

**KfK 3923**  
**August 1985**

# **Untersuchung der Röntgen-Störstrahlung von Bildschirmgeräten**

**H. Doerfel, H. Graffunder**  
**Hauptabteilung Sicherheit**

**Kernforschungszentrum Karlsruhe**



KERNFORSCHUNGSZENTRUM KARLSRUHE

Hauptabteilung Sicherheit

KfK 3923

Untersuchung der Röntgen-Störstrahlung  
von Bildschirmgeräten

H. Doerfel, H. Graffunder

Kernforschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe

Als Manuskript vervielfältigt  
Für diesen Bericht behalten wir uns alle Rechte vor

Kernforschungszentrum Karlsruhe GmbH  
ISSN 0303-4003

## Zusammenfassung

In jüngerer Zeit häufen sich Meldungen, nach denen Frauen, die während der Schwangerschaft an Bildschirmarbeitsplätzen beschäftigt waren, relativ häufig Fehlgeburten hatten oder Kinder mit Mißbildungen zur Welt brachten. In den meisten Fällen wird dies auf die aus den Bildschirmgeräten austretende Strahlung zurückgeführt. Allerdings fehlt es an konkreten Meßergebnissen, die einen solchen Zusammenhang belegen könnten.

Aus diesem Grund wurden im Kernforschungszentrum Karlsruhe umfangreiche Messungen der Röntgen-Störstrahlung von ein- und mehrfarbigen Video-Monitoren und von Farb-Fernsehempfängern durchgeführt. Für die Messungen wurde ein Phoswich-Detektor mit einem Durchmesser von 20 cm benutzt, der in 5 cm Abstand vor dem Bildschirm der zu untersuchenden Geräte angeordnet war. Zur Abschirmung der Umgebungsstrahlung war die gesamte Meßanordnung in einer Meßzelle mit 15 cm starken Stahlwänden untergebracht. Die untere Nachweisgrenze dieser Meßanordnung liegt bei etwa 0,1 nSv/h bezogen auf eine Einzelmessung von 5 min Dauer. An jedem Gerät wurden mindestens vier Einzelmessungen bei verschiedenen Einstellungen von Helligkeit und Kontrast durchgeführt. Bei Mittelung der Ergebnisse der Einzelmessungen reduziert sich die untere Nachweisgrenze auf etwa 0,05 nSv/h.

Die Messungen zeigten zunächst, daß der gerätespezifische Null-effekt bis zu einem gewissen Grad von der Geräteeinstellung abhängt. Dieser Effekt wurde auf eine feldbedingte Drift der in den Bildröhren enthaltenen Radium-Folgeprodukte zurückgeführt.

In der Gruppe der monochromatischen Video-Monitoren war die durch die Röntgen-Störstrahlung bedingte Ortsdosisleistung bei allen untersuchten Geräten kleiner als die Nachweisgrenze. In der Gruppe der mehrfarbigen Monitoren wurden bei zwei von insgesamt fünf untersuchten Geräten betriebsbedingte Ortsdosisleistungen bis zu etwa 0,2 nSv/h gemessen. In der Gruppe der Farb-Fernsehempfänger wurde bei allen untersuchten Geräten eine Röntgen-Störstrahlung nachgewiesen. Die mittlere Ortsdosisleistung variierte hier zwischen etwa 1 nSv/h und 5 nSv/h, die Maximalwerte lagen bei etwa 10 nSv/h.

Eine Abschätzung der effektiven Äquivalentdosisleistung ergab für Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen Werte bis zu 13 pSv/h und für Fernsehzuschauer Werte bis zu etwa 100 pSv/h. Diese Werte sind ohne jegliche biologische Bedeutung. Zum Vergleich: Die durch die  $\gamma$ -Strahlung des im menschlichen Körper enthaltenen natürlichen Kalium-Isotops K-40 bedingte effektive Äquivalentdosisleistung beträgt in 50 cm Abstand vom Körper etwa 170 pSv/h.

## Investigation of X-rays emitted by CRT devices

### Abstract

Recently several reports have been published, according to which pregnant operators of video display terminals (VDT) in numerous cases miscarried or gave birth to babies with congenital defects, respectively. In most cases the birth defects are related to the radiation emitted by the cathode ray tube (CRT) of the VDT's. There are, however, no measuring results to demonstrate such a relation.

Thus, in the Karlsruhe Nuclear Research Centre, Karlsruhe extensive measurements of the X-rays emitted by monochromatic and colour video display terminals and colour television sets have been carried out. For these measurements a phoswich detector with a diameter of 8" was positioned in 5 cm distance of the center of the CRT screen. In order to reduce the background radiation intensity the measuring device was arranged in a shielding room with 15 cm thick steel walls. The lower detection limit of the measuring device has been found to be about 0.1 nSv/h (10 nrem/h) with respect to a measuring time of 5 min. The VDT devices were investigated at different adjustments of brightness and contrast. Averaging all the measurements performed at one VDT device the lower detection limit is reduced to about 0.05 nSv/h.

The background counting rate has been found to be dependent on the operational state of the VDT device. This dependence can be related to the drift of the radon daughters due to the electric field of the CRT.

In the group of monochromatic VDT devices the dose rate due to the X-ray emission was in all cases below the detection limit. In the group of colour VDT devices two out of five investigated devices showed an operational dose rate up to about 0.2 nSv/h. In the group of colour television sets all investigated devices showed a significant X-ray emission with the mean dose rates varying between about 1 nSv/h and 5 nSv/h and the maximal dose rate being about 10 nSv/h.

The effective dose equivalent was estimated to be less than about 13 pSv/h for VDT operators and less than about 100 pSv/h for television spectators. These values are not of any biological significance. For comparison: The effective dose equivalent due to the  $\gamma$ -radiation of the natural potassium isotope K-40 in the human body is about 170 pSv/h in a body distance of 50 cm.

Inhaltsverzeichnis

1. Einführung	2
1.1 Quellen der Röntgen-Störstrahlung	2
1.2 Gesetzliche Grenzwerte	3
1.3 Überblick über frühere Untersuchungen	5
2. Meßanordnung	8
2.1 Detektor und Elektronik	8
2.2 Reduzierung des Detektor-Nulleffekts	11
2.3 Meßgeometrie	12
3. Kalibrierungen	13
3.1 Energiekalibrierung	13
3.2 Dosiskalibrierung	17
4. Nulleffekt	21
5. Nachweisgrenze der betriebsbedingten Ortsdosisleistung	26
6. Elektrische Betriebsparameter der Bildschirmgeräte	28
7. Meßergebnisse	30
7.1 Betriebsbedingte Änderung des Nulleffekts	30
7.2 Betriebsbedingte Ortsdosisleistung	34
8. Abschätzung der effektiven Äquivalentdosis	39
9. Diskussion der Ergebnisse	48
9.1 Strahlenexposition an Bildschirmarbeitsplätzen	48
9.2 Strahlenexposition an Farb-Fernsehempfängern	50
<u>Anhang 1</u>	51
<u>Anhang 2</u>	53
<u>Literaturverzeichnis</u>	55
<u>Abbildungsverzeichnis</u>	58
<u>Tabellenverzeichnis</u>	59

## 1. Einführung

### 1.1 Quellen der Röntgen-Störstrahlung

Bei der Abbremsung von freien energiereichen Elektronen in Materie entsteht eine Röntgen-Bremsstrahlung. Dieser Effekt tritt in allen Elektronenröhren und insbesondere auch in allen Kathodenstrahlröhren auf. Die Energie der Röntgen-Bremsstrahlung nimmt mit dem Beschleunigungspotential der Elektronen zu. Bei Beschleunigungspotentialen von mehr als etwa 20 kV ist die Photonenenergie so groß, daß die Röntgen-Bremsstrahlung auch relativ starke Röhrenwandungen durchdringen und außerhalb der Röhren zu signifikanten Dosisleistungen führen kann. Wenn die Röhren nicht speziell zu diesem Zweck betrieben werden, bezeichnet man die emittierte Strahlung allgemein als Röntgen-Störstrahlung.

Die Beschleunigungspotentiale von Farb-Fernsehempfängern und von Farb-Video-Monitoren liegen im allgemeinen über der Schwelle von 20 kV, so daß bei diesen Geräten prinzipiell eine Röntgen-Störstrahlung auftreten kann.

Bei vor 1970 gebauten Farb-Fernsehempfängern stammt die Röntgen-Störstrahlung zum überwiegenden Teil aus den Röhren des Zeilentransformators oder des Hochspannungsgleichrichters. Die Strahlungskomponente aus der Bildröhre ist demgegenüber zu vernachlässigen. Bei neueren Farb-Fernsehempfängern und bei Farb-Monitoren ist sowohl der Zeilentransformator als auch der Hochspannungsgleichrichter mit Halbleiterbauelementen ausgerüstet, so daß bei diesen Geräten nur noch die Bildröhre als potentielle Röntgen-Störstrahlungsquelle in Betracht kommt.

Zur Reduzierung der Störstrahlungsemission sind die Bildröhren von Farbgeräten mit einer Ummantelung aus bleihaltigem Glas umgeben. Die Dicke dieser Ummantelung variiert zwischen etwa 0,8 und 1,2 mm. Der Bleigehalt liegt zwischen 30 und 50 Gew.-% PbO (LE70). Bei einer mittleren Dicke von 1 mm und einem mittleren Bleigehalt von 40 % wird die Röntgen-Störstrahlung in der Ummantelung um etwa den Faktor 300 abgeschwächt, bei 1,2 mm Dicke



und 50 % PbO ist der Schwächungsfaktor größer als 10 000 (siehe Anhang 1). Die Störstrahlungsemission der Bildröhre kann daher durch geeignete Auslegung der Bleiglasummantelung weitgehend eliminiert werden.

Dennoch sind auch bei neueren Geräten vereinzelt noch signifikante Störstrahlungsemissionen beobachtet worden. Ursache hierfür war meist eine überhöhte Hochspannung. Man führte dies im allgemeinen auf mangelhaft ausgebildete Service-Techniker oder auf die Fernsehgerätebesitzer selbst zurück, die die Geräte ohne geeignete Meßinstrumente reparierten und justierten.

Bei modernen Bildschirmgeräten ist der Hochspannungsteil allerdings gegen äußere Eingriffe so gesichert, daß praktisch keine überhöhten Bildröhrenspannungen mehr auftreten können. Bei diesen Geräten ist die Röntgen-Störstrahlung im allgemeinen so schwach, daß sie auch mit extrem empfindlichen Meßmethoden kaum noch nachgewiesen werden kann.

## 1.2 Gesetzliche Grenzwerte

Die erste Festlegung eines speziellen Grenzwertes für die Störstrahlungsemission von Elektronenröhren wurde 1946 von der American Standards Association vorgenommen (ASA46). Nach dieser Festlegung sollte die betriebsbedingte Ortsdosisleistung an jedem zugänglichen Punkt in der Umgebung von Elektronenröhren nicht mehr als 12,5 mR/h betragen. Dieser Wert entspricht in heutigen Einheiten einer Ortsdosisleistung von 125  $\mu$ Sv/h. Der Grenzwert erscheint für heutige Begriffe außerordentlich hoch. Dies erklärt sich daraus, daß bei der Festlegung dieses Grenzwertes die genetische Wirkung der Röntgen-Strahlung noch nicht berücksichtigt wurde.

Angesichts der ständig steigenden Anzahl von privaten Fernsehgeräten beschloß man in den U.S.A. etwa 10 Jahre später, einen Grenzwert einzuführen, der auch die genetischen Wirkungen der Röntgen-Strahlung in Betracht zieht. So empfahl die National

Commission on Radiation Protection (NCRP) im November 1959, daß die Ortsdosisleistung in 5 cm Abstand von einem Fernsehgerät unter normalen Betriebsbedingungen nicht größer als 0,5 mR/h (5  $\mu$ Sv/h) sein sollte (NCRP68). Der neue Grenzwert sollte sicherstellen, daß die durch den Betrieb des Fernsehgerätes bedingte genetisch signifikante Dosis bei normaler Zuschauerentfernung höchstens 5 % der durch die natürliche Umgebungsstrahlung bewirkten genetisch signifikanten Dosis beträgt.

Dieser Grenzwert wurde anfangs bei vielen Fernsehgeräten zum Teil erheblich überschritten, da die Industrie kaum etwas unternahm, um die Röntgen-Emission ihrer Geräte zu reduzieren. So beschloß man am 18. Oktober 1968, die NCRP-Empfehlung von 1959 in den U.S.A. zu einem Gesetz zu erheben. Dieses "Public Law 90-602" ist von besonderer historischer Bedeutung, da es das erste Strahlenschutzgesetz ist, das neben der ionisierenden Strahlung auch die nicht ionisierende Strahlung berücksichtigt.

Das Gesetz gilt sowohl für Fernsehempfänger als auch für Monitoren, die Videosignale und Fernsehbilder empfangen können. Monitoren, die nur zur Darstellung alphanumerischer Daten in der elektronischen Datenverarbeitung benutzt werden können, fallen dagegen nicht unter dieses Gesetz.

In der Bundesrepublik Deutschland orientierte man sich wie in den U.S.A. an dem von der NCRP empfohlenen Grenzwert. Der Grenzwert wurde zunächst in die VDE-Norm 0860 (Teil 2, §19) von 1969 aufgenommen und danach in die VDE-Norm 0860/8.81 von 1981 übernommen (DEK81). Die Norm schreibt das folgende Prüfverfahren vor:

"...Die Ortsdosisleistung wird im Normalbetrieb mit Hilfe einer Strahlenmeßsonde mit einer wirksamen Meßfläche von 10 qcm an jeder leicht zugänglichen Stelle in 5 cm Abstand von der Oberfläche des Gerätes gemessen. Alle Einsteller, die von außen von Hand oder mit einem Schraubendreher oder mit einem anderen Werkzeug zugänglich sind, sowie innere Einsteller, die nicht zu-

verlässig gesichert sind, werden so eingestellt, daß die größte Strahlung entsteht und ein brauchbares Bild mindestens 1 h bestehen bleibt; danach wird die Messung durchgeführt. ... Die Ortsdosisleistung darf 0,5 mR/h nicht überschreiten."

Nach dieser Prüfvorschrift bzw. nach deren Vorläufern werden in der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB) in Braunschweig bereits seit 1955 Fernsehgeräte auf Antrag der Hersteller geprüft (K068). Eine direkte gesetzliche Pflicht zu solchen Prüfungen bestand jedoch zunächst nicht.

Eine gesetzliche Grundlage wurde 1973 mit der "Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RÖV)" geschaffen. Nach § 2 Abs. 4 dieser Verordnung werden "Anlagen, Geräte oder Vorrichtungen, in denen Röntgenstrahlen erzeugt werden, ohne daß sie zu diesem Zweck betrieben werden", als Störstrahler definiert (RÖV73). Somit werden durch die RÖV im Gegensatz zur amerikanischen Gesetzgebung sämtliche Bildschirmgeräte erfaßt.

Nach § 5 Abs. 2 RÖV ist der Betrieb von Störstrahlern genehmigungsfrei, wenn die Ortsdosisleistung in einem Abstand von 5 cm von der Oberfläche  $5 \mu\text{Sv/h}$  nicht überschreitet. Bei Störstrahlern mit Beschleunigungsspannungen von mehr als 20 kV - also bei Farb-Fernsehempfängern und bei den meisten anderen Farb-Bildschirmgeräten - ist nach § 5 Abs. 3 Satz 1 RÖV eine Bauartprüfung bei der PTB erforderlich. Fernsehgeräte, die vor 1973 gebaut worden sind, dürfen nach § 49 Abs. 3 Satz 2 RÖV ohne neue Genehmigung weiterbetrieben werden.

### 1.3 Überblick über frühere Untersuchungen

Als die NCRP-Empfehlung herausgegeben wurde, waren in den USA bereits mehr als 100 Millionen Schwarz/Weiß- und Farb-Fernseh-

empfänger verkauft worden, die meisten davon von General Electric (GR72). Bei einem beträchtlichen Teil der Farb-Fernsempfänger wurde der NCRP-Grenzwert erheblich überschritten (RE67). Für diese Überschreitungen war in nahezu allen Fällen der Zeilentransformator verantwortlich (HA64). Entsprechende Messungen des Public Health Service aus dem Jahr 1967 zeigten, daß bei 124 von insgesamt 185 untersuchten Zeilentransformatoren der NCRP-Grenzwert nicht eingehalten wurde (GR72). In einem Fall war die Röntgen-Emission des Zeilentransformators so groß, daß in der Umgebung des Fernsehempfängers Ortsdosisleistungen von bis zu 832 mSv/h gemessen wurden (RE67). Daraufhin wurde noch im gleichen Jahr ein umfangreiches Reparaturprogramm gestartet, bei dem General Electric zusammen mit dem Public Health Service an 110 000 Farbfernsehgeräten den Zeilentransformator auswechselte und die Hochspannung nachjustierte (TSB68).

