

# Ressortforschungsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz

**Nutzung von Geräten in nuklearmedizinischen Einrichtungen bei  
radiologischen Notfallsituationen mit hohen bis sehr hohen  
Körperaktivitäten im Rahmen des REMPAN-Netzwerkes  
- Vorhaben 3609S60012**

**Auftragnehmer:  
Universitätsklinikum Würzburg  
Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin**

**H. Weigelt  
S. Schlögl  
Chr. Reiners  
M. Laßmann**

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-60/12**

Bitte beziehen Sie sich beim Zitieren dieses Dokumentes immer auf folgende URN:  
**urn:nbn:de:0221-201203027635**

Salzgitter, März 2012

---

# ABSCHLUSSBERICHT

## BfS-Vorhaben Nr.: 3609S60012

„Nutzung von Geräten in nuklearmedizinischen Einrichtungen bei radiologischen Notfallsituationen mit hohen bis sehr hohen Körperaktivitäten im Rahmen des REMPAN-Netzwerkes“

H. Weigelt, S. Schlögl, Chr. Reiners, M. Laßmann  
Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin  
Universitätsklinikum Würzburg

Würzburg, 30. Juni 2011

---

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.

---

# Inhalt

1	Einleitung .....	3
2	Gamma-Kameras .....	4
2.1	Definition der optimalen Energiebereiche.....	7
2.2	Erfassung messtechnischer Parameter .....	9
2.2.1	Bestimmung der Nachweisgrenzen .....	10
2.2.2	Ermittlung der Totzeitcharakteristiken .....	11
2.2.3	Feststellung der linearen Kameraparameter .....	11
3	Ergebnisse .....	13
3.1	Kenngößen der Gamma-Kameras.....	13
3.1.1	Nachweisgrenzen.....	14
3.1.2	Totzeitverhalten.....	15
3.2	Erfassung von Radionukliden.....	17
3.2.1	Offene Punktquellen ( $^{99m}\text{Tc}$ , $^{131}\text{I}$ , $^{18}\text{F}$ ) .....	18
3.2.2	$^{133}\text{Ba}$ , $^{137}\text{Cs}$ , $^{152}\text{Eu}$ und $^{60}\text{Co}$ als Flächenquellen.....	20
3.2.3	$^{57}\text{Co}$ , $^{133}\text{Ba}$ , $^{152}\text{Eu}$ und $^{137}\text{Cs}$ als Punktquellen.....	25
3.3	Effizienz der Detektorsysteme .....	26
4	Dosisleistungsmesssonden der Therapiestation .....	28
4.1	Messbereich der Gammasonden .....	29
4.2	Einschätzung zur Einsetzbarkeit von Gammasonden bei Strahlenunfällen.....	30
5	Uptake-Messplatz.....	31
5.1	Aktivitätskennlinie für $^{131}\text{I}$ .....	31
5.1.1	Kenngößen des Uptake-Messplatzes .....	31
5.2	Energiespektren des Uptake-Messplatzes .....	33
5.3	Kalibrierung unter Verwendung der Effizienzkurve.....	33
5.4	Einschätzung zur Einsetzbarkeit von Messplätzen auf Szintillatorbasis.....	34
6	Abgrenzung zum Einsatz herkömmlicher Messstellen (Ganzkörperzähler).....	35
7	Ablauf einer Inkorporationsmessung.....	36
7.1	Personeller und zeitlicher Aufwand.....	37
7.2	Geeignete nuklearmedizinische Einrichtungen.....	38
8	Resümee.....	39
9	Literatur .....	43
10	Zusammenfassung .....	44
11	Summary .....	45



# 1 Einleitung

In radiologischen Notfallsituationen können unter Umständen viele Personen ggf. große Mengen von radioaktivem Material inkorporieren. Für die berufliche Inkorporationsüberwachung gibt es hochempfindliche Messstellen für den Nachweis geringer Körperaktivitäten einzelner Personen. Bei großen Körperaktivitäten versagen diese Messstellen aufgrund von Totzeitproblemen und bei katastrophenähnlichen Szenarien würde die Kapazität dieser Messstellen voraussichtlich nicht ausreichen, um Inkorporationen einer größeren Anzahl von Personen in einer angemessenen Zeit bestimmen zu können. Diesen Anforderungen wären nuklearmedizinische Diagnoseeinrichtungen gewachsen, nur sind deren Geräte für ganz andere Fragestellungen konzipiert worden. Ziel des vorliegenden Vorhabens ist daher die beispielhafte Prüfung der verfügbaren diagnostischen Ausrüstung der Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin des Würzburger Universitätsklinikums auf deren Eignung für die Abschätzung von Körperdosen aus Inkorporationen in radiologischen Notfallsituationen.

Die Untersuchungen im Rahmen dieses Vorhabens beziehen sich auf eine begrenzte Auswahl von Nukliden:  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{90\text{+}}\text{Sr}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{152}\text{Eu}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{232}\text{Th}$ , sowie  $^{241}\text{Am}$ . Eine entsprechende Übersicht enthalten die Tabellen 19 und 20 auf den Seiten 41 und 42.

Die Möglichkeit des Einsatzes von Gamma-Kameras zur Identifizierung und Quantifizierung inkorporierter Radionuklide ist von besonderem Interesse und bildet den Schwerpunkt der Untersuchungen im Rahmen dieser Studie. Eine besondere Schwierigkeit besteht darin, die einzelnen Komponenten von Nuklidmischungen zu ermitteln. Inwiefern dies anhand von Gamma-Kameras möglich ist, wird Gegenstand der Untersuchungen sein. Desweiteren stehen in der Therapiestation der Würzburger Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin Deckensonden auf Zählrohrbasis zur dauerhaften Patientenüberwachung sowie ein Schilddrüsen-Messplatz zur Bestimmung des Iod-Uptakes auf Basis eines Szintillationskristalls zur Verfügung. Der Frage, inwiefern und unter welchem Umrüstungsaufwand diese Geräte ggf. zu Inkorporationsmessungen herangezogen werden können, soll ebenfalls nachgegangen werden. Zu guter Letzt ist die Frage zu beantworten, welche nuklearmedizinischen Einrichtungen ggf. mit ihrer technischen und personellen Ausstattung in der Lage wären, sich dieser Aufgabe zu stellen.

## 2 Gamma-Kameras

Die Szintigraphie wird mit **Gamma-Kameras** durchgeführt. In Relation zu normalen Kameras können Linse und Film mit Kollimator und Szintillationsdetektor verglichen werden.

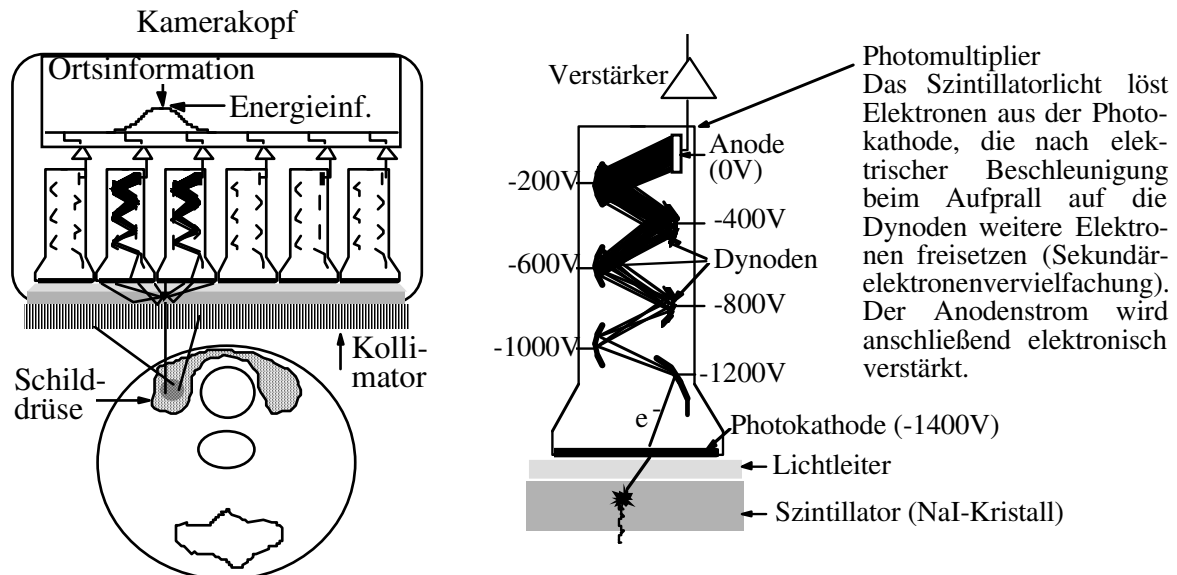


Abb. 1: Schematischer Aufbau der Detektoreinheit einer Gamma-Kamera (links) sowie eines der darin befindlichen Photomultiplier (rechts), aus [1]

Der **Kollimator** besitzt eine Wabenstruktur aus Blei, die Photonen nur aus jeweils einer bestimmten Richtung (in der Regel nur senkrecht einfallend) passieren lässt, und wirkt dadurch abbildend. Für unterschiedliche Photonenenergien sind verschiedene Kollimatorsätze mit unterschiedlichen Bleistärken erforderlich.

Im **Szintillationsdetektor** befindet sich ein Natriumiodidkristall (NaI). Proportional zum Energieverlust eines Photons im Kristall wird dort eine Anzahl positiver Ionen erzeugt, die bei Einfang freier Elektronen Lichtquanten emittieren. Die so erzeugten Lichtblitze werden durch mehrere Photokathoden mit Photomultipliern in elektrische Impulse umgewandelt, aus deren Verteilung und Höhe Auftreffort und Energieverlust des Photons ermittelt werden.

Nachgeschaltete **Kameraauswertesysteme** digitalisieren die Szintigramme und ermöglichen deren Speicherung und quantitative Auswertung.

In Abb. 2 ist eine moderne Gamma-Kamera mit integriertem CT-System abgebildet (SPECT/CT). An die Gantry, die unter anderem die CT-Einheit beherbergt, sind die beiden deutlich sichtbaren Detektoreinheiten zur Erfassung der szintigrafischen Abbildungen (im Bild oben und unten) angebracht. Die Detektoren können eine volle 360°-Drehung um die Patientenliege (rechts in der Abb.) und zahlreiche weitere Bewegungen um andere Achsen ausführen. An der der Patientenliege zugewandten Seite der Detektoren befindet sich der Szintillationskristall mit der Matrix von Photomultipliern.

Zur Erfassung der Zählraten werden nicht die Abbildungseigenschaften der Kameras genutzt, sondern die Geräte ohne Kollimatoren für niedrige Zählraten bzw. hohe Empfindlichkeit bzw. mit Kollimatoren für hohe zu erwartende Zählraten als Szintillationszähler eingesetzt.

Im Rahmen dieser Studie wurden drei Gamma-Kameras der Firma Siemens mit je zwei Detektoreinheiten zu Messungen herangezogen (ECAM Variable, ECAM Duet, Symbia TruePoint SPECT-CT). Das wesentliche Unterscheidungsmerkmal zwischen den Kameras ist die Dicke der Szintillationskristalle (ECAM Variable: 3/8“ (0,96 cm), Symbia TruePoint SPECT/CT: 5/8“ (1,59 cm), ECAM Duet: 1“ (2,54 cm)). Einen Vergleich der spektralen Eigenschaften der Kameras zeigt Tab. 1.

Für die Untersuchungen der Eignung der Detektoren kamen die in vielen Einrichtungen vorhandenen parallel-fokussierende Kollimatoren für drei Energiebereiche (niedrig, mittel und hoch) zum Einsatz (low energy: LE, medium energy: ME und high energy: HE). Die Detektorköpfe können in unterschiedliche Winkel zueinander gebracht werden.

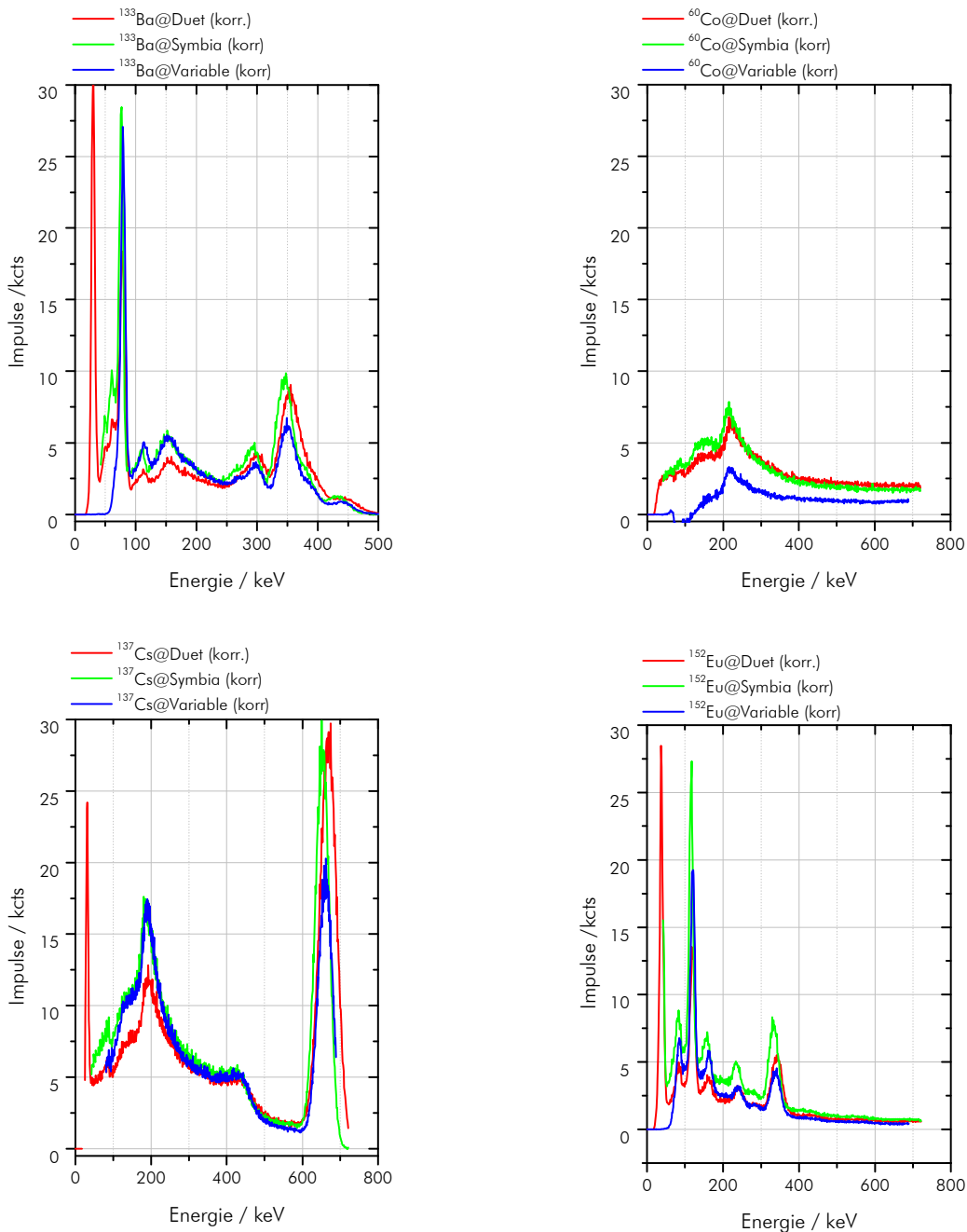
Im Rahmen dieses Vorhabens wurden die Detektorköpfe nur in einer relativen Position von 180° zueinander verwendet, d.h. die Detektoren standen sich gegenüber. Für Punktquellen wurde stets der maximal mögliche Probenabstand zwischen beiden Detektoren gewählt (ca. 35cm). Die Flächenquellen wurden in einem mittleren Abstand von 20 cm detektiert.



**Abb. 2:** Gamma-Kamera Symbia TruePoint SPECT/CT (SIEMENS).

**Tab. 1:** Vergleich der im Rahmen der Studie eingesetzten Gamma-Kameras mit der Szintillationskristallicke  $d_K$  im Bezug auf den Erfassungsbereich für Gammalinien ( $[E_{\min}, E_{\max}]$ ), die Halbwertsbreiten (HWB) einiger Photonen-Peaks und des daraus resultierenden Energieauflösungsvermögens der Detektorsysteme ( $\Delta E/E$ ).

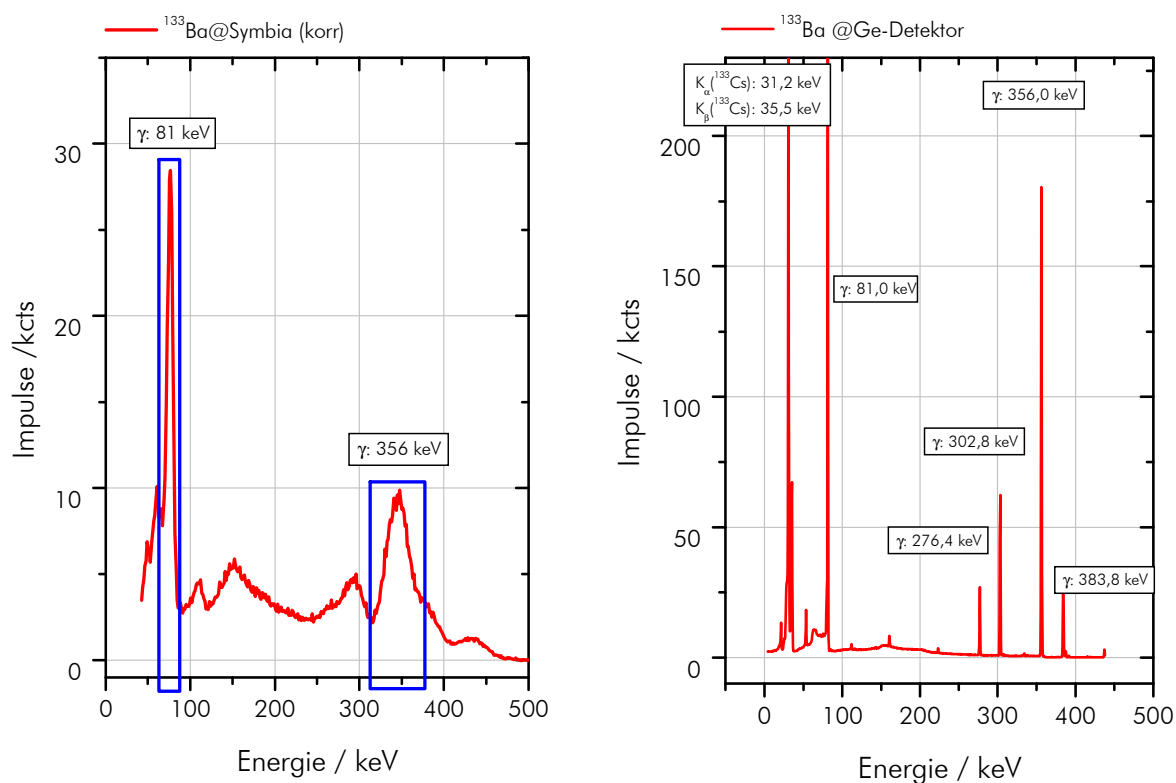
Kamera	$d_K$	$[E_{\min}, E_{\max}]$	$^{133}\text{Ba}$ (81 keV)		$^{131}\text{I}$ (364 keV)		$^{137}\text{Cs}$ (662 keV)	
			HWB	$\Delta E/E$	HWB	$\Delta E/E$	HWB	$\Delta E/E$
Duet	0,96	20 - 720	7,9 keV	0,097	30,3 keV	0,083	42,7 keV	0,065
Symbia	1,59	25 - 720	6,1 keV	0,075	25,2 keV	0,069	37,1 keV	0,056
Variable	2,54	50 - 685	8,4 keV	0,104	26,8 keV	0,074	38,1 keV	0,057



**Abb. 3:** Spektren der Nuklide  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  und  $^{152}\text{Eu}$ . Diese Spektren wurden anhand der drei einbezogenen Gamma-Kameras aufgezeichnet und stehen sich hier gegenüber. Entscheidendes Unterscheidungsmerkmal zwischen den Kameras ist deren Kristalldicke. Dies wirkt sich auf die Empfindlichkeit und den erfassbaren Energiebereich aus.

