

Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

Personendosimetrie mit elektronischen Personendosimetern in gepulsten Strahlungsfeldern - Vorhaben 3608S02002

Auftragnehmer:
Technischen Universität Dresden
Institut für Kern- und Teilchenphysik

J. Henniger

Das Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (BMU) und im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) durchgeführt.

Dieser Band enthält einen Ergebnisbericht eines vom Bundesamt für Strahlenschutz im Rahmen der Ressortforschung des BMU (UFOPLAN) in Auftrag gegebenen Untersuchungsvorhabens. Verantwortlich für den Inhalt sind allein die Autoren. Das BfS übernimmt keine Gewähr für die Richtigkeit, die Genauigkeit und Vollständigkeit der Angaben sowie die Beachtung privater Rechte Dritter. Der Auftraggeber behält sich alle Rechte vor. Insbesondere darf dieser Bericht nur mit seiner Zustimmung ganz oder teilweise vervielfältigt werden.

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

BfS-RESFOR-17/09

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:
urn:nbn:de:0221-2009082197

Salzgitter, November 2009

Abschlussbericht

Dosimetrie mit elektronischen Dosimetern in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern, Teil 1

Dresden, Juni 2009

Technischen Universität Dresden
Institut für Kern- und Teilchenphysik
AG Strahlungsphysik

Projektleiter:

PD Dr. Jürgen Henniger

Bearbeiter:

Dipl. Phys. Kai Helbig

Dipl. Phys. Axel Jahn

Dipl. Phys. Uwe Kriesten

Dipl. Phys. Erik Pönitz

Dipl. Phys. Uwe Reichelt

Dipl. Phys. Marian Sommer

Dresden, den 6. Juli 2009

J. Henniger

Inhalt

Kurzzusammenfassung.....	4
1 Einleitung	5
2 Theoretische Betrachtungen.....	7
2.1 Das Totzeitverhalten von Strahlungsdetektoren	9
2.2 Totzeitverluste bei konstanter Ereignisrate	11
2.3 Der Einfluss gepulster Strahlungsfelder.....	13
2.4 Der Einfluss der Pulsform	19
2.5 Abschätzung des Kalibrierungsfaktors für Si-Detektoren	21
3 Experimentelle Untersuchungen an ausgewählten Dosimetern.....	23
3.1 Einsatzfähigkeit in gepulsten Feldern	23
3.2 Dosisleistungsmessung in kontinuierlichen Strahlungsfeldern.....	25
4 Bewertung von Totzeitverlusten	30
4.1 Beispiel: stationäres Strahlungsfeld	31
4.2 Beispiel: diagnostische Röntgeneinrichtung	32
4.3 Beispiel: Medizinischer Beschleuniger	34
5 Zusammenfassung.....	35
6 Schlussfolgerungen	36
7 Quellenverzeichnis	38
Anhang A	I
Anhang B.....	VII

Erklärung

Der Bericht gibt die Auffassung und Meinung des Auftragnehmers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

Kurzzusammenfassung

In dieser Untersuchung wurde der Einfluss gepulster Strahlungsfelder auf das Ansprechverhalten von elektronischen Personendosimetern (EPD) mit Si-Halbleiterdetektoren herausgearbeitet. Dazu wurden umfangreiche theoretische Untersuchungen durchgeführt sowie experimentelle Studien ausgewertet.

Generell sind die untersuchten EPD für Pulsdosisleistungen bis mindestens 4 Sv/h uneingeschränkt einsatzfähig. Unterschreitet die Breite der Strahlungspulse die Totzeit des EPD, so ist anstelle der Pulsdosisleistung die Dosis je Puls die entscheidende Größe. In diesem Fall ist das Dosimeter uneingeschränkt anwendbar, solange die mögliche Dosis je Puls kleiner als 45% des Kalibrierfaktors beträgt, welcher die mittlere Dosis je Detektorereignis angibt.

Auch wenn diese Kriterien in einem vorgesehenen Einsatzgebiet nicht erfüllt werden, ist eine Verwendung der Dosimeter prinzipiell möglich. In diesem Fall wird jedoch eine individuelle Untersuchung des Ansprechvermögens empfohlen.

Für rechteckige Strahlungspulse kann dieses in Abhängigkeit der Dosisleistung durch eine einfache empirische Näherungsformel ermittelt werden. Im Fall einer beliebigen Pulsform wurde zur Untersuchung des Ansprechvermögens eine Monte-Carlo-Simulation entwickelt. Unter Kenntnis von Totzeit und Kalibrierungsfaktor können dann die Einsatzgrenzen des Dosimeters prinzipiell in beliebigen gepulsten Strahlungsfeldern ermittelt werden.

Diese Bewertung wurde an zwei Beispielen für gepulste Strahlungsfelder durchgeführt. In diesen beiden Fällen ist die messbare Dosisleistung aus Sicht des Strahlenschutzes hinreichend.

Um den Einsatzbereich von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern zu erweitern, kann das aktive Detektorvolumen des Si-Halbleiterdetektors verringert werden, oder eine rechnerische Korrektur von Totzeitverlusten durchgeführt werden. Alternativ können Dosimeter ohne Totzeitverluste auf Basis von optisch stimulierter Lumineszenz (OSL) bzw. Thermolumineszenz (TL) in Kombination mit einer Auswerteeinheit vor Ort verwendet werden. Ebenso ist es denkbar, ein neuartiges Dosimeter mit Szintillationszähler zu konstruieren, bei dem aufgrund seines schnellen Ansprechverhaltens eine Totzeit von unter 100 ns zu realisieren sind.

1 Einleitung

Bei allen beruflich strahlenexponierten Personen ist während des Aufenthalts in Kontrollbereichen die Personendosis durch amtliche Dosimeter zu überwachen. In bestimmten Fällen ist zusätzlich der Einsatz von direkt anzeigenden elektronischen Personendosimetern (EPD) sinnvoll, so zum Beispiel bei der Überwachung der Strahlenexposition von Schwangeren. Für diesen Fall schreiben §41 (5) der Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) und §35 (6) der Röntgenverordnung (RöV) eine arbeitswöchentliche Prüfung der Strahlenexposition vor, wobei die maximal zulässige Dosis für das ungeborene Kind nach §55 (4) StrlSchV bzw. §31a (4) RöV ein Millisievert beträgt.

Die Verwendung von Filmdosimetern oder anderen passiven Dosimetern ist in diesem Fall nicht praktikabel. Zum einen ist der organisatorische Aufwand für die wöchentliche Auswertung unverhältnismäßig hoch. Zum anderen kann ein passives Dosimeter die während einer Woche typischerweise auftretende niedrige Dosis unter Umständen nicht nachweisen. Für das amtlich zugelassene LPS-Film-GD O2 Filmdosimeter wird beispielsweise eine untere Nachweisgrenze von 100 μSv angegeben. Die Strahlenexposition kann um diesen Wert unterschätzt werden. Bei wöchentlicher Auswertung ohne nachweisbare Dosis ist somit ab 10 Wochen eine Grenzwertüberschreitung möglich.

Im Vergleich dazu weisen typische EPD eine untere Nachweisgrenze von einem Mikrosievert auf. Durch direktes Ablesen der aufgetretenen Dosis ist sowohl eine wöchentliche als auch tägliche Auswertung realisierbar. Auch die Ermittlung von Jobdosen ist möglich. Jedoch sind EPD in gepulsten Strahlungsfeldern aufgrund von Totzeiteffekten nur eingeschränkt einsetzbar.

Moderne medizinische Röntgeneinrichtungen generieren fast ausschließlich gepulste Strahlungsfelder. In der Diagnostik kommen Röntgeneinrichtungen zum Einsatz, die eine Pulsbreite von einigen Millisekunden bis zu mehreren Sekunden aufweisen. Im Bereich der Strahlentherapie werden Linearbeschleuniger mit Mikrosekundenpulsen verwendet.

In Tabelle 1 sind die technischen Parameter typischer medizinischer Strahlenquellen aufgelistet. Die Dosisleistungen und Dosiswerte sind jeweils für einen Meter Abstand von der Quelle angegeben. Physikalisch wäre die Angabe der Dosisleistung von Röntgeneinrichtungen in der Einheit Gy/s sinnvoll. Für einen besseren Vergleich mit Angaben aus der Personendosimetrie sind die Dosisleistungen jedoch auf Stunden bezogen. Bei den hier betrachteten Photonenstrahlungen entspricht eine Energiedosis von einem Gray einer Äquivalentdosis von einem Sievert.

Tabelle 1 Technische Parameter medizinischer Röntgeneinrichtungen und Therapiebeschleuniger nach [1], [2] und [3]

	Diagnostik periodisch gepulst	Diagnostik Einzelpuls	Therapie
Pulsbreite T in ms	3 – 200	$1 - 6 \cdot 10^3$	$3 \cdot 10^{-3} - 5 \cdot 10^{-3}$
Pulsfrequenz f in Hz	1 – 50	–	10 – 500
mittlere Dosisleistung in mGy/h	$100 - 2 \cdot 10^4$	–	$1 \cdot 10^4 - 3 \cdot 10^5$
typische Dosis pro Puls in mGy	1	3	0,2
Pulsdosisleistung in mGy/h	bis $3 \cdot 10^5$	bis $2 \cdot 10^5$	bis $2,5 \cdot 10^8$

Tabelle 2 zeigt die technischen Daten von ausgewählten elektronischen Personendosimetern. Bei den Geräten der Firma Thermo werden die zufälligen Messabweichungen abhängig von der Photonenenergie und der Dosisleistung angegeben.

Tabelle 2 Messbereiche von Dosisleistung und Dosis verschiedener elektronischer Personendosimeter nach [4], [5], [6] und [7]

	Dosilab EDM-III	MGP DMC 2000X	Thermo EPD™-N2	Thermo EPD®-Mk2
$\dot{H}_p(10)$ in mSv/h	$10^{-3} - 10^4$	$10^{-3} - 10^3 (10^4)$	$10^{-3} - 4 \cdot 10^3$	$10^{-3} - 4 \cdot 10^3$
zuf. Messabweichung in %	15	20 (30)	20 – 50	20 – 50
$H_p(10)$ in mSv	$10^{-3} - 10^3$	$10^{-3} - 10^4$	$10^{-3} - 1,6 \cdot 10^4$	$10^{-3} - 1,6 \cdot 10^4$

In gepulsten Strahlungsfeldern übersteigt die maximale Dosisleistung im Puls, welche entscheidend für die Einsatzfähigkeit eines EPD ist, immer die mittlere Dosisleistung. Entsprechend verringert sich in gepulsten Strahlungsfeldern die höchstens zulässige mittlere Dosisleistung.

Im vorliegenden Bericht wird anhand von theoretischen Methoden und experimentellen Daten untersucht, ob die betrachteten Dosimeter trotz erhöhter Dosisleistungen im Puls noch einsetzbar sind. Zielstellung ist, mittels einfacher Kriterien zu bewerten, in welchen Fällen die untersuchten Detektorsysteme ohne Einschränkungen verwendet werden können bzw. wo ein Einsatz nicht sinnvoll ist. Für die verbleibenden Anwendungsfelder sollen Kriterien erarbeitet werden, mit denen bei zusätzlichen Informationen über das Strahlungsfeld über den Einsatz entschieden werden kann.

2 Theoretische Betrachtungen

Elektronische Personendosimeter (EPD) mit Si-Halbleiterdetektor ermitteln die Personendosis H_p durch Zählung von Impulsen. Dabei werden im Detektor durch den Einfluss ionisierender Strahlung Ladungsträgerpaare gebildet, die zu einem kurzzeitigen Stromfluss führen. Dieser wird durch einen ladungsempfindlichen Vorverstärker und eine nachgeschaltete Elektronik in einen Signalimpuls umgewandelt. Jede ionisierende Wechselwirkung, die ohne Totzeitverlust zu einem messbaren Impuls führt, wird als Ereignis bezeichnet. Ereignisse, die während einer Totzeit im Detektor stattfinden, können nicht registriert und ausgewertet werden.

Bei einer idealen Zählmessung wird jedes Ereignis detektiert. Strahlungsdetektoren und die nachfolgende Auswertelektronik benötigen jedoch für die Erzeugung und Verarbeitung eines Signalimpulses eine gewisse Zeitspanne. Ein während dieser Verarbeitungszeit stattfindendes Ereignis kann das System nicht registrieren. Der minimale zeitliche Abstand zwischen zwei gezählten Ereignissen wird als Totzeit τ bezeichnet und ist gerätespezifisch. Erst nach Ablauf dieser Totzeit kann wieder ein zählbarer Impuls erzeugt werden. Die Totzeit für EPD auf der Basis von zählenden Siliziumdetektoren liegt etwa zwischen einer und zehn Mikrosekunden. Sie führt vor allem bei hohen Ereignisraten zur Unterschätzung der einwirkenden Dosis.

Die Ereignisrate wird durch den Quotienten

$$\tilde{Z} = \frac{dN_e}{dt} \quad (1)$$

bestimmt, wobei dN_e die Anzahl der aufgetretenen Ereignisse während des Zeitintervalls dt bezeichnet. Die Zählrate Z ist entsprechend als

$$Z = \frac{dN_d}{dt} \quad (2)$$

definiert, mit der Anzahl der tatsächlich detektierten Ereignissen dN_d pro Zeitelement dt .

Der Zusammenhang zwischen der Personendosis H_p und der Anzahl aufgetretener Ereignisse N_e lässt sich durch

$$H_p = g \cdot N_e \quad (3)$$

beschreiben. Der Proportionalitätsfaktor g entspricht im einfachsten Fall einem sogenannten Kalibrierungsfaktor. Die Personendosisleistung $\dot{H}_p = dH/dt$ kann entsprechend

$$\dot{H}_p = g \cdot \tilde{Z} \quad (4)$$

berechnet werden.

Der Kalibrierungsfaktor g wird experimentell bestimmt, indem für bekannte Strahlungsbedingungen (Strahlenqualität, Einfallswinkel, ...) die applizierte Dosis durch die Anzahl der detektierten Ereignisse geteilt wird.

