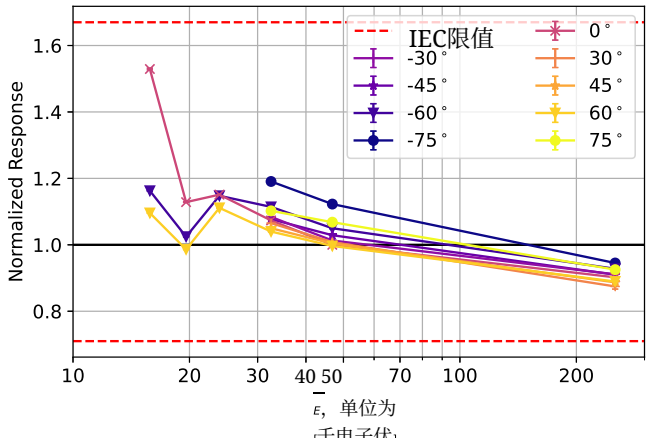


图6。首个有源眼晶状体剂量计原型1的归一化响应（距图 5 测量六个月后），针对所选辐射品质和辐射入射角。误差棒表示估算的统计不确定度，在图中几乎不可见。红色虚线表示国际电工委员会 61526 [36], 中规定的限值；黑线表示理想响应值 1.0。

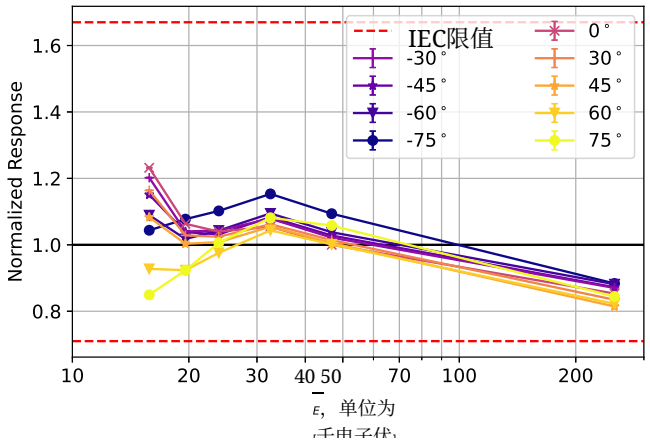


图7. 第二个有源眼晶状体剂量计原型2（在图5的测量六个月后）在选定的辐射品质和辐射入射角下的归一化响应。误差棒表示估算的统计不确定度，在图中几乎不可见。红色虚线表示国际电工委员会 61526 [36],中规定的限值；黑线表示理想响应值1.0。

能量刻度。这样做是因为研究表明，较高的 I_{Krum} 可以降低 Dosepix [38]的温度依赖性。原型2是一台几乎相同的设备，主要区别在于：在原型 1 中，将 Dosepix 连接到读出硬件的电子适配器位于 Dosepix探测器正后方，而在原型2中则横向偏移了约 3 mm。因此，原型2的剂量计外壳中探测器后方需要开一个 0.7 cm × 1.5 cm 的小孔，并以 PMMA 覆盖。之所以存在这一差异，是因为组装原型 2时，无法获得组装原型 1 时所用的完全相同的硬件。对于补充测量，与上文介绍的首次测量相比，所有探测器的剂量转换因子均未改变。测量了 N-20 至 N-300 的 N系列辐射质，所选辐射入射角范围为 $-75°$ 至 $+75°$。由于 X 射线设施的可用性有限，并非每种辐射质量都在每个角度下进行了测量。结果见图6（原型 1）和图7（原型2）。针对每个原型，分别以辐射质量 N-60（$E = 47.9$千电子伏）下、 $0°$ 辐射入射角时的响应进行归一化。原型 1 和原型2的绝对响应值分别为 0.944 ± 0.014和 1.101 ± 0.015；所给不确定度为根据公式2计算的统计不确定度，未考虑参考剂量值的不确定度。红色虚线表示 [36][37]所述的归一化响应限值 0.71 和 1.67。所有数据点均处于限值范围内。两种受测原型的能量相关归一化响应相似，但根据所给归一化因子，原型2对剂量的响应明显高于原型 1。尽管如此，总体趋势表明，可以通过简单的比例因子进行校正。

