

3(1995)



Heft 2

STRAHLENSCHUTZ

**Zeitschrift des Verbandes für Medizinischen
Strahlenschutz in Österreich**

Herausgeber:

M. Tschurlovits

K. Kletter

Beirat: F. Kainberger, H. Mader

M. Tschurlovits: Editorial	2
F. Steger: Der Aufbau eines Qualitätssicherungssystems am Beispiel eines Ganzkörperzählers	3
G. Pärtan, W. Hruby: Vom Röntgenfilm zu digitalen Abbildungsverfahren	8
I. Habermaas: Strahlenbelastung von Patient und Arzt bei interventionellen neuroradiologischen Maßnahmen am Kopf	15
S. M. Giacomucci, B. Erckert: Exposition des Untersuchungspersonals bei Angiographie und interventioneller Radiologie	23
 Verband:	
Kurzprotokoll der Generalversammlung	29
11. Gemeinsame Deutsch-Österreichische Strahlenschutztagung 1996	32
Kurse	33

Bedingt durch Umstände wie längerer Auslandsaufenthalt des Herausgebers erscheint dieses Heft etwas verspätet. Sie finden in diesem Heft Beiträge aus der Tagung des VMSÖ über Qualitätssicherung sowie einige Beiträge der Herbsttagung November 1995.

Bei dieser Tagung wurde erstmalig der Dr. Franz Holeczkepreis verliehen. Eine Kurzfassung der Arbeit der Preisträgerin ist ebenfalls in diesem Heft enthalten.

Die restlichen Beiträge der Herbsttagung werden im Heft 1/96, das nun bald erscheinen wird, veröffentlicht.

Weitere Berichte sind das Protokoll der Hauptversammlung, die neugewählten Vorstandsmitglieder und die Ankündigungen über die vom Verband veranstalteten Strahlenschutzkurse.

Besonders soll aber auf die Ankündigung der gemeinsamen Tagung in Graz im Mai 1996 hingewiesen werden. Das Programm bringt aktuelle und interessante Themen, die durch ein attraktives Rahmenprogramm abgerundet werden.

Manfred Tschurlovits

Der Aufbau eines Qualitätssicherungssystem am Beispiel eines Ganzkörperzählers

F. Steger: Österr. Forschungszentrum Seibersdorf, Abteilung Strahlenschutz

1. Einleitung

1.1 Allgemeines

Das Verlangen nach einem Qualitätssicherungsnachweis gewinnt weltweit immer größere Bedeutung. Dazu entstanden zahlreiche nationale und internationale teils branchenspezifische, teils branchenunabhängige Normen und behördliche Vorschriften. Qualitätssicherungsnachweise für Prüflaboratorien, z. B. für Strahlenmessungen können national, z. B. nach ÖNORM S5260 (Qualitätssicherungshandbuch für Prüflaboratorien für Strahlenmessungen - Richtlinie für die Erstellung) oder international nach der ISO 9000 -Serie, oder nach verschiedenen LP Vorschriften (GLP = Good Laboratory Praxis) erbracht werden.

Wenn die in diesem Referat zu behandelnden Ganzkörperzähler, die auch Strahlenmeßgeräte sind, der Qualitätskontrolle unterliegen sollen, müssen sie ebenfalls nach einer dieser oben angeführten Regelungen zertifiziert werden. Im Forschungszentrum Seibersdorf wird neben vielen anderen Messmitteln auch ein Ganzkörperzähler für Strahlenschutzmessungen betrieben. Durch ein Zertifizierungsaudit der österreichischen Vereinigung zur Zertifizierung von Qualitätssicherungssystemen wurde der Nachweis erbracht, daß das im Forschungszentrum Seibersdorf angewandte Qualitätssicherungssystem den Forderungen der ÖNORM ISO 9001/EN 29001 erfüllt, d.h., daß das Forschungszentrum Seibersdorf ein Qualitätssicherungssystem eingeführt hat und anwendet und somit auch dieses Qualitätssicherungssystem auch für den Seibersdorfer Ganzkörperzähler angewandt wird. (Abbildung 1). Ich möchte der Einfachheit halber im Folgenden dieses Qualitätssicherungssystem des Forschungszentrums Seibersdorf beschreiben, das selbstverständlich auch auf andere Prüflaboratorien mit Ganzkörperzählern anwendbar ist.

1.2 Ganzkörperzähler

Ganzkörperzähler sind Strahlenmeßgeräte, mit denen mittels der Gamma-Spektrometrie inkorporierte gammastrahlende radioaktive Stoffe gemessen und bestimmt werden können. Es kann sowohl das inkorporierte Radionuklid selbst als auch dessen Aktivität bestimmt werden. Ganzkörperzähler werden sowohl in der Medizin, z.B. für Metabolismusstudien, Organfunktionsprüfungen, Überprüfung des Kaliumhaushaltes usw. als auch im Katastrophen- und Strahlenschutz zur Dosisbestimmung nach Inkorporationen, also für die Strahlenschutzüberwachung eingesetzt. Der Seibersdorfer Ganzkörperzähler wird für die Strahlenschutzüberwachung des Personals des Forschungszentrums als auch zur Messung von Bevölkerungsgruppen z. B. nach dem Reaktorunfall von Tschernobyl, aber auch als Dienstleistung z.B. zur Messung von Spitalspersonal aus nuklearmedizinischen Abteilungen oder strahlenanwendender Firmen herangezogen.

2. Das Qualitätssicherungssystem im Forschungszentrum Seibersdorf am Beispiel des Ganzkörperzählers

2.1 Handbuch 1 und Handbuch 2

Die Qualitätssicherung für den Seibersdorfer Ganzkörperzähler ist eingebunden in das allgemeine Qualitätsmanagement, das im ganzen Forschungszentrum Seibersdorf Gültigkeit hat und im sogenannten Handbuch 1 dokumentiert ist. In diesem Handbuch 1 sind nur die für das ganze Forschungszentrum **allgemein** gültigen Qualitätssicherungsmaßnahmen dokumentiert wie

- die Verantwortung der obersten Leitung
- das Qualitätsmanagementsystem
- die Vertragsüberprüfung
- die Entwicklung (Designlenkung)
- die Lenkung der Dokumente
- die Beschaffung
- vom Auftraggeber beigestellte Produkte
- Identifikation und Rückverfolgbarkeit von Produkten
- die Prozeßlenkung
- die Qualitätsprüfung
- die Meßmittel
- der Prüfstatus
- die Lenkung fehlerhafter Produkte
- die Korrekturmaßnahmen
- die Handhabung, Lagerung, Verpackung und Versand
- die Qualitätsaufzeichnungen
- interne Qualitätsaudits
- die Schulung
- der Kundendienst und
- die statistischen Methoden zur Überprüfung der Produkte (Messungen)

Auch die Struktur des Qualitätsmanagement-Handbuches ist darin dargelegt. Daraus ist ersichtlich, daß neben diesem Handbuch 1 auch sogenannte Handbücher 2 erstellt wurden, die nur für verschiedene Teilbereiche des Forschungszentrums gültig sind und in denen **spezielle** Qualitätsmanagement-Maßnahmen festgelegt sind. In unserem Falle ist der Ganzkörperzähler dem Qualitätsmanagement-Handbuch 2 (HB 2-6) für die Organisationseinheit Strahlenschutz „Ionisierende Strahlung“ (LS/ION) zugeordnet. Dieses Handbuch 2 (HR 2-6) regelt jene Aspekte des Qualitätsmanagements, die für die Prüf-, Kalibrier- und Gutachtertätigkeit im Strahlenschutz im Forschungszentrum Seibersdorf Gültigkeit besitzen.

Dieses Handbuch 2 beinhaltet:

- Maßnahmen zur Wahrung des Qualitätsniveaus durch interne bzw. externe Audits und Produktaudits
- Die Auftragsabwicklung z.B. Angebots und Auftragswesen,
- Die Prüfplanung
- Die Beschreibung des Prüflabors, wie Tätigkeitsbereich und organisatorische Struktur für die technischen Abläufe,
- Organigramme für diese Organisationseinheit
- Personalangaben, Zeichnungsberechtigte, Verantwortung und Aufsicht über das Personal
- Die Meßmethoden und gerätespezifische Regelungen, wie Meßmittelüberwachung und Reparaturen bzw. Aussonderung von fehlerhaften Meß- und Prüfeinrichtungen
- Der Umgang mit Proben oder Prüflingen, wie Probeneingang und Kennzeichnung, Lagerung sowie Entsorgung
- Die Aufzeichnung der Meßdaten, Ergebnisberichte und Aufbewahrung von Berichten
- Korrekturmaßnahmen, Kundendienst und Reklamationen
- Vergleichsprüfungen von Prüflaboratorien und Ringversuche
- Eine statistische Bewertung der Güte der Meßmethoden

2.2 Handbuch 3

Alle Meßmethoden und gerätespezifischen Regelungen der einzelnen Arbeitsgruppen der Abteilung Strahlenschutz / „Ionisierende Strahlung“ werden in den entsprechenden Handbüchern 3 (QMHB 3) genauer beschrieben.

Diese Qualitätsmanagement-Handbücher 3 im Strahlenschutz sind derzeit in folgende Bereiche bzw. Organisationseinheiten aufgeteilt:

- Aktivitätsmessungen (Radiometrie)
- Dosimetrie (DEL)
- Dosimeterservice (TLD)
- Erstellung von Gutachten (GUA)

und beinhalten und behandeln folgende Punkte:

- Die Liste der in einem Prüfverfahren angewandten Normen
- Die Anweisung für die Durchführung der einzelnen Prüfungen (Arbeits- und Prüfanweisungen)
- ggf. Anweisungen für die Behandlung, Lagerung und Entsorgung der Proben
- Verwendung von Referenzmaterialien (Liste aller Referenzmaterialien und Standards)
- Kalibrier- und Wartungsanweisungen für die einzelnen Messmittel
- Angaben der Spezifikationen der Messmittel (Messgenauigkeit etc.)
- Angaben für die Durchführung von Ringversuchen
- Die Liste aller für Prüfungen verwendeten Meßmittel

2.3 Handbuch 3 für Ganzkörperzähler

Das Handbuch 3 der Arbeitsgruppe Radiometrie behandelt neben der Qualitätssicherung anderer Meßverfahren, wie gammaspektrometrische Messungen, alphaspektrometrische Messungen, Kontak-

minationsmessungen, Dichtheitsprüfungen an Strahlenquellen usw. auch die Qualitätssicherung bei Inkorporationsmessungen und da wieder neben der Ausscheidungsanalyse die Qualitätssicherung beim Ganzkörperzähler. Dieses Handbuch 3, „Radiometrie“, ist folgendermaßen aufgebaut:

In einem allgemein beschreibenden Teil, dem QS-Handbuch 3 RAD, werden die Tätigkeitsbereiche der Arbeitsgruppe Radiometrie, darunter der Tätigkeitsbereich für Ganzkörperzähler beschrieben, wobei

- das Meßverfahren,
- die angewendeten Meßmittel,
- der Standort des Ganzkörperzählers,
- die Umgebungsbedingungen
- die Zutrittskontrollen
- die Übersicht über den Messablauf, wie Eingangskennzeichnung usw.
- die Messung einer Person
- die Auswertung der Meßergebnisse
- die Erstellung eines Meßprotokolles und Archivierung
- die Funktionskontrollen und Wartungsarbeiten
- die Kalibrierung bzw. Eichung des Ganzkörperzählers
- die Teilnahme an Ringvergleichen
- die Behandlung fehlerhafter Komponenten des Ganzkörperzählers
- die Vertretungen
- die Unterschriftenregelung und
- die Haftung

aufgezählt sind und die relevanten Teile dieser Beschreibung mittels eigenen Arbeits- und Verfahrensanweisungen geregelt bzw. in Listen aufgezählt werden.

