

Abschlussbericht

Auftragnehmer:

GWT-TUD GmbH
Freiberger Straße 33
01067 Dresden

Kennzeichen:

3617S72384

Laufzeit des Vorhabens:

von 01.01.2018 bis 30.06.2019

Vorhabensbezeichnung:

Entwicklung eines Dosimeters zur Messung der gesetzlichen Messgrößen Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ sowie Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07)$, insbesondere für eine Photonenenergie unterhalb von 30 keV

Berichtszeitraum:

Abschlussbericht 01.01.2018 bis 30.09.2019

Projektleiter: Privatdozent Dr. Jürgen Henniger

Email: henniger@asp.tu-dresden.de

Telefon: +49 173 6864000 (mobil dienstlich GWT)

Weitere Mitarbeit von: Dr. rer. nat. Tobias Teichmann

Dr. rer. nat. Thomas Kormoll

Diplomphysiker Uwe Reichelt

Diplomphysiker Marian Sommer

Einleitung

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung der Auftraggeberin übereinstimmen.

Das Erfordernis der messtechnischen Überwachung der Strahlenexposition von Personen leitet sich aus einem pyramidenförmigen Normen- und Gesetzeswerk ab [1-5]. Für die Ortsdosimetrie gelten die operativen Messgrößen $H^*(10)$, $H^*(3)$ und $H'(0,07)$ [6]. Auch wenn Diskussionen in und zwischen ICRU und ICRP vermuten lassen, dass es hier wesentliche Änderungen geben könnte [7], bezieht sich vorliegender Bericht ausschließlich auf die Messung Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ und der Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07)$ bzw. auf die entsprechenden Dosisleistungen $\dot{H}^*(10)$ und $\dot{H}'(0,07)$.

Die konkreten Regelungen zu den messtechnischen Anforderungen in Deutschland liefert das Mess- und Eichgesetz **MessEG** [8]. Es regelt die Eignung eines Messsystems für die Bestimmung definierter physikalischer Größen. Als konkretisierende Verordnung hierzu wurde die Mess- und Eichverordnung **MessEV** erlassen [9]. Über sie und die durch den Regelermittlungsausschuss bestimmten, technischen Veröffentlichungen, die den aktuellen Stand von Wissenschaft und Technik repräsentieren, leiten sich die verbindlichen Anforderungen ab. Für den Bereich der Ortsdosimetrie mit den Messgrößen der Umgebungs-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}^*(10)$ und der Richtungs-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}'(0,07)$ ist das die Veröffentlichung PTB-A 23.3 der Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB) [10].

Auch wenn im vorliegenden Projekt die Konformitätsbewertung (Bauartzulassung) auf Grund des gegenwärtigen Entwicklungsstandes (Zeitgründe) und der fehlenden Projektmittel nicht vorgesehen war, sollten die Ergebnisse immer im Kontext dazu gewertet werden. Im Anhang A zu diesem Abschlussbericht sind die für das vorliegende Vorhaben besonders relevanten Sachverhalte/Forderungen zusammengefasst und vorgestellt. Zwecks weiterführende Literatur zur Dosimetrie ionisierender Strahlung soll hier auf [11-16] verwiesen werden.

Folgende Aufgaben

- Zusammenstellung der gesetzlichen Vorgaben zur Messung von $H^*(10)$ und $H'(0,07)$
- Auswahl des Dosimetrieverfahrens (bereits im Antrag skizziert)
- Auswahl und Charakterisierung des Detektormaterials
- Realisierung des Lichtnachweises und der elektronischen Signalverarbeitung
- Endgültige Konstruktion eines Dosimeters
- Strahlungsphysikalische Charakterisierung des Prototyps

waren im Projekt zu lösen. Der vorliegende Bericht bezieht sich auf das Gesamtvorhaben.

Material und Methoden

Das vorliegende Gerät basiert auf Messung der Radiolumineszenz (**RL**). Dazu wird ein Luminophor mit einem Lichtsensor optisch gekoppelt und das Lumineszenzlicht zeitgleich während der Exposition gemessen. Im Gegensatz dazu wird bei der Optisch Stimulierten Lumineszenz (**OSL**) oder der Thermolumineszenz (**TL**) ein gespeichertes Signal nach der Bestrahlung durch Stimulation zu einem späteren Zeitpunkt ausgelesen.

Das Messsignal entsteht bei der Radiolumineszenz quasi prompt nach Wechselwirkung der ionisierenden Strahlung mit der Detektorsubstanz. Das Lumineszenzlicht wird dabei nur mit einer geringen zeitlichen Verzögerung emittiert. Es muss deshalb auch sofort registriert werden. Deshalb werden solche Messsysteme auch als aktive Dosimeter bzw. Dosisleistungsmesser bezeichnet. Das unmittelbare Signal ist ein Maß für die Dosisleistung im Detektormaterial und durch zeitliche Integration wird ein Dosisignal gewonnen.

Beim Vorliegen von Sekundärteilchengleichgewicht (**STG**) [11, 12] gilt für Photonenstrahlung folgende Beziehung

$$D = \int_0^{\infty} \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right) \cdot E \cdot \Phi_E \, dE \quad ,$$

wobei D die Energiedosis im Material, Φ_E die spektrale Teilchenfluenz und (μ_{en}/ρ) der Massenenergieabsorptionskoeffizient als Funktion der Photonenenergie E ist.

Die Umgebungs-Äquivalentdosis $H^*(10)$ und die Richtungs-Äquivalentdosis $H'(0,07)$ bezieht sich auf sogenanntes weiches ICRU-Gewebe (Zusammensetzung und Dichte siehe ICRU-Report 44 [11]). Die Umrechnung von der Sondendosis D_S in Gewebedosis D_t wird im monoenergetischen Fall entsprechend

$$D_t = \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_t / \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_S \cdot D_S,$$

durchgeführt, wobei $(\mu_{\text{en}}/\rho)_S$ der Massenenergieabsorptionskoeffizienten für das Sondenmaterial und $(\mu_{\text{en}}/\rho)_t$ der fürs Gewebe ist.

Wenn die Energie der Photonenstrahlung nicht bekannt ist, oder eine breitere Energieverteilung vorliegt, ist diese einfache Umrechnung nur bei einem in etwa konstanten Verhältnis der Massenenergieabsorptionskoeffizienten über den geforderten Spektralbereich (das waren hier 15 bis 150 keV) möglich – sonst geht dies nicht.

Auf Grund der Anforderung, auch in gepulsten Strahlungsfeldern messen zu können, können klassische zähl-spektrometrische Methoden kaum zur Anwendung kommen, weil insbesondere bei kurzen Pulsbreiten und extremen Tastverhältnissen Totzeitverluste schnell zu groß werden [17-19]. Deshalb wurde hier eine andere Vorgehensweise gewählt.

Bei jeder Wechselwirkung der Photonenstrahlung entstehen Sekundärelektronen, die wiederum bei der Energieübertragung an den Luminophor diesen ionisieren und anregen. Ein Teil dieser transferierten Energie wird als Radiolumineszenzlicht emittiert. Es entsteht nach jeder Wechselwirkung der primären Photonenstrahlung ein in-stationärer Fluss von (Licht)Photonen, der annähernd exponentiell abklingt.

Die Verwendung von „langsamen“ Szintillatoren/Radioluminophoren bietet den Vorteil hoher Empfindlichkeit (Lichtausbeute). In Kopplung mit einem „schnellen“ Einzelphotonensensor (**EPS**) können statistisch hochreine Messwerte auch und vor allem in gepulsten Strahlungsfeldern mittels **Time-Stretch Single Photon Counting (TSSPC)** gewonnen werden. Die Idee ist, dass das Radiolumineszenzlicht nicht über ein analoges Photo-Detektorsignal sondern als ein Fluss von einzelnen Lichtquanten gemessen wird. Durch langsames Abklingen der Radiolumineszenz werden die Signale quasi gestreckt und so Totzeitverluste deutlich verringert.

Auch das Detektorvolumen, das für statistisch relevanten Strahlungsnachweis notwendig ist, kann so leichter erreicht werden. Wenige Dutzend Mikrometer dünne Halbleiterdetektoren auf Silizium-Basis oder ähnlichem Material lassen dies kaum zu. Das gilt z.B. auch für Photo-Kamerachips.

Um die Gewebeäquivalenz ohne eine Überhöhung der Empfindlichkeit bei geringen Energien zu gewährleisten, kommen nur Luminophore mit geringer Ordnungszahl in Frage. Dies ist beispielsweise Berylliumoxid, mit dem sowohl international als auch im Institut für Kern- und Teilchenphysik der TU Dresden und in der Strahlenschutz-Akademie der GWT-TUD GmbH langjährige, umfangreiche Erfahrungen vorliegen [20-44]. Auch andere Materialien, wie z. B. dotiertes Lithiumtetraborat (**LTB**) sind denkbar und werden hier diskutiert [45].

Das hier vorgestellte Gerätekonzept nutzt die dosisleistungsabhängige Generierung von Radiolumineszenzlicht innerhalb des Leuchtstoffes bei Exposition mit ionisierender Strahlung. Das Lichtsignal wird durch einen, optisch damit gekoppelten Einzelphotonensensor gemessen. Die so erzeugten Daten werden mittels FPGA analysiert und gespeichert. Das Grundprinzip ist in Abbildung 1 skizziert.

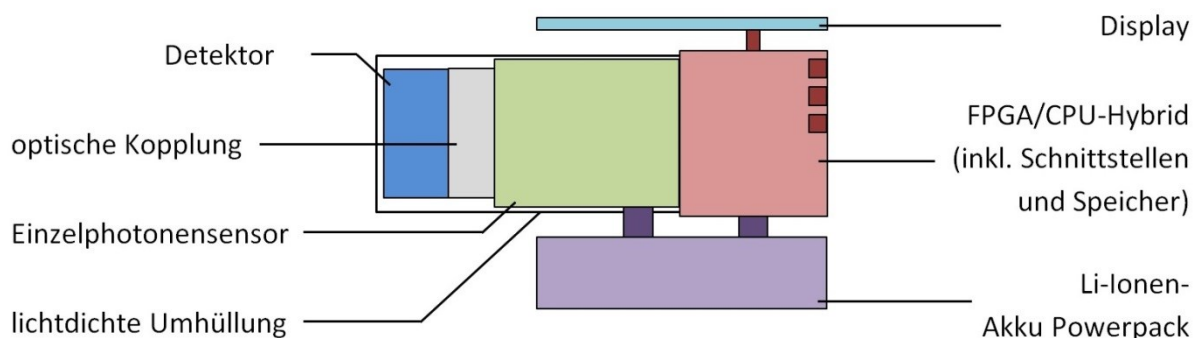


Abbildung 1: Konzept des tragbaren Dosisleistungsmesssystems, nicht maßstabsgetreu.

Zur Lösung der vorliegenden Aufgabe werden Luminophore und Lichtdetektoren auf Basis von Photo-Sekundärelektronenvervielfachern (PSEV) bzw. Halbleiterkonzepte auf ihre Eignung zur Lösung der gestellten Aufgaben in Bezug auf Empfindlichkeit, Gewebeäquivalenz, Zeitverhalten und Verfügbarkeit hin untersucht werden.

Es wird ein Ranking vorgenommen, wobei die Kriterien der PTB-A 23.3 mit berücksichtigt werden, ohne dass eine Konformitätsbewertung durchgeführt wird. Anhand dieser fundamentalen physikalischen Eigenschaften wird sowohl ein geeignetes Material als auch eine Auswertemethodik der Auftraggeberin vorgeschlagen und ein Funktionsmuster realisiert. Weitere, mehr allgemein-physikalische Ausführungen zu dieser Thematik sind auch [12-16] zu entnehmen.

Untersuchung von Luminophoren

Das Detektormaterial bestimmt zusammen mit dem Lichtsensor die grundlegenden Eigenschaften des Systems. Entscheidend für die Anwendung in der Ortsdosisleistungsmessung sind vor allem die folgenden Eigenschaften:

- Empfindlichkeit (Ansprechvermögen)
- Gewebeäquivalenz ($Z_{\text{eff}} \approx 7,4$)
- Zeitverhalten der Signale
- Verfügbarkeit

Empfindlichkeit und Zeitverhalten des Materials bestimmen die Nachweisgrenze und den Messbereich des Dosisleistungsmesssystems. Die Zeitkonstante des Materials sollte in einem Bereich liegen, der das System unempfindlich gegen die Mikrostruktur vieler Beschleunigereinrichtungen macht, aber dennoch eine zeitnahe (Sekunden) Information über die vorliegende Dosisleistung liefert.

Da in dem vorgeschlagenen Messkonzept keine spektrale Information über das Strahlungsfeld ausgewertet wird, müssen das Verhältnis zwischen Messsignal und den relevanten Dosisgrößen auf Basis einer guten Gewebeäquivalenz möglichst unabhängig von der Strahlungsenergie sein. Um die Akzeptanz des Gerätekonzepts am Markt zu gewährleisten, muss es sich um skalierbares, also verfügbares, Material handeln.

Im Folgenden werden verschiedene Luminophore auf ihre Eignung hin betrachtet.

Berylliumoxid – BeO-Keramiken

Berylliumoxidkeramiken (BeO) werden als Detektormaterial sowohl für passive Dosismessungen mittels Optisch Stimulierter Lumineszenz (OSL) als auch aktiver faserbasierte RL und OSL-Messungen verwendet [20-42]. Seit mehr als zehn Jahren wird BeO sowohl in der wissenschaftlichen Dosimetrie (Messung der Energiedosis) [36] als auch in der Personendosimetrie [35] kommerziell eingesetzt.

Das Material zeichnet sich durch seine gute Gewebeäquivalenz ($Z_{\text{eff}} = 7,13$), eine hohe Lumineszenzausbeute und einen großen physikalischen Dosislinearitätsbereich (über sechs Größenordnungen) aus. Im geplanten Funktionsmuster wird die Radiolumineszenz von BeO, also die unmittelbare Emission von Lumineszenzlicht bei Exposition durch ionisierende Strahlung, genutzt [41, 42].

Als günstig für die Auswertung gepulster Expositionen erweist sich das Zeitverhalten dieses Materials. Die Emission des Lumineszenzlichtes erfolgt sowohl bei der OSL als auch bei der Radiolumineszenz verzögert. Innerhalb des BeO-Kristalls werden kurzlebige metastabile Zustände aufgeladen, die das Lumineszenzlicht erst bei ihrer Abregung emittieren. Die mittlere Lebensdauer ist schwach temperaturabhängig und beträgt im Nenngebrauchsbereich knapp $\tau = 30 \mu\text{s}$ [31, 34, 40]. Damit werden alle Strahlungspulse mit kürzeren

Pulsauern automatisch verschmiert, die zu registrierenden Signale kommen viel langsamer als die zeitliche Auflösung des Einzelphotonensensors. Selbst kürzeste Strahlungspulse unter 100 ns Länge können also verarbeitet werden.