因此，未来或许可以通过测量少数几种选定的辐射品质，对不同的眼晶状体剂量计进行交叉校准

。估算 N-20 的剂量之所以困难，可能是因为其能谱接近灵敏度范围的低能端（12 千电子伏），且整个能谱仅落入两个能量区间。与第一组测量结果（图 5）相比，N-20 的归一化响应较高，主要是因为能量刻度不同，而这是由于 I_{Krum} 较高；能量阈值 [39]附近的微小能量偏移对能量刻度的影响最为显著。辐射入射角越大，响应越小，原因如前所述。第二轮测量表明，有源眼晶状体剂量计原型能够充分测量剂量，直至 $\pm 75°$，超过了 [36] 和 [37]中规定的 $\pm 60°$批准限值。然而，对眼晶状体剂量计原型的比较并不完全全面，因为对于平均能量为 ≤ 30千电子伏、入射角为 $\pm 30°$、$\pm 45°$ 和 $\pm 75°$ 的情况，没有原型 1 的测量数据。尽管对应入射角为 $\pm 60°$ 的数据点表明，在这一参数范围内归一化响应预计不会有明显变化，但仍应在未来的研究中加以探讨。

B. 脉冲光子场

通过使用 RQR-5（$E = 40.3$千电子伏）和 RQR-8（$E = 50.8$千电子伏）辐射品质照射剂量计原型 1，在不同剂量率 $H_{\mathrm{p}}(3)$ 下对脉冲光子场中的剂量进行了测量。每项测量重复四次。对于 $\dot{H}_{\mathrm{p}}(3) \leq 1$ 希沃特每小时（200 ms 脉冲）和 $\dot{H}_{\mathrm{p}}(3) \leq 4$ 希沃特每小时（1 ms 脉冲），测量距离为 2.5 m。由于技术原因，剂量率较高时，测量距离缩短至 0.5 m。对在较短距离处进行的所有测量结果均应用相应的修正。此修正考虑了束流直径缩小至五分之一（因为距离缩短至五分之一），并且未使用水圆柱体模，因为在较短距离处无法对其进行完整照射。后一因素根据有无体模的测量结果推断得出。

表 I 图 8 所示数据所乘的剂量校正因子，适用于剂量率为 > 4 希沃特每小时（脉冲持续时间为 1 毫秒）或 > 1 希沃特每小时（脉冲持续时间为 200 毫秒）的情况。

辐射质量	1 ms	200 毫秒
RQR-5	0.881 ± 0.026	0.973 ± 0.011
RQR-8	0.93 ± 0.04	0.95 ± 0.05

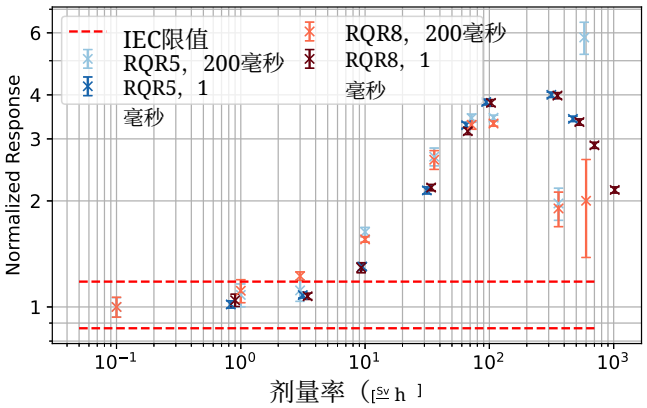


图 8. 眼晶状体剂量计原型相对于辐照剂量率 $\dot{H}_p(3)$ 的归一化响应，适用于辐射品质 RQR-5 和 RQR-8，以及 200ms 和 1 ms 的脉冲持续时间。归一化以每种辐射品质下最低剂量率的测量结果为基准。误差棒表示每个剂量率下四次独立测量所得平均值的误差。红色虚线表示国际电工委员会 61526 [36] 中规定的批准限值 0.87 至 1.18，适用于剂量率不超过 1 希沃特每小时。