Folgende Arbeitsanweisungen sind ausgearbeitet worden:

- Meßvorbereitung der Personen (Kontaminationskontrolle, Kleiderwechsel usw.)
- Energie- und Efficiencykalibrierung des Ganzkörperzählers (homogen, inhomogen verteilte Radionuklide, Flaschen- und Organphantome) der Meßvorschrift,
- der Meßauswertung mit Korrekturmaßnahmen und
- der Funktionskontrollen und Wartungsanweisungen

Auf detaillierte Angaben der Qualitätssicherung bei Ganzkörperzählern konnte nicht näher eingegangen werden, da hauptsächlich der generelle Aufbau des Qualitätssicherungssystems beschrieben werden sollte.

3. Zusammenfassung

Qualitätssicherungssysteme gewinnen immer mehr an Bedeutung. Mit der Qualitätssicherung sollen folgende primäre Ziele erreicht werden:

- Optimierung der Abläufe
- Minimierung der Durchlaufzeiten
- Beherrschung der Prozesse
- Vermeidung redundanter Arbeiten
- Absicherung des Know How bei Personalwechsel
- Zuständigkeits- und Verantwortungsabgrenzung und Zuweisung
- Überwachung des Messungen im Sinne eines Regelkreises

und als sekundäre Ziele:

- bessere Messungen
- bessere Konkurrenzfähigkeit
- positive Marketing- und Werbeeffekte
- Begrenzung der Kundeninterventionen
- internationale Anerkennung des Zertifikates
- Nachweis der erfüllten Sorgfaltspflicht
- Förderung des Qualitätsbewußtseins im Unternehmen
- effiziente Grundlage für kontinuierliche Qualitätsverbesserung.

All diese Ziele werden bei sorgfältiger Handhabung des Qualitätssicherungssystems erreicht und können zur Verbesserung der Ergebnisse eines Betriebes führen.

4. Literatur

ISO 9001: Qualitätssicherungs-Nachweisstufe für Entwicklung und Konstruktion, Produktion, Montage und Kundendienst, Ausgabe 1987

ÖNORM S 5260: Qualitätssicherungshandbuch für Prüflaboratorien für Strahlenmessungen - Richtlinien für die Erstellung

Qualitätsmanagement

Des Österreichischen Forschungszentrums Seibersdorf **Handbuch 1**,
Abteilung Strahlenschutz, Fachbereich „Ionisierende Strahlung“ **Handbuch 2-6**
AG Radiometrie im Fachbereich „Ionisierende Strahlung“ **Handbuch 3-6/1**

Vom Röntgenfilm zu digitalen Abbildungsverfahren: Konsequenzen für den Strahlenschutz

G. Pärtan, W. Hruby, Donauespital Wien SMZ Ost, Zentralröntgeninstitut,
Vorstand: Prim. Univ. Prof. Dr. W. Hruby

Einleitung

Von den ersten Anfängen vor 100 Jahren bis heute hat die technische Weiterentwicklung der röntgenologischen Bildgebung sowohl die leichtere Handhabbarkeit, eine besser Bildqualität, als auch eine Reduktion der Strahlendosis zum Ziel gehabt.

Während in den ersten Jahren der Röntgendiagnostik noch die Reduktion der damals sehr langen, mindestens mehrere Minuten dauernde Belichtungszeit im Vordergrund stand, trat nach den sehr früh (1896) (1) eintreffenden ersten Berichten über Strahlenschädigungen das Interesse an einer Strahlendosisreduktion in den Vordergrund.

Der Fortschritt im Strahlenschutz ist gerade an den im Verlauf der vergangenen 100 Jahre vorgeschlagenen bzw. vorgeschriebenen Dosisgrenzwerten sehr gut mitzuverfolgen. Während um 1920 z.B. die von Mutscheller vorgeschlagene Toleranzdosis bei etwa 2,5 mSv /Tag, liegen die in den ICRP 60-Mitteilungen genannten Dosisgrenzwerte jetzt bei etwa 20 mSv/Jahr (2).

Neben technischen Fortschritten an der Röntgenröhre selbst (Abschirmung usw.), auf die hier nicht näher eingegangen werden soll, ist die Senkung der Strahlenbelastung für Untersucher und Patienten vor allem auf eine drastische Senkung des Dosisbedarfs der Bildempfänger zurückzuführen.

1. Röntgenphotographie

Die Entdeckung der Röntgenstrahlen fand in einer Zeit revolutionärer Entwicklungen auf dem Gebiet der Photographie statt. Während in den Frühzeiten der Photographie die fotografischen Emulsionen sowohl bei der Entwicklung, als auch bei der Exposition „naß“ gehalten werden mußten, wurde in den 70er-Jahren des vorigen Jahrhunderts die Trockenplatte (Silbersalze und Gelatine auf Glasplatten) eingeführt, welche dazu beitrug, die Photographie zu einem populären Medium zu machen (3).

Bereits 1896 kam wegen der langen Expositionszeiten die Idee auf, mit Hilfe fluoreszierender Substanzen die Ausbeute der Strahlenexposition zu erhöhen. Röntgen selbst schlug Bariumplatinzyanür als Fluoreszenz-Substanz vor, Thomas Edison sprach sich Kalziumwolframat aus.

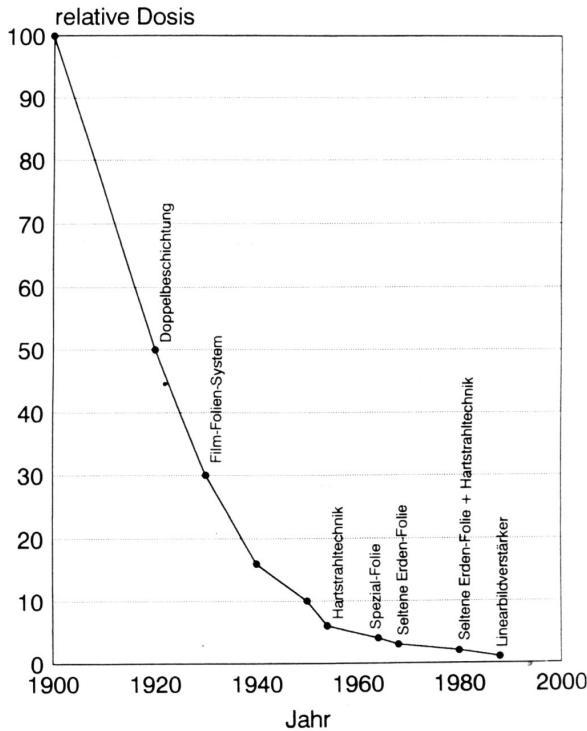


Abbildung 1: Änderung des Dosisbedarfs für eine Lungenaufnahme seit der Jahrhundertwende (aus: Th. Schmidt: Strahlenexposition: Risiko und Nutzen im Wandel der Zeit. In: Radiologie in der medizinischen Diagnostik (Hg.: G. Rosenbusch, M. Oudkerk, E. Ammann) Blackwell Berlin 1994)

1897 erzielte Levy mittels doppelseitig beschichtetem Film und Verstärkerfolien Aufnahmen mit einem Zwölftel der bisher notwendigen Belichtungszeit. Aufgrund der mäßigen Bildqualität (Körnigkeit, Nachleuchten oder anderes) konnten sich die Filmfolienkombinationen erst ab den 20er-Jahren durchsetzen. Anstelle der bisher üblichen Glasplatten wurden in den 20er-Jahren flexible Trägermaterialien eingeführt. Zuerst Zellulosenitrat, in weiterer Folge das brandsichere Zelluloseazetat. Weitere Meilensteine waren die Einführung der automatischen Filmentwicklung (Fa. Paco 1942), die Einführung von Tageslichtentwicklern, sowie auch die Einführung der Tafelkörnertechnologie bei Filmemulsionen.

Anfang der 30er-Jahre kam es zu weiteren Fortschritten in der Empfindlichkeit der Filmemulsionen, unter anderem durch Blautönung des transparenten Trägers.

Zwischen 1897 und den 60er-Jahren konnte eine Filmempfindlichkeitssteigerung um den Faktor 100 erzielt werden. Seit den 70er-Jahren ist die Empfindlichkeit der Röntgenfilme selbst ohne wesentliche Veränderungen geblieben, während die Weiterentwicklung der Verstärkerfolien mit Einführung der Seltene-Erden-Folien einen wesentlichen Impuls erfahren hat (3,4). Nicht zu vergessen ist die Hartstrahltechnik, welche als seit den 70er-Jahren durchgesetztes Standardverfahren bei der am häufigsten durchgeführten radiographischen Aufnahme der Thoraxorgane ebenfalls zu einer wesentlichen Dosisreduktion geführt hat.

Stellvertretend ist in Abbildung 1 die Änderung des Dosisbedarf für eine Lungenaufnahme seit 1900 angegeben. Die heutige Effektivdosis eines Röntgens der Thoraxaufnahmen liegt unter 0,1 mSv.

Bei den heute üblichen Filmfolienkombinationen liegt die Bildempfängerdosis je nach Empfindlichkeit (S-Zahl = 1000/ Gy) zwischen 40 und 1 Gy (5).

Eine Erfindung, welche einen wesentlichen Beitrag zur Steigerung der Bildqualität (insbesondere in der Mammographie), jedoch auch zu einer Dosiserhöhung um den Faktor 0,5-3 geführt hat, war das Streustrahlenraster, welches 1913 von Bucky erstmals patentiert wurde. Es bleibt abzuwarten, inwieweit die neueren, später angesprochenen radiographischen Verfahren in Zukunft die Verwendung von Rastern verringern oder überflüssig machen können.