BeO liegt als gesinterte Keramik vor und kann in beliebigen Formen und Größen hergestellt werden. Da das Material als elektrischer Isolator bei gleichzeitig guter Wärmeleitung breite Anwendung in der Elektronik, Fahrzeug- und Reaktortechnik findet, existieren Hersteller mit der notwendigen Expertise zur Fertigung komplexer Formen [43, 44]. Beim Auftragnehmer liegen sowohl mit der RL-Faserdosimetrie als auch der OSL umfangreiche Erfahrungen mit diesem Material vor [26, 28-30, 33, 35-42] vor. Weiterhin wird die Möglichkeit beherrscht, durch spezielle Heiz- und Abkühlvorgänge bei hohen Temperaturen (bis 1800°C) die Empfindlichkeit des Materials gezielt zu beeinflussen.

Lithiumtetraborat $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Eu,Dy}$ (LTB)

Reines Lithiumtetraborat weist eine sehr gute Gewebeäquivalenz ($Z_{\text{eff}} = 7,3$) auf. Durch Dotierung des Materials mit Europium und Dysprosium wird $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Eu,Dy}$ erhalten. Dieses verfügt über RL-Emissionslinien zwischen 480 und 570 nm [41]. Das RL-Ansprechvermögen des Materials liegt leicht unterhalb von BeO [41]. Die Lebensdauer der Radiolumineszenz beträgt $\tau = 113 \mu\text{s}$ [41], womit hier ähnliches gilt wie für Berylliumoxid.

Durch die Dotierung mit Europium und Dysprosium selbst im Promillebereich wird die effektive Ordnungszahl maßgeblich erhöht. Durch fehlende Gewebeäquivalenz kommt es zu einer Überschätzung der Dosisleistung in niederenergetischen Photonenfeldern. Hier wäre eine umfassende Untersuchung der Lumineszenzeigenschaften und des Energieansprechvermögens in Abhängigkeit der Dotierung vorzunehmen.

Lithiumtetraborat wird vorwiegend als Aufschlussmittel bei der Röntgenfluoreszenzanalyse sowie bei der Herstellung von Gläsern verwendet und ist als Einkristall oder als polykristallines Pulver in beliebigen Formen, Größen und Reinheit verfügbar.

Aluminiumoxid (kohlenstoffdotiert) $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$

Kohlenstoffdotiertes Aluminiumoxid [46, 50] weist, wie BeO, sowohl RL als auch OSL auf. Das Material findet Einsatz in der passiven Personendosimetrie [46, 47] und in Funktionsmustern für lichtwellenleiterbasierte Anwendungen [48 - 50]. Der Luminophor zeigt ein sehr hohes Ansprechvermögen, ist aber aufgrund seiner relativ hohen Kernladungszahl ($Z_{\text{eff}} = 11,3$) nicht geeignet für den vorgesehenen Einsatzbereich. Das Material liegt als polykristallines Pulver vor. Es zeigt eine dominante langlebige Komponente der Radiolumineszenz [47]. Damit verbunden ändert sich das Ansprechvermögen mit akkumulierter Dosis. Diese Eigenschaft erfordert eine aufwändige Korrektur des Signals und macht das Material für den vorgesehenen Einsatz nicht praktikabel.

Rubin ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Cr}$)

Rubin ähnelt in seinen Eigenschaften stark kohlenstoffdotiertem Aluminiumoxid. Die Dotierung mit Chrom erhöht die Kernladungszahl zusätzlich ($Z_{\text{eff}} = 11,4$). Damit ist die Abhängigkeit von der Photonenenergie ähnlich ungünstig wie bei $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$.

Ein Vorteil stellt das Emissionsspektrum des Materials dar, welches einen einzelnen scharfen Peak bei 694 nm besitzt und zusätzliche spektrale Filterung des Lumineszenzlichtes ermöglicht [41, 51]. Aufgrund der dominanten langlebigen Komponente der RL und des dosisabhängigen Ansprechvermögens ist dieses Material ebenfalls ungeeignet.

Organische Szintillatoren (z.B. PMMA)

Organische Szintillatoren haben aufgrund ihrer annähernden Gewebeäquivalenz eine gewisse Verbreitung in der Strahlenschutzmesstechnik gefunden. Weitere Vorteile sind, große Detektorvolumina sind erreichbar, der günstige Preis und die gute Möglichkeiten zur Formgebung des Materials. Das durch die etwas zu geringe effektive Kernladungszahl zu niedrige Ansprechvermögen im Niederenergiebereich (< 60 keV) kann für die Messgröße $\dot{H}^*(10)$ durch eine angepasste Filterung auf dem Sensor weitgehend ausgeglichen werden.

Einen entscheidenden Nachteil stellen die sehr kurzen Lebensdauern der Signale dar, welche im Bereich von wenigen Nanosekunden liegen. Damit ist für gepulste Felder durch die hohe zeitliche Konzentration des Lumineszenzlichts mit einer Sättigung eines Einzelphotonensensors zu rechnen, der in konventioneller Ausführung höchstens ein Photon alle 20 ns verarbeiten kann.

Auf eine Bibliografie zu diesen Materialien soll hier verzichtet werden, weil hier die Datenblätter der einschlägigen Hersteller reichliche Informationen bieten.

Anorganische Szintillatoren

Anorganische Szintillatoren weisen generell eine sehr hohe Kernladungszahl auf und sind von vornherein für nicht-spektrometrische Dosismessungen in niederenergetischen Photonenfeldern auszuschließen. Als Beispiel für einen anorganischen Szintillator soll YVO_4 benannt werden [45]. Auch wenn die RL- und sonstigen Eigenschaften dieses Materials hervorragend sind, erweist sich die starke Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens als Ausschlusskriterium (siehe auch im folgendem Abschnitt die Abbildungen 2 und 3).

Übersicht Leuchtstoffe/Detektormaterialien

Tabelle 1 fasst die Eigenschaften potenzieller Detektormaterialien zusammen. Ein direkter Vergleich verschiedener Leuchtstoffe ist technisch sehr schwierig, da zwischen Luminophor und Generierung des Messsignals stets der Lichtsensor und die wellenlängenabhängige Kopplung stehen.

Tabelle 1: Eigenschaften der ausgewählten Detektormaterialien

	Berylliumoxid BeO	Lithiumtetraborat LTB:Eu,Dy	Organische Szintillatoren
RL-Ausbeute Photonen pro absorbierter Strahlungsenergie	hoch 0,4...1 keV⁻¹	mittel hoch 0,1...0,3 keV⁻¹	sehr hoch 1...16 keV⁻¹
Gewebeäquivalenz effektive Kernladungszahl	7,2	7,3 (undotiert) 11,3 (0,1% Eu, Dy)	≈ 6
Zeitverhalten langsame/schnelle Komponente	30 μs 80 s	113 μs	1 – 30 ns
Verfügbarkeit	Ja	Ja	Ja

Zum quantitativen Vergleich der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens ist in den folgenden Grafiken der Massenenergieübertragungskoeffizient (μ_{en}/ρ) für verschiedene Photonenenergien E gezeigt [11 - 14, 52 - 54]. Diese Grafiken unterstreichen, dass insbesondere im niederenergetischen Bereich die Gewebeäquivalenz nur von wenigen Materialien erreicht wird. Während für die Dosimetrie von höherenergetischer Photonenstrahlung auch andere Luminophore geeignet sind, verursachen viele Stoffe dramatische Abweichungen im niederenergetischen Bereich (vgl. Abbildung 2).

In Abbildung 3 sind die relativen Ansprechvermögen

$$\varepsilon_t = \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right) / \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right)_t,$$

bezogen auf ICRU-44 Weichgewebe [11], auf die Werte bei 1 MeV normiert, dargestellt. Hier werden die relativen energetischen Bezüge besonders deutlich. Der Wert 1 steht für einen idealen Detektor zur Messung der Energiedosis D . Abweichungen nach oben werden als überschwellig – Werte kleiner als Eins als unterschwellig bezeichnet. Ein überschwelliges Verhalten ist sehr schwierig zu kompensieren und für Photonenenergien kleiner als 30 keV gelingt das überhaupt nicht.

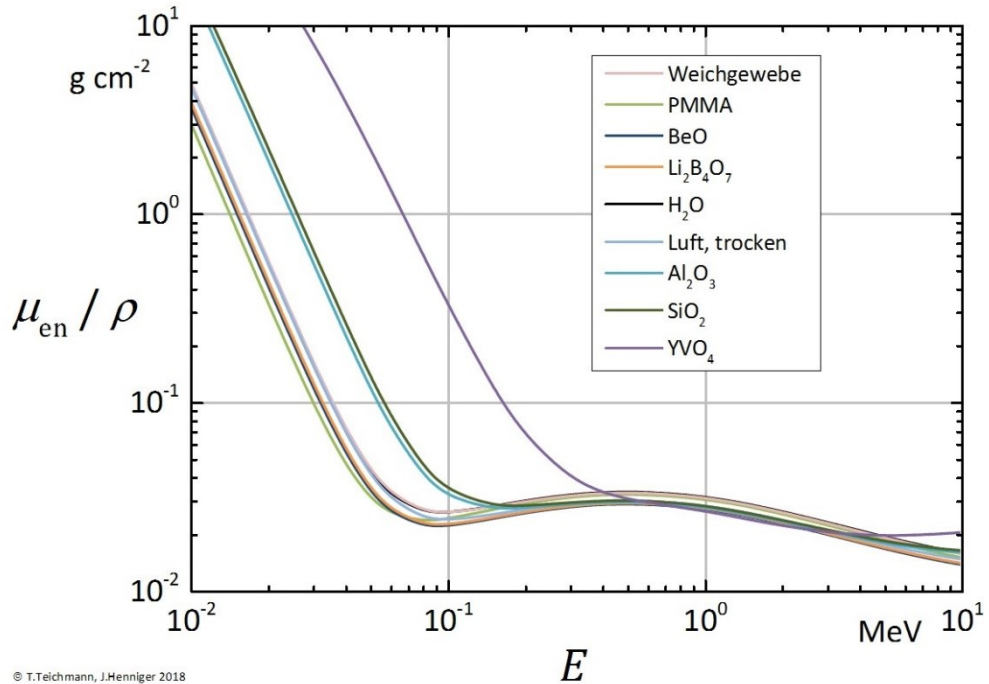


Abbildung 2: Massenenergieübertragungskoeffizient (μ_{en}/ρ) als Funktion der Energie E für ausgewählte Detektor- und Bezugsmaterialien nach [52, 54] berechnet

Unterschwellige Detektormaterialien hingegen sind besser zu beherrschen. Zur Messung der Umgebungs-Äquivalentdosisleistung $\dot{H}^*(10)$ wird einfach etwas von der schwächenden Detektorabdeckung weggelassen. Kenntnisse zu dieser Filterung lagen durch Erfahrungen bei der Entwicklung von OSL-, Fiber- und TL-Dosimeter vor [26, 28, 29, 35 – 42, 56].

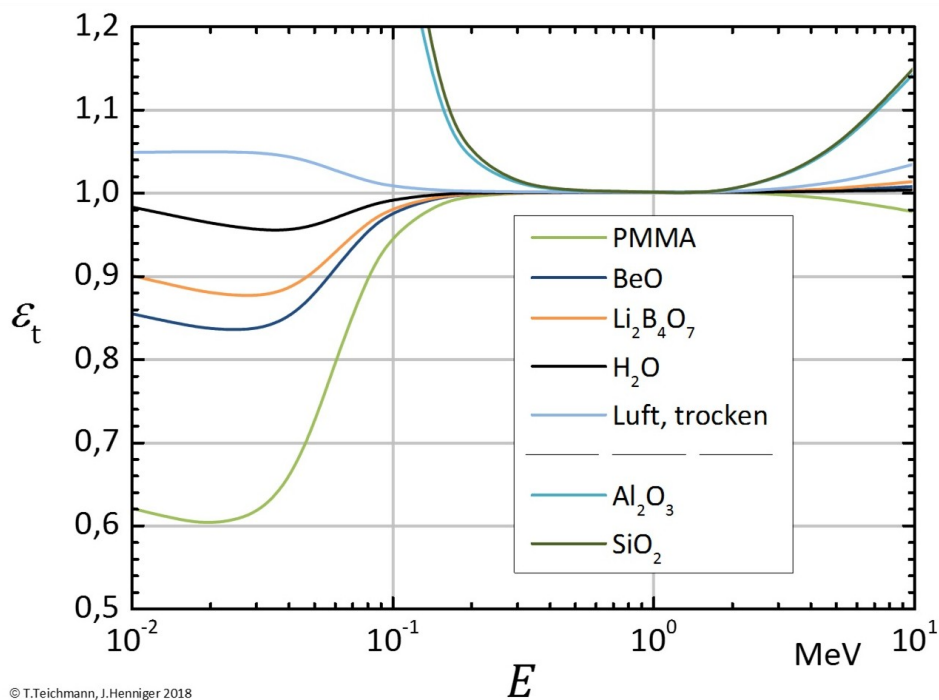


Abbildung 3: Relatives Ansprechvermögen ε_t bezogen auf Weichgewebe nach ICRU-44 [11], skaliert auf $\varepsilon_t(1 \text{ MeV}) = 1$

Auf Grund der höheren effektiven Ordnungszahl führen Halbleiterdetektoren und klassische anorganische Szintillatoren bei Photonenenergien unter 200 keV meist zu einem extremen Überansprechen. Einige organische Szintillatoren zeigen ein deutliches Unteransprechen in diesem Bereich, da diese Materialien im Vergleich zum weichen ICRU-Gewebe [11] weniger Wasserstoff enthalten. Die potentiellen Detektormaterialien Lithiumtetraborat und Berylliumoxid zeigen hier ein Unteransprechen von weniger als 17 %.

Schlussfolgerung zur Materialwahl

Zusammenfassend lässt sich nachfolgende Rangliste geeigneter Detektormaterialien erstellen:

- BeO
- Li₂B₄O₇:Eu,Dy
- organische Szintillatoren

Berylliumoxid erweist sich nach gegenwärtigem Stand und unter Berücksichtigung aller Eigenschaften als aussichtsreichstes Material für die Umsetzung des messtechnischen Konzepts. Die Lichtausbeute ist ausreichend, um die geforderten unteren Messgrenzen zu erfüllen. Daher wurde sowohl für das erste Funktionsmuster als auch der übergebene Prototyp BeO als Detektormaterial gewählt.