Von diesem Reparaturprogramm wurde allerdings nur ein relativ geringer Teil der Geräte erfaßt. Dies geht aus zahlreichen in der Folgezeit durchgeführten Untersuchungen hervor. Die wohl umfangreichste Untersuchung fand in Suffolk County, New York, statt. Hier wurden von Juli 1967 bis Dezember 1969 insgesamt 6482 Farb-Fernsempfänger überprüft (BE70). Die Geräte stammten von 40 amerikanischen, japanischen und europäischen Herstellern. Insgesamt lagen 16,2 % aller Geräte über dem NCRP-Grenzwert, wobei Dosisleistungen bis zu 1,5 mSv/h gemessen wurden. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Marken konnten nicht festgestellt werden. Ursache für die Überschreitungen war generell der Zeilentransformator. In einigen Fällen kam eine überhöhte Bildröhrenspannung hinzu.

Mitte 1969 führte der Public Health Service eine Untersuchung an den damals im Handel befindlichen Farb-Fernsempfängern von 23 verschiedenen Herstellern durch. Hier ergaben sich sogar bei 29 % der 263 untersuchten Geräte Überschreitungen des NCRP-Grenzwertes (GR72). Bei weiteren Untersuchungen in Suffolk County, New York (BE71), Washington, D.C. (TSB68) und Pennsylvania (LA71) wurden bei 11 %, 6 % bzw. 2 % der untersuchten Geräte Grenzwertüberschreitungen festgestellt.

Bedingt durch die Einführung von Halbleiterbauelementen ging die Anzahl der Grenzwertüberschreitungen nach 1970 rasch zurück. So konnte beispielsweise die PTB Braunschweig zwischen 1973 und 1980 bei keinem von insgesamt 634 untersuchten Farb-Fernsehempfängern eine Überschreitung des NCRP-Grenzwertes feststellen (RE83).

In jüngster Zeit häufen sich Berichte aus den U.S.A und aus Kanada, nach denen Frauen, die während der Schwangerschaft an Bildschirmarbeitsplätzen beschäftigt waren, mit höherer Wahrscheinlichkeit Fehlgeburten hatten oder mißgebildete Kinder zur Welt brachten als an anderen Arbeitsplätzen beschäftigte Frauen. So wird beispielsweise in einer Studie des kanadischen Arbeitsministeriums berichtet, daß sieben von dreizehn schwangeren Mitarbeiterinnen der staatlichen kanadischen Fluggesellschaft, die 1981 während einer Schwangerschaft an Bildschirmarbeitsplätzen auf dem Flughafen von Dorval beschäftigt waren, eine Fehlgeburt hatten (TFME82). Weiter wird in der Studie berichtet, daß von insgesamt sechs schwangeren Bildschirm-Operateurinnen der Gewerkschaft der Krankenhaus-Angestellten zwei eine Fehlgeburt und drei eine außerordentlich schwierige Geburt hatten. In diesen und anderen Fällen wird die Röntgen-Störstrahlung der Bildschirmgeräte zumindest teilweise für die Fehlgeburten bzw. Mißbildungen verantwortlich gemacht. Es fehlt jedoch in allen Fällen an konkreten Meßergebnissen, die einen solchen Zusammenhang belegen könnten.

Aufgrund der wachsenden Unruhe unter den weiblichen Mitarbeitern veranlaßte Ende 1980 ein Zeitungskonzern in Kentucky, U.S.A., eine Untersuchung seiner Bildschirmgeräte durch das National Institute for Occupational Safety and Health in Cincinnati (NIOSH80). Bei dieser Untersuchung konnten allerdings keine Grenzwertüberschreitungen festgestellt werden.

Im Gegensatz dazu wurden nach einem Bericht des Department of Health and Human Service vom Februar 1981 bei einer Untersuchung von 125 Monitoren an Bildschirmarbeitsplätzen in Rockville, U.S.A., insgesamt acht Grenzwertüberschreitungen festgestellt

(BRH81). Wie aus einem speziellen Bildröhrenhandbuch (BRH79) zu entnehmen ist, lag bei zwei von diesen acht Geräten die Hochspannung über dem vorgeschriebenen Wert. Bei weiteren fünf Geräten, deren Bildröhren nicht im Handbuch verzeichnet sind, dürfte vermutlich die gleiche Ursache vorliegen. Eines der untersuchten Geräte emittierte nur für einige Minuten nach dem Einschalten eine meßbare Röntgen-Strahlung. Dieses Gerät wurde wegen konstruktiver Mängel vom Markt genommen. Das Ergebnis dieser Studie ist sehr überraschend, da nach Mitteilung verschiedener Herstellerfirmen der Hochspannungsteil von modernen Bildschirmgeräten so gesichert ist, daß keine überhöhten Spannungen auftreten können.

Aufgrund dieser Widersprüche ist es angebracht, die betriebsbedingte Röntgen-Emission moderner Bildschirmgeräte nochmals einer eingehenden Untersuchung zu unterziehen.

## 2. Meßanordnung

### 2.1 Detektor und Elektronik

Für die Messungen der betriebsbedingten Röntgen-Emission wird der in Abb. 1 dargestellte Phoswich-Detektor (Quartz + Silice Typ 203 YBE 10) verwendet. Dieser Detektor wird sonst hauptsächlich zur in-vivo-Messung von niederenergetischen Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlern benutzt. Kernstück des Detektors ist ein 10 mm dicker NaI(Tl)-Szintillationskristall, der unmittelbar hinter einem 1 mm starken Strahleneintrittsfenster aus Beryllium liegt. Beryllium hat bei einer Stärke von 1 mm eine gute Transparenz für niederenergetische Photonen. Gleichzeitig ist es bei dieser Stärke absolut licht- und gasdicht. Über dem NaI(Tl)-Kristall befindet sich ein 50 mm dicker CsI(Tl)-Szintillationskristall, der als Anti-Compton-Schild für den NaI(Tl)-Kristall dient. Der CsI(Tl)-Kristall kann darüberhinaus auch als autonomer Detektor zum Nachweis der höherenergetischen  $\gamma$ -Strahlung benutzt werden (siehe Abb. 7). Dieses Verfahren ist jedoch im vorliegenden Zusammenhang nur von untergeordneter Bedeutung und wird daher nicht näher erläutert.

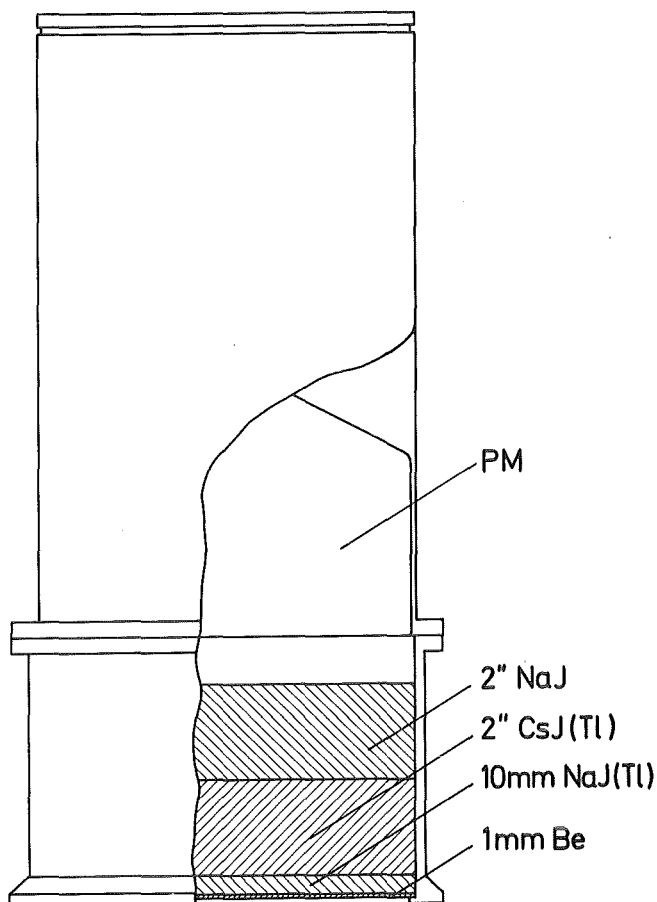


Abb. 1: Phoswich-Detektor zur Messung niederenergetischer Photonenstrahlung (Quartz & Silice Typ 203YBE10)

Zwischen dem CsI(Tl)-Kristall und dem Photomultiplier befindet sich ein 50 mm starker Lichtleiter aus undotiertem NaI. Dieser Lichtleiter hat eine sehr gute Transparenz für das Szintillationslicht und gleichzeitig ein hohes Absorptionsvermögen für die Störstrahlung aus dem Photomultiplier. Im Photomultiplier werden die Szintillationslichtblitze aus dem NaI(Tl)- und dem CsI(Tl)-Kristall in elektrische Impulse umgewandelt, deren Höhe in erster Näherung proportional zu der in den beiden Kristallen jeweils absorbierten Energie ist.

Der Detektor wird in Verbindung mit der in Abb. 2 dargestellten Elektronik betrieben. Die Hochspannungseinheit (Canberra Mod. 3002) versorgt den Photomultiplier des Detektors mit einer po-

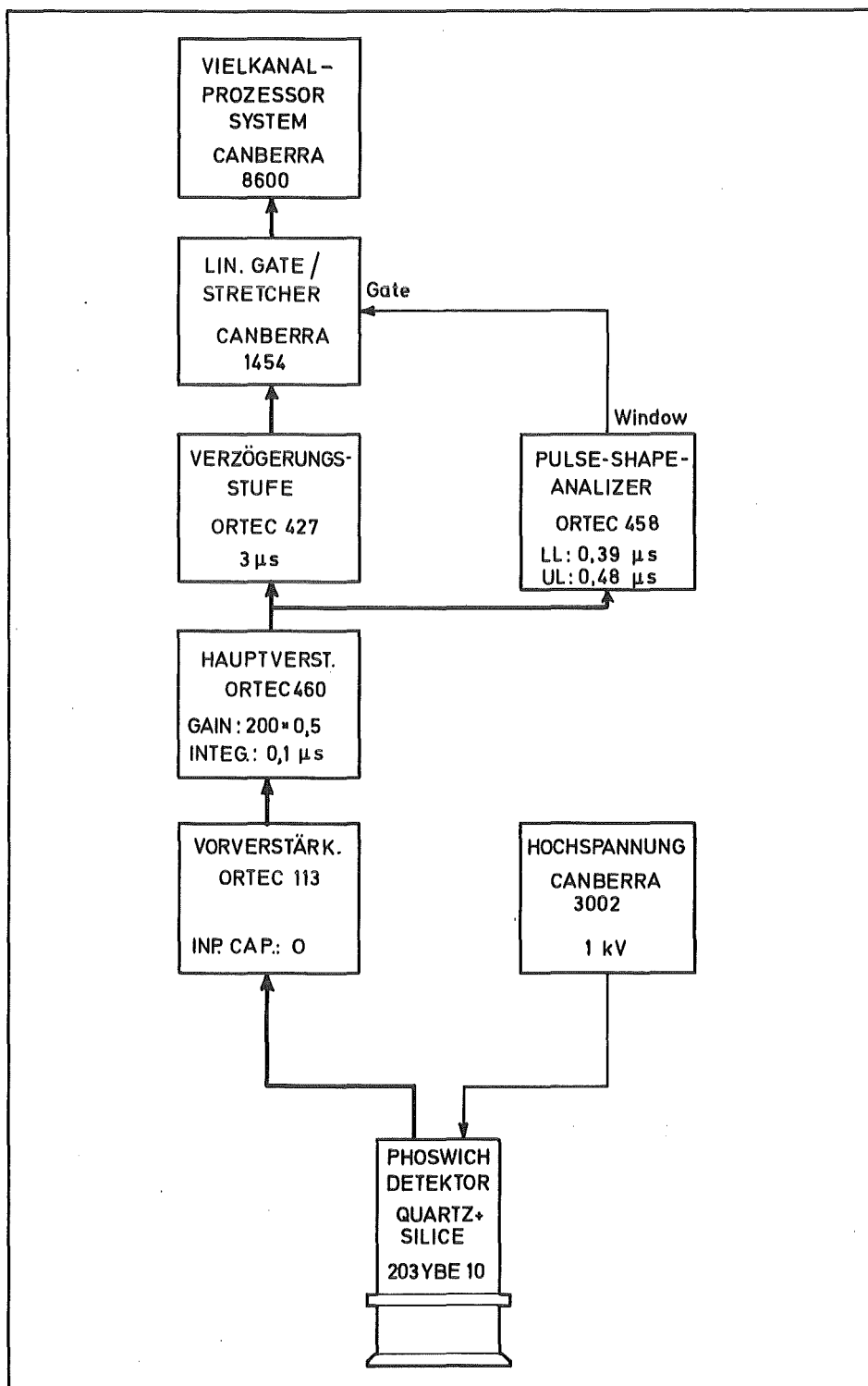


Abb. 2: Elektronische Komponenten zum Betrieb des Phoswich-Detektors



sitiven Hochspannung von 1 kV. Die Impulse des Multipliers werden zunächst einem Vorverstärker (Ortec Mod. 113) und danach einem Hauptverstärker (Ortec Mod. 460) zugeführt. Die vom Hauptverstärker aufbereiteten Impulse werden danach an einen Pulse-Shape-Analyzer (Ortec Mod. 458) sowie an eine Verzögerungsstufe (Ortec Mod. 427) weitergeleitet. Die Verzögerungsstufe verzögert die Impulse genau um die Zeitspanne, die der Pulse-Shape-Analyzer zur Bestimmung der Impulsanstiegszeit benötigt. Wenn die Impulsanstiegszeit in einem bestimmten vorgegebenen Bereich liegt, gibt der Pulse-Shape-Analyzer einen Steuerimpuls ab und öffnet damit das Lineare Gate (Canberra Mod. 1454). Auf diese Weise werden nur die Impulse, deren Anstiegszeit in dem vorgegebenen Bereich liegt, an den Vielkanalprozessor (Canberra Serie 80) weitergeleitet. Der Vielkanalprozessor sortiert diese Impulse entsprechend ihrer Amplitude in 256 Kanäle ein und erzeugt auf diese Weise ein Impulshöhenspektrum.

Die Dicke des NaI(Tl)-Kristalls ist so bemessen, daß die niederenergetische Strahlung voll absorbiert und die höherenergetische Strahlung gestreut bzw. ungestreut durchgelassen wird. Auf diese Weise wird im niederenergetischen Bereich ein hoher Wirkungsgrad und gleichzeitig ein relativ geringer Nulleffekt erzielt. Durch die im folgenden Abschnitt näher beschriebene Wirkung des Anti-Compton-Schildes wird der Nulleffekt noch weiter gesenkt.

## 2.2 Reduzierung des Detektor-Nulleffekts

Im niederenergetischen Bereich tragen nur solche Compton-Streuungen zum Nulleffekt bei, bei denen die Photonen unter relativ kleinen Winkeln gestreut werden. Da die im NaI(Tl)-Kristall nachgewiesene Strahlung vorzugsweise durch das Berylliumfenster eintritt, werden die Photonen bei diesen Streuprozessen hauptsächlich in den CsI(Tl)-Kristall hineingestreut. Bedingt durch die Kristalldimensionen werden die im NaI(Tl)-Kristall gestreuten Photonen mit hoher Wahrscheinlichkeit im CsI(Tl)-Kristall erneut gestreut bzw. voll absorbiert. Folglich haben nahezu

alle Compton-Streuungen, die zum Nulleffekt des NaI(Tl)-Kristalls im niederenergetischen Bereich beitragen, ein weiteres Absorptionsereignis im CsI(Tl)-Kristall zur Folge.

Bedingt durch die unterschiedlichen Abklingzeiten der Szintillationen in den beiden Kristallen kann aus der Anstiegszeit der Multiplierimpulse geschlossen werden, ob das entsprechende Absorptionsereignis im NaI(Tl)-Kristall oder im CsI(Tl)-Kristall oder aber in beiden Kristallen stattgefunden hat. Aufgrund von elektronischen Effekten bei der Verarbeitung der Multiplierimpulse hängt die vom Pulse-Shape-Analyzer registrierte Anstiegszeit allerdings bis zu einem gewissen Grad auch von der Impulshöhe ab. Im vorliegenden Fall empfiehlt es sich daher, zur Justierung der Pulse-Shape-Elektronik Am-241-Präparate zu verwenden, da dieses Nuklid den hier interessierenden Energiebereich gerade abdeckt. Bei der Strahlung dieses Nuklids beträgt die Anstiegszeit der Impulse, die auf reine Absorptionsereignisse im NaI(Tl)-Kristall zurückzuführen sind, nach elektronischer Aufarbeitung etwa  $0,44 \mu\text{s}$ . Mischimpulse haben dagegen Anstiegszeiten von mehr als  $0,55 \mu\text{s}$ . Folglich können die Compton-Effekte im NaI(Tl)-Kristall diskriminiert werden, indem man den Pulse-Shape-Analyzer so einstellt, daß nur Impulse mit Anstiegszeiten bis zu etwa  $0,48 \mu\text{s}$  an den Vielkanalprozessor weitergeleitet werden. Andererseits wird das elektronisch bedingte Detektorrauschen unterdrückt, wenn nur Impulse mit Anstiegszeiten von mehr als  $0,39 \mu\text{s}$  weitergeleitet werden.