2. Röntgendurchleuchtung

Bekanntermaßen war die Röntgendurchleuchtung mit einem Fluoreszenzschirm als Bildempfänger aufgrund dessen niedriger Leuchtkraft von $1,7 \text{ cd/m}^2$ für Patient und insbesondere Untersucher mühsam und auch mit hohen Strahlendosen verbunden. Nicht gering waren auch die Gefahren durch die bis in die 30er-Jahre meist freiliegenden Hochspannungsteile der Anlagen.

Ende der 30er-Jahre experimentierte Christenson erstmals mit einem Linsensystem zum Zwecke der Bildverstärkung. 1937 wurde erstmals ein Patent von I. Langmuir zur elektro-optischen Verstärkung des Durchleuchtungsbildes angemeldet. Es dauerte allerdings bis 1953, bis der erste serienmäßig einsetzbare Röntgenbildverstärker auf dem Markt war. Während bis in die 70er-Jahre Zinkcadmiumsulfid als Fluoreszenzmaterial der Bildverstärkereingangsschirme verwendet wurde, konnte Anfang der 70er-Jahre mit der Einführung von Cäsiumjodid eine deutliche weitere Steigerung der Bildqualität und eine Reduktion der notwendigen Strahlendosis erzielt werden.

Während bereits in den 30er-Jahren erste Versuche einer Wiedergabe von Durchleuchtungsbildern mittels Fernsehen durchgeführt wurden, dauerte es bis 1955, als durch Janker bzw. Stauer und Noix die ersten Fernsehbildverstärkerketten eingeführt wurden. Zwar hat die Verbesserung der Detail- und Kontrastauflösung, sowie auch der Flimmerfreiheit der Fernsehdurchleuchtungsanlagen einen großen Stellenwert besessen, jedoch hat sich durch die Einführung des Bildverstärker und in etwas geringeren Maße durch die Fernsehbildverstärkerkette - auch eine deutliche Dosisreduktion ergeben (6).

3. Digitale Verfahren

Die 70er-Jahre haben bemerkenswerte Umschichtungen in der bildgebenden Diagnostik durch die Einführung von digitalen Verfahren auf mehreren Ebenen ergeben.

Die Einführung des Ultraschalls Anfang der 70er-Jahre hat - wie auch die Einführung der Magnetresonanztomographie Anfang der 80er-Jahre - erstmals in größerem Umfang eine Bildgebung ohne ionisierende Strahlung ermöglicht. Auf dem Gebiet der Röntgendiagnostik sind drei verschiedene Entwicklungen wesentlich: die Computertomographie (CT), die digitale Durchleuchtung (bzw. digitale Bildverstärker-Radiographie), sowie die digitale Lumineszenzradiographie (DLR, Speicherfolientechnik).

a) CT

Die drastische Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten bei vollkommen fehlender Invasivität war in einem Maße segensreich für die Patienten, welches zur Verleihung des Nobelpreises an den Erfinder Godfrey N. Hounsfield geführt hat. Vom Gesichtspunkt der Strahlendosis hat diese Erfindung allerdings zu einer Zunahme der Strahlenbelastung der Patienten mit sich gebracht. Während die Strahlendosis für eine CT-Einzelschicht zumindest gleich, meist aber um eine Größenordnung höher ist als bei einer einzelnen projektionsradiographischen Aufnahme derselben Körperregion, summieren sich die meist notwendigen zahlreicheren (10-100) Schichten zu einer entsprechend höheren Patientendosis.

Deshalb ist beim Einsatz der CT eine strenge Kosten-Nutzen-Rechnung nicht nur hinsichtlich der finanziellen Folgen dieser Untersuchung, sondern insbesondere auch im Hinblick auf das Strahlenrisiko notwendig.

Die Einführung der Spiral-CT hat diesbezüglich nur geringe Änderungen gebracht. Einerseits verleitet die exzellente diagnostische Qualität der Spiral-CT-Untersuchungen zu einer noch etwas ausgedehnteren Nutzung, andererseits ergeben sich auch Chancen für eine mäßige Dosisreduktion.

Dies einerseits, weil die Dosisleistung der dafür verwendeten Röntgenröhren bei der über 30-50 Sek. anhaltenden Dauerstrahlung (noch) begrenzt ist, außerdem kann eine Halbierung der Untersuchungsdosis durch eine Erhöhung des Verhältnisses zwischen Schichtdicke und Tischvorschub (Pitch) erzielt werden (7-9).

b) Digitale Bildverstärker-Radiographie

Die Digitalisierung des analogen Fernsehsignals der Bildverstärker-Fernsehkette erfolgt Anfang der 80er-Jahre und wurde zuerst im Rahmen der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) verwendet. Dieses Verfahren mit seinen Möglichkeiten der Bildnachverarbeitung hat wesentliche Impulse für die bildgebende Diagnostik und insbesondere auch für die interventionell-therapeutische Radiologie bzw. die minimal invasive Chirurgie gegeben. Trotz einer Optimierung dieser Technik hinsichtlich Bildqualität und Bildempfänger-Empfindlichkeit sind bei diesen Verfahren oft sehr lange Durchleuchtungszeiten notwendig, welche auch in Einzelfällen zu Effektivdosen von mehr als 50 mGy führen und auch in sehr seltenen Fällen zu Hautschäden von Patienten durchgeführt haben (10).

Andererseits liegen in der Möglichkeit der zeitlichen Integration bei der digitalen Durchleuchtung auch große Möglichkeiten für Dosisersparungen: Mit der gepulsten Durchleuchtung können Dosisersparungen von um 50% bis maximal 90% erreicht werden, ebenso durch die Verwendung der Last Image Hold-Funktion (11-13).

Obwohl BV-Einzelaufnahmen zumindest bei großen Aufnahmeformaten (Thoraxradiologie!) einen gegenüber Film-Folien-, aber auch DLR-Aufnahmen meist geringeren Dosisbedarf aufweisen, genügt ihre Detailauflösung nur bei kleinen BV-Eingangsformaten (15). Deshalb hat sich die Anwendung der digitalen BV-Radiographie z.B. für Thoraxaufnahmen nicht in größerem Umfang durchsetzen können.

Die Leichtigkeit, mit welcher mit den digitalen Durchleuchtungsanlagen Aufnahmen angefertigt werden können (Wegfall des Kassettenwechsels) stellt erhöhte Anforderungen an die Ausbildung der Radiologen, welche weiterhin für die Erzielung einer hohen Aussagekraft mit möglichst wenigen Aufnahmen sorgen muß.

c) Speicherfolientechnik (DLR)

1983 erfolgte die Erstbeschreibung der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR), welche eine Digitalisierung der konventionellen Radiologie (Projektionsradiographie) in größerem Umfang ermöglicht hat (14).

Diese Technik verwendet Speicherfolien mit europriumdotierten Barium-Halogeniden, welche im Gegensatz zu Film-Verstärkerfolien die eingefangene Energie der Röntgenquanten nicht sofort in Form eines Lichtblitzes abgeben, sondern erst bei der Auslesung dieser Folie mittels eines feinfokussierten Laserstrahles. Das dadurch erzielte digitale Röntgenbild mit einer Matrix von etwa 2000 x 2000 Bildpunkten erfüllt weitgehend alle Anforderungen, welche hinsichtlich der Detailauflösung an ein Radiographie-System gestellt werden und übertrifft Film-Folien-Systeme mit einem dynamischen Graustufenumfang von 1 x 1000 bis 1 x 10.000 (15).

Dabei ist der Dosisbedarf für eine Einzelaufnahme etwa äquivalent zu Film-Folien-Systemen der Empfindlichkeitsklasse 200 - 400.

Wie bei allen digitalen Abbildungsverfahren lassen sich Helligkeit und Kontrast der DLR-Aufnahmen frei wählen, sodaß der begrenzende Parameter der Bildqualität nur mehr im Bildrauschen liegt. Dadurch sind erkennbare und beurteilbare Bildstrukturen oft auch bei Aufnahmeparametern möglich, welche mit der Film-Folientechnik zu völlig unverwendbaren Ergebnissen führen würden. Somit ergibt sich einerseits die Möglichkeit einer dem Zweck der Aufnahme angepaßten selektiven Dosisreduktion, andererseits führen die Eigenschaften der DLR auch zu einer Gesamtdosis-Reduktion für die Patienten durch die drastisch verminderte Anzahl fehlbelichtungsbedingter Wiederholungsaufnahmen.

Beachtet sollte jedoch werden, daß - aufgrund der einem digitalen System inhärenten Eigenschaften - eine Erhöhung der Bilddosis im Gegensatz zur Film-Folienradiographie bei der DLR in der Regel zu einer Verbesserung der Bildqualität führt. Dadurch sind Überbelichtungen mit entsprechend erhöhter Patientendosis für nicht geübte oder der Patientendosis gegenüber gleichgültige Untersucher schlechter erkennbar.

Ein Parameter, welcher bei den meisten am Markt erhältlichen DLR-Systemen zur Einschätzung der Bilddosis dienen kann, ist die Ausleseempfindlichkeit des Systems bei der Verarbeitung der belichteten Speicherfolie. Je höher die Ausleseempfindlichkeit (Sensitivity, „S-Wert“), desto niedriger die Dosis auf der Speicherfolie und umgekehrt. Eine einfache Formel zur Berechnung der Bilddosis anhand des „S-Wertes“ wurde beispielsweise von Bick 1992 (16) dargestellt. Das an sich lineare Verhältnis zwischen Bilddosis und S-Wert kann allerdings manchmal durch Ausleseprobleme (Fehlererkennung bei zu stark eingblendeten Aufnahmen usw.) gestört werden.

Die prinzipiell mit den digitalen Verfahren gegebene Möglichkeit der *automatischen* Dokumentation von Aufnahme- und Dosisparametern, welche eine Überwachung und Minimierung der Patienten-Dosis wesentlich erleichtern würde, ist von der Industrie bisher kaum aufgenommen worden. Insbesondere fehlt eine Übertragung der kV- und mAs-Werte vom Röntgen-Schalttisch bzw. auch des Flächendosisproduktes auf die Speicherfolienaufnahmen und die automatische Überführung dieser Daten in ein kommerziell erhältliches, computerisiertes Qualitätssicherungsprogramm.

Gegenwärtig befinden sich neue Bildempfängermedien für die digitale Direktadiographie im Entwicklungsstadium. Ein vielversprechender Ansatz scheint mit der Verwendung von amorphem Silizium gelungen zu sein, welches ohne zwischengeschalteten Ausleseprozeß mit einer Matrix aus Dünnschichttransistoren gekoppelt wird. Die ersten kommerziell erhältlichen Systeme dürften vielleicht schon in 2 - 3 Jahren erhältlich sein. Nach ersten Ergebnissen ist mit einer weiteren Erhöhung der Bildempfängerempfindlichkeit um den Faktor 2 zu rechnen (17).

Ein mit dem Strahlenschutz mittelbar verbundener Vorteil digitaler Aufnahmen ist deren leichtere Verfügbarkeit, wenn sie in einem digitalen Bildverteilungs- und -archivierungssystem (PACS) integriert sind.