Für die Verwendung von Lithiumtetraborat wären umfangreiche weitere Voruntersuchungen zum Einfluss der Dotierungen notwendig. Wahrscheinlich müsste sogar ein vollkommen neuer Leuchtstoff synthetisiert werden – das braucht Zeit und Geld. Unabhängig von den eingesetzten Ressourcen gäbe es trotzdem keine Erfolgsgarantie. Alle bisher eingesetzten Dosimeter auf TL-, OSL oder RL-Basis erreichen nicht die Werte für BeO. In Anbetracht der kurzen Antragsphase von nur 2 Monaten und Projektlaufzeit von 18 Monaten waren solche Ziele auch kaum umsetzbar.

Für organische Szintillatoren muss für eine messtechnische Umsetzung von einer reinen Zählmessung zu einer kombinierten Pulshöhen- und Formmessung oder zu einer integralen Messung des Photonenstroms übergegangen werden. Beides ist mit erheblichen messtechnischen Herausforderungen verbunden. Für höhere Photonenenergien ab ca. 250 keV erscheint das aber der einzig gangbare Weg zu sein. Für vorliegende Aufgabe sind diese Energien allerdings nicht relevant – ganz im Gegenteil, hier scheitert diese angedachte Methodik eher auf Grund der kleinen Pulshöhen.

Gerätekonzept

Voruntersuchungen zur Detektorsonde

In dem ersten Funktionsmuster sind der BeO-Detektor und der Einzelphotonensensor durch einen Lichtleiter getrennt (vgl. Abbildungen 4 und 5). Hierfür wurde ein sechseckiger 5 cm langer Quarzglasstab gewählt. Dieser sorgt bei niedrigen Photonenenergien und einer frontalen Strahleinfallsrichtung für die Abschirmung der Photokathode des PSEVs.



Abbildung 4: Seitenansicht des Sondenkopfes

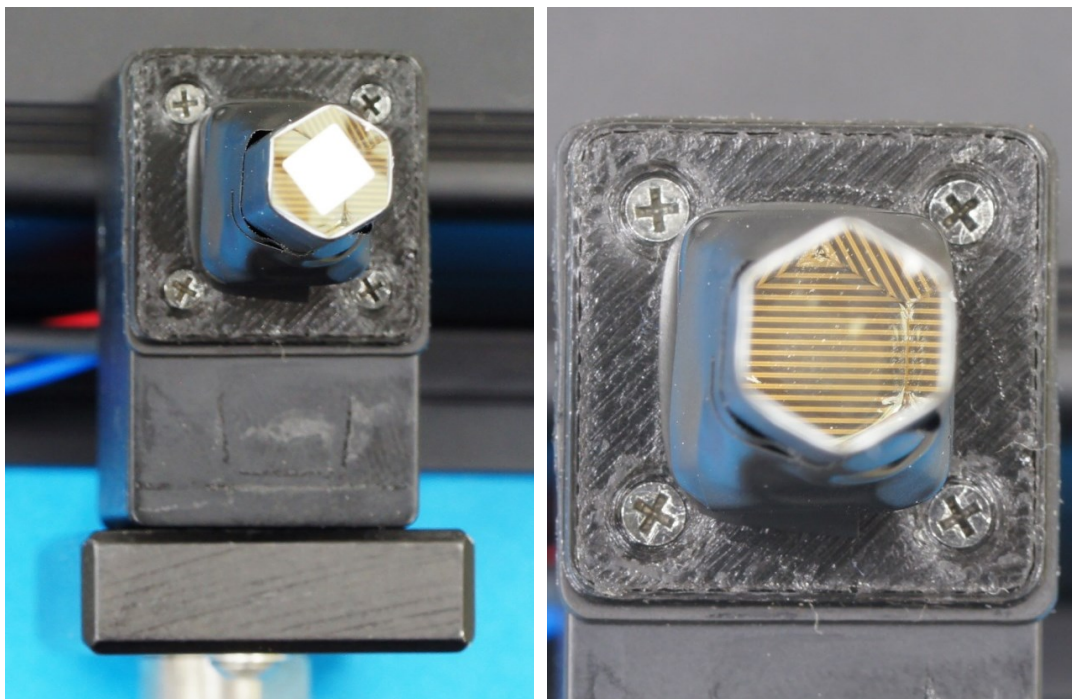


Abbildung 5: Frontalansicht des Sondenkopfes beim Versuchsmuster;
links: mit BeO-Detektor, rechts: ohne BeO- Detektor

In Abbildung 5 ist der offengelegte Sondenkopf von vorn gezeigt. Die sehr gute optische Kopplung ist an der präzisen Abbildung der Photokathodenstruktur und deren Reflexionen an den Mantelflächen des Quarzglasprismas deutlich sichtbar.

Der hintere Teil des Sondenkopfes erhält eine zusätzliche Abschirmung gegen seitlichen und rückwärtigen Strahleneinfall. Somit wird eine Beeinflussung des Messsignals durch die Photokathode im Zusammenhang mit Streustrahlung minimiert. Als Konsequenz daraus hat die entwickelte ODL-Sonde eine deutliche Vorzugsrichtung für den Strahlungseinfall.

Für die Messung der Umgebungs-Äquivalentdosis und der Richtungs-Äquivalentdosisleistung wurden zwei getrennte Sondenköpfe entwickelt. Diese unterscheiden sich wesentlich in den strahlungssensitiven Detektorelementen und deren Überdeckung.

H*(10)-Sonde

Die Sonde für die Bestimmung der Umgebungs-Äquivalentdosis hat im gegenwärtigen Stadium als sensitives Detektorelement einen $4,7 \times 4,7 \times 0,5 \text{ mm}^3$ BeO-Keramik-Chip. Dieser ist durch ein optisches Kopplungsmittel mit dem Quarzglasstab verbunden.

Dieser ist mit Teflonband umwickelt – das ganze ähnelt im Aufbau der Umhüllung eines klassischen Szintillationsdetektors. Trotz der ziemlich gestreckten Form wird hier das Prinzip der ULBRICHTKugel übernommen. Von der Lichtmenge die in der BeO-Keramik durch RL erzeugt wird, soll immer ein gleicher Anteil auf die Photokathode des PSEV's fallen. Dadurch ist der Lichtnachweis nahezu unabhängig von Entstehungsort des RL-Lichtes in der BeO-Keramik, Einfallrichtung der ionisierenden Strahlung auf den Detektor und Reflexionen an den Seitenwänden des Prismas (siehe auch Abbildung 6).

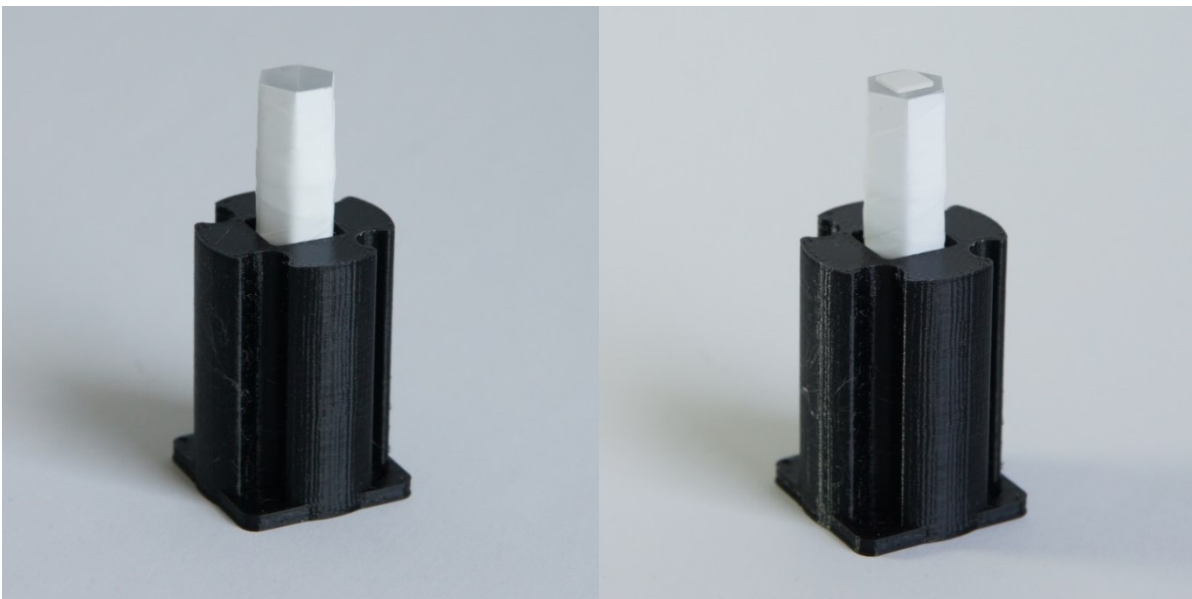


Abbildung 6: a) links, unwickeltes Quarzprisma im Zentrierkörper aus PLA
b) rechts, mit aufgesetztem BeO-Chip

Der eigentlich optische Hauptteil des Systems, empfindliches Detektorvolumen (BeO-Keramik, Quarzstab und Teflonumwicklung) wird durch einen Zentrierkörper gehalten. Dieser wurde durch 3-D-Druck aus dem Thermoplast PLA (Polyactide/Polymilchsäure $[C_3H_4O_2]_n$, Dichte: $1,21\text{--}1,43\text{ g/cm}^3$) gewonnen. Die besondere Form ergibt sich aus konstruktiven Gesichtspunkten insbesondere der Dämpfung von mechanischen Schwingungen und auch das vorsichtige Einpressen des mit Teflon umwickelten Stabes wirkt wie eine elastische Dichtung und somit positiv auf die Vermeidung von Mikrofonieeffekten.

Optisch ist der Sensorkopf damit komplett – strahlungsphysikalisch mitnichten. Insbesondere bei Photonenenergien unterhalb 60 keV wäre trotz der Unterschwelligkeit des Materials Berylliumoxid die Sonde wegen der fehlenden Abdeckung von 10 mm ICRU-Weichteilgewebes mit einer Überanzeige versehen.

Als Filterung dient eine Kunststoffabdeckung mit einer Flächenmasse von etwa $0,7\text{ kg/m}^2$, also etwa 7 mm Dicke. Dieser Wert ist niedriger als die theoretisch notwendigen 10 mm, so konnte aber die Unterschwelligkeit des Materials ausgeglichen werden. Er wurde durch Optimierung gefunden, wobei auch hier Erfahrungen aus der Entwicklung von OSL-Dosimeter eingingen. In der Abbildung 7 ist der Sensor mit der aufgesetzten, sogenannten $H^*(10)$ –Kappe dargestellt.



Abbildung 7: Sensor mit aufgesetzter $H^*(10)$ –Kappe

In Abbildung 8 wird gewisser Weise in den Sensorkopf hineingeschaut. Wichtig ist, dass an den Seitenwänden des Prismas keine Reflexionen sichtbar sind und somit die Bedingungen für einen idealen LAMBERTstrahler annähernd erfüllt sind!

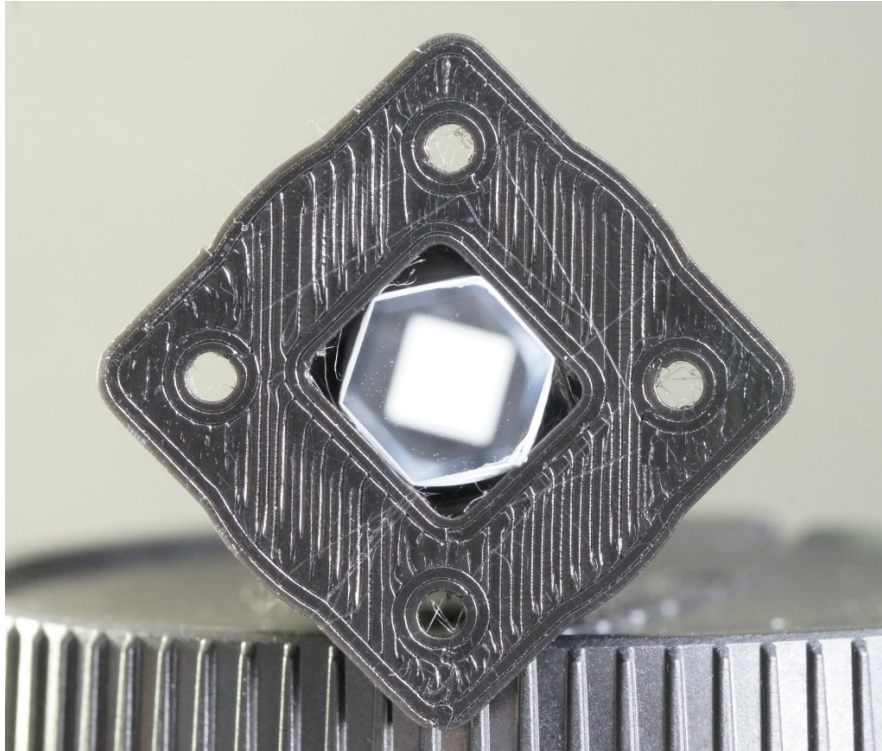


Abbildung 8: Sensor aus der Sicht auf dem Lichtaustritts in Richtung Photokathode

In folgender Ansicht ist der vollständig lichtdicht versiegelte Sensor dargestellt. Dieser wird durch vier Schrauben auf die Frontseite des Einzelphotonensensors (siehe unten) aufgeschraubt. Eine spezielle Moosgummidichtung sorgt für lichtdichten Abschluss.



Abbildung 9: Sensorkopf einschließlich der $H^*(10)$ –Kappe lichtdicht versiegelt

In der Abbildung 10 ist der vollkommen gekapselte Sensor einschließlich Bleiabschirmung zu sehen.



Abbildung 10: Fertiger $H^*(10)$ –Sensor mit seitlicher Bleiabschirmung

$H'(0,07)$ -Sonde

Für die Messung der Richtungs-Äquivalentdosis ist die Messung in einer Tiefe von 50 bis 100 μm gewebeäquivalent notwendig. Hierfür wird BeO-Granulat mit einer Körnung von 45 bis 63 μm direkt auf die Stirnfläche des Quarzglasstabs aufgebracht und anschließend mit einer lichtdichten 50 μm dünnen Deckschicht verschlossen (siehe auch Abbildung 11).



Abbildung 11: Umwickeltes Quarzprisma mit BeO-Pulverbeschichtung auf der Stirnseite für die $H'(0,07)$ –Sonde

Der sonstige Aufbau entspricht dem der $H^*(10)$ -Sonde.