Auf diese Weise kann der Detektornulleffekt im niederenergetischen Bereich insgesamt um etwa einen Faktor 20 reduziert werden.

### 2.3 Meßgeometrie

Die Messungen werden in einer großen begehbaren Abschirmkammer durchgeführt. Die Abschirmkammer besteht aus 15 cm starken Stahlplatten mit einer 3 mm starken Bleibeschriftung an der Innenseite. Sowohl bei dem Blei als auch bei dem Stahl handelt

es sich um ausgesucht aktivitätsarme Materialien. Durch die Abschirmwände wird die natürliche Umgebungsstrahlung weitgehend absorbiert, so daß der Strahlungspegel im Innern der Abschirmkammer in erster Linie nur noch von der luftgetragenen natürlichen Radioaktivität bestimmt wird. Im niederenergetischen Bereich ist der Strahlungspegel in der Kammer etwa um den Faktor 100 kleiner als im Außenraum.

Für die Messungen wird der Detektor mit Hilfe einer Fahrmechanik so vor dem zu untersuchenden Gerät angeordnet, daß die Detektorachse mit der Bildschirmachse zusammenfällt und der Abstand zwischen dem Strahleneintrittsfenster des Detektors und der Bildschirmvorderseite gerade 5 cm beträgt. Bei dieser Meßgeometrie können die Meßergebnisse unmittelbar mit dem Grenzwert der RÖV bzw. dem NCRP-Grenzwert verglichen werden.

### 3. Kalibrierungen

#### 3.1 Energiekalibrierung

Die Impulse des Detektors werden vom Vielkanalprozessor entsprechend ihrer Amplitude in die 256 Kanäle des Impulshöhenspektrums eingelesen (vgl. Abschn. 2.1). Folglich ist die Kanallage der verschiedenen Spektrumskomponenten proportional zur Amplitude der entsprechenden Detektorimpulse. Die Amplitude ist ihrerseits in erster Näherung proportional zu der im NaI(Tl)-Kristall absorbierten Energie. Bei Einstrahlung monoenergetischer Photonenstrahlung erhält man im Spektrum einen schmalen Photo-Peak von Impulsen, die auf Vollabsorptionseignisse im NaI(Tl)-Kristall zurückzuführen sind sowie ein breites Kontinuum von Impulsen, die durch Compton-Effekte verursacht werden.

Zur Bestimmung des Zusammenhanges zwischen der Photonenenergie  $E$  und der Kanallage  $K$  des entsprechenden Photo-Peaks werden verschiedene Punktstrahler benutzt, deren Photonenenergie in dem hier interessierenden Bereich liegt. In Tab. 1 sind diese Strahler zusammen mit den für die Kalibrierungen benötigten

Nuklid	Aktivität in kBq	Strahlenqualität	Photonenenergie* in keV	Häufigkeit** in %
Pu-239	3,7	L( $\alpha, \beta, \gamma$ )	16,1	4,51
Cs-137	274	K( $\alpha, \beta$ )	32,9	6,88
Am-241	375	L( $\alpha, \beta, \gamma$ )	16,7	37,4
		$\gamma$	59,6	38,2

\*) Energie der  $\gamma$ -Strahlung bzw. effektive Energie der Röntgen-Strahlung

\*\*\*) Häufigkeit der  $\gamma$ -Strahlung bzw. Gesamthäufigkeit der Komponenten der Röntgen-Strahlung

Tab. 1: Kenngrößen der für die Kalibrierungen benutzten Nuklide

Daten aufgeführt. Alle drei Präparate emittieren eine charakteristische Röntgen-Strahlung. Die Am-241-Quelle emittiert darüberhinaus auch eine  $\gamma$ -Strahlung. Bei der Röntgen-Strahlung von Pu-239 und Am-241 handelt es sich um eine L-Strahlung mit drei Komponenten ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) und bei der Röntgen-Strahlung von Cs-137 um eine K-Strahlung mit zwei Komponenten ( $\alpha$ ,  $\beta$ ). Die einzelnen Komponenten der Röntgen-Strahlung haben unterschiedliche Energien und unterschiedliche Intensitäten. Allerdings liegen die Energien so dicht beieinander, daß die entsprechenden Photo-Peaks im Spektrum nicht aufgelöst werden. Für die Kalibrierung kann daher nur der Summenpeak der Röntgen-Strahlung herangezogen werden. Die effektive Energie des Summenpeaks ergibt sich nach der Beziehung

$$E_{\text{eff}} = \sum_i (E_i \cdot \epsilon_i) \quad (1)$$

$E_{\text{eff}}$  = effektive Energie des Summenpeaks der Röntgen-Strahlung

$E_i$  = Energie der i-ten Komponente der Röntgen-Strahlung

$\epsilon_i$  = relative Häufigkeit der i-ten Komponente der Röntgen-Strahlung

Die Abb. 3 zeigt den bei Zugrundelegung dieser Beziehung aus den Kalibriermessungen ermittelten Zusammenhang zwischen der Photonenenergie und der Kanallage des Peakmaximum. Die Meßwerte können mit Hilfe des Polynoms

$$E(K) = - 0,003752 \cdot K^2 + 1,1465 \cdot K + 4,4236 \quad (2)$$

$E$  = Photonenenergie ( $\gamma$ -Energie bzw. effektive Energie der Röntgen-Strahlung) in keV

$K$  = Kanallage des Peakmaximum

interpoliert werden. Dieses Polynom wird in Abb. 3 durch die durchgezogene bzw. gestrichelte Kurve repräsentiert.

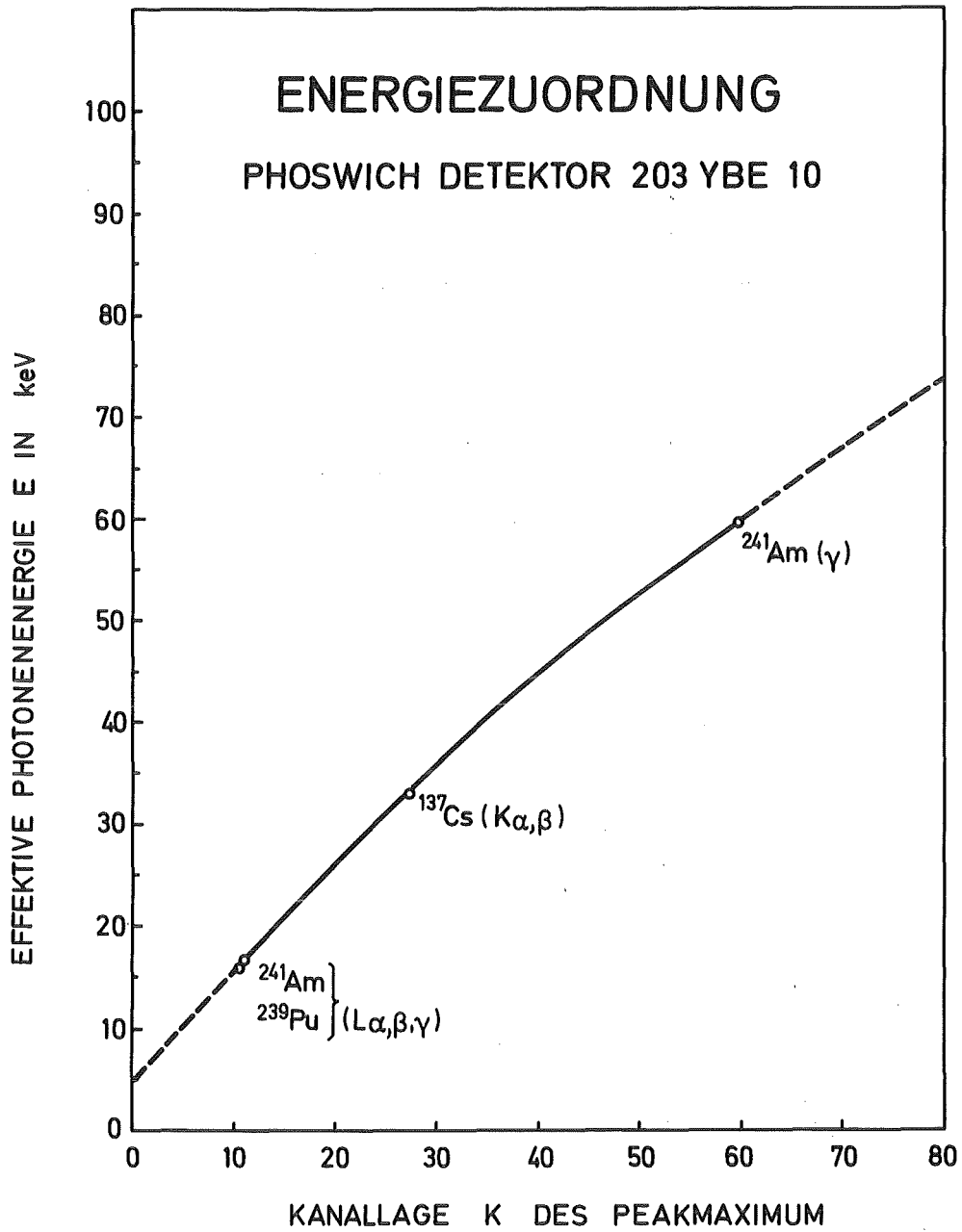


Abb. 3: Zusammenhang zwischen der Photonenenergie (effektive Energie bei Röntgen-Strahlern bzw.  $\gamma$ -Energie bei  $\gamma$ -Strahlern) und der Kanallage des entsprechenden Peak-Maximum im Spektrum des Phoswich-Detektors

### 3.2 Dosiskalibrierung

Durch die Dosiskalibrierung soll ein Zusammenhang zwischen der Zählrate des Detektors und der Ortsdosisleistung im Bereich des Strahleneintrittsfensters des Detektors hergestellt werden. Bei monoenergetischer Strahlung gilt für die Ortsdosisleistung im homogenen Strahlenfeld die allgemeine Beziehung:

$$\dot{H}(E) = C \cdot \frac{\mu}{\rho}(E) \cdot E \cdot \Phi(E) \quad (3)$$

$E$  = Photonenenergie in keV/Photon

$\dot{H}$  = Ortsdosisleistung in Sv/s

$C$  = Umrechnungsfaktor ( $1,6 \cdot 10^{-13}$  Sv·g/keV)

$\frac{\mu}{\rho}$  = Massenenergieabsorptionskoeffizient von Luft  
in  $\text{cm}^2/\text{g}$  (tabelliert z.B. in (FR69) u. (JA74))

$\Phi$  = Photonenfluß in Photonen/ $\text{cm}^2 \cdot \text{s}$

Andererseits gilt für die Detektorzählrate im Photo-Peak des Spektrums die Beziehung:

$$Z(E) = \eta(E) \cdot \Phi(E) \cdot F \quad (4)$$

$Z$  = Detektorzählrate im Photo-Peak in imp/s

$\eta$  = Detektoransprechvermögen für Photo-Effekt in  
imp/Photon

$\Phi$  = mittlerer Photonenfluß durch das Strahlenein-  
trittsfenster in Photonen/ $\text{cm}^2 \cdot \text{s}$

$F$  = Fläche des Strahleneintrittsfensters in  $\text{cm}^2$

Nach Eliminierung des Photonenflusses erhält man aus den beiden Gln. (3) und (4):

$$\dot{H}(E) = \frac{C \cdot \frac{\mu}{\rho}(E) \cdot E}{\eta(E) \cdot F} \cdot Z(E) \quad (5)$$

bzw.

$$\dot{H}(E) = C \cdot f(E) \cdot Z(E) \quad (6)$$

mit

$$f(E) = \frac{\frac{\mu}{\rho}(E) \cdot E}{\eta(E) \cdot F} \quad (7)$$

Diese Beziehungen stellen den allgemeinen Zusammenhang zwischen der Detektorzählrate im Photopeak und der Ortsdosisleistung im Bereich des Strahleneintrittsfensters her. Die Beziehungen gelten in dieser Form allerdings nur für monoenergetische Strahlung.

Im vorliegenden Fall handelt es sich um ein hartgefiltertes Bremsstrahlungskontinuum mit Energien zwischen etwa 20 keV und etwa 30 keV. Man kann zeigen, daß für die Spektren von Strahlungskontinua in Analogie zu den Gln. (6) und (7) die folgenden Beziehungen gelten:

$$\dot{H} = C \cdot \sum_K \{ f(K) \cdot Z(K) \} \quad (8)$$

mit

$$f(K) = \frac{\frac{\mu}{\rho}\{E(K)\} \cdot E(K)}{\eta\{E(K)\} \cdot F} \quad (9)$$

K = Kanalnummer

Voraussetzung ist dabei, daß der Umrechnungsfaktor  $f(K)$  im interessierenden Energiebereich linear approximiert werden kann (siehe Anhang 2).

Zur Bestimmung des Umrechnungsfaktors  $f(K)$  muß zunächst das Ansprechvermögen des Detektors ermittelt werden. Zu diesem Zweck werden wiederum die in Tab. 1 aufgeführten Strahler verwendet. Das Ansprechvermögen wird mit Hilfe von Gl. (4) aus dem jeweiligen Photonenfluß und der entsprechenden Zählrate im Photo-Peak



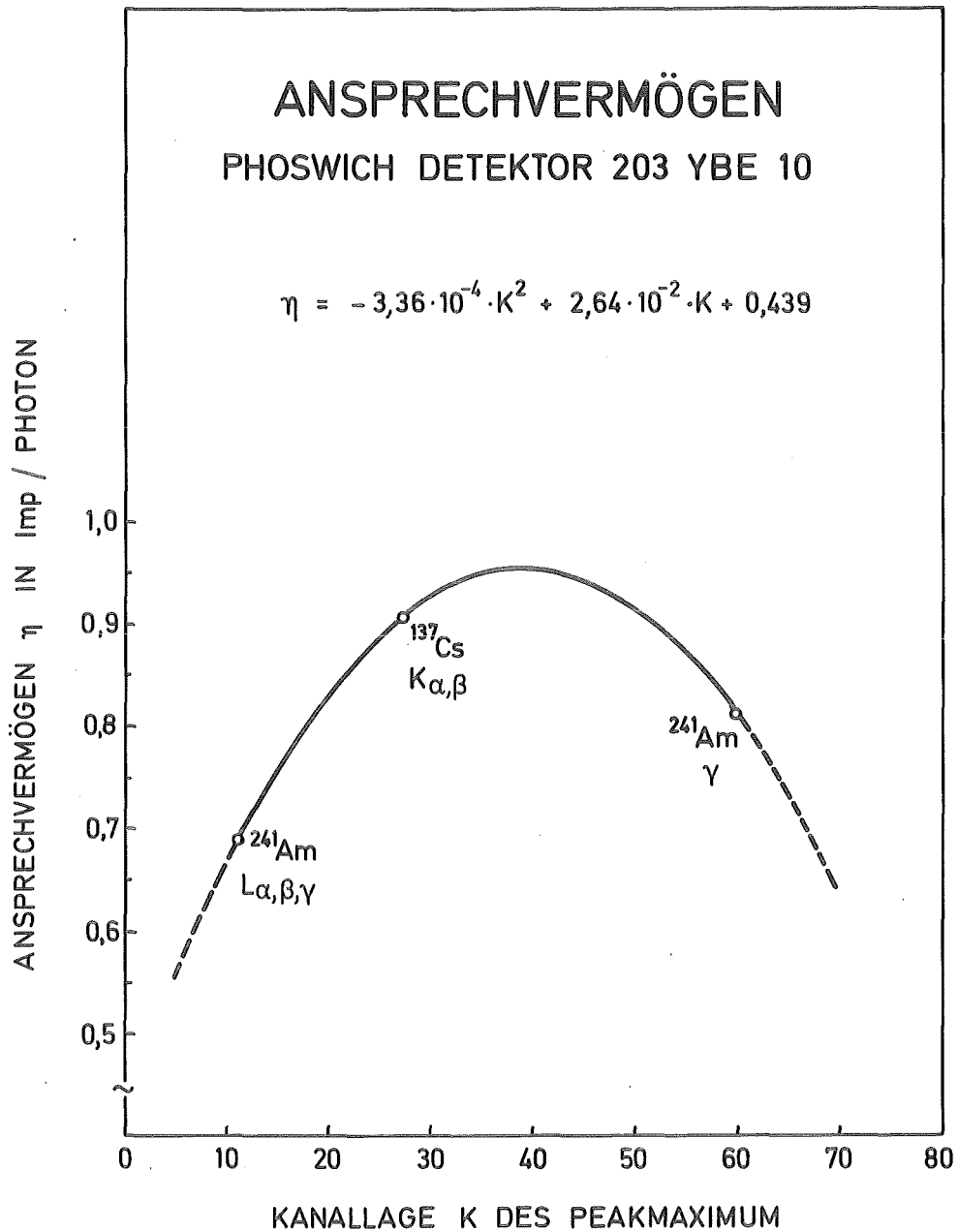


Abb. 4: Anzahl der Impulse im Photo-Peak bezogen auf die Anzahl der auf das Strahleneintrittsfenster auftreffenden Photonen in Abhängigkeit von der Photonenenergie bzw. der Kanallage des Peak-Maximum