Es wird zwischen einer reinen und einer spektrometrischen Zählmessung unterschieden. Bei der einfachen Zählmessung wird mit jedem Ereignis die angezeigte Dosis um den konstanten Wert g erhöht. Die Energieabhängigkeit der Dosimeterempfindlichkeit kann bei diesem Verfahren nur durch passive Filter ausgeglichen werden. Bei spektrometrischen Zählmessungen werden zusätzlich die Impulshöhen ausgewertet und für jeden Messkanal wird ein eigener Proportionalitätsfaktor verwendet. In der einfachsten Form der spektrometrischen Zählmessung wird lediglich eine Diskriminatorschwelle eingeführt, um niederenergetische von hochenergetischen Impulsen zu unterscheiden.

Die oben eingeführten Dosisgrößen entsprechen dem Messwert eines idealen Dosimeters. In einem realen Dosimeter mit nicht vernachlässigbarer Totzeit werden die angezeigte Personendosisleistung $\dot{H}_{p,a}$ und die angezeigte Personendosis $H_{p,a}$ mittels

$$\begin{aligned} H_{p,a} &= g \cdot N_d \\ \dot{H}_{p,a} &= g \cdot Z \end{aligned} \quad (5)$$

aus den gezählten Impulsen des Detektors bestimmt. Durch Totzeitverluste kann die gemessene Zählrate niedriger als die Ereignisrate sein. Der Zusammenhang zwischen Ereignisrate und Zählrate

$$Z = \tilde{Z} \cdot k(\tilde{Z}) \quad (6)$$

ist detektorspezifisch und abhängig von der Ereignisrate. Das relative Ansprechvermögen k gibt dabei die Wahrscheinlichkeit an, mit der bei vorgegebener Ereignisrate \tilde{Z} ein Ereignis registriert wird. Für kleine Ereignisraten beträgt er annähernd 100%, sodass

$$Z \approx \tilde{Z} \quad \text{für } \tilde{Z} \ll \frac{1}{\tau}$$

gilt. Der Zusammenhang zwischen den angezeigten und den wahren Dosiswerten

$$\begin{aligned} H_{p,a} &= H_p \cdot k(\dot{H}_p) \\ \dot{H}_{p,a} &= \dot{H}_p \cdot k(\dot{H}_p) \end{aligned} \quad (7)$$

wird nach (5) und (6) ebenfalls durch das relative Ansprechvermögen beschrieben, das experimentell oder rechnerisch bestimmt werden kann.

2.1 Das Totzeitverhalten von Strahlungsdetektoren

Bei der Untersuchung von Totzeitverlusten der Zählrate werden zwei Arten des Totzeitverhaltens unterschieden – der paralysierende und der nichtparalysierende Grenzfall [8]. In Abb. 1 sind beide Fälle schematisch gegenüber gestellt.

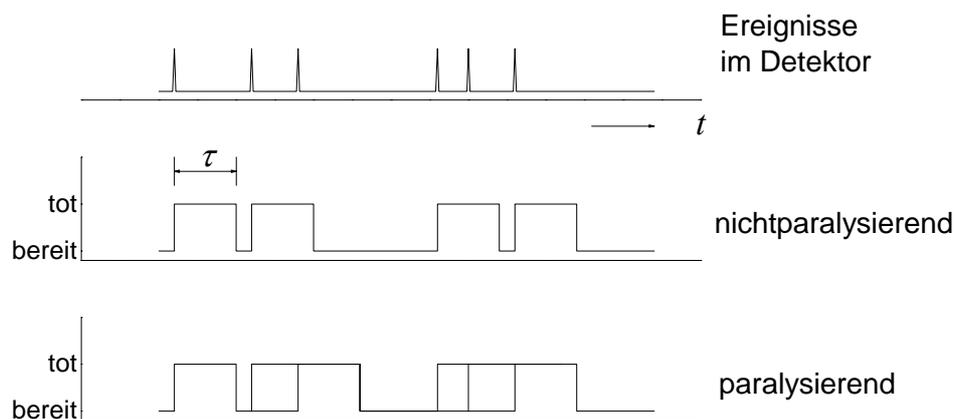


Abb. 1 Paralysierendes und nichtparalysierendes Totzeitverhalten von Strahlungsdetektoren

Im nichtparalysierenden Grenzfall tritt nur nach detektierten Ereignissen eine Totzeit τ auf. Damit wird die Zählrate auf maximal ein Ereignis je Totzeit beschränkt. Im Gegensatz dazu erzeugt im paralysierenden Grenzfall jedes Ereignis eine Totzeit, selbst wenn es nicht detektiert wird. Die mittlere Totzeit kann damit viel größer als τ werden. Die qualitative Abhängigkeit von der Dosisleistung zeigt Abb. 2.

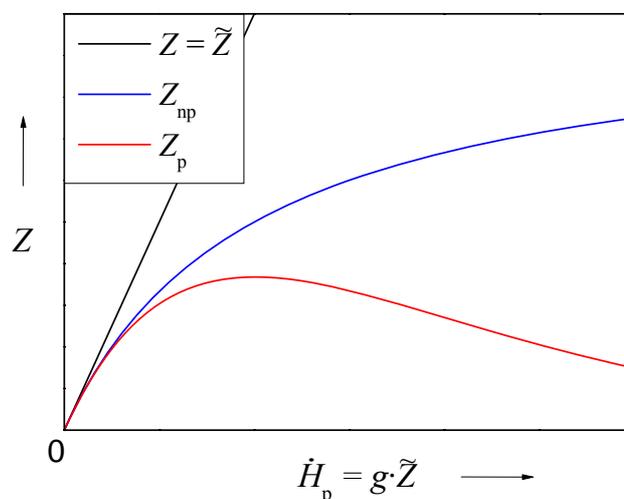


Abb. 2 Schematische Abhängigkeit der Zählrate Z von der Personendosisleistung \dot{H}_p bei paralysierendem (p) und nichtparalysierendem (np) Totzeitverhalten.

Bei sehr hohen Dosisleistungen nimmt im paralyisierenden Fall die Zählrate ab. Dabei ist für ein Messgerät nicht zu unterscheiden, ob der Detektor im annähernd linearen Bereich misst, oder ob eine paralyisierende Sättigung vorliegt. Dieses Verhalten kann zu einer schwerwiegenden Unterschätzung der Dosis führen. Um eine paralyisierende Sättigung zu verhindern, werden in Dosimetern häufig zusätzliche elektronische Schaltungen eingesetzt, welche die Totzeit auf eine feste Größe begrenzen.

Paralyisierendes und nichtparalyisierendes Verhalten sind idealisierte Grenzfälle des Detektorverhaltens, die einfache Herleitungen des Totzeitverlustes ermöglichen. In einem realen Messgerät kann der Detektor beispielsweise ein paralyisierendes Verhalten mit kurzer Totzeit aufweisen, während die Auswertelektronik eine längere, annähernd konstante Totzeit besitzt.

2.2 Totzeitverluste bei konstanter Ereignisrate

Das relative Ansprechvermögen in einem zeitlich konstanten (stationären) Strahlungsfeld wird im nichtparalysierenden Fall durch [10]

$$k_{\text{np}}(\tilde{Z}) = \frac{1}{1 + \tilde{Z}\tau} \quad (8)$$

beschrieben. Im Grenzfall kleiner Ereignisraten \tilde{Z} ist $k_{\text{np}} \approx 1$. Es treten also fast keine Verluste auf und der angezeigte Dosiswert entspricht im Rahmen der auftretenden Messabweichungen der tatsächlich aufgetretenen Dosis. Erreicht der mittlere zeitliche Abstand der Ereignisse $1/\tilde{Z}$ jedoch die Größenordnung der Totzeit τ , so setzt eine Sättigung ein. Für $\tilde{Z} = 1/\tau$ wird die aufgetretene Dosis bereits um 50% unterschätzt (vgl. Abb. 3).

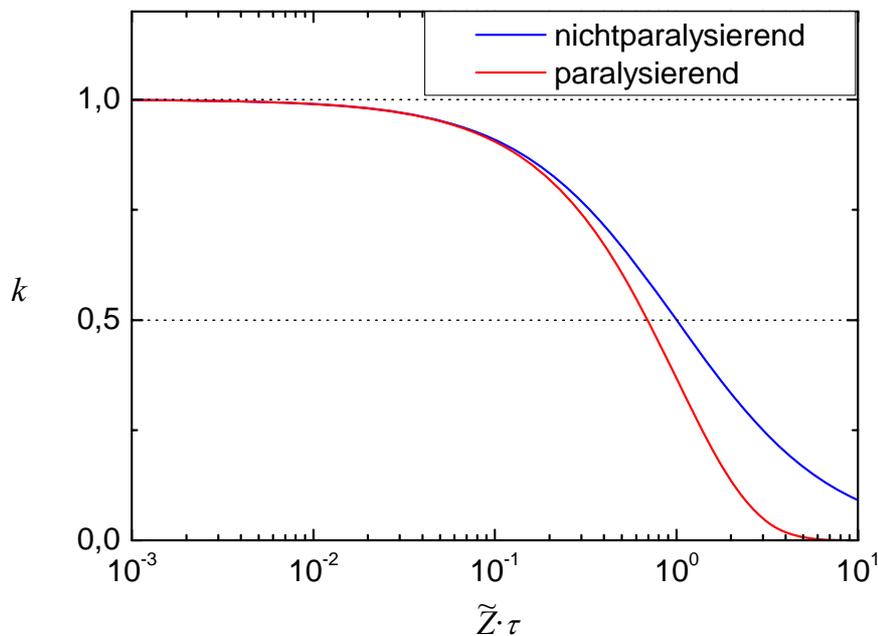


Abb. 3 Verhältnis von Zählrate zu Ereignisrate, dargestellt für paralysierendes und nichtparalysierendes Totzeitverhalten.

Im paralysierenden Fall ist der theoretische Faktor durch [10]

$$k_{\text{p}}(\tilde{Z}) = e^{-\tilde{Z}\tau} \quad (9)$$

gegeben. Bei kleinen Ereignisraten gilt wieder $k_{\text{p}} \approx 1$. Für zunehmende Ereignisraten fällt das relative Ansprechvermögen jedoch exponentiell ab. Abweichungen von 50% treten bereits ab $\tilde{Z} \approx 0,7/\tau$ auf.

In Abb. 3 ist das relative Ansprechvermögen für beide Grenzfälle aufgetragen. Für kleine Ereignisraten ist das Verhalten identisch. Deutliche Abweichungen treten bei einer Ereignisrate in der Größenordnung von $1/\tau$ auf. Der Totzeitverlust beträgt dann bereits mehr als 50%.

Zum Vergleich schreibt die Norm IEC 61526 bei Personendosimetern eine Messabweichung der Dosisleistungsmessung von maximal 20% im zugelassenen Messbereich vor. Innerhalb dieses Messbereiches dürfen also nur Ereignisraten auftreten, bei denen das relative Ansprechvermögen $k > 0,8$ beträgt. Für derartige Ereignisraten ist der Unterschied zwischen den Grenzfällen gering. Nur bei wesentlich höheren Raten bzw. Dosisleistungen ist die Vermeidung des paralysierenden Sättigungseffektes wichtig.

2.3 Der Einfluss gepulster Strahlungsfelder

In gepulsten Strahlungsfeldern hängt das relative Ansprechvermögen neben der Ereignisrate auch von der Pulsart und -form ab. Wichtige Größen sind die Pulsbreite T sowie bei periodischen Pulsen die Wiederholfrequenz f . Dabei kann die Pulsbreite in bestimmten Anwendungen um einen Faktor 1000 kürzer sein als der Abstand der Pulse $1/f$.

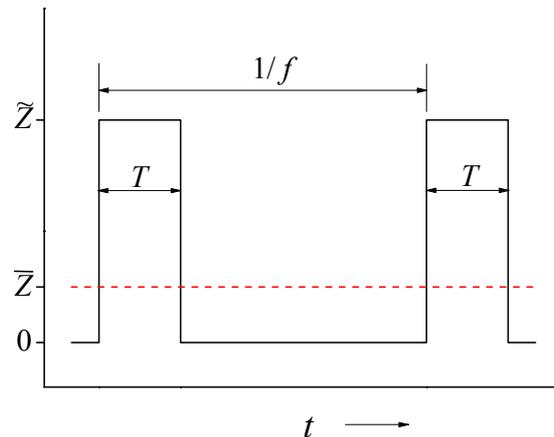


Abb. 4 Parameter der untersuchten Rechteckpulsung.

Zunächst wird der Totzeitverlust bei wiederholenden Rechteckimpulsen untersucht, wie in Abb. 4 dargestellt. Die Ereignisrate während des Pulses wird wieder mit \tilde{Z} bezeichnet. Die mittlere Ereignisrate \bar{Z} entspricht derjenigen Rate an Ereignissen, die ein konstantes, kontinuierliches Strahlungsfeld verursachen müsste, um dieselbe Gesamtanzahl an Ereignissen in einer Periode zu erzeugen.

Es gilt

$$\bar{Z} = T \cdot f \cdot \tilde{Z}, \text{ sowie } \bar{H}_p = g \cdot \bar{Z} \quad (10)$$

für den Zusammenhang zur Ereignisrate und zur mittleren Dosisleistung \bar{H}_p . Das Produkt $T \cdot f$ entspricht dem Verhältnis von Pulsbreite T zu Pulsabstand $1/f$. Als einheitenloser Parameter wird die mittlere Anzahl an Ereignissen je Puls

$$\mu = \tilde{Z} \cdot T = \frac{\bar{H}_p}{f \cdot g} \quad (11)$$

eingeführt. Die tatsächliche Ereignisanzahl ist um diesen Mittelwert poissonverteilt. μ ist proportional zur mittleren Dosis pro Puls.

Nach dem Verhältnis von Totzeit zu Pulsbreite lassen sich zwei Fälle des Totzeitverhaltens unterscheiden. Im ersten Fall ist die Totzeit größer als die Pulsbreite ($\tau > T$). Dies tritt beispielsweise bei medizinischen Beschleunigern oder Röntgenblitzgeräten auf. Allerdings bleibt

die Totzeit kleiner als der Abstand zweier Pulse ($1/f > \tau$), da in der praktischen Anwendung die Frequenz der Pulse 1 kHz nicht übersteigt.

Im zweiten Fall ist die Totzeit kleiner als die Pulsbreite ($\tau < T$). Dies ist typisch für Röntgen-einrichtungen der medizinischen Diagnostik mit Pulsbreiten von mehreren Millisekunden. Für sehr kurze Totzeiten nähert sich das Verhalten demjenigen bei kontinuierlicher Bestrahlung an.

Die Herleitung der im Folgenden dargestellten Formeln ist im Anhang A aufgeführt.