Während bei konventionellen Röntgenfilmarchiven mit einem jährlichen Schwund von 10% der Aufnahmen und mehr zu rechnen ist, geht dieser Anteil bei digitalen Bildarchiven gegen 0. Die sich daraus

ergebenden Konsequenzen hinsichtlich Kontroll- und Vergleichsaufnahmen bzw. die Güte der radiologischen Befunde sind unschwer abzuleiten (18,19).

Zusammenfassung

Eine Synopsis der Auswirkungen digitaler Verfahren auf die Patientendosis ist in Abb.2 dargestellt. 100 Jahre Weiterentwicklung der radiologischen Aufnahmeverfahren haben sowohl zu einer Erhöhung der Bildqualität als auch insbesondere zu einer kontinuierlichen Verringerung der notwendigen Aufnahmedosis geführt.

Die digitale Subtraktionsangiographie, sowie insbesondere die CT, stellen dabei Ausnahmen dar, welche zu einer strengen Indikationsstellung bei diesen Untersuchungen und einer kontinuierlichen Arbeit an einer Dosisreduktion führen müssen.

Die Beispiele der digitalen Bildverstärkerradiographie, aber auch die Speicherfolienradiologie zeigen, daß der seit der Erfindung der röntgenologischen Bildgebung anhaltenden Trend zur Dosisreduktion fortgeführt wird, unter der Voraussetzung, daß die Anwender die digitale Bildgebung durchdacht gestalten und die geänderten Parameter der Bildqualität (Bildrauschen anstelle von Bildhelligkeit bzw. Bildkontrast) in der täglichen Praxis beachten.

Bildverstärker-Fernsehkette	⇒ (↓)
Cäsiumjodid-BV, 100mm-Spotfilm	↓
Seltene-Erden-Folien	↓
Ultraschall	↓
CT	↑
Rastermammographie	↓ (↑)
DAS	↓
Kernspintomographie	↓
elektronisches Sofortbild	↓
Großbildverstärker	↓
last image hold	↓
gepulste Durchleuchtung	↓
DLR	⇒ / ↓

Abb. 2: Auswirkungen der digitalen Abbildungsverfahren auf die Patientendosis

Literatur

- (1) A. Bleneke: Vierzig Jahre im Dienste der Röntgenstrahlen. *Radiologe* (1995)35: 302-310
- (2) Th. Schmidt: Strahlenexposition: Risiko und Nutzen im Wandel der Zeit. In: *Radiologie in der medizinischen Diagnostik* (Hg.: G.Rosenbusch, M.Oudkerk, E.Ammann), Blackwell Berlin 1994:496-500
- (3) R.J.Pizzutiello, J.E.Cullinan: a brief history of screen-film imaging. In: *introduction to medical radiographic imaging*. Eastman Kodak Company; Rochester, New York 1993:118-122
- (4) G.Rusenbusch, E.Ammann, M.Oudkerk: Röntgenphotographie. In: *Radiologie in der medizinischen Diagnostik* (Hg.: G.Rusenbusch, M.Oudkerk, E.Ammann), Blackwell Berlin 1994: 482-495
- (5) M.Plümecke, C.Blendl: Film-Folien-Systeme. In: *Qualitätssicherung in der Radiologie* (Hg.: H.Meier-Duis, U.Mödder) Blackwell Berlin, 1992:39-42
- (6) E.Ammann, G.Rosenbusch, M.Oudkerk: Durchleuchtung, Bildverstärkeraufnahme und digitales Bild. In: *Radiologie in der medizinischen Diagnostik* (Hg.: G.Rosenbusch, M.Oudkerk, E.Ammann) Blackwell Berlin 1994: 464-481
- (7) W.A. Kalender: technical foundations of spiral-CT. *Semin-Ultrasound-CT-MR* 1994;15(2): 81-89
- (8) J.H.Langkowski, P.Pogoda, A.Hess: Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiraltechnik. *RöFo* 1994; 161(1):3-11
- (9) J.Beus et al.: Koronare Nasennebenhöhlen-CT: Einsatz der Spiraltechnik. *Aktuelle Radiol.* 1995; 5(3):189-91
- (10) W.Huda. K.R.Peters: Radiation-induced temporary epilation after a neuroradiologically guided embolization procedure. *Radiology* 1994; 193(3):642-44
- (11) K.Gindl et al.: Möglichkeiten der Dosisreduktion bei Durchleuchtungsuntersuchungen im Rahmen der digitalen Radiographie am Beispiel der MCU. *Strahlenschutz* 1(1993); 2:25-28
- (12) BA Schueler et al.: Radiation exposure and efficacy of exposure-reduction techniques during cardiac catheterisation in children. *Am-J-Roentgenol.* 1994; 162(1): 173-77
- (13) T.Waggershauser et al.: Einsparungen bei der Durchleuchtungs-dosis durch moderne DSA-Anlagen. *Radiologe* 35(1995): 148-51
- (14) M.Sonoda et al.: computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology* 1983;148:833-838
- (15) H.P.Busch. M.Georgi: digitale Radiographie - Illusion oder Zukunftsperspektive? In: *Jahrbuch der Radiologie* 1991, Biermann, Münster 1991:47-66
- (16) U.Bick: eine Methode zur Abschätzung der Dosis in der digitalen Lumineszenzradiographie. *Radiologe* 1991 ; 31(1):8-10
- (17) J.A.Rowlands: Alternatives to photostimulable phosphors (abstr. refresher course). *Proceedings RSNA* 1995:120
- (18) W.Hruby et al.: klinische Erfahrungen mit PACS: digitale Radiologie. *Radiologe*(1994)34:291-299
- (19) DM. Tucker, G.T.Barnes, R.E.Koehler: Picture Archiving Communication Systems in the intensive care unit. *Radiology* 1995;196:297-304

Strahlenbelastung von Patient und Arzt bei interventionellen neuroradiologischen Maßnahmen am Kopf

I. Habermaas: Klinik für Neurologie und Psychiatrie, D-73035 Bad Pöttingen

Bei Embolisationen intrazerebraler Prozesse von elf erwachsenen Patienten wurde die Strahlenbelastung von Patient und Arzt erfaßt. Die Abschätzung der Gewebedosen erfolgte aus den Expositionsdaten mittels Flächen-Dosis-Produkt sowie aus den mit Thermolumineszenzdosimetern gemessenen Oberflächendosen. Vergleichend wurden Messungen am Alderson-Rando-Phantom durchgeführt. Bei den erwachsenen Patienten wurde bei einer durchschnittlichen Durchleuchtungszeit von 43,3 min. und 275 Aufnahmen eine effektive Dosis (nach ICRP-Publikation 60) von 23,8 (8,5 - 61,2) mSv ermittelt, woraus sich eine Gesamtschadenserwartung von 0,18% als methodenimmanentes Risiko ableiten ließ. Die lokale Gewebedosis der Haut betrug 1200 mSv, die der Linse 47,9 mSv. Beim Arzt lag die effektive Dosis pro Embolisation bei 0,1 - 0,2 mSv, die Gewebedosis der Linse bei 0,5 mSv. Die Gewebedosis der Hand ist mit 2,2 mSv limitierend für die Anzahl der gemäß Röntgenverordnung pro Jahr durchgeführten Embolisationen.

Einleitung

Interventionelle Verfahren haben in den letzten Jahren auch in der Neuroradiologie einen großen Zuwachs erfahren. Aus primär diagnostischen angiographischen Vorgehensweisen wurden therapeutische Verfahren entwickelt, die zum Beispiel durch die Embolisation von Hirngefäßen alternative Behandlungsmöglichkeiten gegenüber Operation und Bestrahlung bei neurovaskulären Erkrankungen und Tumoren bieten (3, 8, 12, 18). Embolisationen im Kopfbereich sind komplexe Eingriffe, die lange Durchleuchtungszeiten zur Überwachung der Katheterführung erfordern; zur Darstellung der Gefäße werden vor, während und nach der Therapie wiederholt Aufnahmeserien benötigt. Entsprechend ist eine hohe Strahlenbelastung sowohl des Patienten, als auch des behandelnden Arztes zu erwarten. Bisher lagen in der Literatur wenig Daten vor, die geeignet waren, das methodenimmanente Strahlenrisiko auf der Basis eines modernen Risikokonzepts zu beurteilen. Für den Patienten gelten keine Grenzwerte, vielmehr wird gefordert, daß nach Abwägung aller Chancen und Risiken aus jeder Strahlenanwendung ein sogenannter „Nettonutzen“ resultiert (9, 10). Der Arzt unterliegt Richtlinien für beruflich exponierte Personen. In Deutschland schreibt die Röntgenverordnung (15) Grenzwerte für die Strahlenbelastung vor. Die Kenntnis der Strahlenbelastung des Arztes erlangt besondere Bedeutung durch die Tatsache, daß Embolisationen nur von hochqualifizierten Spezialisten an wenigen Zentren durchgeführt werden können.

Stochastische Strahlenschäden folgen einer Dosis-Eintrittshäufigkeits-Beziehung, wobei das Ausmaß des Schadens unabhängig von der applizierten Dosis ist. Sie treten als somatische Schäden (meist strahleninduzierte Krebserkrankungen) oder genetische Schäden auf (11, 19). Das Konzept der effektiven Dosis wurde entwickelt, um Teilkörperexpositionen bezüglich des Risikos vergleichbar zu machen. Die Gewebedosen einzelner Organe werden mit einem Wichtungsfaktor, der die jeweilige Strahlenempfindlichkeit berücksichtigt, multipliziert und dann zur effektiven Dosis aufaddiert (10). Aus der effektiven

Dosis leitet sich das Risiko einer stochastischen Strahlenschädigung ab.

Von den stochastischen werden deterministische Strahlenschäden unterschieden. Sie treten erst ab einem bestimmten Schwellenwert auf und sind in ihrem Ausmaß dosisabhängig. sie beruhen auf Gewebeuntergang und gehen mit Funktionsverlust einher. Beispiele sind das radiogene Erythem oder die Katarakt.

Methodik

Die Dosismessungen beziehen sich auf die Embolisationen von elf intrazerebralen Prozessen bei erwachsenen Patienten, davon sechs Angiome, drei Durafisteln, eine Sinus-Cavernosus-Fistel und ein Riesenaneurysma. Die Patienten waren mit den Messungen einverstanden, es entstand keine zusätzliche Strahlenbelastung. Die Embolisationen wurden am DSA-Gerät ANGIOSKOP, Firma Siemens, durchgeführt (Tabelle 1). Der Arzt trug eine Bleischürze als körpernahen Strahlenschutz, zur Reduzierung der Streustrahlung wurden schwenkbare Bleigummilamellen über und neben dem Untersuchungstisch eingesetzt.