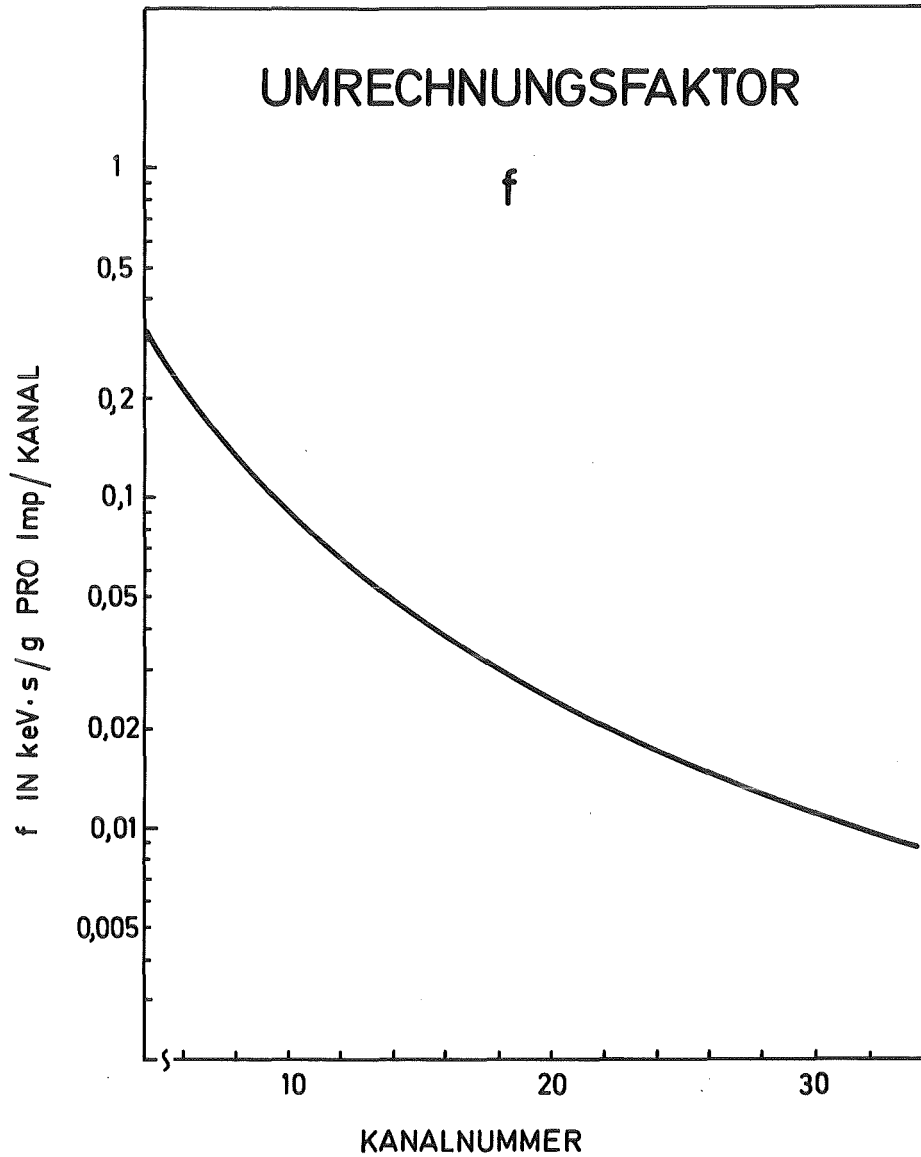


Abb. 5: Umrechnungsfaktor  $f(K)$  zur Berechnung der mittleren Ortsdosisleistung im Bereich des Strahleneintrittsfensters des Phoswich-Detektors aus der Impulsrate  $Z(K)$  im Photo-Peak des Impulshöhenspektrums

ermittelt. Der Photonenfluß wird dabei über die Vorderfront des Strahleneintrittsfensters gemittelt.

Die Abb. 4 zeigt das auf diese Weise erhaltene Ansprechvermögen des Detektors. Die ausgezogene Kurve stellt eine parabolische Interpolation der drei Meßwerte dar. Bei Zugrundelegung dieser parabolischen Interpolation des Ansprechvermögens erhält man nach Gl. (9) den in Abb. 5 dargestellten Umrechnungsfaktor  $f(K)$ . Dieser Umrechnungsfaktor wird bei der Berechnung der Dosisleistung aus der Detektorzählrate nach Gl. (8) zugrundegelegt.

#### 4. Nulleffekt

Die Nulleffektzählrate der Meßanordnung setzt sich im Wesentlichen aus einer umgebungsspezifischen und einer gerätespezifischen Komponente zusammen. Die umgebungsspezifische Komponente wird durch die Umgebungsstrahlung in der Abschirmkammer erzeugt, die gerätespezifische Komponente durch die Strahlung der natürlichen Radioaktivität in den Bildschirmgeräten selbst. Die gerätespezifische Komponente ist im allgemeinen wesentlich größer als die umgebungsspezifische Komponente.

Die Abb. 6 und 7 zeigen als Beispiel die gerätespezifischen Nulleffektspektren eines Bildschirmgerätes mit besonders hohem Gehalt an natürlicher Radioaktivität. Diese Spektren sind bei früheren Messungen im Kernforschungszentrum Karlsruhe ebenfalls mit einem Phoswich-Detektor gewonnen worden (D084). Bei diesen Messungen wurde simultan mit dem NaI(Tl)-Kristall des Phoswich-Detektors die niederenergetische Komponente und mit dem CsI(Tl)-Kristall des Phoswich-Detektors die höherenergetische Komponente des gerätespezifischen Nulleffekts bestimmt. Die niederenergetische Komponente (Abb. 6) erstreckt sich von etwa 5 keV bis etwa 150 keV und umfaßt somit die verschiedenen Röntgen-Strahlungen und den niederenergetischen Ausläufer des Compton-Streustrahlungskontinuums. Die höherenergetische Komponente (Abb. 7) erstreckt sich bis etwa 2000 keV und umfaßt somit auch die verschiedenen  $\gamma$ -Strahlungen. In Abb. 7 erkennt man mehrere

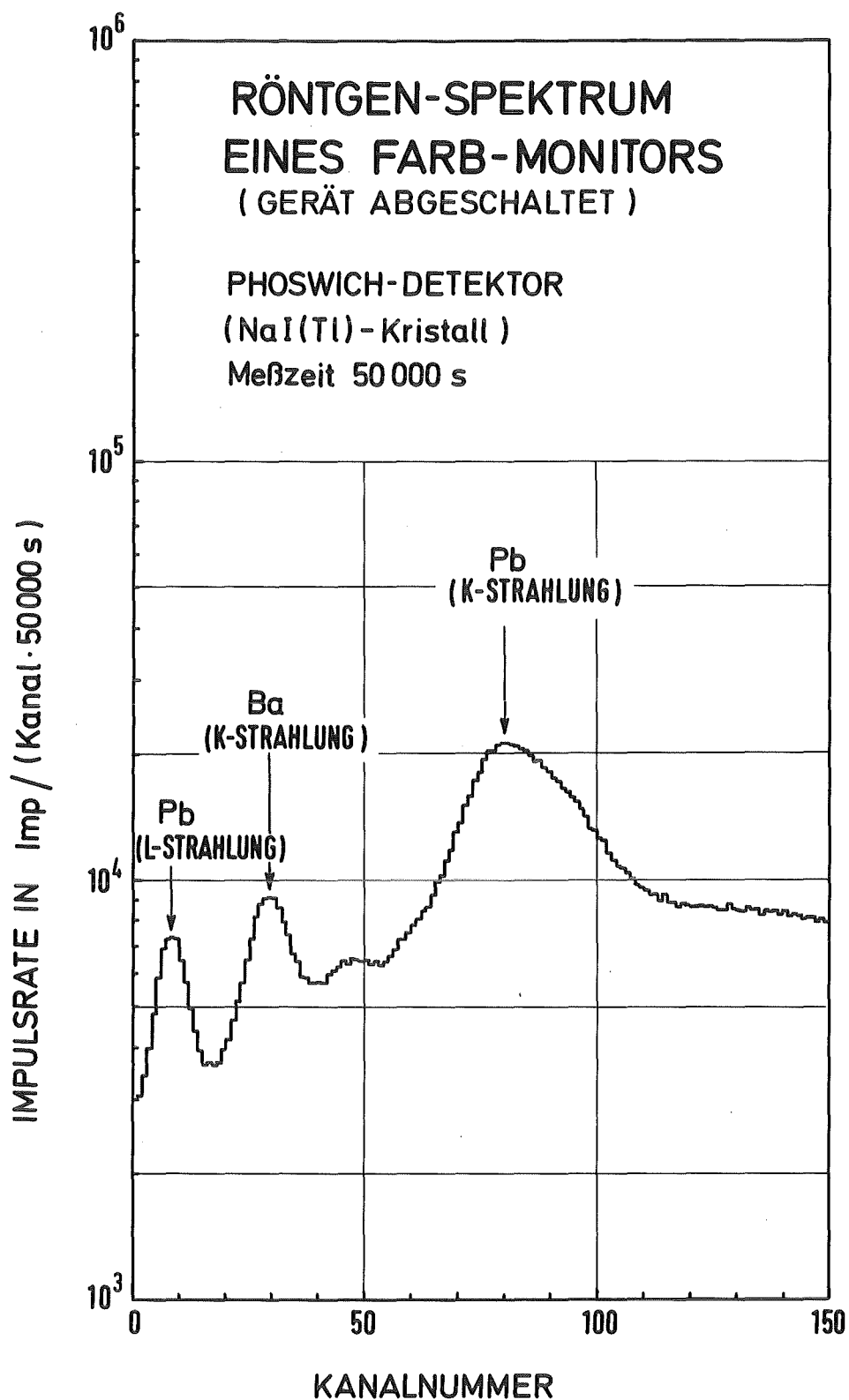


Abb. 6: Niederenergetische Komponente des geräte-spezifischen Nulleffekts eines Bildschirmgerätes (FM3)  
Energiezuordnung: ca. 1 keV pro Kanal

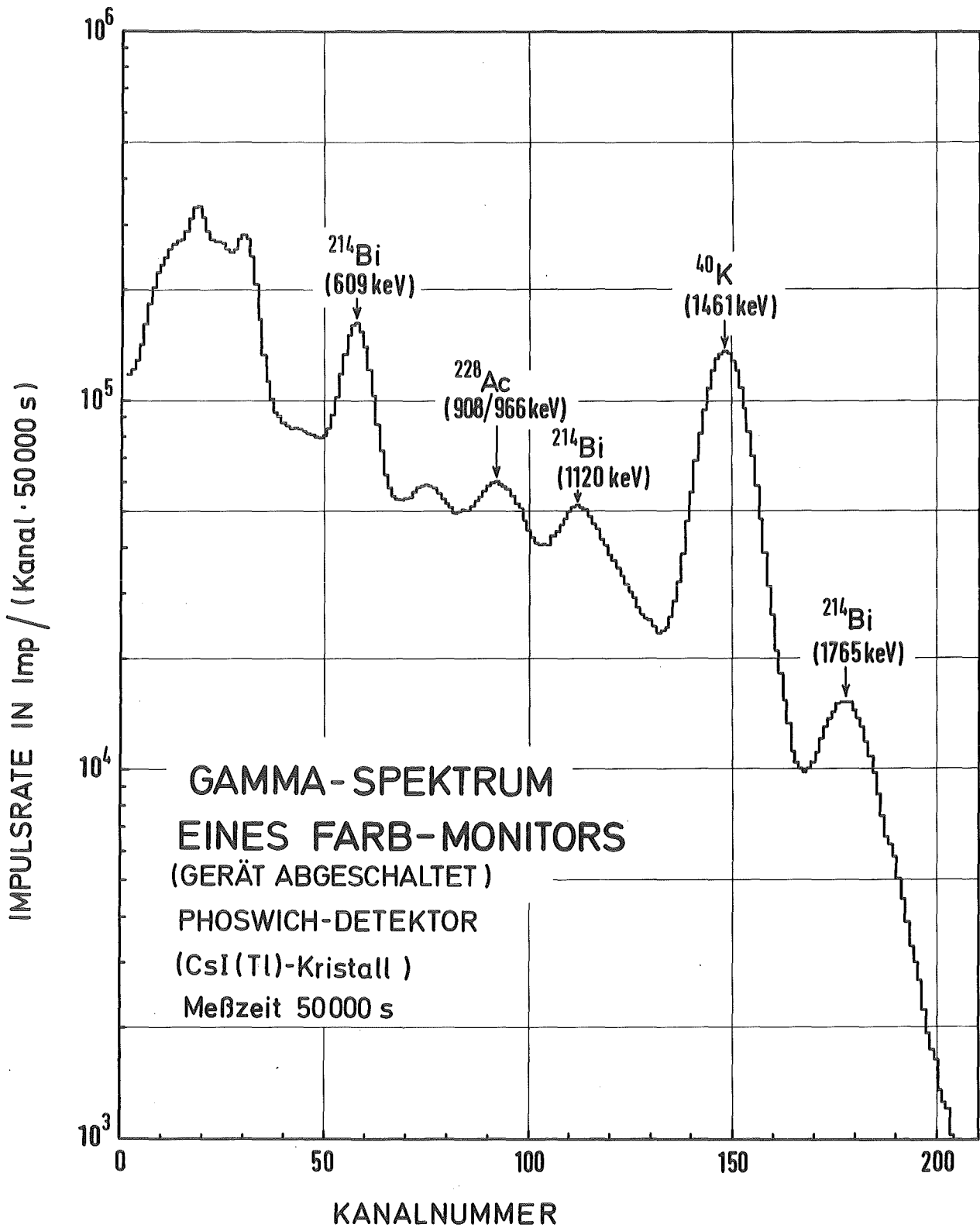


Abb. 7: Höherenergetische Komponente des gerätespezifischen Nulleffekts eines Bildschirmgerätes (FM3)  
Energiezuordnung: ca. 10 keV pro Kanal

deutliche Peaks, die unter anderem auf die  $\gamma$ -Strahlung des Kalium-Isotops K-40, des Radium-Folgeprodukts Bi-214 und des Thorium-Folgeprodukts Ac-228 zurückzuführen sind. Ergänzende Messungen zeigen, daß die Radium-Aktivität an der vorderen Front des Bildschirms konzentriert ist, während die Kalium-Aktivität über die gesamte Bildröhre verteilt ist. Dies deutet darauf hin, daß das Kalium hauptsächlich im Glas der Bildröhre und das Radium im Leuchtstoff an der Innenseite des Bildschirms enthalten ist.

Durch die  $\gamma$ -Strahlung der natürlichen Radioaktivität werden in den umgebenden Materialien charakteristische Röntgen-Strahlungen erzeugt. Die Energie der in schweren Elementen erzeugten charakteristischen Röntgen-Strahlung ist so groß, daß diese Strahlung zur niederenergetischen Komponente des gerätespezifischen Nulleffekts beiträgt (Abb. 6). Die K-Strahlung von Pb wird hauptsächlich in der Bleiglasummantelung der Bildröhre erzeugt, während die K-Strahlung von Ba wahrscheinlich aus dem Leuchtstoff an der Innenseite des Bildschirms stammt. Die K-Strahlung von Ba liegt genau in dem Energiebereich, in dem man auch die betriebsbedingte Röntgen-Strahlung erwarten würde.

Der Energiebereich der zu erwartenden betriebsbedingten Röntgen-Strahlung erstreckt sich von etwa 20 keV bis etwa 30 keV. Bei den Messungen zur vorliegenden Arbeit wird der betrachtete Energiebereich um 10 keV nach unten bzw. nach oben ausgedehnt, um auch Röntgen-Emissionen mit unerwartet niedriger bzw. unerwartet hoher Energie noch sicher erfassen zu können.