## 2.1 Definition der optimalen Energiebereiche

Die Gamma-Kameras erfassen bauartbedingt Photonen ( $\gamma$ -Strahlung) in einem Energiebereich von etwa 50 keV bis zu etwa 700 keV. Zur Festlegung der optimalen Energiefenster wurden anhand der Kameras und der zugehörigen Steuersoftware die Spektren der in Frage kommenden Nuklide erfasst und unter Verwendung dieser Spektren die Energiefenster bzw. Gruppen dieser Fenster festgelegt, in deren Rahmen dann die weiteren Messungen erfolgten. Die Steuersoftware der Kameras macht die Festlegung der Fenster vor der quantitativen Erfassung der exakten Zählraten zwingend erforderlich. Durch die Eingrenzung der erfassten Energiebereiche auf nuklidspezifische Peaks werden die störenden Einflüsse von Streueffekten und der Hintergrundstrahlung verringert und ggf. eine Nuklidspezifizierung ermöglicht. Die Spektren, die anhand der Kameras aufgezeichnet werden können, sind quantitativ nicht auswertbar, da die Messzeiten nicht festgelegt werden können. Abb. 4 veranschaulicht die Festlegung der Energiefenster am Beispiel des  $^{133}\text{Ba}$ . In Tab. 2 sind die den jeweiligen Nukliden zugeordneten Fenster und Fensterbreiten aufgelistet. Für Nuklide, deren Photopeaks außerhalb des von der Kamera erfassbaren Energiebereichs liegen, verblieb nur die Messung der Streuanteile (wie z.B. beim  $^{60}\text{Co}$ ). Hierfür wurden mehrere Fenster, die sich über breitere Energiebereiche erstreckten, eingerichtet.



**Abb. 4:** Spektren einer Probe des Gamma-Strahlers  $^{133}\text{Ba}$ , die zum einen anhand einer auf Basis eines Szintillationsdetektors (NaI) arbeitenden Gamma-Kamera (Symbia SPECT-CT, Siemens, linke Abb.) und zum anderen unter Verwendung eines Halbleiter-Detektors (HPGe-Detektor, Canberra, rechte Abb.) aufgenommen wurden. Die Rahmen um die Photopeaks in der linken Abbildung (Gamma-Kamera) geben die zur Messung verwendeten Energiefenster an (Erläuterung im Text).

**Tab. 2:** Position und Breite der für die jeweiligen Nuklide ausgewählten Energiefenster, für die an den drei untersuchten Gamma-Kameras die Zählraten in Abhängigkeit von der vorgelegten Aktivität aufgezeichnet wurden. Die Fenster begrenzen entweder einen Photopeak oder einen Bereich des Streuspektrums (gekennzeichnet als Typ P oder Typ S). Die Angabe der Fensterbreite ( $\Delta E$ ) erfolgt in absoluten Energieeinheiten und zusätzlich relativ zum Maximum des umschlossenen Peaks. Die Einstellung der Fensterbreite wird in der Steuersoftware der Siemens-Kameras in Relativ-einheiten vorgenommen. Die Zählraten wurden bei allen Messungen gruppenweise über die Fenster, also in Summe erfasst.

Nuklid	Fenster	Energie (E)			Breite ( $\Delta E$ ) (absolut bzw. relativ zum Peak)			Typ
		Symbia	Duet	Variable	Symbia	Duet	Variable	
$^{18}\text{F}$	1	511 keV	511 keV	511 keV	153 keV (30%)	153 keV (30%)	153 keV (30%)	P
$^{60}\text{Co}$	1	115 keV	115 keV	115 keV	115 keV (100%)	115 keV (100%)	115 keV (100%)	S
	2	350 keV	350 keV	350 keV	350 keV (100%)	350 keV (100%)	350 keV (100%)	S
$^{99m}\text{Tc}$	1	140 keV	140 keV	140 keV	28 keV (20%)	28 keV (20%)	28 keV (20%)	P
$^{131}\text{I}$	1	364 keV	364 keV	364 keV	91 keV (25%)	91 keV (25%)	91 keV (25%)	P
$^{133}\text{Ba}$	1	75 keV	75 keV	79 keV	18 keV (23%)	18 keV (23%)	20 keV (25%)	P
	2	347 keV	347 keV	352 keV	59 keV (17%)	59 keV (17%)	60 keV (17%)	P
$^{137}\text{Cs}$	1	588 keV	588 keV	588 keV	200 keV (34%)	200 keV (34%)	200 keV (34%)	P
$^{152}\text{Eu}$	1	41 keV	41 keV	-	22 keV (54%)	22 keV (54%)	-	P
	2	79 keV	79 keV	86 keV	27 keV (34%)	27 keV (34%)	21 keV (24%)	P
	3	115 keV	115 keV	120 keV	31 keV (27%)	31 keV (27%)	32 keV (27%)	P
	4	157 keV	157 keV	163 keV	31 keV (20%)	31 keV (20%)	33 keV (20%)	P
	5	234 keV	234 keV	238 keV	42 keV (18%)	42 keV (18%)	43 keV (18%)	P
	6	333 keV	333 keV	340 keV	53 keV (16%)	53 keV (16%)	54 keV (16%)	P

Wie es um die Möglichkeit, Nuklidgemische zu messen, bestellt ist, wird in Abb. 5 beispielhaft dargestellt. Man sieht das Spektrum eines Gemisches der beiden Nuklide bei einem Verhältnis der Aktivitäten von etwa 1:1. Die charakteristischen Peaks der Nuklide sind deutlich zu erkennen. Es ist aber auch zu sehen, dass das  $^{133}\text{Ba}$ -Spektrum durch den Streuanteil im Spektrum des  $^{137}\text{Cs}$  nicht unerheblich überdeckt wird, so dass eine Quantifizierung nur mit großer Unsicherheit erfolgen kann.

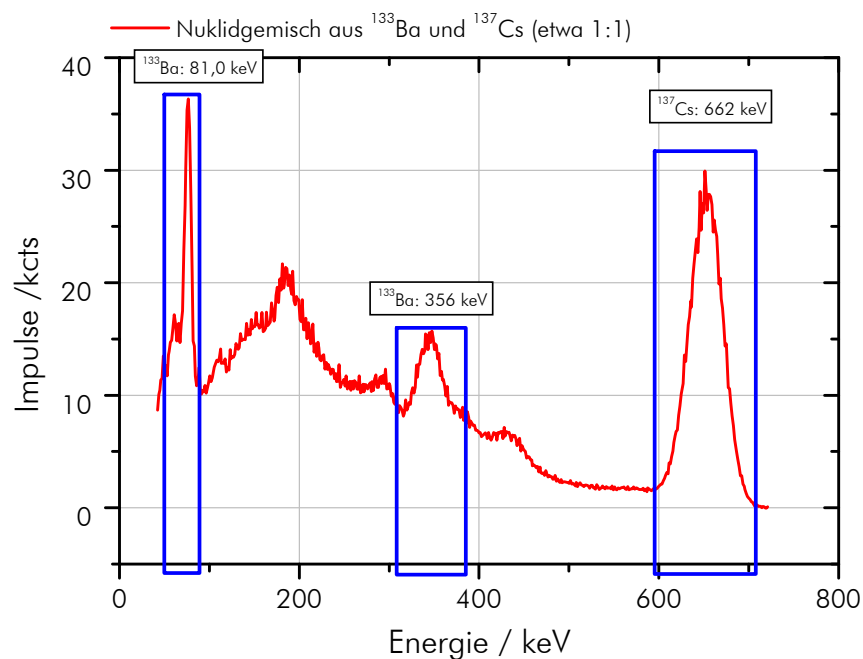
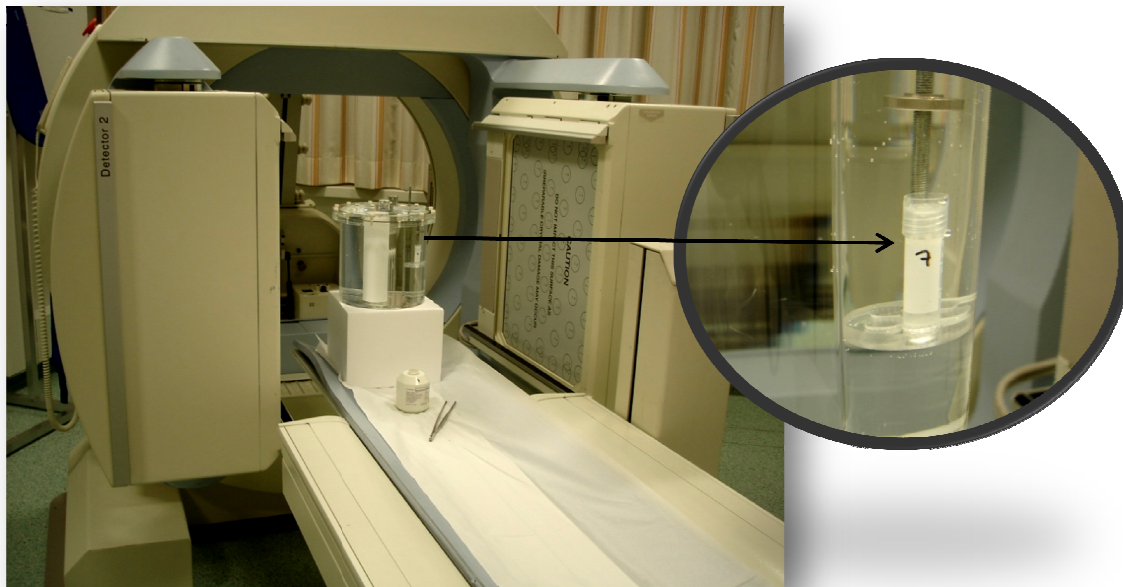


Abb. 5: Spektrum eines Gemisches von  $^{133}\text{Ba}$  und  $^{137}\text{Cs}$  im aktivitätsbezogenem Mischungsverhältnis von etwa 1:1

## 2.2 Erfassung messtechnischer Parameter

Um die Kenngrößen der Kameras im Hinblick auf die vorgelegten Aktivitäten zu ermitteln, wurden anhand von  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (140 keV),  $^{131}\text{I}$  (364 keV) sowie  $^{18}\text{F}$  (511 keV) über den gesamten Erfassungsbereich der Kameras (von etwa  $10^{-4}$  MBq bis etwa  $10^3$  MBq) aktivitätsbezogene Kennlinien aufgenommen. Diese Kennlinien verschaffen einen Überblick über die Nachweisgrenzen für kleine Aktivitäten, die aktivitätsbezogenen Zählcharakteristiken der Kameras und deren Linearität sowie über das Totzeitverhalten bei großen Aktivitäten. Die Messungen erfolgten an Punktquellen. Diese Quellen wurden durch Probenröhrchen realisiert, die zu etwa 100  $\mu\text{L}$  mit einer wässrigen Lösung der radioaktiven Substanzen befüllt waren. Zur Messung wurden die Proben in einer festen Position gegenüber den Detektorköpfen entweder ohne Streumedium oder innerhalb eines homogen mit Wasser gefüllten zylindrischen Acryl-Phantoms mit durchstrahlten Wasserlängen von 3,5 cm bzw. 15,5 cm arretiert. Die Kennlinien wurden sowohl unkollimiert als auch mit geeigneten und je nach Kameramodell einsetzbaren Kollimatoren aufgenommen.





**Abb. 6:** Anordnung zur Erfassung der Kamerakennlinien anhand von Punktquellen verschiedener Aktivität (hier an der Kamera ECAM Variable). Die Punktquellen wurden durch Probenröhrchen realisiert, die geringe Mengen der Nuklidlösungen in unterschiedlichen Konzentrationen enthielten. Um unterschiedliche Gewebetiefen zu simulieren, wurden die Proberöhrchen in einem mit Wasser gefüllten Zylinderphantom befestigt, wodurch die Zählraten für unterschiedliche durchstrahlte Wasserstrecken erfasst werden konnten.

## 2.2.1 Bestimmung der Nachweisgrenzen

Um die Nachweisgrenzen der Kameras und des Uptake-Messplatzes zu ermitteln, wurden die Zählraten von kleinen Aktivitäten aufgenommen und der Hintergrundzählrate gegenübergestellt. Die Hintergrundzählrate rührt zum einen aus einem Rauschanteil und zum anderen aus der Hintergrundstrahlung (Nulleffekt). Die Bestimmung der Nachweisgrenzen erfolgte nach der DIN-Norm für Kernstrahlungsmessungen (DIN 25482-1 bzw. -10) [2, 3]. Die Berechnung der Nachweisgrenzen erfolgte aus den Quantilen der Wahrscheinlichkeiten der Fehler erster und zweiter Art ( $k_{1-\alpha}$ ,  $k_{1-\beta}$ ) der Standardnormalverteilung sowie der Standardunsicherheit der Hintergrundzählrate mit vereinfachenden Annahmen nach Tab. 3. Die Nachweisgrenze liegt hiernach um den Wert von  $\zeta^*$  über dem Mittelwert der Hintergrundzählrate. Für die Messungen wurde die Nachweisgrenze nach oben aufgerundet.



**Tab. 3:** Formalismus zur Berechnung der Nachweisgrenzen der Gamma-Kameras nach DIN 25482 [2, 3] mit den vereinfachenden Voraussetzungen, dass die Messzeiten für die Erfassung der Zählraten des Nulleffektes und der Zählraten in Gegenwart eines Radionuklids gleich und vorausgewählt sind sowie dass die Quantile für die Fehler 1. Art und die Fehler 2. Art gleich sind.

$$\text{es gilt: } Z_n = Z_b - Z_0 = \frac{n_n}{t_n} = \frac{n_b}{t_b} - \frac{n_0}{t_0} \text{ mit } t_n = t_b = t_0 = 120\text{s} \Rightarrow \quad (1)$$

$$\begin{aligned} z^* &= k_{1-\alpha} \cdot u(Z_0); & \zeta^* &= z^* + k_{1-\beta} \cdot u(Z_0); \\ u(Z_0) &= \sqrt{\frac{2n_0}{t_0^2}} = \sqrt{\frac{2Z_0}{t_0}} & \zeta^* &= z^* + k_{1-\beta} \sqrt{\frac{2Z_0}{t_0}} \stackrel{\text{mit(4)}}{=} 2 \cdot k_{1-(\alpha=\beta)} \sqrt{\frac{2Z_0}{t_0}} \end{aligned} \quad (2) \quad (3)$$

$$\text{für } \alpha = \beta \text{ ist } \zeta^* = 2 \cdot z^* ; \quad (\alpha = \beta = 5\% \Rightarrow k_{1-\alpha} = k_{1-\beta} = 1,645) \quad (4)$$

$$\text{für die Nachweisgrenze der Aktivität ergibt sich damit: } \alpha^* = \frac{2 \cdot k_{1-(\alpha=\beta)}}{K_z} \sqrt{\frac{2Z_0}{t_0}} \quad (5)$$

$k_{1-\alpha}$ :	Quantile der Standardnormalverteilung zu den Wahrscheinlichkeiten der Fehler 1. Art	$z^*$ :	Erkennungsgrenze für die Nettozählrate $Z_n$
$k_{1-\beta}$ :	( $\alpha$ ) bzw. 2. Art ( $\beta$ ). Für die Wahrscheinlichkeiten für $\alpha$ und $\beta$ von 5% betragen diese jeweils 1,645.	$\zeta^*$ :	Nachweisgrenze für die Nettozählrate $Z_n$
$u(Z_0)$ :	Standardunsicherheit der Hintergrundzählrate (Messwerte zählender Messungen sind Poissonverteilt, deshalb gilt (2))	$\alpha^*$ :	Nachweisgrenze für die Aktivität A
$K_z$ :	Zählrate pro Aktivität (Steigung der linearen Abhängigkeit der Zählrate von der Aktivität)	$Z_0 = \frac{n_0}{t_0}$ :	Hintergrundzählrate in Abwesenheit des zu detektierenden Nuklids (gezählte Ereignisse/Messzeit, die Messzeit betrug für alle Messungen 120 s)
		$Z_n, Z_b$ :	Netto-, Bruttozählrate

## 2.2.2 Ermittlung der Totzeitcharakteristiken

Um die Totzeitcharakteristiken zu ermitteln, wurden die Aktivitäten so weit erhöht, dass die Registrierung der Kameras (bzw. des Uptake-Messplatzes) nicht mehr linear verlief. Es wurde festgelegt, dass ab einem Totzeitanteil der Impulzzählung von 10% keine verlässliche Quantifizierung der Aktivität mehr gewährleistet werden kann. Zur Ermittlung der Totzeit wurden für höhere Aktivitäten die tatsächlichen Zählraten von extrapolierten Werten, die sich jeweils aus dem linearen Erfassungsbereich der Kameras ergaben, abgezogen und gegenüber diesen extrapolierten Werten prozentual ins Verhältnis gesetzt. Aus einer Kurvenanpassung der sich ergebenden Totzeitfunktion wurde der Schwellwert der Aktivität für die Totzeit von 10% abgelesen (Abb. 10 auf Seite 16).

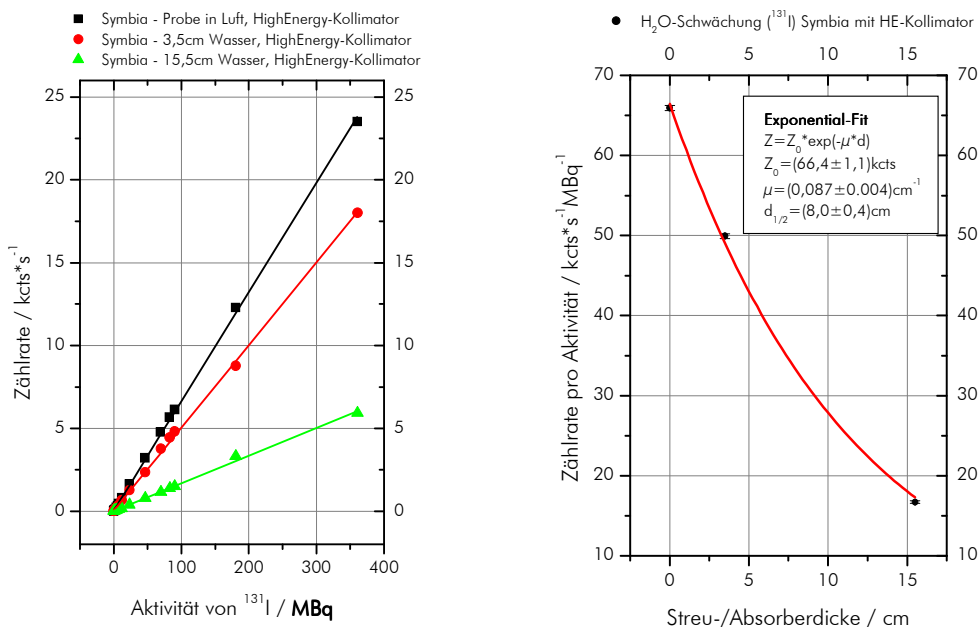
## 2.2.3 Feststellung der linearen Kameraparameter

Die Hintergrundeffekte bei der Betrachtung kleiner Aktivitäten sowie die anwachsenden Totzeiten des Detektorsystems bei großen Aktivitäten begrenzten den linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras. Innerhalb dieser Grenzen waren die ermittelten Zählraten zu den Aktivitäten der Quellen proportional. Die Anpassung erfolgte an ein einfaches lineares Modell (Tab. 4 links). Die Kurvenanpassungen sowie die errechneten Parameter und deren Unsicherheiten wurden

ebenso wie alle weiteren Berechnungen und Grafiken anhand des Datenauswertungsprogramms Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) erstellt. Die Auftragung der Anstiege der aktivitätsabhängigen Zählraten über die Dicke der durchstrahlten Wasserschicht (durchstrahlter Radius des Zylinderphantoms) gibt einen Überblick über die Schwächung der Strahlung (Abb. 7 rechts). Anhand eines Exponentialfits an diese Daten ließ sich der Schwächungskoeffizient und damit die Halbwertsdicke je Anordnung ermitteln (Tab. 4 rechts).

**Tab. 4:** Modelle für die Kurvenanpassungen, denen die Ergebnisse der Messungen im Linearbereich der Gamma-Kameras unterzogen wurden. Links ist der lineare Zusammenhang zwischen Zählrate und Aktivität der Proben dargestellt (6). Die rechte Spalte zeigt den Zusammenhang für den exponentiellen Abfall der Strahlung durch Absorption und Streuung in einem Medium (7).

