GEMEINSAME JAHRESTAGUNG 1990
Göttingen, 19. bis 22. September 1990

HAUPTTHEMA:

STRAHLENSCHUTZ
IM MEDIZINISCHEN BEREICH
UND AN BESCHLEUNIGERN

NACHTRAG ZUM TAGUNGSBAND "WORK IN PROGRESS"

VERANSTALTET VON

DER DEUTSCHEN GESELLSCHAFT FÜR MEDIZINISCHE PHYSIK
DEM FACHVERBAND FÜR STRAHLENSCHUTZ
DER SCHWEIZERISCHEN GESELLSCHAFT FÜR STRAHLENBIOLOGIE
UND MEDIZINISCHE PHYSIK
DER VEREINIGUNG DEUTSCHER STRAHLENSCHUTZÄRZTE

IN ZUSAMMENARBEIT MIT

DER ÖSTERREICHISCHEN GESELLSCHAFT FÜR MEDIZINISCHE PHYSIK
DEM VERBAND FÜR MEDIZINISCHEN STRAHLENSCHUTZ IN ÖSTERREICH
DEM GEMEINSCHAFTSAUSSCHUSS FÜR STRAHLENFORSCHUNG
DER FACHGRUPPE AUDIOLOGISCHE AKUSTIK DER ITG
DEM RADIOLOGISCHEN ZENTRUM DER UNIVERSITÄT GÖTTINGEN

Tachlinski

Vorwort

Um den Tagungsteilnehmern in Anbetracht der frühzeitigen Drucklegung des Tagungsbandes im Juli 1990 noch eine Möglichkeit zum Einbringen neuester Ergebnisse und von Nachträgen einzuräumen, erscheint hiermit unmittelbar zu Tagungsbeginn unter dem ermutigenden Stichwort "work in progress" wie angekündigt noch ein Ergänzungsheft zum Tagungsband.

Göttingen, September 1990 Dietrich Harder

Kurzfassungen

B3 W. Bischof
Göttingen
Optimierung im Strahlenschutz
- Rechtliche Konkretisierung -

D4 H.G. Paretzke
Neuherberg
Wie gefährlich sind kleine Strahlendosen für den Menschen?

D5 J. Kiefer
Gießen
Strahlenschutzprobleme in der bemannten Weltraumfahrt

H1 F. Schröder
Erlangen
Strahlenschutz an medizinischen Beschleunigern während der Instandsetzung und Wartung

M2 G. Garavaglia
Bellinzona
Swiss Dosimetry Intercomparison of High Energy Photon and Electron Beams: Results and Evaluation

S2 H. Schmier, K. König
Neuherberg
Kalibrierung von Ganzkörperzählern, Vergleichbarkeit von Meßergebnissen

T5 J.P. Chaudhuri
Gießen
An appraisal of the important biological parameters of radiation dosimetry for radiation protection

T8 P. Pihet, H. Brede, S. Gerdung, H.G. Menzel, U. Schreve, H. Schuhmacher
Homburg (Saar), Braunschweig
Low Pressure Proportional Counters to Determine Kerma per Unit Neutron Fluence in Different Materials for Neutrons between 14 and 60 MeV

T10 L. Hambeck, H. Lutze, H.-J. Richter, M. Riedel
Grüna
"AZ-2" - Ein Gerät zur Bestimmung der potentiellen Alphaenergie-Konzentration der Radon-Folgeprodukte

U16 J. Kopp, W. Maier, E. Klotz
Augsburg
Erste Ergebnisse der Abnahmeprüfungen nach DIN 6868 T50

U17 W. Maier, J. Kopp, E. Klotz
Augsburg
Konstanzprüfung der Empfindlichkeit von Verstärkerfolien

W2 K. Ewen, H.J. Probst
Düsseldorf, Jülich
Die Personensicherheitsanlage für COSY-Jülich

W6 G. Blokesch, M. Förster, J. Friedl, N. Marquardt, D. Schirmer, K. Wille
Dortmund
Die Abschirmmaßnahmen bei der Dortmunder Elektronen-Testspeicherring-Anlage Delta

X7 S. Andresen, B. Davis
Zürich
Kombinierte Bestrahlung mit Photonen und Elektronen bei HNO-Tumoren; Optimierung der Dosisverteilung

X19 H. Thurmann, A. Heß
Hamburg
Festkörperphantom zur Bestimmung der Dosisverteilung im Nahbereich einer 192 Ir-Quelle

X21 S. Divoux, B. Pothmann, P. Tabor, W. Alberti, K.-P. Hermann, D. Harder
Essen, Göttingen
Variation der Strahlerkonfiguration in Jod-125-Seeds des Typs 6702

X22 M. Spoddeck, H. Kobischke, K.-L. Maack
Berlin
Messung von Dosisverteilungen in der Afterloadingtherapie mit dem PTW-Meßphantom MP-2

X23 E. Tabbert, K.-P. Schmidt
Schwerin
3D-Bestrahlungsplanung auf einer Micro-VAX II

X24 G. Bürgstein, V. Steil, U. Beyer, B. Steidle
Gießen, Ravensburg
Konstanzprüfungen am Linearbeschleuniger Philips SL 18

X25 M. Abou Mandour, P. Schröder-Babo, D. Harder
Alexandria, Heidelberg, Göttingen
Schnelle Dosisberechnung für Elektronen nach der Nadelstrahlmethode

X26 P. Schröder-Babo, D. Harder
Heidelberg, Göttingen
Elektronenstrahlanalyse mit der Vielfach-Lochkamera

Y11 D. Roth, S. Kern, M. Alraun, B. Niesert
Gießen, Villingen
Theludos - Programm zur Unterstützung der Thermolumineszensdosimetrie in der klinischen Routine

Z14 K.-D. Rosenbaum, H. Klöckner, S. Jilg, D. Attig, B. Franke
Greifswald
Manometrische Funktionsdiagnostik im Gastrointestinaltrakt

Z15 W. Wittek, W. Wilke, H. Schulz, S. Gursky, H.-J. Pauer, K. Imhof
Leipzig, Erlangen
Multiplanare CT-Rekonstruktion der Kiefer für die Implantationschirurgie

Z16 L. v. Klitzing
Lübeck
Zeitliche Korrelation zwischen einem encephalomagnetischen Signal und der nachfolgenden EKG R-Zacke

OPTIMIERUNG IM STRAHLENSCHUTZ
- Rechtliche Konkretisierung

von W. Bischof, Göttingen

Das Prinzip der Optimierung oder Minimierung im Strahlenschutz ist neben der Rechtfertigung und der Dosisbegrenzung eines der drei Grundsätze, die von der Internationalen Strahlenschutzkommission, der ICRP, etwa seit Mitte der fünfziger Jahre ihrem System des Schutzes gegen schädliche Wirkungen ionisierender Strahlen zugrunde gelegt worden sind und auch in Zukunft für die internationale und nationale Strahlenschutzregelungen bestimmend bleiben werden. Nach der Verkündung des augenblicklich geltenden ALARA-Konzepts der ICRP ("All exposures shall be kept as low as reasonably achievable, economic and social factors being taken into account") aus dem Jahre 1977 (Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 26, Annals of the ICRP 1 (1977) No. 3, para. 12, 68 ff) haben zahlreiche, von den zuständigen internationalen Organisationen (etwa der Internationalen Atomenergie-Organisation, der Kernenergieagentur der OECD und den Europäischen Gemeinschaften) veranstaltete Symposien sich mit dem Begriff, den Methoden, der Technik und den praktischen Anwendungsproblemen der Strahlenschutzoptimierung beschäftigt. Die ICRP hat zur Klärung von Mißverständnissen und von Einzelfragen ergänzend zu ihrer allgemeinen Empfehlung No. 26 von 1977 zwei Spezialveröffentlichungen der Optimierung gewidmet:

- Empfehlung No. 37 (1983) "Cost-Benefit Analysis in the Optimization of Radiation Protection";
- Empfehlung No. 55 (1989) "Optimization and Decision-Making in Radiation Protection".

Die Internationale Atomenergie-Organisation (IAEO) hat neben den Veröffentlichungen ihrer drei Optimierungssymposien von 1979, 1981 und 1986 kürzlich (1990) in der IAEA Safety Series Nr. 101, 102 und 103 neuere Empfehlungen für die praktische Anwendung des ALARA-Prinzips für die verschiedenen nuklearen und radiologischen Tätigkeiten herausgegeben.

Angesichts dieser aktuellen Debatte über einen für den praktischen Strahlenschutz wichtigen Grundsatz erscheint es erstaunlich, daß in den gesetzlichen Regelungen, in juristischen Abhandlungen und auch in den zahlreichen gerichtlichen Entscheidungen zum Atom- und Strahlenschutzrecht der Begriff der Optimierung so gut wie nie verwendet wird. In Gerichtsentscheidungen und in der Literatur benutzte man längere Zeit das Wortungetüm "Mindestbelastungsgebot", das dazu auch noch sachlich falsch war, weil es nicht um ein Gebot zur Strahlenexposition, sondern um das Gegenteil, das Gebot zur Minimierung, geht.

Wegen des offensichtlichen Mißverhältnisses zwischen der Bedeutung, die der Optimierung einerseits im internationalen Bereich und andererseits durch die nationalen Strahlenschutzrechtsregeln beigemessen wird, erscheint eine Klärung wünschenswert, ob und inwieweit der Optimieriungsinhalt dieses ICRP-Grundsatzes auch im internationalen und im nationalen, vor allem im deutschen Strahlenschutzrecht berücksichtigt wird. Nach einem kurzen Überblick über die Entwicklung des ALARA-Prinzips im Rahmen der ICRP ist zu skizzieren, in welcher Form der Optimierungsgrundsatz in völkerrechtliche und EG-rechtliche Strahlenschutznormierungen übernommen wurde. Schließlich ist darzulegen, in welcher Weise das ALARA-Prinzip in das deutsche Strahlenschutzrecht (§ 1 Abs. 2 des Strahlenschutzvorsorgegesetzes; § 28 Abs. 1 der Strahlenschutzverordnung; § 15 Abs. 1 der Röntgenverordnung) und in einige ausgewählte andere nationale Rechtsordnungen transformiert wurde und welchen konkreten Regelungsinhalt die Optimierung gefunden hat. Dabei sollen anhand der Rechtsprechung und der Literatur Antworten gegeben werden etwa auf folgende Fragen:

- Optimierungsprinzip als Generalklausel oder durch konkrete Einzelfallregelungen;
- wer ist Normadressat des Optimierungsgebots;
- Optimierung und Grundrechtsschutz;
- Optimierung, Reasonableness, Grundsatz der Verhältnismäßigkeit und "kritische Vernunft";
- behördliche Maßnahmen und gerichtliche Maßnahmen zur Durchsetzung des Optimierungsgebots;
- hat der Optimierungsgrundsatz drittschützende Wirkung;
- erzeugt die Verletzung des Optimierungsgebots zivilrechtliche Ansprüche;
- ist die Nichteinhaltung des Optimierungsgebots strafbar;
- empfiehlt es sich, die Strahlenschutzgrundsätze im Atomgesetz statt in Rechtsverordnungen zu regeln.

D 4

WIE GEFÄHRLICH SIND KLEINE STRAHLENDOSEN FÜR DEN MENSCHEN?

Herwig G. Paretzke

Die Strahlenexposition des Menschen durch inkorporierte Radionuklide und externe Strahlenfelder in seiner Umwelt, am Arbeitsplatz und durch medizinische Anwendungen macht eine Quantifizierung der damit verbundenen Gesundheitsrisiken sinnvoll. Diese Quantifizierung ist sehr schwierig, da ionisierende Strahlung in dem hier interessierenden Dosisbereich vermutlich im Wesentlichen nur das Auftreten spontaner Krebs- und Leukämieerkrankungen erhöht und dies um ein gegenüber den jeweiligen Spontanraten und ihren zeitlichen und regionalen Schwankungen geringes Ausmaß. Wegen dieses relativ geringen Effekts sind derartige Strahlenwirkungen in epidemiologischen Untersuchungen und in Tierversuchen im niedrigen Dosisbereich praktisch nicht statistisch signifikant nachzuweisen und plausible Arbeitshypothesen über den Verlauf der Dosis-Zeit-Wirkungskurven werden notwendig. Diese Arbeitshypothesen müssen gemacht werden, u.a.:

a) über den Verlauf der Dosis-Wirkungskurven bei niedrigeren Dosen als denen, bei denen signifikante Effekte gefunden wurden. Hierbei ist heute ein linearer Verlauf ohne Schwellenwert für stochastische Strahleneffekte aus der Analyse von experimentellen Daten und anhand theoretischer Überlegungen zur Strahlenkarzinogenese am plausibelsten;
b) über den Einfluß der Dosisrate auf die Form der Dosis-Wirkungskurven. Hierbei werden für die Wirkung von dünn-ionisierender Strahlung insbesondere aufgrund von Tierversuchen Reduktionsfaktoren zwischen 1 (d.h. keiner Dosisratenabhängigkeit) und 10, sowie eine Additivität der Wirkung zeitlich verteilter Bestrahlungsereignisse angenommen;
c) über den zeitlichen Verlauf der Manifestation der strahlenbedingten Spätschäden. Obwohl die - bislang ungeklärten - komplexen Schritte bei der Karzinogenese eine einfache Abhängigkeit nicht unbedingt nahelegen, scheint bei vielen Tumorarten die strahlenbedingte Erhöhung zeitlich proportional zur Spontanrate steil mit dem Alter anzusteigen (relatives Risikomodell); ein Abflachen dieses Anstiegs zu längeren Zeiten hin wird von einigen epidemiologischen Studien nahegelegt;
d) über die Strahlenempfindlichkeit als Funktion des Lebensalters bei Exposition. Hierbei scheint das Strahlenrisiko mit zunehmenden Lebensalter stark abzunehmen; Kinder unter 5 Jahren könnten etwa 5-10 mal empfindlicher als Erwachsene über 40 Jahren sein.

Ferner sind Annahmen über die Geschlechtsabhängigkeit, den Einfluß der Nationalität und der Lebensweise auf das somatische Strahlenrisiko zu machen.

Anhand derartiger Annahmen wurde das über die Bevölkerung alters- und geschlechtsgemittelte Strahlenrisiko von dünn-ionisierender Strahlung im Niedrigdosisbereich von uns zu 7 ± 4 Prozent pro Sv abgeschätzt; für andere Gruppen (z.B. beruflich Strahlenexponierte oder medizinische Strahlenanwendungen) sind andere Mittelwertbildungen notwendig. Dieser Wert liegt im Bereich der Empfehlungen von UNSCEAR, BEIR und ICRP.

Abschließend sei darauf hingewiesen, daß die Schwierigkeiten dieser Quantifizierungen nur durch die vergleichsweise geringe karzinogene Wirkung niedriger Strahlendosen verursacht wird; wäre sie höher, gäbe es mehr signifikante Ergebnisse für diese Analysen. Andererseits sollte fehlende Evidenz für zusätzliche Krebsfälle in epidemiologischen Studien bei niedrigen Dosen auch nicht falsch interpretiert werden als Evidenz für das Fehlen derartiger Fälle.