1. Fall: $1/f > \tau > T$

Ist die Totzeit größer als die Pulsbreite, so kann pro Strahlungspuls maximal ein Ereignis detektiert werden. Das zugehörige relative Ansprechvermögen beträgt [8], [9]

$$k(\mu) = \frac{1 - e^{-\mu}}{\mu}, \quad (12)$$

und entspricht der Wahrscheinlichkeit, dass mindestens ein Ereignis während eines Pulses stattfindet, geteilt durch die mittlere Anzahl von Ereignissen μ . Solange diese klein bleibt, ergibt sich ein annähernd linearer Zusammenhang. Die Ereigniszahl, bei der mehr als 50% Totzeitverlust auftreten, beträgt $\mu \approx 1,6$ pro Puls.

2. Fall: $\tau < T < 1/f$

Liegt die Totzeit τ im Intervall $(\frac{T}{n}, \frac{T}{n-1}]$, so kann die Zählrate in Form der Reihe

$$k(\mu) = \frac{1}{\mu} \cdot \sum_{i=1}^n P(N \geq i; t = T - (i-1)\tau; \tilde{Z}) \quad (13)$$

dargestellt werden, die nach dem n -ten Summanden abbricht. Dabei gibt n die maximale Anzahl von detektierbaren Ereignissen je Puls an. $P(N \geq i; t = T - (i-1)\tau; \tilde{Z})$ entspricht der Wahrscheinlichkeit, dass in der verkürzten Pulsbreite $T - (i-1)\tau$ bei einer Ereignisrate \tilde{Z} mindestens i Ereignisse auftreten. Diese lässt sich aus der kumulativen Poissonverteilung nach

$$P(N \geq i; t; \tilde{Z}) = 1 - \sum_{k=0}^{i-1} P(N = k; t; \tilde{Z}) = 1 - P(N < i; t; \tilde{Z}) \quad (14)$$

berechnen. Gleichungen (13) und (14) ermöglichen es, die Totzeitverluste für beliebige Verhältnisse von Totzeit zu Pulsbreite zu berechnen. Für kleine Ereignisraten \tilde{Z} ist das Ansprechverhalten linear.

Aufgrund der Reihenstruktur ist die Auswertung dieses Ausdrucks für kleinere Totzeiten jedoch mit einem steigenden numerischen Aufwand verbunden. Daher wurde im Rahmen dieses Berichts das Programm SimPuls geschrieben, welches mittels Monte-Carlo-Methoden

(MCM) die Totzeitverluste eines zählenden Detektors in gepulsten Strahlungsfeldern für beliebige Pulsformen ermittelt. Das prinzipielle Verfahren dazu wird in Anhang B erläutert.

Die so berechneten Ergebnisse stimmen sehr gut mit der exakten Formel überein. Für kleinere Totzeiten wurde ausschließlich SimPuls für die Berechnung des relativen Ansprechvermögens verwendet. In Abb. 5 ist das relative Ansprechvermögen für verschiedene Totzeiten bei fester Pulsbreite dargestellt. Für alle Totzeiten tritt ein ähnliches Verhalten auf. Bei geringer Ereigniszahl μ pro Puls ($\mu \approx 0,1 T / \tau$) beträgt der Verlust nur wenige Prozent. Mit zunehmender Ereigniszahl nimmt das relative Ansprechvermögen stark ab und strebt schließlich gegen null.

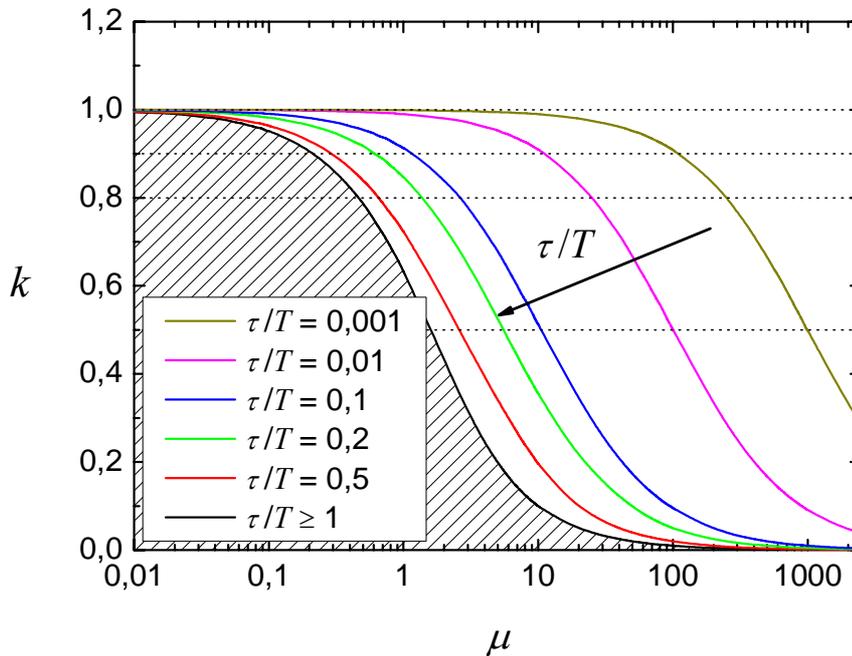


Abb. 5 Totzeitverhalten von Detektoren bei gepulsten Strahlungsfeldern für verschiedene Totzeiten.

In Abb. 6 ist die Anzahl von Ereignissen pro Puls aufgetragen, oberhalb derer bei vorgegebenem Verhältnis von Totzeit zu Pulsbreite ein Totzeitverlust von 10%, 20% bzw. 50% überschritten wird. Die Datenpunkte wurden mit SimPuls ermittelt. Die Kurven entsprechen einer empirisch gefundenen linearen Näherungsformel. Diese lautet für ein vorgegebenes relatives Ansprechvermögen k

$$\mu_k \left(\frac{T}{\tau} \right) = \left(\frac{1}{k} - 1 \right) \cdot \left(\frac{T}{\tau} - 1 \right) + \mu_k (T/\tau = 1), \quad (15)$$

wobei $\mu_x (T/\tau = 1)$ der kritischen Ereigniszahl für $\tau \geq T$ entspricht. Diese muss numerisch nach (12) ermittelt werden.

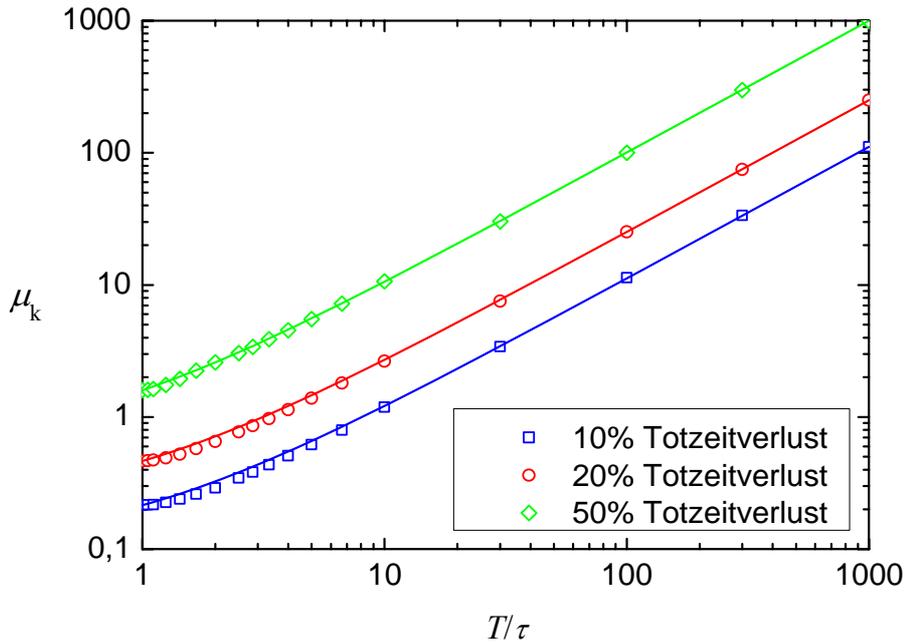


Abb. 6 Kritische Ereigniszahl pro Puls, oberhalb derer ein totzeitbedingter Verlust von mehr als 10%, 20% bzw. 50% der Zählrate bzw. der angezeigten Dosisleistung auftritt.

Für kurze Totzeiten lässt sich die Gleichung zu

$$\mu_k \approx \left(\frac{1}{k} - 1 \right) \cdot \frac{T}{\tau}$$

vereinfachen. Durch Umstellen erhält man für das relative Ansprechvermögen

$$k(\mu) = \frac{1}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} = \frac{1}{1 + \tilde{Z} \cdot \tau} \quad (16)$$

einen Ausdruck, der äquivalent zu Gleichung (8) für ein stationäres Strahlungsfeld ist. Allerdings beschreibt die Ereignisrate \tilde{Z} in diesem Fall den Maximalwert im Puls. Gemessen und ausgewertet wird im Allgemeinen die mittlere Ereignisrate $\bar{Z} = \tilde{Z} \cdot T \cdot f$, welche um das Verhältnis von Pulsbreite zu Pulsabstand $T \cdot f$ verringert ist. Bei gleicher mittlerer Ereignisrate ist der Totzeitverlust in einem gepulsten Strahlungsfeld erheblich größer.

Ist jedoch die maximale Ereignisrate bzw. die Pulsdosisleistung bekannt, so kann das Totzeitverhalten in einem gepulsten Strahlungsfeld näherungsweise über die Formel für kontinuierliche Bestrahlung ermittelt werden.

Der konstante Term in (15) wird dominant, sobald die Totzeit in der Größenordnung der Pulsbreite liegt. Dann ist die obige Vereinfachung ungültig. In diesem Bereich weist aber auch Gleichung (15) eine systematische Abweichung zu den berechneten Daten auf.

Grenzfall $\tau \ll T$

Ist die Totzeit klein gegen die Pulsbreite, so gilt für das relative Ansprechvermögen näherungsweise Gleichung (16). Zusätzlich zum kontinuierlichen Fall treten Erholungseffekte zwischen den Pulsen auf. Diese werden in der empirischen Näherung

$$k(\mu) = \frac{1}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \left(1 + \frac{\mu}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \frac{\tau^2}{2T^2} \right) \quad (17)$$

durch einen Korrekturfaktor berücksichtigt. In Abb. 7 ist das genäherte Ergebnis im Vergleich zu den berechneten Daten nach SimPuls dargestellt.

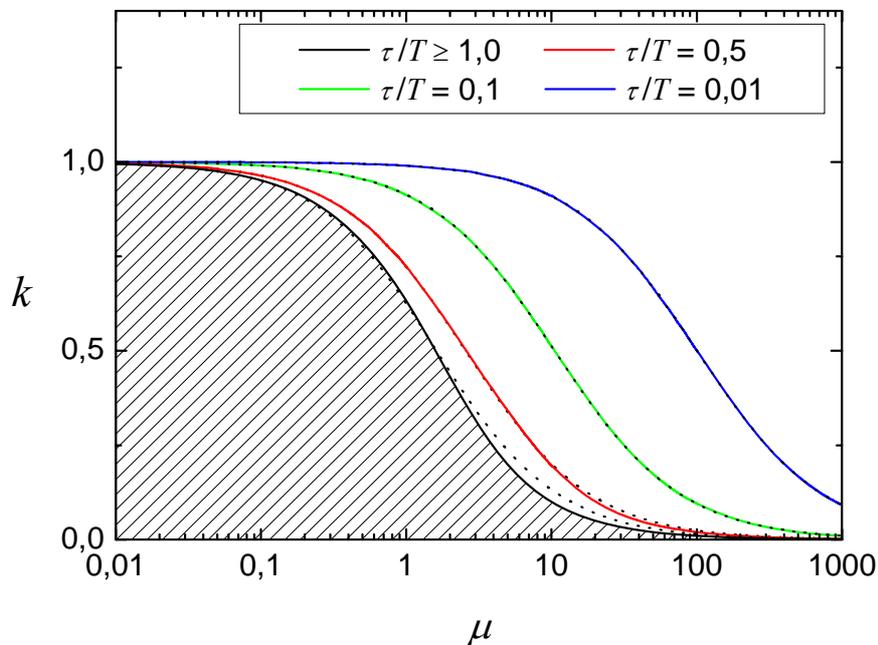


Abb. 7 Vergleich Monte-Carlo-Daten und empirischer Näherung (..... Linien)

Die Näherungsformel stimmt sehr gut mit den Monte-Carlo-Daten überein. Deutliche Abweichungen treten erst oberhalb eines Totzeitverlustes von 50% auf. Zu Berechnungen des relativen Ansprechvermögens ist die Näherungsformel also uneingeschränkt verwendbar.

Für die praktische Berechnung des relativen Ansprechvermögens bei vorgegebenem Strahlungsfeld und einem ausgewählten Dosimeter muss μ über Gleichung (11) durch die mittlere Dosisleistung ausgedrückt werden. Damit kann für das Strahlungsfeld eine maximal zulässige mittlere Dosisleistung ermittelt werden. Unter Kenntnis der realen mittleren Dosisleistung kann daraus ein minimaler Abstand bzw. eine minimale Abschirmungsdicke festgelegt werden, bis zu denen das Dosimeter ohne Einschränkungen eingesetzt werden kann. Bei medizinischen Beschleunigeranlagen ist hinter der Abschirmung selbst eine Dosisleistung von einigen 100 $\mu\text{Sv/h}$ unbedenklich. Eine genauere Diskussion folgt in Abschnitt 4.

Zusätzliche Effekte bei Einzelpulsen

Die im vorigen Abschnitt diskutierten Gleichungen geben Erwartungswerte von Totzeitverlusten an. Sie sind gültig für hinreichend lange Expositionszeiten $t_{\text{Exp}} \gg 1/f$. Bei bestimmten Anwendungen treten jedoch einzelne Strahlungspulse auf. In diesem Fall sind zwei Besonderheiten zu beachten.

Zum einen ist bei kurzen Pulsbreiten von einigen Mikrosekunden bis wenigen Sekunden die Bestimmung einer Zählrate nicht sinnvoll möglich. Die Untersuchung muss sich also auf die Gesamtanzahl detektierter Ereignisse N_d im Vergleich zur Anzahl der aufgetretenen Ereignisse μ in einem Puls stützen. Es ergibt sich der Zusammenhang $k = N_d / \mu$ mit dem relativen Ansprechvermögen.