Die Impulsraten des Gesamtnulleffekts können in Anlehnung an Gl. (8) nach der folgenden Beziehung in eine Ortsdosisleistung umgerechnet werden:

$$\dot{H}_0 = C \cdot \sum_K \{f(K) \cdot Z_0(K)\} \quad (10)$$

$\dot{H}_0$  = Nulleffekt-Ortsdosisleistung in Sv/s

C = Umrechnungsfaktor nach Gl. (3)

f = Umrechnungsfaktoren nach Gl. (9)

$Z_0$  = Nulleffektzählrate in imp/s

K = Kanalnummer

Gerätegruppe	Geräte-Code	$\dot{H}_0$ in nSv/h
Monochromat. Monitoren	MM1	1,06
	MM2	1,12
	MM3	1,41
Farb- Monitoren	FM1	1,50
	FM2	1,25
	FM3	1,21
	FM4	1,29
	FM5	1,14
Farb- Fernseh- empfänger	FF1	1,05
	FF2	1,03
	FF3	1,54
	FF4	1,44
	FF5	1,47

Tab. 2: Nulleffekt-Ortsdosisleistung  $\dot{H}_0$  im Energiebereich der betriebsbedingten Röntgen-Strahlung bei monochromatischen Monitoren (MM), Farb-Monitoren (FM) und Farb-Fernsehempfängern (FF) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte

Die Tab. 2 vermittelt einen Überblick über die Ergebnisse der Nulleffektmessungen. Es wurden drei verschiedene Gerätegruppen untersucht. Die erste Gerätegruppe umfaßt drei monochromatische Monitoren, die zweite Gruppe fünf Farb-Monitoren und die dritte Gruppe fünf Farb-Fernsehempfänger. Wie der Tab. 2 zu entnehmen ist, variiert die Nulleffekt-Ortsdosisleistung in den verschie-

denen Gerätegruppen um bis zu etwa 50 %. Aus diesem Grund ist zur genauen Bestimmung der betriebsbedingten Röntgen-Emission eine individuelle Messung der Nulleffekt-Ortsdosisleistung unumgänglich.

#### 5. Nachweisgrenze der betriebsbedingten Ortsdosisleistung

Die untere Nachweisgrenze der betriebsbedingten Ortsdosisleistung wird von der statistischen Schwankungsbreite der Nulleffekt-Ortsdosisleistung bestimmt. Unter der Voraussetzung, daß nur die Zählstatistik einen Beitrag zur statistischen Schwankung liefert, gilt:

$$\sigma(\dot{H}_0) = C \cdot \sum_K \{f(K) \cdot \sqrt{Z_0(K)/t}\} \quad (11)$$

$\sigma$  = empirische Standardabweichung der Nulleffekt-Ortsdosisleistung

$t$  = Meßzeit in s

Die in Tab. 3 angegebenen Werte für die zählstatistische Schwankungsbreite der Nulleffekt-Ortsdosisleistung beziehen sich auf die bei den Messungen generell zugrundegelegte Meßzeit von 5 min.

Die betriebsbedingte Ortsdosisleistung ergibt sich aus der Differenz zwischen den Meßwerten bei ein- und ausgeschaltetem Gerät. Diese Differenz wird als signifikant angesehen, wenn sie größer als die doppelte Schwankungsbreite der Nulleffekt-Ortsdosisleistung ist. Die auf diese Weise definierte untere Nachweisgrenze liegt bei den verschiedenen Geräten zwischen 88 pSv/h und 110 pSv/h.

An jedem Gerät werden vier bis fünf Messungen in verschiedenen Betriebszuständen durchgeführt. Wenn bei einem Gerät alle Meßergebnisse unter der Nachweisgrenze liegen, dann können die Einzelmessungen zu einer Gesamtmessung zusammengefaßt werden. Dadurch reduziert sich der relative zählstatistische Meßfehler



Gerätegruppe	Geräte-Code	$\sigma(\dot{H}_0)$ in pSv/h
Monochromat. Monitoren	MM1	46
	MM2	48
	MM3	54
Farb- Monitoren	FM1	55
	FM2	50
	FM3	50
	FM4	51
	FM5	49
Farb- Fernseh- empfänger	FF1	47
	FF2	44
	FF3	55
	FF4	53
	FF5	54

Tab. 3: Mittlere Schwankungsbreite der Nulleffekt-Ortsdosisleistung  $\sigma(H_0)$  im Energiebereich der betriebsbedingten Röntgen-Strahlung bei monochromatischen Monitoren (MM), Farb-Monitoren (FM) und Farb-Fernsehempfängern (FF) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte

und damit auch die untere Nachweisgrenze für die mittlere betriebsbedingte Ortsdosisleistung um etwa den Faktor zwei. Zusammenfassend kann man daher folgendes feststellen:

Bei Betrachtung der Einzelmessung liegt die untere Nachweisgrenze bei etwa 100 pSv/h und bei Zusammenfassung aller an einem Gerät durchgeführten Einzelmessungen bei etwa 50 pSv/h.

## 6. Elektrische Betriebsparameter der Bildschirmgeräte

Um reproduzierbare und vergleichbare Meßergebnisse zu erhalten, wird bei allen Geräten ein weißes Testbild erzeugt. Bei den mit einem Audio-Video-Anschluß versehenen Geräten geschieht dies mit Hilfe eines Video-Recorders, auf dessen Kassette zuvor mit einer Video-Kamera das Bild einer weißen Leinwand aufgenommen wurde. Bei den mit digitalen Video-Eingängen versehenen Geräten wird das weiße Testbild dadurch erzeugt, daß an die Eingänge für Helligkeit und Kontrast eine Gleichspannung von 4,5 V angelegt wird. Eines der untersuchten Geräte verfügt über eine interne Testbildschaltung, mit deren Hilfe alle Schriftzeichen auf dem Bildschirm dargestellt werden können. Das hierbei entstehende Bild kommt dem weißen Testbild der übrigen Geräte sehr nahe.

In Voruntersuchungen wurde festgestellt, daß die Hochspannung und der Strahlstrom der Geräte erst nach einer Anlaufzeit von einigen Minuten stabil sind. Aus diesem Grund werden die Messungen jeweils erst eine halbe Stunde nach Einschalten der Geräte begonnen. In weiteren Voruntersuchungen wurde festgestellt, daß die Einstellung der Farbintensität weder auf die elektrischen noch auf die dosimetrischen Größen einen meßbaren Einfluß hat. Daher wurde bei den Messungen nur die Helligkeits- und die Kontrasteinstellung variiert, während die Farbintensität stets auf einem konstanten Mittelwert gehalten wurde.

Bei den meisten Monitoren kann sowohl die Helligkeit als auch der Kontrast mit Hilfe von Drehpotentiometern in gut reproduzierbarer Weise variiert werden. Bei zwei Farb-Monitoren ist nur die Helligkeit veränderbar. Bei den Farb-Fernsehempfängern geschieht die Helligkeits- und Kontrasteinstellung ausschließlich mit Hilfe von Fernbedienungen. Hier können nur die Minimal- bzw. Maximalwerte in reproduzierbarer Form eingestellt werden, da die Einstellwerte weder an der Fernbedienung noch an den Empfängern in irgend einer Form ablesbar sind. Die Fernbedienung bietet allerdings die Möglichkeit, durch Druck einer speziellen Taste alle Einstellungen auf einen Mittelwert zu setzen. Auf diese Weise kann bei den Farb-Fernsehempfängern wie auch bei den mei-

Gerätegruppe	Geräteeinstellung*		Hochspannung in kV	
	Helligk.	Kontrast	Mittelw.	Stand.-Abw.
MM	0	0	11,8	1,3
	0	1	11,8	1,3
	0,5	0,5	11,8	1,2
	1	0	11,5	0,9
	1	1	11,2	1,1
FM	0	0	25,2	0,4
	0	1	24,9	0,6
	0,5	0,5	24,8	0,6
	1	0	24,6	0,7
	1	1	24,1	0,2
FF	0	0	27,7	1,3
	0	1	27,7	1,1
	0,5	0,5	27,8	1,2
	1	0	26,8	1,3
	1	1	26,5	0,9

\*) 0 = minimal, 0,5 = mittel, 1 = maximal

Tab. 4: Mittelwert und Standardabweichung der Hochspannung bei verschiedenen Geräteeinstellungen für monochromatische Monitoren (MM), Farb-Monitoren (FM) und Farb-Fernsehempfänger (FF)

sten der übrigen Geräte sowohl die Helligkeit als auch der Kontrast minimal (0), mittel (0,5) und maximal (1) eingestellt werden. Dieser Einstellraster sowie die angegebene Nomenklatur werden bei allen Messungen zugrundegelegt.

Bei maximaler Einstellung von Helligkeit und Kontrast ist der Strahlstrom bzw. der Kathodenstrom maximal, während die Hoch-

spannung an der Bildröhre ihren kleinsten Wert annimmt. Umgekehrt ist bei minimaler Einstellung von Helligkeit und Kontrast der Strahlstrom minimal und die Hochspannung maximal.

Die betriebsbedingte Röntgen-Emission hängt sowohl von der Hochspannung als auch vom Strahlstrom ab. Allerdings besteht bei der Hochspannung eine exponentielle Abhängigkeit, während bei dem Strahlstrom mit einem linearen Zusammenhang zu rechnen ist. Die Bestimmung der elektrischen Parameter beschränkt sich daher auf die Hochspannung an der Bildröhre. Dabei zeigt sich, daß die Hochspannungswerte bei den verschiedenen Geräten innerhalb der drei untersuchten Gerätegruppen jeweils nahezu gleich sind. Mittelt man die bei den verschiedenen Geräteeinstellungen gemessenen Hochspannungswerte jeweils über die Geräte einer Gruppe, so erhält man die in Tab. 4 aufgelisteten Mittelwerte und Standardabweichungen. Mittelt man diese Werte über die verschiedenen Geräteeinstellungen, so erhält man schließlich mittlere Hochspannungen von 11,6 kV für die Schwarz-Weiß-Monitore, 24,7 kV für die Farb-Monitore und 27,3 kV für die Farb-Fernsehempfänger.

## 7. Meßergebnisse

### 7.1 Betriebsbedingte Änderung des Nulleffekts

Bei der Betrachtung der Meßergebnisse fällt zunächst auf, daß der gerätespezifische Nulleffekt von den Betriebsbedingungen abhängt. Subtrahiert man nämlich die bei abgeschaltetem Gerät ermittelten Meßwerte jeweils von den bei angeschaltetem Gerät ermittelten Meßwerten, so erhält man für die verschiedenen Monitore in der überwiegenden Mehrheit der Fälle negative Zahlenwerte (Tab. 5 und 6). Dies kann nicht allein auf den zählstatistischen Meßfehler zurückgeführt werden. Ergänzende Langzeitmessungen über Meßzeiten bis zu zwei Tagen zeigten, daß auch bei vernachlässigbar kleinem zählstatistischen Meßfehler negative Differenzen auftreten können. Hier liegt offenbar eine systematische Ursache vor.

Gerät	Geräteeinstellung		$\dot{H} - \dot{H}_0$ in pSv/h	$\sigma(\dot{H})$ in pSv/h
	Helligkeit	Kontrast		
MM1	0	0	- 5	46
	0	1	50	48
	0,5	0,5	- 52	46
	1	0	- 45	46
	1	1	38	47
MM2	0	0	- 51	47
	0	1	6	48
	0,5	0,5	- 71	47
	1	0	- 71	47
	1	1	- 24	47
MM3	0	0	12	54
	0	1	9	54
	0,5	0,5	- 17	54
	1	0	- 60	53
	1	1	19	54

Tab. 5: Differenz zwischen den Meßwerten der Ortsdosisleistung bei angeschaltetem Gerät ( $\dot{H}$ ) und bei abgeschaltetem Gerät ( $\dot{H}_0$ ) sowie zählstatistischer Meßfehler  $\sigma(\dot{H})$  für die monochromatischen Monitoren MM1 - MM3

Mittelt man die in Tab. 5 für die monochromatischen Monitoren angegebenen Differenzen zunächst für jedes Gerät über die verschiedenen Geräteeinstellungen und danach über alle Geräte, so erhält man einen Mittelwert von - 17,5 pSv/h. Für die Farb-Monitore erhält man bei Vernachlässigung des Gerätes FM1 auf analoge Weise einen Mittelwert von - 38,2 pSv/h. Diese Mittelwerte sind proportional zu den mittleren Hochspannungswerten (Tab. 4). Dies legt den Schluß nahe, daß die negativen Differ-

Gerät	Geräteeinstellung		$\dot{H} - \dot{H}_0$ in pSv/h	$\sigma(\dot{H})$ in pSv/h
	Helligkeit	Kontrast		
FM1	0	0	- 11	54
	0	1	10	55
	1	0	64	56
	1	1	127	56
FM2	0	*	- 16	50
	0,25	*	- 27	50
	0,5	*	-116	48
	1	0	- 43	49
	1	1	64	51
FM3	0	0	32	50
	0	1	11	50
	0,5	0,5	- 49	49
	1	0	- 72	49
	1	1	- 37	49
FM4	0	*	- 56	50
	0,5	*	- 26	50
	1	*	- 31	51
FM5	0	0	- 24	49
	0	1	-113	46
	0,5	0,5	1	48
	1	0	- 89	46
	1	1	-102	46

\*) nicht einstellbar

Tab. 6: Differenz zwischen den Meßwerten der Ortsdosisleistung bei angeschaltetem Gerät ( $\dot{H}$ ) und bei abgeschaltetem Gerät ( $\dot{H}_0$ ) sowie zählstatistischer Meßfehler  $\sigma(\dot{H})$  für die Farb-Monitoren FM1 - FM5

enzen auf betriebsbedingte elektrostatische Einflüsse zurückzuführen sind.

Hierfür bietet sich die folgende Erklärung an: Die Radium-Aktivität im Leuchtstoff an der Bildschirminnenwand erzeugt eine konstante Radon-Aktivität im Innern der Bildröhre. Da die Folgeprodukte des Radon bei ihrer Entstehung positiv geladen sind, driften sie bei eingeschalteter Hochspannung in Richtung auf die Kathode. Dadurch entfernt sich der Aktivitätsschwerpunkt der Radon-Folgeprodukte vom Detektor. Das hat zur Folge, daß die entsprechende Komponente im Spektrum des Detektors bei eingeschaltetem Bildschirmgerät geringer ist als bei abgeschaltetem Bildschirmgerät.

Dieser Effekt tritt prinzipiell bei allen Geräten auf und muß daher bei der Auswertung der Meßergebnisse generell berücksichtigt werden. Aufgrund der in Tab. 5 und 6 zusammengestellten Zahlenwerte kann man davon ausgehen, daß bei allen Monitoren außer dem Gerät FF1 die durch die betriebsbedingte Röntgen-Strahlenemission bedingte Ortsdosisleistung wesentlich kleiner als die untere Nachweisgrenze von 50 pSv/h ist. Andernfalls wäre die im vorletzten Absatz beschriebene Proportionalität nicht so einfach zu erklären. Somit kann der elektrostatische Effekt quantifiziert und die folgende allgemeine Beziehung aufgestellt werden:

$$\dot{H}_x = \dot{H} - \dot{H}_0 + a \cdot U \quad (12)$$

$\dot{H}_x$  = Ortsdosisleistung der betriebsbedingten Röntgen-Strahlenemission in pSv/h

$\dot{H}$  = Meßwert der Ortsdosisleistung bei angeschaltetem Gerät in pSv/h

$\dot{H}_0$  = Meßwert der Ortsdosisleistung bei abgeschaltetem Gerät in pSv/h

a = 1,5 pSv/h·kV

U = Bildröhrenspannung in kV

Diese Beziehung wird im folgenden zur Bestimmung der Ortsdosisleistung der Röntgen-Störstrahlung herangezogen.