Skizzen beider Messköpfe – Zusammenfassung

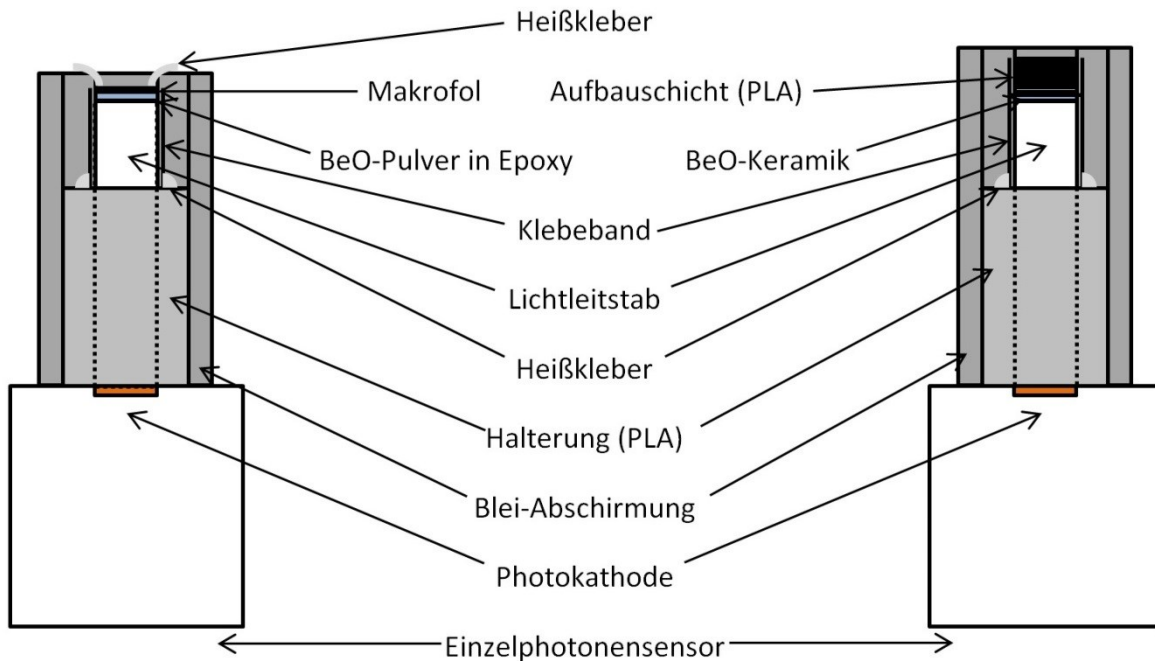


Abbildung 12: Schematische Darstellung beider Sondenköpfe

links: die $H'(0,07)$ –Sonde

rechts: die $H^*(10)$ -Sonde

In der Abbildung 12 sind beide Sondentypen schematisch gegenübergestellt – so lassen sich die Unterschiede besser erkennen.

Beide Sonden haben jeweils eine Koaxialleitung zur Stromversorgung (+5 V) und eine Signalleitung (Impedanz 50Ω). Beide Kabel müssen beim Wechsel manuell mit den entsprechenden, unterschiedlich ausgeführten Buchsen verbunden werden. Eine Verwechslung ist somit ausgeschlossen.

Lichtdetektion

Der Einzelphotonennachweis ist die effizienteste Methode, extrem schwache Lichtsignale nachzuweisen [57, 58]. Die entsprechenden Detektoren werden auch als Einzelphotonensensoren bezeichnet. Sie verfügen über eine hohe Sensitivität und einen extrem geringe Dunkelereignisrate.

Die Dynamikbereiche verschiedener Lichtdetektoren sind in Abbildung 13 dargestellt. Im Wesentlichen entspricht diese Darstellung nicht nur den Literaturwerten [57, 58], sondern auch den eigenen Erfahrungen [39, 40]. Aus derzeitiger Sicht könnte sowohl der Dynamikbereich für die Einzelphotonensensor (in der Abbildung 13 mit dem englischen Kürzel SPS bezeichnet) als auch der für pixellierte Lawinendiode (bei Hamamatsu als MPPC bezeichnet [59]) um mindestens eine Größenordnung erweitert werden. Das ändert aber nichts an der hier vorgenommenen Staffelung und Wertung.

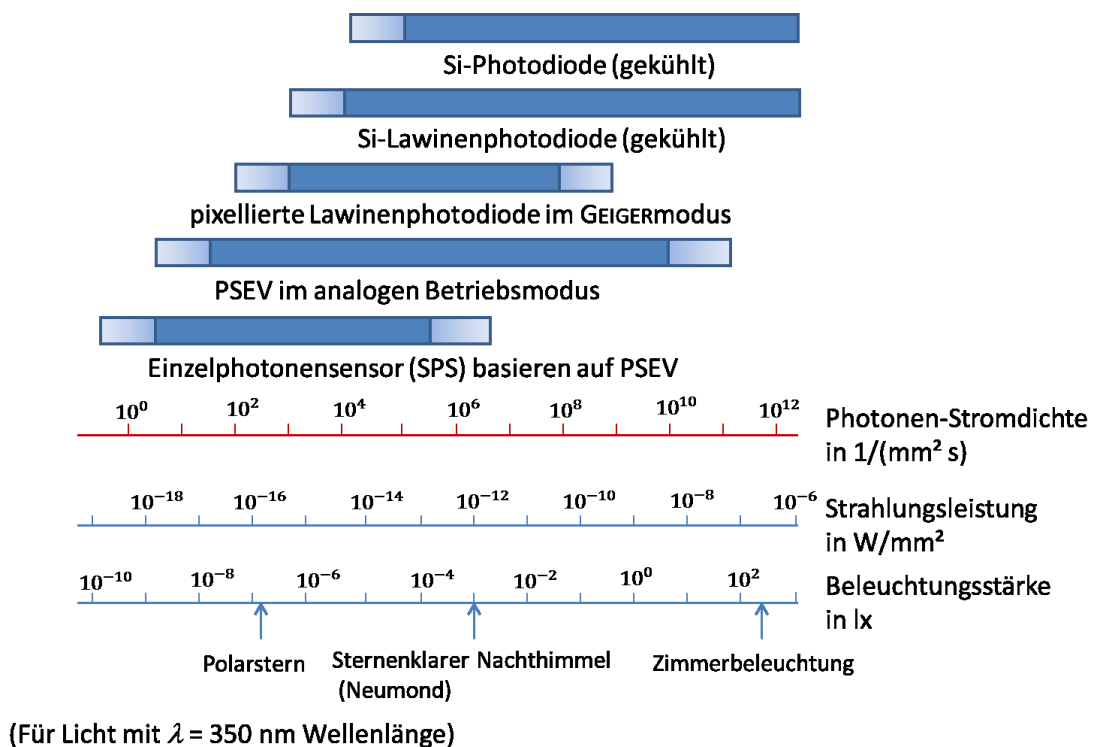


Abbildung 13: Übersicht über verschiedene Lichtdetektoren mit jeweiligem Dynamikbereich, der helle Bereich repräsentiert dabei den durch Korrekturen (Totzeitkorrektur, Nulleffektzug) erweiterten Dynamikbereich nach [57, 58]

Der Einzelphotonennachweis erfolgt über einen Einzelphotonensensor (**EPS**), dessen Aufbau in [58] dargestellt ist. Das Herzstück des EPS ist ein Photo-Sekundärelektronenvervielfacher (**PSEV**). Durch diesen werden die beim RL-Prozess emittierten Photonen detektiert und in ein elektrischen Impuls (Ladungsimpuls an der Anode A, siehe Abbildung 14) umgewandelt.

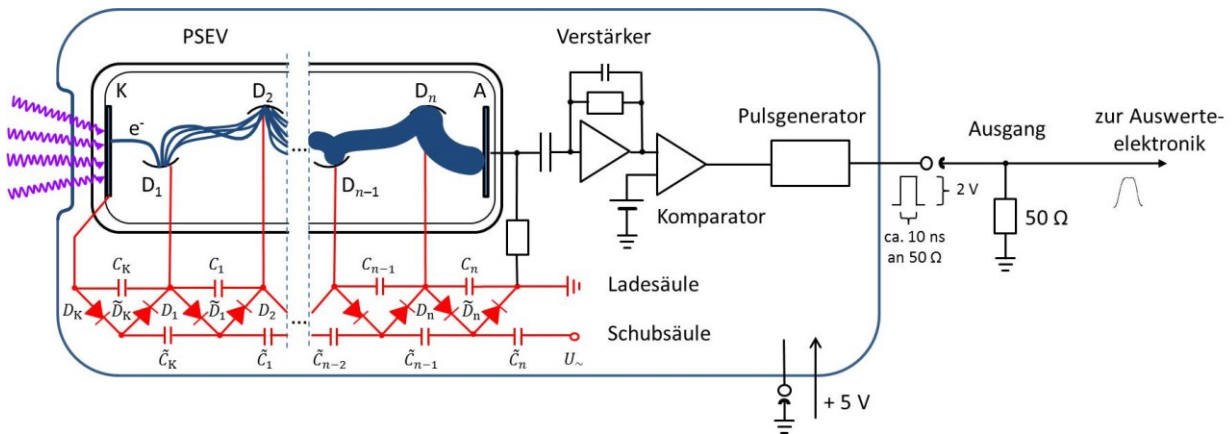


Abbildung 14: Schema eines Einzelphotonensensors nach Angaben aus [58] entworfen; rot: Kathode-Dynoden-Spannungserzeugung, violett: Lumineszenzphotonen, blau: Elektronenbahnen

Gelangen Photonen zur Photokathode (K) so lösen sie, in Abhängigkeit von der Quanteneffizienz, über den äußeren photoelektrischen Effekt Elektronen e^- heraus.

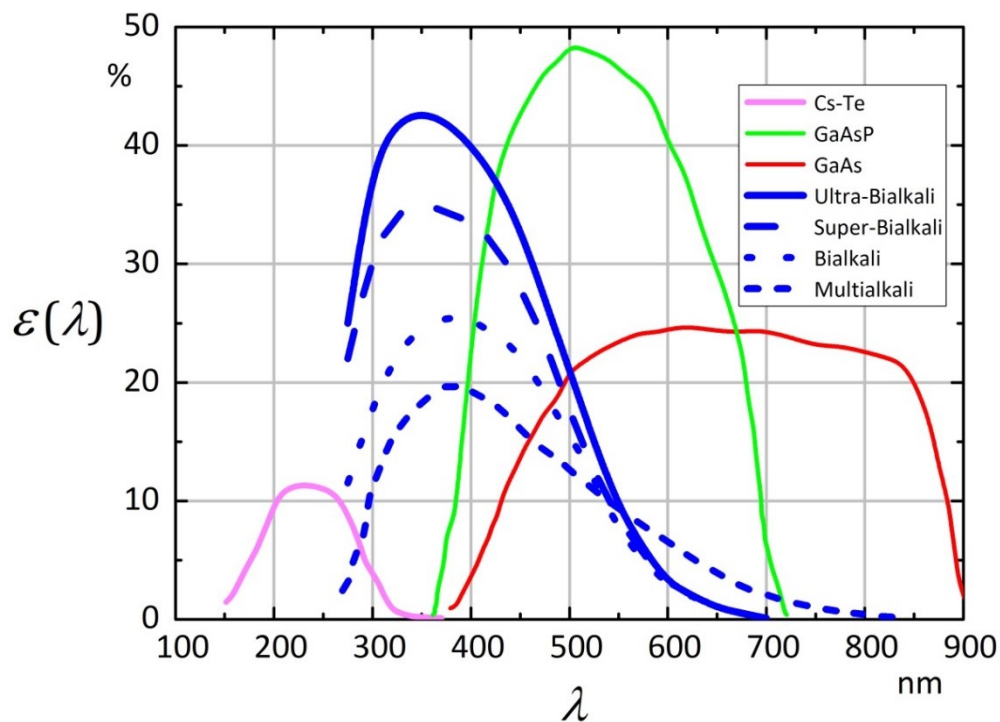


Abbildung 15: Quanteneffizienz der Photokathoden verschiedener Photo-Sekundärelektronenvervielfacher der Firma Hamamatsu [57]; Multialkali: Sb-Na-L-Cs-Verbindung, sonst: Sb-Rb-Cs- oder Sb-K-Cs-Verbindung; Ultra- und Super-Bialkali: verbesserte Kristallinität gegenüber Bialkali

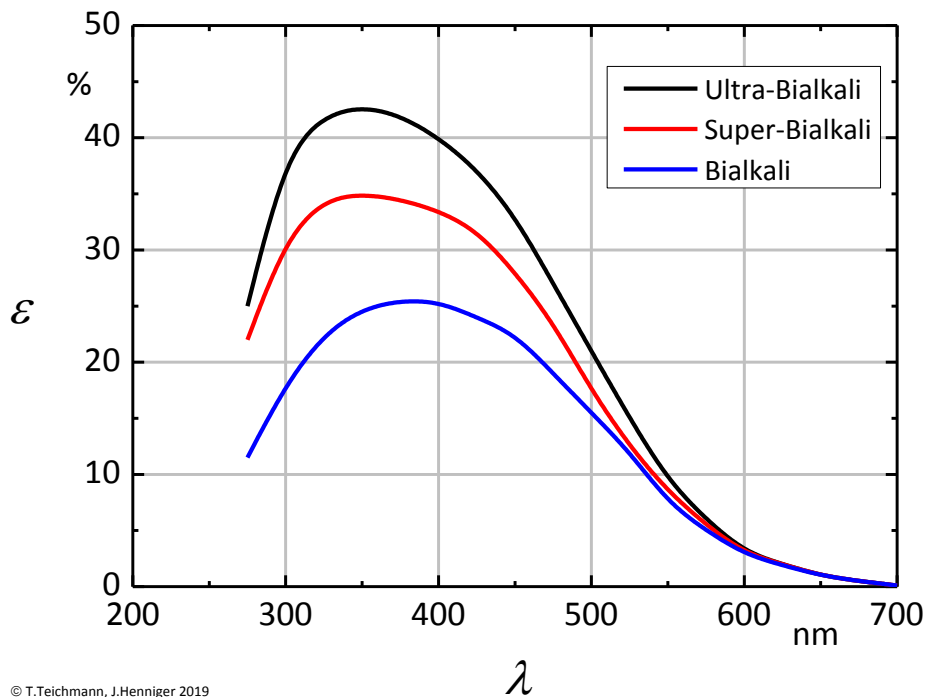


Abbildung 16: Quanteneffizienz der Bialkali-Kathoden im Vergleich nach [57]

Über ein Dynodensystem (D) werden die Elektronen über mehrere Stufen beschleunigt. Treffen die Elektronen auf eine Dynode, so lösen sie dort mehrere Elektronen aus deren Material. Diese werden zur nächsten Dynode beschleunigt. Es entwickelt sich so eine stufenförmige Verstärkung der freigesetzten Ladung. Pro Verstärkungsstufe wird dabei die Elektronenzahl um den Faktor $\delta \approx 4$ vermehrt. Für $n = 10$ Dynoden ergibt sich somit ein Verstärkungsfaktor von $\delta^n \approx 10^6$. Die Dynoden bestehen typischerweise aus Materialien, welche für eine starke Sekundärelektronenemission sorgen. Diese (Alkali-Antimonide, MgO, GaP oder GaAsP) sind auf einer Substratelektrode, bestehend aus Nickel, rostfreiem Stahl oder einer Kupfer-Beryllium-Legierung, aufgetragen [58].