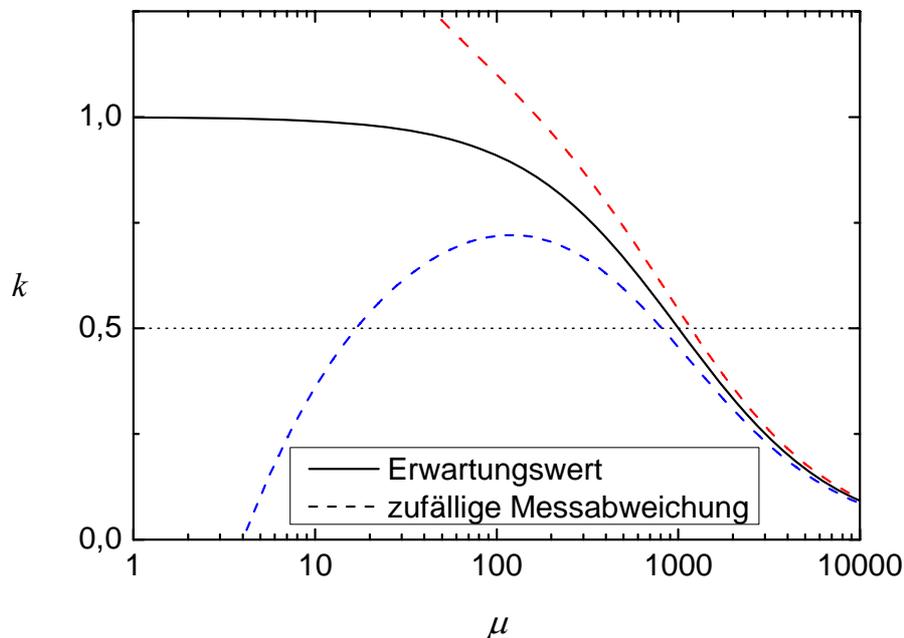


Abb. 8 Zufällige Messabweichung bei Einzelpulsen für $\tau/T = 10^{-3}$.

Zum anderen ist die zufällige Messabweichung vor allem für eine geringe Impulsanzahl hoch. Beispielhaft ist in Abb. 8 das Verhältnis von detektierten Ereignissen zu aufgetretenen Ereignissen bei $\tau/T = 10^{-3}$ dargestellt. Die gestrichelten Linien geben die relative zufällige Messabweichung der detektierten Ereigniszahl wieder, welche mit $2/\sqrt{N_d}$ skaliert.

Für eine geringe Ereigniszahl μ im Puls tritt eine große zufällige Messabweichung auf. Dies entspricht einer niedrigen Dosis. Wird das Dosimeter nicht nach jedem Arbeitsgang, sondern erst nach Erreichen einer bestimmten Gesamtdosis ausgewertet, kann die Messabweichung der Gesamtmessung verringert werden. Beispielsweise ergibt eine akkumulierte Ereigniszahl von $N = 1600$ eine relative zufällige Messabweichung von $2/\sqrt{N} = 5\%$.

2.4 Der Einfluss der Pulsform

Neben den Ausdrücken für die bisher betrachteten Rechteckpulse sind auch für beliebige Pulsformen genaue Abhängigkeiten der Zählrate von der Ereignisrate bestimmbar. Die mittlere Zahl von Ereignissen pro Puls wird weiterhin mit μ bezeichnet. Die erwartete Anzahl an Ereignissen bis zu einer Zeit $t \in [0, T]$ nach Beginn eines Pulses wird mit $N(t)$ bezeichnet. Der Intensitätsverlauf des Pulses wird durch den Formfaktor $w(t)$ beschrieben, welcher die Eigenschaften

$$\int_0^T w(t') dt' = 1,$$

$$N(t) = \mu \int_0^t w(t') dt'$$

besitzt. Das relative Ansprechvermögen wird dann durch

$$k = \frac{1}{\mu} \left[1 - e^{-\mu} + \mu \int_0^{T-\tau} e^{-N(t)} \left(1 - e^{-N(T)+N(t+\tau)} \right) w(t) dt \right. \\ \left. + \mu^2 \int_{t=0}^{T-2\tau} \int_{s=t+\tau}^{T-\tau} e^{-N(t)} w(t) e^{N(t+\tau)-N(s)} w(s) \left(1 - e^{N(s+\tau)-N(T)} \right) ds dt + \dots \right] \quad (18)$$

beschrieben. Die Berechnung beinhaltet die numerische Integration der speziellen Pulsform.

Analog zur rechteckigen Pulsform ist es aber auch möglich, beliebige Pulsformen mit dem Programm SimPuls zu untersuchen.

Eine Bestimmung des relativen Ansprechvermögens für beliebige Pulsform wurde beispielhaft für die Form einer Sinushalbwellen

$$w(t) = \frac{\pi}{2T} \cdot \sin\left(\frac{\pi \cdot t}{T}\right)$$

durchgeführt. Das Ergebnis ist in Abb. 9 dargestellt. Die Datenpunkte wurden durch Simulation mit SimPuls ermittelt. Die durchgezogenen Linien stellen den Verlauf für Rechteckpulsung bei gleicher Pulsbreite und gleicher mittlerer Pulsdosis dar.

Für alle Totzeiten $\tau < T$ treten bei den geformten Pulsen höhere Verluste auf. Ursache hierfür ist, dass in einem sinusförmigen Puls die Gesamtdosis zeitlich konzentriert um das Maximum auftritt. Damit verkürzt sich die effektive Pulsbreite. Gleichzeitig tritt ein höherer maximaler Dosisleistungswert auf.

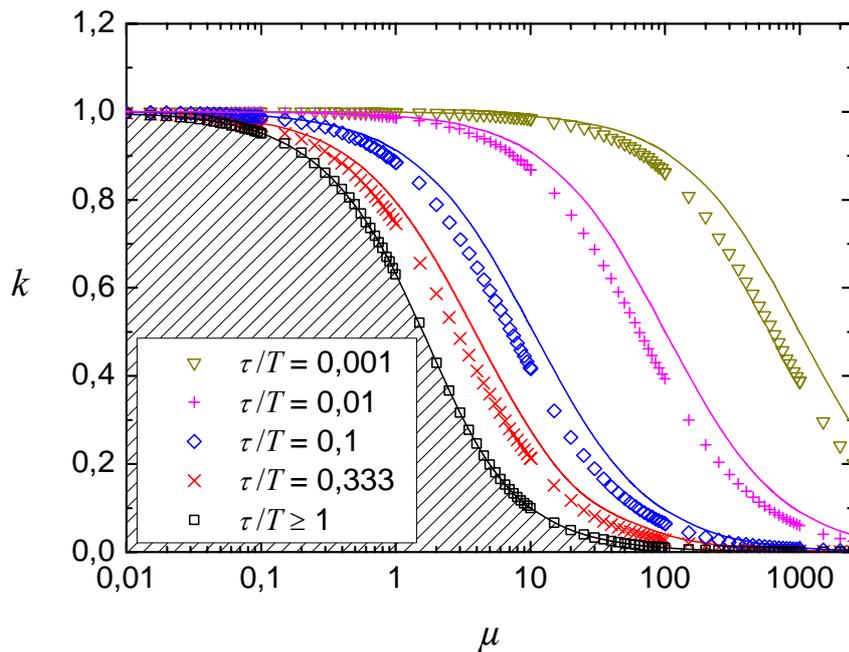


Abb. 9 *Relatives Ansprechvermögen bei sinusförmiger Pulsform für verschiedene Totzeiten. Die durchgezogenen Linien entsprechen dem Ansprechvermögen für jeweils gleichbreite und flächengleiche Rechteckpulse.*

Beide Effekte verstärken den Totzeitverlust des Detektors. Die ermittelten Datenpunkte für den sinusförmigen Puls liegen daher unterhalb der zugehörigen Rechteckpulse. Ist die Totzeit größer als die Pulsbreite, so spielt die Form des Pulses keine wesentliche Rolle, und die Grenzkurve nach (12) wird angenommen.

2.5 Abschätzung des Kalibrierungsfaktors für Si-Detektoren

Um die theoretischen Formeln des Totzeitverlustes für Vorhersagen zur Zuverlässigkeit der Detektoranzeige einzusetzen, ist die Kenntnis des Umrechnungsfaktors g von der Anzahl N eingetretener Ereignisse in die angezeigte Personendosis

$$H_p = g \cdot N$$

notwendig. Dieser ist gerätespezifisch und wurde dem Auftragnehmer ausschließlich von der Firma Dosilab zur Verfügung gestellt. Unter vereinfachenden Annahmen kann dieser Faktor jedoch aus bekannten Konversionsfaktoren abgeschätzt werden.

Für monoenergetische Photonenstrahlung der Energie E werden folgende Gleichungen betrachtet [11]. Die Tiefenpersonendosis

$$H_p(10) = h_{pK}(10) \cdot K_A$$

kann aus der Luftkerma

$$K_A = E \cdot \frac{\mu_{tr}^a}{\rho^a} \cdot \Phi \approx E \cdot \frac{\mu_{en}^a}{\rho^a} \cdot \Phi$$

bestimmt werden. μ_{tr}^a / ρ^a entspricht dabei dem Massen-Energieumwandlungskoeffizient, welcher bei vernachlässigbarer Bremsstrahlung näherungsweise dem Massen-Energieabsorptionskoeffizient μ_{en}^a / ρ^a entspricht. Damit lässt sich die Kerma aus der Photonenfluenz

$$\Phi = \frac{1}{A} \cdot N$$

ermitteln. In diese geht die Querschnittsfläche A des Si-Detektors bezüglich senkrechten Strahlungseinfalls sowie die Wahrscheinlichkeit P ein, dass Photonen im Detektor eine Wechselwirkung erfahren. Diese kann über

$$P = 1 - \exp(-\Sigma^{Si} \cdot d)$$

berechnet werden. Σ^{Si} bezeichnet den Schwächungskoeffizienten von Photonen ohne kohärente Streuung in Silizium und d die zugehörige Dicke des aktiven Mediums. Zusammengefasst ergibt sich aus obigen Gleichungen die Näherungsformel

$$H_p(10) \approx h_{pK}(10) \cdot E \cdot \frac{\mu_{en}^a}{\rho^a} \cdot \frac{1}{A \cdot (1 - \exp(-\Sigma^{Si} \cdot d))} \cdot N$$

bzw. $g \approx h_{pK}(10) \cdot E \cdot \frac{\mu_{en}^a}{\rho^a} \cdot \frac{1}{A \cdot (1 - \exp(-\Sigma^{Si} \cdot d))}$ (19)

für den Kalibrierungsfaktor. Dieser Ausdruck lässt allerdings die teilweise Abschirmung der Strahlung durch das Detektorgehäuse sowie durch eingebaute Filter unberücksichtigt. Auch die Detektorgeometrie ist nicht genau bekannt. Für die Abschätzungen wurden willkürliche

Abmessungen von $A = 0,5 \text{ cm}^2$ und $d = 400 \text{ }\mu\text{m}$ angenommen. In Tabelle 3 sind die gewonnenen Kalibrierungsfaktoren für verschiedene Photonenenergien dargestellt.

Tabelle 3 Konversionsfaktoren nach [12] und [13] sowie geschätzter Kalibrierungsfaktor für einige Photonenenergien

E in keV	$h_{\text{PK}}(10)$ in Sv / Gy	μ_{en} / ρ (air) in $10^{-3} \text{ m}^2 \text{ kg}^{-1}$	Σ^{Si} in m^{-1}	g in nSv	$1/g$ in μSv^{-1}
100	1,81	2,31	39,14	0,086	11612
661	1,21	2,94	17,94	1,05	950
1250	1,15	2,67	13,23	2,33	430
4000	1,11	1,86	7,27	9,10	110

Da die vernachlässigten Filter und Abschirmungen die Wahrscheinlichkeit einer Wechselwirkung verringern würden, sind die dargestellten Werte für g untere Abschätzungen. Für Detektoren, die bis 4 MeV Photonen empfindlich sind, beträgt der Proportionalitätsfaktor unter den obigen Annahmen mindestens 9,1 nSv. Anders ausgedrückt entsprechen 100 Ereignisse im Detektor einer Personendosis von ungefähr 1 μSv . In rein zählenden Dosimetern müssen die Konversionsfaktoren für niederenergetische Photonen durch geeignete Filter auf diesen Wert angepasst werden.

Die Totzeit der Detektoren ist ebenfalls nicht genau bekannt. Hier kann lediglich der totzeit-unabhängige Grenzfall $\tau > T$ diskutiert werden. Aus (12) folgt für einen Totzeitverlust von 20% eine mittlere Ereigniszahl

$$\mu = \tilde{Z} \cdot T \approx 0,464$$

pro Puls. Dies entspricht mit dem obigen Faktor einer maximalen Dosisleistung von $\dot{H}_p = g \cdot \tilde{Z} \approx 4,2 \text{ nSv}/T$. Bei einer angenommenen Pulsbreite von 5 μs (nach Tabelle 1) ergibt sich ein Zahlenwert von $\dot{H}_p \approx 3 \text{ Sv/h}$. Dieser Wert liegt nah an den angegebenen Obergrenzen der messbaren Dosisleistungen. Unter den getroffenen Näherungen ergeben die theoretischen Überlegungen, dass die Dosimeter selbst im Grenzfall großer Totzeit im Rahmen der angegebenen Dosisleistungsgrenzen eingesetzt werden können. Allerdings ist zu beachten, dass diese Grenzen sich auf die maximale Pulsdosisleistung beziehen.

3 Experimentelle Untersuchungen an ausgewählten Dosimetern

3.1 Einsatzfähigkeit in gepulsten Feldern

Für den Einsatz von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern liegen bisher nur wenige Untersuchungsergebnisse vor. Die Daten stammen zum einen aus einem gemeinsamen IAEA-EURADOS Projekt [14] und zum anderen aus dem CONRAD Projekt der Europäischen Kommission [15]. In beiden Projekten wurden die in Tabelle 2 beschriebenen Dosimeter MGP DMC 2000X, Thermo EPD Mk2 sowie Dosilab EDM-III untersucht. Die Messungen wurden an Röntgeneinrichtungen mit den in Tabelle 4 dargestellten Parametern durchgeführt.