$Z(A) = Z_0 + K_z \cdot A \quad (6)$	$K_z(d_W) = K_z(0) \cdot e^{-\mu d_W}; d_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (7)$
<p><math>Z(A)</math> : Zählrate in Abhängigkeit von der Aktivität</p>	<p><math>K_z(d_W)</math> : Zählrate pro Aktivität (Steigung der linearen Abhängigkeit der Zählrate von der Aktivität) in Abhängigkeit von der Dicke der durchstrahlten Wasserschicht</p>
<p><math>K_z</math> : Kalibrierfaktor (Zählrate pro Aktivität)</p>	<p><math>K_z(0)</math> : Zählrate pro Aktivität in Luft</p>
<p><math>A</math> : Aktivität der Nuklidprobe im Gesichtsfeld der Kamera</p>	<p><math>d_W</math> : Dicke der durchstrahlten Wasserschicht</p>
<p><math>Z_0</math> : Hintergrundzählrate bedingt durch Hintergrundstrahlung und Rauschen</p>	<p><math>\mu</math> : Schwächungskoeffizient</p>
	<p><math>d_{1/2}</math> : Halbwertsdicke</p>

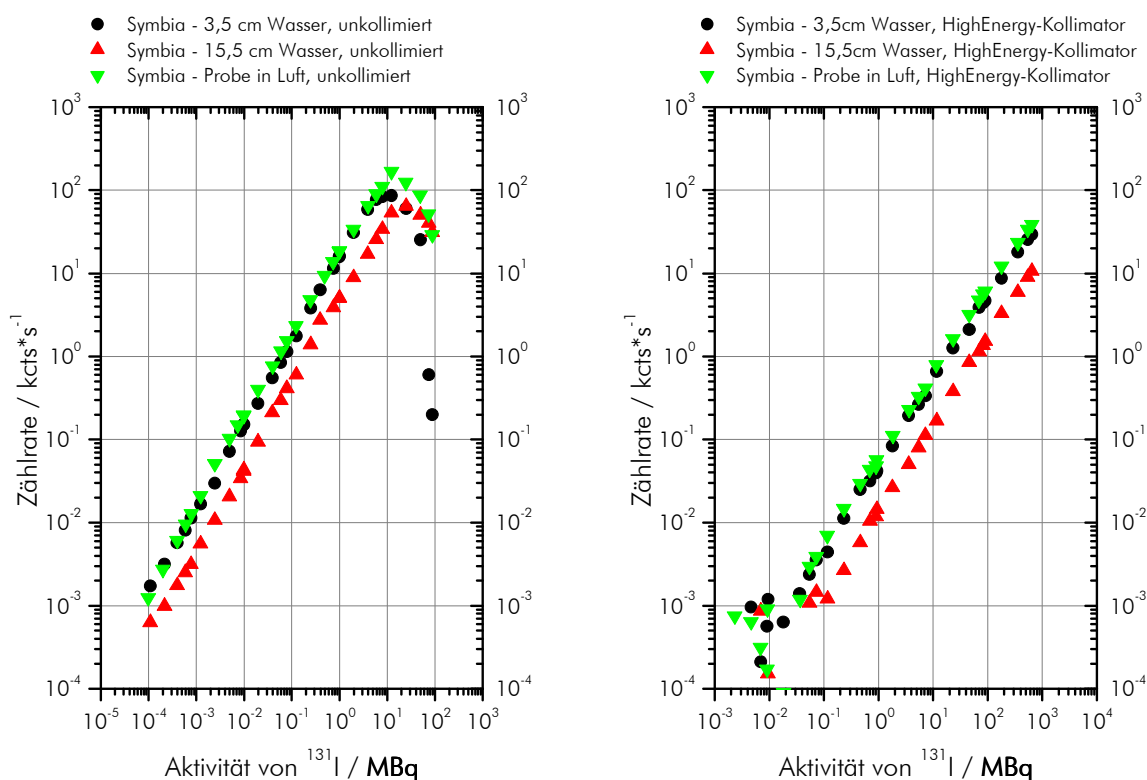


**Abb. 7:** Zählraten der mit HighEnergy-Kollimatoren ausgestatteten Gamma-Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT in Abhängigkeit von der Aktivität einer <sup>131</sup>I Punktquelle in Luft oder in Wasser. Die Messpunkte der linken Abb. wurden einem Linearfit unterzogen. Die rechte Abb. zeigt die Auftragung der Steigungen der Linearfits in Abhängigkeit von der durchstrahlten Wasserstrecke. Ein Exponentialfit dieser Messpunkte (die die Größenordnung einer Ausbeute haben) führte zum Schwächungskoeffizienten dieses Nuklids in dieser Anordnung und damit zur Halbwertsdicke (vgl. Tab. 4).

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Kenngrößen der Gamma-Kameras

Abb. 8 zeigt beispielhaft die  $^{131}\text{I}$ -Kennlinien der Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT. Die Auftragung erfolgte doppelt-logarithmisch, um die Darstellung des gesamten Messbereichs über sechs Größenordnungen zu ermöglichen. Die Kameras detektierten über einen großen Aktivitätsbereich linear. Ohne Kollimator wurden Aktivitäten von 100 Bq bis zu etwa 5 MBq linear erfasst. Mit Kollimatoren detektierten die Kameras Aktivitäten von etwa 100 kBq bis zur maximal eingesetzten Aktivität von 0,8 GBq linear, so dass sich der lineare Erfassungsbereich der Kameras insgesamt über einen Bereich von  $10^{-4}$  MBq bis  $10^3$  MBq, also über nahezu 7 Größenordnungen erstreckt. Für kleine Aktivitäten war der Nachweis durch Hintergrundstrahlung und Systemrauschen begrenzt. Nach oben begrenzte die Totzeit des Detektorsystems den Erfassungsbereich. Wie der linke Teil von Abb. 8 zeigt, war der Einfluss der Totzeit ab einer bestimmten Aktivitätsschwelle so hoch, das das System paralyisiertes Verhalten zeigte und somit kein eindeutiger Zusammenhang zwischen Zählrate und Aktivität hergestellt werden konnte.

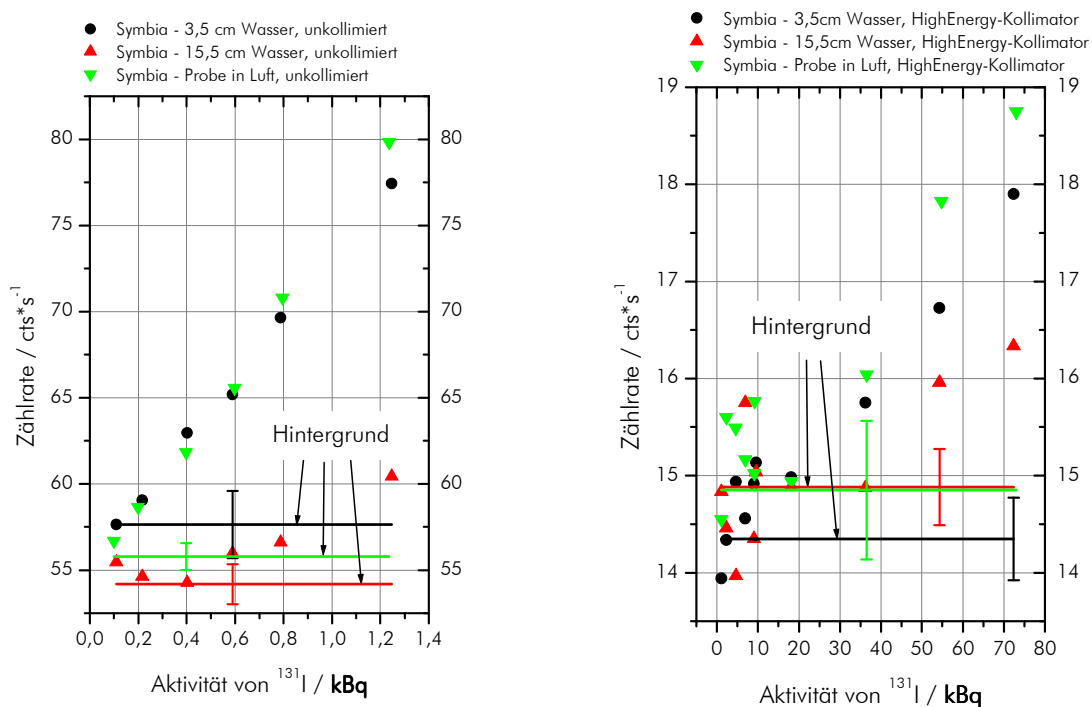


**Abb. 8:** Zählraten der Gamma-Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT (Siemens) in Abhängigkeit von der Aktivität einer  $^{131}\text{I}$ -Punktquelle. Zur Messung wurden die Proben in einer festen Position gegenüber den Detektorköpfen entweder ohne Streumedium oder innerhalb eines homogen mit Wasser gefüllten zylindrischen Acryl-Phantoms mit durchstrahlten Wasserlängen von 3,5 cm bzw. 15,5 cm arretiert. Die linke Abbildung zeigt die erfassten Aktivitäten der uncollimierten Kamera. Die rechte Abbildung gibt den Verlauf der mit HighEnergy-Kollimatoren versehenen Kamera wieder.

### 3.1.1 Nachweisgrenzen

Im Beispiel in Abb. 9 liegen die Hintergrundzählraten ohne Kollimator bei 57 cts/s. Die Nachweisgrenze liegt nach Tab. 3 um 3,15 cts/s, also etwa 4 cts/s über der Hintergrundzählrate. Auf ganze Zahlen nach oben abgeschätzt ergibt sich so eine Nachweisgrenze der Bruttozählrate von 61 cts/s. Bezogen auf die Aktivität ergeben sich für  $^{131}\text{I}$  Nachweisgrenzen von etwa 0,2 kBq im Falle von Oberflächenkontaminationen und von etwa 0,7 kBq bei inkorporiertem Nuklid.

Die Empfindlichkeit der Kamera ohne Kollimation war gegenüber der Detektion der Aktivität mit HighEnergy Kollimator etwa um den Faktor 100 erhöht. Die Zusammenfassung der Nachweisgrenzen der untersuchten Kameras für die Nuklide  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$  sowie  $^{18}\text{F}$  enthält Tab. 5. Die daraus folgenden Aktivitätswerte berechnen sich nach (5) und sind in Tab. 6 enthalten.



**Abb. 9:** Zählraten bei Aktivitäten von  $^{131}\text{I}$  im Bereich der Nachweisgrenze der Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT ohne Kollimator (linke Abb.) und mit HighEnergy-Kollimator (rechte Abb.). Die durchgezogenen Linien entsprechen den Mittelwerten der Hintergrundzählrate, die Fehlerbalken deren Standardunsicherheiten.

**Tab. 5:** Nachweisgrenzen der Zählraten der drei untersuchten Kameras bei verschiedenen Photonenenergien, bezogen auf die mittlere Hintergrundzählrate. Der Wert wurde auf die nächsthöhere ganze Zahl aufgerundet. Der eingesetzte Kollimatorsatz ist mit einer Abkürzung neben dem angegebenen Grenzwert vermerkt (ME: MediumEnergy, HE: HighEnergy).

	Symbia / (cts/s)		Duet / (cts/s)		Variable / (cts/s)	
Kollimator:	-	+	-	+	-	+
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV)	102	--	105	--	98	--
$^{131}\text{I}$ (364 keV)	61	17 (HE)	80	23 (HE)	48	18 (ME)
$^{18}\text{F}$ (511 keV)	79	27 (HE)	102	38 (HE)	62	28 (ME)

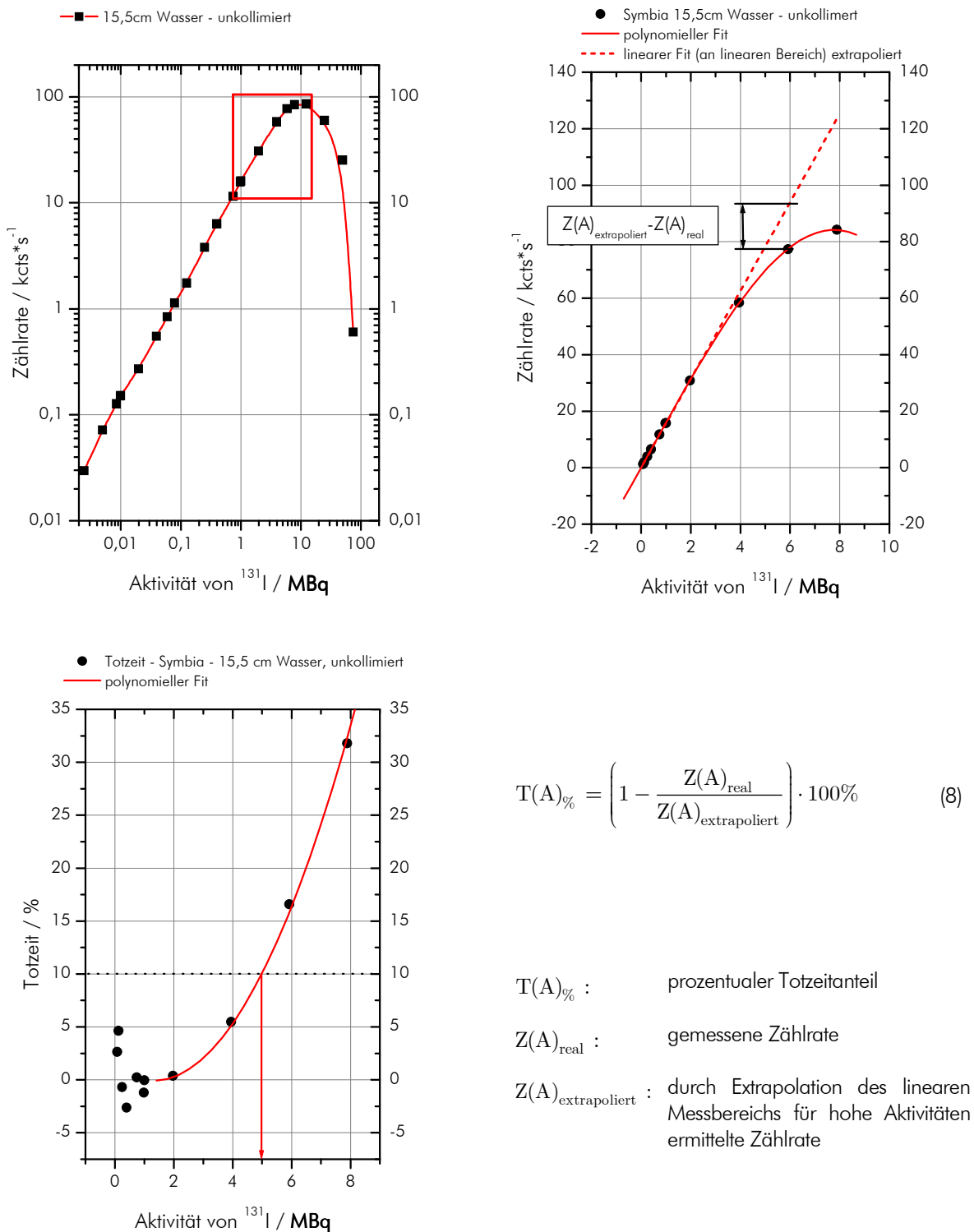
**Tab. 6:** Aktivitätsbezogene Nachweisgrenzen der untersuchten Gamma-Kameras. Die Werte wurden nach Gleichung (5) in Tab. 3 berechnet. Alle Messungen wurden ohne Kollimator sowie mit den für die entsprechende Emissionsenergie günstigsten und für die jeweilige Kamera geeigneten Kollimatoren durchgeführt. Der eingesetzte Kollimatorsatz ist mit einer Abkürzung unterhalb des angegebenen Grenzwertes vermerkt (LE: LowEnergyHighResolution, ME: MediumEnergy, HE: HighEnergy). Weiterhin sind die Nachweisgrenzen nach der Detektion der Proben in Luft und der Proben im Füllwasser eines Acrylphantoms unterteilt. Die Messungen mit  $^{137}\text{Cs}$  erfolgten in der Anordnung nach Abb. 11 anhand von Flächenquellen ohne Kollimator mit und ohne Absorberschicht.

	Symbia /kBq				Duet /kBq				Variable /kBq			
	-		+		-		+		-		+	
<b>Kollimator:</b>												
<b>Phantom (15,5cm)</b>	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ (140 keV)	0,1	0,5	--	--	0,1	0,5	--	--	0,1	0,7	--	--
	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
$^{131}\text{I}$ (364 keV)	0,2	0,7	26	110	0,2	0,7	20	80	0,3	1,0	3,9	17
	--	--	HE	HE	--	--	HE	HE	--	--	ME	ME
$^{18}\text{F}$ (511 keV)	0,1	0,4	5,5	19	0,1	0,3	3,0	11	0,2	0,7	1,0	3,4
	--	--	HE	HE	--	--	HE	HE	--	--	HE	HE
<b>Absorber (8cm)</b>	-		+		-		+		-		+	
$^{137}\text{Cs}$ (662 keV)	0,1		0,2		0,1		0,2		0,2		0,4	

### 3.1.2 Totzeitverhalten

Ein Hauptanliegen des Projektes ist die Untersuchung der Gamma-Kameras im Hinblick auf deren Eignung zur Erfassung und Quantifizierung hoher Körperaktivitäten ggf. kontaminierter Personen. Wie alle Strahlungsdetektoren weisen auch Gamma-Kameras ein mit steigender Aktivität anwachsendes Totzeitverhalten auf. Hierfür standen jedoch nur die Nuklide  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$  und  $^{18}\text{F}$  mit Photonenemissionen bei 140keV, 364keV und 511 keV zur Verfügung.

Die Sättigungsbereiche konnten mit den verfügbaren Nukliden und Aktivitäten nur ohne Kollimator erreicht werden, so dass im Umkehrschluss gesagt werden kann, dass die Kameras zur quantitativen Ermittlung hoher Aktivitäten im erfassbaren Energiebereich grundsätzlich geeignet sind. In den  $^{131}\text{I}$ -Kennlinien der unkollimierten Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT auf der linken Seite in Abb. 10 ist exemplarisch dargestellt, wie ab Zählraten um 100 kcts/s der lineare Bereich deutlich verlassen wurde. Bei weiterer Aktivitätssteigerung zeigte sich paralysiertes Detektionsverhalten und bei noch weiterer Erhöhung der Aktivität wurden überhaupt keine Ereignisse mehr registriert. Im rechten Teil der Abb. 10 ist die Abweichung der Impulsrate oberhalb des linearen Registrierungsbereiches verdeutlicht. Tab. 7 enthält die Zählraten der untersuchten Kameras (für  $^{131}\text{I}$ ), ab denen totzeitbedingte Verluste von 10% überschritten wurden bzw. ab denen die Detektionssysteme paralysiert wurden. Es fällt auf, dass die Grenzwerte der Zählraten für Proben im Streumedium deutlich unter denen von Punktquellen in Luft lagen. In Tab. 8 sind die entsprechenden Grenzaktivitäten von  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$  und  $^{18}\text{F}$  aufgelistet. Die Kameras mit Kollimator konnten mit den zur Verfügung stehenden Aktivitäten nicht paralysiert werden. Ein Vergleich der aktivitätsabhängigen Zählratenverläufe erlaubt aber die Abschätzung, dass bei kollimierten Kameras etwa die 200-fache bis 500-fache Aktivität vergleichbare Totzeiteffekte (je nach Kollimator, Energie und Aktivitätsverteilung) hervorruft.



**Abb. 10:** Totzeitcharakteristik von Detektor 1 der Gamma-Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT (ohne Kollimator) in Abhängigkeit von der Aktivität einer umschlossenen <sup>131</sup>I-Punktquelle. Die Quellen wurden in fester Position im Füllwasser eines zylindrischen Acrylphantoms arretiert. Die Abbildung links oben gibt einen Überblick über den Verlauf vom linearen Bereich bis hin zur Paralyisierung des Systems. Der rote Rahmen umschließt den Ausschnitt, den die Abbildung rechts oben in linearer Auftragung wiedergibt. Hier ist die Abweichung vom linearen Verlauf (unterbrochene rote Linie) verdeutlicht. In der Abbildung unten links ist der prozentuale Totzeitanteil der Zählrate in Abhängigkeit von der Aktivität der Probe aufgetragen, wie er sich nach dem Zusammenhang rechts daneben ergibt.