An der Anode (A) werden die Elektronen gesammelt, fließen über einen Widerstand ab und erzeugen ein Spannungssignal. Das an der Anode erzeugte Spannungssignal wird über eine elektrische Schaltung, bestehend aus „schnellen“ Verstärker, Komparator und Pulsformer, verarbeitet und in Impulse (Breite 10 ns) umgewandelt. Über einen Abschlusswiderstand von 50 Ω gelangen die Impulse zur nachgeschalteten Auswerteelektronik.

Für hier vorgenommenen Messungen wird der Einzelphotonensensor H10682-210 der Firma Hamamatsu Photonics K.K. verwendet. Dessen Eintrittsfenster besteht aus Quarzglas. Die Photokathode besteht aus einer Ultra-Bialkali-Verbindung (Quanteneffizienzen, siehe auch Abbildungen 15 und 16) und hat einen Durchmesser von 8 mm. Sie ist optisch am sensitivsten bei ca. 300 - 400 nm [56, 57]. In diesem Bereich liegt das Maximum des BeO-Emissionsspektrums (ca. 360 nm).

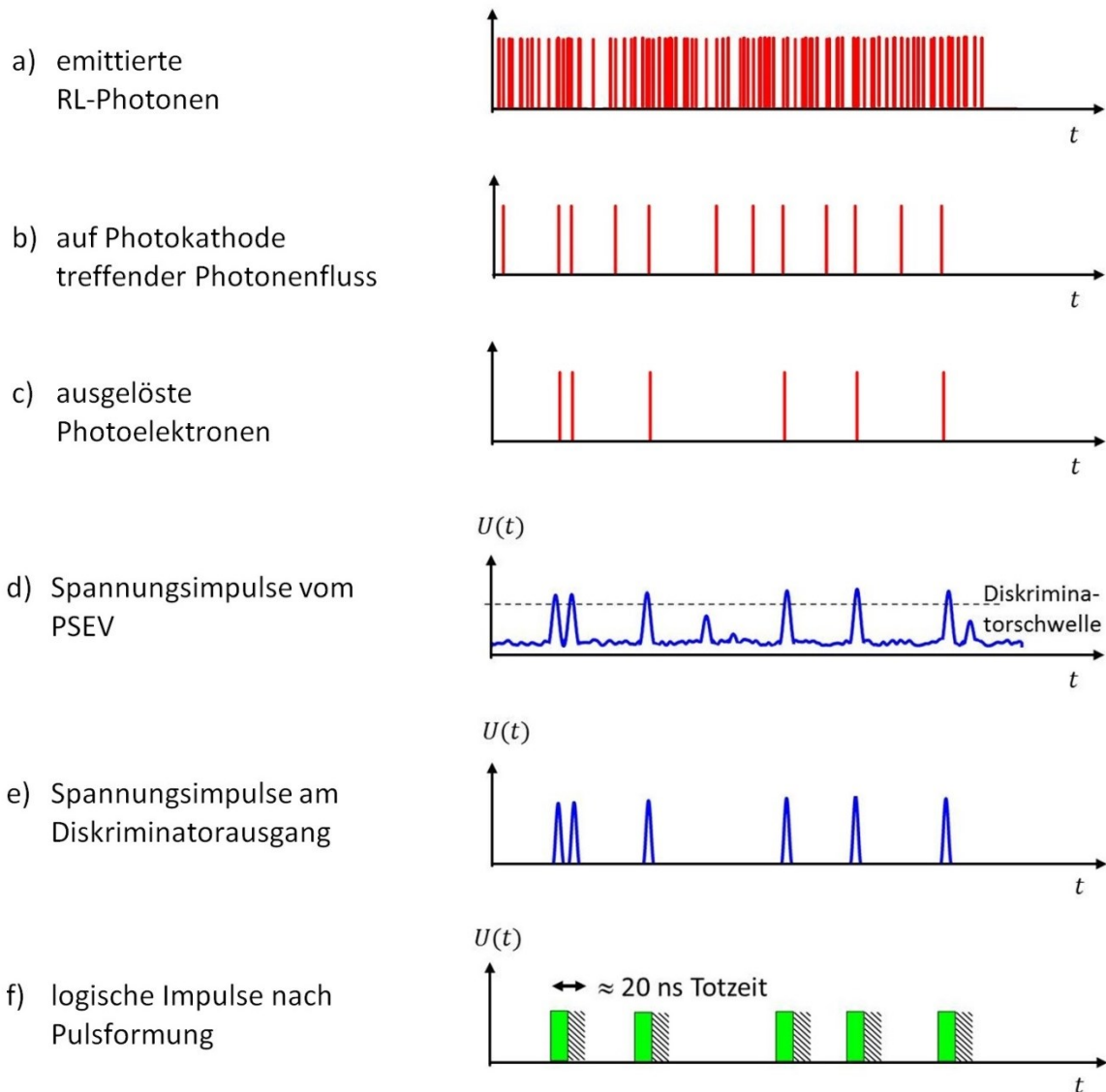


Abbildung 17: Vom RL-Photon zum registrierten Impuls im FPGA (schematisch)

Der Weg der Erzeugung des Messsignals ausgehend von den emittierten Lumineszenzphotonen hin zum logischen Impuls ist in Abbildung 17 dargestellt. Der beim RL-Prozess emittierte Photonenfluss, dargestellt in **a)**, wird vor Erreichen des EPS optisch geschwächt. Ursache hierfür sind die Absorption auf dem Weg zur Photokathode, die Grenzschichtübergänge zwischen den optischen Medien und die isotrope Emission des Lumineszenzlichts zusammen in dem eingeschränkten Raumwinkelbereich den die Photokathode des PSEVs detektiert. Daher erreicht nur ein Bruchteil der emittierten RL-Photonen die Photokathode **b)**. Je nach Quanteneffizienz der Photokathode, wird durch die Photonen eine bestimmte Anzahl an Photoelektronen erzeugt **c)**. Die Photoelektronen werden über das Dynodensystem des PSEV beschleunigt und vervielfacht. Im vorliegenden Fall beträgt die Verstärkung etwa $2 \cdot 10^6$. An der Anode wird ein Spannungssignal erzeugt, welches verstärkt wird und zum Komparator gelangt **d)**. Dort werden nur Spannungssignale welche die Diskriminatorschwelle übersteigen an den Impulsformer weitergeleitet **e)**. In diesem werden die Spannungssignale annähernd auf eine Rechteckform gebracht. Die

Impulsbreite beträgt dabei ca. 10 ns **f**). Elektronisch und detektorbedingt beträgt die Totzeit 20 ns – bei nicht totzeitverlängerndem (nicht-paralysierendem) Verhalten der Elektronik. Wird ein Impuls registriert, so kann innerhalb dieser Zeit kein weiterer Impuls gemessen werden. Dies wird durch das schraffierte Rechteck in **f**) dargestellt.

Signalverarbeitung

Die Spannungsimpulse am Diskriminatorausgang des Einzelphotonensensors liefern an einem 50 Ω Abschlusswiderstand einen Spannungspegel, der die Überführung in ein logisches Signal mittels LVCMOS Logik erlaubt. Hier gibt es noch eine technische Schwierigkeit. Durch die Terminierung mit 50 Ω sinken sowohl Signalpegel als auch Pulslänge (6 bis 7 ns). In Abbildung 18 ist das dargestellt. Aus diesen Gründen muss das Eingangssignal schneller abgetastet werden – hier mit 5 ns. Danach erfolgt die logische Einsortierung in das 10 ns Raster (s.u.). In der Abbildung 18 ist das nochmals dargestellt.

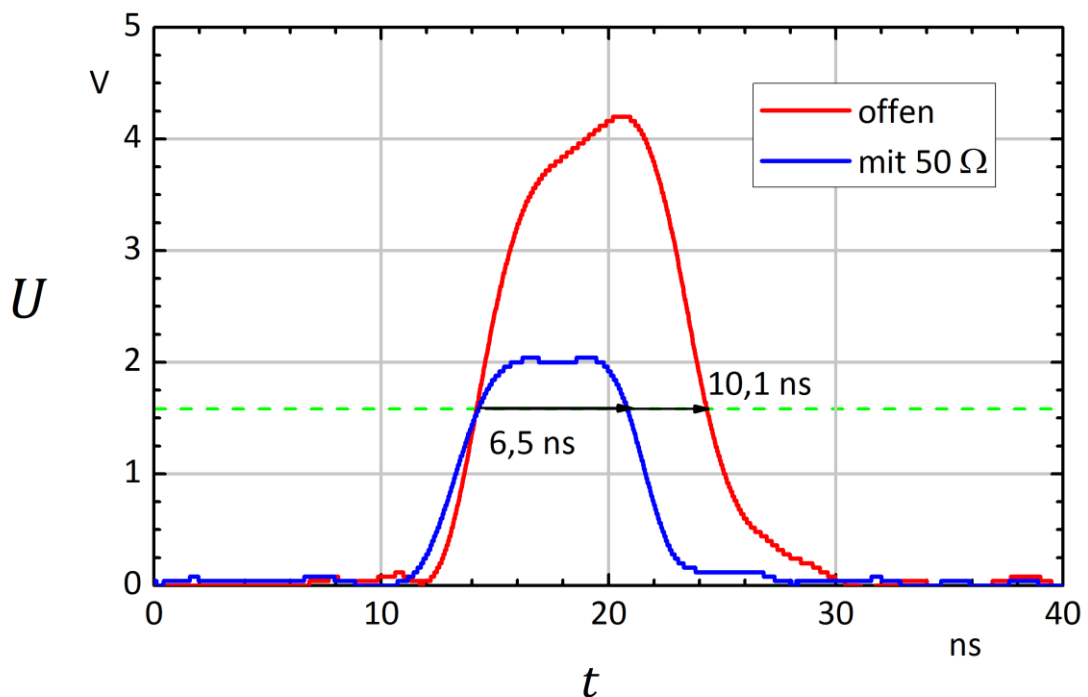


Abbildung 18: Digitalisierung des EPS-Signals – Vergabe von Zeitstempeln

Zur Weiterverarbeitung der Signale in einer digitalen Schaltung muss nicht nur der Pegel, sondern auch das zeitliche Auftreten eines Einzelphotonensignals zum Takt des nachfolgenden digitalen Schaltkreises diskretisiert werden. Der Sensor ist in der Lage, zwei Pulse mit 20 ns zeitlichem Abstand zu generieren, wobei ein jeder Puls etwa 10 ns den Pegel „1“ annimmt. Demzufolge ist ein Systemtakt mit 100 MHz (10 ns Periodendauer) gewählt worden. Damit haben zwei aufeinanderfolgende Pulse einen minimalen Abstand von zwei Takten. Derartig hohe Frequenzen werden von nur wenigen Mikrocontrollern bewältigt, sind jedoch für sogenannte Field-Programmable-Gate-Arrays (**FPGA**) ein gängiger

Frequenzbereich. Auch aufgrund der guten Konfigurierbarkeit für Echtzeitaufgaben wurde die Erfassung und Weiterverarbeitung der Einzelphotonensensordaten in einem FPGA realisiert.

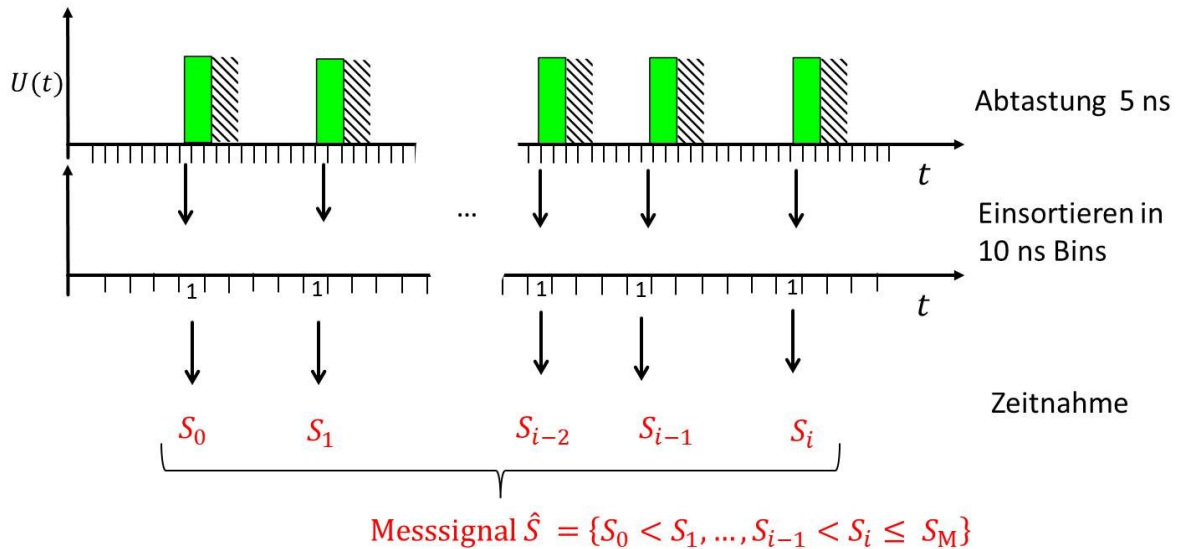


Abbildung 19: Digitalisierung des EPS-Signals – Vergabe von Zeitstempeln

Technisch wurde ein Versuchsaufbau sowohl mit einem Spartan-6-Entwicklungsboard als auch einem ZYNQ-7000-Board umgesetzt. Die Spartan 6-Variante liefert eine einkanalige Version zur Detektion von Lumineszenzlicht bei RL-, OSL, und TL-Anwendungen. Die Lösung mit dem ZYNQ-7000-Board, kann bis zu drei, in Zukunft vielleicht 4 Kanälen bedienen und ermöglicht die Kopplung mit anderen Systemkomponenten. Neben der notwendigen Datenerfassung für längere Messungen sind auch Schnittstellen für externe Kommunikation und Benutzerinteraktion bereithält, die für zukünftige Geräteentwicklung notwendig sind.