Tabelle 4 Parameter der gepulsten Röntgenstrahlung für die Untersuchung von EPD im IAEA-EURADOS und im CONRAD Projekt.

	IAEA-EURADOS		CONRAD
Anodenspannung in kV	60	120	70
Pulsdauer in ms	1600		100
Dosis pro Puls in mSv	0,75	0,66	0,112
Dosisleistung im Puls in Sv/h	1,68	1,49	4,03

In Tabelle 5 sind die gemessenen Personendosen der EPD im Verhältnis zum Referenzwert an einer Ionisationskammer dargestellt. In der CONRAD Studie wurde anstatt des MGP DMC 2000X ein MGP DMC 2000XB eingesetzt, welches zusätzlich für Betastrahlung empfindlich ist. Beide Typen weisen jedoch (nach IAEA-EURADOS) ein ähnliches Messverhalten auf.

Tabelle 5 Relative Personendosis der untersuchten EPD in gepulsten Feldern.

	IAEA-EURADOS		CONRAD
Anodenspannung in kV	60	120	70
$H_p / H_{p,Ref}$ für MGP DMC 2000X	0,85	1,2	1,25
$H_p / H_{p,Ref}$ für Thermo EPD®-Mk2	0,82	1	0,85
$H_p / H_{p,Ref}$ für Dosilab EDM-III	-	-	1,17

Alle ermittelten relativen Personendosen liegen innerhalb der von IEC 61526 vorgegebenen Grenzen von 0,71 – 1,67 für die relative Energieabhängigkeit der Detektoren. Für die unter-

suchten Strahlungsfelder sind die genannten Dosimeter also uneingeschränkt verwendbar. Dies ist auch konsistent mit der Tatsache, dass für alle Detektoren die aufgetretene Dosisleistung von maximal 4 Sv/h innerhalb der angegebenen Messbereiche liegt. Zum Einsatz in Strahlungsfeldern mit höheren Pulsdosisleistungen liegen keine Messdaten vor.

Im Rahmen des 7. Forschungsrahmenprogramms der EU läuft zurzeit das Forschungsprojekt ORAMED – „Optimization of radiation protection for medical staff“. Teil dieses Projekts ist die Untersuchung von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern im medizinischen Einsatz. Diese Untersuchung soll sowohl unter Laborbedingungen als auch in klinischen Einrichtungen stattfinden. Das Projekt wird voraussichtlich bis 2011 laufen. Ein Zwischenbericht über das Verhalten von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern soll bis Juni 2009 erfolgen. Aufgrund fehlender Daten ist eine Auswertung der Ergebnisse des Projektes im Rahmen dieses Berichtes nicht möglich.

3.2 Dosisleistungsmessung in kontinuierlichen Strahlungsfeldern

Zur Untersuchung des allgemeinen Verhaltens der Detektoren bei Dosisleistungen oberhalb der angegebenen Messbereiche wurden Messungen in kontinuierlichen Strahlungsfeldern mit Dosisleistungen oberhalb von 10 Sv/h herangezogen. Der Grenzfall einer kontinuierlichen Bestrahlung ermöglicht eine grundlegende Charakterisierung der EPD hinsichtlich ihres Sättigungsverhaltens. Dabei bleiben spezielle Einflüsse durch gepulste Strahlung, wie z.B. Erholungseffekte, unberücksichtigt.

Die Bestrahlungen wurden beim Auftragnehmer und in zwei weiteren deutschen Labors durchgeführt – darunter auch ein Sekundärstandardlabor. Dabei wurde die Dosisleistung für Cs-137 im Bereich von 0,4 mSv/h bis 10,5 Sv/h und für Co-60 von 3 mSv/h bis 129,9 Sv/h variiert. Kontinuierlich betriebene Röntgenröhren wurden zum einen wegen der schwer zu verifizierenden Stabilität des Strahlungsfeldes und zum anderen wegen des kontinuierlichen Röntgenspektrums nicht verwendet. Für die Messungen sind die bereits in Tabelle 2 vorgestellten EPD verwendet worden. Dabei wurden jeweils zwei EPD gleichen Typs bestrahlt, um mögliche Exemplarstreuungen zu erkennen. Bei den beiden Dosimetern von MGP war dies nicht möglich, da jeweils nur ein Exemplar zur Verfügung stand.

Zunächst wird das absolute Ansprechvermögen der verschiedenen Dosimeter in Abhängigkeit der Dosisleistung diskutiert. Der Vergleich der Graphen für Cs-137 (Abb. 10) und Co-60 (Abb. 11) zeigt einen prinzipiell ähnlichen Verlauf. Bis zur maximal erreichten Dosisleistung von etwa 10 Sv/h bei Cs-137 ist nur eine geringe Abweichung des Ansprechvermögens vom idealen linearen Zusammenhang erkennbar. Die einzelnen Dosimetertypen zeigen jeweils nur geringe Unterschiede, die innerhalb der Messabweichungen liegen.

Bei der Bestrahlung mit Co-60 mit einer Dosisleistung bis zu 130 Sv/h ist das sinkende Ansprechverhalten durch Totzeitverlust deutlich ausgeprägt. Das Verhalten bei hohen Dosisleistungen lässt vermuten, dass die Geräte Thermo Mk2 und N2 sowie eventuell Dosilab EDM III ein paralysierendes Totzeitverhalten aufweisen könnten. Für die Typen DMC 2000X und DMC 2000S sind mit den vorhandenen Daten noch keine Aussagen möglich. Dazu wären Untersuchungen bei höheren Dosisleistungen notwendig.

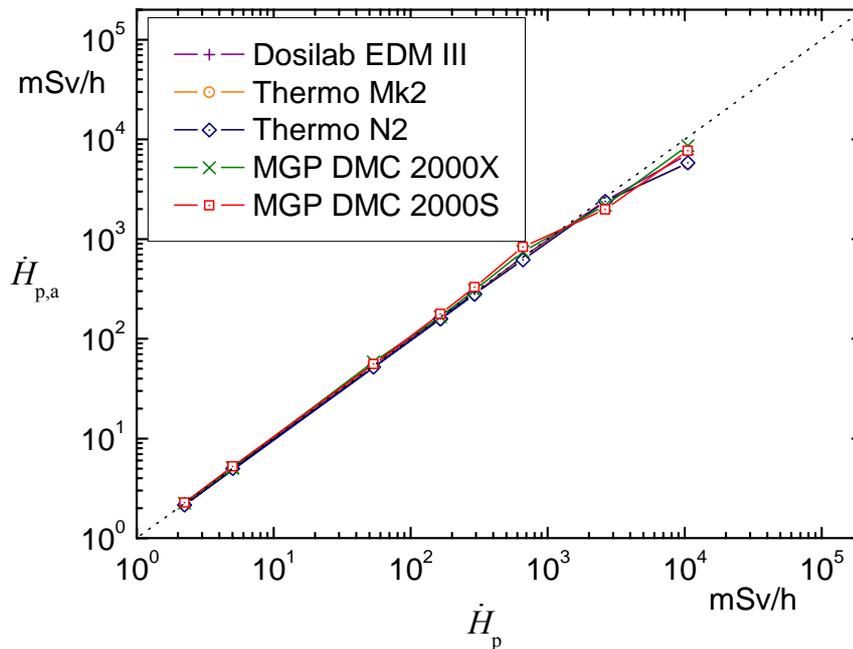


Abb. 10 Messung der angezeigten Dosisleistung $\dot{H}_{p,a}$ für ^{137}Cs -Strahlung in Abhängigkeit von \dot{H}_p .

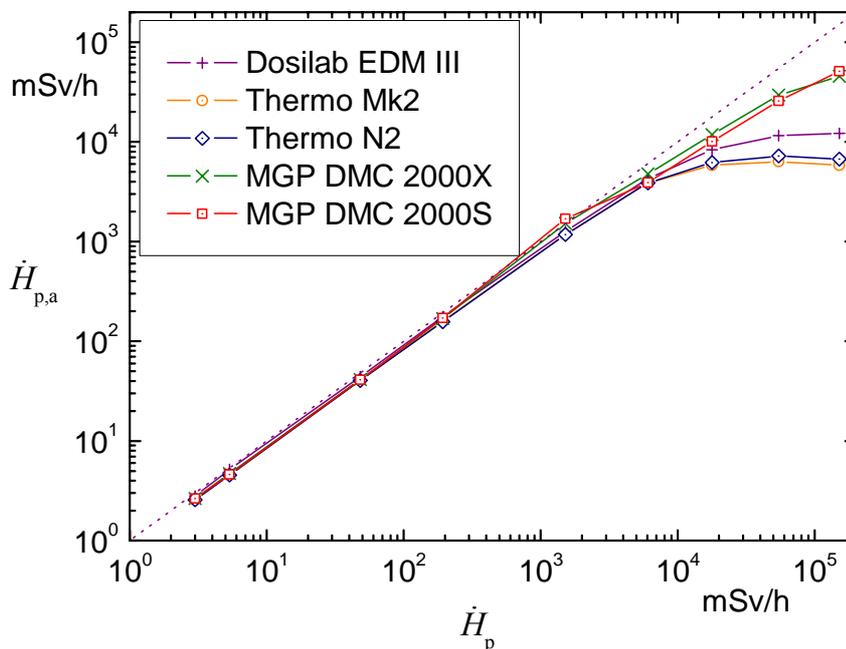


Abb. 11 Messung der angezeigten Dosisleistung $\dot{H}_{p,a}$ für ^{60}Co -Strahlung in Abhängigkeit von \dot{H}_p .

In Abb. 12 und Abb. 13 ist das relative Ansprechvermögen k der Dosimeter dargestellt. Für Cs-137 zeigt sich ein konstanter Verlauf bei etwa 100% des Referenzwertes. Die EPD von MGP zeigen abweichend zu den anderen Geräten zunächst eine Überschätzung der Dosisleistung, die erst oberhalb von 1 Sv/h in eine Unterschätzung übergeht.

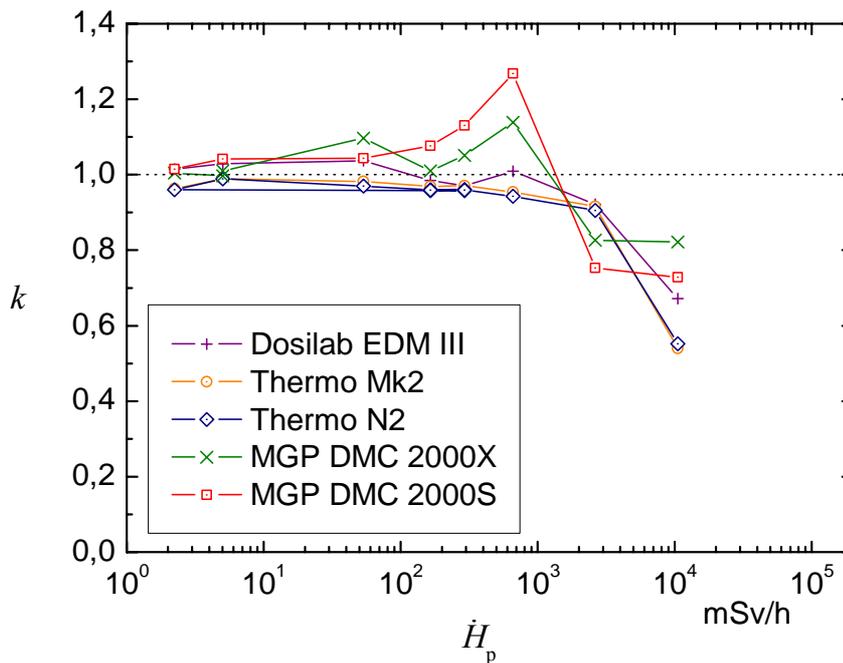


Abb. 12 Messung des relativen Ansprechvermögens k für ^{137}Cs -Strahlung in Abhängigkeit von \dot{H}_p .

Ursache hierfür könnte ein sogenannter Pile-Up-Effekt sein, bei dem mehrere Ereignisse als einzelnes Ereignis mit höherer Intensität detektiert werden. Es ist jedoch auch möglich, dass der Effekt infolge einer Totzeitüberkorrektur auftritt, die den Messbereich innerhalb der erlaubten Toleranz zu höheren Dosisleistungen erweitert. Das Dosimeter wird in diesem Fall die wahre Ereignisrate beispielsweise nach (8) ermitteln und dabei eine leicht überschätzte Totzeit τ annehmen.

Bei Co-60 tritt ein ähnliches Verhalten der EPD auf. Jedoch weicht das relative Ansprechvermögen bereits bei geringen Dosisleistungen von 100% ab. Dies ist in der Energieabhängigkeit des Ansprechvermögens begründet. Der grundlegende Verlauf des relativen Ansprechvermögens ist für alle getesteten Modelle ähnlich. Die EPD zeigen im Bereich zwischen 10 und 100 Sv/h einen Abfall auf unter 50% des Sollwertes.

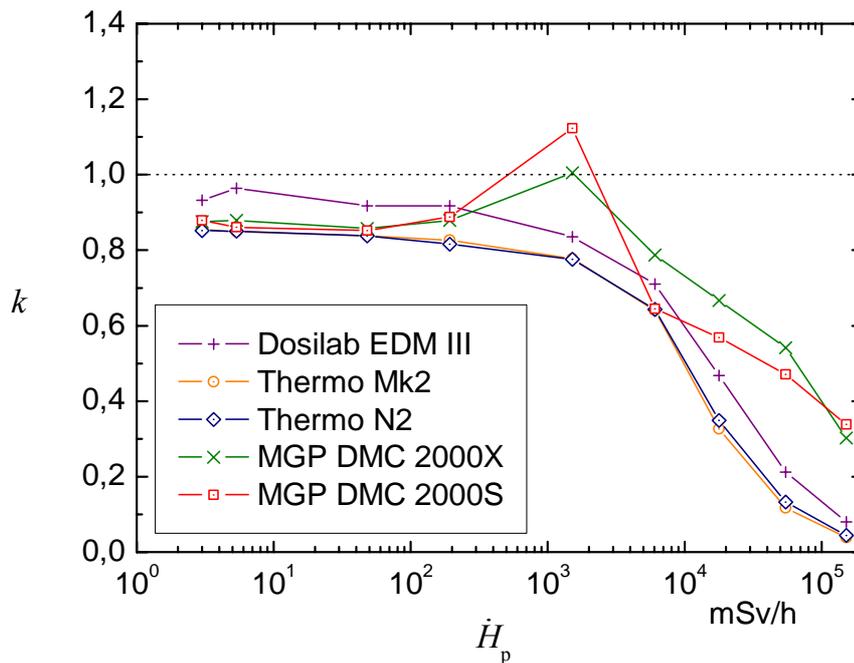


Abb. 13 Messung des relativen Ansprechvermögens k für ^{60}Co -Strahlung in Abhängigkeit von \dot{H}_p .