## 7.2 Betriebsbedingte Ortsdosisleistung

Mit Hilfe von Gl. (12) ergeben sich für die verschiedenen Geräte die in den Tab. 7 - 9 aufgeführten Einzel- bzw. Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung  $\dot{H}_x$ . Bei den monochromatischen Monitoren (Tab. 7) sind alle Einzel- und Mittelwerte kleiner als die unteren Nachweisgrenzen von 0,1 nSv/h bzw. 0.05 nSv/h. Dasselbe trifft auch auf die Farb-Monitoren FM3 - FM5 zu (Tab. 8). Bei dem Gerät FM1 wird bei maximaler Helligkeit eine

Gerät	Geräteeinstellung		$\dot{H}_x$ in nSv/h	
	Helligkeit	Kontrast	Einzelwerte	Mittelwert
MM1	0	0	<0,1	
	0	1	<0,1	
	0,5	0,5	<0,1	<0,05
	1	0	<0,1	
	1	1	<0,1	
MM2	0	0	<0,1	
	0	1	<0,1	
	0,5	0,5	<0,1	<0,05
	1	0	<0,1	
	1	1	<0,1	
MM3	0	0	<0,1	
	0	1	<0,1	
	0,5	0,5	<0,1	<0,05
	1	0	<0,1	
	1	1	<0,1	

Tab. 7: Einzelwerte und Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung  $\dot{H}_x$  (nach Gl.(12)) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte der monochromatischen Monitoren MM1-MM3



Gerät	Geräteeinstellung		$\dot{H}_x$ in nSv/h	
	Helligkeit	Kontrast	Einzelwerte	Mittelwert
FM1	0	0	<0,1	
	0	1	<0,1	0,09
	1	0	0,10	
	1	1	0,17	
FM2	0	*	<0,1	
	0,25	*	<0,1	
	0,5	*	<0,1	<0,05
	1	0	<0,1	
	1	1	0,10	
FM3	0	0	<0,1	
	0	1	<0,1	
	0,5	0,5	<0,1	<0,05
	1	0	<0,1	
	1	1	<0,1	
FM4	0	*	<0,1	
	0,5	*	<0,1	<0,05
	1	*	<0,1	
FM5	0	0	<0,1	
	0	1	<0,1	
	0,5	0,5	<0,1	<0,05
	1	0	<0,1	
	1	1	<0,1	

\*) nicht einstellbar

Tab. 8: Einzelwerte und Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung  $\dot{H}_x$  (nach Gl.(12)) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte der Farb-Monitoren FM1 - FM5

Gerät	Geräteeinstellung		$\dot{H}_x$ in nSv/h	
	Helligkeit	Kontrast	Einzelwerte	Mittelwert
FF1	0	0	0,59	
	0	1	2,06	2,25
	1	0	2,39	
	1	1	3,97	
FF2	0	0	0,72	
	0	1	2,89	
	1	0	3,92	2,72
	1	1	3,36	
FF3	0	0	0,16	
	0	1	1,32	
	0,5	0,5	6,55	3,33
	1	0	6,09	
FF4	1	1	2,51	
	0	0	<0,1	
	0	1	0,12	
	0,5	0,5	0,90	0,83
FF5	1	0	1,42	
	1	1	1,64	
	0	0	<0,1	
	0	1	2,59	
FF5	0,5	0,5	4,64	4,80
	1	0	6,79	
	1	1	10,03	

Tab. 9: Einzelwerte und Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung  $\dot{H}_x$  (nach Gl.(12)) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte der Farb-Fernsehempfänger FF1 - FF5

betriebsbedingte Ortsdosisleistung zwischen 0,10 nSv/h (minimaler Kontrast) und 0,17 nSv/h (maximaler Kontrast) nachgewiesen. Der Mittelwert von  $\dot{H}_x$  liegt mit 0,09 nSv/h deutlich über der Nachweisgrenze. Bei dem Gerät FM2 ist bei maximaler Helligkeit und maximalem Kontrast eine betriebsbedingte Ortsdosisleistung von 0,10 nSv/h nachweisbar. Bei diesem Gerät liegt der Mittelwert von  $\dot{H}_x$  allerdings unter der Nachweisgrenze.

Bei den Farb-Fernsehgeräten können im Gegensatz zu den Monitoren in nahezu allen Fällen signifikante betriebsbedingte Ortsdosisleistungen nachgewiesen werden (Tab. 9). Bei den Geräten FF1, FF4 und FF5 nimmt  $\dot{H}_x$  linear mit der Helligkeit und mit dem Kontrast zu. Dies wird durch die Abb. 8, 9 und 10 verdeutlicht, in denen die betriebsbedingte Ortsdosisleistung der drei Geräte als zweidimensionale Funktion über der Helligkeits- und Kontrasteinstellung aufgetragen ist. In allen drei Fällen wird durch diese Funktion in guter Näherung eine ebene Fläche aufgespannt. Bei den beiden übrigen Geräten können die Meßergebnisse nicht in

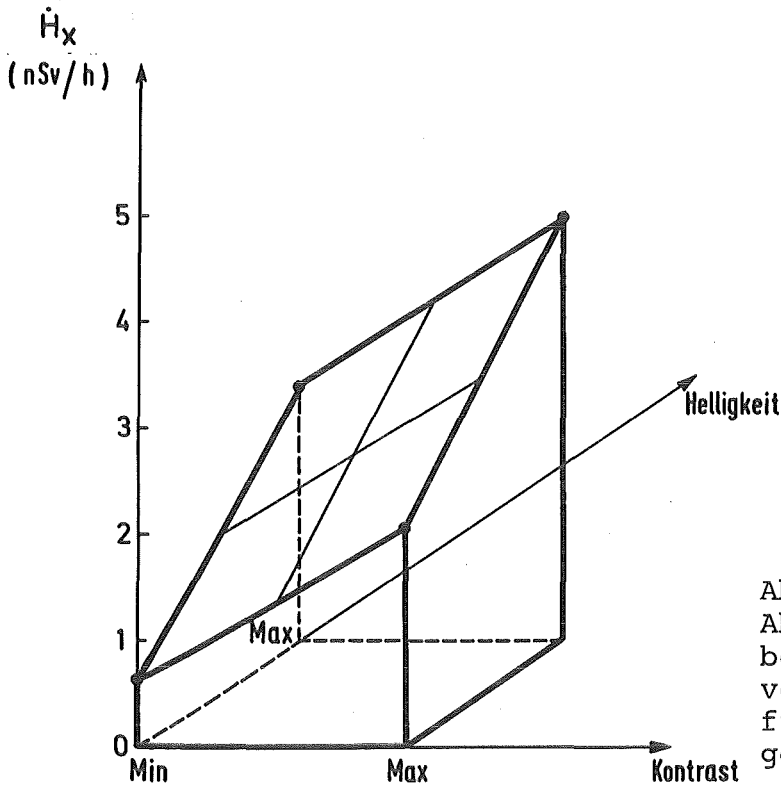


Abb. 8:  
Abhängigkeit der betriebsbedingten Ortsdosisleistung von der Geräteeinstellung für den Farb-Fernsehempfänger FF1

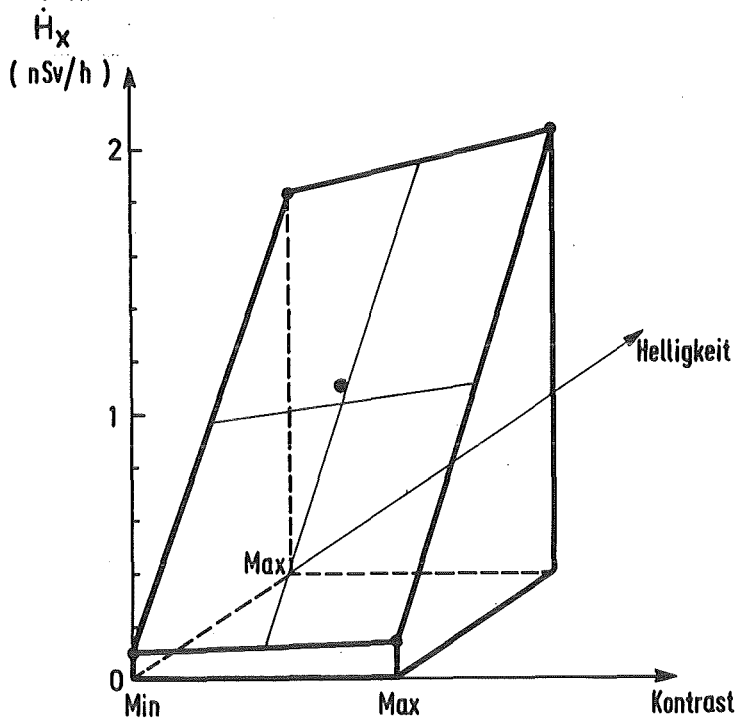


Abb. 9:  
Abhängigkeit der betriebs-  
bedingten Ortsdosisleistung  
von der Geräteeinstellung  
für den Farb-Fernsehempfänger  
FF4

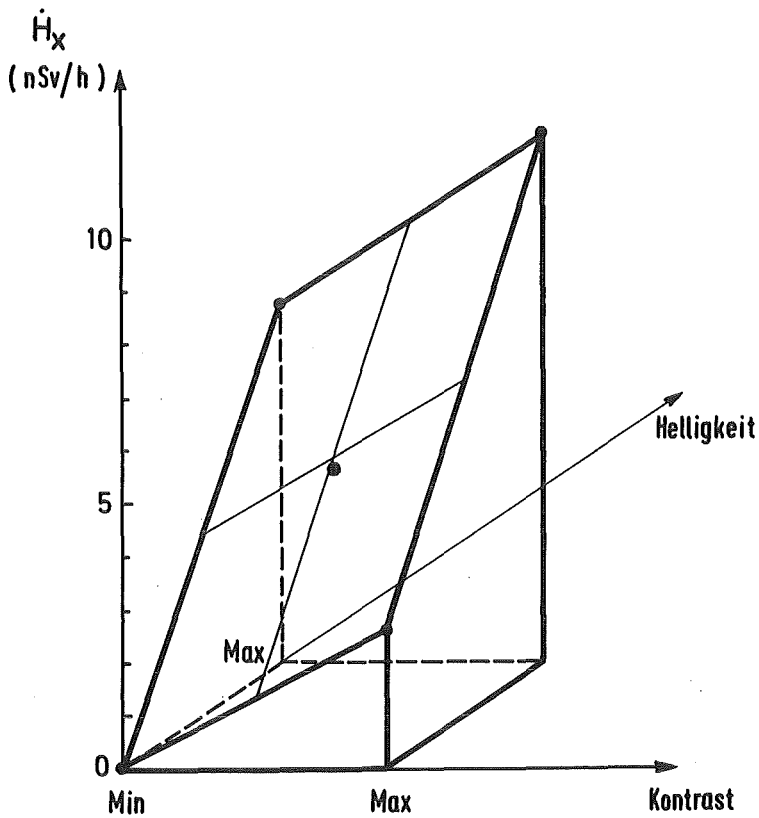


Abb. 10:  
Abhängigkeit der betriebs-  
bedingten Ortsdosisleistung  
von der Geräteeinstellung  
für den Farb-Fernsehempfänger  
FF5

dieser Form dargestellt werden, da die betriebsbedingte Ortsdosisleistung durch Strahlstrombegrenzungseffekte beeinflusst wird.

Die Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung liegen zwischen 0,83 nSv/h (FF4) und 4,80 nSv/h (FF5). Die Maximalwerte sind jeweils etwa doppelt so groß wie die Mittelwerte.

### 8. Abschätzung der effektiven Äquivalentdosis

Nach den Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission berechnet sich die effektive Äquivalentdosis bei Ganz- und Teilkörperbestrahlungen nach der folgenden Formel (ICRP78):

$$H_E = \sum_T \{ w_T \cdot H_T \} \quad (13)$$

Hierbei ist:

- $H_E$  effektive Äquivalentdosis
- $T$  Index für das Körpergewebe  $T$
- $w_T$  Wichtungsfaktor
- $H_T$  mittlere Äquivalentdosis im Gewebe  $T$

Die von der internationalen Strahlenschutzkommission empfohlenen Werte für die Wichtungsfaktoren  $w_T$  sind in der Tab. 10 wiedergegeben. Die Werte sind so gewählt, daß die nach Gl. (13) berechnete effektive Äquivalentdosis bei homogenen und inhomogenen Körperbestrahlungen stets ein Maß für das stochastische Strahlenrisiko darstellt. Der Wert  $w_T$  für die "übrigen" Gewebe bedarf allerdings einer Erklärung. Nach den Empfehlungen der Kommission sollen die Haut sowie die Augenlinsen, Hände, Unterarme, Füße und Knöchel bei der Berechnung der effektiven Äquivalentdosis nicht berücksichtigt werden, da diese Organe bzw. Körperpartien nicht nennenswert zum stochastischen Strahlenrisiko beitragen. Von den verbleibenden in Tab. 10 nicht explizit aufgeführten Organen und Geweben sollen nur die fünf am stärksten strahlenexponierten berücksichtigt werden. Diese

Gewebe	$w_T$
Keimdrüsen	0,25
Brustdrüse	0,15
rotes Knochenmark	0,12
Lunge	0,12
Schilddrüse	0,03
Knochenoberflächen	0,03
übrige	0,30

Tab. 10: Wichtungsfaktoren  $w_T$  zur Berechnung der effektiven Äquivalentdosis nach Gl. (13)

Organe bzw. Gewebe werden unter dem Begriff "übrige Organe" zusammengefaßt und jeweils mit dem Wichtungsfaktor 0,06 versehen. Unter der Voraussetzung, daß die fünf "übrigen" Gewebe jeweils die gleiche Äquivalentdosis erhalten, kann man sie zu einem Gewebekomplex zusammenfassen und dem Gewebekomplex den Wichtungsfaktor 0,3 zuordnen (siehe Tab. 10).

Zur Abschätzung der effektiven Äquivalentdosisleistung aus der Ortsdosisleistung in 5 cm Bildschirmabstand empfiehlt es sich, die folgenden drei Hilfsgrößen einzuführen:

- Relative Ortsdosisleistung:

Ortsdosisleistung am geometrischen Ort eines Organs oder Gewebes im ungestörten Strahlungsfeld bezogen auf die Ortsdosisleistung in 5 cm Bildschirmabstand bei Zugrundelegung einer definierten Sitzposition

- Relative Äquivalentdosisleistung:

Äquivalentdosisleistung in einem Organ oder Gewebe bezogen auf die Ortsdosisleistung in 5 cm Bildschirmabstand bei Zugrundelegung einer definierten Sitzposition

- Relative effektive Äquivalentdosisleistung:

Effektive Äquivalentdosisleistung für männliche oder weibliche Personen bezogen auf die Ortsdosisleistung in 5 cm Bildschirmabstand bei Zugrundelegung einer definierten Sitzposition

Bei der Berechnung dieser Hilfsgrößen wird zwischen der Sitzposition an Bildschirmarbeitsplätzen und der Sitzposition von Fernsehzuschauern unterschieden. Im erstgenannten Fall wird ein ergonomisch gestalteter Bildschirmarbeitsplatz nach den Sicherheitsregeln für Bildschirmarbeitsplätze im Bürobereich (HGBG80) zugrundegelegt. Bei dieser Sitzposition (Abb. 11) variiert der Bildschirmabstand der verschiedenen Körperregionen zwischen etwa 45 cm und 90 cm. Der Bildschirmabstand der für die Dosisabschätzung relevanten Organe variiert zwischen etwa 57 cm (Brustdrüse und Schilddrüse) und etwa 72 cm (Keimdrüsen). Für den Ganzkörper kann man einen mittleren Bildschirmabstand von etwa 65 cm zugrundelegen.

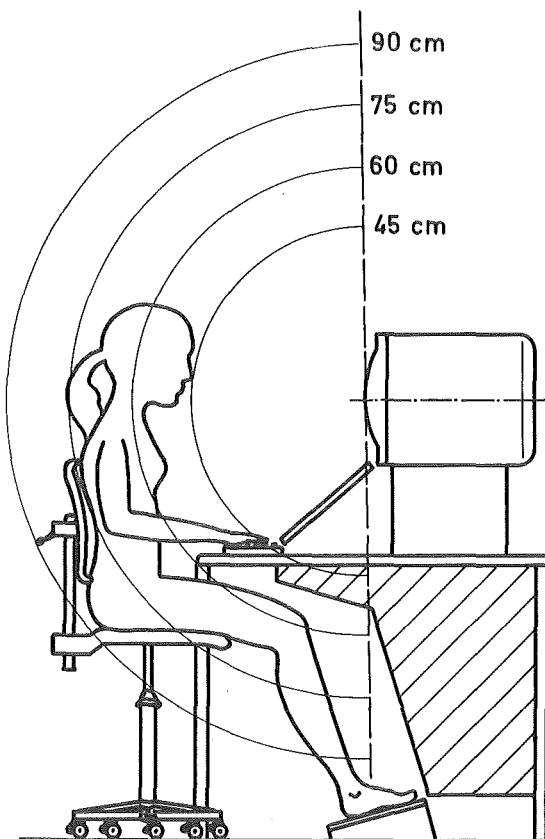


Abb. 11:  
Beispiel eines ergonomisch gestalteten Bildschirmarbeitsplatzes nach den Sicherheitsregeln für Bildschirmarbeitsplätze im Bürobereich (HGBG80)

Bei Fernsehzuschauern ist der Abstand zum Bildschirm im allgemeinen so groß, daß man keine organspezifischen Unterscheidungen vornehmen muß. Einer Umfrage zufolge variiert die Zuschauerentfernung je nach Bildschirmdiagonale und Raumgröße zwischen etwa 150 cm und etwa 350 cm. Für die nachfolgenden Dosisabschätzungen wird daher bei Fernsehzuschauern für alle Organe bzw. Körpergewebe generell ein Bildschirmabstand von 250 cm angenommen.