STRAHLENSCHUTZPROBLEME BEI DER BEMANNTEN WELTRAUMFAHRT

Jürgen Kiefer
Strahlenzentrum der Justus-Liebig-Universität
Giessen

Kosmische Strahlung stellt einen nicht unerheblichen Gefährdungsfaktor bei der bemannten Weltraumfahrt dar. Dies ist nicht nur in der generell höheren Intensität begründet, sondern vor allem auch in der Zusammensetzung, welche von den terrestrischen Verhältnissen erheblich abweicht. In dieser Hinsicht spielen schwere Ionen und durch Kernreaktionen hervorgerufene Spallationen im Gewebe die größte Rolle. In beiden Fällen kommt es zu Wechselwirkungen mit hohen LET-Werten. Die auf Grund der z. Z. gültigen Regeln berechneten Äquivalenzdosisleistungen übersteigen die auf der Erde um Größenordnungen. Für die Strahlenbiologie ergibt sich somit die Notwendigkeit den Qualitätsfaktor für LET-Werte über 200 keV/μm möglichst genau einzugrenzen. Dazu können u. a. Mutationsuntersuchungen mit schweren Ionen herangezogen werden, über deren Ergebnisse und mögliche Schlußfolgerungen für den Strahlenschutz berichtet wird.

STRAHLENSCHUTZ AN MEDIZINISCHEN BESCHLEUNIGERN WÄHREND DER INSTANDSETZUNG UND WARTUNG

F. Schröder

Siemens AG, Zentrales Referat Strahlenschutz, Erlangen

Wer wird bei Verstößen gegen Strahlenschutzvorschriften während der Instandsetzung und Wartung eines medizinischen Beschleunigers von der Aufsichtsbehörde zur Verantwortung gezogen? Diese wichtige Frage wird mit den Genehmigungsbescheiden nach § 16 Strahlenschutzverordnung (StrlSchV), die der Betreiber eines Beschleunigers (z. B. ein Krankenhaus) und die Wartungsfirma besitzen, nicht beantwortet. Sie soll deshalb im folgenden behandelt werden.

Der Betrieb eines medizinischen Beschleunigers ist gemäß § 16 StrlSchV genehmigungspflichtig. Die Wartung oder Instandsetzung des Beschleunigers erfordert ebenfalls eine Genehmigung gemäß § 16 StrlSchV. Nach beiden Genehmigungen sind für die Leitung oder Beaufsichtigung des Betriebs Strahlenschutzbeauftragte zu bestellen, die für die Einhaltung aller Strahlenschutzvorschriften verantwortlich sind und in Strahlenschutzangelegenheiten uneingeschränkt weisungsbefugt sein sollen.

Während der Instandsetzung und Wartung eines medizinischen Beschleunigers ist eine Reihe von Strahlenschutzvorschriften gemäß der StrlSchV und den Auflagen der Genehmigung zu beachten und einzuhalten, z. B. Messungen von Personendosen und Ortdosisleistungen, Regelung des Zutritts zu den Kontrollbereichen, Anzeige sicherheitstechnisch bedeutsamer Ereignisse.

Diese Aufgaben im Strahlenschutz können nur vom Strahlenschutzbeauftragten der Wartungsfirma durchgeführt werden, weil nur die Wartungsfirma für den außerordentlichen Betrieb des Beschleunigers während der Wartung und Instandsetzung die entsprechende Ge-

nehmigung und das Personal mit den erforderlichen Kenntnissen besitzt.

Aus diesen Gründen ist es erforderlich, daß mit Beginn der Wartungsarbeiten die Wartungsfirma alle Aufgaben und Pflichten gemäß StrlSchV und Genehmigungsbescheid des Krankenhauses übernimmt. Der Strahlenschutzbeauftragte der Wartungsfirma ist dann weisungsbefugt und für die Einhaltung aller Strahlenschutzvorschriften allein verantwortlich. Er hat auch dafür zu sorgen, daß während der Wartung Patienten und Beschäftigte des Krankenhauses sich nicht innerhalb der Strahlenschutzbereiche des Beschleunigers aufhalten. Beschäftigten kann der Aufenthalt gestattet werden, wenn dies für die Wartungsarbeiten erforderlich ist.

Nach Abschluß der Wartungsarbeiten wird der Strahlenschutzbeauftragte des Krankenhauses über wesentliche Änderungen bezüglich des Strahlenschutzes informiert. Insbesondere ist er über grobe Mängel, die einen sicheren Betrieb des Beschleunigers unmöglich machen, zu unterrichten. Der Weiterbetrieb liegt dann ausschließlich in der Verantwortung des Strahlenschutzbeauftragten des Krankenhauses.

Die Übergabe des Beschleunigers an die Wartungsfirma und zurück an das Krankenhaus sollte wegen ihrer rechtlichen Bedeutung schriftlich erfolgen. Die Siemens AG hat für diesen Vorgang ein Übergabeformular erstellt, in dem im wesentlichen folgende Daten enthalten sind: Datum und Uhrzeit der Übergabe, für den Strahlenschutz wesentliche Informationen (z. B. Auflagen des Genehmigungsbescheides), festgestellte Mängel, noch vorhandene Mängel, Maßnahmen für den Weiterbetrieb des Beschleunigers.

Der Strahlenschutzbeauftragte des Krankenhauses ist mit diesem Schriftstück für die Zeit der Wartung oder Instandsetzung des Beschleunigers gegenüber der Behörde von seinen Aufgaben und Pflichten im Strahlenschutz entbunden.

SWISS DOSIMETRY INTERCOMPARISON OF HIGH ENERGY PHOTON AND ELECTRON BEAMS: RESULTS AND EVALUATION

Guido Garavaglia

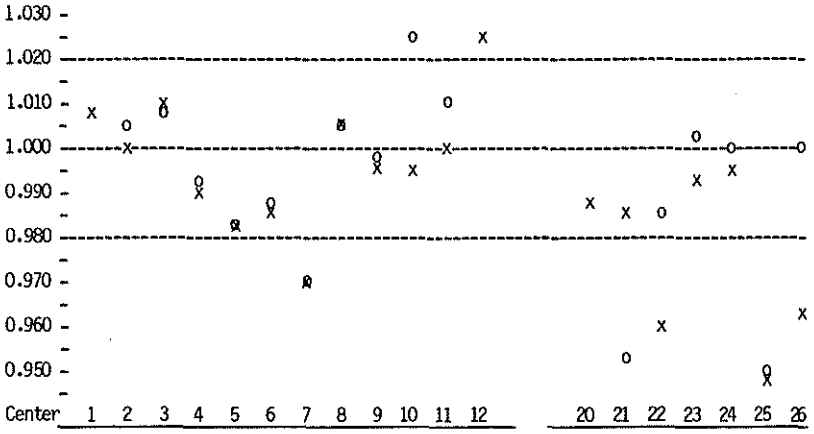
Ospedale San Giovanni, 6500 Bellinzona, Switzerland

In recent years several international and national organizations, including the Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, have introduced revised codes of practice or protocols for the dosimetry of high energy photon and electron beams. About two years after the publication of the Swiss recommendations, it was thought appropriate to carry out a dosimetry intercomparison. The results yield a picture of the homogeneity of dose determination in 12 Swiss centers, a picture completed by measurements carried out in 7 centers abroad. The irradiation units were selected so as to cover the whole range of high energy photon (Co-60 to 45 MV) and electron (12 to 45 MeV) beams currently used. The measurements were carried out during the spring months of 1989.

All measurements were carried out according to the Swiss Recommendations using the following equipment: Calphan water phantom from Dosetek (Finland), NE 2571 ionization chamber and associated 2570 Farmer electrometer with voltage divider and Sr-90 reference source, precision aneroid barometer. Only one photon beam and, where available, one electron beam per center were monitored. First the radiation quality was determined, then the absorbed dose to water D at the depth, SSD, and field size selected by the visited center.

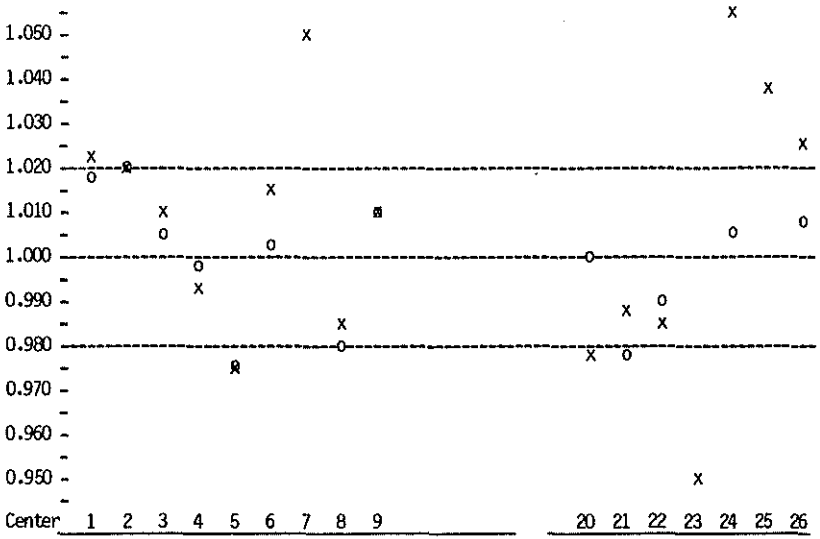
Most of the centers stated two dose values for the absorbed dose at the point of measurement and this before the results of the measurements were made available to them: one value Dp obtained from the patient irradiation tables and a value Dc obtained from an irradiation unit constancy check carried out by the centers with their own dosimetry equipment just before or after the intercomparison measurements. The results shown below give the ratios Dp/D (x) and Dc/D (o), where D is the result of the measurement described above. The ratios reported here are obtained directly from the dose values stated by the centers before any attempt to investigate or explain possible discrepancies. This has been done in a second phase and the results of the review with each center of the details of their dosimetry procedures will be presented and analysed at the meeting.

Photon beams



x : Dp/D o : Dc/D

Electron beams



x : Dp/D o : Dc/D

KALIBRIERUNG VON GANZKÖRPERZÄHLERN, VERGLEICHBARKEIT VON MESSERGEBNISSEN

H. Schmier, K. König

Institut für Strahlenhygiene, Neuherberg

Als Kalibrierung bezeichnet man bei Ganzkörperzählern das Verfahren, wie die aus einem Spektrum gewonnene Impulsrate mit einer bekannten Aktivität in Beziehung zu setzen ist. Je nach Fragestellung müssen eine Reihe von Kriterien beachtet werden:

- Energie der γ-Strahlung
- Zahl der Quoten pro Kernumwandlung
- Verteilung der Radionuklide im Körper (homogene wie z. B. Cäsium, inhomogene wie z. B. Jod)
- Übereinstimmung der Kalibrierphantome mit der tatsächlichen Geometrie
- Anforderungen an die Meßgenauigkeit (z. B. Inkorporationskontrolle)

Für die Kalibrierung werden im Falle homogener Nuklidverteilung Flaschenphantome benutzt, bei inhomogenen Verteilungen mehr oder weniger gut nachgebildete Organschablonen mit den entsprechenden Radionukliden. Als weiteres Verfahren bieten sich Vergleichsmessungen von Patienten mit bekannten Zufuhr radioaktiver Nuklide an, z.B. aus der Nuklearmedizin.

Die Vergleichbarkeit von Meßergebnissen wird durch Vergleichsmessungen an allen Ganzkörpermeßanlagen gewährleistet, die von der Leitstelle "Inkorporationsüberwachung der Bevölkerung" im Institut für Strahlenhygiene im Bundesamt für Stahlenschutz durchgeführt werden.

BIOLOGICAL PARAMETERS OF RADIATION DOSIMETRY FOR RADIATION PROTECTION: AN APPRAISAL

J.P. Chaudhuri, Zentrum Dermatologie und Andrologie, JLU, Giessen, BRD

Aims and Objectives

This is a fact finding trip through our past achievements and present endeavours for the purpose of biological radiation dosimetry. In cases of occupational and accidental exposures it is difficult to assess the dose by physical means alone[1], which calls for biological dosimetry. Here some methods will be examined on the merit of their precision and practicability.

Biological Radiation Dosimetry

Chromosome Analysis

Human lymphocyte chromosome analysis[2] is an established method of high precision but poor efficiency. Moreover the basis data have been obtained from in vitro system. Empirical verification of the in vivo situation has not been attempted. These short comings have given rise to the alternatives like micronuclei, a parameter inferior to chromosome analysis in many respects. Yet it is justified to recommend Chromosome Analysis as a standard reference.

Erythrocyte Cell Surface Receptors

The elegant way to assess radiation exposures by determining the changes in the polymorphic glycophorin A of human erythrocytes with a flow cytometer[3], using fluorochrome labeled antibodies, functions only in MN heterozygotes.

Blood Reticulocytes

The absolute number of peripheral blood reticulocytes is a good indicator of radiation exposure[4], which may also register the effects of chronic low doses and be automatized using flow cytometers. But human data are missing.

Blood Lymphocytes

Fragmentary data and casual observations indicate that the absolute number of peripheral blood lymphocytes, inspite of some innate drawbacks, have a high potential of practicability[5]. But hardly any data - experimental or clinical - are available.

Image Cytometry

The concentration of blood cells may often be subject to individual variations. The image cytometry offers an opportunity of looking into the induced qualitative differences in blood cells and other cells available noninvasively. Animal experiments have shown radiation induced inheritable changes in the sperm morphology[6]. Such parameter may suffer less due to the individual variations. Inspite of an excellent pioneer work, discriminating viral infection, chemical treatment and radiation exposure[7], no further initiatives have been taken.

Hair Follicle Cytology

Grossly non-homogenious exposures may demand dermatologic end points like the hair follicle cytology[8]. Basic animal data are available. But data on uneven exposures are very sparing.

Human Sperm Cytogenetics

Exposed males in reproductive age may require the cytogenetic analysis of spermatozoa[9]. This technique is quite inefficient and needs further deve-lopment for routine use.

Conclusions

This short review seems to justify the remarks of Prof. Katoh[10], that the specialists entrusted with the task of radiation protection have based their recommendations on bald speculations and scanty data.

We have to live with atomic power plants for some time. We may also suffer the military abuse of atomic weapons. Cosmic and terres-trial radiation will constrain us constantly while the industrial and other uses can not be substituted soon. It may therefore be fatal to neglect this important area of research and development.