**Tab. 7:** Zählraten, ab denen ein Totzeitanteil von 10% überschritten- bzw. ab denen das Detektionssystem paralyisiert wurde. Die Werte unterschieden sich je nachdem, ob sich die Proben in Luft bzw. innerhalb eines streuendem Wasserphantoms (durchstrahlte Wasserlänge: 15,5 cm) befanden. Die Angaben hier gelten für unkollimierte Kameras.

	Symbia / (kcts/s)		Duet / (kcts/s)		Variable / (kcts/s)	
<b>Phantom (H<sub>2</sub>O)</b>	-	15,5cm	-	15,5cm	-	15,5cm
<b>T(A)<sub>0%</sub> ≥ 10% ab:</b>	75	40	65	30	20	15
<b>Paralisierung ab:</b>	130	65	100	35	100	45

**Tab. 8:** Grenzwerte von Aktivitäten, für die ein totzeitbedingter Verlust der Ereigniszählung von 10% überschritten wurde. Ab diesem Wert kann keine verlässliche Quantifizierung der Aktivität mehr gewährleistet werden. Der eingesetzte Kollimatorsatz ist mit einer Abkürzung unterhalb des angegebenen Grenzwertes vermerkt (LE: LowEnergyHighResolution, ME: MediumEnergy, HE: HighEnergy). Bei Werten, vor denen ein „>“ steht, wurde ein totzeitbedingter Zählratenverlust von 10% nicht erreicht. Der Zahlenwert gibt die maximal eingesetzte Aktivität wieder. Die Messergebnisse, die anhand von <sup>18</sup>F ermittelt wurden, sind aufgrund geringer Messpunkte bei höheren Aktivitäten und vergleichsweise geringer Gesamtaktivität mit großen Unsicherheiten behaftet.

	Symbia /MBq				Duet /MBq				Variable /MBq			
<b>Kollimator:</b>	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
<b>Phantom (15,5cm)</b>	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+	-	+
<b><sup>99m</sup>Tc (140 keV)</b>	3,8	5,3	--	--	2,6	4,7	--	--	2,0	6,0	--	--
	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
<b><sup>131</sup>I (364 keV)</b>	6,0	9,1	577	>850	2,6	4,9	350	>850	1,5	6,2	125	176
	--	--	HE	HE	--	--	HE	HE	--	--	ME	ME
<b><sup>18</sup>F (511 keV)</b>	3,7	5,3	210	>210	1,2	3,8	190	>450	1,8	6,0	>88	>47
	--	--	HE	HE	--	--	HE	HE	--	--	HE	HE

## 3.2 Erfassung von Radionukliden

Eine Auswahl von Nukliden, die für eine Kontamination oder Inkorporation von Personen in Strahlenunfallszenarien relevant ist, listet Tab. 19 auf Seite 41 auf. Für die Untersuchungen im Rahmen dieses Projektes standen nicht alle Nuklide dieser Liste zur Verfügung. Einige Nuklide waren als offene Substanzen verfügbar. Weitere Nuklide stellte das Bundesamt für Strahlenschutz als Leihgabe in Form eines modularen Ganzkörperphantoms zur Verfügung. Diese und weitere geschlossene Nuklide standen nur mit geringen Aktivitäten zur Verfügung, so dass damit Messungen bis zum Sättigungsbereich der Gamma-Kameras nicht möglich waren.

### 3.2.1 Offene Punktquellen ( $^{99m}\text{Tc}$ , $^{131}\text{I}$ , $^{18}\text{F}$ )

Um den gesamten energetischen und aktivitätsbezogenen Erfassungsbereich der Kamera abzudecken, wurden offene  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$  und  $^{18}\text{F}$  enthaltende Radionuklide mit ansteigender Aktivität in Probenröhrchen präpariert (vgl. Abschnitt 2.2). Anhand der gewonnenen Daten kann das Ansprechverhalten der Kameras für unbekannte Nuklide mit bekannten Photonenenergien und Emissionswahrscheinlichkeiten abgeschätzt werden (vgl. Abschnitt 0). In den folgenden Tabellen (Tab. 9 bis Tab. 11) sind alle Parameter, die für  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{131}\text{I}$  und  $^{18}\text{F}$  im Bezug auf die Linearbereiche der Kameras nach Tab. 4 ermittelt wurden, aufgelistet. Diese Parameter können bei vergleichbarer Messgeometrie als Kalibrierfaktoren zur Bestimmung von Aktivitäten der untersuchten Nuklide herangezogen werden. Anhand eines Exponentialfits an diese Daten ließ sich der Schwächungskoeffizient und damit die Halbwertsdicke je Anordnung ermitteln (vgl. Tab. 4 rechts). Hierfür standen aber nur drei Messpunkte zur Verfügung, so dass die Kurvenanpassungen hohe Unsicherheiten aufwiesen. Die errechneten Halbwertsdicken sind ebenfalls in Tab. 9 bis Tab. 11 enthalten.

**Tab. 9:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{99m}\text{Tc}$ -Proben im linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (Energiefensterinstellungen nach Tab. 2). Die den Anpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Proben waren an fester Position entweder in Luft oder im Füllwasser eines zylindrischen Acrylphantoms befestigt. Die Messungen erfolgten sowohl un kollimiert als auch mit LowEnergy (LE)-Kollimatoren. Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programms Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

		$^{99m}\text{Tc}$ (140 keV)					
		Symbia		Duet		Variable	
		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	
Kollimator:		kein	LE	kein	LE	kein	LE
Luft	Z <sub>0</sub>	91,2±0,3	-	98,6±0,2	-	96,2±0,5	-
	K <sub>z</sub>	50291±74	-	57347±60	-	51273±150	-
3,5 cm	Z <sub>0</sub>	96,0±1,1	-	98,8±0,3	-	108,0±0,2	-
	Wasser K <sub>z</sub>	44347±37	-	31994±59	-	34088±87	-
15,5 cm	Z <sub>0</sub>	102,5±0,2	-	102,3±0,2	-	102,0±0,2	-
	Wasser K <sub>z</sub>	8625±43	-	8950±21	-	6143±31	-
<b>d<sub>1/2</sub> / cm<sup>-1</sup></b>		6,6±1,2	-	4,9±0,9	-	5,5±0,5	-



**Tab. 10:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{131}\text{I}$ -Proben im linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (Energiefensterstellungen nach Tab. 2). Die den Anpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Proben waren an fester Position entweder in Luft oder im Füllwasser eines zylindrischen Acrylphantoms befestigt. Die Messungen erfolgten sowohl un kollimiert als auch mit Kollimatoren (HE: High Energy, ME: Medium Energy). Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programmes Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

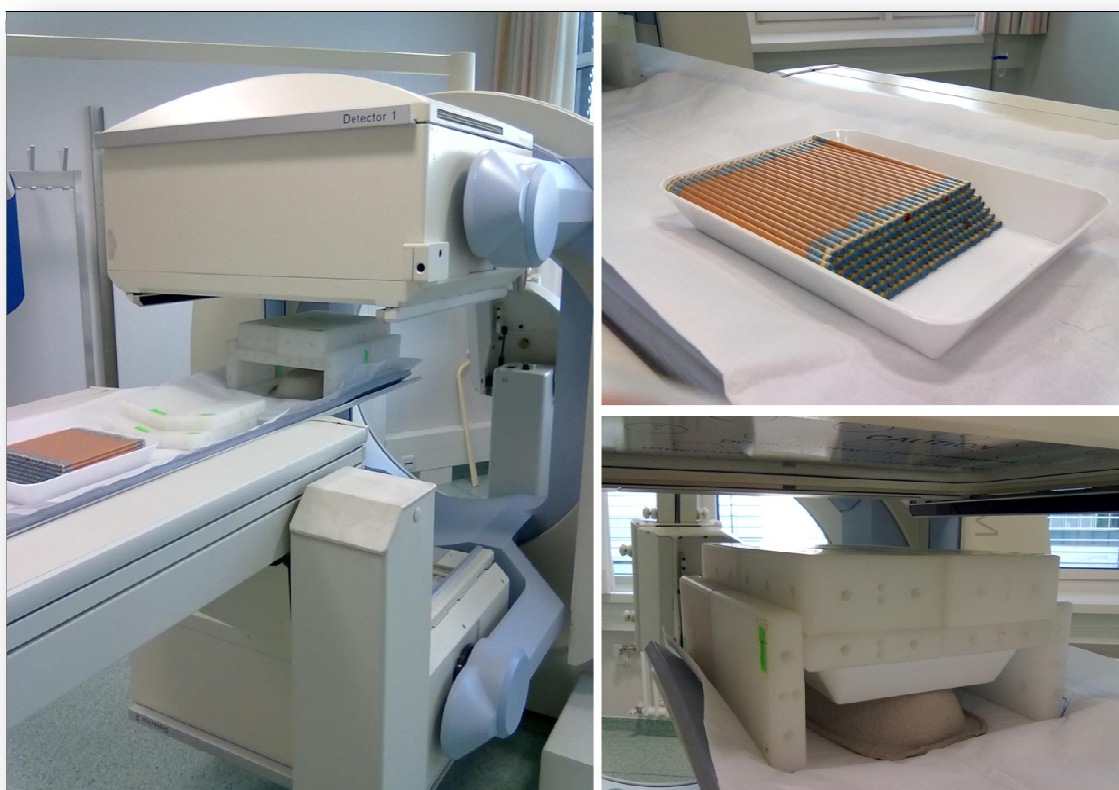
		$^{131}\text{I}$ (364 keV)					
		Symbia (cts*s <sup>-1</sup> /MBq)		Duet (cts*s <sup>-1</sup> /MBq)		Variable (cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	
Kollimator:		kein	HE	kein	HE	kein	ME
Luft	Z <sub>0</sub>	54±1	14,2±0,5	73±7	20,0±0,2	43,9±0,5	15,5±0,2
	K <sub>z</sub>	19516±63	62,8±0,8	29241±102	99,6±1,2	13123±71	432±1
3,5 cm Wasser	Z <sub>0</sub>	58±3	12,9±1,0	76±1	20,0±0,2	45,5±0,5	16,2±0,2
	K <sub>z</sub>	14894±83	51,8±1,0	20023±49	72,0±0,6	11277±67	324±2
15,5 cm Wasser	Z <sub>0</sub>	54±1	14,3±0,5	86±6	18,6±0,2	43,7±0,2	14,3±0,5
	K <sub>z</sub>	4736±43	14,8±1,2	6388±29	23,4±0,3	2956±23	98±2
<b>d<sub>1/2</sub> / cm<sup>-1</sup></b>		7,5±0,5	7,4±0,7	6,7±1,6	7,0±2,0	7,1±0,2	6,9±1,7

**Tab. 11:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{18}\text{F}$ -Proben im linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (Energiefensterstellungen nach Tab. 2). Die den Anpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Proben waren an fester Position entweder in Luft oder im Füllwasser eines zylindrischen Acrylphantoms befestigt. Die Messungen erfolgten sowohl un kollimiert als auch mit Kollimatoren (HE: High Energy, ME: Medium Energy). Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programmes Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

		$^{18}\text{F}$ (511 keV)					
		Symbia (cts*s <sup>-1</sup> /MBq)		Duet (cts*s <sup>-1</sup> /MBq)		Variable (cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	
Kollimator:		kein	HE	kein	HE	kein	ME
Luft	Z <sub>0</sub>	73,4±1,4	24,8±0,1	91,4±4,8	31,6±3,5	61±2,5	27,4±0,5
	K <sub>z</sub>	37333±48	390,5±0,2	68741±194	800,9±2,1	18662±32	2452±2
3,5 cm Wasser	Z <sub>0</sub>	71,8±1,8	25,3±0,8	104,5±4,2	24,9±9,3	59,7±1	27,2±0,2
	K <sub>z</sub>	28712±61	323,7±1,2	41615±49	635,1±1,5	14102±16	1900,6±0,8
15,5 cm Wasser	Z <sub>0</sub>	75,2±3,0	25,1±0,3	100,1±3,6	32,7±3,2	58,6±0,5	26,5±0,2
	K <sub>z</sub>	10622±12	117,7±0,5	15393±42	242,4±0,5	5323±8	648±7
<b>d<sub>1/2</sub> / cm<sup>-1</sup></b>		9,0±3,5	8,3±2,0	6,3±2,0	6,2±3,6	8,6±0,5	8,4±1

### 3.2.2 $^{133}\text{Ba}$ , $^{137}\text{Cs}$ , $^{152}\text{Eu}$ und $^{60}\text{Co}$ als Flächenquellen

Eine spezielle Anordnung von Teilen und Quellen eines modularen Ganzkörperphantoms (Set UPh-02T, Research and Technical Centre „Protection“, St. Petersburg, Russland) ermöglichte die Aufnahme von Zählratenkennlinien der drei untersuchten Gamma-Kameras bezüglich der Nuklide  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  und  $^{152}\text{Eu}$ . Dieses Phantom ist zur Kalibrierung von Inkorporationsmessanlagen konzipiert. Die Module sind aus Kunststoffquadern gefertigt, die man in Form eines menschlichen Körpers anordnen kann. Diese Quader bestehen aus einem Material, das über ähnliche Absorptions- und Streuungseigenschaften wie menschliches Gewebe verfügt. Zur Simulation einer Inkorporation können Stabquellen in die Kunststoffquader gesteckt werden, die homogen mit einem Nuklid definierter Aktivität befüllt sind.



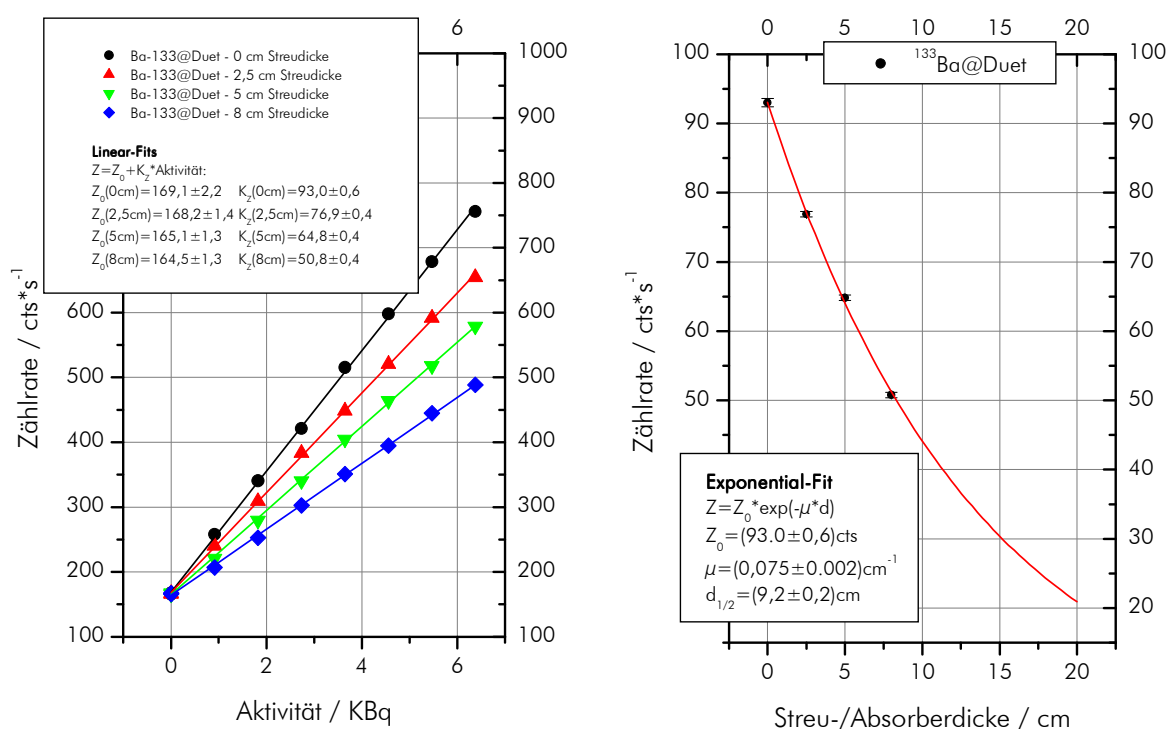
**Abb. 11:** Anordnung zur Ermittlung der Aktivitätskennlinien der Nuklide  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  und  $^{152}\text{Eu}$ , hier an der Gamma-Kamera ECAM-Variable des Herstellers Siemens. In der Abbildung rechts oben sind die in einer Schale in regelmäßigen Flächen angeordneten Stabquellen eines modularen Ganzkörperphantoms (Set UPh-02T, Research and Technical Centre „Protection“, St. Petersburg, Russland) zu sehen. Die Zählraten zu den bekannten Aktivitäten dieser Quellen wurden schichtweise mit der Anordnung erfasst, die im linken Bild bzw. im Bild rechts unten zu sehen ist. Die Kunststoffelemente (Abb: rechts unten) dienen der Simulation von absorbierendem und streuendem Gewebe. Die Erfassung der Zählraten erfolgte ohne diese Absorptionsschicht sowie mit Schichtdicken von 2,5cm, 5cm und 8cm.

Für die Messungen im Rahmen dieses Projektes wurden die Teile des Phantoms in einem anderen Arrangement genutzt (vgl. Abb. 11). In einer Fotoschale wurden je 26 nuklidhaltige Stäbe zu einer Fläche von etwa  $16 \times 16 \text{cm}^2$  formiert. Diese Flächen wurden nach und nach in 7 Lagen übereinandergestapelt und die Zählraten jeweils in einem mittleren Abstand von 20 cm zwischen

Flächenquelle und Detektor registriert. Dieser Vorgang wurde dann mit unterschiedlichen Absorberschichten, die unmittelbar über den strahlenden Flächen angeordnet wurden, wiederholt. Dabei waren die Stabquellen in ihrer Flächenanordnung immer an der gleichen Position gegenüber dem Detektor in 20 cm Abstand platziert. Die Quellen enthielten Substanzen von geringer Aktivität, so dass letztlich anhand der Ergebnisse der Messungen nur Abschätzungen für kleine potenzielle Körperaktivitäten der eingesetzten Nuklide gemacht werden können.

Die Datenerfassung erfolgte durch die Aufzeichnung der Zählraten der flächig angereicherten Stabquellen, wie oben beschrieben. Sieben sukzessiv übereinander gestapelte Flächen und die leere Fotoschale ergaben je acht Messpunkte je Messreihe. Die Energiefenster bei Nukliden mit mehreren Emissionspeaks (gilt für  $^{133}\text{Ba}$  und  $^{152}\text{Eu}$ , Tab. 2) wurden in Summe erfasst. Diese Messreihen wurden ohne und mit drei verschiedenen Schichtdicken aus körporgewebähnlich absorbierendem Kunststoff aufgenommen. Die Messungen erfolgten im unteren linearen Messbereich der Gamma-Kameras, so dass zur Ermittlung der Kalibrierfaktoren und der Schwächungskoeffizienten Kurvenanpassungen gemäß Tab. 4 auf Seite 12 herangezogen werden konnten. Aufgrund der geringen Quellenaktivitäten erfolgten alle Messungen ohne Kollimator. Abb. 12 zeigt beispielhaft die aufgetragenen Messergebnisse und die zugehörigen Fits für das Nuklid  $^{133}\text{Ba}$  (aufgenommen mit der ECAM Duet).

Die Messergebnisse der vier Nuklide ( $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{152}\text{Eu}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ) sind für die drei einbezogenen Gamma-Kameras in Tab. 12 bis Tab. 15 aufgelistet.



**Abb. 12:** Zählraten der unkollimierten Gamma-Kamera ECAM Duet in Abhängigkeit von der Aktivität von flächig angeordneten  $^{133}\text{Ba}$ -Quellen ohne bzw. mit einer Absorberschicht unterschiedlicher Dicke. Die Messpunkte der linken Abb. wurden einem Linearfit unterzogen. Die Fitparameter sind als Kalibrierfaktoren für das Nuklid an dieser Kamera geeignet. Die rechte Abb. zeigt die Auftragung der Steigungen der Linearfits in Abhängigkeit von der durchstrahlten Absorberschicht. Ein Exponentialfit dieser Messpunkte (die die Größenordnung einer Ausbeute haben) führte zum Schwächungskoeffizienten dieses Nuklids in dieser Anordnung und damit zur Halbwertsdicke (vgl. Tab. 4 auf S. 12).