Für die relative Ortsdosisleistung in der Bildröhrenachse gilt in sehr guter Näherung die folgende halbempirische Beziehung:

$$\dot{H}(d) = \frac{3134\text{cm}^2}{(d+35\text{cm})^2} \{1 - 0,61 \cdot \exp(-d/23\text{cm})\} \cdot \dot{H}(d=5\text{cm}) \quad (14)$$

$\dot{H}$  Ortsdosisleistung  
d Bildschirmabstand

Bedingt durch die starke Absorption der Strahlung in der Bildschirmwandung ist die relative Ortsdosisleistung bei gegebenem Bildschirmabstand umso kleiner, je größer der Austrittswinkel der Strahlung ist. Aus diesem Grund stellt die durch Gl. (14) gegebene Funktion eine konservative Abschätzung der relativen Ortsdosisleistung für alle Austrittswinkel des vorderen Halbraums dar. Wendet man Gl. (14) auf die in Tab. 11 zusammengestellten Bildschirmabstände an, so erhält man die in Tab. 12 aufgeführten Werte für die relative Ortsdosisleistung am geometrischen Ort der verschiedenen Organe bzw. des Ganzkörpers.

Zur Berechnung der relativen Äquivalentdosisleistung werden die in Tab. 13 aufgeführten Konversionsfaktoren benutzt. Diese Konversionsfaktoren basieren auf neueren Rechnungen für das Verhältnis der Äquivalentdosis zur Ortsdosis bei frontalem Strahleneinfall auf ein männliches bzw. ein weibliches Standardphantom (DR83). Multipliziert man die in Tab. 12 aufgeführten Werte der relativen Ortsdosisleistung mit diesen Konversionsfaktoren, so erhält man für Männer bzw. für Frauen die in den Tab. 14 und 15 aufgeführten Werte der relativen Äquivalentdosisleistung. Die



Organ	Bildschirmabstand d in cm	
	VT-Arbeits- position*	TV-Zuschauer- position
Keimdrüsen	72 ± 5	250 ± 100
Brustdrüse	57 ± 5	250 ± 100
Lunge	65 ± 5	250 ± 100
Schilddrüse	58 ± 5	250 ± 100
Ganzkörper**	65 ± 20	250 ± 100

\*) Ergonomisch gestalteter Bildschirmarbeitsplatz nach den Sicherheitsregeln für Bildschirmarbeitsplätze im Bürobereich (HGBG80)

\*\* ) repräsentativ für rotes Knochenmark, Knochenoberflächen und andere über den ganzen Körper verteilte Gewebe

Tab. 11: Bildschirmabstände verschiedener Organe bzw. des Ganzkörpers für die Sitzposition an Bildschirmarbeitsplätzen (VT-Arbeitsposition) und für die Sitzposition von Fernsehzuschauern (TV-Zuschauerposition)

Auswahl der in diese beiden Tabellen aufgenommenen Organe bzw. Gewebe orientiert sich so weit wie möglich an Tab. 10. Die Haut trägt zwar nicht zum stochastischen Risiko bei, sie wurde aber trotzdem in die Tabellen aufgenommen, da sie im vorliegenden Fall zu den am stärksten exponierten Organen zählt. Bei dem roten Knochenmark, dem Skelett und der Haut wurde jeweils der Bildschirmabstand des Ganzkörpers zugrundegelegt. Bei den "übrigen" Organen wurden die Konversionsfaktoren für die Haut, das Skelett und das rote Knochenmark gemittelt und ebenfalls der Bildschirmabstand des Ganzkörpers zugrundegelegt.

Zur Berechnung der relativen effektiven Äquivalentdosisleistung werden die in Tab. 14 bzw. Tab. 15 aufgeführten Werte mit den entsprechenden Wichtungsfaktoren  $w_T$  (Tab. 10) multipliziert und aufaddiert. Bei Außerachtlassung der Haut ergeben sich dabei

Organ	Relative Ortsdosisleistung	
	VT-Arbeits- position*	TV-Zuschauer- position
Keimdrüsen	0,27	} 0,039
Brustdrüse	0,35	
Lunge	0,30	
Schilddrüse	0,35	
Ganzkörper**	0,30	

\*) Ergonomisch gestalteter Bildschirmarbeitsplatz nach den Sicherheitsregeln für Bildschirmarbeitsplätze im Büro-bereich (HGBG80)

\*\*\*) repräsentativ für rotes Knochenmark, Knochenoberflächen und andere über den ganzen Körper verteilte Gewebe

Tab. 12: Relative Ortsdosisleistung am geometrischen Ort verschiedener Organe bzw. des Ganzkörpers bei ungestörtem Strahlenfeld

Organ/Gewebe	Konversionsfaktoren	
	Mann	Frau
Keimdrüsen	0,561	0,065
Brustdrüse	-	0,508
Rotes Knochenm.	0,027	0,027
Lunge	0,145	0,071
Schilddrüse	0,439	0,439
Skelett	0,239	0,239
Haut	0,511	0,511

Tab. 13: Konversionsfaktoren zur Berechnung der Äquivalentdosis in verschiedenen Organen bzw. Geweben aus der Ortsdosis am geometrischen Ort der betreffenden Organe bzw. Gewebe für parallelen Strahleneinfall (anterior-posterior) bei einer Photonenenergie von 25 keV (DR83)

Organ	Relative Äquivalentdosisleistung	
	VT-Arbeits- position	TV-Zuschauer- position
Keimdrüsen	0,151	0,0219
Rotes Knochenm.	0,008	0,0010
Lunge	0,044	0,0057
Schilddrüse	0,154	0,0171
Skelett	0,072	0,0093
Haut	0,153	0,0199
übrige	0,078	0,0101

Tab. 14: Relative Äquivalentdosisleistung für eine männliche Person bei Zugrundelegung der VT-Arbeitsposition bzw. der TV Zuschauerposition

Organ	Relative Äquivalentdosisleistung	
	VT-Arbeits- position	TV-Zuschauer- position
Keimdrüsen	0,018	0,0025
Brustdrüse	0,178	0,0198
Rotes Knochenm.	0,008	0,0010
Lunge	0,021	0,0028
Schilddrüse	0,154	0,0171
Skelett	0,072	0,0093
Haut	0,153	0,0199
übrige	0,078	0,0101

Tab. 15: Relative Äquivalentdosisleistung für eine weibliche Person bei Zugrundelegung der VT-Arbeitsposition bzw. der TV Zuschauerposition

	Relative Effektive Äquivalentdosisleistung	
	VT-Arbeits- position	TV-Zuschauer- position
Männliche Personen	0,0742	0,0101
Weibliche Personen	0,0649	0,0079

Tab. 16: Relative effektive Äquivalentdosisleistung für männliche und weibliche Personen bei Zugrundelegung der VT-Arbeitsposition bzw. der TV Zuschauerposition

Gerät	Betriebsbedingte effektive Äquivalentdosisleistung in pSv/h	
	Mittelwert*	Maximalwert
MM1 - MM3	<4	<7
FM1	7	13
FM2	<4	7
FM3 - FM5	<4	<7
FF1	23	40
FF2	27	40
FF3	33	62
FF4	9	17
FF5	49	101

\*) gemittelt über alle Geräteeinstellungen

Tab. 17: Mittelwerte und Maximalwerte der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung für männliche Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen (MM bzw. FM) sowie für männliche Fernsehzuschauer (FF)

Gerät	Betriebsbedingte effektive Äquivalentdosisleistung in pSv/h	
	Mittelwert*	Maximalwert
MM1 - MM3	<4	<7
FM1	6	11
FM2	<4	7
FM3 - FM5	<4	<7
FF1	18	31
FF2	21	31
FF3	26	52
FF4	7	13
FF5	38	79

\*) gemittelt über alle Geräteeinstellungen

Tab. 18: Mittelwerte und Maximalwerte der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung für weibliche Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen (MM bzw. FM) sowie für weibliche Fernsehzuschauer (FF)

die in Tab. 16 zusammengestellten Werte. Mit Hilfe dieser Werte kann aus der Ortsdosisleistung  $\dot{H}(5\text{ cm})$  unmittelbar die effektive Äquivalentdosisleistung für Männer und Frauen in der VT-Arbeitsposition bzw. in der TV-Zuschauerposition berechnet werden.

Die Tab. 17 zeigt die auf diese Weise erhaltenen Mittel- und Maximalwerte der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung für männliche Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen bzw. für männliche Fernsehzuschauer. Die für die Monitoren MM1 - MM3 bzw. FM1 - FM5 angegebenen Werte beziehen sich dabei auf die Sitzposition an Bildschirmarbeitsplätzen (Abb. 11) und die für die Fernsehempfänger FF1 - FF5 angegebenen Werte auf eine Zuschauerentfernung von 2.5 m.

Die Tab. 18 zeigt die entsprechenden Werte für weibliche Personen. Diese Werte sind generell etwa 15 % kleiner als die Werte für männliche Personen.

## 9. Diskussion der Ergebnisse

### 9.1 Strahlenexposition an Bildschirmarbeitsplätzen

An Bildschirmarbeitsplätzen, die mit einem der untersuchten monochromatischen Monitoren ausgestattet sind, ist die betriebsbedingte effektive Äquivalentdosisleistung bei allen Betriebsbedingungen kleiner als 8 pSv/h für männliche Beschäftigte bzw. kleiner als 7 pSv/h für weibliche Beschäftigte. Das gleiche gilt für Bildschirmarbeitsplätze, die mit einem der Farb-Monitore FM3 - FM5 ausgerüstet sind. An Bildschirmarbeitsplätzen mit den Farb-Monitoren FM1 oder FM2 muß bei extremen Betriebsbedingungen mit einer effektiven Äquivalentdosisleistung von 13 pSv/h (FM1) bzw. 7 pSv/h (FM2) gerechnet werden.

Aus dem Maximalwert der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung (13 pSv/h) ergibt sich bei Zugrundelegung einer Arbeitszeit von 2000 h/a eine jährliche effektive Äquivalentdosis von 26 nSv/a. Dieser Wert ist nahezu fünf Zehnerpotenzen kleiner als die natürliche Strahlenexposition und daher ohne jegliche biologische Bedeutung.

Um eine Vorstellung von der Größenordnung der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung an Bildschirmarbeitsplätzen zu vermitteln, sei folgender Vergleich angestellt: Bedingt durch die im Körper enthaltene K-40-Aktivität stellt jeder Mensch eine natürliche Strahlenquelle dar. Die durch die menschliche Strahlenemission bedingte effektive Äquivalentdosisleistung beträgt in 50 cm Abstand von der Körperachse etwa 170 pSv/h. Dieser Wert ist mehr als zehnmal so groß wie die im Rahmen der vorliegenden Untersuchungen ermittelte maximale betriebsbedingte Strahlenexposition an Bildschirmarbeitsplätzen.

Die Hochspannungsversorgungen der untersuchten Geräte sind elektronisch stabilisiert und gegen äußere Eingriffe weitgehend gesichert. Überhöhte Hochspannungen können bei diesen Geräten daher kaum auftreten.

Bedingt durch die Stabilisierung bzw. die Sicherung der Hochspannungseinheiten konnte im Rahmen der vorliegenden Arbeit nicht untersucht werden, welche Strahlenexpositionen bei überhöhter Hochspannung zu erwarten sind. Aufgrund von früheren Untersuchungen (BRA59) nimmt die Strahlenexposition um etwa eine Größenordnung zu, wenn die Hochspannung an der Bildröhre von 24 kV auf 30 kV erhöht wird. Es ist allerdings fraglich, inwieweit sich diese Ergebnisse auf moderne Geräte übertragen lassen, da bei heutigen Geräten die Bildschirmstrahlung wahrscheinlich härter gefiltert wird als bei früheren Geräten. Für konservative Abschätzungen kann man davon ausgehen, daß bei heutigen Geräten die betriebsbedingte Strahlenexposition bei falsch eingestellter Hochspannung höchstens um zwei Größenordnungen über dem Wert bei korrekt eingestellter Hochspannung liegt. Demnach ist auch bei sehr ungünstigen Bedingungen kaum damit zu rechnen, daß die betriebsbedingte Äquivalentdosisleistung größer als etwa 1,3 nSv/h ist.

Zieht man wiederum den Vergleich mit der durch das Körperkalium bedingten menschlichen Strahlenemission heran, so ist die betriebsbedingte Strahlenexposition auch bei Geräten mit stark überhöhter Bildröhrenspannung kaum größer als die zusätzliche natürliche Strahlenexposition von Personen, die sich in einer größeren Menschengruppe befinden.

Es ist daher äußerst unwahrscheinlich, daß die in letzter Zeit bekanntgewordenen Fälle von Fehl- bzw. Mißgeburten bei Bildschirm-Operateurinnen auf die Einwirkung der betriebsbedingten Röntgen-Emission während der Schwangerschaft zurückzuführen sind. Viel wahrscheinlicher ist, daß die Fehlgeburten auf sekundäre Ursachen zurückzuführen sind. So wird beispielsweise vielfach berichtet, daß Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen zu erhöhtem Tabletten- und Zigarettenkonsum neigen. Dies wäre ein Ansatzpunkt für weitere Untersuchungen.

## 9.2 Strahlenexposition an Fern-Fernsehempfängern

Bei Zugrundelegung einer Zuschauerentfernung von 2,5 m ist die betriebsbedingte Äquivalentdosisleistung bei allen untersuchten Geräten kleiner als etwa 0,1 nSv/h. Die über alle untersuchten Geräte und über alle Geräteeinstellungen gemittelte betriebsbedingte Äquivalentdosisleistung beträgt etwa 30 pSv/h. Geht man von einer täglichen Fernsehzeit von etwa 2 h aus, so ergibt sich hieraus eine mittlere jährliche Äquivalentdosis von etwa 22 nSv. Dieser Wert liegt in der gleichen Größenordnung wie die Strahlenexposition an Bildschirmarbeitsplätzen und ist ebenfalls ohne jegliche biologische Bedeutung.

Bei Zugrundelegung des Maximalwertes der betriebsbedingten Äquivalentdosisleistung von 0,1 nSv/h sowie einer extrem langen Fernsehzeit von 12 h pro Tag ergibt sich eine jährliche Äquivalentdosis von etwa 440 nSv. Bei stark überhöhter Bildröhrenspannung könnte sich dieser Wert möglicherweise bis auf etwa 0,04 mSv erhöhen. Demnach ist auch bei extremen Bedingungen kaum mit einer betriebsbedingten Strahlenexposition von mehr als etwa 5 % des natürlichen Pegels zu rechnen.

Zur Absicherung dieses Ergebnisses werden zur Zeit mit einer einfacheren transportablen Meßanordnung Felduntersuchungen an einer größeren Anzahl von Fernsehgeräten durchgeführt (D085).



## Anhang 1

### Abschätzung der Strahlenabsorption in der Bleiglasummantelung der Bildröhre

Für die Abschwächung eines parallelen Strahlenbündels in einer Materieschicht gilt bei senkrechtem Strahleneinfall die allgemeine Beziehung

$$I = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot d) \quad (\text{A1})$$

$I$  = Intensität der in die Materie eintretenden Strahlung  
 $I_0$  = Intensität der aus der Materie austretenden Strahlung  
 $\mu$  = linearer Schwächungskoeffizient der Materie  
 $d$  = Schichtdicke der Materie

Bei einer Photonenenergie von 30 keV ist der Schwächungskoeffizient von Blei um mehr als zwei Größenordnungen größer als die Schwächungskoeffizienten der übrigen Glasbestandteile. Aus diesem Grund kann man bei einem Bleigehalt von mehr als 5 % für den linearen Schwächungskoeffizienten des Bleiglasses in guter Näherung die folgende vereinfachte Beziehung ansetzen:

$$\mu_{\text{BG}} = \rho_{\text{BG}} \cdot P_{\text{PbO}} \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{PbO}} \quad (\text{A2})$$

$\mu_{\text{BG}}$  = linearer Schwächungskoeffizient von Bleiglas  
 $\rho_{\text{BG}}$  = Dichte von Bleiglas  
 $P_{\text{PbO}}$  = Gewichtsanteil von PbO  
 $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{PbO}}$  = Massenschwächungskoeffizient von PbO

Für die Dichte des Bleiglasses gilt:

$$\rho_{\text{BG}} = P_{\text{PbO}} \cdot \rho_{\text{PbO}} + (1 - P_{\text{PbO}}) \cdot \rho_{\text{G}} \quad (\text{A3})$$

$\rho_{\text{PbO}}$  = Dichte von PbO (9,53 g/cm<sup>3</sup>)  
 $\rho_{\text{G}}$  = Dichte von Normalglas (2,5 g/cm<sup>3</sup>)

Für den Massenschwächungskoeffizienten von PbO gilt:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{PbO}} = 207 \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Pb}} + 16 \cdot \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{O}} / 223 \quad (\text{A4})$$

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{Pb}} = \text{Massenschwächungskoeffizient von Pb}$$
$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{O}} = \text{Massenschwächungskoeffizient von O}$$

Bei der Photonenenergie 30 keV ergibt sich nach Gl. (A4) der Wert

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{\text{PbO}} = 27,0 \text{ cm}^2/\text{g}$$

Der Gewichtsanteil von PbO schwankt nach (LE70) zwischen 30 % und 50 %. Die Dicke der Bleiglasummantelung variiert zwischen etwa 0,8 mm und 1,2 mm.