References

1 GBR: Brit J Radiol 61:349, 1988
2 Lloyd & Purrot: Rad Protec Dosimetry 1:19, 1981
3 Langlois et al.: Hum Genet 74:353, 1986
4 Chaudhuri & Messerschmidt: Acta Radiol Oncol 21:177, 1982
5 Chaudhuri et al.: IAEA Health Physics Abs No. 12, 1985
6 Hugenholz & Bruce: Mutation Res 107:177, 1983
7 Olson & Bartels: *In* Biologic Dosimetry (Eds: Eisert and Mendelsohn), Springer, Berlin, 1984
8 Potten: *In* Biological Indicators for Radiation Dose Assessment (Eds A. Kaul et al) MMV, Munich, 1986
9 Brandriff et al: 7th Int Cong Human Genetics, Berlin, 1986
10 Katoh: 20 Years of Radiation Protection, IRPA, Salzburg, 1988

LOW PRESSURE PROPORTIONAL COUNTER TECHNIQUE TO DETERMINE KERMA IN VARIOUS MATERIALS FOR NEUTRONS BETWEEN 14 AND 60 MEV.

P. Pihet [1], S. Gerdung [1], H.J. Brede [2], H.G. Menzel [1*], U.J. Schrewe [2], H. Schuhmacher [2]

[1] Fachrichtung Biophysik und Physikalische Grundlagen der Medizin, Uni. des Saarlandes, D-6650 Homburg.

[2] Physikalisch- Technische Bundesanstalt, PTB, D-3300 Braunschweig.

Neutron kerma describes the total energy transfered to the secondary charged particles released by neutrons. In particular fluence-to-kerma conversion factors in tissues, tissue-substitute materials and their components are basic quantities for neutron dosimetry. They are usually calculated from the reaction cross sections and the kinematics for neutron interactions. For neutron energies above 14 MeV, however, neutron cross section data include large uncertainties and the nuclear reaction models for the interaction of neutrons with light nuclei are still inadequate. In this energy range experimental kerma values are therefore needed. High energy neutrons are encountered in the vicinity of high energy particle accelerators. Moreover for neutrons up to 60 MeV the uncertainty of kerma factors limits the accuracy achievable for the determination of absorbed doses delivered in neutron therapy.

The determination of kerma factors as a function of neutron energy implies the measurement of the absolute values of the kerma and the neutron fluence. In practice however "mono-energetic" neutron beams always contain neutron components with other energies than the nominal energy. In order to account for these neutron contaminants and to correct the measured kerma, spectrometric methods are used to achieve a precise characterisation of the beams. This paper describes the low pressure proportional counter (PC) technique used to determine kerma. The measurement of the neutron fluence, the spectral neutron fluence and details of the time-of-flight (TOF) techniques used are described elsewhere.

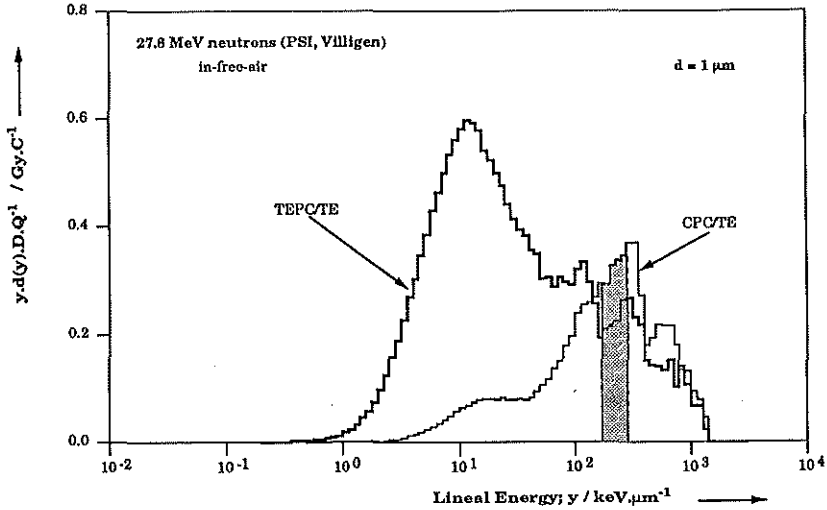
Wide experience with PCs has been gained in the field of microdosimetry. The application of these detectors in neutron dosimetry is based on two types of information which are provided simultaneously : (1) the ionisation spectra of the secondary charged particles; and (2) the total absorbed dose from the integral over the spectra. The ionisation spectra contain quantitative information on the secondary radiation components and their contribution to the total absorbed dose. If secondary charged particle equilibrium is achieved the kerma in the material of the counter wall can be evaluated from the absorbed dose. The low mass of the gas in the counter allows absorbed dose and kerma to be determined with low uncertainty.

---

* Present address : Commission of the European Communities, B-1200 Bruxelles.

Results are presented from experiments performed in neutron beams with energies ranging from 14 to 20 MeV (at Physikalisch- Technische Bundesanstalt, Braunschweig, FRG) and from 28 to 60 MeV (at Paul Scherrer Institut, Villigen, CH) by using small spherical PC's (12.7 mm inner diameter) with walls made of A-150 TE plastic (TEPC) and graphite (CPC).

The paper describes different techniques used to reduce the experimental uncertainties on the kerma values derived from the measured ionisation spectra. (a) The calibration of the pulse height in terms of lineal energy was achieved using internal alpha particle sources. This method was improved by calibrating in absorbed dose the counters in a reference photon field (PTB), and by comparing the sharp cut off of the pulse height observed for protons and alpha particles in the spectra with the theoretical values of their maximum energy loss in the cavity. (b) The separation of the pure neutron component was performed by substracting the photon distribution from the total spectra. (c) Average W-values and gas-to-wall dose conversion factors are required by the cavity chamber theory in order to derive the absorbed dose in the gas and of the kerma in the wall material. No data were available so far for neutrons of energy higher than 20 MeV implying large uncertainties in particular for non-homogeneous counters with regard to gas and wall composition. Different approaches are presented based on the evaluation of the secondary radiation dose components from the measured spectra and from calculated spectra. This method was improved by comparing the spectra measured with TEPC and CPC exposed under the same conditions as illustrated on the figure. The level of accuracy achievable for the determination of kerma in A-150 plastic and carbon taking into account the progress achieved by using these different methods is discussed.



"AZ-2" - EIN GERÄT ZUR BESTIMMUNG DER POTENTIELLEN ALPHAENERGIE-KONZENTRATION DER RADONFOLGEPRODUKTE

L. Hambeck, H. Lutze, H.-J. Richter, M. Riedel

Wissenschaftlich-Technisches Zentrum der Wismut AG; Grüna/Sa.

An der Gesamtstrahlenbelastung des Menschen hat die innere Strahlenbelastung infolge Inhalation von Radon und insbesondere dessen kurzlebigen Folgeprodukten Po-218, Pb-214, Bi-214, Po-214 einen entscheidenden Anteil. Ihre Bestimmung ist die Grundvoraussetzung für eine quantitative Bewertung der Strahlungssituation und für die Einleitung von Schutzmaßnahmen.

Mit dem ALPHA-ZÄHLER "AZ-2" wird die zu untersuchende Luft durch ein Filter gesaugt; die darin befindlichen an Aerosole angelagerten Radonfolgeprodukte werden auf dem Filter abgeschieden. Die von Po-218 und Po-214 emittierten Alpha-Teilchen werden mit einem Halbleiterdetektor registriert. Die Zahl der Alpha-Teilchen ist ein Maß für die potentielle Alphaenergie-Konzentration C_{pot}.[1] Bei Kenntnis des radioaktiven Gleichgewichtsverhältnisses zwischen Radon und seinen Folgeprodukten ist die Berechnung der äquivalenten Radon-Konzentration möglich.

Im ALPHA-ZÄHLER "AZ-2" sind drei Automatikprogramme realisiert, wobei jeweils die Probenahme bei gleichzeitiger Messung der Gesamt-Alpha-Filteraktivität, anschließend eine Pause und danach eine weitere Messung aufeinander folgen. Die Zeiten für die Probenahme und für die Messung nach der Pause betragen in den Programmen I, II und III entsprechend 4, 8 bzw. 12 Minuten; die Pause beträgt stets 4 Minuten.

---

[1] Potentielle Alphaenergie: gesamte freiwerdende Alphaenergie eines beliebigen Gemisches von kurzlebigen Radonfolgeprodukten, bei deren vollständigen Umwandlung bis zum Pb-210

Im Vergleich mit anderen Meßprogrammen läßt sich damit der Meßfehler minimieren und der Anwendungsbereich des ALPHA-ZÄHLER's "AZ-2" erweitern (s. Tab.).

Tabelle: Meßbereiche, Meßzeiten und Meßfehler des "AZ-2"

Programm	I	II	III
C_{pot} in µJ/m³ (MeV/cm³)	>0,6 (> 4)	>0,2 (> 1)	>0,03 (> 0,2)
Gesamtmeßzeit in min	12	20	28
methodischer Fehler in %	< 17	< 15	< 12
statistischer Fehler in %	6	8	10
bei C_{pot} in µJ/m³ (MeV/cm³)	3 (20)	0,6 (4)	0,16 (1)

Durch Verlängerung der Probenahme und/oder Meßzeit im Bereich >1 Stunde (im Handbetrieb mit externer Zeitnahme) wird eine untere Nachweisgrenze von 3 nJ/m³ (20 keV/cm³) erreicht. Eine erste Abschätzung der potentiellen Alphaenergie der Folgeprodukte des Radons für Übersichtszwecke ist bereits nach vier Minuten möglich.

Seine hohe Nachweisempfindlichkeit, verbunden mit einer regulierbaren Luftprobenahme (sowohl im Gerät integriert als auch mittels Schlauch außerhalb des Gerätes möglich) sowie den 3 Automatikprogrammen bzw. der beliebig wählbaren Probenahme- und/oder Meßzeiten, gestatten einen vielfältigen Einsatz des ALPHA-ZÄHLER's "AZ-2" z.B. im Bergbau, Bauwesen, Umweltschutz, in der Wasserwirtschaft.

Die Vorzüge des ALPHA-ZÄHLER's "AZ-2" gegenüber anderen vergleichbaren Geräten:

- geringe Abmessungen (20 cm x 8 cm x 16 cm),
- geringe Masse (etwa 2,5 kg),
- geringer Stromverbrauch (2 Monozellen R 20 gewährleisten einen 8stündigen Dauerbetrieb der Pumpe),
- einfache Bedienung (2Knopfbedienung, Fehlbedienung ist ausgeschlossen, die Handhabung ist durch angelerntes Personal möglich.

Erste Ergebnisse der Abnahmeprüfungen n. DIN 6868 T50

Kopp,J., W. Maier, E. Klotz
Zentralklinikum Augsburg, Institut für Röntgendiagnostik

Bei der Abnahmeprüfung n. DIN 6868 von Röntgenanlagen werden mit einem Prüfkörper Röntgenaufnahmen angefertigt, die die Referenz für die monatliche Konstanzprüfung darstellen. Neben der Überprüfung der Strahlengeometrie und der Eintrittsdosis werden die optische Dichte in der Mitte der Prüfkörperaufnahme und durch Ausmessen zweier Kontrastfelder der Kontrast bestimmt. Zur Festlegung der Sollwerte der letztgenannten Größen gibt es nur unzureichende bzw. keine Angaben.

In der DIN 6868 T3 (5.3.1) findet sich der Hinweis für die Festlegung der opt. Dichte in Prüfkörpermitte lediglich der Hinweis: "Im Ausgangszustand sollten die optischen Dichte zwischen 1 und 2 liegen" und die "Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik" engen diesen Bereich weiter ein: "Die optischen Dichte bei allen Film-Folien-Kombinationen ist optimal im Bereich 0,8-1,2 (Nettodichte)."

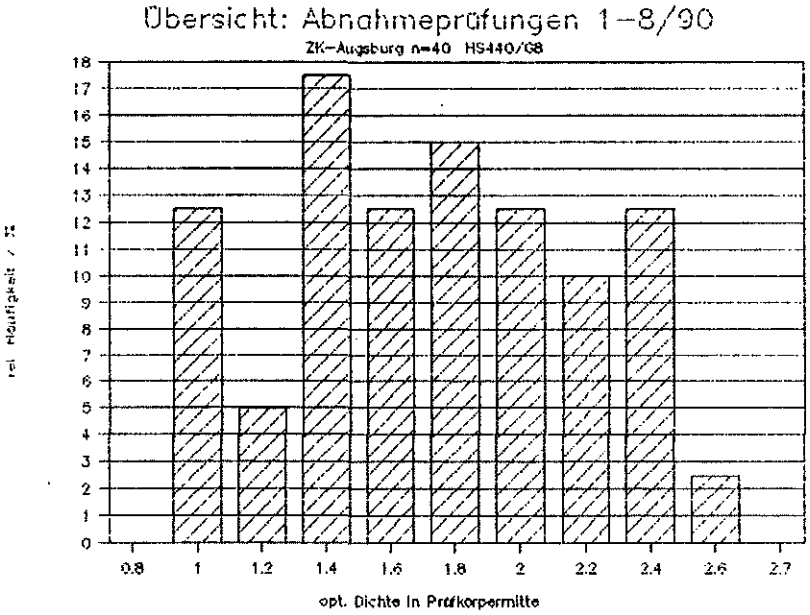
In Abb. 1 sind die Referenzdichten der Abnahmeprüfungen von 40 Aufnahmeebenen zusammengefaßt: sie streuen von 0,8 bis 2,6 oD!
Wir versuchen z.Zt., die Referenzwerte auf einen mittleren Bereich zu begrenzen, und soweit wie möglich die Röntgenanlagen aufeinander abzustimmen. Der optimale Bereich der opt.Dichte bei dem auch alle Kontrastfelder im linearen Teil der Schwärzungskurve sind, dürfte zwischen 1.4 und 1.7 oD liegen (Bronder-Prüfkörper/PTW).

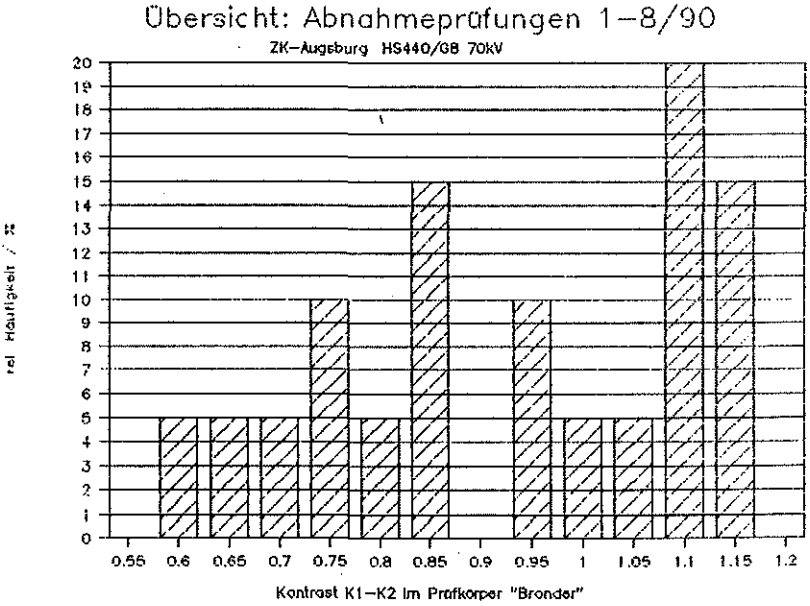
Für den Kontrast gibt es keine Hinweise für einen optimalen Bereich bzw. eine maximal zulässige Streuung, die z.B. durch die unterschiedlichen Gradienten der Filmtypen verursacht werden können.