体模。修正系数列于表 I。绘图中所示的统计不确定度未考虑这些修正系数的不确定度。一个测量系列使用持续时间为 200 ms 的脉冲，另一个系列使用 1 ms 的脉冲。所得归一化响应随剂量率的变化如图 8 所示。对于两种辐射品质，响应均以 $0.1\ ^{\mathrm{Sv}}$ 小时 处的测量结果为基准进行归一化。如国际电工委员会 61526 [36] 及 PTB-A 23.2 [37]，的扩展文件所述，对于剂量率 $\dot{H}_p(3) \leq 1\ ^{\mathrm{Sv}}$ 小时，归一化响应不得低于 0.87 或高于 1.18。两种受测辐射品质和脉冲持续时间均满足这一要求。从 $4\ ^{\mathrm{Sv}}$ 小时 开始，剂量被高估的程度逐渐增加。这是由模拟堆积事件的贡献增加所致：剂量率越高，单个像素中两个信号的平均时间间隔就越短。在传感器像素中相互作用的两个光子，如果其时间间隔短于第一个信号的处理时间，便无法彼此区分。因此，它们会被视为一次能量较大的能量沉积，导致测得的能量沉积谱发生畸变，进而造成剂量估算错误。另一方面，未观察到辐射品质或脉冲持续时间会显著影响 Dosepix 的剂量估算随剂量率变化的表现。

此外，还研究了脉冲持续时间对探测器响应的影响。使用 RQR-8 参考光子场进行照射，剂量率保持恒定

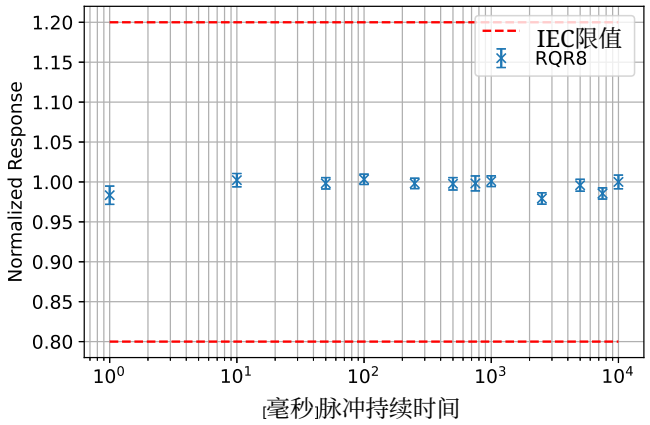


图 9. 眼晶状体剂量计原型相对于脉冲持续时间 T 的归一化响应。响应的归一化以 $T = 10\,\mathrm{s}$ 下的连续测量为基准。误差棒表示每种脉冲持续时间下四次独立测量所得平均值的误差。红色虚线表示国际电工委员会 62743 [40] 中规定的批准限值，即归一化响应的最大偏差为 ±20%。

为 $4\ ^{\mathrm{Sv}}$ h，同时改变辐射脉冲持续时间。每项测量均重复四次。结果如图 9 所示，同时标出了国际电工委员会规定的批准限值62743 [40]，以红色虚线表示。最短脉冲持续时间 1.0 ms 受 X 射线设备的技术限制，而最长的 10s 则由脉冲辐射转为连续辐射的既定界限决定 [40]。结果已按连续辐射（即 10s）时的响应值进行归一化。未观察到归一化响应随脉冲持续时间发生显著变化。较短脉冲下统计涨落增大，这是由于记录到的事件数较少。