**Tab. 12:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{133}\text{Ba}$ -Proben und unterschiedlichen Absorberschichten zwischen den Quellen und den Detektoren. Die Messwerte lagen im unteren linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (Energiefensterinstellungen nach Tab. 2, die Fenster wurden als Gruppe in Summe erfasst). Es wurden die Aktivitäten flächig angeordneter Stabquellen registriert (Anordnung nach Abb. 11). Die den Kurvenanpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programmes Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

		$^{133}\text{Ba}$		
Absorber		Symbia (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Duet (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Variable (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)
0 cm	Z <sub>0</sub>	182,4±1,4	169,1±2,2	157,4±1,7
	K <sub>z</sub>	89,3±0,4	93,0±0,6	68,0±0,5
2,5 cm	Z <sub>0</sub>	182,2±1,4	168,2±1,4	157,2±1,1
	K <sub>z</sub>	72,8±0,4	76,9±0,4	55,0±0,3
5 cm	Z <sub>0</sub>	183,4±1,6	165,1±1,3	155,0±0,6
	K <sub>z</sub>	58,9±0,5	64,8±0,4	45,7±0,2
8 cm	Z <sub>0</sub>	181,6±1,1	164,5±1,3	155,0±0,9
	K <sub>z</sub>	46,2±0,3	50,8±0,4	34,8±0,3
<b>d<sub>1/2</sub> / cm<sup>-1</sup></b>		8,4±0,1	9,2±0,2	8,2±0,2

**Tab. 13:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{137}\text{Cs}$ -Proben und unterschiedlichen Absorberschichten zwischen den Quellen und den Detektoren. Die Messwerte lagen im unteren linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (Energiefensterinstellungen nach Tab. 2). Es wurden die Aktivitäten flächig angeordneter Stabquellen erfasst (Anordnung nach Abb. 11). Die den Kurvenanpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programmes Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

		$^{137}\text{Cs}$		
Absorber		Symbia (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Duet (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Variable (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)
0 cm	Z <sub>0</sub>	72,0±0,3	107,9±1,2	63,8±0,4
	K <sub>z</sub>	29,6±0,1	35,7±0,2	15,1±0,1
2,5 cm	Z <sub>0</sub>	71,7±0,5	108,0±0,9	62,8±0,8
	K <sub>z</sub>	25,8±0,1	31,2±0,2	12,9±0,1
5 cm	Z <sub>0</sub>	71,5±0,5	102,3±3,1	63,1±0,5
	K <sub>z</sub>	21,9±0,1	27,4±0,6	11,0±0,1
8 cm	Z <sub>0</sub>	70,8±0,4	112,1±2,8	63,2±0,8
	K <sub>z</sub>	18,2±0,1	22,0±0,5	9,0±0,1
<b>d<sub>1/2</sub> / cm<sup>-1</sup></b>		11,4±0,3	11,4±0,3	10,8±0,1

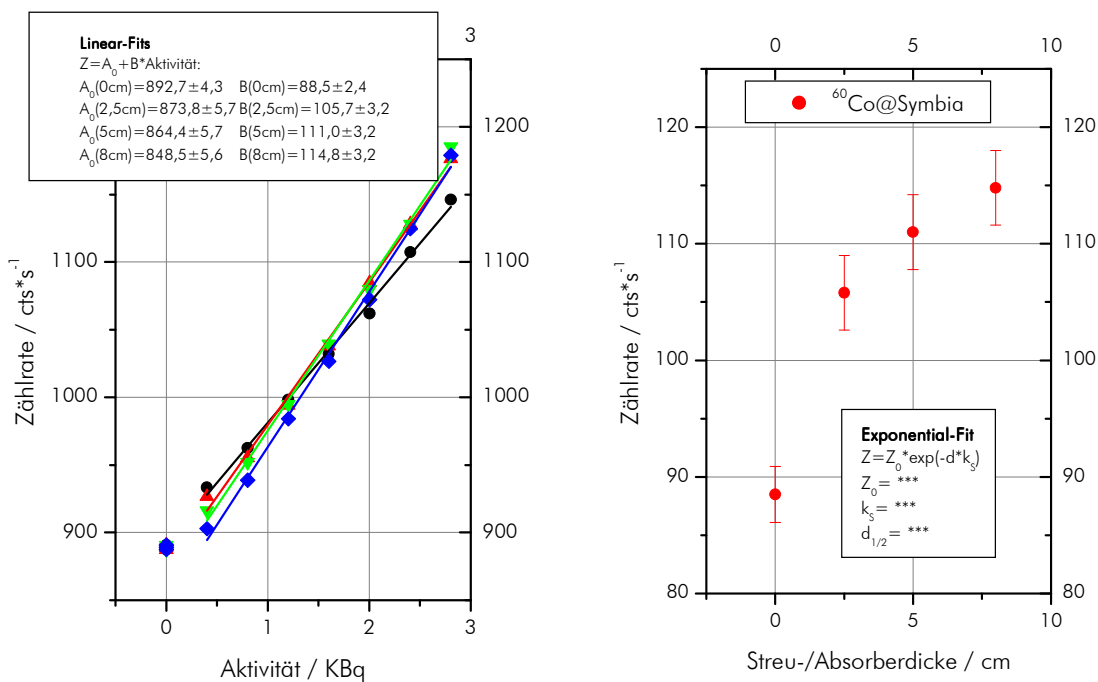
**Tab. 14:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{152}\text{Eu}$ -Proben und unterschiedlichen Absorberschichten zwischen den Quellen und den Detektoren. Die Messwerte lagen im unteren linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (EnergiefensterEinstellungen nach Tab. 2, die Fenster wurden als Gruppe in Summe erfasst). Es wurden die Aktivitäten flächig angeordneter Stabquellen registriert (Anordnung nach Abb. 11). Die den Kurvenanpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programmes Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

		$^{152}\text{Eu}$		
Absorber		Symbia (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Duet (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Variable (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)
0 cm	Z <sub>0</sub>	581,6±1,9	650,9±2,1	592,1±3,0
	K <sub>z</sub>	147,4±0,5	166,8±0,5	103,1±0,6
2,5 cm	Z <sub>0</sub>	575,2±2,2	646,8±3,0	566,8±7,4
	K <sub>z</sub>	133,5±0,6	150,2±0,8	100,4±1,6
5 cm	Z <sub>0</sub>	572,8±3,7	638,7±6,9	563,3±4,9
	K <sub>z</sub>	118,6±0,9	134,2±1,8	89,8±1,0
8 cm	Z <sub>0</sub>	569,6±3,2	633,1±8,2	558,3±4,8
	K <sub>z</sub>	101,3±1,3	113,4±2,0	77,4±1,0
$d_{1/2} / \text{cm}^{-1}$		14,9±0,7	14,7±0,6	19,5±3,7

**Tab. 15:** Parameter der Kurvenanpassungen an die Ergebnisse der Messungen der Zählraten in Abhängigkeit von der Aktivität von  $^{60}\text{Co}$ -Proben und unterschiedlichen Absorberschichten zwischen den Quellen und den Detektoren. Die Messwerte lagen im unteren linearen Erfassungsbereich der Gamma-Kameras (EnergiefensterEinstellungen nach Tab. 2). Es wurden die Aktivitäten flächig angeordneter Stabquellen erfasst (Anordnung nach Abb. 11). Die den Kurvenanpassungen zugrundeliegenden Modelle erläutert Tab. 4. Die Berechnungen und Fits wurden mit Hilfe des Programmes Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) durchgeführt.

		$^{60}\text{Co}$		
Absorber		Symbia (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Duet (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)	Variable (cts*s <sup>-1</sup> /kBq)
0 cm	Z <sub>0</sub>	892,7±4,3	909,0±5,9	982,0±3,7
	K <sub>z</sub>	88,5±2,4	39,7±0,8	81,1±2,1
2,5 cm	Z <sub>0</sub>	873,8±5,7	867,5±9,8	966,4±6,0
	K <sub>z</sub>	105,7±3,2	45,8±1,4	93,0±3,4
5 cm	Z <sub>0</sub>	864,4±5,7	863,3±11,6	963,8±3,8
	K <sub>z</sub>	111,0±3,2	45,8±1,6	92,1±2,1
8 cm	Z <sub>0</sub>	848,5±5,6	836,8±8,1	935,9±6,1
	K <sub>z</sub>	114,8±3,2	47,0±1,1	98,1±3,4

Im Falle des Nuklids  $^{60}\text{Co}$  sind die Kalibrierfaktoren nur eingeschränkt verwendbar. Wie in Abb. 3 auf Seite 6 oben rechts zu sehen ist, enthält der von den Kameras erfasste Spektralbereich dieses Nuklids nur einen Teil der Rückstreubande. Die Messungen bestätigten, dass der Streuannteil zunächst mit der durchstrahlten Absorberschicht anwächst (Abb. 13). Damit konnten keine Schwächungskoeffizienten errechnet werden, womit ggf. die Abschätzung inkorporierter Aktivität weiter erschwert wird.



**Abb. 13:** Zählraten der unkollimierten Gamma-Kamera Symbia TruePoint SPECT-CT in Abhängigkeit von der Aktivität von flächig angeordneten  $^{60}\text{Co}$ -Quellen ohne bzw. mit einer Absorberschicht unterschiedlicher Dicke. Die Messpunkte der linken Abb. wurden einem Linearfit unterzogen. Die Fitparameter sind als Kalibrierfaktoren für das Nuklid an dieser Kamera geeignet. Die rechte Abb. zeigt die Auftragung der Steigungen der Linearfits in Abhängigkeit von der durchstrahlten Absorberschicht. Innerhalb des Messbereichs der Kamera können nur gestreute Photonen registriert werden, was sowohl die Identifikation des Nuklids als auch dessen Quantifizierung stark erschwert. Die Intensität der Streubande wächst mit der durchstrahlten Schichtdicke an. Demzufolge können keine Angaben zur Schwächung gemacht werden.

### 3.2.3 $^{57}\text{Co}$ , $^{133}\text{Ba}$ , $^{152}\text{Eu}$ und $^{137}\text{Cs}$ als Punktquellen

$^{57}\text{Co}$ ,  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{152}\text{Eu}$  und  $^{137}\text{Cs}$  lagen als gekapselte Punktquellen bekannter Aktivität vor. Die Kameras verfügen zum Zwecke der Qualitätskontrollen über eine Aufnahmevorrichtung für Punktquellen im Zentrum des Gesichtsfeldes der Detektorköpfe. An dieser Vorrichtung wurden die Quellen befestigt und im Abstand von 36 cm zum Kristall ohne Kollimator detektiert. Dabei wurden die Photopeaks von Nukliden mit verschiedenen Gammalinien separat erfasst.

**Tab. 16:** Zählraten pro Aktivität und zugehörige Nulleffektzählraten für gekapselte Nuklidstandards als Punktquellen. Die Detektion erfolgte im Zentrum des Gesichtsfeldes der Detektorkristalle im Abstand von 36,5 cm ohne Kollimator. Die Zählraten wurden für jeden Photopeak entsprechend der Energiefenstereinstellung nach Tab. 2 auf Seite 8 einzeln erfasst.

		$^{57}\text{Co}$		
		Variable	Symbia	Duet
		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)
122 keV	Z <sub>0</sub>	333	233	279
	K <sub>z</sub>	63990	60726	65324
		$^{133}\text{Ba}$		
		Variable	Symbia	Duet
		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)
81 keV	Z <sub>0</sub>	127	99	110
	K <sub>z</sub>	24253	22911	28583
356 keV	Z <sub>0</sub>	64	69	92
	K <sub>z</sub>	13447	18780	23981
		$^{137}\text{Cs}$		
		Variable	Symbia	Duet
		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)
662 keV	Z <sub>0</sub>	68	79	105
	K <sub>z</sub>	4327	6724	11496
		$^{152}\text{Eu}$		
		Variable	Symbia	Duet
		(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)	(cts*s <sup>-1</sup> /MBq)
40 keV	Z <sub>0</sub>	2	40	59
	K <sub>z</sub>	146	21363	38404
122 keV	Z <sub>0</sub>	230	162	188
	K <sub>z</sub>	26283	23269	25187
245 keV	Z <sub>0</sub>	105	98	122
	K <sub>z</sub>	6341	7101	8480
344 keV	Z <sub>0</sub>	70	73	97
	K <sub>z</sub>	7941	10403	14895

### 3.3 Effizienz der Detektorsysteme

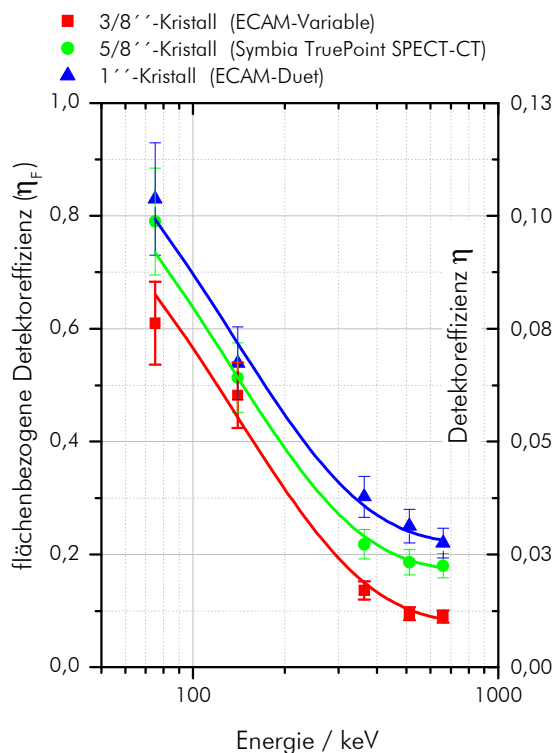
Das Verhältnis von vom Detektor gezählten Ereignissen zu den vom Präparat emittierten Photonen bestimmt allgemein die Detektoreffizienz. Setzt man nun die Zählrate der Kameradetektoren, also die Anzahl der detektierten Ereignisse ins Verhältnis zur Anzahl der auf die Kristallfläche des Detektors auftreffenden Photonen, so erhält man die flächenbezogene Effizienz der Kameradetektoren für einen bestimmten Quellenabstand. Diese Größe kann zur Verallgemeinerung für Kameras mit anderen Detektorgeometrien herangezogen werden. Die Berechnungen erfolgten nach Gleichung (9). In Abb. 14 sieht man die Verläufe der flächenbezogenen Detektoreffizienz ebenso wie die Effizienz der Kameras ohne Berücksichtigung der Kristallflächen in Abhängigkeit von der Energie der einfallenden Photonen. Die Auftragung erfolgte für die drei verschiedenen Dicken der in den Kameraköpfen verbauten Szintillationskristalle.

$$\eta = \frac{Z_r(A)}{P_\gamma \cdot A} = \frac{K_z}{P_\gamma} \quad \eta_F = \frac{Z_r(A)}{\frac{F_D}{4\pi r^2} \cdot P_\gamma \cdot A} = \frac{K_z}{\frac{F_D}{4\pi r^2} \cdot P_\gamma} \quad (9)$$

- $\eta$  : Detektoreffizienz
- $\eta_F$  : flächenbezogene Detektoreffizienz
- $Z_r(A)$  : Zählrate in Abhängigkeit von der Aktivität des Nuklids  
(für einen festen Abstand  $r$  zwischen Quelle und Detektor)
- $F_D$  : Detektorfläche (fest: 2000 cm<sup>2</sup>)
- $P_\gamma$  : Emissionswahrscheinlichkeit der Photonen (lt. [4])
- $A$  : Aktivität der Nuklidprobe im Gesichtsfeld der Kamera
- $K_z$  : Zählrate pro Aktivität (Steigung der Linearfits der Kamera-Kennlinien)
- $r$  : Abstand zwischen Punktquelle und Kristall (fest: 35cm)

Erwartungsgemäß fällt die Effizienz der Detektoren mit steigender Photonenenergie und sich verringernder Kristalldicke ab. An den Daten wurden Kurvenanpassungen nach Gleichung (10) durchgeführt, deren Verläufe ebenfalls in die Abbildung eingetragen wurden. Die Fitparameter sind rechts neben Abb. 14 zu finden. Die Fitkurven erlauben eine Abschätzung der flächenbezogenen Detektoreffizienz und damit eine Rückrechnung auf aktivitätsbezogene Zählraten für Nuklide, für die diese Daten nicht erfasst wurde durch Ablesen oder Berechnen der Effizienzwerte und Einsetzen in die nach der Aktivität  $A$  umgestellten Gleichungen (9). Voraussetzung hierfür ist, dass die zu erfassenden Nuklide Photonen im Spektralbereich der Kameras emittieren, deren Emissionswahrscheinlichkeit bekannt ist und dass die Photopeaks diesen Nukliden eindeutig zugeordnet werden können. Die Kurvenanpassungen erfolgten anhand des Datenauswertungsprogramms Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA).





$$\eta_F(E, d) = P_1 \cdot E \cdot e^{-\frac{\sqrt{E}}{P_2}} \quad (10)$$

$\eta_F(E, d)$  : Effizienz in Abhängigkeit von der Energie und der Kristalldicke

$P_1, P_2$  : Fitparameter

d	$P_1/\text{keV}^{-1}$	$P_2/\text{keV}^{1/2}$
3/8"	$0,010 \pm 0,003$	$3,68 \pm 0,31$
5/8"	$0,007 \pm 0,002$	$4,28 \pm 0,25$
1"	$0,007 \pm 0,001$	$4,59 \pm 0,16$

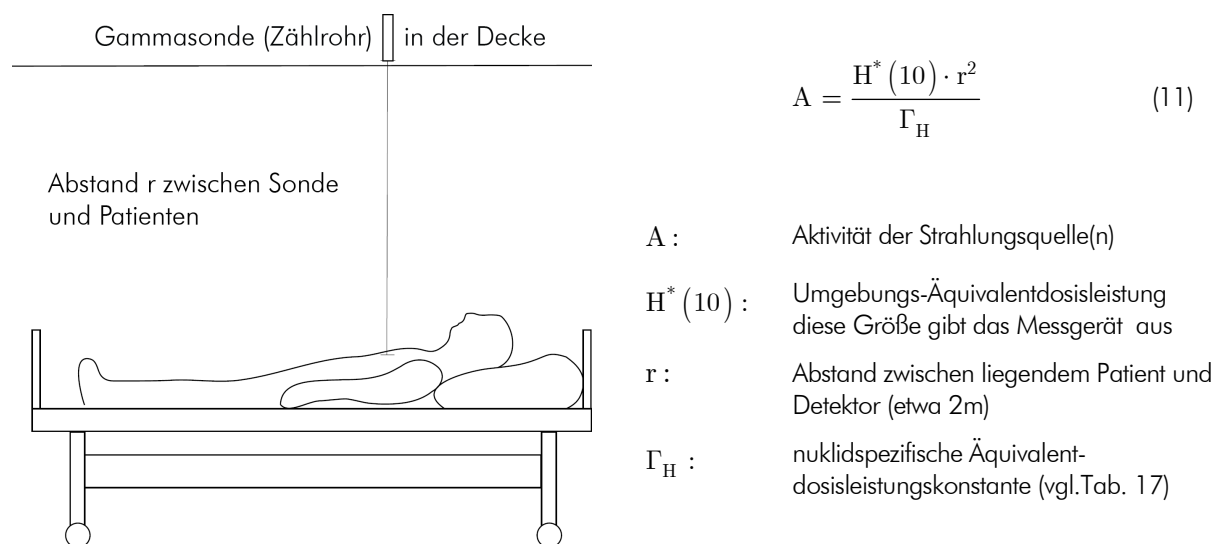
**Abb. 14:** Effizienz bzw. flächenbezogene Effizienz der unkollimierten Kameradetektoren in Abhängigkeit von der Energie der detektierten Photonen. Die Messpunkte von  $\eta_F$  wurden nach (10) angefitet. Die Parameter sind rechts neben der Grafik vermerkt.

Zur Ermittlung der energieabhängigen Effizienzcharakteristik der Kameras wurden auch Nuklide untersucht, die mehrere Emissionslinien besitzen und von denen zudem Photonen oberhalb der Grenzenergie der Kameradetektoren emittiert werden. Die Überlagerung der erfassten Linien durch die Streuteile der höheren Peaks verfälschten jedoch die Ergebnisse derart, dass wir von der Verwendung dieser Daten abgesehen haben und auch davon abraten, diese Nuklide (wie z.B.  $^{152}\text{Eu}$ ) zur Bestimmung von Effizienzkennlinien zu nutzen.