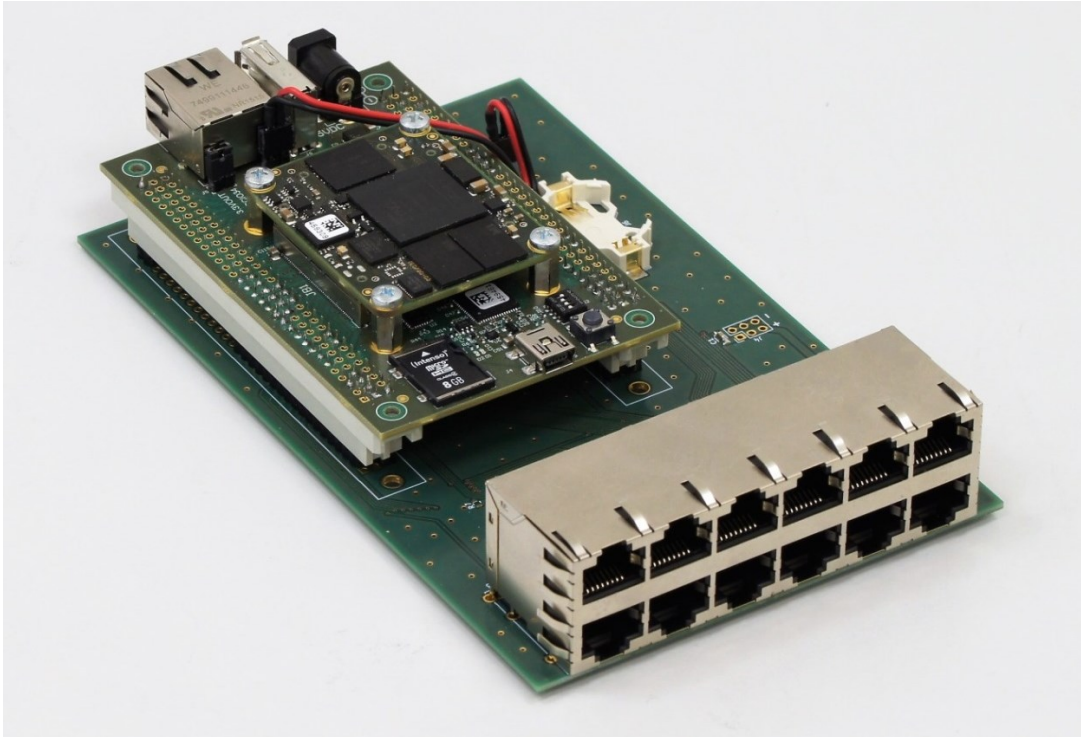


Abbildung 20: ZYNQ-7000 Board mit externen Schnittstellen und nichtflüchtigem Speicher

Der ZYNQ-7000-Prozessor hält darüber hinaus ausreichend Ressourcen bereit, so dass eine Totzeitkorrektur während der Messung berücksichtigt werden kann. Dies ist notwendig, da der Einzelphotonensensor auf einem Photo-Sekundärelektronenvervielfacher basiert, der zum sog. Nachpulsen „Afterpulsing“ neigt. Damit ist gemeint, dass ein primäres Photon nicht nur einen Puls am Ausgang erzeugen kann, sondern gegebenenfalls auch zwei Signale, die um bis zu $1 \mu\text{s}$ verzögert auftreten können. Diese Photonen beeinflussen das gemessene Gesamtsignal und müssen geeignet berücksichtigt werden. Eine Art der Berücksichtigung ist eine künstliche Totzeit, d.h. ein Zeitfenster, in dem nach einem auftretenden Puls kein weiterer akzeptiert wird. Ist dieses Zeitfenster wie im vorliegenden Fall bekannt, kann eine Korrektur der gemessenen Ereigniszahl entsprechend des Modelles eines nicht-paralysierenden Detektors vorgenommen werden. Diese Art der Korrektur ist vom Auftragnehmer in der FPGA-Firmware implementiert und erlaubt auch gleichzeitig die Messung hoher Zählraten, und erlaubt die Ausdehnung des Messbereichs, der sonst durch das Totzeitverhalten aus Detektor und Datenanalyse stärker begrenzt ist. Eine ausführliche Beschreibung und Begründung der angewandten Methodik würde den Rahmen dieses Berichtes sprengen.

Die Ereigniszahlen können in Ereignisraten umgerechnet werden, da dem FPGA mit dem Quarz-Zeitgeber eine akkurate Zeitreferenz vorliegt. Abhängig von der Ereignisrate kann das Ergebnis in unterschiedlichen Zeitintervallen ausgegeben werden. Diese Ergebnisse können mithilfe von Kalibriermessungen in eine entsprechende Dosisleistungsgröße überführt werden, wobei die annähernde Gewebeäquivalenz des Sensors die Abbildung der relevanten Dosisgrößen sicherstellt.

Die eben beschriebene Elektronik ist für verschiedene, ähnlich gelagerte Auswertungen von Lumineszenzdetektoren (RL, OSL, TL) entwickelt worden. Es können bis zu drei EPS angeschlossen und parallel betrieben werden. Jede der bis zu 12 Schnittstellen realisieren eine Stromversorgung, eine serielle Schnittstelle und die notwendigen Signal- und Steuerleitungen. Eine solche breite Funktionalität war zur Lösung der vorliegenden Aufgabe nicht notwendig.

Deshalb wurde für das übergebene Gerät eine einfachere Hardware entwickelt, die nur einen EPS bedienen kann. Die beiden Sensorköpfe sind auch nicht *Plug-and-play-fähig*, sondern der jeweilig eingesetzte Sondenkopf wird mit einem Kippschalter angezeigt. Als FPGA wird ein Spartan 6 auf einem Miniboard eingesetzt, der aber trotzdem für diese Aufgabe völlig ausreichend ausgestattet ist. Die Ansteuerung der grafischen Anzeige wird von einem zusätzlichen Mikrokontroller-Board [62] übernommen. Zur Stromversorgung dient eine Li-Ion power bank (5 V). Während des Ladevorgangs muss das Gerät ausgeschaltet sein. In der Abbildung 21 ist das geöffnete Gerät zu sehen.

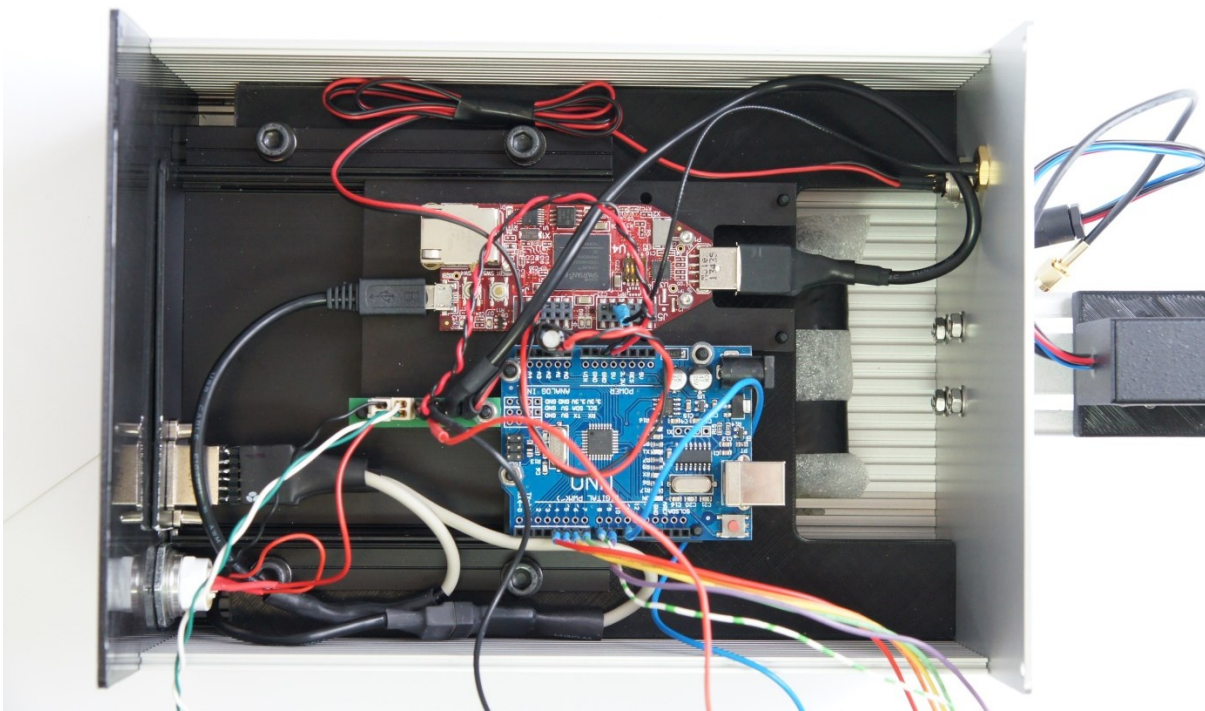


Abbildung 21: Einblick in das übergebene Gerät; oben ist der Spartan 6 FPGA zu sehen, darunter der Prozessor der grafischen Schnittstelle, der Li-Ion-Akku befindet sich unterhalb der Bodenplatte.

In Abbildung 22 ist das geschlossene Gerät mit aufgesetzter $H^*(10)$ -Sonde dargestellt. Im Display werden der Sondentyp und eine Dosisleistung von $2,6 \mu\text{Sv/h}$ angezeigt.



Abbildung 22: Geschlossenes Gerät mit $H^*(10)$ -Sonde und Blick aufs Display.



Abbildung 23: Rückansicht mit USB-Schnittstelle, Ladebuchse und Einschaltknopf

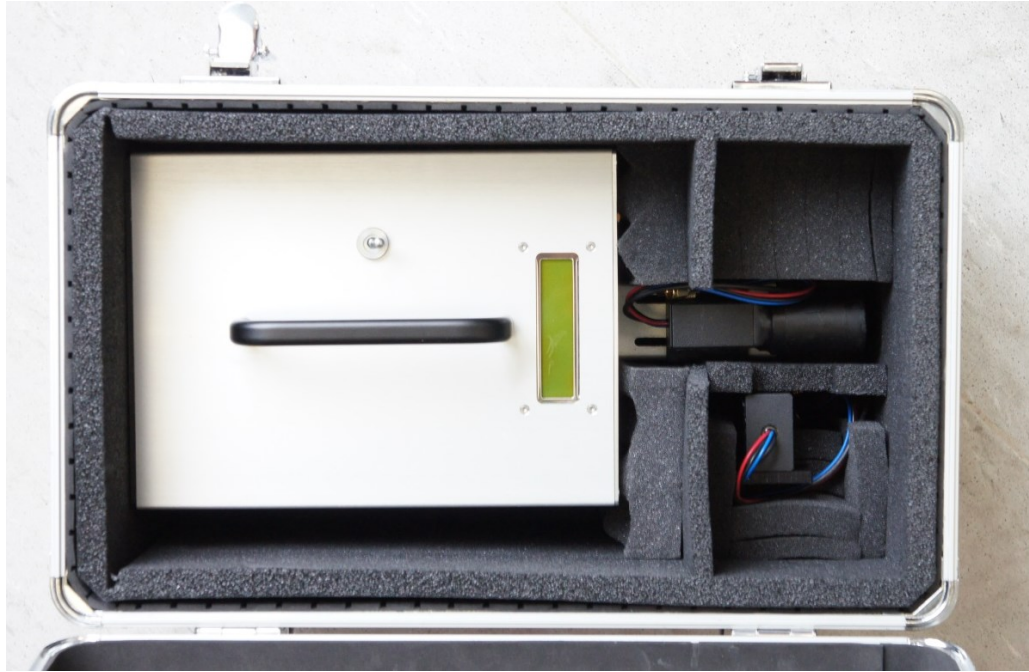


Abbildung 24: Gerät in der Transportbox mit beiden Sondenköpfen, ohne Netzteil

In den Abbildungen 23 und 24 sind weitere Ansichten des Geräts dargestellt. An der Rückwand des Gerätes befinden sich übereinander angebracht zwei USB-Buchsen. Die obere dient zur Kopplung mit einem PC. Die dazu notwendige Software wurde auf einem USB-Stick mitgeliefert und kann auf jedem Windows-PC einfach installiert werden. Die untere – mit 5 V markierte Buchse – dient zur Aufladung der internen Stromversorgung.

Testmessungen

Abschätzung grundlegender dosimetrischer Parameter

Aufgrund dieser Betrachtungen wurden Testmessungen mit BeO-Sensoren durchgeführt. Das Ansprechvermögen der Radiolumineszenz von BeO wurde untersucht, indem ein blanker BeO Chip (Abmessungen 4,7 mm x 4,7 mm x 0,5 mm³) vor das Eintrittsfenster eines Einzelphotonensensors (Hamamatsu H10682-210) gebracht wurde. Die Impulsrate infolge von Lumineszenzphotonen aus dem BeO-Chip bei einer Dosisleistung von 1 mGy/h in einem ¹³⁷Cs-Gammastrahlungsfeld (662 keV) wurde zu 6.400 pro Sekunde bestimmt. Die Exposition der Photokathode der gleichen Dosisleistung würde hier zusätzlich 5.900 Impulse je Sekunde erzeugen. Dies zeigt die Notwendigkeit der Abschirmung der Photokathode vom Primärstrahlungsfeld, die beim hier beabsichtigten Nenngebrauchsbereich der Photonenenergien (bis 250 keV) gut umsetzbar ist.

Für die statistische Messunsicherheit ist der Prozess in der Messkette ausschlaggebend, welcher am wenigsten Ereignisse pro Exposition liefert. Bei dem hier umgesetzten Messkonzept ist das nicht die Anzahl der insgesamt erzeugten Lumineszenzphotonen, sondern die Anzahl der Wechselwirkungen im BeO-Material. Für eine Messung in einem Am-241-Strahlungsfeld, dessen Photonenenergie sich vollständig in dem hier betrachteten Nenngebrauchsbereich befindet, liegt der Wert für eine Dosisleistung von 1 mGy/h bei ca. 320 Wechselwirkungen pro Sekunde im Detektor, welche im Mittel jeweils 20 (Licht)Photonenimpulse erzeugen. Für die untere Grenze des angestrebten Messbereichs für $H^*(10)$ von 0,5 µSv/h ergibt sich damit eine Wechselwirkungsrate von 0,16 s⁻¹. Zum Erreichen einer ausreichenden statistischen Zuverlässigkeit des Messergebnisses resultiert daraus eine zu erwartende Integrationszeit von unter fünf Minuten (300 s). Dieser Wert erscheint akzeptabel für Messungen an der unteren Messbereichsgrenze. Durch die vollständige Bedeckung des Quarzglasstabes mit BeO steigt die Wechselwirkungsrate direkt proportional. Damit ist eine Reduzierung der notwendigen Integrationszeit auf die Hälfte möglich. Für höhere Dosisleistungen wird die geforderte statistische Unsicherheit deutlich schneller erreicht, so dass erforderliche Messzeiten dynamisch angepasst werden können.