In Tabelle 6 sind für jeden Dosimetertyp die Dosisleistungen dargestellt, ab denen eine Abweichung von 10%, 20% oder 50% vom niedrigsten Dosisleistungswert aufgetreten ist. Fehlende Werte für Cs-137 liegen oberhalb der maximalen Dosisleistung von 10,5 Sv/h der eingesetzten Strahlungsquelle.

Tabelle 6 Übersicht der Dosisleistungen in Sv/h, bei denen eine Verminderung um 10%, 20% oder 50% eintritt (Cs-137 / Co-60).

	10%	20%	50%
Dosilab EDM III	2,7 / 1,4	4,8 / 4,1	- / 17,8
MGP DMC 2000X	1,9 / 6,0	- / 13,1	- / 84,5
MGP DMC 2000S	1,6 / 3,9	2,1 / 5,1	- / 69,6
Thermo EPD®-Mk2	3,2 / 1,6	4,5 / 3,9	- / 12,6
Thermo EPD™-N2	3,1 / 1,6	4,5 / 4,0	- / 13,4

Eine Unterschätzung der Dosis um mehr als 20% tritt ab etwa 4 Sv/h auf. Die Ausnahme bilden die Dosimeter von MGP. Bei der Bestrahlung mit Co-60 liegt die Grenzdosisleistung dieser Dosimeter bei 5 Sv/h bzw. 13 Sv/h. Außerdem verläuft die Sättigung langsamer als bei den anderen Dosimetern. Ein Totzeitverlust von 50% tritt erst jenseits von 70 Sv/h auf.

Bei der Bestrahlung mit Cs-137 zeigt das Dosimeter MGP DMC 2000S zunächst eine sehr rasche Abnahme des relativen Ansprechvermögens. Ab 3 Sv/h ist dieses bereits um etwa 30% verringert. Im Gegensatz zu den anderen Dosimetern bleibt dieser Wert jedoch bis 10 Sv/h näherungsweise konstant.

Wie bereits erwähnt, kann die Überschätzung der Dosisleistung bei den Dosimetern von MGP bis etwa 1 Sv/h entweder durch Pile-Up-Effekte oder durch eine rechnerische Totzeitkorrektur erzeugt worden sein. Dies erklärt auch das im Vergleich zu den anderen EPD langsamere Absinken des relativen Ansprechvermögens.

Sollte tatsächlich eine Totzeitkorrektur vorliegen, dann kann aus den vorliegenden Messdaten keine endgültige Aussage über das Verhalten des Dosimeters in gepulsten Strahlungsfeldern getroffen werden. Da die Pulsung zu einer effektiv vergrößerten Totzeit führt, hat die Korrekturformel bei gepulster Strahlung einen stark verringerten Effekt. Das relative Ansprechvermögen könnte dann im Vergleich zu den anderen EPD bereits bei geringen mittleren Dosisleistungen unter 80% fallen.

4 Bewertung von Totzeitverlusten

Für die Berechnung des relativen Ansprechvermögens und die nachfolgende Bewertung der Einsatzfähigkeit eines Dosimeters in einem vorgegebenen gepulsten Strahlungsfeld sind wenige wesentliche Parameter entscheidend. Vom Dosimeter müssen der Kalibrierungsfaktor g sowie die Totzeit τ bekannt sein. Das Strahlungsfeld wird durch die mittlere Dosisleistung \bar{H}_p und die zeitliche Pulsform $w(t)$ charakterisiert.

Ist für das Dosimeter nur der Faktor g bekannt, so kann durch Ausmessung des Sättigungsverhaltens und Vergleich mit dem theoretischen relativen Ansprechvermögen k prinzipiell ein Näherungswert für die Totzeit τ ermittelt werden. Umgekehrt könnte aus bekannter Totzeit und gemessenem Sättigungsverhalten der Kalibrierungsfaktor bestimmt werden. Beides ist jedoch aufwändig und nur mit entsprechend starken kontinuierlichen Strahlungsquellen möglich.

Nach Gleichung (11) ist der Zusammenhang zwischen der mittleren Dosisleistung und der mittleren Ereignisanzahl je Puls über

$$\mu = \frac{\bar{H}_p}{f \cdot g}$$

gegeben. Bei Kenntnis der Totzeit τ , der Ereignisanzahl μ und der Pulsform $w(t)$ ist dann eine Ermittlung des relativen Ansprechvermögens $k(\bar{H}_p)$ mittels Monte-Carlo-Methoden möglich.

Für die nachfolgenden Beispiele werden die in Tabelle 7 dargestellten Dosimeterparameter verwendet. Die Zahlenwerte des Modelldosimeters stammen aus den Überlegungen in Abschnitt 2, während die Daten des Dosimeters EDM-III von der Firma Dosilab zur Verfügung gestellt wurden.

Tabelle 7 Dosimeterparameter zur Berechnung des relativen Ansprechvermögens.

	Modelldosimeter	Dosilab EDM-III
Kalibrierungsfaktor g in nSv	10	28
Totzeit τ in μ s	4	5,7

4.1 Beispiel: stationäres Strahlungsfeld

Im Fall eines zeitlich konstanten Strahlungsfeldes gilt folgender Zusammenhang

$$\dot{H}_p = g \cdot \tilde{Z}$$

zwischen der Dosisleistung und der Ereignisrate im Detektor. Bei nichtparalysierendem Totzeitverhalten kann das relative Ansprechvermögen mittels Gleichung (8) ermittelt werden (vgl. Abb. 14).

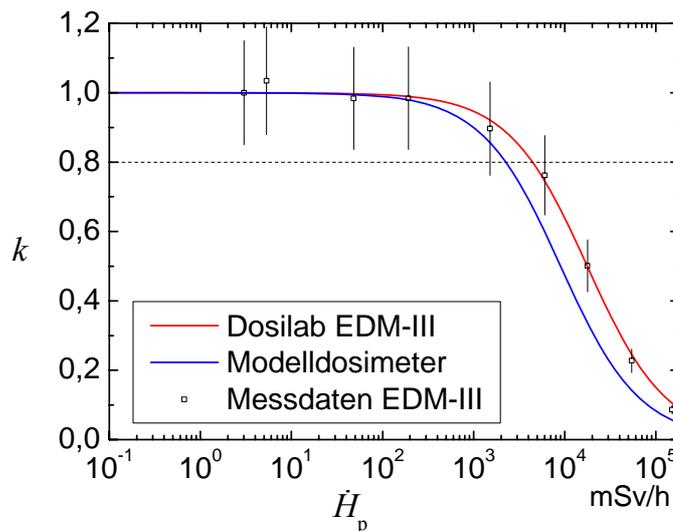


Abb. 14 Relatives Ansprechvermögen k in einem stationären Strahlungsfeld in Abhängigkeit von der Dosisleistung.

Die Dosisleistung, ab der die Dosimeter mehr als 20% Totzeitverlust aufweisen, beträgt 2,25 Sv/h für das Modelldosimeter bzw. 4,4 Sv/h für das EDM-III. Der Vergleich mit den experimentell ermittelten Daten für das Dosimeter von Dosilab zeigt eine hervorragende Übereinstimmung zur theoretischen Vorhersage. Eingezeichnet sind die in Abschnitt 3.2 diskutierten Messwerte für Co-60 Bestrahlung mit einer relativen Messabweichung von 15%, normiert auf den Startwert bei 2 mSv/h.

Die Dosisleistung mit 20% Totzeitverlust ist beim Modelldosimeter um einen Faktor zwei geringer. Grund ist der niedrigere Kalibrierungsfaktor, welcher eine untere Abschätzung für übliche EPD ist (vgl. Abschnitt 2.5). Daher ist auch das relative Ansprechvermögen des Modelldosimeters eine Untergrenze für reale Dosimeter.

4.2 Beispiel: diagnostische Röntgeneinrichtung

Zur Bestimmung des relativen Ansprechvermögens einer diagnostischen Röntgeneinrichtung mit gepulstem Strahlungsfeld werden folgende technische Daten zugrunde gelegt.

- Rechteckpuls
- $T = 50 \text{ ms}$
- $f = 5 \text{ Hz}$

Das Verhältnis von Pulsbreite zu Pulsabstand beträgt $T \cdot f = 0,25$. Die mittlere Dosisleistung ist über

$$\overline{\dot{H}}_p = f \cdot g \cdot \mu$$

mit der mittleren Ereignisanzahl je Puls μ verknüpft. Da eine rechteckige Pulsform vorliegt, werden die eingeführten analytischen Formeln für das Ansprechvermögen verwendet. Das Verhältnis $\tau/T \approx 10^{-4}$ ist klein gegen eins, sodass die Näherung nach Gleichung (16) eingesetzt werden kann. Es ergibt sich die in Abb. 15 dargestellte Abhängigkeit. Eine Abweichung von 20% tritt ab einer mittleren Dosisleistung von 560 mSv/h (Modelldosimeter) bzw. 1,1 Sv/h (Dosilab EDM-III) auf.

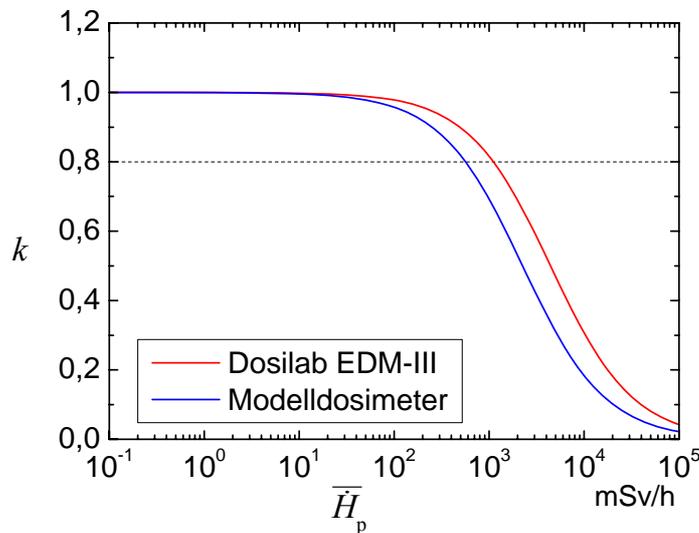


Abb. 15 Relatives Ansprechvermögen k im Strahlungsfeld einer diagnostischen Röntgeneinrichtung in Abhängigkeit der mittleren Dosisleistung.

Die an diagnostischen Röntgeneinrichtungen auftretende Pulsdosisleistung beträgt nach Tabelle 1 maximal 300 Sv/h. Das Verhältnis von Streu- und Störstrahlung zur Primärstrahlung beträgt laut DIN 6812 Anhang A bei Betriebsspannungen $< 250 \text{ kV}$ im Abstand von 50 cm höchstens 0,016. Die Pulsdosisleistung der zu erwartenden Stör- und Streustrahlung überschreitet dann

$$\dot{H}_p^s = 4,8 \text{ Sv/h}$$

unter keinen Umständen.

Die zugehörige mittlere Dosisleistung

$$\overline{H}_p^s = 1,2 \text{ Sv/h}$$

entspricht einem Totzeitverlust von 35% für das Modelldosimeter bzw. 21% für das EDM-III. Aus fachlicher Sicht sind die Dosimeter demnach an diagnostischen Röntgeneinrichtungen außerhalb des Primärstrahls uneingeschränkt einsatzfähig.

4.3 Beispiel: Medizinischer Beschleuniger

Folgende Parameter eines medizinischen Beschleunigers wurden angesetzt.

- $T = 3 \mu\text{s}$
- $f = 100 \text{ Hz}$

Die Pulsbreite der Beschleunigeranlage ist sehr kurz im Vergleich zum Pulsabstand, es gilt $T \cdot f = 3 \cdot 10^{-4}$. Da die Pulsbreite auch kleiner als die Totzeit der Dosimeter ist ($\tau/T > 1$), kann höchstens ein Ereignis pro Puls detektiert werden. Die Pulsform hat somit keinen wesentlichen Einfluss auf den Totzeitverlust. Für das Ansprechvermögen gilt Gleichung (12), der Verlauf ist in Abb. 16 dargestellt.

Eine Unterschätzung der Dosis um mehr als 20% tritt in diesem Fall ab einer mittleren Dosisleistung von etwa 1,7 mSv/h (Modelldosimeter) bzw. 4,6 mSv/h (Dosilab) auf. Dies liegt etwa vier Größenordnungen unterhalb der mittleren Dosisleistung medizinischer Beschleunigeranlagen im Primärstrahl. Jedoch sind beide Werte in der Größenordnung des Grenzwerts von 3 mSv/h, ab dem laut StrlSchV ein Sperrbereich beginnt.

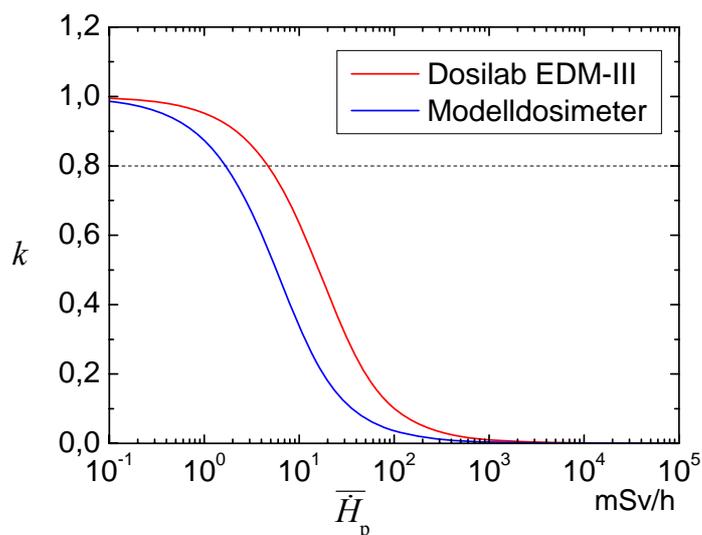


Abb. 16 *Relatives Ansprechvermögen k im Strahlungsfeld eines medizinischen Therapiebeschleunigers in Abhängigkeit der mittleren Dosisleistung.*

Bei dieser Grenzdosisleistung tritt für das Modelldosimeter ein Verlust von etwa 30% auf. Das EPD von Dosilab weist einen Verlust von 13,5% auf. Sowohl im Überwachungs- als auch im Kontrollbereich um den Beschleuniger sind die Dosimeter aus fachlicher Sicht noch ohne Bedenken einsetzbar.