C. 重复性

通过对选定的辐射品质（N-30、N-80、N-120、N-150 和 N-300）各进行四次、每次十秒的照射，测试有源眼晶状体剂量计原型所测剂量的重复性。重复性的相关参数是变异系数 v，其定义为

$$v = \frac{\sigma}{\mu} \tag{3}$$

其中，σ 为一组测量的标准差，μ 为其平均值。图10展示了所有受测辐射品质的变异系数测量值。选取了两个参考剂量值。第一组测量采用 $H_p(3)_{\mathrm{ref}} = 168\,\mu\mathrm{Sv}$的参考剂量，第二组则采用 $H_p(3)_{\mathrm{ref}}$ =3.4mSv的参考剂量。由于第一组测量是在原型2组装完成之前进行的，因此只有第二组使用剂量计原型2进行了重复测量。红色和洋红色虚线分别标示了批准的最大变化幅度：对于 $H_p(3) < 0.3\mathrm{mSv}$和 $H_p(3) \geq 3.3\,\mathrm{mSv}$，依据国际电工委员会 61526 [36] 和 PTB-A 23.2 [37]168 μSv的限值分别为15%和5%。选择该剂量值的原因与上文选择 167 μSv相同，不同之处在于系统不确定度

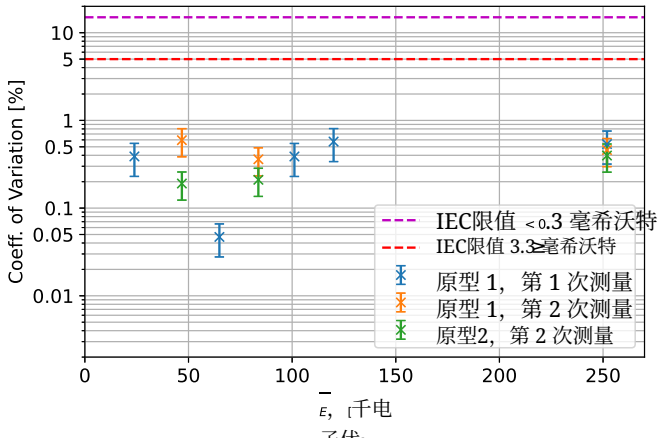


图10. 不同辐射品质下的变异系数，根据每种品质的四次相同测量计算，参考剂量为图例中所示的 168 μ希沃特（第1次测量）或 3.4 毫希沃特（第2次测量）。虚线表示 15 5 H_p 3 <% 和 %，即 0.3 H_p 3 ≥ 3.3 61526 [36] 国际电工委员会规定的 ( ) 毫希沃特和 ( ) 毫希沃特的批准限值。

来自实验装置。选择较高的参考剂量3.4mSv，是因为它略高于 [36]中所述的3.3 mSv。所有估算的变异系数均低于1%，远低于批准限值。根据这些结果，变异系数并不显著依赖于参考剂量，而参考剂量与探测器中预期事件数成正比。因此，变化并非主要由事件统计导致的统计涨落所致。除统计涨落外，测得的变异系数实际上几乎不受能量影响——这可从N-80（平均能量为65 keV）的测量结果中看出，其波动源于测量次数较少。有关测得变异系数波动的详情，见文献 [41]。为验证这些结果，应针对一系列参考剂量测量指示剂量的变化，以进一步研究其剂量依赖性；尤其应降低参考剂量，直至统计不确定度开始主导结果。第二款受测有源眼晶状体剂量计原型表现出相似的特性，在重复性方面甚至略优于第一款原型。其结果也列于图10，证实了制造性能相当的原型的能力。不过，这一点仍需通过制造并测试更多设备来验证。