Der apparative Nulleffekt wird im Wesentlichen durch die Dunkelzählrate des PSEVs bestimmt. Diese liegt bei dem verwendeten EPS bzw. PSEV bei unter 2 Ereignissen pro Sekunde. Ausgehend von dem zuvor bestimmten Ansprechvermögen des BeO entspricht dieser Wert im Prinzip einem Apparativen Nulleffekt für $H^*(10)$ von ca. 0,31 µSv/h. Damit korrigiert ist die untere Grenze des Mindestmessbereiches von 0,5 µSv/h bereits eingehalten. Die dazu notwendigen Messzeiten ließen sich durch eine vollständige Bedeckung der Stirnseite des Quarzprismas mit BeO weiter verringern.

Einfluss des Signals des PSEVs

Durch den äußeren lichtelektrischen Effekt an der Photokathode durch die Primärstrahlung wird ein Teil der Ereignisse nicht im BeO verursacht. Da die Photokathode und deren Trägermaterial nicht gewebeäquivalent sind, neigt dieser Anteil des Messsignals zu einem Überansprechen bei niedriger Photonenenergie. Im Sinne eines robusten Gerätekonzepts wird daher in der technischen Realisierung Chip und Sensor räumlich voneinander getrennt und optisch durch einen Lichtleiter verbunden. Dadurch kann eine Abschirmung der Photokathode für niedrige Photonenenergien gewährleistet werden. Es konnte bereits gezeigt werden, dass die Verwendung des Lichtleiters zu keinen nennenswerten Verlusten des absoluten Ansprechvermögens im Vergleich zu einer Einkopplung direkt auf das EPS-Fenster führt.

Die Zeitstruktur der Radiolumineszenz von BeO beinhaltet eine schnelle und ein langsame Komponente. Die Lebensdauer der schnellen Komponente konnte durch hochzeit aufgelöste Messungen in gepulsten Strahlungsfeldern eines Röntgengenerators (XR200) und eines medizinischen Linearbeschleunigers (Elekta Synergy 6 MV) zu $\tau = 30 \mu\text{s}$ bei Raumtemperatur bestimmt werden [34]. Diese liegt damit im Bereich der Lebensdauer der OSL [28].

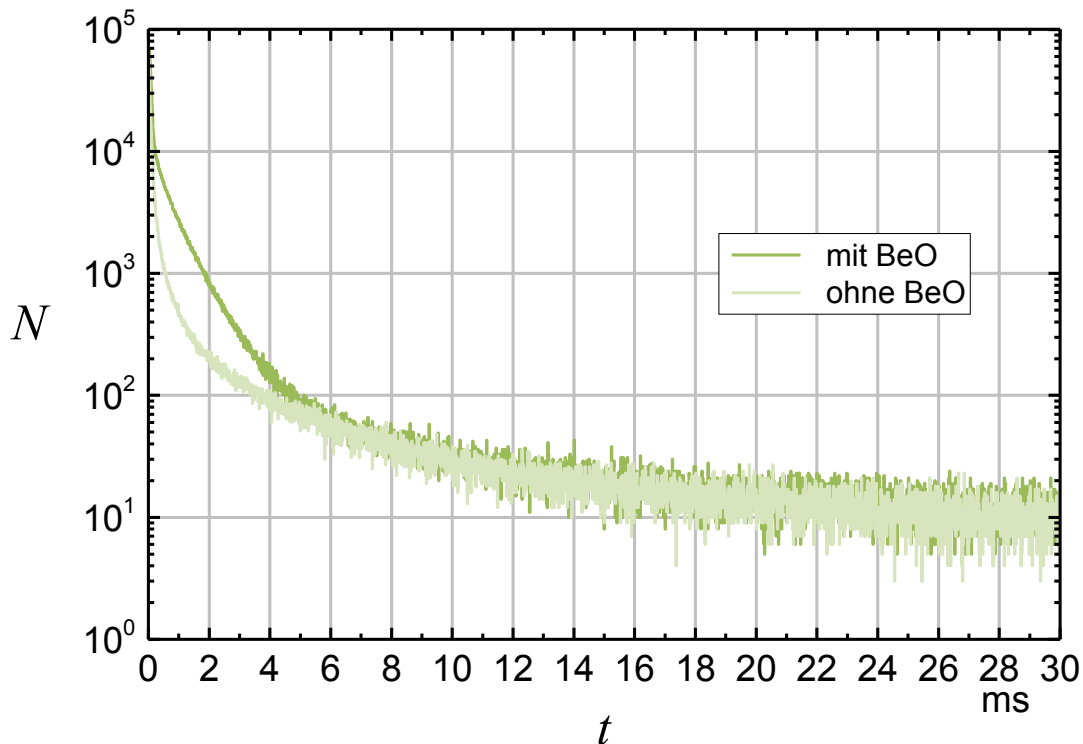


Abbildung 25: Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Messsignals mit und ohne BeO Detektor

Weiterhin kann eine langsame Komponente in der RL ausgemacht werden, die sich auch in Form einer Signaldrift zeigt. Die zugehörige Lebensdauer konnte zu $\tau \sim 20 \text{ ms}$ bestimmt werden. Deutlich ist in Abbildung 25 zu sehen, dass hierfür der PSEV verantwortlich ist. Ab ca. 6 ms nach dem Strahlungsimpuls sind die Ereignisraten mit und ohne BeO-Keramik nahezu identisch. Ursache sind verschiedene Lumineszenzprozesse in den

Konstruktionsmaterialien (hauptsächlich Photokathode, Dynoden und Quarzeintrittsfenster) des PSEVs. Durch die Vergrößerung des BeO-Detektors ist der relative Beitrag dieses Effektes zum Messsignal aber noch weiter reduzierbar.

Verhalten bei extrem gepulster Strahlung

Ausgehend von den physikalischen Betrachtungen zum Zeitverhalten von BeO wurde das Verhalten des Funktionsmusters bei intensiver, stark gepulster Strahlung untersucht. Hierzu wurde die Sonde im Primärstrahlungsgang eines Röntgenblitzgerätes mit einer Beschleunigungsspannung von 150 kVp exponiert. Im Referenzabstand von 1,9 m beträgt die Pulsdosis ca. 0,36 μGy und die Pulsdosisleistung ca. 26.000 Gy/h bei einer Pulsdauer von weniger als 100 ns. Sämtliche prompten Detektionsverfahren führen hier folglich sicher zum Versagen des Messverfahrens.

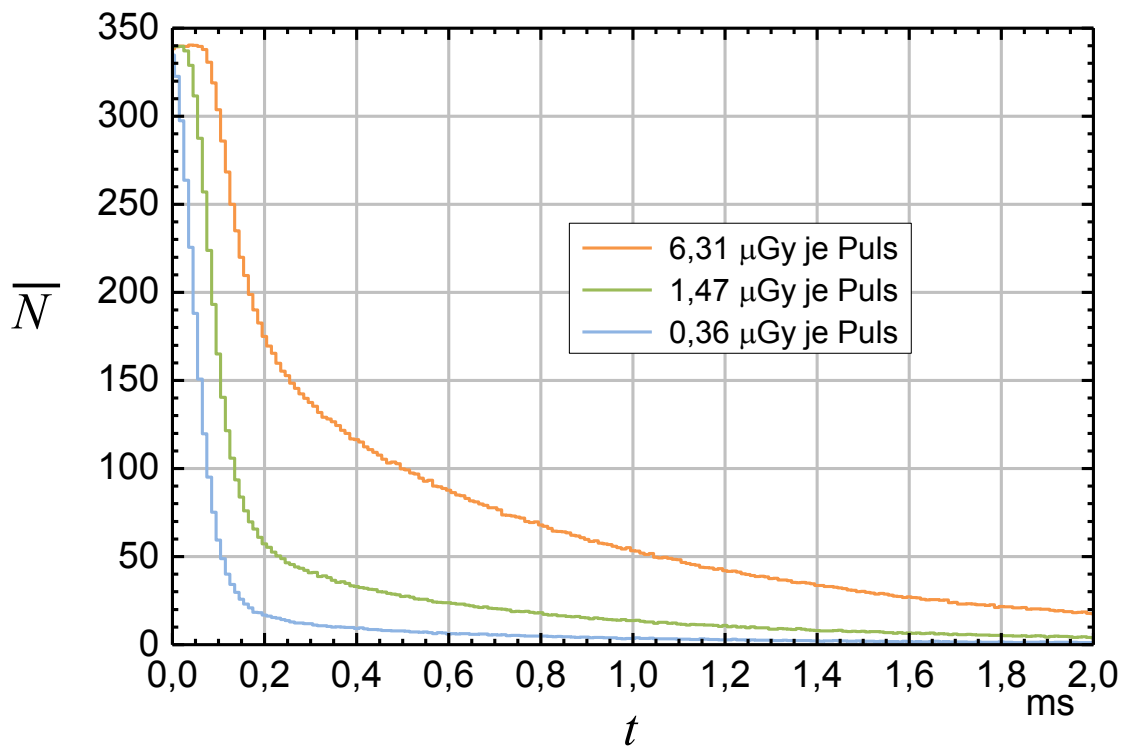


Abbildung 26: Mittlere Häufigkeit des Zeitabstands eines Messsignals zum Beginn des verursachenden Strahlungsimpuls, Darstellung des Sättigungsverhaltens; Strahlungspulsdauer ca. 50 bis 60 ns; Intervallbreite 10 μs

In Abbildung 26 ist die zeitliche Verteilung der Messsignale dargestellt. Man sieht deutlich, dass durch die zeitliche Verschmierung des Messsignals infolge der Radiolumineszenz selbst bei derartigen stark gepulsten Feldern eine Messung möglich ist. Abbildung 27 verdeutlicht das Sättigungsverhalten des Detektorsystems. Bei hohen Pulsdosen sieht man das Abflachen der Ereigniszahl bei kurzen Zeitabständen zum Strahlungsimpuls. Die maximale Impulszahl in 10 μs beträgt ca. 340 Ereignisse. Bei einer Totzeit von 20 ns entspricht dies den theoretischen Voraussagen.

Für die praktische Anwendung bei der Messung der Ortsdosis/Ortsdosisleistung sind derart intensive Strahlungsfelder selten. Hier interessieren für den Strahlenschutz vor allem Streustrahlungsfelder, deren Intensitäten deutlich geringer sind. Das Messsystem wird folglich in den weniger kurz gepulsten medizinischen Strahlungsfeldern der Röntgendiagnostik und -therapie anwendbar sein.

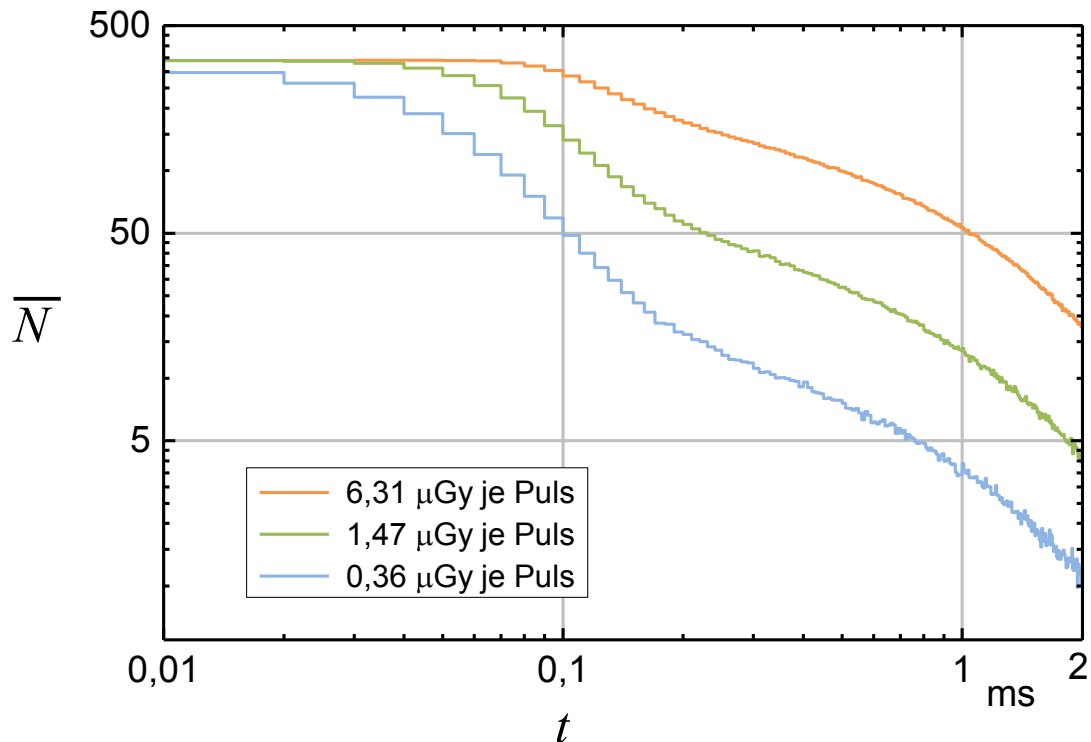


Abbildung 27: Mittlere Häufigkeit des Zeitabstands eines Messsignals zum Beginn des verursachenden Strahlungsimpuls; Strahlungspulsdauer ca. 50 bis 60 ns; Intervallbreite 10 μs

Messbereich bezüglich Dosis und Dosisleistung

Die untere Messgrenze bezüglich der Dosisleistung wurde bereits weiter oben diskutiert. Ein Wert von 0,5 $\mu\text{Sv/h}$ ist durch eine ausreichend lange, aber noch akzeptable Messzeit erreichbar. Die avisierte obere Grenze von 1 mSv/h (bei kontinuierlicher Exposition) kann schon mit dem Funktionsmuster um eine Größenordnung erhöht, also mindestens 10 mSv/h, ohne Einschränkungen garantiert werden. Für die Dosis gibt es keine Einschränkungen des avisierten Bereichs (bis 100 mSv), da das Messsystem durch die Exposition nicht verändert wird. Die Erfahrungen mit dem Leuchtstoff lassen erwarten, dass kumulierte Dosiswerte über 1 Sv eine Veränderung der Eigenschaften hervorrufen können. Für die Weiterentwicklung zu einem kommerziellen Gerät sollte die verwendete Software die Lebenszeitdosis des Sensorkopfes bilanzieren und die Grenze der Verwendbarkeit anzeigen. Eine definierte Vorbestrahlung der Köpfe mit einem definierten Wert von einigen Gray könnte die Verwendbarkeit weiter verlängern.