Allerdings hängt die mittlere Dosisleistung linear von der Pulswiederholungsfrequenz f ab. Bei $f = 10 \text{ Hz}$ und gleicher Dosis pro Puls sinkt sie um 90%. Damit verringert sich die Dosisleistung für einen Totzeitverlust von 20% auf 170 $\mu\text{Sv/h}$ bzw. 450 $\mu\text{Sv/h}$. In diesem Fall ist die Dosismessung auch beim Aufenthalt im Kontrollbereich nicht uneingeschränkt möglich.

5 Zusammenfassung

In dieser Untersuchung wurde der Einfluss gepulster Strahlungsfelder auf das Messverhalten von elektronischen Personendosimetern mit Si-Halbleiterdetektoren herausgearbeitet. Die Ermittlung der Dosis erfolgt durch Registrierung von Ereignissen. Dabei ergeben sich durch physikalische Effekte im Detektor und unvermeidliche Verarbeitungszeiten der Dosimeter Totzeiten, welche vor allem bei hohen Dosisleistungen zu einer Unterschätzung der aufgetretenen Dosis führen.

Der Effekt ist in gepulsten Strahlungsfeldern besonders ausgeprägt, da bei gleicher mittlerer Dosisleistung eine um mehrere Größenordnungen höhere Pulsdosisleistung auftritt. Die Pulsdosisleistung kann dabei die zugelassene maximale Dosisleistung der Dosimeter überschreiten.

Für rechteckige Strahlungspulse kann der Totzeitverlust in Abhängigkeit der Zählrate des Detektors analytisch bestimmt werden. Ist die Totzeit klein gegen die Pulsbreite, so kann stattdessen auch eine einfache empirische Näherungsformel verwendet werden. Im Fall einer beliebigen Pulsform wird zur Untersuchung des Totzeitverhaltens eine Monte-Carlo-Simulation vorgeschlagen. Das Ansprechvermögen eines Dosimeters in Abhängigkeit der Dosisleistung kann so unter Kenntnis der Totzeit und des Kalibrierungsfaktors für jede beliebige Arbeitsplatzsituation ermittelt werden.

Diese Bestimmung wurde beispielhaft für zwei gepulste Strahlungsquellen durchgeführt. Dabei wurde das Ansprechvermögen des EPD Dosilab EDM-III sowie eines fiktiven Dosimeters mit geschätzten Parametern untersucht. In beiden Fällen ist die messbare Dosisleistung aus Sicht des Strahlenschutzes ausreichend. Die Dosimeter MGP DMX 2000X und Thermo EPD N2 bzw. Mk2 konnten nicht bewertet werden, da die Geräteparameter von den Herstellern nicht zur Verfügung gestellt worden sind.

Es wurden Studien zur Einsatzfähigkeit der betrachteten Dosimeter sowohl in gepulsten als auch in kontinuierlichen Strahlungsfeldern ausgewertet. Die experimentellen Ergebnisse bestätigen, dass die untersuchten Dosimeter sowohl in kontinuierlichen Strahlungsfeldern als auch in gepulsten Strahlungsfeldern für Pulsdosisleistungen bis mindestens 4 Sv/h mit einem Totzeitverlust von etwa 20% einsetzbar sind.

6 Schlussfolgerungen

Da eine umfassende Analyse von realen Arbeitsplätzen durch den Untersuchungsauftrag nicht abgedeckt ist – dazu wären zeitlich und kostenmäßig umfangreichere Untersuchungen nötig – können hier keine abschließenden Aussagen über den Einsatzbereich der EPD in gepulsten Strahlungsfeldern gegeben werden.

Herstellerangaben der Dosimeter und experimentelle Untersuchungen belegen jedoch, dass die untersuchten EPD für Dosisleistungen bis mindestens 4 Sv/h einsatzfähig sind. Dies wird auch durch die theoretischen Untersuchungen unterstützt. Wenn eine Arbeitsplatzanalyse ergibt, dass dieser Wert auch als maximale Pulsdosisleistung nicht überschritten wird, können EPD aus fachlicher Sicht uneingeschränkt eingesetzt werden.

Beispielsweise ist der Einsatz der Dosimeter an diagnostischen Röntgeneinrichtungen außerhalb des Primärstrahls immer unbedenklich. Auch bei Pulsdosisleistungen über 4 Sv/h ist ein Einsatz der Dosimeter prinzipiell möglich. In diesem Fall wird jedoch eine Untersuchung der Totzeitverluste nach Abschnitt 4 empfohlen.

Unterschreitet die Breite der Strahlungspulse die Totzeit des EPD, so ist anstelle der Pulsdosisleistung die Dosis je Puls die entscheidende Größe. Beispiele für Röntgeneinrichtungen mit derart kurzen Pulsbreiten sind medizinische Therapiebeschleuniger oder Röntgenblitzgeräte. Die Bestimmung der Einsatzfähigkeit eines EPD erfolgt in diesem Fall über den Kalibrierungsfaktor. Solange die mögliche Dosis je Puls kleiner als 45% dieses Wertes ist, kann das Dosimeter uneingeschränkt eingesetzt werden. Mit den Parametern der hier untersuchten Dosimeter und einer Pulsfrequenz $f > 100$ Hz ergibt dies eine mittlere Dosisleistung von etwa 3 mSv/h. Im Zuständigkeitsbereich der StrlSchV muss für derartige Ortsdosisleistungen ein Sperrbereich eingerichtet sein. Erzeugt die Strahlungsquelle mehr als 100 Ereignisse je Sekunde, so sind die untersuchten EPD außerhalb des Sperrbereiches ohne Einschränkung verwendbar.

Generell wird für alle EPD eine Erweiterung der technischen Daten um die Totzeit und den Kalibrierungsfaktor (bzw. Kalibrierformel) für notwendig erachtet. Zumindest sollten diese Angaben zwingend für eine Bauartzulassung erforderlich sein. Unter Kenntnis dieser Daten können dann die Einsatzgrenzen des Dosimeters mithilfe der im vorliegenden Bericht zusammengestellten Formeln und Zusammenhänge prinzipiell in beliebigen gepulsten Strahlungsfeldern ermittelt werden. Bei sehr komplizierten Pulsformen ist eventuell auch das Monte-Carlo-Programm SimPuls heranzuziehen.

Zur Verbesserung der Einsatzfähigkeit von EPD in gepulsten Strahlungsfeldern sind verschiedene Ansätze denkbar. Eine Möglichkeit bietet der Einsatz eines Detektors mit geringer Empfindlichkeit, etwa durch die Verwendung eines kleineren Detektorvolumens oder einer

zusätzlichen Abschirmung. Als Folge verschiebt sich der Messbereich des Dosimeters zu höheren Dosisleistungen. Gleichzeitig wächst jedoch die relative zufällige Messabweichung, sodass geringe Dosen nicht zuverlässig ermittelt werden können. Um statistische Schwankungen zu verringern, muss die Messung kumulativ über mehrere Wochen erfolgen. Der Einsatz eines modifizierten Detektors erfordert die Entwicklung eines neuen Dosimeters. Dem Auftragnehmer erscheint es fraglich, ob eine Neuentwicklung für dieses eingeschränkte Einsatzgebiet rentabel ist.

Eine Variante zur Reduzierung von Totzeitverlusten ohne Veränderungen im Detektionssystem ist die Einführung einer rechnerischen Totzeitkorrektur. Dabei werden totzeitbedingte Verluste anhand von Gleichung (8) teilweise ausgeglichen, und der Messbereich wird zu höheren Dosisleistungen erweitert. In kontinuierlichen Strahlungsfeldern kann so die zulässige Höchstdosisleistung um maximal Faktor 10 vergrößert werden. Dann liegt für geringe Dosisleistung bereits eine Überschätzung bis ca. 20% vor. In gepulsten Feldern gilt: je kürzer die Pulse im Verhältnis zu ihrem zeitlichen Abstand sind, desto geringer ist der Effekt einer Totzeitkorrektur. Für ein Verhältnis 1:100 ergibt sich beispielsweise ein Gewinn von weniger als 10%.

Die EPD mit Halbleiterdetektoren sind für viele Einsatzbereiche nutzbar. Eine Erweiterung des Anwendungsgebietes für höhere Dosisleistungen durch technische oder logische Modifikationen ist jedoch nur begrenzt möglich. Als Alternative für wesentlich höhere Dosisleistungen sind andere Messverfahren in Betracht zu ziehen.

Möglich ist für diesen Fall die Verwendung eines nicht direkt ablesbaren, totzeitfreien Dosimeters auf OSL- oder TL-Basis in Verbindung mit einer Auswerteeinheit vor Ort. Die erhaltene Dosis kann dann innerhalb kürzester Zeit ausgelesen werden. Allerdings sind die Auswerteeinheiten im Allgemeinen teuer in der Anschaffung, sodass dies für Einrichtungen mit geringen Nutzerzahlen nicht rentabel ist.

Totzeitverluste können auch durch den Einsatz von schnellen Detektoren verringert werden. Beispielsweise wird die Entwicklung eines Dosimeters auf Basis eines Szintillationszählers für möglich gehalten. Technisch sind hier Totzeiten von unter 100 ns realisierbar. Eine verringerte Totzeit ist im Gegensatz zu einer niedrigen Empfindlichkeit nicht mit einer erhöhten Messabweichung verbunden. Der Messbereich wird in diesem Fall nicht verschoben, sondern zu höheren Dosisleistungen erweitert.

7 Quellenverzeichnis

- [1] J. Feldmann, H. Kreienfeld; TÜV NORD; *Sachverständigenprüfung an gepulsten Röntgenstrahlern* sowie H. D. Nagel; Philips Medizinsysteme; *Gepulste Röntgenstrahlung in der radiologischen Diagnostik*; Vorträge zum 234. PTB-Seminar „Dosimetrie in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern“; 2007.
- [2] Technische Daten von Elekta Precise Treatment System™, aus R.-P. Kapsch; PTB; *Dosimetrie in der Strahlentherapie*; Vortrag zum 234. PTB-Seminar „Dosimetrie in gepulsten Photonen-Strahlungsfeldern“; 2007.
- [3] Technische Daten von Varian Clinac 2100, aus E. Lamanna et. al.; INFN; *Calorimetric approach for 3D dosimetry of high intensity therapeutic electron beams*; Vortrag in „11th Topical Seminar on Innovative Particle and Radiation Detectors“ (IPRD08); http://www.bo.infn.it/sminiato/sm08/presentations/10-01/IPRD_2008_Lamanna.pdf; Zugriff am 1. April 2009.
- [4] Kalibrierzertifikat des Schweizerischen Kalibrierdienstes, Paul Scherrer Institut, 2003
- [5] Technisches Datenblatt von Mirion Technologies für MGP DMC2000X; http://www.rados.fi/en/products/datasheets/hp/144270EN-A_DMC2000X.pdf; Zugriff am 20. März 2009.
- [6] Technisches Datenblatt von Thermo Electron EPD N2; http://www.thermo.com/eThermo/CMA/PDFs/Product/productPDF_24720.pdf; Zugriff am 20. März 2009.
- [7] Technisches Datenblatt von Thermo Electron EPD Mk2; http://www.thermo.com/eThermo/CMA/PDFs/Product/productPDF_24716.pdf; Zugriff am 20. März 2009.
- [8] C. H. Westcott; *A study of expected loss rates in the counting of particles from pulsed sources*; Proc. R. Soc. London Ser. A **194**, S. 508-526, 1948.
- [9] A. M. Cormack; *Dead-time losses with pulsed beams*; Nucl. Instr. Meth. **15**, S. 268-272, 1962.
- [10] G. F. Knoll; *Radiation detection and measurement*; 2nd ed., John Wiley & Sons, 1989.
- [11] H. Reich; *Dosimetrie ionisierender Strahlung*; Teubner Verlag, 1990.
- [12] W. Stolz; *Radioaktivität*; Teubner Verlag, 2005.
- [13] XCOM: Photon Cross Sections Database; <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/Text/XCOM.html>; Zugriff am 8. April 2009.
- [14] *Intercomparison of Personal Dose Equivalent Measurements by Active Personal Dosimeters — Final Report of a Joint IAEA–EURADOS Project*; IAEA TECDOC Series No. 1564, November 2007.
- [15] I. Clairand et al.; *Intercomparison of active personal dosimeters in interventional radiology*; Rad. Prot. Dos. **129**, S. 340-345, 2008.

Theoretisches Ansprechvermögen

Zur Herleitung der Zähl- oder Totzeitverluste wird angenommen, dass Ereignisse zufällig mit einer Ereignisrate \tilde{Z} auftreten. Die Anzahl der Ereignisse N in einem Zeitintervall Δt ist dann poissonverteilt, wobei

$$P(N; \Delta t; \tilde{Z}) = \frac{(\tilde{Z} \cdot \Delta t)^N}{N!} e^{-\tilde{Z} \cdot \Delta t}. \quad (\text{A.1})$$

die zugehörigen Wahrscheinlichkeiten beschreibt. Die Wahrscheinlichkeit, dass während eines Zeitintervalls Δt kein Ereignis auftritt, ist dann durch

$$P(N = 0; \Delta t; \tilde{Z}) = e^{-\tilde{Z} \cdot \Delta t}$$

gegeben.

1 Relatives Ansprechvermögen im stationären Fall bei nichtparalysierendem Detektionsverhalten – Herleitung Gl. (8)

Im nichtparalysierenden Fall tritt nach jedem registrierten Ereignis die Totzeit τ auf. Die Rate der registrierten Ereignisse wird mit Z bezeichnet. Damit ergibt sich das Verhältnis von Messzeit zu Totzeit im Mittel zu $Z\tau$. Nur im verbleibenden Zeitanteil $1 - Z\tau$ werden Ereignisse registriert. Da diese mit der Ereignisrate \tilde{Z} auftreten, gilt der Zusammenhang

$$Z = \tilde{Z}(1 - Z\tau)$$

zwischen Ereignisrate und Zählrate. Umstellen liefert

$$Z_{\text{np}} = \tilde{Z} \cdot \frac{1}{1 + \tilde{Z}\tau} \quad (\text{A.2})$$

für die nichtparalysierende Zählrate bzw.

$$k_{\text{np}} = \frac{1}{1 + \tilde{Z} \cdot \tau}. \quad (\text{A.3})$$

für das Ansprechvermögen.