VI. 与其他剂量计的比较

由于撰写本文时尚无获得法定批准的有源眼晶状体剂量计，因此很难将结果与其他剂量计进行可靠比较。因此，必须将其与有源全身剂量计和无源眼晶状体剂量计进行比较。Mirion Technologies[42] 的 dosiEYE 系统和 RADCARD [43]的 EYE-D 剂量计是目前可用的两种无源眼晶状体剂量测量系统。两者都能够在从 N-20（$E = 16.3$千电子伏）到 N-300（$E = 248$千电子伏）的能量范围内，以及在 S-Cs（$E = 662$ 千电子伏）和 S-Co（$E = 1250$千电子伏）条件下测量 $H_p(3)$，且响应偏差均处于批准限值内。EYE-D 的响应也不会偏差超过 ±20%，其入射角最大可达 ±75°[43]。无源剂量计也不受不同剂量率的影响 [44]。然而，所介绍的有源眼晶状体剂量计原型在 12 千电子伏至 250 千电子伏的范围内，以及在剂量率为 ≤ 1 希沃特每小时时，表现不逊于被动系统。

为与有源剂量测量系统进行比较，本文考虑了 Thermo Scientific Fisher [45] 公司生产的电子个人剂量计 Thermo Scientific EPD Mk2+ [46]，以及 Fluke Biomedical [46]生产的 RaySafe i3。二者均为测量个人剂量当量$H_p(10)$的全身剂量计。其使用能量范围最高可达 1250 千电子伏（S-Co）。然而，它们只能在不确定度为±20 %的范围内测量剂量，测量上限分别为 300 毫希沃特每小时（RaySafe i3）和 1 希沃特每小时（EPD Mk2+）。所介绍的有源眼晶状体剂量计原型已超过或至少达到这些限值。有源眼晶状体剂量计的剂量估算变化较小（< 1%），低于所考虑的全身剂量计（≈ 10%），也就是说，前者的结果更可重复。总之，所介绍的测量结果表明，基于混合像素探测器 Dosepix 的有源眼晶状体剂量计至少有望达到当前无源眼晶状体剂量计和有源全身剂量计的水平，同时还具有一项显著优势：在剂量（率）值较高时能够提供有源警示功能。

七、结论与展望

基于 Dosepix 的主动式个人眼晶状体剂量计原型能够出色地测量个人剂量当量 $H_p(3)$。对于 N-15 至 N-300 之间的N系列辐射质，在连续光子场中，辐射入射角为 $-75°$ 至 $75°$ 时，该剂量计的剂量估算已成功证明符合批准限值。对于 RQR-5 和 RQR-8 辐射品质，脉冲持续时间短至 1ms、剂量率高达 1 Sv 小时 时，脉冲光子场的剂量也能得到正确测量。其重复性显然符合国际电工委员会61526 [36]规定的批准限值以及 PTB-A 23.2 [37] 的扩展要求。

未来的研究必须聚焦于眼晶状体剂量计在实际条件下的表现。本文撰写时，所有已介绍的测试均在PTB的固定实验室条件下，使用明确界定的实验装置进行。然而，这种剂量计的实际应用场景主要是监测介入放射学和心脏病学中医务人员的剂量暴露，因此，在这些条件下开展研究对于最终评估其适用性至关重要。这包括评估采取和未采取现有防护措施时的散射X射线辐射剂量，以及开展长期研究。

此外，还必须将原型转化为最终形态。目前，数据传输和功耗通过剂量计与个人电脑之间的USB连接实现。剂量计算和数据分析完全在个人电脑上执行，这对于目标应用并不方便。最终的剂量计将由可充电电池供电。剂量将由剂量计内部的微控制器计算。此外，剂量计外壳上还将配备可视显示屏，并可通过蓝牙与平板电脑进行数据传输。

致谢

本研究由巴伐利亚州经济、区域发展与能源部¨资助，资助项目编号为M4- 1906-0006，属于医疗谷奖2018年项目（项目名称：电子X射线追踪器）。所有作者均声明，就可能影响或涉及本文所报告工作的竞争性经济利益或个人关系而言，他们不存在任何已知的利益冲突。作者感谢Simone Janßen和Katharina Olzem（均来自PTB）在测量期间提供的宝贵支持。