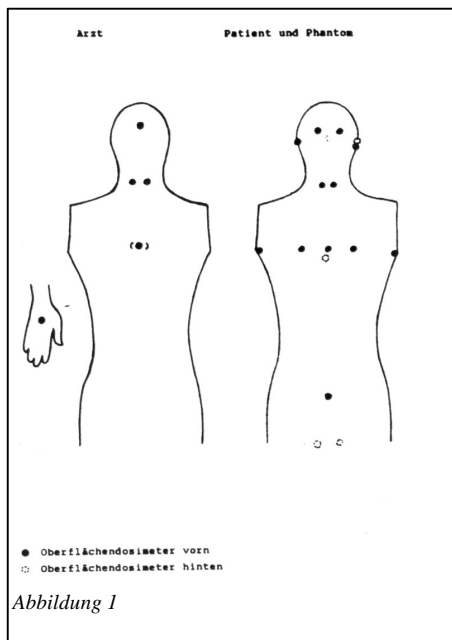
Tabelle 1: Technische Daten, Angioskop, Fa. Siemens

Generator	Polydoros 80, multiplus
Strahler	MEGA 125 30 / 82 CG
Bildverstärker	Optilux 27/17 HD
Röntgenröhrenspannung	0,67 % maximale Abweichung
DL-Feldbegrenzung	+ 7,8 %
Filter	2,5 mm Al
davon Strahler	1,0 mm Al
Tiefenblende	1,0 mm Al
Zusatzfilter	0,5 mm Al
ZOOM	Vergrößerung durch bilineare Interpolation im digitalen Video-System

Dosis- bzw. Dosisleistungsbedarf

Durchleuchtung ($\mu\text{Gy}/\text{s}$)	27cm BV		17cm BV
Automatik 1	0,14		0,35
Automatik 2	0,27		0,7
Aufnahme ($\mu\text{Gy}/\text{Bild}$)		0,87	

Während der Durchleuchtung bzw. der Aufnahmeserien wurden die technischen Parameter Röhrenstrom, Röhrenspannung, Feldgröße und -lokalisierung sowie Einstrahlrichtung protokolliert. Das Flächen-Dosis-Produkt wurde mit einer an der Röhre befestigten Kammer gemessen. Hieraus ließen sich Einfallsdosen und daraus unter Berücksichtigung von Rückstreuung, relativer Tiefendosis und Dosisdekrement Gewebedosen abschätzen (22).



Zur Abschätzung der Gewebedosen mittels Oberflächendosimetrie wurden LiF-Thermolumineszenzdosimeter (TLD 100, Fa. Harshaw) verwendet, die Auswertung der Dosimeter erfolgte nach einer Methode von Strüter (17). Die Dosimeter wurden mittels Strontium-Quelle (Harshaw 2000 DI) individuell kalibriert, außerdem bei Werten zwischen 60 und 90 kV Röhrenspannung (Wolfram-Anoden-Röhre, 5-mm-Al-Filterung) energieabhängig kalibriert, wobei die applizierte Dosis mit einer Ionisationskammer (PTW 23331-248) gemessen wurde.

Die Dosimeter wurden paarig über den relevanten Organen der Patienten befestigt (Abbildung 1). Die Dosimeter am Arzt befanden sich auf der Stirn, über der Schilddrüse, an der Brust unter der Bleischürze sowie auf der kateterführenden Hand unter dem Latexhandschuh.

Vergleichend wurden Messungen am Alderson-Rando-Phantom durchgeführt.

Hierfür wurden Dosimeter an der Oberfläche entsprechend der Verteilung am Patienten ange-

ordnet, außerdem 62 Dosimeter im Phantom jeweils an organrelevanter Position. Die Exposition des Phantoms erfolgte separat im Durchleuchtungs- und Aufnahmebetrieb jeweils im posterior-anterioren und lateralen Strahlengang.

Ergebnisse

Es wurden durchschnittlich 275 Aufnahmen als digitale Subtraktionsangiographie angefertigt und 42 Minuten kontinuierlich durchleuchtet innerhalb der durchschnittlichen Behandlungsdauer von etwa 4 Stunden. Das Flächen-Dosis-Produkt betrug durchschnittlich $16\,493\text{ cGycm}^2$, dabei entfielen 46 % der Oberflächendosis auf Durchleuchtungsexposition, 54% auf Aufnahmen. Die aus dem Flächen-Dosis-Produkt abgeleiteten Gewebedosen lagen deutlich niedriger als die gemessenen Werte, die methodengleichen Messungen an der Oberfläche von Patient und Phantom zeigten gute Übereinstimmung, ebenso der Vergleich mit den im Phantom gemessenen Werten (Tabelle 2).

Tabelle 2: Gewebedosen der Patienten, risikorelevante Organe (Auswahl) [mSv]

	FDP	Oberflächendosimetrie	Phantom
Keimdrüsen	0,3	1,2	0,8
rotes Knochenmark	6,3	65,5	47,5
Lunge	0,3	18,2	3,8
Magen	< 0,1	18,2	---
Dickdarm	0,2	1,3	---
Brustdrüsen	0,2	1,9	2,9
Schilddrüse	4,5	9,3	17,0
Leber	< 0,1	18,2	---
Haut (gesamt)	1,7	15,2	15,8
Gehirn	14,0	303,8	201,6

Die weiteren Aussagen stützen sich auf die mittels TLD am Patienten erhaltenen Daten. Aus den Gewebedosen der risikorelevanten Organe wurde unter Berücksichtigung der jeweiligen Wichtungsfaktoren (10) die effektive Dosis von 24 mSv ermittelt. Aus der effektiven Dosis wurde das methodenimmanente Risiko von 0,12 % abgeleitet, eine strahleninduzierte tödliche Krebserkrankung zu erleiden. Die Gesamtschadenserwartung von 0,18 % schließt sowohl somatische, als auch hereditäre strahleninduzierte Schäden ein und berücksichtigt entgangene Lebensqualität und Lebensjahre. Aus der Gonadendosis von 1,2 mSv leitet sich das Risiko einer genetischen Schädigung von 0,0012 % ab (Tabelle 3).

Tabelle 3: Risikoabschätzung für Patienten (nach ICRP Publikation 60(10))

Effektive Dosis:	23,8 (8,5 - 61,2) mSv
Risiko einer tödlichen Krebserkrankung:	0,12 %
Gesamtschadenserwartung:	0,18 %
Gonadendosis:	1,2 mSv
Risiko einer genetischen Schädigung:	0,0012 %

Neben den sogenannten risikorelevanten Organen, die vom Konzept der effektiven Dosis erfaßt werden, wurden weitere Organe betrachtet, die aufgrund ihrer Lage im Kopf einer längerfristigen Nutzstrahlenbelastung ausgesetzt waren, wobei insbesondere der Gewebedosis der Augenlinse, sowie der lokalen Hautdosis Bedeutung zukommt (Tabelle 4).

Tabelle 4: Gewebedosen der Patienten, nicht risikorelevante Organe [mSv]

	FDP	Oberflächendosimetrie	Phantom
Augenlinse (links)	44	78	377
Retina (links)	22	508	147
Innenohr (links)	28	582	261
Hypophyse	14	279	152
Parotis (links)	30	841	405
Haut (lokal)	44	1201	554

Beim Arzt lagen die Gewebedosen aller risikorelevanten Organe unter 1 mSv (Tabelle 5), aus ihnen ließ sich eine effektive Dosis von 0,2 mSv beim Arzt (0,1 mSv bei der Ärztin) ableiten. Die lokale Hautdosis der Hand lag bei 2,2 mSv, die Gewebedosis der Augenlinse bei 0,5 mSv (Tabelle 6).

Tabelle 5: Gewebedosen des Arztes, risikorelevante Organe [mSv]

Schilddrüse	0,7
Mamma, männlich	0,7
Mamma, weiblich	0,4
Lunge	0,1
rotes Knochenmark	0,1
Gonaden	0,5

Tabelle 6: Gewebedosen des Arztes, nicht risikorelevante Organe [mSv]

Haut (Hand)	2,2
Augenlinse	0,5

Diskussion

Ziel der Dosisermittlung im Strahlenschutz ist eine Abschätzung von Größenordnungen, die der Formulierung einer statistischen Aussage dient. Aufgrund der großen Variationsbreite untersuchungs- und patientenspezifischer Parameter sind individuelle Aussagen nicht ableitbar.

Probleme der Dosisermittlung ergeben sich beispielsweise im Durchleuchtungsbetrieb aus der sich ständig ändernden Position des Nutzstrahls, des Fokus-Haut-Abstands, der Feldgröße und der Einblendung, was zu Ungenauigkeiten bei der Dosisberechnung mittels Flächen-Dosis-Produkt, aber auch bei der Abschätzung der Gewebedosen aus den gemessenen Oberflächendosen führt. Die Genauigkeit der Messungen wird durch die physikalischen Eigenschaften der Dosimeter begrenzt. Messungen mit Thermolumineszenzdosimetern erfordern standardisierte Bedingungen bei der Durchführung und Auswertung der Messungen, weshalb die theoretische Genauigkeit unter praktischen Bedingungen der Messung am Patienten nicht erreicht werden kann.

Ein Vergleich mit Dosiswerten aus der Literatur ist schwierig, da jeweils unterschiedliche Organe erfaßt wurden und verschiedene Meßmethoden angewandt wurden. Insgesamt liegen die von uns ermittelten Gewebedosen in der Größenordnung entsprechender Werte, die in der Literatur für diagnostische Maßnahmen mitgeteilt werden.

Tabelle 7: Literaturvergleich, Gewebedosen der Patienten [mSv]

	Keimdrüsen	Schilddrüse	rotes Knochenmark	Gehirn	Haut (lokal)	Augenlinse
Karotisdarstellung intrakraniell, Gilgenbach 1990				50		
Suche nach intrakraniellem Aneurysma, Grobovschek 1987		12			1600	35
zerebrale Angiographie, Ewen 1982	0,2-1,0	73	52			
DSA der Halsgefäße, Cresemann 1985	0,02-0,27	8,7	11		264	2
Embolisation intrazerebraler Prozesse, eigene Messung am Patienten	1,2	17	66	304	690	48

Als Beispiel für die Risikobetrachtung mit Abwägung von Chancen und Risiken soll die Embolisation einer arteriovenösen Missbildung dienen (Tabelle 8). Die Gesamtschadenserwartung durch die Strahlenbelastung der Embolisation liegt mit 0,18 % in der Größenordnung des Angiographierisikos und deutlich niedriger als die Risiken der alternativen Therapieverfahren. Die Strahlenbelastung wird daher bei differentialtherapeutischen Erwägungen wenig ins Gewicht fallen.