2 Relatives Ansprechvermögen im stationären Fall bei paralyisierendem Detektionsverhalten – Herleitung Gl. (9)

Im paralyisierenden Fall erzeugt jedes aufgetretene Ereignis eine Totzeit τ . Ereignisse, die während einer Totzeit auftreten verlängern diese um τ , werden jedoch nicht registriert. Nur Ereignisse, die nicht während einer Totzeit auftreten, können detektiert werden. Daraus resultiert die Bedingung, dass ein für den Detektor messbares Ereignis einen zeitlichen Abstand von mindestens τ zum vorhergehenden Ereignis aufweisen muss. Die Wahrscheinlichkeit, dass aufeinander folgende Ereignisse um mehr als τ auseinander liegen, ergibt sich nach (A.1) zu $P(N = 0, \tau, \tilde{Z}) = e^{-\tilde{Z}\tau}$. Nur mit dieser Wahrscheinlichkeit werden auftretende Ereignisse detektiert. Daher folgen die Gleichungen

$$\begin{aligned} Z_p &= \tilde{Z} \cdot e^{-\tilde{Z}\tau}, \\ k_p &= e^{-\tilde{Z}\tau} \end{aligned} \tag{A.4}$$

für die Zählrate und das Ansprechvermögen im paralyisierenden Grenzfall.

3 Relatives Ansprechvermögen in gepulsten Strahlungsfeldern mit Pulslänge $T > \tau$ – Herleitung Gl. (13)

Zunächst wird angenommen, dass die Totzeit im Intervall $(\frac{T}{2}, T]$ liegt, wodurch maximal zwei Ereignisse vom Detektor registriert werden können. Die Rate der gezählten Ereignisse ergibt sich als Summe

$$Z = Z_1 + Z_2 \quad (\text{A.5})$$

der Teilraten Z_1 und Z_2 des ersten bzw. des zweiten vom Detektor gezählten Ereignisses.

Die Zählrate zum ersten detektierten Ereignis ist analog zum Fall $\tau > T$ gleich $Z_1 = f(1 - e^{-\mu})$. Dabei entspricht $\mu = \tilde{Z} \cdot T$ der mittleren Anzahl an Ereignissen je Puls und f der Pulsfrequenz. Für die Rate des zweiten gemessenen Ereignisses muss beachtet werden, dass der Detektor erst nach einer Totzeit τ wieder ansprechen kann. Damit verkürzt sich die effektive Pulslänge, während der der Detektor messbereit ist. Dementsprechend ergibt sich eine geringere Zahl von Ereignissen μ' pro Puls

$$\frac{\mu'}{T - \tau} = \frac{\mu}{T} \Rightarrow \mu' = \frac{T - \tau}{T} \mu .$$

Die Rate

$$Z_2 = f(1 - e^{-\mu'} - \mu' \cdot e^{-\mu'}) = f \cdot P(N \geq 2; t = T - \tau; \tilde{Z}), \quad (\text{A.6})$$

mit der ein zweites Ereignis gemessen wird, enthält die Wahrscheinlichkeit $P(N \geq 2; t = T - \tau; \tilde{Z})$, dass mindestens zwei Ereignisse in der reduzierten Pulsbreite auftreten. Die Gesamtrate Z wird über

$$\begin{aligned} Z &= Z_1 + Z_2 \\ &= f(1 - e^{-\mu} + 1 - e^{-\mu'} - \mu' e^{-\mu'}) \end{aligned} \quad (\text{A.7})$$

berechnet.

Im allgemeinen Fall $\tau \in (\frac{T}{n}, \frac{T}{n-1}]$ können maximal n Ereignisse detektiert werden. Die Gesamtrate Z ergibt sich aus der Summation der Teilraten

$$Z_i = f \left(1 - \sum_{k=0}^{i-1} P(N = k; t = T - (i-1)\tau; \tilde{Z}) \right) = f \cdot P(N \geq i; t = T - (i-1)\tau; \tilde{Z}) \quad (\text{A.8})$$

für das Zählen des i ten Ereignisses. Die Zählrate ist damit durch

$$Z = \sum_{i=1}^n Z_i = f \cdot \sum_{i=1}^n P(N \geq i; t = T - (i-1)\tau; \tilde{Z}) \quad (\text{A.9})$$

gegeben.

Mit $f = \bar{Z} / \mu$ folgt

$$k = \frac{1}{\mu} \sum_{i=1}^n P(N \geq i; t = T - (i-1)\tau; \tilde{Z}) \quad (\text{A.10})$$

für das Ansprechvermögen.

4 Relatives Ansprechvermögen in gepulsten Strahlungsfeldern mit Pulslänge $T \gg \tau$ – Herleitung Gl. (17)

Ist die Totzeit τ klein gegenüber der Pulsbreite T , so kann die Zählrate Z ähnlich dem Fall kontinuierlicher Strahlung bestimmt werden. Zur Herleitung einer genäherten Zählrate wird statt der Rechteckimpulse zunächst ein kontinuierliches Signal ohne Pausen angenommen. Unter Annahme von nichtparalysierendem Verhalten lässt sich diesem Signal nach Gleichung (A.2) eine Zählrate Z_{np} zuordnen. Dies ist allerdings noch keine ausreichende Näherung, da durch das Zusammenfügen von benachbarten Pulsen Überlappungseffekte der Totzeiten auftreten.

Wenn ein Ereignis am Ende eines Pulses zwischen $T - \tau$ und T detektiert wird, kann danach kein weiteres gemessen werden. Im gepulsten Fall kann dabei die Totzeit über die Länge des eigentlichen Pulses hinausgehen. Die Wahrscheinlichkeit, dass eine Totzeit über das Ende eines Pulses hinausreicht, entspricht näherungsweise der mittleren Anzahl von gezählten Ereignissen $Z_{\text{np}} \tau$ im Zeitintervall τ . Da die Ereignisse innerhalb dieses Intervalls gleichverteilt sind, wird im Mittel ein Überhang von $\tau/2$ auftreten.

Beginnt der Puls bei $t = 0$ und tritt beispielsweise bei $T - \tau/3$ ein Messereignis auf, kann der Detektor bis $T + 2\tau/3$ kein Signal detektieren. Unter der Annahme, dass die Pulse weiter als eine Totzeit τ entfernt sind, beeinflusst die „überhängende“ Totzeit von $2\tau/3$ die Zählrate des nächsten Pulses nicht. Der Detektor kann sich erholen und wird zu Beginn des folgenden Pulses sofort bereit sein.

Um dieses Verhalten mit der Formel für die Zählrate im kontinuierlichen Fall nachzubilden, muss die zusätzliche Erholungszeit in gepulsten Feldern zur effektiven Länge im Puls

$$T_{\text{eff}} = T + Z_{\text{np}} \tau \cdot \frac{\tau}{2} = T + \frac{\tilde{Z} \tau}{1 + \tilde{Z} \tau} \cdot \frac{\tau}{2} \quad (\text{A.11})$$

hinzugezählt werden. Über

$$T_{\text{eff}} = T + \frac{\mu \frac{\tau}{T}}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \frac{\tau}{2} = T \cdot \left(1 + \frac{\mu}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \frac{\tau^2}{2T^2} \right) \quad (\text{A.12})$$

kann diese effektive Zeitspanne auch in Abhängigkeit der mittleren Anzahl von Ereignissen pro Puls $\mu = \tilde{Z}T$ dargestellt werden.

Die bei einer Ereignisrate \tilde{Z} gemessene Zählrate Z_{np} in einem kontinuierlichen Strahlungsfeld muss also um einen Faktor T_{eff}/T vergrößert werden, um die zugehörige Zählrate für gepulste Strahlung im Puls zu erhalten.

Weiterhin wird berücksichtigt, dass die mittlere Zählrate für gepulste Strahlung Z durch die strahlungsfreien Zeitintervalle um den Faktor $T \cdot f$ kleiner ist als die so bestimmte Zählrate im Puls.

Damit ergibt sich

$$\begin{aligned}
 Z &= T \cdot f \cdot Z_{\text{np}} \cdot \frac{T_{\text{eff}}}{T} \\
 &= f \cdot \frac{\tilde{Z} \cdot T}{1 + \tilde{Z} \tau} \cdot \frac{T \cdot \left(1 + \frac{\mu}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \frac{\tau^2}{2T^2} \right)}{T} \\
 &= f \cdot \frac{\mu}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \left(1 + \frac{\mu}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \frac{\tau^2}{2T^2} \right)
 \end{aligned}$$

und das Ansprechvermögen kann durch

$$k(\mu) = \frac{1}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \left(1 + \frac{\mu}{1 + \mu \frac{\tau}{T}} \cdot \frac{\tau^2}{2T^2} \right) \quad (\text{A.13})$$

beschrieben werden. Die Formel ist eine Näherung, da implizit die Annahme gemacht wird, dass gemessene Ereignisse während des Pulses gleichverteilt und unkorreliert sind. Dies ist jedoch nicht mehr gegeben, wenn die Totzeit in die Größenordnung der Pulsbreite kommt oder wenn die Zahl der Ereignisse pro Totzeit in die Größenordnung von eins kommt.

Ausgeschlossen wurden bei dieser Herleitung auch Totzeiten $\tau > T/2$, denn in diesem Falle würden die hier getrennt betrachteten Anfangs- und Endbereiche überlappen.

Simulation beliebiger Pulsformen – SimPuls

Die Ermittlung des Ansprechvermögens von zählenden Detektoren erfolgt in diesem Bericht mit dem speziell dafür angefertigten Programm „SimPuls“. Das Programm wurde in C++ geschrieben und implementiert einfache Monte-Carlo-Methoden. Das Grundprinzip wird im Folgenden dargestellt.

Abhängig von Pulsform und Dosisleistung des Strahlungsfeldes werden zu zufälligen Zeitpunkten Messereignisse im Detektor nach einer Poissonverteilung ermittelt. Für die Berechnung der Häufigkeit von Messereignissen in Abhängigkeit von der Dosisleistung ist dabei die Kenntnis des Kalibrierungsfaktors notwendig (vgl. Gleichung (11)). Das erste erzeugte Ereignis wird auf jeden Fall detektiert und verursacht eine Totzeit der Länge τ .

Für alle weiteren Ereignisse wird jeweils geprüft, ob sie während einer Totzeit stattfinden. Fällt ein Ereignis in eine Totzeit, dann wird es nicht „detektiert“. Dadurch verringert sich das relative Ansprechvermögen. Liegt es hingegen nicht in einer Totzeit, so wird es als detektiert gezählt und erzeugt seinerseits eine Totzeit.

Der Algorithmus endet entweder, sobald eine vorgegebene Anzahl von Ereignissen erzeugt wurde, oder alternativ nach einer vorgegebenen Zeitspanne. Das Ansprechvermögen entspricht dann dem Verhältnis von detektierten Ereignissen zu insgesamt erzeugten Ereignissen.

Um den Verlauf des relativen Ansprechvermögens in Abhängigkeit der Dosisleistung zu bestimmen, wird diese Berechnung bei vorgegebenem Strahlungsfeld systematisch für alle interessierenden Dosisleistungen wiederholt.

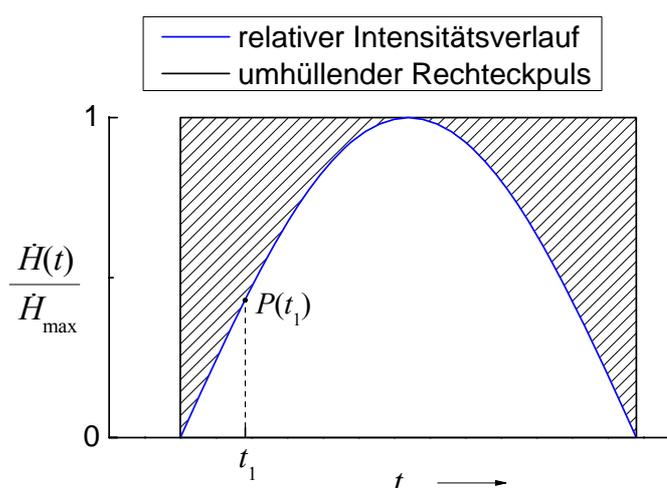


Abb. B.1 Erzeugung von zufälligen Ereignissen mit beliebigen Ereignisraten.

Die Erzeugung von zufälligen Ereignissen bei vorgegebener zeitabhängiger Strahlungsintensität erfolgt beispielsweise über eine Verwerfungsmethode. Ausgehend von einem Rechteckim-

puls mit maximaler Dosisleistung \dot{H}_{\max} und gesamter Pulsbreite werden zunächst einfache poissonverteilte Ereignisse erzeugt (vgl. Abb. B.1) [B-1]. Die Pulsform $\dot{H}(t)$ bestimmt dann die Wahrscheinlichkeit

$$P(t) = \frac{\dot{H}(t)}{\dot{H}_{\max}},$$

mit der ein Ereignis zum Zeitpunkt t akzeptiert wird.

Wenn aus der Poissonverteilung ein Ereignis zum Zeitpunkt t_1 ermittelt worden ist, dann wird es akzeptiert und im oben beschriebenen Algorithmus verwendet, falls $\xi < \dot{H}(t_1)/\dot{H}_{\max}$ gilt. Dabei ist ξ eine (0,1)-gleichverteilte Zufallszahl. Der Datenpunkt (t_1, ξ) liegt dann innerhalb der blauen Begrenzungskurve in Abb. B.1. Andernfalls fällt er in den schraffierten Bereich und das Ereignis wird verworfen.

Quellen

[B-1] L. Devroye; *Non-Uniform Random Variate Generation*; Springer Verlag, 1986.

| Verantwortung für Mensch und Umwelt |

Kontakt:

Bundesamt für Strahlenschutz

Postfach 10 01 49

38201 Salzgitter

Telefon: + 49 30 18333 - 0

Telefax: + 49 30 18333 - 1885

Internet: www.bfs.de

E-Mail: ePost@bfs.de

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



Bundesamt für Strahlenschutz