## 4 Dosisleistungsmesssonden der Therapiestation

In der Therapiestation der Würzburger Klinik für Nuklearmedizin werden die Patienten mittels fest über den Betten in die Decke eingebauter Dosisleistungsmesssonden überwacht und so deren Körperaktivitäten dauerhaft gemessen (Abb. 15). Die Erfassung der Photonen erfolgt anhand von Dosisleistungsmesssonden (Gammasonden vom Typ 6150AD-18E der Firma Automess (Abb. 16)). Die Sondenmessplätze geben die Äquivalentdosisleistung am Ort der Sonde in der Messgröße  $H^*(10)$  aus, welche dann zentral durch ein Computerprogramm in Patientenaktivitäten umgerechnet und patientenspezifisch in Form einer Zeitreihe grafisch ausgegeben werden.

Die Berechnung der Aktivität durch die Software erfolgt nach Gleichung (11). Eine Auflistung der Dosisleistungskonstanten der relevanten Radionuklide enthält Tab. 17. Die Werte entstammen der DIN 6844-3 [5].



**Abb. 15:** Anordnung einer Patientenmesssonde, die die Dosisleistung im Deckenbereich über dem Patientenbett erfasst. Mit nebenstehender Gleichung kann die erfasste Dosisleistung in die vom Patienten inkorporierte Aktivität verrechnet werden. Die Aufnahme der Dosisleistung erfolgt anhand von Proportionalzählrohren und ist daher nicht nuklidspezifisch.



**Abb. 16:** Diese Gamma-Messsonden der Firma Automess (Typ 6150AD-18/E) sind in der nuklearmedizinischen Therapiestation in Würzburg zur Patientenüberwachung in die Decke über den Patientenbetten montiert.

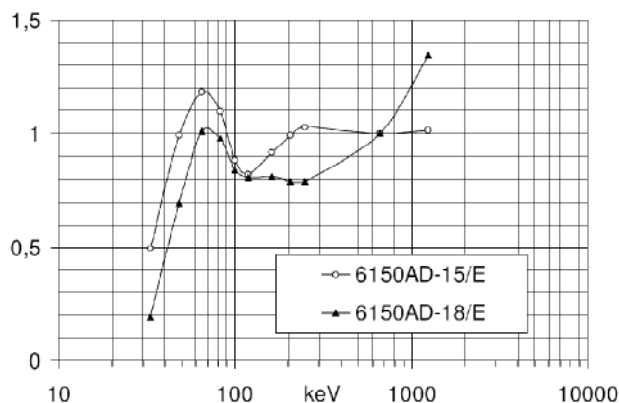
Im Rahmen der nuklearmedizinischen Strahlentherapie werden relativ hohe Aktivitäten verabreicht. Die Messplätze sind dementsprechend im Gegensatz zur nuklearmedizinischen Geräteausstattung für diagnostische Zwecke zur Erfassung hoher Körperaktivitäten ausgelegt. Die punktweise Auftragung der Körperaktivitäten der Patienten über die Zeit erlaubt Rückschlüsse auf die Biokinetik der verabreichten bzw. der inkorporierten Radionuklide.

**Tab. 17:** Dosisleistungskonstanten  $\Gamma_H$  für die Umgebungs-Äquivalentdosis der relevanten Nuklide (nach DIN 6844-3 [5]) sowie die sich daraus ergebenden Grenzen der aktivitätsbezogenen Messbereiche der Gammasonden

Nuklid	Gamma- Dosisleistungskonstante ( $\Gamma_H$ ) $\left[ \frac{\mu\text{Sv} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{GBq}} \right]$	Messbereich der Gammasonden im Abstand von 2m		
		$A_{\min}$ [MBq]		$A_{\max}$ [MBq]
$^{57}\text{Co}$	15,21	26	-	2,63E+06
$^{60}\text{Co}$	351,1	1,1	-	1,14E+05
$^{90+}\text{Sr}/(^{90}\text{Y})$	reine $\beta^-$ -Strahler	--	-	--
$^{125}\text{I}$	38,80	10	-	1,03E+06
$^{137}\text{Cs}$	87,98	4,5	-	4,55E+05
$^{131}\text{I}$	59,34	6,7	-	6,74E+05
$^{133}\text{Ba}$	80,23	5,0	-	4,99E+05
$^{152}\text{Eu}$	172,9	2,3	-	2,31E+05
$^{192}\text{Ir}$	124,9	3,2	-	3,20E+05
$^{226}\text{Ra}$	225,0	1,8	-	1,78E+05
$^{232}\text{Th}$	298,4	1,3	-	1,34E+05
$^{241}\text{Am}$	6,594	60	-	6,07E+06

## 4.1 Messbereich der Gammasonden

Laut Datenblatt des Herstellers (Automess) haben die in Würzburg eingesetzten Gammasonden einen Messbereich von Dosisleistungen von 0,5  $\mu\text{Sv}/\text{h}$  bis 9,99  $\text{mSv}/\text{h}$  mit einer Abweichung der Linearität von  $\pm 6\%$ . Die Gamma-Sonden erfassen Energien von 65 keV bis 1,3 MeV. Den Verlauf der Energieabhängigkeit zeigt Abb. 17. Die anhand dieser Sonden erfassbaren Aktivitäten der strahlenunfallrelevanten Nuklide ergeben mit Gleichung (11) die in den rechten Spalten in Tab. 17 aufgelisteten Messbereichsgrenzen.



**Abb. 17:** Energieabhängigkeit des Messsignals der Gamma-Sonden (bezüglich  $H^+(10)$ ) normiert auf  $^{137}\text{Cs}$  (662 keV). In der Würzburger Nuklearmedizin sind nur Sonden vom Typ 6150AD-18/E im Einsatz. Die Spezifikationen entsprechen denen der in den Handdosisleistungsmessgeräten vom Typ 6150AD der Firma Automess befindlichen Zählrohre.

Die Abbildung entstammt einem Produktblatt der Firma Automess.

## 4.2 Einschätzung zur Einsetzbarkeit von Gammasonden bei Strahlenunfällen

Die Messbereichsgrenzen in Tab. 17 machen deutlich, dass die Dosisleistungsmesssonden bzw. vergleichbare Dosisleistungsmessgeräte nur in Fällen höhergradiger Inkorporationen und Kontaminationen (Körperaktivitäten  $\approx 10$  MBq) eingesetzt werden können. Die Obergrenzen dürften im Falle von Inkorporationen kaum erreichbar sein. Bei der Datenerfassung werden weder Inhomogenitäten in der Nuklidverteilung noch Schwächungseffekte berücksichtigt, so dass die Absolutwerte der ausgegebenen Körperaktivitäten einen hohen Fehleranteil aufweisen. Eine energie- und damit nuklidspezifische Datenerfassung ist ebenso wie eine Folgedosisabschätzung auf diesem Wege nicht möglich.

Von Vorteil ist die Einfachheit der Messanordnung. Dosisleistungsmessgeräte sind in allen Bereichen, in denen ionisierende Strahlung vorkommt, vorzufinden, so dass diese Geräte zu einer ersten Überprüfung von Unfallopfern auf Kontamination, Ingestion oder Inhalation eingesetzt werden können.

Die oberhalb der Patientenbetten fest montierten Gamma-Messsonden in nuklearmedizinischen Therapiestationen erlauben durch die dauerhafte Messwerterfassung in einem gleichbleibenden Umfeld die Analyse der Biokinetik inkorporierter Nuklide.

## 5 Uptake-Messplatz

Die Würzburger Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin verfügt über einen Messplatz auf Basis eines hochempfindlichen Kristalldetektors (zylindrischer ( $d=30\text{mm}$ ,  $l=30\text{mm}$ )  $\text{LaCl}_3(\text{Ce})$ -Kristall, BrillanCe™ 350, Saint-Gobain Crystals, St. Pierre Les Nemours, Frankreich), anhand dessen die Aktivität und damit die Menge von gespeicherten  $^{131}\text{I}$  in den Schilddrüsen von Therapiepatienten bestimmt wird.

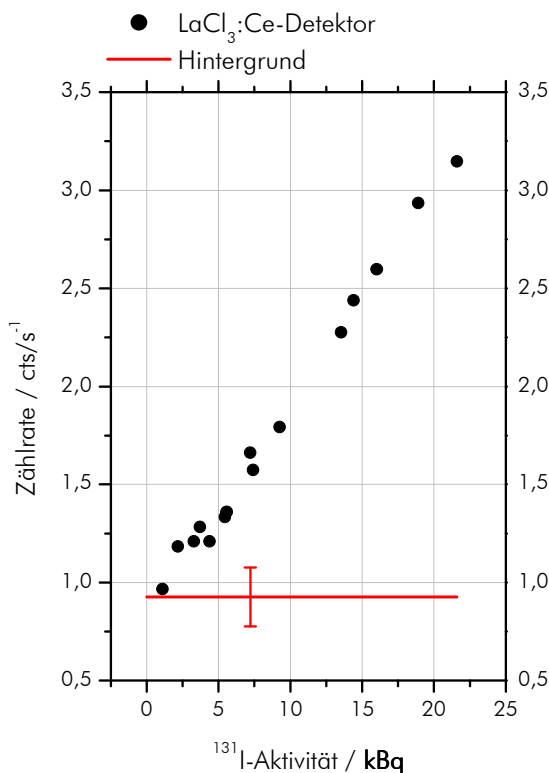
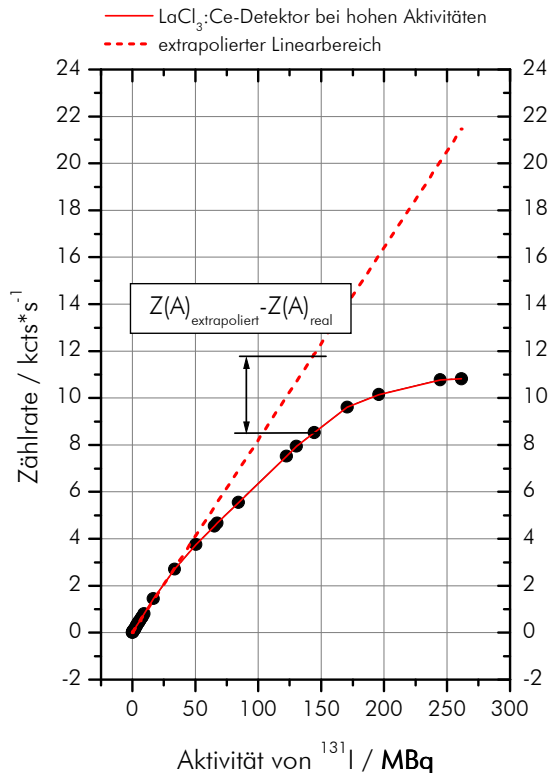
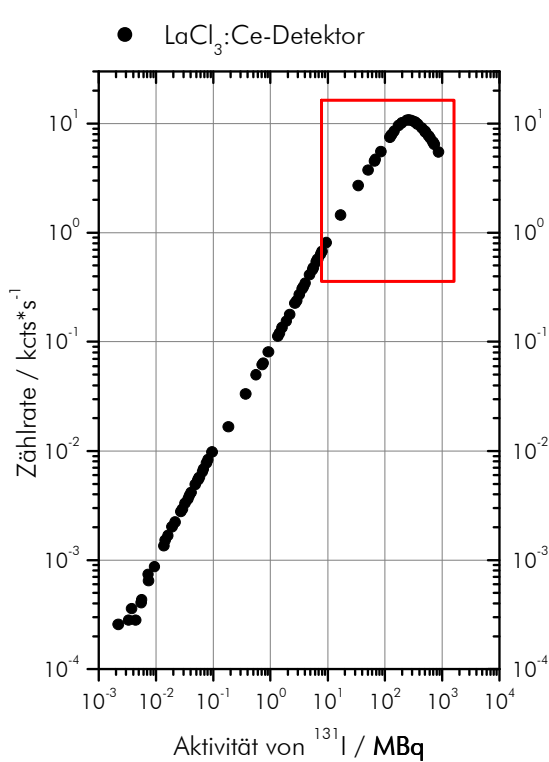
In radiologischen Notfallsituationen kann es unter anderem auch zum Austritt von  $^{131}\text{I}$  kommen, welches dann ggf. von Personen inkorporiert wird. In einem derartigen Szenario kann ein solcher Messplatz auch zur schnellen und unkomplizierten Bestimmung der Schilddrüsenaktivität von unabsichtlich inkorporiertem  $^{131}\text{I}$  dienen, wobei das  $^{131}\text{I}$  ggf. als Leitnuklid eines Cocktails inkorporierter Nuklide angesehen werden kann.

### 5.1 Aktivitätskennlinie für $^{131}\text{I}$

Um den Einsatzbereich des Messplatzes für Inkorporationen von  $^{131}\text{I}$  eingrenzen zu können, wurde ebenso wie bei den Gamma-Kameras eine Kennlinie über einen weiten Aktivitätsbereich aufgenommen. Aus dieser Kennlinie lassen sich die Nachweisgrenze, die Totzeitcharakteristik sowie der lineare Messbereich und damit die Kalibrierdaten ableiten. Zur Messung wurde wasser-gelöstes  $^{131}\text{I-NaI}$  in verschiedenen Konzentrationen in fest verschließbaren Plastik-Proberöhrchen fraktioniert und anhand einer Hilfsanordnung innerhalb eines mit Wasser gefüllten Schilddrüsenphantoms befestigt. Das Phantom wurde gegenüber dem Detektor so positioniert, dass die Patientenanordnung des Uptake-Messplatzes realitätsnah nachgebildet wurde.

#### 5.1.1 Kenngrößen des Uptake-Messplatzes

Die Nachweisgrenze, die Totzeitcharakteristik sowie die Kalibrierdaten des linearen Messbereichs des Messplatzes wurden ebenso wie bei den Gamma-Kameras (vgl. Abschnitt 3.1, Seite 13ff) ermittelt und sind in der Tabelle rechts in Abb. 18 enthalten. Es ergibt sich - begrenzt durch die Nachweisgrenze nach unten und ein Überschreiten des Totzeitverlustanteils von 10% nach oben - ein Messbereich für  $^{131}\text{I}$  von **0,05 MBq bis 50 MBq**. Dieser Messbereich ist auch auf andere Nuklide, die Photonen im Erfassungsbereich des Messplatzes emittieren (vgl. Abb. 19 und Abschn. 5.2), übertragbar.



**Messbereich und Mesbereichsgrenzen:**

aus den Messergebnissen ergeben sich folgende Eckdaten:

Nachweisgrenze (DIN): 0,05 MBq

Totzeit >10%:  $A(^{131}\text{I}) > 50 \text{ MBq}$

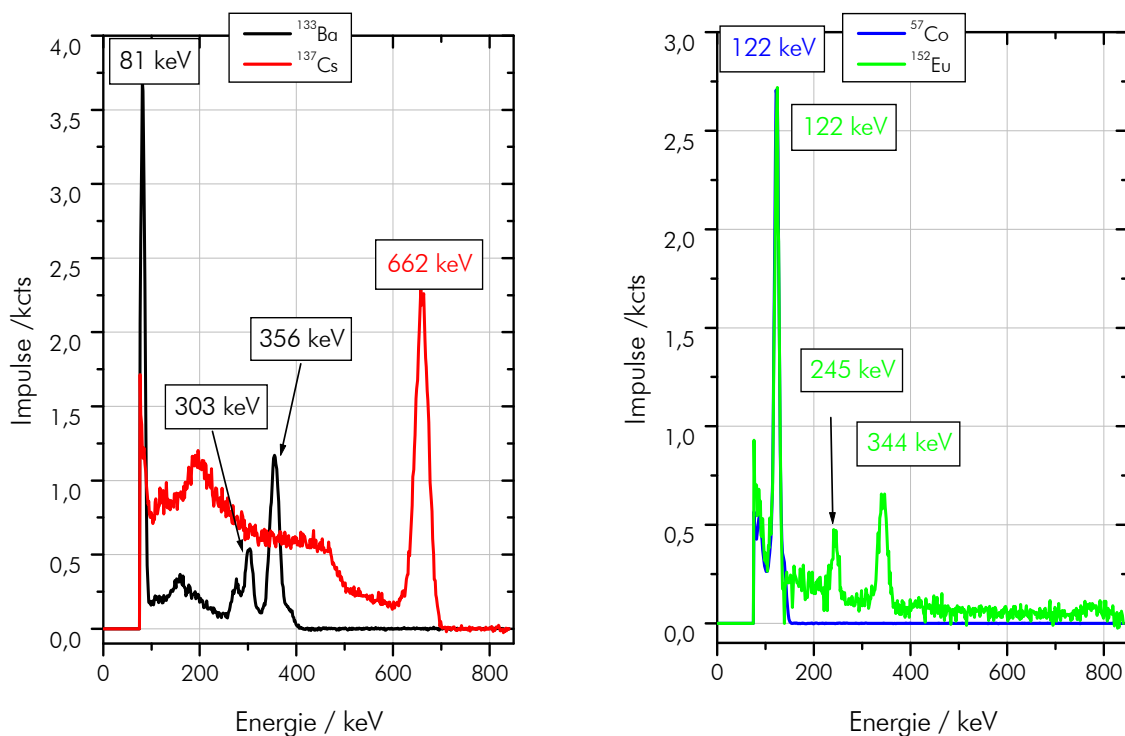
Kalibrierdaten (nach (6)):  $Z_0 = (1,5 \pm 0,5) \text{ ctss}^{-1}$   
 $K_z = (83,4 \pm 0,3) \text{ ctss}^{-1}/\text{MBq}$

Damit ergibt sich ein verlässlicher linearer Messbereich von  $^{131}\text{I}$ -Aktivitäten von **0,05 MBq bis 50 MBq** bei einem Quellenabstand vom Detektor von 40 cm.

**Abb. 18:** Aktivitätskennlinie und Messbereichsgrenzen des Schilddrüsen-Uptake-Messplatzes (zylindrischer  $\text{LaCl}_3:\text{Ce}$ -Kristalldetektor) für die Erfassung von  $^{131}\text{I}$  im Abstand von 40 cm zwischen Detektor und Quelle. Das Sichtfeld des Detektors ist konstruktionsbedingt im Abstand von 40 cm auf einen Durchmesser von ca. 20cm beschränkt.

## 5.2 Energiespektren des Uptake-Messplatzes

Der Messplatz erlaubt die Aufzeichnung von Spektren in einem Energiebereich von **75 keV bis 840 keV**. Dies ermöglicht die Identifikation und bei vorhandener Kalibrierung auch die Quantifizierung von inkorporierten Radionukliden, sofern diese Photonen im Erfassungsbereich der Sonde aussenden. Abb. 19 zeigt die Spektren einiger Radionuklide, die anhand des Uptake-Messplatzes aufgezeichnet wurden. Die Registrierung der Spektren erfolgte anhand des Programms Genie 2000 (Canberra Eurisys GmbH, Rüsselsheim, Deutschland). Die Software erlaubt die Auswahl und Integration über speziell vorgewählte Energiebereiche (Messfenster). Im Rahmen dieser Studie wurden die Daten in ein allgemeines Format exportiert und anhand des Programms Origin (OriginLab, Northampton, MA, USA) weiterverarbeitet.