Tabelle 8: Risikobetrachtung am Beispiel der arteriovenösen Mißbildung

Spontanes Blutungsrisiko:	1 - 4 % (13)
Risiko einer Zweitblutung im ersten Jahr:	17 % (13)
Morbidität nach Blutung:	40 % (5)
Andauernde neurologische Komplikationen bei zerebraler Angiographie:	0 – 0,8 % (21)
Bestrahlung:	3 % (16)
Operation:	2,4% (14)
Gesamtschadenserwartung durch die Strahlenbelastung der Embolisation:	0,18 %

Aus der Gruppe der nicht risikorelevanten Organe ist die Linie hervorzuheben, bei der mikroskopisch sichtbare Veränderungen ab 1Sv beobachtet wurden, ophthalmologisch nachweisbare Trübungen ab 2 Sv (20). Bei einer durchschnittlichen Exposition von 50 mSv pro Embolisation ist das Auftreten einer strahleninduzierten Katarakt daher nicht zu erwarten. Die lokale Dosis der Haut von durchschnittlich 1200 mSv, maximal 2580 mSv, kann bei wiederholten Embolisationen zu Entzündung und vorübergehender Epilation führen (Schwellenwert 5 Sv, (21)).

Die in Deutschland gültige Röntgenverordnung schreibt für exponierte Personen der Kategorie A eine maximale effektive Dosis von 50 mSv pro Jahr vor (15). Bei einer durchschnittlichen Dosis von 0,2 mSv beim Arzt - bzw. 0,1 mSv bei der Ärztin - könnten entsprechend 250 bzw. 500 Embolisationen durchgeführt werden. Folgt man den Empfehlungen der ICRP von 1990 (10), die eine Begrenzung auf 20 mSv empfiehlt, reduziert sich die Zahl entsprechend auf 100 bis 200 Embolisationen. Der von der TCRP für die Augenlinse empfohlene Grenzwert von 150 mSv wäre dagegen bei einer durchschnittlichen Dosis von 0,5 mSv erst nach 375 Embolisationen erreicht. Die lokale Dosis an der Hand von durchschnittlich 2,2 mSv läßt bei einer erlaubten Dosis von 500 mSv 237 Embolisationen zu.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Strahlenbelastung des Patienten nicht wesentlich zum Gesamtrisiko der Methode beiträgt. Der behandelnde Arzt muß jedoch die technischen Möglichkeiten zu seinem Schutz nutzen, damit nicht die Strahlenbelastung des Arztes zu Einschränkungen in der Anwendung der Methode führt.

Literatur

1. Alderson, S.W., Lanzel, L., Rollins, M., Spira, J. (1962)
An instrumental phantom system for analog computation of treatment plans. *AJR* 87, 185-195
2. Crasemann, H. (1985)
Strahlenexposition und Strahlenrisiko von Patienten bei der Digitalen Subtraktionsangiographie (DSA). Med. Dissertation, Universität Hamburg
3. Duckwiler, G. R., Dion, J.E., Vinuela, F. (1990)
A survey of vascular interventional procedures in neuroradiology. *AJNR* 11,621-623
4. Ewen, K., Fiebach, B.J.O., Hinz, A. (1982)
Somatisches Strahlenrisiko bei Angiographien. *Fortschr. Röntgenstr.* 137,704-706
5. Filatov, U.M., Eliava, S.S., Sazanova, O.B. et al. (1990)
Microsurgical treatment of deep-seated cerebral arteriovenous malformations (abstract). *AJNR* 11.226
6. Gilgenbach, R., Schröder, U., Heuser, L. (1990)
Strahlenexposition bei der Angiographie der hirnersorgenden Arterien. *Fortschr. Röntgenstr.* 153, 418-422
7. Grobovschek, M., Rahim, H., Hofmann, W. (1987)
Dosisbelastung und Wertigkeit bei der kranialen Angiographie. *Fortschr. Röntgenstr.* 147, 676-679
8. Halbach, V., Higashida, R.T., Hieshima, G.B. (1989).
Interventional neuroradiology. *AJR* 153, 467-476
9. ICRP (1986)
Schutz des Patienten in der Röntgendiagnostik. ICRP Publikation 34. MMV Medizin Verlag, München
10. ICRP (1991)
1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publikation 60. Pergamon Press, Oxford.
11. Kaul, A. (1987)
Ionisierende Strahlung: Quellen der Exposition, Dosen, Risiken, rechtliche Regelungen des Schutzes. MMV Medizin Verlag, München
12. Luessenhop, A.J. (1990)
Interventional neuroradiology: a neurosurgeon's perspective. *AJNR* 11, 625-629
13. Mohr, J.P. (1990)
Determinating the effects of treatment transcranial Doppler studies in arteriovenous malformations (abstract). *AJNR* 11, 223

14. Piepgras, D. (1993)
Direct surgical treatment of vascular malformations (AVMs). Internat. Neuroradiol. Symp. Homburg-Saar, 25.-28.2.1993
15. Röntgenverordnung (RöV) (1987)
Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen vom 8.1.1987. BGB 1,3,114-193
16. Steiner, L., Lindquist, C., Wayne, C., Karlsson, B., Steiner, M. (1993).
Microsurgery and radiosurgery in brain arteriovenous malformations. J. Neurosurg. 79,647-652
17. Stüter, HD. (1971)
Eigenschaften von LiF-Thermolumineszenzdetektoren bei der Dosimetrie energiereicher Strahlen. Strahlentherapie 142,174-182
18. Taveras, J.M. (1990)
Interventional neuroradiology (abstract). AJNR 11, 217-218
19. Upton. A.C. (1982)
The biological effects of low-level-ionizing radiation. Sci Am.246, 29-37
20. Upton. A.C. (1987)
Cancer induction and non-stochastic effect. BJR 60, 1-6
21. Vogel, H., Bartsch, L., Sartor, K., Hensler, H.-M. (1984). Komplikationen der zerebralen Angiographie. Krankenhausarzt 57, 57-69
22. Wachsmann, F., Drexler, G. (1976). Graphs and Tables for use in Radiology. Springer, Berlin, Heidelberg

Exposition des Untersuchungspersonals bei Angiographie und interventioneller Radiologie

S.M. Giacomuzzi, B. Erckert
Univ.-Klinik Innsbruck
Institut für Radiodiagnostik - Radiologie 1
Anichstr.35 / A-6020 Innsbruck

Zusammenfassung

Lange Expositionszeiten tragen wesentlich zur resultierenden Untersucherdosis bei. Dosisgrenzwerte für die Untersucher und Möglichkeiten zur Dosisreduzierung bei interventionellen radiologischen Eingriffen sollen diskutiert werden.

Summary

In angiographic and interventional procedures long fluoroscopy times add a great deal to the total physician dose. In this article dose limits for physicians and the possibilities to decrease dose during interventional procedures.

Vorreiter der heutigen interventionellen Radiologie waren eine Vielzahl therapeutischer und diagnostischer invasiver Maßnahmen, die unter Röntgendurchleuchtung durchgeführt wurden (1).

Durch diese Methoden entstehen für den Untersucher zusätzliche Strahlenbelastungen. Der Untersucher ist bei derartigen Eingriffen, z.B. bei einer Kathetersetzung, sehr oft dem primären Strahlenfeld ausgesetzt. Die Körperteildosis des Untersuchers beruht dabei in erster Linie auf der Exposition durch die Streustrahlung. Die Körperteildosiswerte selbst richten sich nach der Art des invasiven Verfahrens. Geraten Körperteile in das primäre Strahlenfeld wie dies bei den Händen vorkommen kann, so erhöht sich für diese Körperteile die Dosis erheblich. Die derzeitige Praxis bei angiographischen und interventionellen Untersuchungen, Teilkörperdosen des Untersuchers nicht zu messen, führt deshalb zu einer erheblichen Unterbewertung der tatsächlich erhaltenen Körperdosen.

Durch die immer häufiger angeraumten und länger andauernden Untersuchungsmethoden in der interventionellen Radiologie ist ein deutlicher Trend der Dosisbelastung für Patient und Untersucher nach oben zu beobachten. In Tabelle 1 sind die für verschiedene Untersuchungsmethoden typischen Durchleuchtungszeiten angegeben.

PTCD, TIPS, Embolisation und Neuroembolisation sind Eingriffe, die häufig wiederholt werden müssen. Insbesondere bei Embolisation und Neuroembolisation müssen viele Aufnahmen erstellt werden: Aufnahmeserien von 35 und mehr Bildern sind dabei keine Seltenheit. Für Untersucher und Patient sind solche Untersuchungen mit außerordentlich hohen Dosisbelastungen verbunden. In Tabelle 2 sind exemplarisch die mittleren Dosisleistungswerte an zwei verschiedenen Aufenthaltsorten für den Untersucher bei TIPS-Interventionen angeführt (3). Man sieht, daß die gemessenen Werte signifikant vom Standort des Untersuchers abhängen. Die Meßwerte der Tabelle 3 zeigen die Strahlenexposition der einiger risikorelevanter Organe am Untersucher. Die Werte zeigen sehr deutlich eine hohe Strahlenexposition der

Hände und der Augen des Untersuchers sowie dessen gleichzeitig geringe Gonadendosis.

Bei Neuroembolisation und Embolisation kann am Patienten eine temporäre Epilation beobachtet werden. Die amerikanische „Food and Drug Administration“ gibt beispielsweise für temporäre Epilation einen Schwellwert von 2 Gy an (4,5). Typischerweise beträgt bei fluoroskopischen Untersuchungen mit Direktbestrahlung die in der Haut absorbierte Dosisleistung zwischen 0,02 und 0,05 Gy/min. Diese Werte können jedoch, abhängig von der Patientengröße und vom Untersuchungsmodus, auch zwischen 0,01 Gy/min und 0,5 Gy/min variieren. Damit kann der oben angegebene Schwellwert nach 3 Stunden oder aber schon nach 30 Minuten Durchleuchtungszeit erreicht werden.