Messbereich bezüglich der Energie- und Winkelabhängigkeit

Mit dem Funktionsmuster mit Lichtleitstab und Abschirmung des EPS konnte gezeigt werden, dass die Anzeige für die hier im Hause verfügbaren Strahlenqualitäten im avisierten Winkelbereich $\pm 45^\circ$ innerhalb der Forderungen der Bauartzulassung bleibt. Das energetische Ansprechvermögen des $H^*(10)$ -Sensors wurde punktuell für einige Strahlenqualitäten überprüft und bestätigte die erwarteten Werte. Eine endgültige Optimierung wäre erst im Rahmen einer Konformitätsbewertung (Messungen mit allen Strahlenqualitäten und geforderten Winkel) durchzuführen. Das war aber im vorliegenden Projekt nicht möglich.

Messbereich bezüglich der Pulsdosisleistung

Für die Pulsdosisleistungen wird der Mindestnenngebrauchsbereich für sehr kurze Pulse um mehrere Größenordnungen überschritten. Längere Pulse (über 100 μs) werden zumindest im angestrebten Bereich (bis 1 Sv/h), voraussichtlich aber auch deutlich darüber hinaus richtig erfasst.

Zusammenfassung zum übergebenen Gerät

Das übergebene Gerät demonstriert in einem handhabbaren Gehäuse die Ortsdosisleistungsmessung der beiden gesetzlichen Messgrößen $H^*(10)$ und $\dot{H}'(0,07)$ auf Basis der Radiolumineszenz von Berylliumoxid. In dieser Eigenschaft ist es das erste seiner Art, in der die Zeitkonstante des Leuchtstoffs für eine gleichmäßige zeitliche Verteilung des Messsignals sorgt. Um die gesetzlichen Messgrößen optimal abzubilden wurden zwei separate Messköpfe entwickelt und in verschiedenen Strahlungsfeldern charakterisiert.

Aufgrund des Messprinzips, bei dem einerseits durch den Leuchtstoff eine Zeitstruktur aufgeprägt, und andererseits aber durch den Einzelphotonennachweis die zeitliche Modulation des Strahlungsfeldes erhalten bleibt, ist ein Einsatz auch in gepulsten und/oder repetierenden Feldern sinnvoll.

Literatur

- [1] ICRP: *Publication 26 - Recommendation of the International Commission on Radiological Protection*, Annals of the ICRP **1** (1977)
- [2] ICRP: *Publication 60 - The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Annals of the ICRP **33** (1990)
- [3] ICRP: *Publication 103 - The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, Annals of the ICRP **37** (2007)
- [4] Europäische Atomgemeinschaft: *RICHTLINIE 2013/59/EURATOM DES RATES vom 5. Dezember 2013, zur Festlegung grundlegender Sicherheitsnormen für den Schutz vor den Gefahren einer Exposition gegenüber ionisierender Strahlung und zur Aufhebung der Richtlinien 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom und 2003/122/Euratom* 2013
- [5] Strahlenschutzgesetz **StrlSchG**: *Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung*, vom 27. Juni 2017 (BGBl. I S. 1966), zuletzt geändert durch Artikel 2 des Gesetzes vom 27. Juni 2017 (BGBl. I S. 1966)
- [6] Verordnung zur weiteren Modernisierung des Strahlenschutzrechts, Artikel 1 Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV), vollständig in Kraft seit 31.12.2018
- [7] Joint Report of the „ICRU“ and the „ICRP“: *Report No. XX: Operational Quantities for external Radiation Exposure*, Oxford 2017 (noch in kontroverser Diskussion)
- [8] Mess- und Eichgesetz **MessEG** vom 25. Juli 2013 (BGBl. I S. 2722, 2723), das zuletzt durch Artikel 1 des Gesetzes vom 11. April 2016 (BGBl. I S. 718) geändert worden ist
- [9] Mess- und Eichverordnung **MessEV**: *„Verordnung über das Inverkehrbringen und die Bereitstellung von Messgeräten auf dem Markt sowie über ihre Verwendung und Eichung“*, vom 11. Dezember 2014 (BGBl. I S. 2010, 2011), zuletzt geändert durch Artikel 1 der Verordnung vom 10. August 2017 (BGBl. I S. 3098)
- [10] PTB-Anforderungen, Strahlenschutzmessgeräte, PTB-A 23.3: *„Ortsdosimeter zur Messung der Umgebungs- und Richtungs-Äquivalentdosis und der Umgebungs- und Richtungs-Äquivalentdosisleistung“*, Physikalisch- Technische Bundesanstalt, November 2013
- [11] White, D. R.; Booz J.; Griffith, R.V.; Spokas, J.J.; Wilson, I. J.: *ICRU Report 44, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*, Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements **23**, Issue 1 (1989)

- [12] Reich, H.; Burmester, U.: *Dosimetrie ionisierender Strahlung*, Stuttgart 1990
- [13] Stolz, W.: *Radioaktivität: Grundlagen - Messung - Anwendungen*, 5. Auflage, Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden 2005
- [14] Krieger, H.: *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*, 4. Auflage, Springer Spektrum, Wiesbaden 2012
- [15] Krieger, H.: *Strahlungsmessung und Dosimetrie*, 2. Auflage, Springer Spektrum, Wiesbaden 2013
- [16] Kohlrausch, F.: *Praktische Physik*, Band 2, 24. Auflage, B.G. Teubner, Stuttgart 1996
- [17] Henniger, J.: *Dosimetrie mit elektronischen Dosimetern in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern : Abschlussbericht ; Teil 1 ; Vorhaben 3608S02002, BfS-RESFOR-17/09*, November 2009
- [18] Helbig, K.; Henniger, J.: *Dead-time losses in pulsed radiation fields*, Radiat. Meas. **47** (2012) 383-388
- [19] Henniger, J.; Jacobi, Ch.: *Anwendung von Monte-Carlo-Methoden zur Berechnung der Totzeitkorrektur für Zählmessungen*, Strahlenschutz-Praxis **21** (2015) 25-32
- [20] Albrecht, H.O.; Mandeville, C.E.: *Storage of Energy in Beryllium Oxide*, Phys. Rev. **101** (1956) 1250–1252
- [22] Antonov–Romanovsky, V.V.; Keirim–Marcus, I. B.; Poroshina, M.S.; Trapeznikova, Z.A.: *Dosimetry of Ionizing Radiation with the Aid of Infrared Sensitive Phosphors*, USAEC Report AEC-Tr-2435 Part 1 (1955) 239–250
- [23] Rhyner, C.R.; Miller, W.G.: *Radiation Dosimetry by Optically-stimulated Luminescence of BeO.*, Health Physics **18** (1970) 681–684
- [24] Bulur, E.; Göksu, H.Y.: *OSL from BeO ceramics: new observations from an old material*, Radiat. Meas. **29** (1998) 639–650
- [25] Tochilin, E.; Goldstein, N.; Miller, W.G.: *Beryllium Oxide as a Thermoluminescent Dosimeter*, Health Physics **16** (1969) 1-7
- [26] Sommer, M.; Henniger, J.: *Investigation of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter*, Radiation Protection Dosimetry **119** (2006) 394–397
- [27] Bulur, E.: *Photo-transferred luminescence from BeO ceramics*, Radiat. Meas. **42** (2007) 334–340

- [28] Sommer, M.; Freudenberg, R.; Henniger, J.: *New aspects of a BeO-based optically stimulated luminescence dosimeter*, Radiat. Meas. **42** (2007) 617–620
- [29] Sommer, M., Jahn, A., Henniger, J.: *Beryllium oxide as optically stimulated luminescence dosimeter*, Radiat. Meas. **43** (2008) 353–356
- [30] Jahn, A., Sommer, M., Henniger, J.: *2D-OSL-dosimetry with beryllium oxide*, Radiat. Meas. **45** (2010) 674–676
- [31] Bulur, E., Yeltik, A.: *Optically stimulated luminescence from BeO ceramics: An LM-OSL study*, Radiat. Meas. **45** (2010) 29–34
- [32] Watanabe, S.; Gundu Rao, T. K.; Page, P. S.; Bhatt, B. C.: *TL, OSL and ESR studies on beryllium oxide*, Journal of Luminescence **130** (2010) 2146–2152
- [33] Jahn, A.; Sommer, M.; Liebmann, M.; Henniger, J.: *Progress in 2D-OSL-dosimetry with beryllium oxide*, Radiat. Meas. **46** (2011) 1908–1911
- [34] Yukihara, E.G.: *Luminescence properties of BeO optically stimulated luminescence (OSL) detectors*, Radiat. Meas. **46** (2011) 580–587
- [35] Sommer, M.; Jahn, A.; Henniger, J.: *A new personal dosimetry system for HP(10) and HP(0.07) photon dose based on OSL-dosimetry of beryllium oxide*, Radiat. Meas. **46** (2011) 1818–1821
- [36] Jahn, A.; Sommer, M.; Ullrich, W.; Wickert, M.; Henniger, J.: *The BeOmax system – Dosimetry using OSL of BeO for several applications*, Radiat. Meas. **56** (2013) 324–327
- [37] Jahn, A.: *Experimentelle und rechnerische Bestimmung des Energieansprechvermögens und der Nachweiseffizienz für BeO-OSL-Detektoren*, Dissertation, Fachrichtung Physik, TU Dresden 2013
- [38] Jahn, A.; Sommer, M.; Henniger, J.: *OSL efficiency for BeO OSL dosimeters*, Radiat. Meas. **71** (2014) 104–107
- [39] Schneider, J.: *Praktische Umsetzung eines neuen OSL-Auswerteverfahrens auf Basis von Einzelphotonennachweisen*, Masterarbeit Fachrichtung Physik, Technische Universität Dresden 2016
- [40] Radtke, J., Sponner, J., Jakobi, C., Schneider, J., Sommer, M., Teichmann, T., Ullrich, W., Henniger, J., Kormoll, T.: *Single Photon detection and signal analysis for high sensitivity dosimetry based on optically stimulated luminescence with beryllium oxide*, Animma-71197 (2017)

- [41] Teichmann, T: *Lichtwellenleiterbasierte Dosisleistungsmessung mittels Radiolumineszenz und Optisch Stimulierter Lumineszenz*, Dissertation, Fakultät Physik, Technische Universität Dresden 2018
- [42] Teichmann T.; Gonzalez Torres M.J.; van Goethem, M. J.; van der Graaf, E.R.; Henniger, J.; Jahn, A.; Kiewiet, H. H.; Sommer, M.; Ullrich, W.; Weinhold, C. and Kormoll, T.: *Dose and dose rate measurements in proton beams using the luminescence of beryllium oxide*, Journal of Instrumentation **13** (2018) P10015
- [43] Materion Corporation, Materion Advanced Materials Germany GmbH, Materion Brush GmbH; www.materion.com
- [44] INNOVACERA, Unit C 9/F, NO.56 Yibin North Road, Huli District, Xiamen, Fujian, China 361006; www.innovacera.com
- [45] Molina, P.; Santiago, M.; Marcazzó, J.; Spano, J.; Henniger, J.; Cravero, W.; Caselli, E.: *Radioluminescence of red-emitting Eu-doped phosphors for fiberoptic dosimetry*, Appl. Radiat. Isot. **71** (2012) 12–14
- [46] Akselrod M. S.; McKeever S. W. S.: *A Radiation Dosimetry Method using Pulsed Optically Stimulated Luminescence*, Radiation Protection Dosimetry **81** (1999) 167-175
- [47] Boetter-Jensen, L.; McKeever, S. W. S.; Wintle, A.G.: *Optically Stimulated Luminescence Dosimetry*, Elsevier Science, Amsterdam 2003
- [48] Andersen, C.E.; Edmund, J.M.; Medin, J.; Grusell, E.; Jain, E.; Mattsson, S.: *Medical proton dosimetry using radioluminescence from aluminium oxide crystals attached to optical-fiber cables*, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip. **580** (2007) 466–468
- [49] Edmund, J.M.; Andersen, C.E.; Greilich, S.; Sawakuchi, G.O.; Yukihiro, E.G.; Jain, M.; Hajdas, W.; Mattsson, S.: *Optically stimulated luminescence from Al₂O₃:C irradiated with 10–60 MeV protons*, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip. **580** (2007) 210–213
- [50] Andersen, C.E.; Nielsen, S.K.; Greilich, S.; Helt-Hansen, J.; Lindegaard, J.C.; Tanderup, K.: *Characterization of a fiber-coupled Al₂O₃:C luminescence dosimetry system for online in vivo dose verification during Ir-192 brachytherapy*, Med. Phys. **36** (2009) 708–718
- [51] Teichmann, T.; Sommer, M.; Henniger, J.: *Dose rate measurements with a ruby-based fiber optic radioluminescent probe*, Radiat. Meas. **56** (2013) 347–350

- [52] Attix, F.H.: *Energy-absorption coefficients for γ -rays in compounds or mixtures*, Phys. Med. Biol. **29** (1984) 869-871
- [53] Hubbell J. H.; Seltzer, S.M.: *X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients*, NIST Standard Reference Database 126, 2004.
- [54] National Institute of Standards and Technology (NIST):
<http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab4.html>, 2016
- [55] Knoll, G.F.: *Radiation Detection and Measurement*, 4th Edition, John Wiley & Sons, Inc., Ann Arbor 2010
- [56] Haninger. T.; Henniger, J.: *Dosimetric Properties of the new TLD Albedo Neutron Dosimeter AWST-TL-GD 04*, Radiation Protection Dosimetry **170** (2016) 150-153
- [57] Hamamatsu Photonics K. K.: *Photon Counting Heads, H10682 Series*, Datenblatt, Stand Juni 2016
- [58] Hamamatsu Photonics K. K.:
www.hamamatsu.com/eu/en/technology/innovation/photocathode, abgerufen am 1.06.2019
- [59] Hamamatsu Photonics K. K.: *Photomultiplier Tubes, Basics and Applications*, 2007
- [60] Avnet, Inc., Avnet Product Brief Xilinx® Spartan-6 FPGA LX9 MicroBoard, 2011.
https://www.avnet.com/opasdata/d120001/medias/docus/1/Xilinx_s6-lx9-microboard-pb020411.pdf
- [61] Avnet, Inc., Getting Started Guide, version 1.1, Xilinx® Spartan-6 FPGA LX9 MicroBoard, 2011.
<https://www.avnet.com/opasdata/d120001/medias/docus/7/AES-S6MB-LX9-G-User-Guide-Getting-Started-Guide.pdf>
- [62] Das Microcontroller-Board ist ein UNO (Arduino Klon),
www.robotistan.com/arduino-uno-r3-klon-usb-kablo-hediyeli-usb-chip-ch340