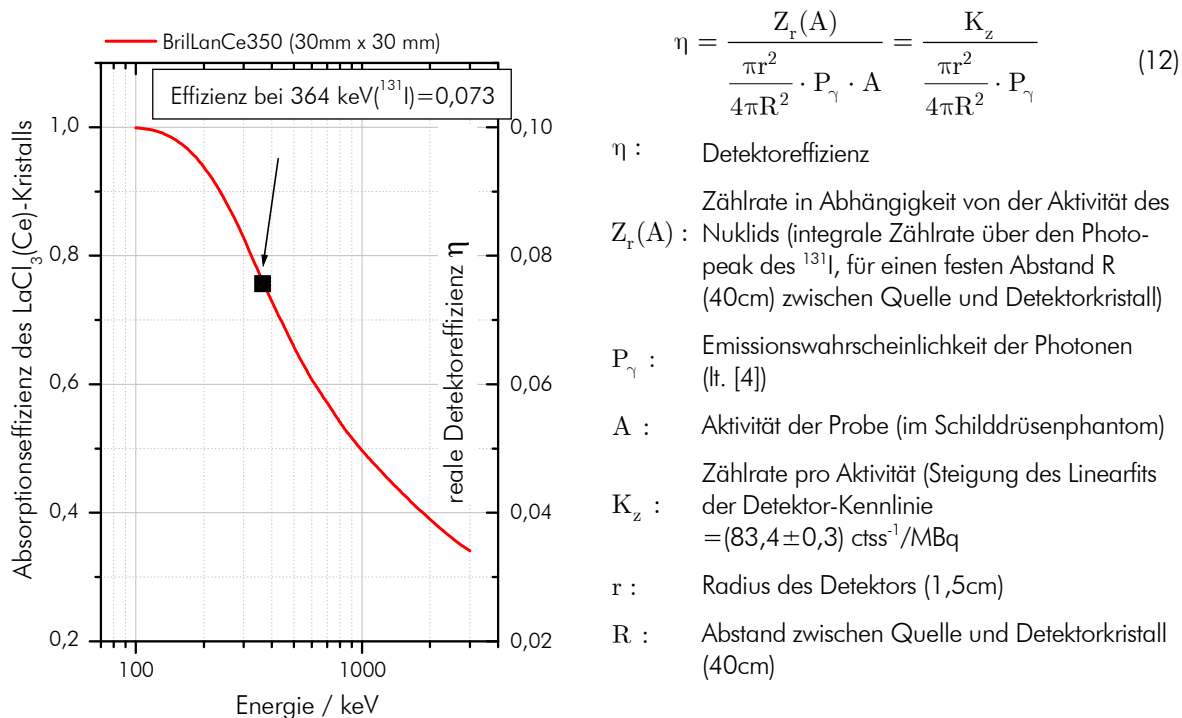


**Abb. 19:** Mit dem Uptake-Messplatz (Detektor mit zylindrischem ( $d=30\text{mm}$ ,  $l=30\text{mm}$ )  $\text{LaCl}_3(\text{Ce})$ -Kristall, BrillanCe™ 350, Saint-Gobain Crystals, St. Pierre Les Nemours, Frankreich) erstellte Spektren von Punktquellen der Nuklide  $^{133}\text{Ba}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{57}\text{Co}$  und  $^{152}\text{Eu}$ . Der Vergleich mit Abb. 3 auf Seite 6 zeigt, dass die spektrale Auflösung im Vergleich zu der der Gamma-Kameras (NaI(Tl)-Kristalle) verbessert ist.

## 5.3 Kalibrierung unter Verwendung der Effizienzkurve

Anhand der Effizienzkurve in Abb. 20 und der nach der Aktivität  $A$  umgestellten Gleichung (12) kann, vergleichbar mit dem Vorgehen an Gamma-Kameras bei Nukliden mit fehlenden Kalibrierdaten nach Abschnitt 3.3 auf Seite 26, die Aktivität eines Nuklids aus der Zählrate des Detektors bestimmt werden. Voraussetzung ist auch hier wieder, dass im Spektrum identifizierbare Photopeaks vorliegen, für die die Emissionswahrscheinlichkeiten ermittelbar sind. Die Daten, die Abb. 20 zugrunde liegen, entstammen einem Berechnungsleitfaden für Szintillationskristalle des Markeninhabers der BrillanCe®-Kristalle. Dieser Leitfaden ist über die Website des

Herstellers zugänglich (siehe Literaturliste) und enthält verallgemeinerte Effizienzkurven für viele weitere Szintillationsmaterialien und Kristallgeometrien [6].



$$\eta = \frac{Z_r(A)}{\frac{\pi r^2}{4\pi R^2} \cdot P_\gamma \cdot A} = \frac{K_z}{\frac{\pi r^2}{4\pi R^2} \cdot P_\gamma} \quad (12)$$

- $\eta$  : Detektoreffizienz
- $Z_r(A)$  : Zählrate in Abhängigkeit von der Aktivität des Nuklids (integrale Zählrate über den Photopeak des  $^{131}\text{I}$ , für einen festen Abstand  $R$  (40cm) zwischen Quelle und Detektorkristall)
- $P_\gamma$  : Emissionswahrscheinlichkeit der Photonen (lt. [4])
- $A$  : Aktivität der Probe (im Schilddrüsenphantom)
- $K_z$  : Zählrate pro Aktivität (Steigung des Linearfits der Detektor-Kennlinie =  $(83,4 \pm 0,3) \text{ ctss}^{-1}/\text{MBq}$ )
- $r$  : Radius des Detektors (1,5cm)
- $R$  : Abstand zwischen Quelle und Detektorkristall (40cm)

**Abb. 20:** Effizienzkurve des Uptake-Messplatzes. Die Absorptionseffizienzwerte des Cer-dotierten  $\text{LaCl}_3$ -Kristalls, die dieser Grafik zugrundeliegen, entstammen einem Berechnungsleitfaden für Effizienzen verschiedener Szintillationskristalle des Herstellers des Kristallmaterials [6]. Die Effizienz wurde nur für einen Punkt (bei 364 keV) anhand der Kalibrierdaten für  $^{131}\text{I}$  mit (12) berechnet und die rechte Skalierung wurde diesem Punkt angepasst. Für andere Energien kann entsprechend zurückgerechnet werden. Dabei ist nur die integrale Zählrate über den Photopeak des  $^{131}\text{I}$  zur Berechnung herangezogen worden.

## 5.4 Einschätzung zur Einsetzbarkeit von Messplätzen auf Szintillatorbasis bei Strahlenunfällen

Der Uptake-Messplatz ist für die Bestimmung der Schilddrüsenaktivität von  $^{131}\text{I}$  bestimmt und sollte in erster Linie auch im Falle von Strahlenunfällen hierfür Verwendung finden.

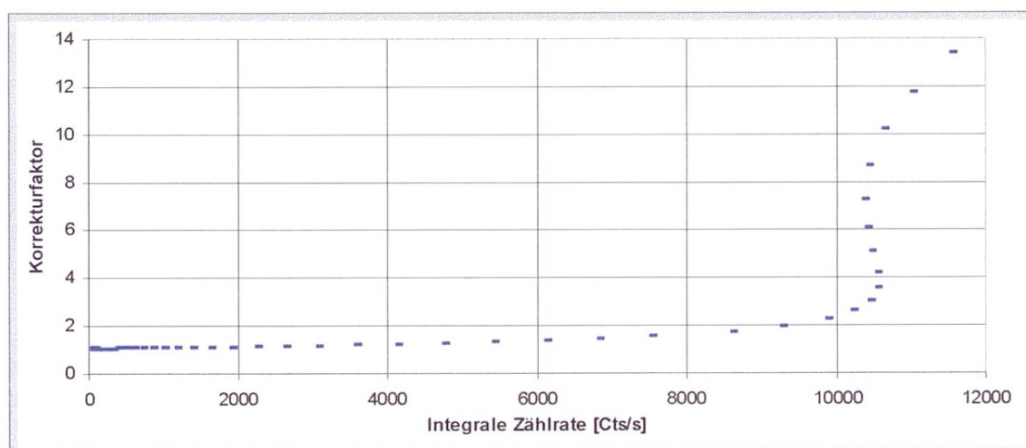
Andererseits sind Messplätze auf Grundlage eines Szintillationszählers, die Energiespektren auflösen und aufzeichnen können, ohne größeren Umrüstungsaufwand *als Teilkörperzähler* zur qualitativen und quantitativen Detektion von Körperaktivitäten von Strahlenunfallopfern geeignet. Dabei ist aber das stark eingeschränkte Gesichtsfeld des Detektors zu beachten. Die Messplätze müssen dann für andere Nuklide kalibriert werden. Für eine weniger genaue Abschätzung reicht ggf. auch aus, die Kalibrierdaten aus den Effizienzkennlinien des Detektionskristalls abzuleiten. Aus den Messergebnissen lassen sich vergleichbare Aussagen mit ebenfalls vergleichbaren Einschränkungen ableiten, wie aus Messungen mit Gamma-Kameras.



## 6 Abgrenzung zum Einsatz herkömmlicher Messstellen (Ganzkörperzähler)

Dem Würzburger Universitätsklinikum steht ein Ganzkörperzähler als „Behördlich bestimmte Messstelle“ zur Inkorporationsüberwachung zur Verfügung. Die Würzburger Messstelle ist seit letztem Jahr ausschließlich mit hochempfindlichen Halbleiterdetektoren ausgestattet (HPGe, HighPurityGermanium, LGe, LowEnergyGermanium), die zum einen höchstempfindlich sind und zum anderen über ein exzellentes Auflösungsvermögen verfügen. Die meisten Ganzkörperzähler arbeiten aber noch mit NaI(Tl)-Kristalldetektoren. Die Detektoreinheiten sind um eine Liegefläche positioniert und können diese ggf. abscannen. Die Softwareausstattung der Auswertelektronik erlaubt eine automatisierte Nuklidanalyse. Die gesamte Apparatur ist sehr aufwendig abgeschirmt und der Raum wird intensiv mit gefilterter Zuluft beschickt, um Strahlungseinflüsse der Umgebung möglichst gering zu halten.

Ganzkörperzähler sind für die präzise Erfassung kleinster Körperaktivitäten konstruiert. Dies macht die Überwachung beruflich strahlenexponierter Personen erforderlich. Für die Messung geringer Mengen inkorporierter Substanzen, die von sich aus Gammastrahlung aussenden bzw. die Emission von Bremsstrahlung bewirken, ist und bleibt der Ganzkörperzähler die erste Wahl. Es gibt derzeit (Stand April 2011) aber nur 23 derartige amtliche „in vivo“-Messstellen in Deutschland. Das heißt, dass die Messkapazität dieser Ganzkörperzähler in einem Szenario, in dem hunderte Menschen betroffen sein könnten, bei weitem nicht ausreichen würde. Ein weiterer Aspekt ist die Begrenzung der Erfassbarkeit hoher Körperaktivitäten aufgrund von Totzeitproblemen der empfindlichen Detektoren der Ganzkörperzähler. Abb. 21 zeigt hier am Beispiel einer Anordnung von NaI(Tl)-Detektoren, dass die Messapparatur oberhalb von Zählraten von 10 kcts/s keine verwendbaren Ergebnisse mehr liefert. Im Beispiel wird diese Zählrate von einer fiktiven Körperaktivität von etwa 1 MBq  $^{137}\text{Cs}$  bewirkt [7]. In dieser Größenordnung liegt auch die Grenzaktivität für den Einsatz der Gamma-Kameras ohne Kollimator, so dass hiermit zur Bestimmung von Körperaktivitäten **oberhalb von 1 MBq** die Verwendung von **Gamma-Kameras mit entsprechendem Kollimatorsatz** empfohlen werden soll.



**Abb. 21:** Faktor zur Korrektur von Totzeiteffekten bei einem früheren NaI(Tl)-Detektor des Würzburger Ganzkörperzählers (vor der Umrüstung auf Halbleiterdetektoren). Es ist ersichtlich, dass ab Zählraten von etwa 10 kcts/s keine Korrektur mehr möglich ist und somit die Belastungsgrenze dieses Detektors erreicht ist. Diese Zählrate entspricht bei Messung einer etwa 80 kg schweren Person mit diesem Detektor einer Körperaktivität von etwa 1 MBq  $^{137}\text{Cs}$ , so dass dieser Wert auch als obere Grenze für Körperaktivitäten an Ganzkörperzählern angesehen werden sollte [7].

## 7 Ablauf einer Inkorporationsmessung

In diesem Abschnitt soll der Frage nachgegangen werden, wie eine Inkorporationsmessung von Personen in einer nuklearmedizinischen Klinik ablaufen würde. In Unterabschnitten wird der personelle und zeitliche Aufwand hierfür abgeschätzt und es wird eine Liste von Kliniken angegeben, die Bereitschaft zur Behandlung einer größeren Anzahl von Strahlenunfallopfern signalisiert haben.

Im Folgenden ist der Ablauf einer Inkorporationsmessung anhand der diagnostischen Ausrüstung einer nuklearmedizinischen Klinik skizziert. Dabei wird – wie bei der Aufwandsabschätzung im Anschluss – davon ausgegangen, dass die Kameras und Detektoren bereits für die zu untersuchenden Nuklide kalibriert sind und das Personal mit dem Procedere (zumindest theoretisch) vertraut ist.

### **Ablauf einer Inkorporationsmessung:**

#### 1) Befragung

- allgemeine Daten (Name, Alter, Geschlecht, Körpergewicht, Körpergröße)
- externe Bestrahlung?
- Kontamination?, wenn ja, dann
  - Dekontamination, ggf. Abwasser sammeln
  - ggf. Abstriche der Schleimhäute nehmen und sichern
- Inkorporation, wenn ja, dann
  - ggf. Ausscheidungen sammeln
  - Eingrenzung infrage kommender Nuklide

Ob weitergehende Maßnahmen wie die Sammlung von Abstrichen, Ausscheidungen und Abwässern zur in-vitro-Analyse durchgeführt werden sollten, hängt von der Anzahl betroffener Personen und der in-vitro-Auswertekapazität ab.

#### 2) Vormessung

- Messung mit Kontaminations- oder Dosisleistungsmessgeräten zur Grobabschätzung der Körperaktivität für die Entscheidung, ob Kameras mit oder ohne Kollimatoren bzw. szintillatorbasierte Messplätze eingesetzt werden können.

#### 3) Vorbereitung der Kameras bzw. des Szintillatormessplatzes

- Auswahl des geeigneten Kollimatorsatzes entsprechend der Energien der vermuteten Gammalinien. Bei unbekanntem Nuklid und zu hoher Körperaktivität für den Kameraeinsatz ohne Kollimator (d.h. Totzeitverluste > 10%) sollte vorerst der i.d.R. stets vorhandene LEHR-Kollimatorsatz (LEHR: Low Energy High Resolution) verwendet werden.
- Einrichtung der Kamera zur Teilkörper- bzw. Ganzkörperplanarszintigraphie mit fester Detektorposition (Detektor- und Bettposition entsprechend den Kalibrierdaten)

#### 4) Aufnahme eines Spektrums

- Zur qualitativen Bestimmung der inkorporierten Nuklide und zur Auswahl des spektralen Messfensters ist die Aufnahme eines Energiespektrums der verunfallten Person nötig.

- 5) Erfassung der Zählrate
  - Unter den Bedingungen, unter denen die Kalibrierfaktoren erstellt wurden, muss die durch die Körperaktivität der verunfallten Person verursachte Zählrate in einer angemessenen Messzeit aufgezeichnet werden.
- 6) Datenauswertung und Abschätzung der Körperaktivität und ggf. der Folgedosis
  - Aus der erfassten Zählrate kann anhand der ermittelten Kalibrierfaktoren die Körperaktivität und aus dieser die Folgedosis abgeschätzt werden.
  - Sind keine Kalibrierfaktoren vorhanden, so kann bei bekannter Kristalldicke aus der Effizienzkurvenschar bzw. der Fitfunktion auf Seite 27 sowie der Emissionswahrscheinlichkeit(en) der erfassten Gamma-Linie(n) auf die Körperaktivität geschlossen werden.
  - Die Abschätzung der Folgedosis sollte möglichst von in der Dosimetrie erfahrenen Personen anhand der Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle (RiPhyKo) Teil 2 durchgeführt werden [8].

## 7.1 Personeller und zeitlicher Aufwand

Da die Gamma-Kameras ebenso wie der Schilddrüsenmessplatz im Normalbetrieb der nuklearmedizinischen Diagnostik dienen, bedarf deren Umrüstung zur Erfassung von Körperaktivitäten potenziell betroffener Personen eines gewissen personellen und organisatorischen Aufwands. Eine grobe Abschätzung des Aufwands für die einzelnen Arbeitsschritte bei der Inkorporationsmessung erfolgt in Tab. 18. Der aufgeführte Personalaufwand ist als Mindestbesetzung für die Inkorporationsmessung an einer Gamma-Kamera zu verstehen.

**Tab. 18:** Personeller und zeitlicher Aufwand für die einzelnen Arbeitsschritte einer Inkorporationsmessung mittels Gamma-Kameras bzw. szintillatorbasierter Messplätze. Hierbei wird davon ausgegangen, dass etwaige Dekontaminationsmaßnahmen bereits abgeschlossen sind. Das gesamte Personal sollte mit nuklearmedizinischen Meßplätzen vertraut sein.

Vorgang	erforderliches Personal	Zeitaufwand
Allg. Vorbereitung, Absprachen	mind. 3 fachkundige Personen	1 Std. (einmalig)
Befragung	1 Ärzt(in) oder 1 Physiker(in)	15 min je Person
Vormessung	1 Person (technisches Personal)	5 min je Person
Kameravorbereitung	1 Person (technisches Personal)	20 min (einmalig)
Aufnahme des Energiespektrums	1 Person (technisches Personal)	10 min je Person
Erfassung der Zählrate	1 Person (technisches Personal)	10-20 min je Person
Datenauswertung	1 Physiker(in)	15-30 min je Person
Nachbereitung	mind. 3 fachkundige Personen	1 Std. (einmalig)

Bei einer großen Anzahl zu behandelnder Personen werden vermutlich mehrere Kameras verwendet, wobei sich der Aufwand an Personal zur Vorbereitung und Durchführung der Messung und zur Auswertung der Ergebnisse entsprechend vervielfacht. Zudem ist dann weiteres Personal zur Organisation des Ablaufs und der vorübergehenden Unterbringung der Patienten nötig. Es sollte in jedem Fall eine Mindestbesetzung von einem(r) Arzt(in) in fortgeschrittener Weiterbildung zum Nuklearmediziner oder einem Facharzt für Nuklearmedizin, einem(r) Medizinphysikexperten sowie einem(r) erfahrenen medizinisch-technischen Assistenten(in) anwesend sein. Je Patient(in) sollte eine durchschnittliche Messzeit von 20-30 Minuten eingeplant werden. Ein Parallelbetrieb mehrerer Kameras bzw. Messplätze ermöglicht die zeitgleiche Messung entsprechend mehrerer Personen, wobei hier natürlich auch mindestens eine Bedienperson je Kamera oder Messplatz erforderlich wird.

## 7.2 Geeignete nuklearmedizinische Einrichtungen

Im Rahmen eines Unterauftrags der Gesellschaft für Reaktorsicherheit zum Vorhaben StSch 4554 „Unterstützung der Notfallschutzplanung“ wurde ab dem Jahr 2007 eine Erhebung zur Erfassung, Bewertung und systematischen Darstellung von geeigneten Krankenhäusern in der Bundesrepublik Deutschland für eine sofortige medizinische Versorgung von Patienten bei einem Strahlenunfall größeren Ausmaßes durchgeführt, die jeweils in den Folgejahren aktualisiert wurde bzw. immer noch wird.

Zur Durchführung der Erhebung werden entsprechende Erhebungsbögen mit einem Anschreiben an die Ärztlichen Direktoren und Ansprechpartner an die Krankenhäuser versandt. In dieser Erhebung werden auch Daten zur Ausstattung auf dem Gebiet des Strahlenschutzes sowie im Bereich „Nuklearmedizin“ erfragt.

Bei der Auswertung dieser Erhebungsbögen wurden 25 Kliniken identifiziert, die nach eigenen Angaben über eine umfassende Ausstattung zur nuklearmedizinischen Diagnostik, über eine nuklearmedizinische Therapiestation sowie über Möglichkeiten zur Behandlung radioaktiv kontaminierter Personen bzw. von Personen, die radioaktive Substanzen inkorporiert haben verfügen und somit grundsätzlich zur Erfüllung der in diesem Projekt vorgesehenen Meßaufgaben geeignet wären. Einige dieser Standorte sind gleichzeitig Regionale Strahlenschutzzentren (RSZ). Die Regionalen Strahlenschutzzentren des Instituts für Strahlenschutz<sup>1</sup> sind Leitstellen, die im Falle einer erhöhten Strahleneinwirkung Betroffene beraten und, falls erforderlich, die optimale Versorgung sicherstellen.