In Abb. 2 sind die Referenz-Kontrastwerte von 20 Aufnahmenebenen bei 70 kV zusammengefaßt: sie streuen zwischen 0.6 und 1.15!
Dies hängt u.a. mit der Lage der opt. Dichte im Prüfkörpermitte zusammen.

Resüme:
Nur durch die Anwendung der DIN 6868 T50 (Abnahmeprüfung) läßt sich keine einheitliche Bildqualität in einer Röntgenabteilung erzielen. Es müssen darüberhinaus weitergehende Gesichtspunkte berücksichtigt werden, um zur einem akzeptablen Niveau der Qualitätssicherung zu gelangen.

Hierzu gehört die Berücksichtigung aller Röhren und Aufnahmeebenen eines Generators in allen Spannungsbereichen und bei allen verwendeten Film-Folien-Kombinationen. Bei größeren Röntgenpraxen bzw. Abteilungen sollte eine weitgehende Angleichung aller Anlagen gefordert werden, um den Forderungen der Qualitätssicherung gerecht zu werden.


Übersicht: Abnahmeprüfungen 1–8/90
ZK–Augsburg n=40 HS440/GB
rel Häufigkeit / %
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18
0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2 2.2 2.4 2.6 2.7
opt. Dichte in Prüfkörpermitte


Übersicht: Abnahmeprüfungen 1–8/90
ZK–Augsburg HS440/GB 70kV
rel Häufigkeit / %
0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20
0.55 0.6 0.65 0.7 0.75 0.8 0.85 0.9 0.95 1 1.05 1.1 1.15 1.2
Kontrast K1–K2 im Prüfkörper "Bronder"

Konstanzprüfung der Empfindlichkeit von Verstärkerfolien

Maier,W., J. Kopp, E. Klotz
Zentralklinikum Augsburg, Institut für Röntgendiagnostik

Im Institut für Röntgendiagnostik des Zentralklinikums Augsburg wurden im August 1989 zwei neue Film-Folien-Systeme eingeführt: im Erdgeschoss Fuji-Folien G3 und G8 mit dem Super-HRG-Film, entwickelt in Adefo-Mix und im Obergeschoss die Siemens-Folien D110 und HS440 mit TMG-5500 von Kodak, entwickelt in Kodak-Chemie.

Um eine Konstanzprüfung der Empfindlichkeit der Folien nach DIN 6867 T1 durchführen zu können, wurden alle Kassetten einer Eingangsprüfung unterzogen, deren Ergebnisse die Referenzwerte für die Konstanzprüfung lieferten. Ebenso wurde gleichzeitig mit einem Drahtgitter der Fa. Mawig die gleichmäßige Kassettenanpressung nach DIN 6832 T2 geprüft.

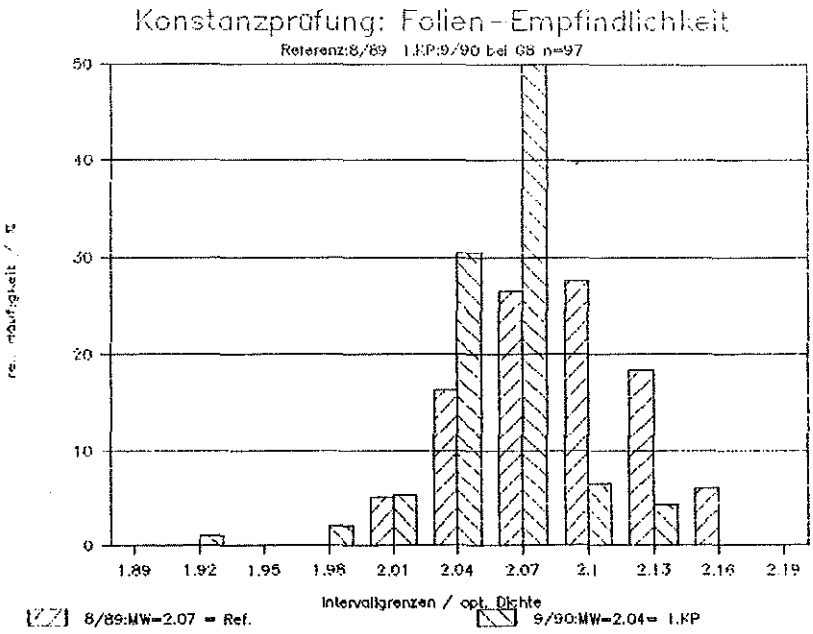
Um gute reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen, wurdendie Aufnahmen mit einem Multipiuls-Generator POLYDOROS 800 angefertigt: mit freier Einstellung: 40 kV 4 mAs für die G8 und HS440 bzw. 50 kV und 5 mAs für die G3 und D110 bei einem FFA von 110 cm. Die Aufnahmen wurden hintereinanander gemacht (Serielle Methode), bei laufender Konstanzprüfung der Entwicklungsmaschine. Die Qualität der Filmcharge und der Zustand der Entwicklungsmaschine wurde sensitometrisch festgehalten. Alle Filmformate kamen aus der gleichen Charge.

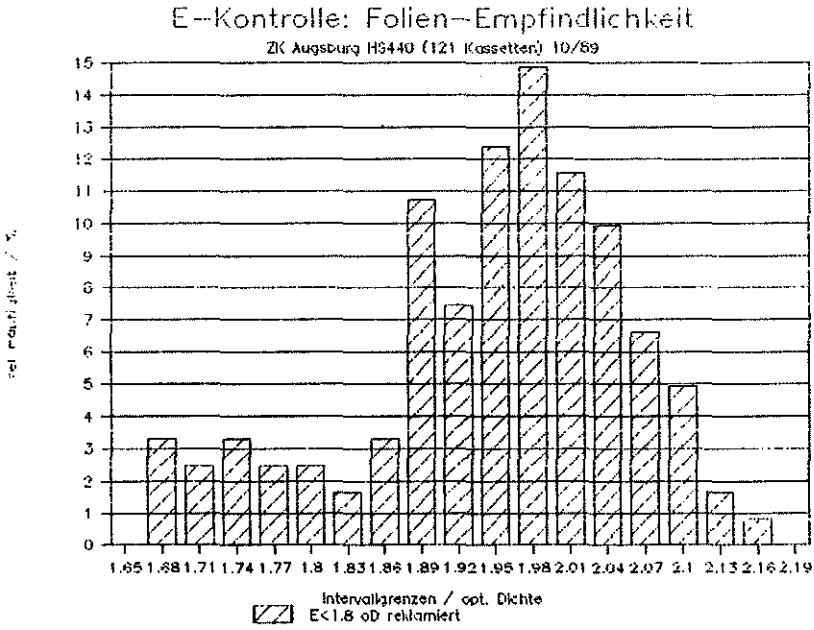
Bewertet wurde der Kassettenandruck durch visuelles Betrachten der Gitteraufnahmen am Schaukasten. Die Empfindlichkeit wird durch einen Wert der optischen Dichte repräsentiert, der in der Mitte der Aufnahmen gemessen wird. Das Prüfgitter hat deshalb ein 1 cm^2 großes freies Feld in der Mitte.
Den Herstellern war auferlegt worden, alle Folien aus einer bzw. eng benachbarter Chargen zu liefern, um Produktionsschwankungen zuvermeiden. Dies wurde bei den Fuji-Folien erfüllt.

Ergebnisse:
In Abb. 1 sind die gemessenen optischen Dichte bzw. Empfindlichkeitswerte von 97 G8-Fuji-Folien zusammen gefaßt. Die Streuung von maximal 0.24 oD wurde akzeptiert. Der Kassettenandruck war bei allen Kassetten ohne Beanstandung. Ferner sind die Ergebnisse der 1.Konstanzprüfung eingefügt.

In Abb. 2 sind die Ergebnisse der Empfindlichkeitswerte von 121 HS440-Folien zusammen gefaßt. Die Streuung von maximal 0.48 oD wurde nicht akzeptiert. Alle Folien mit einem Empfindlichkeitswert von weniger als 1.8 oD wurden reklamiert und mußten ersetzt werden.
Der Kassettenandruck wies bei 23 Folien ebenfalls erhebliche Mängel auf, sodaß auch diese ersetzt werden mußten.

Resüme:
Im Rahmen der Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik nimmt die Überprüfung des Kassettenandrucks und der Bestimmung der Empfindlichkeit aller verwendeten Folien einen nicht geringen Raum ein und sollte daher mehr beachtet werden. Über die Konstanz der Empfindlichkeit werden erst die Konstanzprüfungen der nächsten Jahre Aufschlüsse geben.


Konstanzprüfung: Folien-Empfindlichkeit
Referenz:8/89 1.KP:9/90 bei GB n=97
50
40
30
20
10
0
1.89
1.92
1.95
1.98
2.01
2.04
2.07
2.1
2.13
2.16
2.19
Intervallgrenzen / opt. Dichte
8/89:MW=2.07 = Ref.
9/90:MW=2.04= 1.KP


E-Kontrolle: Folien-Empfindlichkeit
ZK Augsburg HS440 (121 Kassetten) 10/89
15
14
13
12
11
10
9
8
7
6
5
4
3
2
1
0
1.65 1.68 1.71 1.74 1.77 1.8 1.83 1.86 1.89 1.92 1.95 1.98 2.01 2.04 2.07 2.1 2.13 2.16 2.19
Intervallgrenzen / opt. Dichte
E<1.8 oD reklamiert

DIE PERSONENSICHERHEITSANLAGE FÜR COSY–JÜLICH

K. Ewen; H.J. Probst*)

Zentralstelle für Sicherheitstechnik der Gewerbeaufsicht
des Landes NRW, Düsseldorf;
*)Institut für Kernphysik der KFA Jülich, Jülich

Die im Aufbau befindliche Personensicherheitsanlage (PSA) für COSY–Jülich (Cooler–Synchrotron Jülich) im Institut für Kernphysik der KFA Jülich umfaßt das Isochronzyklotron JULIC, die Injektionsstrahlführung zu COSY, das Synchrotron COSY, die Extraktionsstrahlführung zu den externen Meßplätzen und die externen Meßplätze selbst. Aus Redundanzgründen besteht sie aus zwei unabhängigen Teilen: Der erste Teil ist eine Serienschaltung von Kontakten an Zugangs– und Fluchttüren, von Kontakten an Strahlrohrverschlüssen und von Kontakten an den Extraktionselementen von COSY mit partiellen gegenseitigen Überbrückungen. Unter Berücksichtigung dieser Überbrückungen bewirkt das Öffnen eines Kontaktes das Verschließen des Injektionsstrahlrohrs durch einen Strahlstopper. Da das Zyklotron unabhängig von COSY betrieben werden soll, besitzt es eine eigene Sicherheitsverriegelung, die in den Betrieb der Hochfrequenz des Zyklotrons eingreift.

Der zweite Teil der PSA für COSY besteht aus mehreren Subsystemen wie Warn–, Strahlenmeß–, Überwachungs– und Anzeigesystem. Dieser Teil übernimmt die logische Kopplung von Kontaktzuständen, die Bewertung von Spannungspegeln und Zählraten, das Einfügen von Zeitvorgaben in die Abläufe, die Initialisierung von Warnsignalen und Warnfolgen sowie die Zustands– und Störungsanzeige. Zur Realisierung werden die Automatisierungsgeräte Simatic–S5 eingesetzt.

Als Warnsignale im Rahmen der PSA werden Lautsprecherdurchsagen (Sprach–IC), Glocken– und Huptöne und Drehleuchten benutzt.

Für die Strahlungsüberwachung werden vor allem Neutronenmonitore eingesetzt, da die Neutronendosis die bei weitem bedeutendste Komponente bei der Strahlenmessung ist. Wegen der geringen zulässigen Stundendosis (2,5 μSv) scheint der Einsatz der Neutronenmonitore, wie sie handelsüblich erhältlich sind, nicht geeignet. (Der gesamte interessierende Skalenbereich samt Grenzwerteinstellung liegt auf wenigen Millimetern am unteren Ende der Skala.) Statt dessen wird in der Strahlungsüberwachung an COSY der sogenannte Einzelimpulsausgang benutzt. Die Impulse werden mit dem genannten Automatisierungssystem erfaßt und gezählt. Mit diesem Ver–

fahren kann rechtzeitig gewarnt werden, wenn Überschreitungen der Stundendosis zu erwarten sind. Das Eingreifen der Neutronenmonitore in die PSA geschieht derart, daß nach Überschreiten der stündlich zulässigen Zählimpulse in weniger als einer Stunde das Automatisierungsgerät den Ausgang zu einem zweiten Strahlstopper hinter dem Zyklotron in der Injektions–Strahlführung stromlos macht, so daß dieser das Strahlrohr verschließt und die weitere Teilcheninjektion in den COSY–Ring verhindert.

Das Überwachungssystem im Rahmen der PSA bezieht sich auf die Überwachung des Zustandes vor allem von Kontakten an den in großer Anzahl in den Sperrbereichen installierten Strahlabschaltern, an den in diesen Räumen angebrachten Quittierungstaster, am Drehkreuz am Eingang zur COSY–Innenhalle, an den Strahlrohrverschlüssen, an den Strahlstoppern, an den Extraktionselementen und an Kontakten, die zusätzlich zur o.g. Verriegelungskette an den Zugangs– und Fluchttüren angebracht sind. Die Kontaktzustände werden vom Automatisierungsgerät logisch verknüpft. Nicht zulässige Verknüpfungsergebnisse bewirken, daß der o.g. zweite Strahlstopper geschlossen wird. Außerdem werden damit die Wechselanzeigen "Kontrollbereich" und "Sperrbereich – Kein Zutritt" geschaltet.

Das Anzeigesystem dokumentiert die Ergebnisse der Strahlenmessung und zeigt die vom Überwachungssystem erzeugten Störungen als entsprechende Meldung an. Außerdem werden wichtige Zustände in der PSA bei Bedarf oder beim Vorliegen entsprechender Kriterien dargestellt.

Außerdem wird noch eine Fernsehüberwachung installiert, die allerdings nicht in die PSA integriert wird.

Die Luftüberwachungsanlagen von COSY und Zyklotron sind in Analogie zur bestehenden Praxis am Zyklotron ebenfalls kein Bestandteil der PSA. Lediglich Störmeldungen werden vom o.g. Anzeigesystem erfaßt und dargestellt.

W 6

DIE ABSCHIRMMASSNAHMEN BEI DER DORTMUNDER ELEKTRONEN-TESTSPEICHERRING-ANLAGE DELTA

G.Blokesch; M.Förster; J.Friedl; Prof.Dr.N.Marquardt; D.Schirmer; Prof.Dr.K.Wille

Universität Dortmund; Abteilung Physik/BP

Seit September 1989 ist die Finanzierung des Speicherringprojektes DELTA an der Universität Dortmund durch Finanzmittel des Bundes und des ZIM-Programms des Landes NRW genehmigt. Die Anlage, die in einer Halle mit einer Grundfläche von 70m x 35m aufgebaut wird, umfaßt als Vorbeschleuniger einen 100 MeV LINAC, ein energievariables Synchrotron (BoDo) und den Speicherring (DELTA) (Abb.1). BoDo und DELTA können bis zu einer Maximalenergie von 1.5 GeV betrieben werden. Die Gesamtanlage dient der Forschung in den Bereichen Beschleunigerphysik, Synchrotronstrahlungserzeugung und -anwendung und Festkörperphysik. Insbesondere sind Free-Elektron-LASER Experimente geplant. An die Halle schließt sich ein eingeschossiger Labor- und Bürotrakt an.

Die Abschirmmaßnahmen bezüglich des Strahlenschutzes ist so dimensioniert, daß im Hallenbereich außerhalb der äußeren Abschirmwand eine Jahresdosis von weniger als 1.5 mSv auftritt. Damit ist dieser Bereich frei zugänglich. Gleichzeitig soll das Abschirmungskonzept so flexibel sein, daß Umbauten an der Maschine nicht unnötig behindert werden oder sogar ganz ausgeschlossen sind. Deshalb wird die 1 m dicke und 3 m hohe Schutzmauer aus stapelbaren Normalbetonsteinen aufgebaut. Aus demselben Grund sind nur diejenigen Bereiche der Maschinen mit Betonsteinen abgedeckt, bei denen man mit verstärktem Auftreten ionisierender Strahlung rechnen muß .

Bei den Berechnungen wird von einem Einschichtbetrieb mit insgesamt 2000 Betriebsstunden pro Jahr ausgegangen. Über den Elektronenverlust, der pro Jahr bei der Maximalenergie der Teilbeschleuniger entsteht, gibt Tab.1 Aufschluß . Im Einzelnen ergibt sich, daß eine 1 m dicke und 3 m hohe Betonwand größtenteils ausreicht. Der Injektionsbereich in den Speicherring wird zusätzlich mit einer zweiten Wand gleicher Dicke abgeschirmt. Hier wurde der Aufbau gleichzeitig als Eingangslabyrinth ausgebildet. Zur Abschirmung der Vorwärtsrichtung des Elektronenstrahls am Ende des Transferkanals zwischen BoDo und DELTA ist weiterhin eine 5 cm dicke Bleiauflage an der Innenseite der Schutzwand vorgesehen. Die Vorbeschleuniger sind ebenfalls von einer 1 m dicken Normalbetonwand eingeschlossen. Beim Synchrotron ist es allerdings ausreichend, den Bereich zwischen 1 und 2 m Höhe abzuschirmen. Um die Strahlenbelastung durch Gamma- und Neutronen-Skyshine zu reduzieren, ist es erforderlich, den LINAC, die Bereiche der Injektion und Ejektion des Synchrotrons sowie den der Injektion des Speicherrings mit einer 40 cm dicken Normalbetondecke abzudecken. Für die übrigen Teile der Anlage ist eine Abdeckung nicht erforderlich. In den Bereichen 2 und 3 der Abb.1 ist auf der Innenseite der Beschleuniger eine 10 cm dicke und 10 cm hohe Bleiwand in Strahlhöhe angebracht, um umliegende Gebäude von Streustrahlung abzuschirmen.

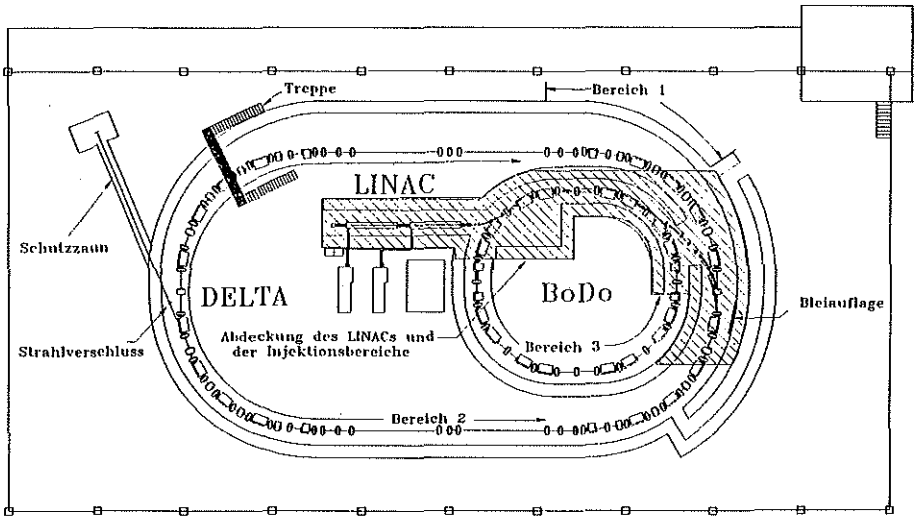
Neben diesen baulichen Abschirmmaßnahmen sichert ein Personen-Interlocksytem die Zugänge zu den Beschleunigern.

Mit den beschriebenen Maßnahmen liefert eine Abschätzung, daß die gesamte Jahresdosis im Hallenbereich außerhalb der äußeren Abschirmwand unterhalb einer Dosisleistung von 1.2 mSv/a bleibt.

Tab.1. Werte für den Elektronenverlust pro Jahr an verschiedenen Stellen von DELTA

Verlustort	Energie[GeV]	Elektronenverlust / Jahr
DELTA Ring	1.5	$1.2 \cdot 10^{15}$
DELTA Injektion	1.5	$1.2 \cdot 10^{15}$
BoDo Ring	1.5	$3.4 \cdot 10^{13}$
BoDo Extraktion	1.5	$2.7 \cdot 10^{14}$
BoDo Injektion	0.1	$4.4 \cdot 10^{16}$
BoDo Extraktionskicker	0.1	$1.6 \cdot 10^{16}$
LINAC Ende	0.1	$1.2 \cdot 10^{17}$

Abb.1. Die Beschleunigeranlage DELTA



X7

KOMBINIERTE BESTRAHLUNG MIT PHOTONEN UND ELEKTRONEN BEI HNO-TUMOREN; OPTIMIERUNG DER DOSISVERTEILUNG

S. Andresen, B. Davis

Klinik für Radio-Onkologie
Universitätsspital Zürich

Einführung:

Für die Bestrahlung von Tumoren in der Hals-Region mit einer Dosis von ca. 70 Gy und des Lymphabflusses mit 46 bis 56 Gy ist eine Schonung des Rückenmarks und anderer kritischer Organe vor Erreichen der Enddosis notwendig. Dazu unterteilen wir die Bestrahlung in mehrere Serien, wobei hier auf die 2.Serie, die Bestrahlung des Primär-Tumors und der lateralen Halslymphknoten, eingegangen werden soll.

Mit 6 MV Photonen eines Clinac 6/100 (Varian) strahlen wir in der 1. Serie nach einem Bestrahlungsplan mit zwei lateral opponierenden Feldern 36 Gy ein, wobei das Halsrückenmark in ganzer Feldlänge (12-16cm) bis zu 110% der Herddosis erhalten kann. Nach dem abgebildeten Plan wird in der 2.Serie eine Dosis von 14,4 Gy appliziert. Im ventralen Anteil wird mit 6 MV Photonen bestrahlt; der dorsale Bereich wird mit Elektronen aufgesättigt; die Energie beträgt, an den Durchmesser des Halses angepaßt, 9 oder 12 MeV. In weiteren Serien wird die Region des Primär-Tumors unter Schonung des umliegenden Gewebes aufgesättigt.

Problemstellung und Lösungsmöglichkeiten:

Bedingt durch die Form der Elektronentubusse des Beschleunigers, Clinac 20/2100c (Varian) sind wir gezwungen, vom Standard-Bestrahlungsabstand von 100cm abzuweichen. Als mögliche Lösung bot sich die Bestrahlung bei 120cm FHA an; diese stellte sich nach Messung der Dosisverteilung als wenig geeignet heraus. Mit Veränderung des Einstrahlwinkels um 10 Grad aus der Horizontalen und einem FHA von 105cm haben wir eine gute Lösung des Problems gefunden, da sich fast alle Patienten mit dieser Technik bestrahlen lassen. Das Rückenmark wird mit maximal 20% der Herddosis belastet. Den Abstand zwischen Photonen- und Elektronenfeld bestimmen wir anhand des Rechner-Planes; durch die Fixierung des Patienten mit Orfit-Masken und die Markierung der Bestrahlungsfelder auf den Masken ist eine gute Reproduzierbarkeit der Einstellung gewährleistet.

Bewertung:

Die Bestrahlung mit Elektronen bei 120cm FHA ist auf Grund der ungünstigen Dosisverteilung und des großen Halbschattens nicht geeignet. Bei 105cm ist der Halbschatten bedeutend kleiner, respektive die Dosisverteilung besser (s. Abb.). An der Feldgrenze zwischen Photonen und Elektronen beobachtet man eine recht homogene Dosisverteilung, sofern das Photonenfeld an dieser Grenze nicht durch einen Satelliten begrenzt wird. Durch die Kippung der Elektronen-Felder um 10 Grad aus der Horizontalen wird zum einen ein Ausgleich der Isodosenverbreiterung in der Tiefe erreicht, und zum anderen läßt sich der Tubus nur so auf den gewünschten FHA an den Patienten heranbringen.

Durch die relativ ähnliche Anatomie hält sich der Umfang der Datenaufnahme für das Planungssystem und die Kalibration der Elektronenfeldeinsätze, welche auch bei Standard-Abstand Verwendung finden, in Grenzen. Felder von 4-6cm Breite und 8-10cm Länge sind bisher für alle Bestrahlungen ausreichnend gewesen. Für die Realisation ist zum einen zu beachten, daß der Patient von Anfang an mit möglichst gerader Halswirbelsäule gelagert wird, da sich eine Anpassung der Feldgrenzen an die Anatomie nicht günstig auf die Dosisverteilung auswirkt, bzw. eine Ursache für Fehlbestrahlungen darstellt. Zum anderen ist eine hohe Genauigkeit der Einzeichnung und Interpretation der Zeichen erforderlich, da 1-2mm Abweichung die Dosisverteilung erheblich beeinflussen können.

Von Vorteil ist diese Technik für die Bestrahlung des Epipharynx, da hier durch Ausblockung der Photonenfelder Augen und ZNS geschont werden können. Bei weit lateral gelegenen Tumoren ist zu prüfen, ob diese Methode zur Anwendung kommen kann, da eine Feldgrenze inmitten des Primär-Tumors nicht zu empfehlen ist.

Ausblick:

In Weiterentwicklung dieser Bestrahlungstechnik können wir asymmetrische Kollimatoren benutzen, sodaß der Patient ohne Umlagerung erst mit Photonen und anschließend mit Elektronen bestrahlt werden kann. Wünschenswert wäre firmenseits eine Änderung der Tubusse, sodaß eine Kollision mit der Schulter des Patienten vermieden wird.

FESTKÖRPERPHANTOM ZUR BESTIMMUNG DER DOSISVERTEILUNG IM NAHBEREICH EINER ^{192}IR-QUELLE

H. Thurmann, A. Heß

Strahlentherapie-Abt., Radiologische Klinik
Universitäts-Krankenhaus Eppendorf, Hamburg

In der HDR-Afterloading-Therapie ist es üblich bei intraluminärer Sondenlage für Dosisangaben den Referenzabstand von 1 cm zu wählen. Manche klinische Fälle erfordern jedoch für die Abschätzung der Schädigung des den Applikator umschließenden Gewebes (z.B. Schleimhaut, Gallengang) eine Dosisangabe im Nahbereich (<1 cm bis Kontaktdosis) des Applikators.

Für universelle Messungen an einer ^{192}Ir-Quelle wurde daher ein Festkörperphantom entwickelt, das punktuelle Messungen mit TLD-100 Dosimetern in den Abständen 0.25/0.50/0.75/1.0/2.0/4.0/6.0 cm zwischen Quellen- und Dosimeterachse ermöglicht. Für vergleichende Relativmessungen mit einer Ionisationskammer sind ebenfalls Bohrungen vorhanden. Durch sich relativ zur Quelle gegenüberliegende Meßorte wird die Quellenexzentrizität im Quellenführungskatheter berücksichtigt.

Im Beitrag werden experimentell ermittelte Tiefendosiskurven für therapeutisch relevante Quellenlängen (1 bis 17 Quellenhaltepunkte) dargestellt. Dabei zeigt sich im Nahbereich bei einer Quellenlänge >4 cm ein übereinstimmender Dosisverlauf mit annähernd linearer Abhängigkeit von Dosis und Abstand.

VARIATION DER STRAHLERKONFIGURATION IN JOD-125-SEEDS DES TYPS 6702

S. Divoux[1], B. Pothmann[2], P. Tabor[2], W. Alberti[1], K.-P. Hermann[3] und D. Harder[3]

[1] Klinik für Strahlentherapie und Nuklearmedizin, Alfried-Krupp-Krankenhaus, Essen
[2] Radiologisches Zentrum, Abteilung Strahlentherapie, Universitätsklinikum Essen
[3] Institut für Medizinische Physik und Biophysik, Universität Göttingen

In der Tumorbehandlung werden seit 1983 Jod-Seeds des Typs 6702 der Firma 3M verwendet. Jedes Seed enthält laut Herstellerangabe 2 bis 5 entlang der Seed-Längsachse aufgereihte Einzelstrahler in Form aktivierter Ionenaustauscherkügelchen von je 0,5 mm Durchmesser und 0,3 mm Abstand zwischen den Kugeln. Im folgenden wird demonstriert, daß die Dosisverteilung in der Nähe eines Seeds deutlich von der jeweiligen Strahlerkonfiguration innerhalb des Seeds abhängt, und es wird gezeigt, wie man die Strahlerkonfiguration ermitteln kann.

Als Beispiel zeigt Abb. 1 das auf der Mittelsenkrechten zur Seedlängsachse gemessene Dosisleistungsprofil, das in der Regel durch die Größe $r^2 \cdot \dot{D}(r)$ dargestellt wird. Ein Seed enthält 3 Ionenaustauscherkugeln, von denen die mittlere den überwiegenden Anteil der Aktivität trägt, jedoch nicht genau auf der Mittelsenkrechten plaziert ist. Das andere Seed enthält dagegen nur 2 Kugeln, deren Aktivitäten etwa gleich sind. Die Kurven wurden für r = 25 mm aufeinander normiert. Da Unterschiede wie die in Abb. 1 gezeigten klinisch relevant sein können, haben wir nach einfachen Methoden zur Erfassung der geometrischen Strahlerkonfiguration in Jod-125-Seeds gesucht.