参考文献

[1] Stewart, F.A., A.V. Akleyev, M. Hauer-Jensen, J.H. Hendry, N.J. Kleiman, T.J. MacVittie, B.M. Aleman等。“ICRP，2012。《ICRP关于组织反应的声明/辐射对正常组织和器官的早期与晚期效应——辐射防护背景下组织反应的阈剂量》。ICRP第118号出版物。《Ann. ICRP》41(1/2)。可访问：https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.02.001。[2] G. Chodick等：低剂量电离辐射受照后白内障的风险：美国放射技师开展的20年队列前瞻性研究。《Am J Epidemiol》。2008年9月15日；168(6):620-31。doi: 10.1093/aje/kwn171。电子版发表于2008年7月29日。PMID: 18664497；PMCID: PMC 2727195 2008 。，September E. Nakashima, K. Neriishi, [3] A. Minamoto：原子弹爆炸白内障数据的再分析，2000-2002：阈值分析。《Health Phys.》2006年2月；90(2):154-60。doi: 10.1097/01.hp.0000175442.03596.63。PMID: 16404173。[4] K. Neriishi等：原子弹爆炸幸存者中的术后白内障病例：辐射剂量反应与阈值。《Radiat Res.》2007年10月；168(4):404-8。doi: 10.1667/RR0928.1。PMID: 17903036。[5] E. Vano, L. Gonzalez, J.M, Fern´andez, Z.J Haskal：介入手术室中的眼晶状体受照：应当提高警惕。《Radiology》；248(3):945-53。电子版发表于2008年7月15日。PMID: 18632529。，2008年9月，可访问：https://doi.org/ 10 1148 2482071800 。/radiol。E. Vano, [6] N.J. Kleiman, A. Duran, M. Romano-Miller, M.M. Rehani：导管插入术工作人员中的辐射相关晶状体混浊：调查与直接评估结果。《J Vasc Interv Radiol》。2013年2月；24(2):197-204。https://doi.org/10.1016/j.jvir.2012.10.016。电子版发表于2013年1月28日。PMID: 23369556。[7] IAEA，2014。《辐射防护和辐射源安全：国际基本安全标准》，《一般安全要求》第3部分，可访问：https://www.iaea.org/publications/8930/radiation-protection-and-safety-of-radiation-sources-international-basic-safety-standards[8] 欧盟理事会指令2013/59/Euratom，2013年12月5日制定，规定防护电离辐射受照所产生危害的基本安全标准，并废止指令89/618/Euratom、90/641/Euratom、96/29/Euratom、97/43/Euratom和2003/122/Euratom，可访问：https://eur-lex.europa.eu/legal-content/en/ALL/?uri=CEL EX\protect\protect\leavevmode@ifvmode\kern+.1667em\relax%3A3 2013L0059[9] 《电离辐射有害作用防护条例》（《辐射防护条例》– StrlSchV），2018年，最近一次修订于2021年10月，可访问：https://www.gesetze-im-internet.de/strlschv 2018/¨国际辐射单位与测量委员会（ICRU）。《外照射光子辐射和电子辐射的剂量当量测量》，ICRU第47号报告，ICRU出版物，（1992），https://www.icru.org/report/measurement-of-dose-equivalents-from-external-photon-and-electron-radiations-report-47/[10] 国际辐射单位与测量委员会（ICRU）。《辐射防护剂量学中的量与单位》。ICRU第51号报告，ICRU出版物（1993），https://www.icru.org/report/quantities-and-units-in-radiation-protection-dosimetry-report-51/ [11] W. G. Alberts, P. Ambrosi, J. B[12] ohm, G. Dietze, K. Hohlfeld和W. Will：《PTB剂量学报告》（Dos）：PTB-Dos-23(e)：辐射防护中的新剂量量，1995年¨ Mirion Technologies (AWST) GmbH 剂量测量服务：人体局部剂量计 AWST-OSL-AD 01，技术数据见 https://awst.mirion.com/wp-content/uploads/FL50KOM25B A LD TechnDaten DE.pdf，访问日期：2022年12月1日