---

<sup>1</sup> Das Institut für Strahlenschutz ist eine gemeinsame Einrichtung der Berufsgenossenschaft Rohstoffe und chemische Industrie und der Berufsgenossenschaft Energie Textil Elektro Medienerzeugnisse

## 8 Resümee

Folgende Schlussfolgerungen sind aus der Studie zu ziehen:

- Die Auflösung der von den Kameras aufgezeichneten Energiespektren mit einem Verhältnis von  $\Delta E/E$  von 5%-10% entspricht herkömmlichen NaI(Tl)-Detektoren, was die Identifizierung unbekannter Photopeaks zwischen 50 und 700 keV ermöglicht.
- Nuklide mit anderen Photonenenergien, d.h. unterhalb ca. 50 keV bzw. oberhalb 700 keV bzw. reine Betastrahler können nur anhand gestreuter Photonen bzw. Bremsstrahlungsphotonen nachgewiesen werden, was eine Identifizierung deutlich erschwert und eine Quantifizierung nahezu unmöglich macht.
- Die Empfindlichkeit der Gamma-Kameras ohne Kollimation ist gegenüber der Detektion der Aktivität mit Kollimator etwa um den Faktor 100 erhöht.
- Bei Doppelkopfkameras erwies sich als beste Geometrie, die Detektorköpfe in einer relativen Position von  $180^\circ$  zueinander zu verwenden, d.h. die Detektoren stehen sich gegenüber.
- Moderne Gamma-Kameras ohne Kollimator detektieren Aktivitäten von 100 Bq bis zu etwa 5 MBq, mit Kollimator von etwa 100 kBq bis zur maximal im Rahmen der Studie eingesetzten Aktivität von 0,8 GBq linear, das heißt, der verwendbare Messbereich erstreckt sich über nahezu 7 Größenordnungen.
- Die Nachweiswahrscheinlichkeit der Kameras steigt mit der Kristalldicke des verwendeten Detektors, wobei die größte Zunahme zwischen  $3/8''$  (0,96 cm) und  $5/8''$  (1,59 cm) gemessen wurde.
- Der Schilddrüsen-Uptake-Messplatz auf Basis eines Cer-dotierten  $\text{LaCl}_3$ -Kristalldetektors (BrilLanCe<sup>®</sup> 350) erlaubt die Aufzeichnung von Spektren in einem Energiebereich von 75 keV bis 840 keV und erfasst  $^{131}\text{I}$ -Aktivitäten innerhalb eines Schilddrüsenphantoms in einem Bereich von 0,05 MBq bis 50 MBq. Aus den Messergebnissen lassen sich zu Gamma-Kameras vergleichbare Aussagen mit ebenfalls vergleichbaren Einschränkungen ableiten, so dass der Einsatz des Messplatzes als Teilkörperzähler ohne größeren Umrüstungsaufwand möglich ist.
- Nuklide mit mehreren Gammalinien bzw. Nuklidgemische, lassen sich mit Gamma-Kameras bzw. Kristalldetektoren aufgrund der fehlenden Möglichkeit standardisiert den „cross-talk“ zu berücksichtigen, nur dann quantifizieren, wenn zur Identifikation eine ausreichende Höhe der Photopeaks und ein ausreichender Peakabstand vorhanden ist. Die Quantifizierung wird zudem durch Überlagerungen mit Peaks höherer Energien außerhalb des spektralen Erfassungsbereichs der Kameras erheblich erschwert.
- Aus der Detektoreffizienz in Abhängigkeit von Photonenenergie und Kristalldicke lässt sich für Nuklide, deren Kalibriergrößen hier nicht erfasst wurden, die aber Photonen im Energiebereich von 50 keV bis 700 keV mit bekannter Emissionswahrscheinlichkeit emittieren, eine Abschätzung der Effizienz durchführen. Da diese Effizienzkurven weitestgehend unabhängig von herstellerepezifischen Parametern sind, könnten diese Werte auch

für die Kameras anderer Hersteller abgeschätzt werden. Diese Effizienzkurven gibt es auch für zahlreiche Kristallmaterialien und –geometrien [6].

- Tab. 19 gibt einen Überblick darüber, für welche der für Notfallsituationen besonders relevanten Nuklide ein Inkorporationsnachweis anhand von Gamma-Kameras möglich ist und verweist auf die im Rahmen der Studie ermittelten Kalibrierdaten für die verwendeten Kameras.
- Dosisleistungsmesssonden auf Zählrohrbasis bzw. vergleichbarer Dosisleistungsmessgeräte können nur in Fällen höhergradiger Inkorporationen und Kontaminationen (Körperaktivitäten  $\geq 10$  MBq) eingesetzt werden. Eine energie- und damit nuklidspezifische Datenerfassung ist ebenso wie eine Folgedosisabschätzung auf diesem Wege nicht möglich, so dass diese Geräte in erster Linie zur Vorab-Messung eingesetzt werden sollten. Die oberhalb der Patientenbetten fest montierten Gamma-Messsonden in nuklearmedizinischen Therapiestationen erlauben (bei entsprechend hoher Aktivität) die Analyse der Biokinetik inkorporierter Nuklide.
- Über die Identifikation inkorporierter Nuklide und die Bestimmung der Körperaktivität anhand einer Gamma-Kamera bzw. eines Kristalldedektors ist mittels geeigneter dosimetrischer Verfahren prinzipiell eine Folgedosisabschätzung anhand der Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle (RiPhyKo) Teil 2 [8] möglich.
- Für die Messung geringer Mengen inkorporierter Substanzen ist der Ganzkörperzähler die erste Wahl. Oberhalb von etwa 1 MBq Körperaktivität ist der Einsatz der Ganzkörperzähler aufgrund von Totzeitproblemen in aller Regel nicht mehr möglich. Ab diesem Wert wird daher der Einsatz von Gamma-Kameras zur Bestimmung der Körperaktivität empfohlen.
- In Abschnitt 7 ist der Ablauf einer Inkorporationsmessung anhand von Gamma-Kameras und szintillatorbasierten Messplätzen skizziert. Dabei sollte in jedem Fall eine Mindestbesetzung von einem(r) Arzt(in) in fortgeschrittener Weiterbildung zum Nuklearmediziner oder einem Facharzt für Nuklearmedizin, einem(r) Medizinphysikexperten(in) sowie einem(r) erfahrenen medizinisch-technischen Assistenten(in) anwesend sein. Je Patient(in) sollte eine durchschnittliche Messzeit von 20 Minuten eingeplant werden.
- Im Rahmen einer Erhebung zur Erfassung, Bewertung und systematischen Darstellung von geeigneten Krankenhäusern in der Bundesrepublik Deutschland für eine sofortige medizinische Versorgung von Patienten bei einem Strahlenunfall größeren Ausmaßes wurden 25 Kliniken identifiziert, die nach eigenen Angaben über eine umfassende Ausstattung zur nuklearmedizinischen Diagnostik, über eine nuklearmedizinische Therapiestation sowie über Möglichkeiten zur Behandlung radioaktiv kontaminierter Personen bzw. von Personen, die radioaktive Substanzen inkorporiert haben, verfügen und somit grundsätzlich zur Erfüllung der in diesem Projekt vorgesehenen Meßaufgaben geeignet wären.

**Tab. 19:** Auflistung von Nukliden, die bei Strahlenunfällen freigesetzt werden können. Die Möglichkeit, diese qualitativ und quantitativ mit medizinischen Gamma-Kameras zu erfassen, ist jeweils vermerkt. Für Nuklide, für die im Rahmen dieser Studie Kalibrierdaten erfasst wurden, sind die Seitenzahlen, auf denen die Daten hinterlegt sind, angegeben.

Nuklid	Bemerkungen	Daten auf Seite
$^{57}\text{Co}$	Punktquelle, Daten erfasst	25
$^{60}\text{Co}$	Flächenquelle, Daten aus Rückstreupeak erfasst, Identifizierung aus Nuklidgemisch mit Gamma-Kameras nicht möglich	23
$^{90}\text{Sr}$ , ( $^{90}\text{Y}$ )	$^{90}\text{Y}$ , offen, als Ersatz vorhanden, ist reiner $\beta$ -Strahler, so dass mit Gamma-Kameras nur die Bremsstrahlung erfassbar ist. Eine Quantifizierung ist im Falle einer Inkorporation schwierig, die Identifikation des Nuklids kaum möglich.	--
$^{125}\text{I}$	offen, Photonenenergie zu niedrig (27 keV, 31 keV) Nachweis mit Gamma-Kameras nicht möglich	--
$^{137}\text{Cs}$	Flächenquelle, Punktquelle, Daten erfasst	22, 25
$^{131}\text{I}$	offene Punktquelle, Daten erfasst	19
$^{133}\text{Ba}$	Flächenquelle, Punktquelle, Daten erfasst	22, 25
$^{152}\text{Eu}$	Flächenquelle, Punktquelle, Daten erfasst	23, 25
$^{192}\text{Ir}$	Photoppeak bei 317 keV (Emissionswahrscheinlichkeit: 83%), Empfindlichkeit kann abgeschätzt werden	--
$^{226}\text{Ra}$	$\alpha$ -Strahler mit $\gamma$ -Linie bei 186 keV mit geringer Emissionswahrscheinlichkeit (3,2%) Abschätzung u.U. möglich; Nachweisgrenze zu hoch	--
$^{232}\text{Th}$	$\alpha$ -Strahler ohne Photonen im Erfassungsbereich von Gamma-Kameras, Nachweis nicht möglich	--
$^{241}\text{Am}$	$\alpha$ -Strahler mit $\gamma$ -Linie bei 60 keV, (Emissionswahrscheinlichkeit: 36%), Empfindlichkeit kann abgeschätzt werden	--

**Tab. 20:** Relevante Nuklide (aus Tab. 19). Es sind die Energien und Emissionswahrscheinlichkeiten der Photonenemissionen aufgelistet, deren Emissionswahrscheinlichkeit über 0,2 liegt. (Daten aus [9])

Nuklid	HWZ	Photonenemission ( $E_\gamma$ ) (keV)	Emissionswahrscheinlichkeit ( $P_\gamma$ )	Mit Gamma-Kamera detektierbar
$^{57}\text{Co}$	270,9 Tage	6,40	0,33	nein
		122,06	0,86	ja
		136,48	0,11	ja
$^{60}\text{Co}$	5,271 Jahre	1173,20	1,00	nein*
		1332,50	1,00	nein*
$^{90}\text{Sr}$	28,6 Jahre	keine	keine	nein**
$^{125}\text{I}$	60,14 Tage	27,20	0,39	nein
		27,47	0,73	nein
		31,00	0,25	nein
$^{137}\text{Cs}$	30,17 Jahre	661,65	0,90	ja
$^{131}\text{I}$	8,04 Tage	364,48	0,81	ja
$^{133}\text{Ba}$	10,5 Jahre	30,63	0,34	nein
		30,97	0,63	nein
		35,00	0,23	nein
		81,00	0,33	ja
		302,84	0,18	ja
		356,01	0,61	ja
$^{152}\text{Eu}$	13,6 Jahre	39,52	0,21	nein
		40,12	0,38	nein
		121,78	0,28	ja
		344,27	0,26	ja
		1408,00	0,21	ja
$^{192}\text{Ir}$	74,02 Tage	295,96	0,29	ja
		308,46	0,30	ja
		316,51	0,83	ja
		468,07	0,48	ja
$^{226}\text{Ra}$	1600 Jahre	186,21	0,03!	ja
$^{232}\text{Th}$	$1,4 \cdot 10^{10}$ Jahre	keine	keine	nein
$^{241}\text{Am}$	432,2 Jahre	13,90	0,43	nein
		59,54	0,36	ja

\* Gestreute Photonen nachweisbar

\*\* Bremsstrahlungsphotonen evtl. nachweisbar



## 9 Literatur

1. Hänscheid H., W.E., Lassman M., Reiners Chr., *Kursus der Nuklearmedizin*. Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, Universität Würzburg, 1999.
2. DIN 25482-1, *Nachweisgrenze und Erkennungsgrenze bei Kernstrahlungsmessungen; Zählende Messungen ohne Berücksichtigung des Probenbehandlungseinflusses*. 1989, Beuth Verlag: Berlin.
3. DIN 25482-10, *Nachweisgrenze und Erkennungsgrenze bei Kernstrahlungsmessungen; Allgemeine Anwendungen*. 1998, Entwurf.
4. Eckerman, K.F. und A. Endo, *Radionuclide Data and Decay Schemes*. Product Information - MIRD. 2008, Reston, VA: SNM.
5. DIN 6844-3, *Nuklearmedizinische Betriebe - Teil 3: Strahlenschutzberechnungen*. 2006, Beuth Verlag: Berlin.
6. Saint-Gobain-Crystals, *Efficiency Calculations for Selected Scintillators*, [http://www.detectors.saint-gobain.com/uploadedFiles/SGdetectors/Documents/Technical\\_Information\\_Notes/Efficiency-Calculations.pdf](http://www.detectors.saint-gobain.com/uploadedFiles/SGdetectors/Documents/Technical_Information_Notes/Efficiency-Calculations.pdf). 2004, Saint-Gobain Ceramics & Plastics, Inc.: Nemours Cedex, Frankreich.
7. Schelper LF., H.H., Lassmann M., Reiners Chr., *Verbesserung der Messverfahren bei Ganzkörperzählern insbesondere bei inhomogener Nuklidverteilung sowie bei betastrahlenden Nukliden*. 1996, Universität Würzburg, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin: Würzburg.
8. BMU, *RiPhyKo - Richtlinie für die physikalische Strahlenschutzkontrolle zur Ermittlung der Körperdosen, Teil 2: "Ermittlung der Körperdosis bei innerer Strahlenexposition (Inkorporationsüberwachung) (§§ 40, 41 und 42 StrlSchV)"*, N.u.R. BMU Bundesministerium für Umwelt, Editor. 2007.
9. ICRP, *Radionuclide Transformations - Energy and Intensity of Emissions*. Vol. Publication 38. 1983: Pergamon Press.

## 10 Zusammenfassung

**Zielsetzung:** Die für Inkorporationsüberwachung eingesetzten Messstellen sind für den Nachweis von geringen Körperaktivitäten ausgelegt. In radiologischen Notfallsituationen müssen bei einer größeren Anzahl von Personen in kurzer Zeit hohe Körperaktivitäten bestimmt werden. Daher wird für solche Messungen der Einsatz von in der Nuklearmedizin verwendeten Messgeräten wie z.B. Gamma-Kameras erwogen. Gamma-Kameras und andere Messsonden werden im medizinischen Betrieb für Messungen bei hohen Körperaktivitäten eingesetzt und sind im Allgemeinen für die Diagnostik oder die prä- und posttherapeutische Dosimetrie konzipiert.

Ziel dieser Studie ist es, diese Geräte auf ihre prinzipielle Eignung zur Abschätzung von Körperdosen aus Inkorporationen in radiologischen Notfallsituationen und die Möglichkeit zur Identifikation von Radionukliden zu überprüfen und anhand einiger relevanter Radionuklide Vorgaben zu Kalibrierungen, Anpassungen und ggf. erforderlichen Umrüstungen zu machen.

**Material und Methoden:** An drei Gamma-Kameras mit Kristalldicken von 3/8'', 5/8'' und 1'' wurden für drei Photonenenergien (140 keV; Tc-99m, 364 keV; I-131, 511 keV; F-18) die Zählraten über den gesamten Erfassungsbereich der Kameras (50keV-600keV) aufgezeichnet und aus diesen Daten die Nachweisgrenzen, das Totzeitverhalten, die Linearität sowie die Detektoreffizienz ermittelt. Weiterhin wurden mit den Gamma-Kameras für einige für die Inkorporation in radiologischen Notfallsituationen relevante Radionuklide Energiespektren aufgenommen und Kalibrierfaktoren bestimmt. Ein Messplatz zur Ermittlung der Schilddrüsenaufnahme von <sup>131</sup>I bei Therapiepatienten wurde ebenso auf seine Einsatzmöglichkeit überprüft wie Dosisleistungsmessgeräte zur dauerhaften Überwachung der Ganzkörperaktivität von Patienten. Der Umrüstungsaufwand der Geräte zum Zwecke der Inkorporationsmessung wurde abgeschätzt und ein Leitfaden zur Umrüstung erstellt.

**Ergebnisse:** Die Gamma-Kameras detektieren ohne Kollimator Aktivitäten von 100 Bq bis zu etwa 5 MBq, mit Kollimatoren von etwa 100 kBq bis zur maximal eingesetzten Aktivität von 0,8 GBq linear, so dass sich der Erfassungsbereich der Kameras über einen Bereich von nahezu 7 Größenordnungen erstreckt. Die Empfindlichkeit der Gamma-Kameras ohne Kollimation ist gegenüber der Detektion der Aktivität mit HighEnergy Kollimator etwa um den Faktor 100 erhöht. Nuklidspezifische Photopeaks im Energiebereich zwischen 50 keV und 700 keV sind identifizierbar. Ein Uptake-Meßplatz erfasst Photonen in einem ähnlichen Energiebereich wie die Gamma-Kameras bei Aktivitäten von 0,05 MBq bis 50 MBq linear. Allerdings ist das Gesichtsfeld dieses Messplatzes durch die Kollimation stark begrenzt. Dosisleistungsmesssonden auf Zählrohrbasis bzw. vergleichbare Dosisleistungsmessgeräte können nur in Fällen höhergradiger Inkorporationen und Kontaminationen (Körperaktivitäten > 10 MBq) eingesetzt werden. Eine energie- und damit nuklidspezifische Datenerfassung ist ebenso wie eine Folgedosisabschätzung auf diesem Wege nicht möglich, so dass diese Geräte in erster Linie zur Vorab-Messung eingesetzt werden könnten.

**Schlussfolgerungen:** Der Einsatz von zählrohrbasierten Messsonden zur Messung von Inkorporationen ist nur eingeschränkt möglich. Gamma-Kameras oder die szintillatorbasierten Messsonden sind ohne größere Umrüstungen zur Detektion sowohl kleinerer als auch großer Körperaktivitäten für Photonen im Energiebereich zwischen 50 und 700 keV einsetzbar. Dann ist allerdings auch eine Identifikation der Nuklide theoretisch möglich. Die Begrenzung der erfassbaren Photonenenergien ist die entscheidende Einschränkung für die Einsetzbarkeit der diagnostischen Geräteausstattung nuklearmedizinischer Einrichtungen in radiologischen Notfallsituationen.

## 11 Summary

**Objective:** For monitoring of potentially incorporated radioactive materials normally whole body counters are used which are optimized for measuring low levels of radioactivity. In radiological emergency situations higher incorporated activities have to be estimated in a short time in many persons. Therefore, the use of the equipment in nuclear medicine facilities (e.g. gamma cameras) could be considered. Gamma cameras and other devices applied in nuclear medicine are optimized for measuring high activities; they are generally designed for diagnostics or pre- and post-therapeutic dosimetry.

The aim of this study is to test these devices in radiological emergencies for their general suitability for absorbed dose estimates after incorporations. In addition it should be checked if these devices are useful for identification of radionuclides. For the most relevant radionuclides a manual should be developed for calibration, adjustment and any other necessary conversion of the equipment.

**Materials and methods:** For three gamma cameras with crystal thicknesses of 3/8", 5/8" and 1", the count rate over the entire detection range of the cameras (50 keV-600 keV) was recorded for three photon energies (140 keV; Tc-99m, 364 keV; I-131, 511 keV; F -18) and varying activities. Based upon these data the lower limits of detection, the dead time behavior, the linearity and the detector efficiency were determined. Furthermore, for some radionuclides relevant for incorporation in radiological emergencies energy spectra were recorded, and calibration factors calculated. In addition, a thyroid uptake probe and external probes were tested for their potential use as incorporation monitors in a radiation accident scenario. Finally, an estimate of the effort of upgrading the equipment for the purpose of incorporation measurements was made and a manual for this conversion was developed.

**Results:** Gamma cameras are able to detect a wide range of activity linearly (without collimator: 100 Bq to 5 MBq, with collimator: 100 kBq to a maximum of 0.8 GBq) so that nearly 7 orders of magnitude are covered. The sensitivity of gamma cameras without collimation is higher by a factor of about 100 as compared to measurements with a high energy collimator. Photo peaks can be identified in an energy range between 50 keV and 700 keV.

The uptake device registers photons linearly in a similar energy range as gamma cameras for an activity range between 0.05 MBq and 50 MBq. The field of view, however, is limited by the collimation. Dose rate meters can only be used in cases of severe incorporation and/or contamination (activity > 10 MBq). An estimate of the photon energies and thus a nuclide specific distinction is not possible as well as a subsequent dose assessment; these devices should primarily be used for a preliminary measurement.

**Conclusion:** The use of dose rate meters for incorporation measurements is limited in radiologic emergencies. Gamma cameras or scintillation based detectors are capable to identify and quantify small and high incorporated activities in the energy range between 50 and 700 keV without major modifications. The limitation of the detectable photon energy is the most critical constraint on the applicability of the diagnostic instrumentation in nuclear medicine facilities in radiological emergency situations.

# | 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](http://www.bfs.de)

E-Mail: [ePost@bfs.de](mailto:ePost@bfs.de)

Gedruckt auf Recyclingpapier aus 100 % Altpapier.



**Bundesamt für Strahlenschutz**