Eine Möglichkeit bietet die Kontakt-Autoradiographie mit folienlos verpackten Mammographiefilmen (Abb. 2). Die Expositionszeit beträgt einige Sekunden. Die gezeigten Beispiele verschiedener Seeds des gleichen Typs 6702 lassen in der Regel die Strahlerkonfiguration, insbesondere die Stärke und Lokalisation der einzelnen Aktivitätsbereiche, erkennen. Wird eine höhere Ortsauflösung angestrebt, so ist die Methode der Lochkamera-Autoradiographie geeignet. Die Lochkameraaufnahmen in Abb. 3 sind mit einem quadratischen Kameraloch von 0,1 mm Kantenlänge, einem Loch-Seed-Abstand von 20 mm und einem Loch-Film-Abstand von 100 mm angefertigt. Zur Herstellung der Lochkamera werden zwei 1 mm starke Eisenbleche, die mit 0,1 mm breiten Schlitzen versehen sind, über Kreuz aufeinandergeklebt. Die Expositionszeit beträgt bei dieser Meßgeometrie je nach Aktivität zwischen vier Stunden (bei einer Aktivität von 20 mCi) und etwa einer Woche. Diese Methoden eignen sich gut zur Kontrolle der Strahlerkonfiguration in Jod-125-Seeds.

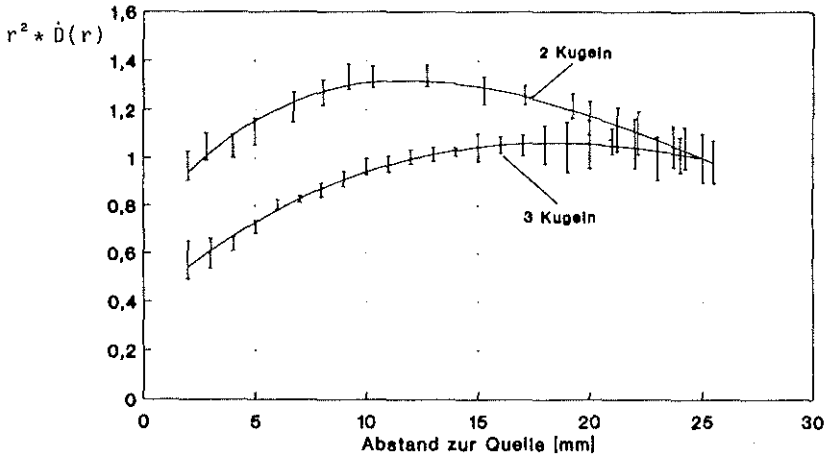


Abb.1. Dosisleistungsprofil zweier Jod-125-Seeds unterschiedlicher Konfiguration (Seeds mit zwei bzw. drei aktiven Kugeln), gemessen entlang der Mittelsenkrechten zur Seed-Längsachse. TLD-Messung in RW-1. Relativwerte, normiert bei r = 25 mm.

Abb.2. Kontakt-Autoradiographien von 5 Seeds Typ 6702, Länge 4.5 mm.

Abb.3. Lochkamera-Autoradiographien der beiden ersten Seeds von Abb. 2, mit denen auch die Kurven in Abb.1 gemessen wurden.

MESSUNG VON DOSISVERTEILUNGEN IN DER AFTERLOADINGTHERAPIE MIT DEM PTW-MEßPHANTOM MP-2

Spoddeck, M. H. Kobischke, K.-L. Maack

Institut für Klinische Strahlenphysik, Klinikum Berlin-Buch

1. Ziel der MP-2-Messungen

In der Kontakttherapie wurde die konventionelle Therapie mit konfektionierten Applikatoren und Isodosenzertifikaten zunehmend durch die Afterloadingtherapie mit verschiedenen Strahlenquellentypen, Applikatoren und Abschirmungen ohne Isodosenzertifikate abgelöst. Damit ergab sich für den Anwender der Afterloadingtherapie in der Klinik die Notwendigkeit, die Dosimetrie mit folgenden Schwerpunkten eigenständig durchzuführen:

- Ermittlung der Basisdaten für das Bestrahlungsplanungssystem für alle eingesetzten Strahlenquellentypen, Applikatoren und Abschirmungen
- Qualitätskontrolle der Quellenpositionierung und Verifikation realer Bestrahlungsisodosen
- Absolutdosimetrie an Therapiequellen.

Dazu reichte die bisherige Praxis, Messungen an ausgewählten Punkten in einem Meßphantom durchzuführen, wegen der geringeren Information oder des zu großen Zeitaufwandes nicht mehr aus. Daher haben wir alle Meßprogramme des automatischen Meßphantoms MP-2 der Firma PTW (Freiburg) (1) mit seinem Softwarepaket für die Dosimetrie an Bestrahlungsgeräten der Teletherapie getestet, um eine praktikable Meßmethode für die Afterloadingtherapie auszuwählen. Allein geeignet und bereits in die Routine eingesetzt ist die Methode der Messung von aneinandergrenzenden Matrizen mit konstanter Normierung und anschließender Isodosenzusammensetzung mit dem Plotter.

2. Beschreibung der Meßmethode

Für die Messungen stand uns das Meßphantom MP-2 mit dem HP-Steuerrechner HP 9000, Modell 216 und der MP-2-Software für 2-dimensionale Messung zur Verfügung. Als Dosimeter wurde das Dosimentor DL4 Typ 7754 und DI4 Typ 77511D mit der geschlossenen 0,1 cm^3 Ionisationskammer Typ M 23323 eingesetzt. Die Isodosendarstellung erfolgte mit dem HP-Plotter Typ 7475A. Der Afterloadingapplikator ist im Wasserphantom vertikal derart angeordnet (Abb. 1), so daß im Meßprogramm der Phantomparameter Gantry = 180° eingestellt werden muß. Die Lage der Zentralachse, der Zentralachsenversatz und die Normie-

rungstiefe sind für eine fehlerfreie Darstellung der Isodosen entscheidend. Für die Routine wurden mit einem Matrixraster von 4 mm und bei einer Quellenaktivität von 500 GBq mit einer Meßzeit von 3 sec im Mäanderbetrieb 3 Matrizen in einer Gesamtausdehnung von 120 mm x 140 mm gemessen. Nach Justierung der Meßkammer und des Applikators in der Meßebene und der dosimetrischen Bestimmung des Normierungspunktes in der Nähe des Dosismaximums erfolgt die Matrixmessung mit dem RODA-Programm. Mit dem ISODOS-Programm werden die Isodosen berechnet und durch versetzten Plot bei Normierung auf einen festen Dosiswert gezeichnet. Nach dieser Meßmethode wurden Basis- und Qualitätskontrollmessungen an Ir-192 Strahlenquellen vom Typ I-3 und Typ I-5 mit verschiedenen Applikatoren und Abschirmungen durchgeführt (Abb. 2).

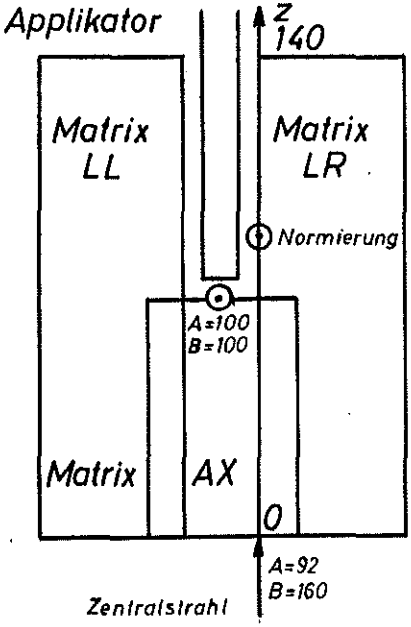


Abb. 1: Lage des Applikators und der Meßmatrizen

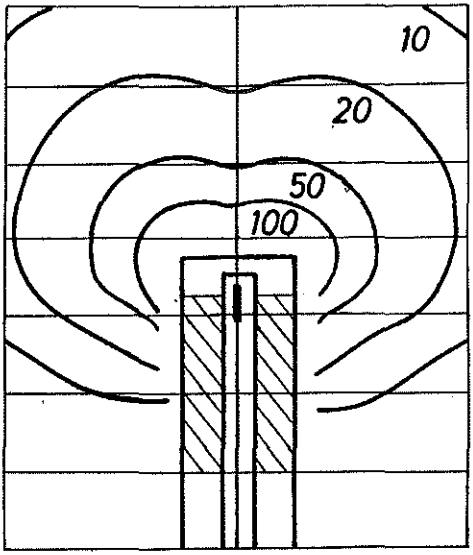


Abb. 2: Isosodosenplot für Ir-192 Typ I-3 mit Woodmetall-Abschirmung

Literatur:

1. The PTW-MP2 System, Description of the Components, (Freiburg 1987)

3D-BESTRAHLUNGSPLANUNG AUF EINER MICRO-VAX II

Tabbert, E. Dr. sc. nat., Dr.-Ing. K.-P. Schmidt

Abteilung Klinische Strahlenphysik, Radiologische Klinik, Schwerin

Bei der Entwicklung eines 3D-Bestrahlungsplanungssystems der Radiologischen Klinik Schwerin war die Zielstellung,ein nutzerfreundliches System zu implementieren, mit dem auch komplizierte Kombinationsberechnungen leicht in der klinischen Praxis durchzuführen sind. Als Grundlage des Bestrahlungsplanungsprogrammes können sowohl computertomografische Bildsequenzen als auch digitalisierbare Querschnittsvorlagen verwendet werden. Die CT-Bild-Übernahme erfolgt im off-line Betrieb über Magnetband in komprimierter oder unkomprimierter Form. Bildsequenzen mit kleinem "Field of view" lassen sich manuell so korrigieren, daß sie für die Bestrahlungsplanung nutzbar sind.
Die Dosisberechnung in der Teletherapie erfolgt mit einem effektiven "pixel-by-pixel"-Algorithmus, der auch die Drehung von Bestrahlungsfeldern erlaubt. Die räumliche Lage der Felder zueinander ist völlig beliebig. Für jedes Bestrahlungsfeld kann ein anderer Bestrahlungsbeginn und eine verschiedene Anzahl von Fraktionen festgelegt werden. Damit sind Summationsisodosen aufeinanderfolgender Serien in unterschiedlichen Bestrahlungstechniken problemlos berechenbar. Für eine günstige Feldbewichtung ist es möglich, einen linearen Optimierungsalgorithmus nach verschiedenen Zielfunktionen heranzuziehen.
In der Brachytherapie können beliebige Strahlenarten und Quellen verwendet werden.
Zur Berechnung der Dosisverteilung sind spezifische Algorithmen für Punktquellen, Linienquellen, Tuben, Drähte und für Quellen, die durch Isodosenkarten charakterisiert sind, implementiert.
Bei dem analytischen Verfahren wird das Sievertintegral mit Hilfe effektiver Quadraturformeln ausgewertet. Bei den Methoden, die auf Meßwerten beruhen, kommen radiale und karthesische Dosisleistungsfaktoren zur Anwendung. Die Lokalisation der Quellen kann über isozentrische, orthogonale oder Stereo-Röntgenaufnahmen erfolgen.

Jede Applikation ist in einer gesonderten Datei abgelegt, so daß die Kombination unterschiedlicher Applikationen mühelos möglich ist.
Die Berechnung der Dosisverteilung erfolgt in orthogonalen, sagittalen oder frontalen Querschnitten.
Zur Ermittlung von Kombinationsdosisverteilungen aus Tele- und Brachytherapie wird das Rechenraster der Teletherapie direkt ohne Interpolation in der Brachytherapie genutzt. Damit ist gewährleistet, daß eine exakte Dosissummation erreicht wird. Durch die implementierten geometrischen Überlagerungsmöglichkeiten wurde eine bequeme Handhabung in der Anwendung der Kombination von Tele- und Brachytherapie erreicht. Eine übersichtliche Darstellung von Maxima, Oberflächendosis- und Herddosiswerten an beliebigen räumlichen Punkten für alle verwendeten CT-Querschnitte ist in tabellarischer Form möglich. Das komplette System besitzt einen modularen Aufbau und läßt Erweiterungen bzw. nutzerspezifische Änderungen problemlos zu.
Die gesamte Dialogführung erfolgt über Menüfeldtechnik und Maus.

KONSTANZPRÜFUNGEN AM LINEARBESCHLEUNIGER PHILIPS SL 18

Erste Erfahrungen mit der DIN 6847/Teil 5 (Entwurf)

G. Bürgstein *, V. Steil **, U. Beyer **, PD Dr. B. Steidle**

* Fachbereich Technisches Gesundheitswesen, Fachhochschule Giessen
** Radiologisches Zentralinstitut , Medizinische Physik, St. Elisabethen-Krankenhaus, Ravensburg

In der vorliegenden Arbeit wurde auf der Grundlage der DIN 6847/Teil 5 (Entwurf) ein Konzept zur Qualitätskontrolle am Linearbeschleuniger Philips SL 18 erarbeitet. Über einen Zeitraum von drei Monaten wurden die vorgeschriebenen Kontrollen geometrischer Qualitätsmerkmale durchgeführt.

Die Erarbeitung des Qualitätssicherungskonzeptes umfasst die Einteilung der nach DIN 6847/Teil 5 (Entwurf) vorgesehenen Kontrollen, je nach Prüffrequenz, in Wochen-, Monats-, Vierteljahres-, und Halbjahrescheck, sowie die Ausarbeitung von Prüfprotokollen. Weiterhin wurden tägliche Kontrollen in einem Tagescheck, basierend auf der Richtlinie "Strahlenschutz in der Medizin", zusammengestellt, die nicht in der DIN 6847/Teil 5 vorgesehen sind.
Eine sinnvolle Zusammenstellung der vorgeschriebenen Kontrollen soll unnötige Wiederholung einzelner Kontrollen verhindern und dadurch Zeit einsparen. Der Monatscheck umfasst daher den Wochencheck und die vorgeschriebenen monatlichen Kontrollen, der Vierteljahrescheck den Monatscheck und die vierteljährlichen Kontrollen. Die halbjährlichen Kontrollen wurden in einen Halbjahrescheck I und II aufgeteilt und beinhalten jeweils den Vierteljahrescheck, die vorgeschriebenen halbjährlichen Kontrollen, sowie, nach zeitlichen Gesichtspunkten aufgeteilt, je einen Teil der jährlichen Kontrollen. Dies scheint sinnvoll, da nach DIN 6847/Teil 5 (Entwurf) die Kontrolle des Feldausgleichs (7.1.1) jährlich je einmal mit einem Wasserphantom und einem Phantom am Strahlerkopf, jedoch um ein halbes Jahr versetzt, durchzuführen ist. In den Tages- und Wochencheck wurden Kontrollen sicherheitsrelevanter Merkmale integriert.