[14] 州个人剂量测定与辐射防护培训研究所：眼晶状体剂量计 LPS-TLD-TD 09，https://www.lps-berlin.de/s ites/default/files/PD/Technisches Datenblatt Augenlinse Novemeber20 20 01 12 .pdf，访问于 . . 2022 [15] W. S. Wong 等：用于辐射探测的多模式混合像素探测器专用集成电路的电学测量，2012 JINST 7 C01056，https: // iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-0221/7/01/C01056/pdf [16] W. Wong：采用 Dosi 实时进行能谱剂量测量的混合像素探测器专用集成电路，博士论文，电子设计部，中瑞典大学信息技术与媒体系，SE- 851 70 2012 松兹瓦尔，A. Zang 等：[17] Dosepix探测器——一种用于能谱测量的能量分辨型光子计数像素探测器，2015 JINST 10 C04015，https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-0221/10/04/ C04015/pdf [18] I. Ritter 等：采用 X射线荧光和模拟测试脉冲对 Dosepix探测器进行表征，2014 JINST 9 C05069，https://iopscience.iop.org/art icle/10.1088/1748-0221/9/05/C05069/pdf [19] T. Gabor：新型能谱像素探测器在个人剂量测定中的应用：模拟与实验，毕业论文，2012 [20] M. Schneider：利用光子计数像素探测器 Dosepix 研究 FLASH放射治疗的剂量测定，硕士论文，埃朗根，2023[21] S. Schmidt：采用光子计数像素探测器 Dosepix 进行剂量测定和 X射线能谱学，博士论文，埃朗根-纽伦堡弗里德里希-亚历山大大学，2021年4月，https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de: bvb:29-opus4-174579. [22] D. Haag 等，“使用 Dosepix探测器测量连续光子辐射场中的个人剂量”，载于 IEEE核科学汇刊，第68卷，第5期，第1129-1134页，2021年5月，doi: 10.1109/TNS.2021.3068832。[23] D. Haag 等，“使用 Dosepix探测器测量直接脉冲光子场中的个人剂量”，载于 IEEE核科学汇刊，2022，doi: 10.1109/TNS.2022.3222544。[24] J.M. Bordy、G. Gualdrini、J. Daures、F. Mariotti。眼晶状体剂量测定用辐射防护剂量计的设计与校准原理。《辐射防护剂量学》。2011年3月；144(1-4):257-61。doi: 10.1093/rpd/ncr010。在线发表于2011年2月28日。PMID: 21362692。[25] DIN EN ISO 4037-3 (VDE 0412 4037-3)：辐射防护——用于剂量计和剂量率仪器校准及其响应随光子能量变化测定的X射线和伽马参考辐射场——第3部分：场所和个人剂量计的校准及其响应随能量和入射角变化的测量，2021年7月[26] 国际单位制（SI）：https://www.bipm.org/en/meas urement-units[27] DIN EN ISO 4037-1 (VDE 0412 4037-1)：辐射防护——用于剂量计和剂量率仪器校准及其响应随光子能量变化测定的X射线和伽马参考辐射场——第1部分：辐射特性和产生方法，7月 2021 [28] 18090 1 0412 90 1 DIN CEN ISO/TS - (VDE V - -)：辐射防护——脉冲参考辐射的特性，第1部分：光子辐射 (ISO/TS 18090 1 2015 18090 1 2019 - :)；[29] 61267 2009 01 德国版 CEN ISO/TS - : DIN EN : - : 医用诊断X射线设备——用于确定特性的辐照条件 (IEC 61267:2005)；德国版 EN 61267:2006，2009[30] ISO/IEC指南98-3:2008《测量不确定度表示指南》（GUM），2008 [31] 4 S. Agostinelli 等：Geant——一种模拟工具包，《核仪器与方法：物理研究A辑：加速器、能谱仪、探测器及相关设备》，第506卷，第3期，2003年，250 303，0168 9002，10 1016 0168Issue Pages - ISSN - https://doi.org/ . /S - 9002(03)01368-8。（https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0 168900203013688）[32] S. Spannagel 等，“Allpix2：用于硅探测器的模块化模拟框架”，Nucl. Instr. Meth. A 901 (2018) 164 – 172，doi: 10 1016 2018 06 020, 1806 05813 . /j.nima. . . arXiv: . [33] K. Bethge、G. Walter 和 B. Wiedemann：《原子核物理学》，第3版，海德堡[34] 57, ICRU报告：外照射辐射防护用转换系数，1998年1月