Messungen haben ergeben, daß bei einer Wandstärke von 0,87 mm und einem Bleigehalt von 50 % die Strahlenemission um den Faktor 40 kleiner ist als bei der gleichen Wandstärke und einem Bleigehalt von 30 % (LE70). Eine Abschätzung anhand der Gln. (A1) bis (A4) ergibt einen Reduktionsfaktor von 47. Außerdem haben die Messungen ergeben, daß bei einer Wandstärke von 1,26 mm und einem Bleigehalt von 30 % die Strahlenemission um den Faktor 3,5 kleiner ist als bei dem gleichen Bleigehalt und einer Wandstärke von 0,87 mm. Hier ergibt die Abschätzung anhand der Gln. (A1) bis (A4) einen Reduktionsfaktor von 4,1.

Die nach den Gln. (A1) bis (A4) abgeschätzten Reduktionsfaktoren weichen um höchstens 20 % von den experimentellen Ergebnissen ab. Im Rahmen dieser Genauigkeit können die Gln. (A1) bis (A4) daher auch für andere Abschätzungen herangezogen werden.

So wird beispielsweise bei einer mittleren Dicke von 1 mm und einem mittleren Bleigehalt von 40 % die Röntgen-Störstrahlung in der Ummantelung um etwa den Faktor 300 abgeschwächt. Bei einer Dicke von 1,2 mm und einem Bleigehalt von 50 % ist der Schwächungsfaktor größer als 10 000.

## Anhang 2

### Einfluß des Energieauflösungsvermögens auf die Berechnung der Ortsdosisleistung

Nach Abschn. 3.2 gilt für die Ortsdosisleistung die Beziehung

$$\dot{H}(E) = C \cdot f(E) \cdot Z(E) \quad (A5)$$

$\dot{H}$  = Ortsdosisleistung

$E$  = Photonenenergie

$C$  = Umrechnungsfaktor nach Gl. (3)

$f$  = Umrechnungsfaktor nach Gl. (9)

$Z$  = Impulsrate im Photopeak

Diese Beziehung kann mit Hilfe der in Abschn. 3.1 gegebenen Funktion  $E(K)$  transformiert werden in

$$\dot{H}(K) = C \cdot f(K) \cdot Z(K) \quad (A6)$$

$K$  = Kanalnummer

Die folgenden Überlegungen beziehen sich zunächst auf monoenergetische Strahlung mit der Energie  $E_0$ . Dieser Energie entspricht die Kanalnummer  $K_0$ . Bei einem Detektor mit unendlich hohem Auflösungsvermögen gilt dann für die Impulsrate  $Z$  als Funktion der Kanalnummer  $K$  im Bereich des Photopeaks:

$$Z(K) = \begin{cases} Z_0 & \text{für } K = K_0 \\ 0 & \text{für } K \neq K_0 \end{cases} \quad (A7)$$

Bei einem Detektor mit endlichem Auflösungsvermögen gilt dagegen:

$$Z(K) = \frac{Z_0}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \exp\left[-\frac{(K-K_0)^2}{2\sigma^2}\right] \quad (A8)$$

$\sigma$  = Standardabweichung (42 % der Halbwertsbreite)

Für die Ortsdosisleistung ergibt sich im ersten Fall

$$\dot{H} = f(K_0) \cdot Z_0 \quad (A9)$$

und im zweiten Fall

$$H = \sum_K \left[ \frac{Z_0}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \cdot f(K) \cdot \exp \left[ -\frac{(K-K_0)^2}{2\sigma^2} \right] \right] \quad (\text{A10})$$

Entwickelt man  $f(K)$  nach Taylor um  $K_0$ , so erhält man in erster Näherung die Beziehung:

$$f(K) = f(K_0) + \alpha \cdot (K-K_0) \quad (\text{A11})$$

$\alpha$  = erste Ableitung von  $f(K)$  an der Stelle  $K = K_0$

Setzt man diesen Ausdruck in Gl. (A11) ein, so erhält man nach Umformung der Summe in ein Integral die folgende Beziehung:

$$H = \frac{Z_0}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma} \cdot \left[ f(K_0) \cdot \int \exp \left[ -\frac{(K-K_0)^2}{2\sigma^2} \right] dK + \right. \\ \left. + \alpha \int (K-K_0) \cdot \exp \left[ -\frac{(K-K_0)^2}{2\sigma^2} \right] dK \right] \quad (\text{A12})$$

Integriert man von  $K = -\infty$  bis  $K = +\infty$ , so ergibt sich hieraus in Übereinstimmung mit Gl. (A9):

$$H = f(K_0) \cdot Z_0 \quad (\text{A13})$$

Demnach hat das Energieauflösungsvermögen keinen Einfluß auf die Berechnung der Ortsdosisleistung, sofern der Umrechnungsfaktor  $f(K)$  in der durch Gl. (A11) gegebenen Form darstellbar ist. Diese Voraussetzung ist im vorliegenden Fall zumindest im Peak-Bereich in sehr guter Näherung erfüllt.

Die Überlegungen lassen sich ohne Schwierigkeiten auch auf Strahlungskontinua übertragen. Hierbei ergibt sich in Analogie zu Gl. (A13)

$$H = \sum_K f(K) \cdot Z(K) \quad (\text{A14})$$

Literaturverzeichnis

- ASA46 American Standards Association:  
Safety code for industrial use of x-rays  
Code Z-54.1, 1946
- BE70 Becker, S.:  
An Investigation of X Radiation from Color Television  
Receivers in Suffolk County, New York  
Radiological Health Data and Reports, Apr. 1970, S. 179
- BE71 Becker, S.:  
Results of a Followup Radiation Survey on Color Tele-  
vision Sets, Suffolk County, New York  
Radiological Health Data and Reports, Sep. 1971, S. 457
- BR59 Braestrup, C.P., Mooney, R.T.:  
X-ray Emission from Television Sets  
Science Vol. 130, p. 1071-1074, Oct. 1959
- BRH79 U.S. Dep. of Health and Human Services  
Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland:  
X-Radiation and Identification Characteristics of CRT's  
of Foreign Manufacture  
Rep. No. FDA/BRH-79/69, Feb. 1979
- BRH81 U.S. Dep. of Health and Human Services  
Bureau of Radiological Health, Rockville, Maryland:  
An Evaluation of Radiation Emission from Video-Display-  
Terminals  
Rep. No. FDA/BRH-81/57, Feb. 1981
- DEK81 Deutsche Elektrotechnische Kommission im DIN und VDE  
Sicherheitsbestimmung für netzbetriebene elektronische  
Geräte (VDE-Bestimmung)  
DIN IEC 65/VDE 0860/8.81, August 1981
- DO84 Doerfel, H.:  
Bestimmung der Ortsdosisleistung an Bildschirmarbeits-  
plätzen  
in: Jahresbericht 1983 der Hauptabteilung Sicherheit  
Red. Kiefer, H., Koelzer, W., Koenig L.A.  
Kernforschungszentrum Karlsruhe, KfK 3663, Apr. 1984,  
S. 189
- DO85 Doerfel, H., Graffunder, H.:  
Felduntersuchung zur Bestimmung der betriebsbedingten  
Strahlenexposition an Bildschirmgeräten  
KfK-Bericht in Vorbereitung
- DR83 Drexler, G., Eckerl, H.:  
Ermittlung von Körperdosen bei externer Strahlenexposi-  
tion  
Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH  
GSF Bericht S-955, ISSN 0721-1694, Juni 1983

- FR79 Frank, M., Stolz, W.:  
Festkörperdosimetrie ionisierender Strahlung  
Verlag Chemie GmbH, Weinheim, Bergstr., 1969
- GR72 Griffiths, J., Ballentine, R.:  
Television Watching May be Dangerous to Your Health  
in: Silent Slaughter, Henry Regnery Comp. (Publ.)  
LCCC-Number: 72-80926, 1972
- HA64 Hayashi, S., Kitao, T., Hayashi, M., Oki, I.,  
Oshino, A.:  
X-rays from Color Television Receivers  
Journal of Radiation Research 5-3-4, S. 147-158, Sep.64
- HGBG80 Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften  
Zentralstelle für Unfallverhütung und Arbeitsmedizin:  
Sicherheitsregeln für Bildschirmarbeitsplätze im Büro-  
bereich  
Best.-Nr.: ZH 1/618, C. Heymanns Verl. KG, Köln,  
Okt. 1980
- JA74 Jaeger, R.G., Hübner, W.:  
Dosimetrie und Strahlenschutz  
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1974
- KO68 Kolb, W.:  
Die Röntgenstörstrahlung von Farbfernsehgeräten  
Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins  
Bul. ASE 59 (1968) 3, 3. Feb. 1968
- LA71 Lane, R.A.:  
Color Television Survey in Pennsylvania  
Radiological Health Data and Reports, Mar. 1971, S. 137
- LE70 Levin, H., Ruggera, P.S.:  
Lead Content of Glas Used for Shielding Television  
Receiver Components and its Relation to Exposure Rate  
Radiological Health Data and Reports, March 1970, S. 135
- NCRP68 National Council on Radiation Protection and Measure-  
ments:  
X-ray Protection Standards for Home Television  
Receivers  
NCRP-Report, Washington, D.C., Feb. 1968
- NIOSH80 National Institute for Occupational Safety and Health:  
Technical Assistance Report No. TA-80-105-757 at  
Lexington Herald-Leader, Lexington, Kentucky, Oct. 1980
- RE67 Rechen, H.J.L., Lee, T.R., Schneider, R.H., Briscoe, O.  
Measurement of X-ray Exposure from a Home Television  
Receiver  
Radiological Health Data and Reports, Dec. 1967, S. 687
- RE83 Renz, K.:  
Strahlengefährdung an Bildschirmarbeitsplätzen  
Berufsgenossenschaft d. Feinmechanik und Elektrotechnik  
Informationen für die Sicherheitskraft 5/1983

- RÖV73 Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RÖV)  
Bundesgesetzblatt Teil I, Z 1997 A, S. 173, 9. März 73
- TFME82 Task Force on Microelectronics and Employment:  
In the Chips: Opportunities People Partnerships  
Minister of Labour, House of Commons, Ottawa, Canada,  
1982
- TSB68 Technical Services Branch  
National Center for Radiological Health:  
A Pilot Study of X-radiation Emissions from Color  
Television Receivers in Pinellas County, Florida  
Radiological Health Data and Reports, Vol. 9, No. 1,  
Oct. 1968, S. 525

Abbildungsverzeichnis

	S.
Abb. 1: Phoswich-Detektor zur Messung niederenergetischer Photonenstrahlung (Quartz & Silice Typ 203YBE10)	9
Abb. 2: Elektronische Komponenten zum Betrieb des Phoswich-Detektors	10
Abb. 3: Zusammenhang zwischen der Photonenenergie (effektive Energie bei Röntgen-Strahlern bzw. $\gamma$ -Energie bei $\gamma$ -Strahlern) und der Kanallage des entsprechenden Peak-Maximum im Spektrum des Phoswich-Detektors	16
Abb. 4: Anzahl der Impulse im Photo-Peak bezogen auf die Anzahl der auf das Strahleneintrittsfenster auftreffenden Photonen in Abhängigkeit von der Photonenenergie bzw. der Kanallage des Peak-Maximum	19
Abb. 5: Umrechnungsfaktor $f(K)$ zur Berechnung der mittleren Ortsdosisleistung im Bereich des Strahleneintrittsfensters des Phoswich-Detektors aus der Impulsrate $Z(K)$ im Photo-Peak des Impulshöhenspektrums	20
Abb. 6: Niederenergetische Komponente des gerätespezifischen Nulleffekts eines Bildschirmgerätes (FM3) Energiezuordnung: ca. 1 keV pro Kanal	22
Abb. 7: Höherenergetische Komponente des gerätespezifischen Nulleffekts eines Bildschirmgerätes (FM3) Energiezuordnung: ca. 10 keV pro Kanal	23
Abb. 8: Abhängigkeit der betriebsbedingten Ortsdosisleistung von der Geräteeinstellung für den Farbfernsehempfänger FF1	37
Abb. 9: Abhängigkeit der betriebsbedingten Ortsdosisleistung von der Geräteeinstellung für den Farbfernsehempfänger FF4	38
Abb. 10: Abhängigkeit der betriebsbedingten Ortsdosisleistung von der Geräteeinstellung für den Farbfernsehempfänger FF5	38
Abb. 11: Beispiel eines ergonomisch gestalteten Bildschirmarbeitsplatzes nach den Sicherheitsregeln für Bildschirmarbeitsplätze im Bürobereich (HGBG80)	41



Tabellenverzeichnis

S.

Tab. 1:	Kenngrößen der für die Kalibrierungen benutzten Nuklide	14
Tab. 2:	Nulleffekt-Ortsdosisleistung $\dot{H}_0$ im Energiebereich der betriebsbedingten Röntgen-Strahlung bei monochromatischen Monitoren (MM), Farb-Monitoren (FM) und Farb-Fernsehempfängern (FF) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte	25
Tab. 3:	Mittlere Schwankungsbreite der Nulleffekt-Ortsdosisleistung $\sigma(\dot{H}_0)$ im Energiebereich der betriebsbedingten Röntgen-Strahlung bei monochromatischen Monitoren (MM), Farb-Monitoren (FM) und Farb-Fernsehempfängern (FF) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte	27
Tab. 4:	Mittelwert und Standardabweichung der Hochspannung bei verschiedenen Geräteeinstellungen für monochromatische Monitoren (MM), Farb-Monitoren (FM) und Farb-Fernsehempfänger (FF)	29
Tab. 5:	Differenz zwischen den Meßwerten der Ortsdosisleistung bei angeschaltetem Gerät ( $\dot{H}$ ) und bei abgeschaltetem Gerät ( $\dot{H}_0$ ) sowie zählstatistischer Meßfehler $\sigma(\dot{H})$ für die monochromatischen Monitoren MM1 - MM3	31
Tab. 6:	Differenz zwischen den Meßwerten der Ortsdosisleistung bei angeschaltetem Gerät ( $\dot{H}$ ) und bei abgeschaltetem Gerät ( $\dot{H}_0$ ) sowie zählstatistischer Meßfehler $\sigma(\dot{H})$ für die Farb-Monitoren FM1 - FM5	32
Tab. 7:	Einzelwerte und Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung $\dot{H}_x$ (nach Gl.(12)) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte der monochromatischen Monitoren MM1 - MM3	34
Tab. 8:	Einzelwerte und Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung $\dot{H}_x$ (nach Gl.(12)) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte der Farb-Monitoren FM1 - FM5	35
Tab. 9:	Einzelwerte und Mittelwerte der betriebsbedingten Ortsdosisleistung $\dot{H}_x$ (nach Gl.(12)) in 5 cm Abstand von der Bildschirmmitte der Farb-Fernsehempfänger FF1 - FF5	36
Tab. 10:	Wichtungsfaktoren $w_T$ zur Berechnung der effektiven Äquivalentdosis nach Gl. (13)	40
Tab. 11:	Bildschirmabstände verschiedener Organe bzw. des Ganzkörpers für die Sitzposition an Bildschirmarbeitsplätzen (VT-Arbeitsposition) und für die Sitzposition von Fernsehzuschauern (TV-Zuschauerposition)	43

	S.
Tab. 12: Relative Ortsdosisleistung am geometrischen Ort verschiedener Organe bzw. des Ganzkörpers bei ungestörtem Strahlenfeld	44
Tab. 13: Konversionsfaktoren zur Berechnung der Äquivalentdosis in verschiedenen Organen bzw. Geweben aus der Ortsdosis am geometrischen Ort der betreffenden Organe bzw. Gewebe für parallelen Strahleneinfall (anterior-posterior) bei einer Photonenenergie von 25 keV (DR83)	44
Tab. 14: Relative Äquivalentdosisleistung für eine männliche Person bei Zugrundelegung der VT-Arbeitsposition bzw. der TV Zuschauerposition	45
Tab. 15: Relative Äquivalentdosisleistung für eine weibliche Person bei Zugrundelegung der VT-Arbeitsposition bzw. der TV Zuschauerposition	45
Tab. 16: Relative effektive Äquivalentdosisleistung für männliche und weibliche Personen bei Zugrundelegung der VT-Arbeitsposition bzw. der TV Zuschauerposition	46
Tab. 17: Mittelwerte und Maximalwerte der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung für männliche Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen (MM bzw. FM) sowie für männliche Fernsehzuschauer (FF)	46
Tab. 18: Mittelwerte und Maximalwerte der betriebsbedingten effektiven Äquivalentdosisleistung für weibliche Beschäftigte an Bildschirmarbeitsplätzen (MM bzw. FM) sowie für weibliche Fernsehzuschauer (FF)	47