Bei der Bestrahlung maligner Tumore ist nicht nur eine ausreichende dosimetrische Genauigkeit von Bedeutung, sondern ebenso die Übereinstimmung von Licht- und Bestrahlungsfeld, sowie die Genauigkeit der Einstell- und Positionierungshilfen.
In der DIN 6847/Teil 5 (Entwurf) werden folgende, für den Beschleuniger Philips SL 18 relevante, geometrische Kontrollen vorgeschrieben:

-Kontrolle der Anzeige des Bestrahlungsfeldes, Anzeige des Zentralstrahles, Röntgenstrahlung
-Kontrolle der Anzeige des Bestrahlungsfeldes, Elektronenstrahlung
-Kontrolle der Abmessung der Isozentrumskugel, Röntgenstrahlung
-Kontrolle der Isozentrumsanzeige
-Kontrolle der Abstandsanzeige vom Isozentrum
-Kontrolle des Nullpunkts der Winkelskalen
-Kontrolle der Kongruenz der Gegenfelder

Die Kontrolle der Abstandsanzeige vom Fokus, die ebenfalls in der DIN-Norm festgelegt ist, gilt nach DIN 6847/Teil 4 (Entwurf) für Elektronenbeschleuniger mit variablem Abstand des Fokus zum Isozentrum und nichtisozentrische Elektronenbeschleuniger. Für Beschleuniger mit festem Fokus-Isozentrumsabstand, wie dem Philips SL 18, entfällt diese Überprüfung.
Die Durchführung der Überprüfung geometrischer Faktoren bestätigte deren Notwendigkeit. Abweichend von den in der DIN-Norm empfohlenen Wiederholfrequenzen wurden die Kontrollen wöchentlich durchgeführt. Am überprüften Linearbeschleuniger zeigten sich zum Teil erhebliche Abweichungen in der Übereinstimmung zwischen Licht- und Bestrahlungsfeld, der Isozentrumsanzeige (Laser) und der Übereinstimmung der Gegenfelder, die durch den Kundendienst behoben werden konnten.

SCHNELLE DOSISBERECHNUNG FÜR ELEKTRONEN NACH DER NADELSTRAHLMETHODE

M. Abou Mandour[1], P. Schröder-Babo[2] und D. Harder[3]

[1] Faculty of Engineering, Nuclear Department, University of Alexandria
[2] Radiologische Klinik der Universität Heidelberg
[3] Institut für Medizinische Physik und Biophysik, Universität Göttingen

Stellt man die Dosisverteilung in einem Elektronen-Nadelstrahl in Abhängigkeit von Radius r und Tiefe z in der Form

$$D(r,z) = I(z) \exp(-r^2/\sigma_r^2(z))/\pi\sigma_r^2(z) \qquad (1)$$

dar, so können zur Erhöhung der Genauigkeit Meßwerte der charakteristischen Funktionen I(z)=Flächenintegral der Dosis in der Tiefe z und $\sigma_r^2(z)$ = mittleres radiales Verschiebungsquadrat in der Tiefe z verwendet werden. Dritter Parameter ist s_{vir}, der virtuelle Quellpunktsabstand. Mit diesem Ansatz [1,2] sind die Dosisverteilungen für Strahlenbündel endlichen Querschnitts analytisch und damit schnell berechenbar, z.B. gilt für ein Elektronenbündel mit rechteckigem Querschnitt (Kantenlängen 2a und 2b) in kartesischen Koordinaten x,y,z:

$$\frac{D(x,y,z)}{D(0,0,z)} = \frac{(s_{vir})^2}{(s_{vir}+z)^2}\,\frac{I(z)}{I(z_0)}\;\frac{\left[\operatorname{erf}\frac{a'+x}{\sigma_r(z)} + \operatorname{erf}\frac{a'-x}{\sigma_r(z)}\right]\cdot\left[\operatorname{erf}\frac{b'+y}{\sigma_r(z)} + \operatorname{erf}\frac{b'-y}{\sigma_r(z)}\right]}{4\operatorname{erf}\frac{a'_0}{\sigma_r(z_0)}\cdot\operatorname{erf}\frac{b'_0}{\sigma_r(z_0)}} \qquad (2)$$

mit z_0 = Bezugstiefe für die I(z)-Messung

$$a' = a(1 + z/s_{vir}) \qquad a'_0 = a\,(1 + z_0/s_{vir}) \qquad (3)$$
$$b' = b(1 + z/s_{vir}) \qquad b'_0 = b\,(1 + z_0/s_{vir})$$

Das Fehlerintegral kann schnell und mit hoher Genauigkeit durch

$$\operatorname{erf} u = [\,1 - \exp(-1.245\,u^2)\,]^{1/2} \qquad (4)$$

wiedergegeben werden. Approximiert man noch die charakteristischen Funktionen durch Glockenkurven der Form

$$I(z)/I(z_0) = A_1 \exp(A_2 z - A_3 z^2) + A_4 - A_5 z \qquad (5)$$

$$\sigma_r(z) = B_1 \exp(B_2 z - B_3 z^2) \qquad (6)$$

mit energieabhängigen Konstanten A_1 bis B_3, so läßt sich Gl. (2) in Form von axialen oder transversalen Dosisverteilungen bzw. Isodosenplänen schnell berechnen. Die Rechenzeit ist gegenüber der Plot- oder Printzeit zu vernachlässigen.

Das Nadelstrahlkonzept ist sehr flexibel; es erlaubt z.B. die Berücksichtigung der initialen Richtungsverteilung des Nadelstrahls an der Körperoberfläche sowie des

u.U. inhomogenen Querprofils des klinischen Elektronenstrahls, der Oberflächenkrümmung und der Gewebeinhomogenitäten. Als Beispiel für den Anwendungsbereich von Gl. (2) bis (6) sind in Abb. 1 die berechneten Tiefendosiskurven (TDK) von 40 MeV-Elektronen in Wasser für quadratische Feldgrößen dargestellt. Die hierfür benötigten charakteristischen Funktionen sind aus [1] entnommen. Man erkennt den starken Einfluß kleiner Strahlquerschnitte, der bei der Berücksichtigung von Gewebeinhomogenitäten nach der Partialbündelmethode [2] Bedeutung hat.

In Abb. 2 ist der geänderte Verlauf der TDK bei Anwesenheit einer senkrecht zur Strahlachse unendlich ausgedehnten Luftschicht der Dicke d = 3 cm in der Tiefe z_1 = 10 cm dargestellt. Bei der Rechnung ist berücksichtigt, daß die Werte des mittleren radialen Verschiebungsquadrats hinter und vor einer solchen Luftschicht sich wie

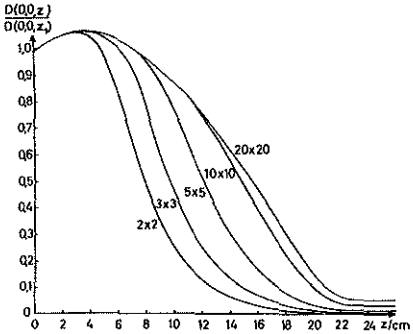
$$\sigma_r^2 (z_1+d)/\sigma_r^2(z_1) = 1 + 3\,d/z_1 + 3\,d^2/z_1^2 \qquad (7)$$

verhalten. Das Dosisverhältnis für Punkte auf der Strahlachse hinter und vor der Luftschicht beträgt für quadratische Felder

$$\frac{D(0,0,z_1+d)}{D(0,0,z_1)} = \frac{(s_{vir}+z_1)^2}{(s_{vir}+z_1+d)^2}\;\frac{\mathrm{erf}^2\,[a'(z_1+d)/\sigma_r(z_1+d)]}{\mathrm{erf}^2\,[a'(z_1)/\sigma_r(z_1)]} \qquad (8)$$

Für ausreichend großen Strahlquerschnitt geht der rechts stehende Faktor gegen 1, wodurch die Pohlit'sche Regel (Verschiebung der TDK um die Dicke der Luftschicht plus Berücksichtigung des Abstandsquadratgesetzes) verifiziert ist.

Unsere Arbeitsgruppe sammelt z.Zt. die Daten der charakteristischen Funktionen in verschiedenen Absorbermaterialien, um das schnelle Rechenprogramm unter Berücksichtigung luftgefüllter und anderer Gewebeinhomogenitäten fertigzustellen.



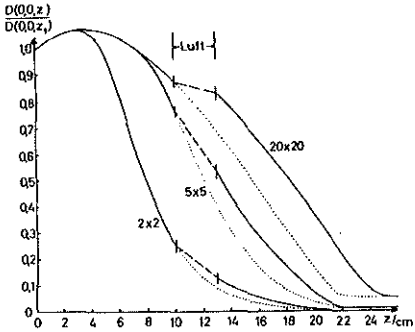


Abb. 1 und 2. Berechneter Tiefendosisverlauf für 40 MeV-Elektronen in Wasser für verschiedene quadratische Felder, ohne und mit 3 cm starker Luftschicht

Literatur: [1] Schröder-Babo, P. Dissertation Heidelberg 1987
[2] Abou Mandour, M., u. D. Harder, Strahlenther. 154 (1978) 546 - 553

ELEKTRONENSTRAHLANALYSE MIT DER VIELFACH-LOCHKAMERA

P. Schröder-Babo[1] und D. Harder[2]

[1] Radiologische Klinik der Universität Heidelberg

[2] Institut für Medizinische Physik und Biophysik , Universität Göttingen

Jedes der unendlich vielen Nadelstrahlbündel, aus denen ein klinisches Elektronenstrahlbündel besteht, besitzt bereits beim Eintritt in die Körperoberfläche eine "initiale Richtungsverteilung". Bei Beschleunigern mit Doppel-Streufoliensystem entsteht sie dadurch, daß die einen Punkt des Bestrahlungsfeldes treffenden Elektronen von einem Flächenbereich der zweiten Streufolie kommen (Abb. 1a). Bei magnetischem Scanning übernimmt der Ablenkmagnet die Funktion der zweiten Streufolie (Abb. 1b). Vielfachstreuung auf dem Luftweg und an Strahlbegrenzungs-Bauteilen verbreitert die initiale Richtungsverteilung zusätzlich.

Zur Analyse der initialen Richtungsverteilung an Punkten des Bestrahlungsfeldes ist die Vielfach-Lochkamera geeignet (Abb. 2). Ist $\overline{r^2}$ das mittlere radiale Verschiebungsquadrat der Schwärzungsverteilung in der Filmebene, so leistet die initiale Richtungsverteilung zum mittleren radialen Verschiebungsquadrat $\sigma_r^2(z)$ in der Körpertiefe z den additiven Beitrag $\overline{r^2}(z/l)^2$. Der virtuelle Quellpunktsabstand s_{vir} ergibt sich aus dem Mittelpunktsabstand eines Paares von Schwärzungsflecken gemäß $s_{vir} = l/(d/a - 1)$ nach Abb. 2. Die Herstellung der Lochplatte als 6 cm dicke Gießmetallplatte mit z.B. 9 oder 15 doppelkonischen Löchern (Lochabstand z.B. 3 cm) ist einfach [1,2].

Abb. 3a zeigt das typische Lochkamerabild für einen Linearbeschleuniger, der zusätzlich zu einer ersten Elektronenstreufolie eine zweite Folie mit Dickenprofil oder eine Scanvorrichtung besitzt, mit einem diffus begrenzten Schwärzungshof und einem zentralen Schwärzungsfleck. Wie wir mit Elektronenabsorbern feststellten, wird letzterer durch Bremsstrahlung aus der ersten Streufolie erzeugt; er bezeichnet die Achse des Nadelstrahlbündels. Abb. 3b ist das typische Abbild der auf der Streufolie lokalisierten Elektronen-Quellfläche eines Betatrons.

Aufnahmen mit Vielfach-Lochkameras können einen bedeutenden Beitrag zur Konstanzprüfung am Strahlerzeugungssystem eines Elektronenbeschleunigers leisten.

Literatur:

[1] P. Schröder-Babo, Dissertation, Heidelberg 1987

[2] P. Schröder-Babo u. D. Harder, World Congr. Med. Phys. 1982, p. 27.59

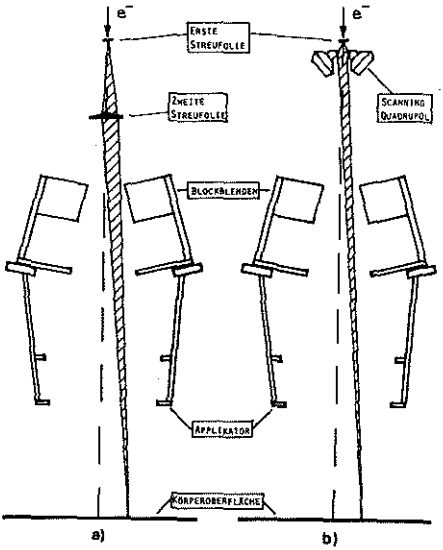


Abb. 1 Entstehung der initialen Richtungsverteilung eines Elektronen-Nadelstrahls durch die Wirkung der zweiten Streufolie (a) bzw. der Scanvorrichtung (b) zuzüglich der Vielfachstreuung in Luft.

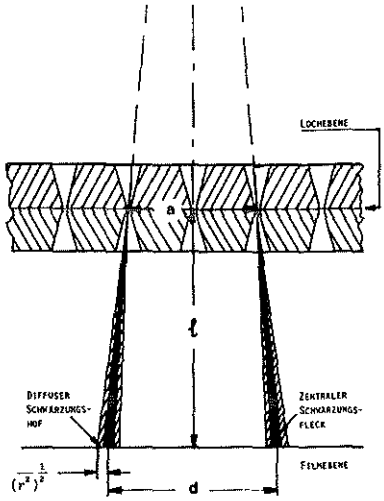


Abb. 2 Vielfach-Lochkamera für Elektronenstrahlung. Die Breite jedes einzelnen Schwärzungsbereiches kennzeichnet die initiale Richtungsverteilung. Aus dem Abstand d wird s_{vir} berechnet.

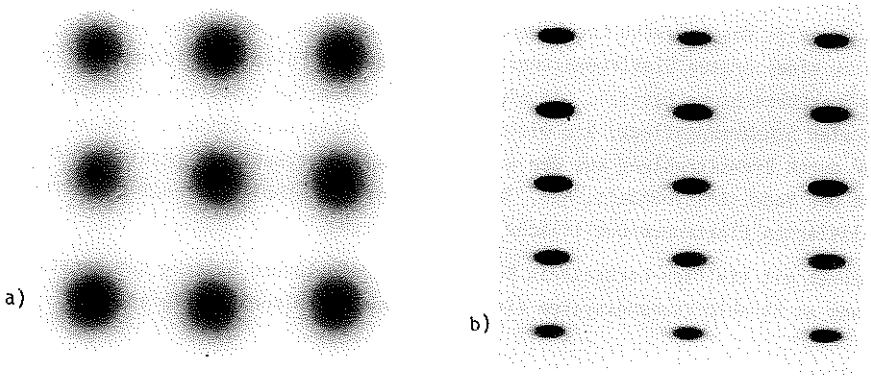


Abb. 3 Typische Nadelstrahl-Schwärzungsverteilungen in der Vielfach-Lochkamera.
a) Linearbeschleuniger Saturne 43 bei 15 MeV, 10 x 10 cm², Scanning-Betrieb. Der zentrale Schwärzungsfleck entsteht durch Bremsstrahlung aus der ersten Streufolie, der diffuse Schwärzungshof durch gestreute Elektronen.
b) Siemens-Betatron, 40 MeV, 12 x 12 cm², Streufilter 3 (0.35 mm Pb).