Für den Untersucher ist es nicht nur von Interesse, wie hoch die Dosisbelastung bei der jeweiligen Untersuchung ist. Als beruflich strahlenexponierte Person stellt sich ihm auch die Frage, nach wieviel Untersuchungen er die gesetzlich vorgeschriebenen Höchstdosen pro Jahr erreicht. Diese geben in bezug auf die höchstzulässige Dosis pro Jahr bei Teilkörperbestrahlung beruflich strahlenexponierter Personen gesetzlich bestimmte Höchstwerte an. Die Meßwerte der amtlich vorgeschriebenen Filmplakettendosimeter können zur Bestimmung dieser Dosiswerte nur bedingt herangezogen werden. Dies ist dadurch begründet, daß die Dosimeter vorschriftsmäßig unter der Bleischürze getragen werden. Der ungeschützte Körperbereich außerhalb der Bleischürze ist jedoch einer Exposition ausgesetzt, deren Ausmaß nicht numerisch erfaßt wird. Ebenso kann beispielsweise die Exposition der Hände nicht annähernd mit ausreichender Genauigkeit aus Parametern der Angiographie abgeschätzt werden. Der wechselnde Abstand zur Streustrahlenquelle und zum Primärstrahlenbündel ist während einer Angiographie so variabel, daß es kaum möglich ist, ein bestimmtes Tätigkeitsvolumen mit Hinblick auf vorhandene Grenzwerte als unbedenklich zu erklären. Eine wesentliche Hilfestellung ist jedoch das Konzept der effektiven Dosis lt. RÖV (6). In der Kategorie B von beruflich strahlenexponierten Personen sind darin der effektiven Dosis 15 mSv/a, der Teilkörperdosis-Keimdrüsen 15 mSv/a, der Teilkörperdosis-Augen 45 mSv/a, der Teilkörperdosis-Schilddrüse 90 mSv/a und der Teilkörperdosis-Hände 150 mSv/a zugrunde gelegt. Für die in Tabelle 2 angegebenen Werte erreicht der Untersucher bereits nach 100 Untersuchungen im Jahr den gesetzlich zugelassenen jährlichen Teilkörperdosisgrenzwert der Augen. Für die Angiographie und der Methode des transkathetralen Gefäßverschlusses ist die Situation ähnlich. Vogl et al (2) konnten zeigen, daß auch für diese Untersuchungsmethoden die maximale Anzahl der Untersuchungen pro Jahr durch die Teilkörperdosis der Augen begrenzt ist (Tabelle 4,5). Fischer et al (7) konnten anhand einer Messserie von 80 angiographischen Untersuchungen zeigen, dass es bei einer angenommenen Anzahl von 220 Arbeitstagen im Jahr erst eine regelmäßige Untersuchungsfrequenz von mehr als 12 Angiographien täglich zu einer Überschreitung der zulässigen Handdosis, aber bereits nach ca. 5 Angiographien pro Tag eine Überschreitung der Augendosis kommt. Die RÖV wird also dann wirksam, wenn an einem Körperteil die Höchstdosis erreicht wird. Das heißt, diese Organdosis bildet die Beschränkung für einen weiteren Einsatz eines Arztes in der Röntgendiagnostik. Werden diese Körperteile besonders geschützt, kann die Untersuchungsfrequenz im Sinne der RÖV gesteigert werden. Durch das Tragen der obligaten Bleischürze wird die Strahlenbelastung des Untersuchers erheblich reduziert. Bei einem Bleigleichwert von 0,25 mm vermindert sich die einfallende Dosis bei 80 kV auf etwa 5% und bei 90 kV auf 7% (2).

Für den Schutz der Hände wird in der Literatur der Gebrauch von Bleigummihandschuhen erwähnt. Sie haben den Nachteil, daß sie durch die Einschränkung der Taktilität den Arzt behindern und deshalb sehr gewöhnungsbedürftig sind. Die Linsenbelastung kann durch eine Bleiglasbrille um den Faktor 2 reduziert werden. Ein Tubus am Strahlenaustrittsfenster der Röntgenröhre senkt die Linsenbelastung nochmals um einen Faktor 10 herab. Eine weitere einfache Methode zur Reduzierung der Dosis ist das Zurücktreten des Untersuchers vom Angiographietisch bei Serien mit maschineller Druckinjektion. Dies ist die einzige

Situation, in der die Position des Untersuchers nicht so stark durch die Belange der Untersuchung festgelegt ist. Jeans et al (8) zufolge kann je nach Projektionsbedingung die gemessene Dosis schon mit einem Meter Abstand vom Tisch um den Faktor 30 niedriger sein als unmittelbar am Tisch.

Die Zunahme der interventionellen Verfahren in der Radiologie macht es immer wichtiger, diese im Hinblick auf Exposition von Patient und Untersucher zu optimieren. Eder (9) konnte zeigen, dass sich durch die Verwendung von Dauerschutzeinrichtungen (Bleiacrylglascheibe, Unterkörperschutz) eine Verminderung der Körperdosis am Rumpf um den Faktor 2,5-5 sowie am Schädel, Oberarm und den Händen des Untersuchers bis zu einem Faktor 50 erreichbar sind. Darüber hinaus tragen in letzter Zeit auch neue Untersuchungstechniken in der Radiologie zur Verminderung der Dosisbelastung entscheidend bei (10). Für die Fluoroskopie werden beispielhaft drei Konzepte verfolgt. Zum einen ist es möglich, die Röntgenstrahlung im kontinuierlichen Betrieb zu vermindern. Dabei muß jedoch ein erhöhtes Bildrauschen in Kauf genommen werden. Durch die gepulste Fluoroskopie und durch die „Last Image Hold“-Option eröffnen sich weitere Wege zur Dosisreduktion. Bei der gepulsten Fluoroskopie werden anstelle der kontinuierlichen Strahlung kurze Strahlungspulse (etwa 30 ms) zur Durchleuchtung eingesetzt. Mit Hilfe eines Bildrechners werden die so erzeugten Einzelbilder aufsummiert. Ein spezieller Glättungsalgorithmus erzeugt bei diesem Verfahren einen ruhigen Bildeindruck. Die Qualität des einzelnen Videobildes bleibt gleich. Die Zeitauflösung ist jedoch insgesamt geringer. Mit der „Last Image Hold“-Option kann der Untersucher das Bild zusätzlich abspeichern und ohne weitere Strahlung beliebig lange betrachten. Wagershauser et al (11) konnten nachweisen, daß unter Ausnutzung dieser Techniken nur 58% der üblichen Eintrittsdosis einer Standarddurchleuchtung benötigt wird. Bei Verwendung von gepulster Durchleuchtung sind Einsparungen der Eintrittsdosis sogar bis zu 90% möglich.

Weitere Dosisreduzierung bei interventionellen Eingriffen könnten zukünftig durch Anpassung der jeweiligen Dosis an das diagnostische Problem erzielt werden. Dazu muß aber abgeklärt werden, ob es möglich ist, Klassen unterschiedlicher diagnostischer Probleme mit verschiedenen Stufen der von der jeweilig geforderten Bildqualität zu korrelieren. Erste Schritte dazu wären die Dosis pro Aufnahme zu optimieren und eine automatische Einblendung der Dosis in den Untersucherraum zu ermöglichen. Obwohl eine Erhöhung der Dosis sicherlich einen Gewinn an Bildqualität bedeutet bedingt sie ab einer noch nicht eindeutig festgelegten Grenze keinen zusätzlichen radiologischen Informationsgewinn. Zusätzlich müßten spezielle Strategien für pädiatrische Untersuchungen entwickelt werden. Die Literatur zur Entwicklung von Qualitätskriterien ist aber immer noch erstaunlich gering (12,13). Aus verschiedenen methodischen Gründen sind existierende Arbeiten im Hinblick auf das skizzierte Problem wenig aussagekräftig.

Literatur

- 1) Zeitler E.: Geschichte der interventionellen Radiologie. Radiologie 35 : 325-336 (1995)
- 2) Vogl H.: Strahlendosis und Strahlenrisiko in der bildgebenden Diagnostik. ecomed Verlagsgesellschaft mbH Landsberg-München-Zürich (1990)
- 3) Meier N., Lenzen H., et al.: Exposition des Personals bei interventioneller Radiologie. Radiologie 35: 152-155 (1995)
- 4) Food and Drug Administration Mandatory Device Reporting System. Report Nos. 241641, 275018, 275019, 298419, 298423, 487999
- 5) Food und Drug Administration. Important Information for Physicians and other Health Care Professionals. September 9(1994)
- 6) Röntgenverordnung: Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung. Bundesgesetzblatt Teil I:114-133 (1987)
- 7) Fischer H., Przetak C., et al.: Die Strahlenexposition des Radiologen bei Angiographien: Dosismessungen außerhalb der Bleischürze. Fortschr. Röntgenstr. 162, 2:152-156(1995)
- 8) Jeans S., Faulkner K.: An investigation of the radiation dose to staff during cardiac radiological studies. Brit.J.Radiol 58:419-428 (1985)
- 9) Eder H.: Verbesserung des Untersucherstrahlenschutzes in der Angiographie und der interventionellen Radiologie durch Verwendung von Dauereinrichtungen nach §21 RöV. Radiologie 35: 156-161 (1995)
- 10) Busch H.P.: Digitale Radiographie-Neue Möglichkeiten der Röntgendiagnostik. Z.Med.Phys. 3:141-146(1995)
- 11) Wagershauser T., Hermann K., et al.: Einsparungen bei der Durchleuchtungsdosis durch moderne DSA-Anlagen. Radiologie 35:148-151 (1995)
- 12) Schuierer P., Peters P.E.: Qualitätskriterien der DSA bei neurologischen Fragestellung. Akt. Radiol. 3: 217-219 (1993)
- 13) Scholz A., Zendel W., et al.: Qualitätskriterien der digitalen Subtraktionsangiographie am Körperstamm. Akt. Radiol.4: 70-74 (1994)

Anhang

Tabelle 1: Typische Untersuchungszeiten in der interventionellen Radiologie

Typische DL-Zeiten in der interventionellen Radiologie	Zeit [min]
Angiographie	5-20
PTA	10-20
PTCD	10-30
TIPS	20-60
Embolisation	20-60
Neuroembolisation	60-180

Tabelle 2: Mittlere Dosisleistung [$\text{Gy} \cdot 10^{-6}/\text{h}$] an zwei verschiedenen Aufenthaltsorten des Untersuchers am Tisch

TIPS-Intervention	Mittlere DL-Zeit-Ort 1 [$\text{Gy} \cdot 10^{-6}/\text{h}$]	Mittlere DL-Zeit-Ort 2 [$\text{Gy} \cdot 10^{-6}/\text{h}$]
Augenlinse	150	150
Schilddrüse	200	350
Thorax+	250	350
Gonaden+	200	250

+ gemessen vor der Bleischürze

Tabelle 3: Gemessene Oberflächendosen bei TIPS-Interventionen

TIPS-Intervention	Oberflächendosis [mSv]
Augenlinse	0,4
Schilddrüse	0,1
Thorax+	0,1
Gonaden+	0,1
Hände	07

+ gemessen vor der Bleischürze

Tabelle 4: Angiographie: Anzahl der möglichen Untersuchungen pro Jahr bis zum Erreichen der zulässigen Höchstdosis bezogen auf die einzelne Körperdosis (Strahlendosis in 0,01 mSv)

Körperteil	mittlere Dosis pro Untersuchung	maximale Dosis pro Untersuchung	Anzahl der Untersuchungen bis zum Erreichen der jährlichen Höchstdosis bei:	
			mittl.Dosis	max.Dosis
Linse	20,2	43,6	247	114
Thorax	13,2	--	378	--
re. Hand	40,4	107,3	1485	559
li. Hand	43,7	61,3	1373	978
Gonaden	2+	2+	2500	2500