[35] G. Gualdrini、J. M. Bordy、J. Daures、E. Fantuzzi、P. Ferrari、F. Mariotti、F. Vanhavere，10 千电子伏至 10 兆电子伏光子的空气比释动能至 HP(3)转换系数，在圆柱形模体中计算，《辐射防护剂量学》，第154卷，第4期，2013年5月，第517–521页，https://doi.org/ 10 1093 269 . / rpd/ncs IEC：辐射防护仪器——X射线、伽马、中子和β辐射个人剂量当量的测量——有源个人剂量计 (IEC [36] 61526 45 1022 2023 2023 B/ /CDV:), [37] 2月德国联邦物理技术研究院：PTB-A . : PTB要求补充文件：辐射防护测量仪器：用于测量深部、眼晶状体及浅表个人剂量的个人剂量计， 2018, 10 7795 510 20181129 https://doi.org/ . / . F. Beißer：混合像素探测器 Dosepix 对 I_{Krum} 变化的温度依赖性，学士论文，埃朗根-纽伦堡弗里德里希-亚历山大大学，11月 J. Jakubek：工作于超阈时间模式的像素探测器的精确能量刻度，《核仪器与方法：物理研究A辑：加速器、能谱仪、探测器及相关设备》，第633卷，增刊1，2011年5月，第S262-S266页，见 https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168900 210013732 3?via% Dihub。[40] DIN IEC/TS 62743 (VDE V 0492-4-1)：辐射防护测量仪器：用于电离辐射脉冲场的有源电子剂量计 (IEC/TS 62743:2012)，2013年4月[41] J Brunzendorf 和 R Behrens：如何对指示值的变异系数进行型式试验。《辐射防护剂量学》。123, 21-31 (2006) https://doi.org/ 10 1093 078 . /rpd/ncl H. [42] Hoedlmoser 等：可集成于辐射防护眼镜中的新型眼晶状体剂量计，《辐射测量》，第125卷，第 106 115, 2019 - P. Bilski 等：用于医务人员 HP(3)测量的新型 EYE-DTM剂量计，《辐射测量》，第46卷，第11期，第1239-1242页，ISSN 1350-4487，2011，见 https://doi.org/10.1016/ j.radmeas. [43] 2011 04 031 05 05 2022 . . ., 访问于 . . L. Karsch 等（），[44] 2012 不同剂量计和探测器的剂量率依赖性：热释光剂量计、光释光剂量计、EBT胶片和金刚石探测器。《医学物理学》，39：2447-2455。 https://doi.org/10.1118/1.3700400[45] Thermo Scientific EPD Mk2+，电子个人剂量计宣传册，见 https://tools.thermofisher.com/content/sfs/brochures/D ~ 10449 .pdf，访问于 05 05 2022 . . RaySafe i宣传册，见 [46] 3 https://www.raysafe.com/sites/defaul t/files/2019-01/5200121-1.3 RaySafe i3 PDM2 leaflet EN web.pdf，访问于 05.05.2022

– – – – – –