THELUDOS

Programm zur Unterstützung der Thermolumineszensdosimetrie in der klinischen Routine

D. Roth[1], S. Kern[2], M. Alraun[2], B. Niesert[2]

(1) Fachhochschule Gießen- Friedberg, Fachbereich Technisches Gesundheitswesen

(2) Städtische Krankenanstalten VS-Villingen, Radioonkologische Klinik, Medizinische Physik

In der klinischen Dosimetrie hat die Thermolumineszensdosimetrie besondere Bedeutung bei Aufgaben,die eine hohe Ortsauflösung verlangen oder bei Messungen, die im und am Patienten vorgenommen werden sollen. Um Ergebnisse mit einer ausreichenden dosimetrischen Genauigkeit zu erhalten, ist beim Ausheizen und Auswerten der TLDs immer noch ein erheblicher Arbeits- und Zeitaufwand erforderlich.

Durch die auf dem Markt befindlichen TLD- Auswertesysteme konnte eine gewisse Automatisierung beim Auslesen der TLDs erreicht werden, doch sind die Möglichkeiten bei der Meßwertbearbeitung von umfangreicheren TLD- Chargen verbesserungswürdig. **Theludos** ist ein Verarbeitungsprogramm für Meßwerte, die vom automatischen Auswertesystem der Firma Harshaw angeboten werden.

Das hier verwendete TLD- Auswertesystem besteht aus dem Detektor Typ "2000 D", in dem 50 TLD automatisch ausgelesen werden, und dem Glowkurvenanalysator Typ TL- Picoprocessor 2080. Für definierte Glowkurvenabschnitte können Integralwerte berechnet werden. Zur weiteren Verarbeitung der integralen Meßwerte wird das TLD- Auswertesystem mit einem Computer gekoppelt.

Theludos verfügt über eine Menüsteuerung und ist durch seine strukturierte Programmführung weitgehend selbsterklärend.

Das Programmpaket **Theludos** bietet dem Anwender nach der Übertragung der Daten Prozeduren zum Bearbeiten der Meßwerte, zur Berechnung von Faktoren, zur Dosisberechnung und zur Erstellung von Protokollen. Unterschiedliche Arbeitsweisen werden durch die Flexibilität des Programms ermöglicht.So kann u. a. mit gemittelten und ungemittelten Kalibrierfaktoren gearbeitet werden. Auch das supralineare Dosisverhalten der TLDs wird bei der Dosisberechnung berücksichtigt. Abschließend werden die Dosiswerte der einzelnen TLDs in einem Dateiformat abgespeichert, das einen einfachen Zugriff durch andere Programme ermöglicht.

MANOMETRISCHE FUNKTIONSDIAGNOSTIK IM GASTROINTESTINALTRAKT

Rosenbaum, K.-D., Klöckner, H., Jilg, S., Attig, D., Franke, B.

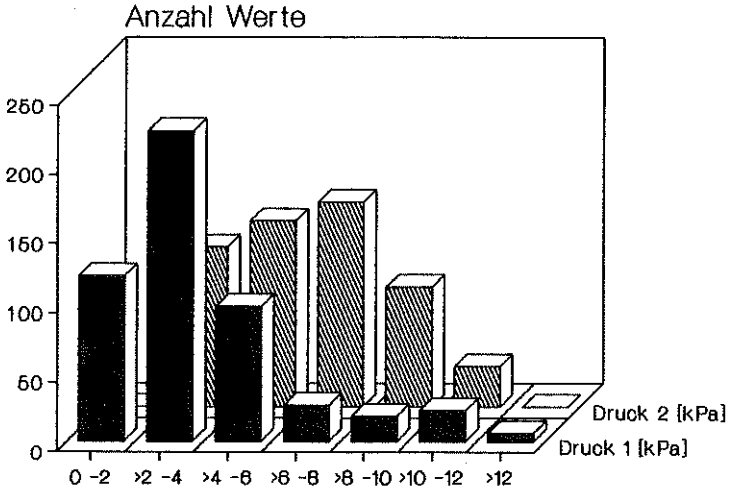
Klinik und Poliklinik für Chirurgie der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

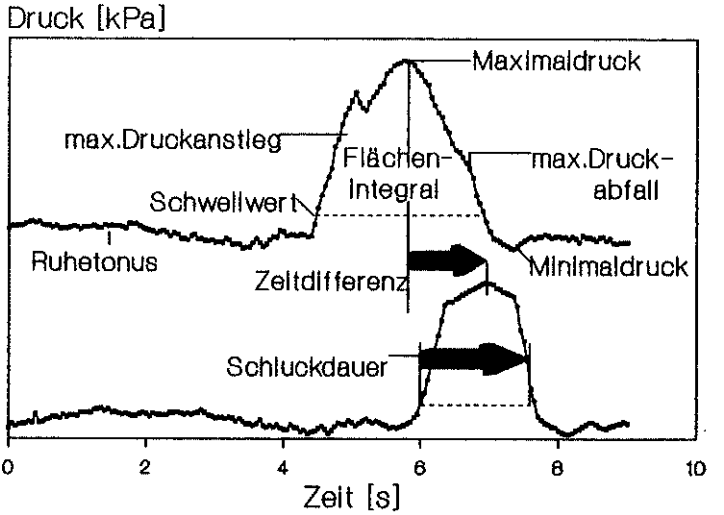
Der Gastrointestinaltrakt ist ein Transportorgan. Die wichtigste motorische Aktivität besteht in der Entwicklung einer propulsiven Peristaltik. Die Druckkräfte als Folge der Depolarisationen in der Muskulatur sind organspezifisch. Während das koordinierte Zusammenspiel zweier Sphinkter mit einer magenwärts gerichteten intraluminalen Druckwelle den aktiven Transport im Oesophagus hervorruft, ist im Dünndarm ein rhythmisches Druck- und Bewegungsmuster, in 3 Phasen unterteilt, wirksam. In Phase 3 dominiert die maximale rhythmische kontraktile Aktivität.

Der Druckmessung ist in den einzelnen Organen eine besondere Sorgfalt zuzuwenden und dem jeweiligen Organ und Organzustand anzupassen, insbesondere, wenn die Hohlorgane enger werden bzw. sich im kollabierten Zustand befinden. Wir nutzen aus praktischen Gründen die Perfusionsmanometrie mit der Flüssigkeitskopplung durch Katheter an einen externen Druckwandler. Die Meßdynamik wird bestimmt durch Elastizität und Reibungswiderstand des Meßsystems sowie die perfundierte Flüssigkeitsmenge. Zur Charakterisierung dienen Druckanstieg, Compliance und Grenzfrequenz des Systems. Das Organ bestimmt die Kathetergeometrie. Meßaugen von 1 mm Durchmesser lassen eine örtlich eng begrenzte Druckerfassung zu.

In der Oesophagusmanometrie wird vorwiegend eine Kurvenanalyse der Hochdruckzone des unteren Oesophagussphinkters und der Druckzone des Schluckaktes durchgeführt. Im Motilitätsmuster des Dünndarms ist der sog. "migrating motor complex" (MMC) mit einer Dauer von etwa 10 min. Gegenstand der Analyse.

Die Drucksignale werden rechnergestützt verarbeitet. Es erfolgt die Histogrammdarstellung der Druckwerte (obere Abb.), gezielte Hoch- oder Tiefpaßfilterung zum Ausschluß von Störsignalen, Korrelationsanalyse zwischen zwei Signalen sowie Frequenzanalyse und Kurvenanalyse (untere Abb.) der Drucksignale als wichtigster Teil des Rechenprogramms.





MULTIPLANARE CT-REKONSTRUKTION DER KIEFER FÜR DIE IMPLANTATIONSCHIRURGIE

W. Wittek [1]; W. Wilke [1]; H. Schulz [1]; S. Gursky [1]; H.-J. Pauer [2]; K. Imhof [3]

[1] Klinik für Radiologie der Karl-Marx-Universität Leipzig
[2] Klinik für Kiefer- und Gesichtschirurgie der Karl-Marx-Universität Leipzig
[3] Siemens AG, UB Medizinische Technik, Erlangen

Moderne Computertomografen haben leistungsfähige Software für die Rekonstruktion coronaler, sagittaler und beliebig geneigter Ebenen. Ebenso ist die Rekonstruktion gekrümmter achsenparalleler Flächen möglich. Diese Programme zur Sekundärrekonstruktion sind für die Darstellung der Kiefer sowohl hinsichtlich der Definition der Sekundärschnitte als auch hinsichtlich der Darstellung der Ergebnisse nicht besonders gut handhabbar.
Es wird ein spezielles Programm für die Darstellung der Kiefer zur Unterstützung der Implantationschirurgie vorgestellt.
Das Programm weist folgende Merkmale auf:

- Definition gekrümmter Panoramaschnitte längs des Kieferbogens durch Interpolation von Punkten, die der Benutzer interaktiv eingibt.
- Definition ebener Schnitte wählbarer Länge senkrecht zu den Panoramaschnitten.
- Die Transversalschichten können bei geneigter Gantry aufgenommen werden. Die Sekundärrekonstruktion erfolgt dann senkrecht zur Abbildungsebene.
- Präsentation der Ergebnisse in Form von Mehrfachbilddarstellungen.
- Möglichkeit der Messung von Abständen und Winkeln in den rekonstruierten Bildern.
- Bei der Fotodokumentation ist eine Darstellung in life size möglich.
- Es können bis zu 80 Transversalschichten verarbeitet werden, so daß Ober- und Unterkiefer gleichzeitig erfaßt werden können.

Nach Eingabe der vom Benutzer festzulegenden Daten (Punkte für einen gekrümmten Schnitt, Länge und Abstand der Orthogonalschnitte) läuft das Programm automatisch ab.

Z 16

ZEITLICHE KORRELATION ZWISCHEN EINEM ENCEPHALOMAGNETISCHEN SIGNAL UND DER NACHFOLGENDEN EKG R-ZACKE

Lebrecht von Klitzing

Klin.-Exp. Forschungseinrichtung, Medizinische Universität zu Lübeck

Durch ein äußeres statisches Magnetfeld werden encephalomagnetische Felder generiert oder verstärkt, die über einfache, an der Kopfhaut befestigte Spulen registriert werden können. Diese encephalomagnetischen Felder zeigen zusätzlich eine durch die EKG R-Zacke getriggerte Zeitfunktion. Ein artifizieller Einfluß, z.B. durch periodische Spulenbewegungen im Magnetfeld infolge Herzmuskelkontraktion oder Blutpuls kann ausgeschlossen werden . Bei der Darstellung der zeitlichen Korrelation zwischen dem elektrischen Impuls "R-Zacke" und den in den Spulen registrierten Signalen wurde auch die Zeit vor der R-Zacke analysiert (Pre-Trigger). Ursprünglich sollte damit überprüft werden, ob Interferenzen zwischen dem getriggerten und dem jeweils aus dem vorangegangenen R-Zacke-abhängigen Spulensignal auftreten. Die Datenmittelung erfolgte über 150 Ereignisse beim Triggerzeitpunkt "R-Zacke" (to) mit jeweils 1600 ms vor und nach (to). Aus dem Mittelwert und der Standardabweichung des Zeitabstandes zwischen zwei R-Zacken lassen sich mit der entsprechenden Genauigkeit bei den gemittelten Daten die Zeitpunkte für die R-Zacken, (to+1) und (to-1), angeben. Somit muß das R-Zacken-getriggerte Signal im Bereich (to-1)/(to) dem des Abschnittes (to+1)/(to+2) entsprechen. Wenn das Spulensignal eine Zeitfunktion der R-Zacke ist, sollte die Signalanalyse in diesen beiden Zeitbereichen identische Werte ergeben. Dazu wurden die Leistungsspektren der Zeitfunktionen ab (to-1) und ab (to+1) miteinander verglichen. Das Ergebnis in Tabelle 1 zeigt im Bereich 4-6 Hz, zu dem die in Abbildung 1 markierten Peaks gehören, immer eine höhere Energie im Zeitbereich (to-1)/(to). Dieser Effekt ist durchweg in der rechten Hemisphäre deutlich ausgebildet und im Vergleich zu O2 und P4 in F8-Position (internationales 10:20-System) am stärksten.

Diese offensichtliche Kopplung des markierten Peaks im Zeitabschnitt (to-1)/(to) zur nachfolgenden R-Zacke führt zu der Schlußfolgerung, daß die Signale in den Abschnitten (to-1)/(to) und (to)/(to+1), jeweils bezogen auf die vorangegangene R-Zacke, zeitsynchron aber nicht identisch sind. Als Hypothese könnte angenommen werden, daß das mit jeder Herzaktivität generierte encephalomagnetische Signal mit einem zur nachfolgenden R-Zacke gehörenden schwingungsfähigen System phasengekoppelt ist. Der Phasenwinkel zwischen beiden Systemen ist entsprechend der EKG-Frequenz variabel.

Hz	t_{o-1}/t_o	t_o/t_{o+1}	t_{o+1}/t_{o+2}	
3.6	28702	20500	4367	
4.9	15298	16547	2416	O2
6.1	27033	58705	4380	
7.3	6338	21186	757	
3.6	10751	5803	1850	
4.9	6236	10444	1187	F8
6.1	14765	33420	2813	
7.3	460	3655	225	

Tab. 1

Relative Energien der Spulensignale, sowohl EKG-getriggert als auch im Pre-Triggerbereich (to-1)/(to) und im Bereich (to+1)/(to+2).

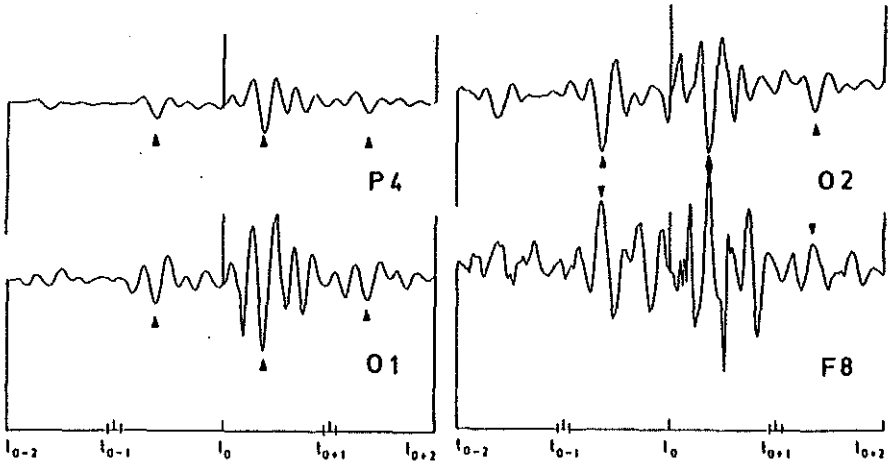


Abb. 1

Zeitfunktionen der gemittelten (n=150) Spulensignale aus verschiedenen Ableitpositionen.

Abszisse: to-1: statistisch zu erwartender Zeitpunkt (mit Standarabweichung; n=150) der dem Triggerpunkt (to) vorangegangenen R-Zacke; entsprechend (to+1).