+ gemessen unter Bleischürze

Tabelle 5: Transkathetraler Gefäßverschluß: Anzahl der möglichen Untersuchungen pro Jahre bis zum Erreichen der zulässigen Höchstdosis bezogen auf die einzelne Körperdosis (Strahlendosis in 0,01 mSv):

Körperteil	mittlere Dosis pro Untersuchung	Anzahl der Untersuchungen bis zum Erreichen der jährlichen Höchstdosis bei:
		mittlerer Dosis pro Untersuchung:
Linse	46	97
Thorax	0,31	16129
re. Hand	214	279
li. Hand	243	250
Gonaden	0,43+	11627

+ gemessen unter Bleischürze

Kurzprotokoll der Generalversammlung¹ *Samstag, 18.11.1995 AKH Wien, Hörsaal 4*

Tagesordnung:

1. Begrüßung
2. Tätigkeitsbereich
3. Seminare zur Ausbildung zum Strahlenschutzbeauftragten 1995
4. Bericht des Kassiers und des Rechnungsprüfers
5. Jahrestagung in Graz 1996
6. Statutenänderungen
7. Entlastung und Neuwahl bzw. Kooptierung des Vorstandes
8. Verleihung der Ehrenmitgliedschaft an Herrn Univ. Doz. Ing. Dr. M. Tschurlovits
9. Allfälliges

ad 1:

Um 11.45 Uhr wird die Generalversammlung von Doz. DDr. Kletter eröffnet, der Beginn der Generalversammlung wird um 30 Minuten verschoben, da weniger als ein Drittel der Mitglieder anwesend sind. Aus Termingründen muß der Präsident die Generalversammlung vorzeitig verlassen, so daß sie unter der Leitung der anwesenden Vizepräsidenten Prim. Dr. Dienstl und Prof. Dr. Kainberger weitergeleitet wird.

ad2:

Doz. Kainberger würdigt die außerordentlichen Verdienste des verstorbenen Herrn Obermedizinalrates Holeczke für den Verband und berichtet über die Aktivitäten des vergangenen Jahres. Im besonderen wird Frau Dr. Resch-Holeczke für ihre Unterstützung bei der Aufrechterhaltung des Verbandesekretariates gedankt, ebenso für die langjährige Mitarbeiterin Frau B. Liebich.

ad3:

Doz. Dr. Tschurlovits berichtet als Seminarleiter über die Ausbildung zum Strahlenschutzbeauftragten 1995. Die Skripten für den Grundkurs, den Diagnostikkurs und den Therapiekurs wurden teilweise neu erstellt und liegen im Kursreferat auf. Am Grundkurs und Diagnostikkurs waren ca. 50 Teilnehmer, am nuklearmedizinischen Kurs ca. 10 Teilnehmer. Diskussion über Frage der Ausbildung im Rahmen des Studiums. Da die Qualität dieser Ausbildung nicht entsprechend ist, Anträge:

- 1) in einem Schreiben an die ordentlichen Universitätsprofessoren für Radiodiagnostik, Strahlentherapie bzw. Nuklearmedizin Österreichs sowie alle prüfungsberechtigten habilitierten Kolleginnen und Kollegen für den Fachbereich Radiologie soll ein Schreiben gerichtet werden, in dem die Problematik dargelegt werden soll
- 2) Der Verband soll mit dem zuständigen Gremien Verhandlungen aufnehmen über die Ausgliederung des Grundkurses aus dem Medizinstudium. Diese Anträge werden einstimmig angenommen.

¹Das vollständige Protokoll liegt im Vorstandssekretariat auf

ad4:

Prim. Mader berichtet über den positiven Jahresabschluß (er liegt in schriftlicher Form im Verbandsekretariat auf). Weiters berichtet Prim. Mader, daß im kommenden Jahr die Jahrestagung in Graz geplant ist und der Verband möglicherweise zur finanziellen Deckung Zuschüsse im begrenzten Rahmen wird leisten bzw. Haftungen übernehmen müssen. Es besteht kein Einwand von Seiten der Generalversammlung und Prim. Mader wird ermächtigt, in diesem Sinne vorzugehen.

Von den beiden Rechnungsprüfern ist Herr Prim. Schwaiger anwesend. Sein Bericht liegt in schriftlicher Form im Verbandsekretariat auf. Er stellt fest, in den von ihm eingesehenen Unterlagen alles in Ordnung befunden zu haben und stellt den Antrag auf Entlastung des Kassiers. Diesem Antrag wird zusammen mit der Entlastung des Vorstandes (TOP 7) einstimmig stattgegeben.

ad5:

Die Jahrestagung wird gemeinsam mit dem deutschen Strahlenschutzverband durchgeführt und wird in Graz am 25. und 26.5.1996 stattfinden. Als Kongreßpräsident wird dankenswerterweise Herr Prof. Fügler, ärztlicher Direktor der Landeskrankenanstalten Graz, fungieren. Als Kongreßsekretär wurde von ihm Herr Dr. Strampfer von der Abteilung für Nuklearmedizin der Universitätsklinik für Radiologie, Graz nominiert. Die Planung des wissenschaftlichen Programmes ist weitgehend abgeschlossen, in den kommenden Wochen wird ein Gespräch des Präsidiums gemeinsam mit Prof. Fügler in Graz zur Finalisierung des Programmes stattfinden.

ad6:

Es liegt ein von Doz. Kainberger ausgearbeiteter Entwurf der Neufassung der Statuten des Verbandes vor. Es wurden nur formale Änderungen vorgenommen, so sollen zB laut neuem Statut sowohl der Vorstand als auch die Rechnungsprüfer alle drei Jahre wieder gewählt werden. Darüber hinaus soll laut neuem Statut ein geschäftsführender Vizepräsident dem Präsidenten zu Seite gestellt werden.

Die Funktion des Sekretärs wurde aus den Statuten gestrichen.

Prim. Dr. Lotritsch urgiert eine Änderung der Reihenfolge der Absätze des §2, demnach soll der erste Satz (die Tätigkeit des Vereins ist nicht auf Gewinn gerichtet) als dritter Absatz gereiht werden. Dieser Vorschlag findet allgemeine Unterstützung. Die Statutenänderungen werden einstimmig angenommen.

ad 7:

Antrag auf Entlastung des Vorstandes: einstimmig angenommen.

Doz. Kainberger stellt den Antrag auf Neuwahl des Vorstandes, wie er im Wahlvorschlag (Vorstandssitzung Mai 1995) der Generalversammlung vorgelegt ist. Auch dieser Antrag wird einstimmig angenommen. Die Zusammensetzung des neugewählten Vorstandes liegt dem Protokoll in Anlage bei.

ad 8: Doz. Kainberger überreicht Doz. Tschurlovits die Ehrenurkunde und dankt für die Leistungen.

ad 9: Dr. Karmel regt an, den Vortrag der Holeczke Preisträgerin in gedruckter Form vorzulegen / Dr. Nödl ersucht Dr. Hirsch, die Anliegen der Lungenfachärzte vermehrt in die Diskussion einzubeziehen.

Bei der Generalversammlung am 18.11.1995 wurden folgende Vorstandmitglieder gewählt:

Präsident:	Univ. Doz. DDr. Kurt KLETTER, Wien
Geschäftsführender Vizepräsident:	Univ. Doz. Dr. Franz KAINBERGER, Wien
Vizepräsidenten:	Prim. Dr. Elisabeth DIENSTL, Aschach Univ. Doz. Dr. Manfred TSCHURLOVITS, Wien Dr. Reinhard WEBER, Wien
Beirat:	Dr. Manfred BALDT, Wien Dr. Wolfgang FINK, Spittal /Drau Univ. Prof. Dr. Gerhard FÜGER, Graz Dr. Helmut HIRSCH, Wien Prim. Dr. Karl Heinz LOTRITSCH, Wien Univ. Prof. Dr. Richard PÖTTER, Mödling
Finanzverwalter: Schriftführer:	Prim. MR Dr. Heinrich MADER, Mödling Mag. Dr. Klemens EIBENBERGER, Wien
Rechnungsprüfer:	Prim. MR Dr. Gerhard MERLITSCHKEK, Wien Prim. MR Dr. Michael SCHWAIGER, Wien

11. Gemeinsame Deutsch-Österreichische Strahlenschutztagung

Graz, 23.- 25. Mai 1996

100 Jahre nach der Entdeckung der Radioaktivität -
100 Jahre Wissen über Strahlenwirkung

Auskünfte und Anmeldungen:

Sekretariat des VMSÖ
Frau Brigitte Liebich
Embelgasse 52
1050 Wien
Telefon ++431 544 53 32

Strahlenschutzkurse 1996

1. Grundausbildung zum Strahlenschutzbeauftragten für den Umgang mit radioaktiven Stoffen und für den Betrieb von Strahleneinrichtungen zu medizinischen Zwecken (**GR**).

20./ 21. September

27./ 28. September

öS 4.100,-

2. Spezielle Ausbildung hinsichtlich der diagnostischen Anwendung von Röntgenstrahlen (**RÖDIA**).

11./12. Oktober

öS 3.600,-

3. Spezielle Ausbildung hinsichtlich der diagnostischen oder therapeutischen Anwendung offener radioaktiver Stoffe (**NUKMED**).

18./19. Oktober

öS 4.000,-

4. Spezielle Ausbildung hinsichtlich der therapeutischen Anwendung ionisierender Strahlen, ausgenommen jener von offenen radioaktiven Stoffen (**TH**).

Derzeit noch kein genauer Termin festgelegt, vorgesehen für Oktober / November.

Der Kurs findet jedenfalls statt, wenn bis 1. Juli mindestens 10 Anmeldungen vorliegen.

öS 5.300,-

Anmeldungen zu den genannten Veranstaltungen werden erbeten

per POST:

Kursreferat des Verbandes für Medizinischen Strahlenschutz

Postfach 2

1220 Wien

oder *per FAX: (Wien 0222) 283 97 83*

Anmeldeformular umseitig!

Auskünfte über Tel. (0222) 283 97 83 (Anrufbeantworter):

Bitte hinterlassen Sie Ihre Nachricht, wir rufen zurück.

(Fax: (0222) 283 97 83

An das
VMSÖ Kursreferat
Postfach 2
A - 1220 Wien

Wien, am

Anmeldung 1996

1. Š **Grundausbildung** (GR)
20./ 21. September und 27./ 28. September
2. Š **Röntgendiagnostik** (RÖDIA)
11./12. Oktober
3. Š **Nuklearmedizin** (NUKMED)
18./19. Oktober
4. Š **Strahlentherapie** (TH)
noch kein Termin

Name /Titel.....

geboren am

Adresse privat dienstlich

.....

Fax / Telefon **Korrespondenz durch:** Fax Post

Zahlungsart: Konto Zahlschein

Kursbeitrag eingezahlt durch: Kursteilnehmer Dienstgeber

Unterschrift des Kursteilnehmers:
