

Aus dem Institut für Diagnostische Radiologie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Ulrich Mödder

**Dosisermittlung und Vergleich der Effektivdosen bei der
stentgestützten Angioplastie der Arteria carotis interna unter Verwendung
mono- und biplanarer Angiographieanlagen**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität
Düsseldorf

vorgelegt von

Sascha Hammerschlag

2008

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Gez.: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Bernd Nürnberg
Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. Ulrich Mödder

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Mario Siebler

Widmung

Meinen Eltern, die mir das Medizinstudium und diese Arbeit ermöglicht haben.

Inhaltsverzeichnis

1. Abkürzungsverzeichnis	6
2. Einleitung	8
2.1. Karotisstenose und Schlaganfall	8
2.2. Therapieformen der Karotisstenose	10
2.2.1. Konservative Therapie	10
2.2.2. Operative Verfahren	10
2.2.3. Stentgestützte Angioplastie	11
2.3. Begriffe der Dosimetrie	17
2.4. Dosisabschätzung in der Aufnahme- und Durchleuchtungstechnik	21
2.4.1. Ermittlung der Einfall- und Oberflächendosis	21
2.4.2. Berechnung der Organ- und Effektivdosis	22
3. Zielsetzung	23
4. Material und Methode	24
4.1. Alderson-Rando-Phantom	24
4.1.1. Konstruktionsdetails	26
4.2. Untersucherdummies	28
4.3. Baulicher und persönlicher Strahlenschutz	28
4.3.1. Baulicher Strahlenschutz	28
4.4. Verteilung und Auswertung der Thermolumineszenz-Detektoren	30
4.5. Angiographieanlagen	31
4.5.1. Die monoplanare Angiographieanlage	31
4.5.2. Die biplanare Angiographieanlage	32
4.6. Untersuchungsprotokolle	33
4.7. Untersuchungsaufbau	39
4.8. Auswertung	40
5. Ergebnisse	41
5.1. Die zerebrale Panangiographie	41
5.1.1. Organdosen und effektive Dosis des Patienten	41
5.1.2. Organdosen und effektive Dosis des Untersuchers	49
5.2. Das Karotisstenting	52
5.2.1. Organdosen und effektive Dosis des Patienten	52
5.2.2. Organdosen und effektive Dosis des Untersuchers	62
6. Diskussion	67
6.1. Einführung	67
6.2. Messergebnisse	70
6.2.1. Zerebrale Panangiographie	70
6.2.2. Karotisstenting	77
6.3. Betrachtungen zur Strahlenexposition	82
7. Zusammenfassung	84
8. Literaturverzeichnis	85
9. Danksagung	93
10. Lebenslauf	94

1. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
ACST	Asymptomatic Carotid Surgery Trial
ALARA	as low as reasonably achievable
ASS	Acetylsalicylsäure
AV	arteriovenös
BV	Bildverstärker
CAS	carotid artery stenting
CAVATAS	Carotid and Vertebral Transluminal Angioplasty Study
CCD	Charge Coupled Device
cm ³	Kubikzentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
CREST	Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial
Cu	Kupfer
D	Energiedosis
DL	Durchleuchtungszeit
<i>dm</i>	Masse
<i>dE</i>	Strahlenenergie
<i>D_{eff}</i>	effektive Dosis
<i>dV</i>	Volumen
EEA	Eversionsendarteriektomie
ECST	European Carotid Surgery Trial
EVA-3S	Endarterectomy versus Angioplasty in Patients with Symptomatic Severe Carotid Stenosis
g	Gramm
Gy	Gray
H	Äquivalentdosis
HT	Organdosis
ICRP	International Commission on Radiological Protection
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
ICSS	International Carotid Stenting Study

J	Joule
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
kW	Kilowatt
LAO	left-anterior-oblique
LiF-TLD	Lithiumfluorid-Thermolumineszenz-Detektor
mGy	Milligray
mSv	Millisievert
NASCET	North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial
nC	Nanocoulomb
p	Dichte
PA	posterior-anterior
(P)RIND	(prolongiertes) reversibles ischämisches neurologisches Defizit
PTA	perkutane transluminale Angioplastie
q	Strahlenwichtungsfaktor
RAO	right-anterior-oblique
SAPPHIRE	Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy
SI	Système international d'unités
SPACE	Stent Protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid Artery versus Endarterectomy
StrSch	Strahlenschutz
Sv	Sievert
T	Organ
TACIT	Transatlantic Carotid Intervention Trial
TEA	Thrombendarteriektomie
TIA	transitorische ischämische Attacke
TLD	Thermolumineszenz-Detektor
Town-Projektion	cranio-caudale Kippung um 30 Grad
wT	Gewebewichtungsfaktor

2. Einleitung

2.1. Karotisstenose und Schlaganfall

In Deutschland zählt der ischämische Schlaganfall mit einer Inzidenz von 160-240/100.000 Einwohnern pro Jahr zu den häufigsten Ursachen für Krankenhausaufenthalte. Die Inzidenz steigt mit zunehmendem Lebensalter. Männer sind in fast allen Altersgruppen bis zu 30% häufiger betroffen. Die Mortalität beträgt in Abhängigkeit der Schlaganfallart nach einem Jahr durchschnittlich 25% (1,2).

Der Begriff „Schlaganfall“ charakterisiert lediglich ein neurologisches Syndrom ohne Berücksichtigung der Ätiopathogenese:

15 Prozent aller Schlaganfälle resultieren aus Hirnblutungen (3). Diese können sich intraparenchymatös, subarachnoidal oder sub- beziehungsweise epidural ereignen. In etwa 80 Prozent der Fälle ist eine ischämische Durchblutungsstörung, also eine akute Minderversorgung des Hirns mit Blut und somit auch mit Sauerstoff, Ursache für den Schlaganfall.

Liegt solch ein ischämischer Schlaganfall vor, so ist dieser in rund 80 Prozent der Fälle auf eine Embolie zurückzuführen. Diese geht zu etwa 25 Prozent vom Herzen aus. Eine arterioarterielle Embolie bedingt durch eine Makroangiopathie (Stenosierung und/oder Gefäßverschluss) der hirnversorgenden Gefäße wie beispielsweise der Arteria carotis interna stellt mit etwa 20 Prozent die zweithäufigste Ursache dar (4).

Das Risiko eines ipsilateralen Schlaganfalls korreliert in erster Linie mit der Ausprägung dieser so genannten „Karotisstenose“: Bei asymptomatischen, mittelgradigen Stenosen (Stenosegrad größer als 50 Prozent) liegt das Schlaganfallrisiko bei 1%, bei hochgradigen Stenosen (Stenosegrad größer als 75 Prozent) zwischen 2 und 10% pro Jahr (5). Dies erklärt sich vorwiegend dadurch, dass eine Stenosierung des Gefäßlumens ab etwa 60

Prozent zu einer zunehmenden Blutflussbeschleunigung führt (6). Dieser hämodynamische Stress auf das Endothel kann zu Ulzerationen und arteriosklerotischen Plaques führen und letztendlich eine Embolisation von Cholesterin- und Fibrinthromben verursachen. Bei zunehmender Subokklusion und Okklusion des Gefäßes nimmt dieses Embolierisiko ab, konsekutiv sinkt dann auch das Schlaganfallrisiko (7,8).

Die neurologischen Ausfälle bei der akuten zerebralen Ischämie setzen innerhalb von Sekunden ein und treten „schlagartig“ auf. Eine kontralaterale Hemiparese ist das häufigste Symptom (in etwa 50 Prozent der Fälle). In absteigender Reihenfolge ist mit einer Hemihypästhesie, einer Aphasie und/oder einer Amaurosis fugax zu rechnen (9).

Bilden sich diese neurologischen Ausfälle innerhalb von 24 Stunden wieder zurück, so spricht man von einer transitorischen ischämischen Attacke (TIA). Die früher gebräuchliche Bezeichnung „(P)RIND“ ((prolongiertes) reversibles ischämisches neurologisches Defizit) für länger als 24 Stunden, aber kürzer als drei Wochen anhaltende Befunde, soll nach den aktuellen Leitlinien nicht mehr angewendet werden (10).

Oberstes Ziel der Behandlung einer Karotisstenose ist es, einen Schlaganfall zu verhindern, beziehungsweise die Wahrscheinlichkeit zu reduzieren, nach einem Erstereignis einen erneuten Schlaganfall zu erleiden und muss somit als eine präventive Maßnahme verstanden werden (11).

2.2. Therapieformen der Karotisstenose

2.2.1. Konservative Therapie

Die beiden Pfeiler der konservativen Therapie der Karotisstenose bestehen zum einen aus der Reduzierung der beeinflussbaren vaskulären Risikofaktoren: beispielsweise der Blutdruckeinstellung, der Nikotinabstinenz und der Blutzuckereinstellung bei Diabetes mellitus. Zum anderen kann in der Primärprävention des Schlaganfalls eine Medikation durch Acetylsalicylsäure (ASS) erfolgen. Hiervon profitieren vorwiegend Frauen im Alter von über 45 Jahren. (12).

2.2.2. Operative Verfahren

Vor dem Hintergrund, dass ein Verschluss der Arteria carotis interna bei zwei Drittel der Patienten keinen Schlaganfall auslöst, ist verständlich, dass die Karotischirurgie fast 50 Jahre benötigte, um ihren Nutzen gegenüber dem spontanen Krankheitsverlauf nachzuweisen (11). Der Stellenwert der chirurgischen Therapie kombiniert mit der Gabe von ASS gegenüber der alleinigen Gabe von ASS in der Sekundärprophylaxe bei hochgradigen, symptomatischen Karotisstenosen ist durch die in den 90er Jahren durchgeführten prospektiven Studien NASCET (13) und ECST (14) belegt worden. Bei geringgradigeren Stenosen sinkt der Nutzen der Karotischirurgie. Liegt der Stenosegrad unter 50 Prozent ergibt sich kein Benefit für die invasive Therapie (15).

Besteht eine asymptomatische Stenose, so wurde durch die operative Behandlung ab einem Stenosegrad von 70 Prozent eine Halbierung des Schlaganfallrisikos von 12 auf 6 Prozent in einem Zeitraum von 5 Jahren gezeigt (16).

Ergibt sich die Indikation zu einer invasiven Therapie einer Karotisstenose bei einem Patienten mit akutem Schlaganfall, so muss die Gefahr einer Reperforationsblutung im

infarzierten Gewebe der Möglichkeit inkomplett geschädigtes Gewebe zu retten und einen erneuten Schlaganfall zu vermeiden gegenübergestellt werden. Aktuell wird über den geeigneten Zeitpunkt einer gefäßweitenden Therapie nach einem Schlaganfall kontrovers diskutiert: Das Konzept, Wartezeiten von bis zu 6 Wochen (11,17) nach einem Schlaganfall bis zur Durchführung einer TEA einzuhalten, wird aktuell zugunsten kürzerer Intervalle zwischen zwei Tagen und vier Wochen zunehmend verlassen (18,19).

Prinzipiell stehen zwei Operationsverfahren zur Verfügung:

Eine Desobliteration über eine Längsarteriotomie, wie sie erstmals 1953 von DeBakey durchgeführt wurde (Thrombendarierktomie = TEA). Dabei kann gegebenenfalls eine Patchplastik (Kunststoff- oder Venenpatch) nötig sein, um einen Gefäßdurchmesser von mindestens 5 mm zu erreichen und so das Risiko einer Rezidivstenose zu minimieren.

Eine weitere Operationsmethode besteht in der Durchführung einer Eversionsendarierktomie (EEA). Dabei wird die Arteria carotis interna in Höhe der Karotisgabelung abgesetzt, durch Eversion von dem Plaquematerial befreit und anschließend wieder reimplantiert (20).

Sowohl die Ausdehnung der Plaques, als auch die Plaquemorphologie beeinflusst die Wahl des Verfahrens.

2.2.3. Stentgestützte Angioplastie

In den oben genannten chirurgischen Studien fanden sich trotz strenger Patientenselektion beträchtliche Komplikationsraten mit Schlaganfall und Tod von 2,8 und 7 Prozent (NASCET und ECST) (13,14).

Insbesondere bei Hochrisikogruppen waren hohe Schlaganfall- und Todesraten zu verzeichnen: So beispielsweise bei Patienten mit früherer Karotidesobliteration (11

Prozent), kontralateralem Arteria carotis interna Verschluss (14 Prozent) oder kombinierten Eingriffen im Karotis- und koronaren Stromgebiet (24 Prozent). In einem relevanten Prozentsatz der Patienten traten zudem Wundinfektionen und Halsnervenläsionen auf, sodass die Suche nach alternativen Behandlungsmöglichkeiten gerechtfertigt erschien (13,14).

K. Mathias führte bereits im Jahr 1977 die ersten tierexperimentellen Versuche über die Möglichkeit einer endovaskulären Angioplastie (perkutane transluminale Angioplastie = PTA) im Karotisstromgebiet durch.

Bereits zwei Jahre später erfolgte die erste Ballondilatation einer Karotisstenose am Menschen. 1989 konnte die endovaskuläre Therapie mit einer Stentimplantation kombiniert werden (11).

In den letzten Jahren wurden zahlreiche Studien durchgeführt, um den Nutzen der stentgestützten PTA als Alternativmethode gegenüber der TEA zu bekräftigen. Dabei wird die rein technische Erfolgsrate der Stentangioplastie mit 94-99 Prozent angegeben (21).

Durch die Carotid and Vertebral Transluminal Angioplasty Study (CAVATAS) konnte bereits in den 1990er Jahren gezeigt werden, dass bezogen auf die peri- und postprozedurale Rate für einen ipsilateralen Schlaganfall und Tod innerhalb von 30 Tagen nach Stentangioplastie und TEA kein signifikanter Unterschied besteht (22).

In dieser Studie wurden Karotisstenosen jedoch vorzugsweise durch alleinige Ballonangioplastie ohne Stentimplantation versorgt. Wie sich gezeigt hat, ist aber die primäre Stentangioplastie der alleinigen PTA überlegen, sodass in aktuellen Untersuchungen wie der Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial (CREST) oder der International Carotid Stenting Study (CAVATAS II) die primäre Stentangioplastie mit der TEA verglichen wird.

Im Jahr 2004 wurde im New England Journal of Medicine die SAPHIRE-Studie (Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy) publiziert, die zum ersten Mal das Karotisstenting mit Embolieprotektionssystem und die TEA miteinander verglichen hat. Es handelte sich um eine prospektive, randomisierte Studie, die die operative Behandlung der interventionellen Therapie bei Risikopatienten gegenüberstellte. Dabei zeigt die Studie bei 334 Patienten, die ein hohes Operationsrisiko aufwiesen, eine Überlegenheit des Karotisstentings gegenüber der TEA, da hier der kombinierte Endpunkt Tod/Insult/Myokardinfarkt nach 30 Tagen in der Stentgruppe signifikant geringer war (5,8 gegenüber 12,6 Prozent) (23). Nach einem Jahr war vor allem die Anzahl der Myokardinfarkte in der Stentgruppe deutlich geringer (2,5 gegenüber 7,9 Prozent). Es kann vermutet werden, dass vorwiegend kardiologische Risikopatienten durch das Karotisstenting profitieren.

Die Ergebnisse der in Deutschland durchgeführten SPACE-Studie (Stent Protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid Artery versus Endarterectomy) wurden am European Stroke Meeting im Mai 2006 in Brüssel vorgestellt (24). Die Studie war angelegt, die „Non-Inferiority“ der beiden Verfahren „TEA“ und „Karotisstenting“ zu überprüfen. In einer Interimsanalyse zeigte sich, dass der primäre Endpunkt der Studie (ipsilateraler Schlaganfall oder Mortalität innerhalb von 30 Tagen) in 6,8 % der Karotisstenting-Patienten und in 6,3 % der TEA-Patienten erreicht wurde und der Unterschied nicht statistisch signifikant war. Die Studie wurde daraufhin frühzeitig abgebrochen, da mehr als 2500 Patienten in die Studie hätten eingeschlossen werden müssen (25).

Bei der Betrachtung der Ergebnisse muss berücksichtigt werden, dass lediglich in 40 Prozent der Karotisinterventionen Embolieprotektionssysteme eingesetzt wurden. Dabei ergeben sich in aktuellen Arbeiten Hinweise für den Nutzen der zerebralen Protektion zur Vermeidung neurologischer Komplikationen (26,27,28,29,30). Erfahrene Neuroradiologen in unserem Institut empfehlen und befürworten den Einsatz solcher Systeme. Dennoch sieht

die Deutsche Gesellschaft für Neuroradiologie derzeit keine eindeutig gesicherte Indikation für Karotisprotektionssysteme (31).

Obwohl die SPACE-Studie statistisch nicht aussagefähig war, liefern die Ergebnisse zusätzliche Argumente, auch Patienten ohne hohes Operationsrisiko durch eine Stentangioplastie zu behandeln.

Aktuell liegen jedoch keine Daten aus größeren, prospektiven, validen und randomisierten Studien vor, die allgemeingültige Richtlinien für die Indikation und Technik der stentgestützten Karotis-PTA aufzeigen.

Neurologische Komplikationen während einer Stentangioplastie resultieren vorwiegend aus einer Embolisation von Thrombus- oder Plaquematerial aus dem Stenosebereich nach distal (32,33). Um die Gefahr periprozeduraler Embolien, insbesondere bei Soft-Plaques, zu minimieren, stehen seit wenigen Jahren unterschiedliche Protektionssysteme zur Verfügung, die auf drei unterschiedlichen Prinzipien der Protektion beruhen:

Der proximalen und der distalen Ballonokklusion, sowie der distalen Filterung.

Bei der proximalen Ballonokklusion werden die Arteria carotis communis und die Arteria carotis externa temporär verschlossen, sodass eine Flussumkehr in der Arteria carotis interna resultiert. Ein Vorteil dieser Protektion besteht darin, dass die Karotisstenose initial nicht durch das Protektionssystem überwunden werden muss, und die Gefahr der Plaqueembolisation reduziert wird. Ein Nachteil ist in der Unterbrechung der Blutzirkulation mit einer möglichen Ischämie des Gehirns bei unzureichender Kompensation zu sehen (34).

Durch eine Ballonokklusion distal der Karotisstenose wird ein Stillstand des Blutstroms erreicht. Die aufgestaute Blutsäule wird nach Stentimplantation aspiriert. Danach wird der Blutfluss wieder freigegeben.

Die zerebrale Protektion durch das Einbringen von Filtersystemen distal der Karotisstenose verursacht keine Zirkulationsunterbrechung. Der Filter wird distal der Stenose entfaltet und nach Stentimplantation einschließlich des abgefangenen Materials geborgen.

Die technische Durchführung einer Karotisangioplastie mit primärer Stentimplantation erfolgt in unserem Institut in folgenden Schritten:

Unter sterilen Kautelen wird nach einer Lokalanästhesie über eine transfemorale Punktion ein Zugang in Seldinger-Technik hergestellt. In Einzelfällen kann ein transbrachialer Zugang gewählt werden (35).

Zunächst wird eine Übersichtsangiographie der supraaortalen Äste angefertigt und die Arteria carotis communis durch eine lange Schleuse oder einen Guiding-Katheter sondiert. Es werden Angiographien der jeweiligen Arteria carotis communis in differenten Projektionen angefertigt, um die Lage und die Konfiguration der Stenose zu beurteilen. Nun wird distal der Stenose ein Filter-Protektionssystem positioniert und entfaltet. Unter Road-map-Bedingungen erfolgt in der Regel die direkte Stentimplantation ohne Vordilatation. Der Stent wird nachdilatiert und das Protektionssystem entfernt. Den Abschluss der Intervention bildet eine Kontrollangiographie der Arteria carotis sowie der intrakraniellen Gefäße.

In unserem Institut wurden von November 2003 bis Mai 2007 167 Karotisangioplastien mit primärer Stentimplantation durchgeführt. Dabei betrug die Komplikationsrate mit Konsequenzen 2,99 Prozent (1 Patient mit leichter Morbidität, 3 Patienten mit schwerer Morbidität und 1 Todesfall). Bei 7 Patienten bildeten sich die peri- und postprozeduralen Symptome wieder vollständig zurück. Das durchschnittliche Patientenalter betrug 69 Jahre (30 bis 93 Jahre).

Die stentgestützte Angioplastie ist zwischenzeitlich an vielen Zentren als Alternativmethode zu der chirurgischen Thrombendarterektomie (TEA) etabliert, an manchen sogar die überwiegend angewandte Methode zur Behandlung von Patienten mit Karotisstenosen (36).

Kaum Einfluss auf die aktuelle Diskussion über allgemein gültige Richtlinien für die Indikation und Technik der stentgestützten Karotis-PTA hat die zu erwartende Strahlenexposition des Patienten. Und dies, obwohl während der gesamten Prozedur ionisierende Strahlen angewandt werden und eine Klassifikation gemäß ICRP-Report als „Verfahren mit mittlerer Dosis“ besteht (87). Dabei ist über die Höhe, die Verteilung und das Risiko der aus diesem Verfahren resultierenden Strahlenexposition bisher wenig bekannt.

Datenmaterial über die Strahlenexposition des Untersuchers liegt - insbesondere unter Berücksichtigung der Neufassung der Röntgenverordnung vom 30. April 2003 - nicht vor.

2.3. Begriffe der Dosimetrie

Die Dosimetrie ist ein Messverfahren zur Bestimmung der durch ionisierende Strahlung in Materie absorbierten Energie. Da die Dosisbestimmung einen wichtigen Bereich dieser Arbeit einnimmt, soll im Folgenden kurz auf die für das Verständnis wichtigen allgemeinen Dosisbegriffe eingegangen werden.

Energiedosis

Ionisierende Strahlen können je nach Energie, Größe und Ladung Materie durchdringen und mit dem Atomkern oder den Elektronen in Wechselwirkung treten. Hierbei geht ein Teil ihrer Energie verloren und Anregungs- sowie Ionisationsprozesse werden auf die Materie übertragen. Diese auf die Masse dm bezogene absorbierte Strahlenenergie dE wird als Energiedosis D bezeichnet.

Sie gilt heute als dosimetrische Basisgröße, die SI-Einheit ist Gray (Gy).

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dV}$$

(Dichte ρ ; bestrahltes Volumenelement dV)

Ein Gray ist die Energiedosis, die bei der Übertragung der Energie von 1 Joule auf eine homogene Materie der Masse 1 kg durch ionisierende Strahlung in räumlich konstanter Verteilung entsteht. Bei Angaben zur Energiedosis muss prinzipiell hinzugefügt werden, für welches Material beziehungsweise Gewebe sie gilt (37).

$$1 \text{ Gray} = 1 \text{ J / kg}$$

Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis H ist ein Maß für die Strahlenbelastung durch ionisierende Strahlung. Da diese von der Strahlungsart und dem jeweiligen Energiebereich abhängt, wurde dieser der dimensionslose Strahlenwichtungsfaktor q zugeordnet. Für Röntgenstrahlen ist dieser Faktor in allen Energiebereichen $q = 1$.

Die Äquivalentdosis erhält man durch Multiplikation der absorbierten Dosis im so genannten ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements, Inc.) - Weichteilgewebe mit dem Wichtungsfaktor q für die jeweilige Strahlenart. Das ICRU-Weichteilgewebe hat die Dichte 1 g / cm^3 und folgenden relativen Massenanteile: 76,2 % Sauerstoff, 11,1 % Kohlenstoff, 10,1 % Wasserstoff, 2,6 % Stickstoff. Das Material hat dem menschlichen Weichteilgewebe vergleichbare Absorptions- und Streueigenschaften für ionisierende Strahlung.

Die SI-Einheit der Äquivalentdosis ist Sievert (Sv).

Äquivalentdosis = Energiedosis im ICRU-Weichteilgewebe \times Strahlenwichtungsfaktor q

Durch die Novellierung der Strahlenschutzverordnung vom 20. Juli 2001 wurde die Definition der internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 1990 auch in deutsche Vorschriften übernommen.

Organdosis

Organ- und Äquivalentdosen berücksichtigen aufgrund des Strahlenwichtungsfaktors die unterschiedliche Wirkung der verschiedenen Arten ionisierender Strahlung auf das menschliche Gewebe. Im Unterschied zur Äquivalentdosis beinhaltet die Organdosis die tatsächlich in einem einzelnen Organ, Gewebe oder Körperteil absorbierte mittlere Energiedosis. Die Messgröße für die Organdosis ist die Äquivalentdosis.

Die SI-Einheit der Organdosis ist Sievert (Sv).

Effektive Dosis

Zusätzlich zur Organdosis und zur Äquivalentdosis, welche bereits die unterschiedliche Wirksamkeit der verschiedenen Strahlungsarten einbeziehen, berücksichtigt die effektive Dosis (die alte Bezeichnung ist „effektive Äquivalentdosis“) auch die unterschiedliche Empfindlichkeit der Organe gegenüber Strahlung. Zur Berechnung der effektiven Dosis werden die Organdosen mit den Gewebewichtungsfaktoren (Tabelle 1) des jeweiligen Organs multipliziert und die Summe der so gewichteten Organdosen ergibt die effektive Dosis.

$$D_{eff} = \sum_T w_T \cdot H_T$$

effektive Dosis D_{eff} ; Organ T ; Gewebewichtungsfaktor w_T ; Organdosis H_T

Durch die Multiplikation mit dem entsprechenden Gewebewichtungsfaktor wird jedem Organ ein spezifisches Risiko für somatische und vererbare Schäden durch ionisierende Strahlen zugeordnet.

Die Einheit der effektiven Dosis ist ebenso wie die der Organdosis das Sievert (Sv).

Organe und Gewebe	Gewebewichtungsfaktor w_T
Keimdrüsen	0,2
Knochenmark (rot)	0,12
Dickdarm	0,12
Lunge	0,12
Magen	0,12
Blase	0,05
Brust	0,05
Leber	0,05
Speiseröhre	0,05
Schilddrüse	0,05
Haut	0,01
Knochenoberfläche	0,01
übrige Organe und Gewebe	0,05

Tabelle 1: Gewebewichtungsfaktoren entsprechend ICRP 60 ⁴²

2.4. Dosisabschätzung in der Aufnahme- und Durchleuchtungstechnik

Der Begriff „Dosis“ ist eine spezifische Größe (absorbierte Energie in einem Volumenelement dividiert durch dessen Masse) und als Maß für die absorbierte Strahlenmenge wenig geeignet. Für das Strahlenrisiko einer Untersuchung differenziert der Begriff „Dosis“ nicht, ob ein eng begrenztes Areal im Strahlenfeld liegt oder eine ausgedehnte Bestrahlung stattfindet. So beträgt die Dosis einer Zahnaufnahme 10 mGy, die einer Thoraxaufnahme 0,12 mGy. Das Dosisflächenprodukt ist bei beiden Aufnahmen mit etwa $0,1 \text{ Gy} \times \text{cm}^2$ gleich groß. Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Strahlensensibilität der exponierten Organe ergibt sich eine effektive Dosis von 0,025 mSv für die Thoraxaufnahme und 0,01 mSv für die Zahnaufnahme. Somit ist das mit der Thoraxaufnahme verbundene Strahlenrisiko bei insgesamt geringerer Dosis höher.

2.4.1. Ermittlung der Einfall- und Oberflächendosis

Die Einfalldosis ist die Dosis am Ort des Strahleneintritts in den Patienten. Ermittelt wird sie relativ einfach über Ionisationskammern, jedoch ohne Patienten oder Patientenersatz (Phantom). Die resultierende Luftkerma wird in Gy angegeben.

Im Unterschied zu der Einfalldosis wird die Oberflächendosis mit Patient oder Phantom ermittelt und erfasst so auch die aus dem Körper rückgestreute Strahlung. Diese kann bis zu 50 % des Wertes der Einfalldosis betragen.

Bezogen auf die Beurteilung des Strahlenrisikos ist die Wertigkeit der Einfall- und Oberflächendosis gering. Die Bedeutung der Einfalldosis beschränkt sich auf die

Charakterisierung von Röntgenanlagen. Die Oberflächendosis kann als Indikator für mögliche deterministische Strahlenschäden während interventioneller Prozeduren dienen.

2.4.2. Berechnung der Organ- und Effektivdosis

Die direkte Messung der Organdosis ist während diagnostischer oder interventioneller Prozeduren nur sehr aufwendig mit Hilfe von Dosimetern (zum Beispiel Thermolumineszenz-Detektoren - TLD) in körperähnlichen Phantomen möglich. Weniger genau ist die Abschätzung der Organdosis mit Hilfe von Konversionsfaktoren aus Spannung, Filterung, Feldgröße und Organlage.

Da aus der Organdosis und den jeweiligen Gewebewichtungsfaktoren die effektive Dosis bestimmt werden kann, ist eine Vergleichbarkeit verschiedener Untersuchungen und Interventionen, bei denen ionisierende Strahlung angewandt wird, auf Basis eines einzigen Zahlenwertes zu erreichen.

Beachtet werden sollte jedoch, dass die Gewebewichtungsfaktoren lediglich Mittelwerte darstellen und sowohl Alter, Geschlecht als auch andere interindividuelle Faktoren, die die Strahlensensibilität beeinflussen, ausgeklammert sind.

3. Zielsetzung

Bei radiologischen Interventionen wie dem Karotisstenting sollte das oberste Ziel des Strahlenschutzes darin bestehen, bei optimaler Bildqualität eine möglichst geringe Strahlenbelastung sowohl für den Patienten als auch für den Untersucher zu erreichen.

Die vorliegende experimentelle Arbeit evaluiert die Strahlendosis, die während der stentgestützten Angioplastie der Arteria carotis interna bei Karotisstenose auftritt. Es sollte sowohl die Patienten- als auch die Untersucherdosis bestimmt werden.

Hierzu wurden Interventionsprotokolle ausgewertet und Karotisstentimplantationen an einem Alderson-Rando-Phantom simuliert. Das Phantom wurde zuvor mit Thermolumineszenz-Detektoren (TLD) bestückt. Als Maß für die Strahlenexposition wurden die applizierten Dosen der TLD in Position besonders strahlenempfindlicher Organe gemessen und hieraus die Organ- und Effektivdosis ermittelt.

Des Weiteren sollte die Frage beantwortet werden, ob Dosisunterschiede durch Interventionen an einer mono- und einer biplanaren Angiographieanlage entstehen. Hierzu wurden Messungen an einer monoplanaren Angiographieanlage (Siemens Multistar Plus, Siemens, Erlangen, D) und an einer biplanaren Angiographieanlage (Integris Allura Biplane, Philips, Best, NL) durchgeführt.

Die so bestimmten Dosen sollten in Relation zu rein diagnostischen Verfahren gesetzt werden. Daher wurden zusätzlich diagnostische Angiographien der Hals- und Hirngefäße an beiden Angiographieanlagen simuliert und ausgewertet.

Zusätzlich wurde der Einfluss des baulichen und persönlichen Strahlenschutzes auf die Untersucherdosis sowie die zu erwartende Exposition des Untersuchers ermittelt. Dazu wurden Oberflächendosen an Untersucherdummies durch weitere TLD erfasst.

4. Material und Methode

4.1. Alderson-Rando-Phantom

Die Prozedur eines Karotisstentings wurde hinsichtlich der Strahlenexposition an einem Alderson-Rando-Phantom (Phantom Laboratory, Salem, NY) simuliert, welches freundlicherweise von der Zentralstelle für Sicherheitstechnik des Landes Nordrhein-Westfalen in Düsseldorf zur Verfügung gestellt wurde.

RANDO® Phantome sind der Form des menschlichen Körpers nachempfunden.

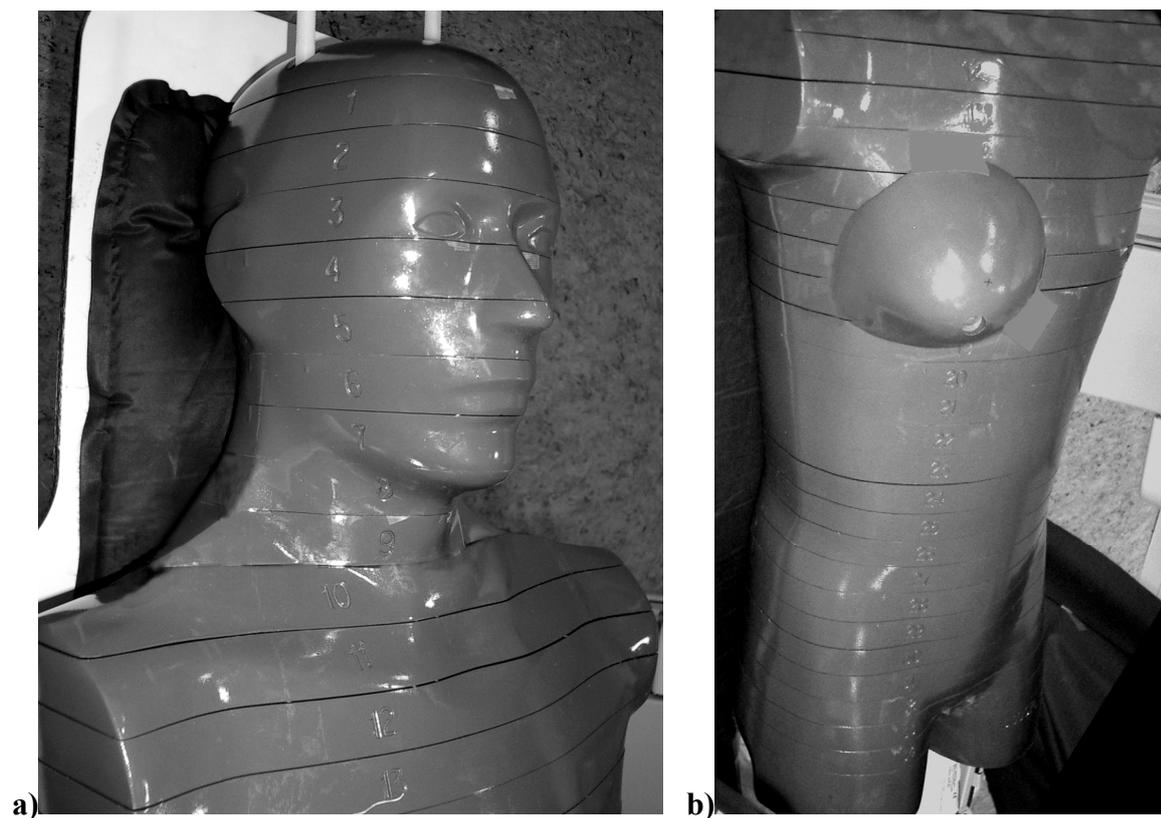


Abbildung 1: Kopf a) und Rumpf b) des RANDO® Phantoms. Erkennbar ist der Phantomaufbau aus 2,5 cm dicken Einzelschichten.

Es gibt zwei RANDO® Phantom Modelle: „RANDO® woman“ und „RANDO® man“. Für die Untersuchungen wurde das Phantom „RANDO® man“ verwendet, dieses entspricht einem menschlichen Körper mit einer Körpergröße von 175 cm und 73,5 kg Gewicht. Das verwendete Phantom besitzt einen Rumpf mit Kopf, obere und untere Extremitäten fehlen. Dem männlichen Phantomkorpus können aus RANDO® Plastik präformierte weibliche Brüste angesetzt werden, um Messungen eines weiblichen Patienten zu simulieren.

RANDO® Plastik ist ein synthetisches Material mit einer Atomzahl (Ordnungszahl) von 7,3 und einer Massendichte von 0,985 g/cm³. Im Gegensatz zu Werten, die in der Literatur für Muskelgewebe angegeben sind, sind diese Werte etwas geringer, um willkürlich verteiltes Fett zu berücksichtigen.

Das Skelett eines RANDO® Phantoms besteht aus menschlichen Knochen. Die Knochen wurden imprägniert, modelliert und dann in RANDO® Plastik eingebettet. Dieser verhält sich radioäquivalent zu menschlichem Organ- und Weichteilgewebe.

Es sind Lungen nachgebildet, die sich radioäquivalent zu menschlichen Lungen in Atemmittellage verhalten. Die Lungenflügel bestehen aus RANDO® Plastik, wie es für das Weichgewebe verwendet wird, wobei die Materialdichte durch eine mikrozelluläre Struktur der des menschlichen Lungengewebes angepasst ist. Daher beträgt die Ordnungszahl des Lungenmaterials 7,3. Die Massendichte wird mit 0,32 g/cm³ angegeben. Das radiographische Erscheinungsbild wird von diagnostisch arbeitenden Radiologen als „normal“ empfunden, obwohl die Dichte für Lungengewebe in Atemmittellage in der Literatur geringfügig niedriger angegeben wird.

Der Tracheobronchialbaum, Larynx und Pharynx werden von vormodellierten Formen gebildet. Diese entstehen durch Ausgusspräparate. Die paranasalen Sinus sind durch den menschlichen Schädelknochen präformiert.

4.1.1. Konstruktionsdetails

RANDO® Materialien sind dem menschlichen Körper angepasst. Das bedeutet, dass die verwendeten Materialien den menschlichen Organstrukturen bezüglich der Atomzahl und des spezifischen Gewichts ähneln. Die Atomzahl ist hierbei entscheidend für die niedrigenergetische Äquivalenz, das spezifische Gewicht beeinflusst dagegen die hochenergetische Äquivalenz. Hieraus ergibt sich eine Radioäquivalenz für Röntgen-, Gamma- und Elektronenstrahlung zu den entsprechenden menschlichen Geweben. Diese erstreckt sich über den gesamten Bereich von der rein diagnostischen bis zur höchsten therapeutischen Energieeinheit.

RANDO® Plastik lässt sich weder durch Strahlung noch durch andere physikalische Belastungen zerstören. Es kann ohne erkennbare Veränderungen mit bis zu einem Megarad belastet werden (38).

Das fertiggestellte Phantom wird in 2,5 cm dicke axiale Schichten geschnitten und die Schnittflächen werden versiegelt. Somit entstehen 35 Phantomschichten. Zur Stabilisierung der einzelnen Schichten werden zwei Bohrkanäle in kranio-kaudalem Verlauf durch den Phantomkörper und den Phantomkopf angelegt. Durch diese werden Kunststoffstäbe geschoben und an einer Boden- und Deckplatte befestigt. Jede Phantomscheibe ist mit einem Lochmuster versehen, um die entsprechenden Dosimeter aufnehmen zu können. Die Lochgröße und die Abstände hängen von der verwendeten Dosimeterart ab. Für die Aufnahme der verwendeten LiF-100-TLD beträgt der Lochdurchmesser 2 mm, der Lochabstand 1,5 cm. Somit entstehen mehr als 3000 Bohrlöcher.

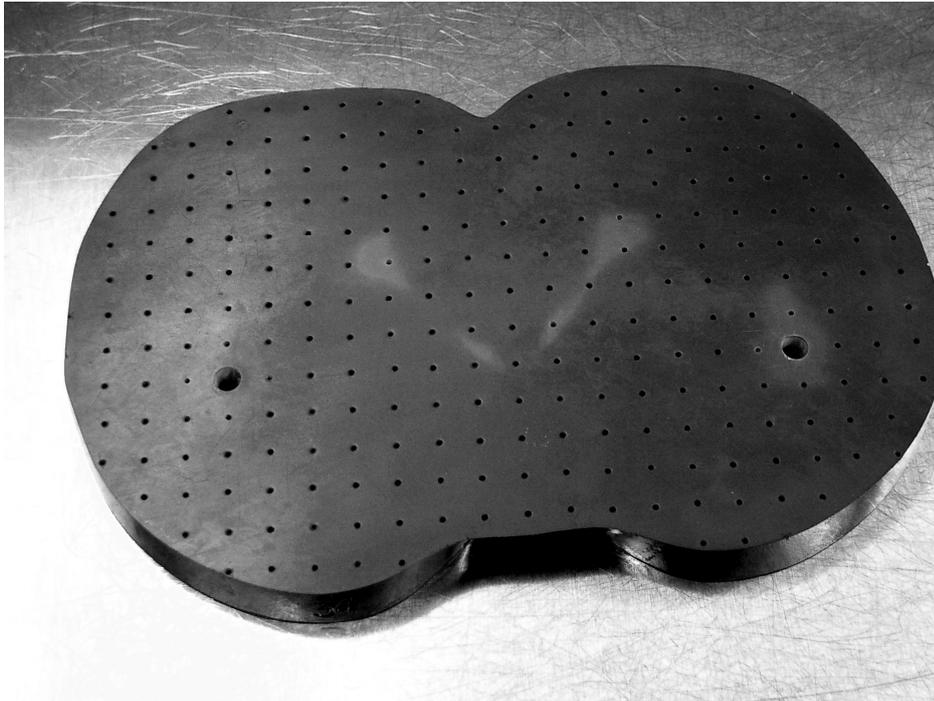


Abbildung 2: Phantomscheibe „34“ mit Bohrlöchern zur TLD-Aufnahme in einem Abstand von jeweils 1,5 x 1,5 cm. Durchscheinendes Beckenskelett.

Es werden Lithiumfluorid-Thermolumineszenz-Detektoren (LiF-TLD) verwendet. Diese haben eine zylindrische Form mit einem Durchmesser von 1 mm und einer Länge von 6 mm. LiF-TLD sollten nur durch eine Kunststoffpinzette oder einen Unterdruckgreifer gefasst werden, da sie äußerst zerbrechlich sind oder in der Art beschädigt werden können, dass Messergebnisse verfälscht werden. Insbesondere bei der Positionierung und dem Herausziehen aus den Bohrlöchern muss auf sorgfältigste Handhabung geachtet werden, da sonst Beschädigungen möglich sind.

4.2. Untersucherdummies

Um die Exposition eines Untersuchers während einer diagnostischen Kopf-/Halsangiographie und einem Karotisstenting zu bestimmen, wurde der Habitus eines Untersuchers mit der Körpergröße 185 cm nachempfunden. Dieser konnte in typischer Weise mit einem persönlichen Strahlenschutz ausgestattet werden. Der Strahlenschutz bestand aus einem Röntgenschutzmantel Dr. Goos-Suprema (Dr. Goos-Suprema GmbH, Heidelberg, D) mit den Bleigleichwerten 0,5 mm vorne und 0,25 mm hinten in der Größe „Medium 120 cm“. Zusätzlich wurde eine Halskrause des Herstellers Dr. Goos-Suprema mit dem Bleigleichwert 0,5 mm positioniert. Die Dummies wurden zudem mit Röntgenschutzbrillen Mavig „Sporta“ (Mavig GmbH, München, D) mit dem Bleigleichwert 0,5 mm ausgestattet.

4.3. Baulicher und persönlicher Strahlenschutz

4.3.1. Baulicher Strahlenschutz

Sowohl die mono- als auch die biplanare Angiographieeinheit ist mit einem baulichen Strahlenschutz ausgestattet:

In der monoplanaren Anlage ist das Unterkörperschutz-System UT69 mit Aufsatz (Mavig GmbH, München, D) installiert. Dieses System besteht aus überlappend angeordneten, flexiblen Lamellen mit einer Höhe von 90 cm und einer Breite von 65 cm + 17 cm (Zusatzlamelle). Der Aufsatz hat eine Höhe von 25 cm. Lamellen und Aufsatz weisen einen Bleigleichwert von 0,5 mm auf. Aufgrund eines technischen Defektes war dieser Aufsatz während der durchgeführten Messungen nicht verfügbar. Dies wurde bei der Bewertung der Messergebnisse entsprechend berücksichtigt. Eine weitere Komponente des baulichen Strahlenschutzes besteht aus einer deckenmontierten Bleiacrylglas-Strahlenschutzscheibe

PT 6290/6272 (Mavig GmbH, München, D) in der Größe 61 x 76 cm mit Patientenkörper-Formausschnitt. Diese kann variabel positioniert werden. Der Bleigleichwert beträgt hier ebenfalls 0,5 mm. Beide Systeme können wahlweise rechts oder links des Patienten positioniert werden.

Der bauliche Strahlenschutz der biplanaren Angiographieanlage besteht ebenfalls aus einem Unterkörperschutzsystem und einer deckenmontierten, frei beweglichen Bleiacrylglasplatte. Letztere ist identisch mit dem Modell der monoplanaren Anlage: Typ PT 6290/6272 (Mavig GmbH, München, D) in der Größe 61 x 76 cm mit Patientenkörper-Formausschnitt. Das Unterkörperschutzsystem Modell 321/F-001 der Firma Kenex (Kenex Harlow, Essex, Great Britain) mit den Maßen 100 x 70 cm sowie klappbarem Aufsatz 60 x 25 cm besitzt einen Bleigleichwert von 0,5 mm. Beide Systeme können an der rechten oder linken Tischseite positioniert werden.



Abbildung 3: Untersuchungsaufbau an der biplanaren Angiographieanlage, rechts des Phantoms positionierter baulicher Strahlenschutz.

4.4. Verteilung und Auswertung der Thermolumineszenz-Detektoren

Initial wurden die Lithiumfluorid-Thermolumineszenz-Detektoren (LiF-TLD) der Fa. Harshaw (Cleveland, Ohio, USA) kalibriert, indem sie einer definierten Strahlendosis und Strahlenqualität exponiert (0,95-1,00 mGy/nC bei 70 kV, RT 100) und anschließend ausgelesen wurden. Hieraus ergab sich der jeweilige Energiekorrekturfaktor zwischen 0,95 und 1,00.

Vor jeder Anwendung der TLD müssen diese regeneriert werden. Daher erfolgt eine Wärmebehandlung bei 400°C für etwa eine Stunde in einem Temperofen. Hierdurch werden Informationen aus vorangegangenen Messungen aufgehoben (39).

Nun wurden die Detektoren an anatomisch korrelierender Stelle in den Bohrlöchern des Alderson-Rando-Phantoms positioniert. Hierbei sollte zum einen die Exposition der strahlensensiblen Organe wie zum Beispiel der Testes (2 TLD), der Ovarien (2 TLD) und der Schilddrüse (2 TLD) erfasst werden. Zum anderen sollten die Dosen der im oder nahe am Zentralstrahl gelegenen Organe möglichst exakt erfasst werden. Hierzu wurden TLD in Position auf das Sternum (1 TLD), die Clavicula (1 TLD), die Augenlinsen (2 TLD), die Pons (1 TLD), die Stammganglien (1 TLD) und den Frontallappen (1 TLD) verteilt. Weitere Detektoren wurden auf die Harnblase (1 TLD), die Wirbelsäule (2 TLD), die Lunge (4 TLD), den Ösophagus (1 TLD), den Magen (2 TLD), das Colon (3 TLD), die Leber (2 TLD) und die Mammae (2 TLD) verteilt.

Um die Exposition des Untersuchers zu bestimmen, wurden die TLD folgendermaßen positioniert: Vor und hinter dem persönlichen Strahlenschutz in Höhe der Augenlinse, der Schilddrüse, des Sternums und des Hodens. Von zwei so ausgestatteten Untersucherdummies wurde einer zusätzlich durch einen baulichen Strahlenschutz abgeschirmt.

Nach einer Exposition wurden die TLD wieder entfernt und ausgewertet. Da die TLD innerhalb von 12 Stunden nach der simulierten Untersuchung ausgewertet wurden, konnte ein Fading von 5 % Dosisverlust in 12 Monaten für das Messergebnis vernachlässigt werden (40). Ebenso war eine Korrektur bezüglich der Dosis durch natürliche Strahlung von 0,05 mSv/Monat aufgrund der kurzen Zeitdauer zwischen Regenerierung und Exposition nicht nötig.

Zur Auswertung der TLD wurde das Automated TL Analyser System Model 2000D (Harshaw, Cleveland, Ohio, USA) in Verbindung mit dem TL Picoprocessor Model 2080 (Harshaw, Cleveland, Ohio, USA) genutzt: Hier erfolgte die Erwärmung der TLD unter Stickstoffatmosphäre in verschiedenen Stufen und die Messung der Lichtsumme.

Vor der nächsten Anwendung erfolgte eine erneute Regenerierung der TLD. Die exakte Einhaltung des einmal gewählten Ablaufes von Kalibrierung, Regenerierung, Bestrahlung, Auswertung und Lagerung verbessert die Reproduzierbarkeit und ermöglicht die Kontrolle von Störeinflüssen (41).

4.5. Angiographieanlagen

4.5.1. Die monoplanare Angiographieanlage

Die Untersuchungen wurden an der monoplanaren Angiographieanlage Multistar Plus der Firma Siemens (Erlangen, D) durchgeführt. Zur Anwendung kommt hier ein deckenmontierter Doppel-C-Bogen, der fast unbegrenzte Projektionsmöglichkeiten bietet. Ausgestattet ist die Anlage mit einem 100 kW Generator, einem großen Bildverstärker von 40 cm Durchmesser und einer hochbelastbaren Röntgenröhre (Megalix CAT). Als wesentlicher Aspekt dieser Anlage ist die Ausstattung mit dosissparender Technik, die insbesondere bei langandauernden Durchleuchtungsszenen zum Tragen kommt, anzusehen.

Hierzu zählen eine gepulste Durchleuchtung (3, 7.5, 15, 30 f/s), verschiedene Blenden (Irisblende, Rechteckblende, Verlaufsfilterblende), Cu-Filter (0,1, 0,2 oder 0,3 mm Cu) zur Reduktion der Hautdosis sowie Blenden- und Filterdarstellung ohne Strahlung. Durchleuchtungen und Roadmap-Angiographien wurden mit 3 Bildern pro Sekunde bei einer Gesamtfilterung von 0,3 mm Cu bei 70 KV durchgeführt. Die Serienaufnahmen erfolgten ohne Zusatzfilter.

Eine sehr gute Bildqualität wird durch die hochauflösende Fernsehkette mit nachfolgender Digitalisierung in 1024 x 1024 Matrix (10 bit) und eine umfangreiche Software zur Bildnachbearbeitung erreicht. Eine Workstation zur weiteren Bildverarbeitung ist angegliedert.

4.5.2. Die biplanare Angiographieanlage

Die Untersuchungen wurden an der Angiographieanlage Integris Allura Biplane (Philips, Best, NL) durchgeführt. Das System wurde speziell für neuroradiologische Anwendungen und Gefäßuntersuchungen entwickelt. Es handelt sich um ein Zweiebenen-System mit bodenmontiertem C-Bogenstativ und einem Bildverstärker von 38 cm für die Frontalebene und einem deckenmontierten L-Bogen mit einem Bildverstärker von 30 cm. Hier integriert sind hochauflösende CCD-Kameras mit 1.024 x 1.024-Matrix und proprietärem Digitalausgang. Folgende Verstärkermodi sind verfügbar: 38 cm BV: 38/31/25/20/17 cm sowie 30 cm BV: 30/22/17/12 cm. Die Anlage besitzt zwei 100 kW-Röntgeneratoren und Röntgenröhren mit entsprechender Leistungsaufnahme für die frontale und laterale Ebene (MRC-GS 200 03 10). Zwei Röntgentiefenblenden mit jeweils zwei unabhängigen, halbtransparenten DSA-Blenden mit automatischer und manueller Positionierung sind verbaut.

Es gibt drei bei der Installation der Angiographieanlage frei belegbare Durchleuchtungsmodi: „Hoch“, „Normal“ und „Niedrig“. Diese unterscheiden sich in der Bildqualität, der Strahlungsleistung und der Bildverarbeitung und wurden speziell an die bei neuroradiologischen Interventionen gestellten Anforderungen angepasst. Für die Untersuchungen wurde der Modus „Niedrig“, entsprechend einer Röntgenstrahlenfilterung von 0,2 mm Cu und einer gepulsten Durchleuchtung mit 12,5 Bildern / Sekunde und der Modus „Hoch“, entsprechend einer Röntgenstrahlenfilterung von 0,2 mm Cu und kontinuierlicher Durchleuchtung, gewählt. Die Serienaufnahmen wurden ohne Zusatzfilterung angefertigt.

4.6. Untersuchungsprotokolle

Es wurden Untersuchungsprotokolle einer diagnostischen Angiographie der Kopf- und Halsgefäße sowie eines Karotisstentings jeweils für eine monoplanare und biplanare Angiographieanlage erstellt.

Die Protokolle basieren auf Untersuchungsdaten eines Patientenkollektivs von jeweils $n = 18$ bezogen auf die diagnostische Panangiographie der Kopf-/Halsgefäße an der mono- und biplanaren Angiographie, von $n = 14$ bezogen auf das Karotisstenting an der monoplanaren Angiographie und von $n = 36$ bezogen auf das Karotisstenting an der biplanaren Angiographie. Einschlusskriterium in die beiden letztgenannten Gruppen war das primäre Stenting einer Karotisstenose durch einen einzigen Stent unter Nutzung eines Protektionssystems, sowie einmaliger Nachdilatation.

Die Prozeduren wurden sämtlich von drei erfahrenen Untersuchern durchgeführt. Geräteeinstellungen wie Feldgröße, Filter oder Film-Fokus-Abstand wurden für die gesamte Untersuchung festgesetzt: Die Simulation einer diagnostischen Kopf-/Halsangiographie, sowie des Karotisstentings wurde an beiden Angiographieanlagen mit

gepulster Durchleuchtung durchgeführt. Zusätzlich wurde an der biplanaren Anlage eine Karotisstentimplantation unter Nutzung einer kontinuierlichen Durchleuchtung simuliert.

Sowohl die Projektion und Position der C-Bögen, als auch die Art des Betriebsmodus wurden aufgezeichnet. Die Durchleuchtungszeit und die Anzahl der Bilder pro Serie mit entsprechendem Flächendosisprodukt wurden dokumentiert.

Aus den so ermittelten Daten wurden der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet und vier Standard-Untersuchungsprotokolle etabliert, woraus sich die Untersuchungs-Prozedur für die Simulation einer Kopf-/Halsangiographie und eines Karotisstentings jeweils an der mono- und der biplanaren Anlage herleitet:

Untersuchungsschritt	Position	Projektion	DL in min	Serien mit n Bildern
Leistenpunktion und Vorschieben des Katheters	Leiste	PA	0,2	0
Vorschieben des Katheters	Aorta abdominalis und thoracalis	PA	0,6	0
Übersichtsangiographie der supraaortalen Äste	Arcus aortae	LAO	0,8	1 Serie mit 16 Bildern
Selektive Angiographie A. carotis rechts	A. carotis rechts	PA, LAO, RAO, lateral	1,8	4 Serien mit je 16 Bildern
Selektive Angiographie A. carotis links	A. carotis links	PA, LAO, RAO, lateral	1,8	4 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie A. vertebralis rechts prox.	A. vertebralis rechts	PA, RAO	4,5	2 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie A. vertebralis rechts dist.	A. vertebralis rechts	PA, RAO	0	2 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie A. vertebralis links prox.	A. vertebralis links	PA, LAO	2,5	2 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie A. vertebralis links dist.	A. vertebralis links	PA, LAO	0	2 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. carotis rechts und links	Hirnschädel	PA, lateral	0,5	4 Serien mit je 20 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. vertebralis rechts	Posteriores Stromgebiet	PA, lateral	0,5	2 Serien mit je 20 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. vertebralis links	Posteriores Stromgebiet	Town, lateral	0,5	2 Serien mit je 20 Bildern
Insgesamt 13,2 min Durchleuchtungszeit, 432 Bilder				

Tabelle 2: Protokoll „diagnostische Angiographie der Kopf- und Halsgefäße“; Gerätetyp: monoplanare Angiographieanlage; Siemens Multistar Plus

DL: Durchleuchtungszeit

PA: Strahlengang posterior-anterior

LAO: Strahlengang left-anterior-oblique

RAO: Strahlengang right-anterior-oblique

Town-Projektion: cranio-caudale Kippung 30 Grad

Untersuchungsschritt	Position	Projektion	DL in min	Serien mit n Bildern
Leistenpunktion und Vorschieben des Katheters	Leiste	PA	0,2	0
Vorschieben des Katheters	Aorta abdominalis und thoracalis	PA	0,6	0
Übersichtsangiographie der supraaortalen Äste	Arcus aortae	LAO	0,8	1 Serie mit 16 Bildern
Selektive Angiographie A. carotis rechts	A. carotis rechts	PA, LAO, RAO, lateral	1,8	4 Serien mit je 16 Bildern
Selektive Angiographie A. carotis links	A. carotis links	PA, LAO, RAO, lateral	1,8	4 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie A. vertebralis rechts	A. vertebralis rechts	LAO, RAO	4,5	2 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie A. vertebralis links	A. vertebralis links	LAO, RAO	2,5	2 Serien mit je 16 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. carotis rechts und links	Hirnschädel	PA, lateral	0,5	4 Serien mit je 20 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. vertebralis rechts	Posteriores Stromgebiet	PA, lateral	0,5	2 Serien mit je 20 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. vertebralis links	Posteriores Stromgebiet	Town, lateral	0,5	2 Serien mit je 20 Bildern
Insgesamt 13,2 min Durchleuchtungszeit, 368 Bilder				

Tabelle 3: Protokoll „diagnostische Angiographie der Kopf- und Halsgefäße“; Gerätetyp: biplanare Angiographieanlage; Philips Integris 5000

DL: Durchleuchtungszeit

PA: Strahlengang posterior-anterior

LAO: Strahlengang left-anterior-oblique

RAO: Strahlengang right-anterior-oblique

Town-Projektion: cranio-caudale Kippung 30 Grad

Untersuchungs-schritt	Position	Projek-tionen	DL in min	Roadmap in min	Serien mit n Bildern
Leistenpunktion und Verschieben des Katheters	Leiste	PA	0,2	0	0
Verschieben des Katheters	Aorta abdominalis und thoracalis	PA	0,6	0	0
Übersichtsangiographie der supraaortalen Äste	Arcus aortae	LAO	0,8	0	1 Serie mit 16 Bildern
Sondierung der A. carotis communis und Anlage einer langen Schleuse	Proximale A. carotis	LAO oder RAO	1,8	2,9	1 Serie LAO oder RAO mit insgesamt 16 Bildern
Positionierung des Protektionssystems	A. carotis	LAO oder RAO	0,6	2,3	1 Serie LAO oder RAO mit insgesamt 16 Bildern
Positionierung des Stents	A. carotis	PA	0,8	0	0
Stententfaltung	A. carotis	LAO oder RAO	0,4	3,1	4 Serien in LAO und RAO mit insgesamt 64 Bildern
Nachdilatation	A. carotis	PA	3,8	0	4 Serien in PA und lateral mit insgesamt 64 Bildern
Entfernung des Protektionssystems	A. carotis	LAO oder RAO	1,8	0	0
Kontroll-angiographie	A. carotis	PA	0	0	1 Serie in PA mit insgesamt 16 Bildern
Kontroll-angiographie	A. carotis	RAO und LAO	0	0	1 Serie in LAO und RAO mit insgesamt 32 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. carotis	Hirnschädel	PA, lateral	1,2	0	1 Serie PA und lateral mit insgesamt 40 Bildern
Insgesamt 20,3 min Durchleuchtungszeit, 264 Bilder					

Tabelle 4: Protokoll „Karotisstent“; Gerätetyp: monoplanare Angiographieanlage; Siemens Multistar Plus

DL: Durchleuchtungszeit

PA: Strahlengang posterior-anterior

LAO: Strahlengang left-anterior-oblique

RAO: Strahlengang right-anterior-oblique

Untersuchungs-schritt	Position	Projek-tionen	DL in min	Roadmap in min	Serien mit n Bildern
Leistenpunktion und Verschieben des Katheters	Leiste	PA	0,2	0	0
Verschieben des Katheters	Aorta abdominalis und thoracalis	PA	0,6	0	0
Übersichtsangiographie der supraaortalen Äste	Arcus aortae	LAO	0,8	0	1 Serie mit 16 Bildern
Sondierung der A. carotis communis und Anlage einer langen Schleuse	Proximale A. carotis	LAO und RAO	1,8	2,9	1 Serie LAO und RAO mit insgesamt 32 Bildern
Positionierung des Protektionssystems	A. carotis	PA und lateral	0,6	2,3	1 Serie PA und lateral mit insgesamt 32 Bildern
Positionierung des Stents	A. carotis	PA	0,8	0	0
Stententfaltung	A. carotis	PA und lateral	0,4	3,1	2 Serien in PA und lateral mit insgesamt 64 Bildern
Nachdilatation	A. carotis	PA	3,8	0	1 Serie in PA und lateral mit insgesamt 32 Bildern
Entfernung des Protektionssystems	A. carotis	PA und lateral	1,8	0	0
Kontroll-angiographie	A. carotis	PA und lateral	0	0	1 Serie in PA und lateral mit insgesamt 32 Bildern
Kontroll-angiographie	A. carotis	RAO und LAO	0	0	1 Serie in PA und lateral mit insgesamt 32 Bildern
Angiographie der intracraniellen Gefäße über die A. carotis	Hirnschädel	PA, lateral	1,2	0	1 Serie PA und lateral mit insgesamt 40 Bildern
Insgesamt 20,3 min Durchleuchtungszeit, 280 Bilder					

Tabelle 5: Protokoll „Karotisstent“; Gerätetyp: biplanare Angiographicanlage; Philips Integris 5000

DL: Durchleuchtungszeit

PA: Strahlengang posterior-anterior

LAO: Strahlengang left-anterior-oblique

RAO: Strahlengang right-anterior-oblique

4.7. Untersuchungsaufbau

Das mit den Lithiumfluorid-Thermolumineszenz-Detektoren (LiF-TLD) bestückte Alderson-Rando-Phantom wurde in typischer Position auf die Patientenauflage verbracht und das Unterkörper-Schutzsystem auf der rechten Seite fest montiert. Die Untersucherdummies, ebenfalls mit den TLD bestückt, wurden in Höhe der Leiste des Alderson-Rando-Phantoms beidseits positioniert. Dabei betrug der Abstand von der Tischmittellinie zur Untersuchermittellinie etwa 60 cm. Der Dummiekorpus wies einen Winkel von etwa 45 Grad in Richtung des Phantomkopfes auf. Die deckenmontierte Bleiacrylglas-Strahlenschutzscheibe wurde im Verlauf der Untersuchungssimulation nachgeführt.

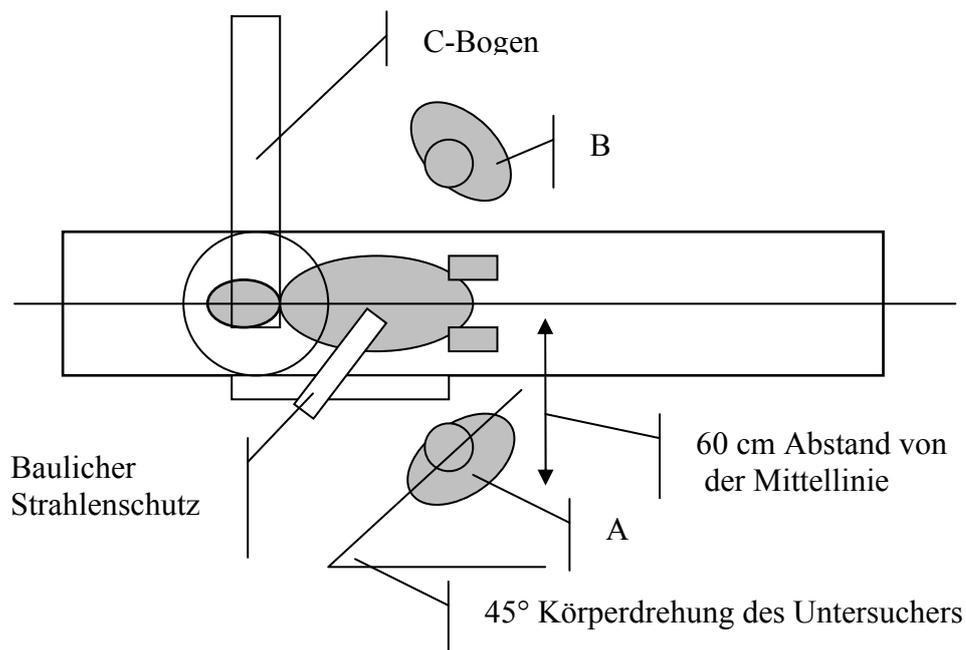


Abbildung 4: Schematischer Untersuchungsaufbau mit baulichem Strahlenschutz: Position des Untersuchers in Leistenhöhe des Patienten, mit 60 cm Abstand von der Patientenmittellinie und einer Drehung von 45°. Nur Untersucher A ist hinter einem baulichen Strahlenschutz positioniert.

4.8. Auswertung

Nach jeweils viermaliger Untersuchungssimulation wurden die exponierten TLD des Alderson-Rando-Phantoms und der Untersucherdummies wieder entfernt und ausgewertet.

Zur Ermittlung der Organdosen des Alderson-Rando-Phantoms wurden die TLD-Einzeldosen der entsprechenden Organregion aufaddiert und der Mittelwert berechnet. Aus der mittleren Energiedosis (Einheit Gray, Gy) wurde nun die Organdosis (Einheit Sievert, Sv) errechnet. Um nun die effektive Dosis ableiten zu können, wurden die Organdosen mit den jeweiligen Wichtungsfaktoren gemäß ICRP 60 (42) multipliziert. Organdosen komplexerer und nicht vollständig erfasster Organsysteme wie beispielsweise Haut, Knochenoberfläche, rotes Knochenmark und Muskulatur wurden erfasst, indem die Messwerte mit gewichteten Anteilen gemittelt wurden. So wurden zur Bestimmung der Organdosis des roten Knochenmarks die Messwerte des Schädels mit 13 % gewichtet, die des Thorax mit 24 % und die des Abdomens mit 12 % (43). Zur Bestimmung der effektiven Gesamtdosis des Alderson-Rando-Phantoms respektive des Patienten wurden nun die Einzelwerte addiert. Es wurden zusätzlich die Effektivdosen für männliche und weibliche Patienten berechnet.

Zur Abschätzung der effektiven Dosis des Untersuchers nach ICRP 60 (42) wurden folgende vereinfachenden Annahmen getroffen:

Die Exposition der Linse repräsentiert die mittlere Dosis von Gehirn und Kopf, die über der Schilddrüse die Dosis der Schilddrüse, die über dem Sternum die Dosis der Lunge und des Ösophagus, die über dem Hoden die der inneren Bauchorgane und des Hodens. Die effektiven Dosen der Haut, der Knochenoberfläche, des roten Knochenmarks und der Muskulatur wurden wie oben erläutert mit gewichteten Anteilen gemittelt. Zur Bestimmung der effektiven Gesamtdosis der Dummies respektive des Untersuchers wurden nun die Einzelwerte addiert.

5. Ergebnisse

5.1. Die zerebrale Panangiographie

5.1.1. Organdosen und effektive Dosis des Patienten

Im Folgenden sind die Messergebnisse nach Simulation einer zerebralen Panangiographie der intra- und extrakraniellen Gefäße an einer mono- und einer biplanaren Angiographieanlage tabellarisch aufgeführt.

Spalte 1 zeigt die jeweiligen Organsysteme an, Spalte 2 enthält den organspezifischen Wichtungsfaktor (nach Bundesamt für Strahlenschutz). Multipliziert mit der mittleren Energiedosis - entsprechend Spalte 3 - ergibt sich die Organdosis in Spalte 4. Die Summe der einzelnen Organdosen entspricht der effektiven Dosis in Millisievert (mSv).

Neben den Risikoorganen in der oberen Tabellenhälfte müssen als Dosisbeitrag zum Restkörper noch fünf weitere Organe mit den höchsten Dosen - entsprechend der unteren Tabellenhälfte - erfasst werden (42).

Die gemessenen Organdosen wurden geschlechtsspezifisch ausgewertet und die effektiven Dosen miteinander verglichen:

5.1.1.1. Die monoplanare Angiographie

Risikoorgan	Wichtungsfaktor	Mittlere Energiedosis (mGy)	Organdosis (mSv)
Testes	0,2	0,36	0,07
Lunge	0,12	3,18	0,38
Magen	0,12	0,34	0,04
Colon	0,12	0,23	0,03
rotes KM	0,12	7,24	0,87
Schilddrüse	0,05	10,16	0,51
Ösophagus	0,05	8,04	0,40
Männl. Mamma	0,05	0,37	0,02
Leber	0,05	0,19	0,01
Blase	0,05	0,11	0,01
Haut	0,01	6,03	0,06
Knochenoberfläche	0,01	7,30	0,07
Organe des Restkörpers			
Glandula parotis	0,05	35,56	*1,06
Hirn	0,05	58,97	
Muskeln	0,05	1,93	
Thymus	0,05	1,88	
Augen	0,05	6,37	
Milz	0,05	0,95	
Pankreas	0,05	0,55	
Nebennieren	0,05	0,24	
Ileum	0,05	0,47	
Rectum	0,05	0,33	
Prostata	0,05	0,33	
Niere	0,05	0,23	

Effektive Dosis	(mSv) 3,52
-----------------	------------

Tabelle 6: Effektive Dosis des männlichen Patienten, monoplanare Angiographieanlage

* Summe der Organdosen des Restkörpers

Risikoorgan	Wichtungsfaktor	Mittlere Energiedosis (mGy)	Organdosis (mSv)
Ovar	0,2	0,33	0,07
Lunge	0,12	3,18	0,38
Magen	0,12	0,34	0,04
Colon	0,12	0,23	0,03
rotes KM	0,12	7,24	0,87
Schilddrüse	0,05	10,16	0,51
Ösophagus	0,05	8,04	0,40
Weibl. Mamma	0,05	0,49	0,02
Leber	0,05	0,19	0,01
Blase	0,05	0,11	0,01
Haut	0,01	6,03	0,06
Knochenoberfläche	0,01	7,30	0,07
Organe des Restkörpers			
Glandula parotis	0,05	35,56	*1,06
Hirn	0,05	58,97	
Muskeln	0,05	1,93	
Thymus	0,05	1,88	
Augen	0,05	6,37	
Milz	0,05	0,95	
Pankreas	0,05	0,55	
Nebennieren	0,05	0,24	
Ileum	0,05	0,47	
Rectum	0,05	0,33	
Uterus	0,05	0,33	
Niere	0,05	0,23	
Effektive Dosis			(mSv) 3,52

Tabelle 7: Effektive Dosis des weiblichen Patienten, monoplanare Angiographieanlage

* Summe der Organdosen des Restkörpers

5.1.1.2. Die biplanare Angiographie

Risikoorgan	Wichtungsfaktor	Mittlere	Organdosis
		Energiedosis (mGy)	(mSv)
Testes	0,2	0,20	0,04
Lunge	0,12	9,67	1,16
Magen	0,12	0,77	0,09
Colon	0,12	0,61	0,07
rotes KM	0,12	8,54	1,03
Schilddrüse	0,05	32,62	1,63
Ösophagus	0,05	14,29	0,71
Männl. Mamma	0,05	0,81	0,04
Leber	0,05	0,59	0,03
Blase	0,05	0,32	0,02
Haut	0,01	10,86	0,11
Knochenoberfläche	0,01	9,18	0,09
Organe des Restkörpers			
Glandula parotis	0,05	63,17	*1,34
Hirn	0,05	57,03	
Muskeln	0,05	3,69	
Thymus	0,05	3,84	
Augen	0,05	4,56	
Milz	0,05	2,18	
Pankreas	0,05	0,71	
Nebennieren	0,05	0,83	
Ileum	0,05	0,52	
Rectum	0,05	0,42	
Prostata	0,05	0,42	
Niere	0,05	0,61	
Effektive Dosis		(mSv) 6,37	

Tabelle 8: Effektive Dosis des männlichen Patienten, biplanare Angiographieanlage

* Summe der Organdosen des Restkörpers

Risikoorgan	Wichtungsfaktor	Mittlere Energiedosis (mGy)	Organdosis (mSv)
Ovar	0,2	0,42	0,08
Lunge	0,12	9,67	1,16
Magen	0,12	0,77	0,09
Colon	0,12	0,61	0,07
rotes KM	0,12	8,54	1,03
Schilddrüse	0,05	32,62	1,63
Ösophagus	0,05	14,29	0,71
Weibl. Mamma	0,05	1,17	0,06
Leber	0,05	0,59	0,03
Blase	0,05	0,32	0,02
Haut	0,01	10,86	0,11
Knochenoberfläche	0,01	9,18	0,09
Organe des Restkörpers			
Glandula parotis	0,05	63,17	*1,34
Hirn	0,05	57,03	
Muskeln	0,05	3,69	
Thymus	0,05	3,84	
Augen	0,05	4,56	
Milz	0,05	2,18	
Pankreas	0,05	0,71	
Nebennieren	0,05	0,83	
Ileum	0,05	0,52	
Rectum	0,05	0,42	
Uterus	0,05	0,42	
Niere	0,05	0,61	
Effektive Dosis			(mSv) 6,43

Tabelle 9: Effektive Dosis des weiblichen Patienten, biplanare Angiographieanlage

* Summe der Organdosen des Restkörpers

5.1.1.3. Ergebnisvergleich

Obwohl die Untersuchungen nach Geschlecht getrennt ausgewertet wurden, zeigt sich bezüglich der effektiven Dosis von je 3,52 mSv an der monoplanaren Angiographieanlage kein Unterschied, da die Organdosen der Testes (0,07 mSv) und der Ovarien (0,07 mSv) gleich waren. Die höchsten Organdosen der Risikoorgane wiesen das rote Knochenmark (0,87 mSv), die Schilddrüse (0,51 mSv) und der Ösophagus (0,4 mSv) auf. Die Exposition der Augenlinse war mit etwa 6 mGy vergleichsweise gering (Tabelle 6 und Tabelle 7).

Im Vergleich zu den Dosiswerten der monoplanaren Angiographieanlage liegen die erzielten effektiven Dosen einer zerebralen Panangiographie an der biplanaren Anlage mit 6,37 mSv für den männlichen Patienten und 6,43 mSv für den weiblichen Patienten deutlich höher. Dabei muss erwähnt werden, dass die Gesamtfilterung der biplanaren Anlage 0,2 mm Cu betrug, die der monoplanaren Anlage 0,3 mm Cu.

Im Gegensatz zur Untersuchung an der monoplanaren Angiographieanlage lag die Organdosis der Ovarien (0,08 mSv) doppelt so hoch wie die der Testes (0,04 mSv). Daher differierten hier die jeweiligen geschlechtsspezifischen effektiven Dosen geringfügig (6,37 mSv männlicher Patient gegenüber 6,43 mSv weiblicher Patient). Die Risikoorgane mit der höchsten Organdosis waren die Schilddrüse (1,63 mSv), das rote Knochenmark (1,03 mSv) und die Lunge (1,16 mSv). Die Exposition der Augenlinse war gering (4,6 mGy) (Tabelle 8 und Tabelle 9).

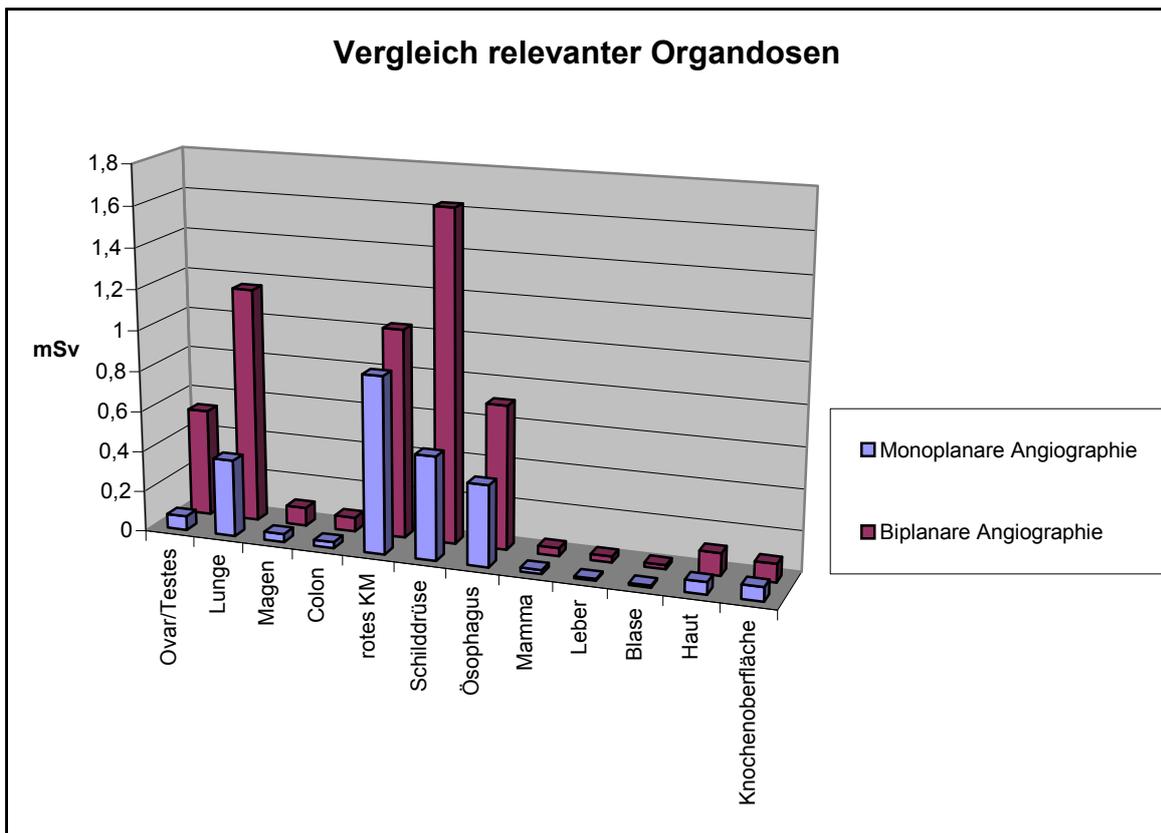


Abbildung 5: Gegenüberstellung von Risiko-Organ Dosen des Patienten an der mono- und biplanaren Angiographieanlage

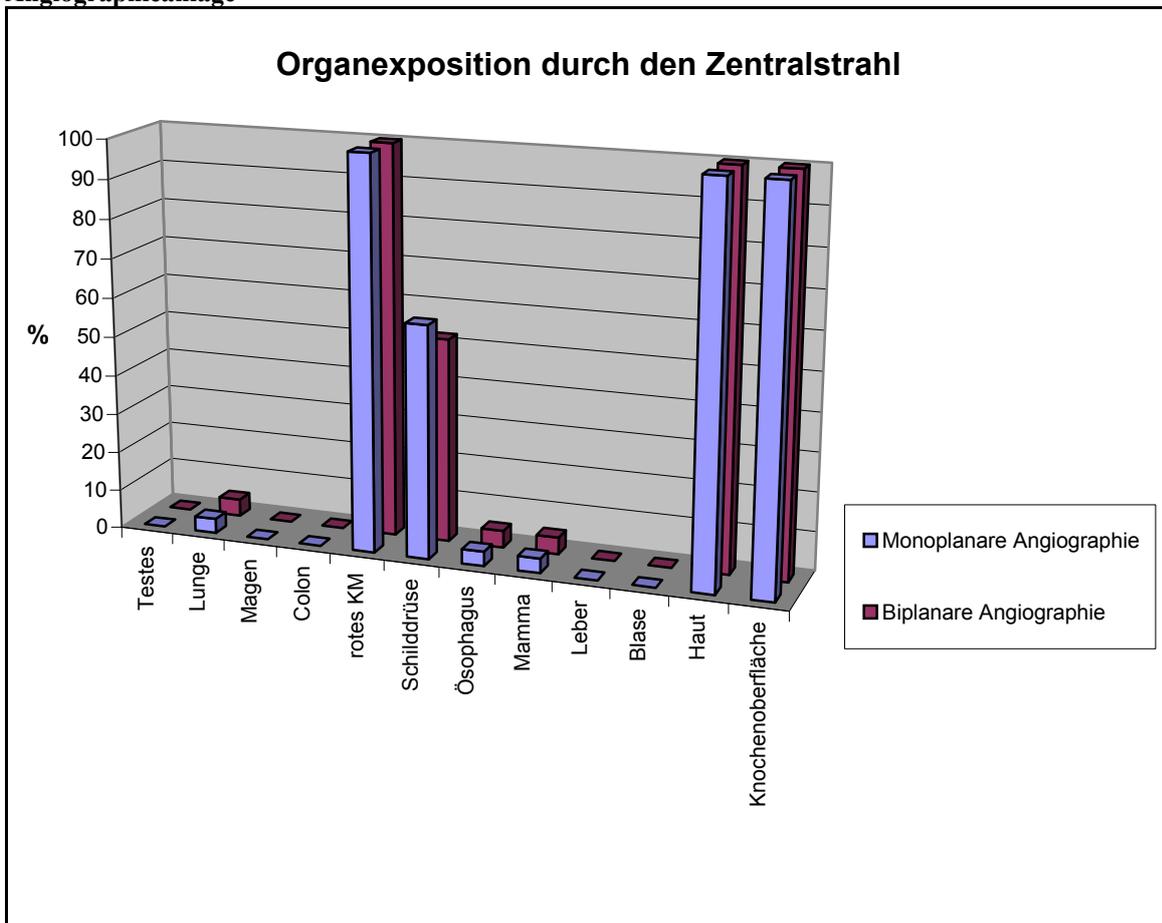


Abbildung 6: Anteil aller Serienbilder, in denen das Risikoorgan direkt dem Zentralstrahl ausgesetzt ist.

Die insgesamt höhere Effektivdosis der Untersuchung an der biplanaren Anlage resultiert vorwiegend aus höheren Organdosen der Schilddrüse, der Lunge und des Ösophagus, entsprechend Abbildung 5. Während der Untersuchung sind diese Organe zeitweise direkt vom Zentralstrahl betroffenen (entsprechend Abbildung 6).

Obwohl die Knochenoberfläche und die Haut während der gesamten Untersuchung durch den Zentralstrahl exponiert wurden, haben beide Organe vergleichsweise geringe Auswirkung auf die Höhe der Effektivdosis: Da die Knochenoberfläche und die Haut mit einem sehr niedrigen Wichtungsfaktor von jeweils 0,01 belegt wurden, tragen sie zusammen nur 2 Prozent zur Effektivdosis bei. Zusätzlich muss beachtet werden, dass beide Organe lediglich teilexponiert wurden.

5.1.2. Organdosen und effektive Dosis des Untersuchers

In Tabelle 6 und 7 sind die jeweiligen mittleren Energiedosen, sowie die entsprechende effektive Dosis des Untersuchers eingetragen, die aus einer zerebralen Panangiographie mit und ohne Einsatz eines baulichen und persönlichen Strahlenschutzes resultieren.

	Strahlenschutz des Untersuchers:			
	baulich und persönlich	baulich	persönlich	ohne
Mittlere Energiedosis mGy				
Linse	0,1	0,19	0,36	0,41
Schilddrüse	0	0,03	0,24	0,27
Sternum	0,06	0,25	0,26	0,37
Hoden	0,15	0,15	0,34	0,46
effektive Dosis mSv	0,04	0,07	0,13	0,17

Tabelle 10: Mittlere Energiedosis und effektive Dosis des Untersuchers, monoplanare Angiographieanlage

	Strahlenschutz des Untersuchers:			
	baulich und persönlich	baulich	persönlich	ohne
Mittlere Energiedosis mGy				
Linse	0,04	0,26	0,28	0,29
Schilddrüse	0,00	0,16	0,17	0,20
Sternum	0,05	0,28	0,19	0,31
Hoden	0,02	0,16	0,22	0,46
effektive Dosis mSv	0,01	0,09	0,09	0,15

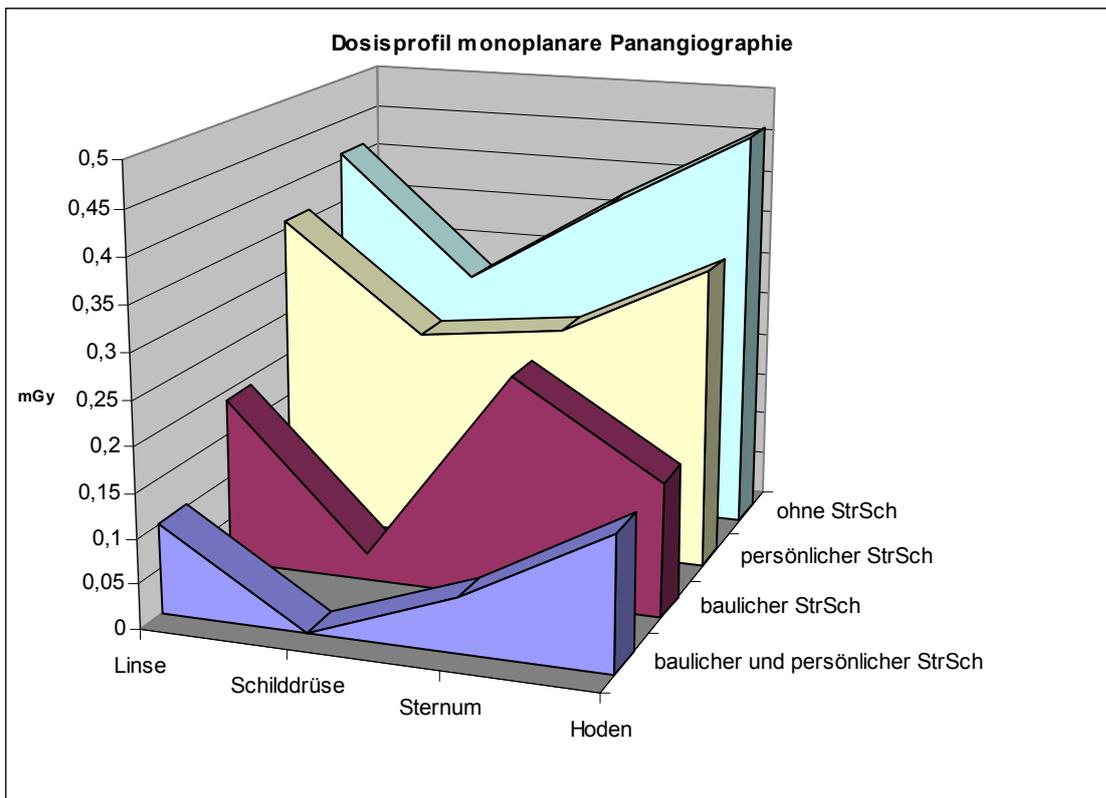
Tabelle 11: Mittlere Energiedosis und effektive Dosis des Untersuchers, biplanare Angiographieanlage

Erwartungsgemäß wird durch den Einsatz eines baulichen und persönlichen Strahlenschutzes die geringste Strahlenbelastung des Untersuchers realisiert. Diese bewegt sich zwischen 0,01 mSv bezogen auf die Panangiographie, die an der biplanaren Angiographieanlage durchgeführt wurde, und 0,04 mSv bezogen auf die monoplanare

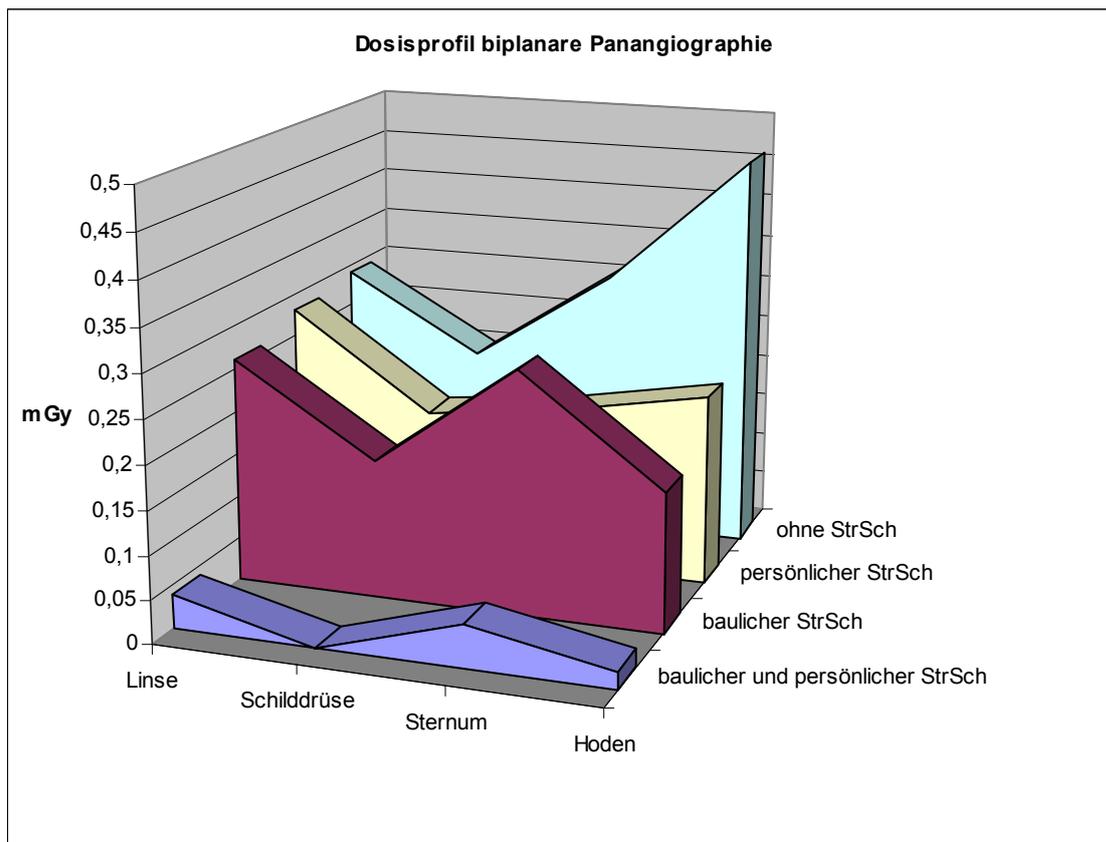
Angiographieeinheit. Die höchsten Organdosen traten bei beiden Anlagen am Hoden des Untersuchers ohne Strahlenschutz auf (0,09 mSv).

Durch den Einsatz eines persönlichen oder baulichen Strahlenschutzes konnte an der monoplanaren Anlage eine Dosisreduktion um 24, beziehungsweise 58 Prozent gezeigt werden. Die Dosisreduktion an der biplanaren Anlage betrug in beiden Fällen 40 Prozent. Am effektivsten konnte die Exposition durch die kombinierte Anwendung des Strahlenschutzes gesenkt werden: Um 76 Prozent bezogen auf die monoplanare Anlage und um 93 Prozent bezogen auf die biplanare Anlage.

Die schematische Darstellung der Dosisprofile in Abbildung 7 zeigt eine konstant geringe Exposition der Schilddrüse. Weiter nach kranial und kaudal nahm die Strahlenbelastung des Untersuchers an beiden Angiographieanlagen zu.



a)



b)

Abbildung 7: Vergleich der Dosisprofile des Untersuchers in Abhängigkeit vom Strahlenschutz (StrSch) während einer zerebralen Panangiographie an der a) monoplanaren und der b) biplanaren Angiographieanlage

5.2. Das Karotisstenting

5.2.1. Organdosen und effektive Dosis des Patienten

Die Messergebnisse nach der Simulation einer Karotisstentimplantation an einer mono- und einer biplanaren Angiographieanlage wurden in gleicher Weise, wie in 4.1.1. beschrieben, tabellarisch erfasst. Ebenfalls wurden die gemessenen Organdosen geschlechtsspezifisch ausgewertet und die effektiven Dosen miteinander verglichen.

5.2.1.1. Die monoplanare Angiographie

Organ	Wichtungsfaktor	Mittlere Energiedosis	Organdosis	Mittlere Energiedosis	Organdosis	Mittlere Energiedosis	Organdosis
		(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)
		1. Messreihe		2. Messreihe		3. Messreihe	
Testes	0,2	0,21	0,04	0,24	0,05	0,26	0,05
Lunge	0,12	3,71	0,45	3,46	0,42	2,07	0,25
Magen	0,12	0,03	0,00	0,13	0,02	0,34	0,04
Colon	0,12	0,28	0,03	0,09	0,01	0,20	0,02
rotes KM	0,12	2,72	0,33	2,72	0,33	2,10	0,25
Schilddrüse	0,05	12,16	0,61	11,05	0,55	10,08	0,50
Ösophagus	0,05	5,88	0,29	5,82	0,29	7,16	0,36
Männl. Mamma	0,05	0,23	0,01	0,47	0,02	0,29	0,01
Leber	0,05	0,15	0,01	0,05	0,00	0,30	0,02
Blase	0,05	0,14	0,01	0,25	0,01	0,30	0,01
Haut	0,01	3,40	0,03	3,64	0,04	2,72	0,03
Knochenoberfläche	0,01	3,92	0,04	3,78	0,04	3,72	0,04
Organe des Restkörpers							
Glandula parotis	0,05	47,60	*0,71	44,45	*0,67	57,20	*0,76
Hirn	0,05	18,98		17,61		14,38	
Muskeln	0,05	1,15		1,23		0,95	
Thymus	0,05	1,02		1,13		1,30	
Augen	0,05	1,24		1,91		1,40	
Milz	0,05	0,74		0,69		0,58	
Pankreas	0,05	0,05		0,14		0,51	
Nebennieren	0,05	0,12		0,09		0,31	
Ileum	0,05	0,06		0,14		0,32	
Rectum	0,05	0,12		0,10		0,20	
Prostata	0,05	0,12		0,10		0,20	
Niere	0,05	0,28		0,09		0,20	
Effektive Dosis			(mSv) 2,56		(mSv)2,44		(mSv) 2,34

Tabelle 12: Effektive Dosis des männlichen Patienten, monoplanare Angiographieanlage

* Summe der Organdosen des Restkörpers

Organ	Wichtungsfaktor	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis
		Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)
		(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)
		1. Messreihe		2. Messreihe		3. Messreihe	
Ovar	0,2	0,12	0,02	0,10	0,02	0,20	0,04
Lunge	0,12	3,71	0,45	3,46	0,42	2,07	0,25
Magen	0,12	0,03	0,00	0,13	0,02	0,34	0,04
Colon	0,12	0,28	0,03	0,09	0,01	0,20	0,02
rotes KM	0,12	2,72	0,33	2,72	0,33	2,10	0,25
Schilddrüse	0,05	12,16	0,61	11,05	0,55	10,08	0,50
Ösophagus	0,05	5,88	0,29	5,82	0,29	7,16	0,36
Weibl. Mamma	0,05	0,18	0,01	0,42	0,02	0,22	0,01
Leber	0,05	0,15	0,01	0,05	0,00	0,30	0,02
Blase	0,05	0,14	0,01	0,25	0,01	0,30	0,01
Haut	0,01	3,40	0,03	3,64	0,04	2,72	0,03
Knochenoberfläche	0,01	3,92	0,04	3,78	0,04	3,72	0,04
Organe des Restkörpers							
Glandula parotis	0,05	47,60	0,71	44,45	0,67	57,20	0,76
Hirn	0,05	18,98		17,61		14,38	
Muskeln	0,05	1,15		1,23		0,95	
Thymus	0,05	1,02		1,13		1,30	
Augen	0,05	1,24		1,91		1,40	
Milz	0,05	0,74		0,69		0,58	
Pankreas	0,05	0,05		0,14		0,51	
Nebennieren	0,05	0,12		0,09		0,31	
Ileum	0,05	0,06		0,14		0,32	
Rectum	0,05	0,12		0,10		0,20	
Uterus	0,05	0,12		0,10		0,20	
Niere	0,05	0,28		0,09		0,20	
Effektive Dosis			(mSv) 2,54		(mSv)2,41		(mSv) 2,33

Tabelle 13: Effektive Dosis des weiblichen Patienten, monoplanare Angiographieanlage

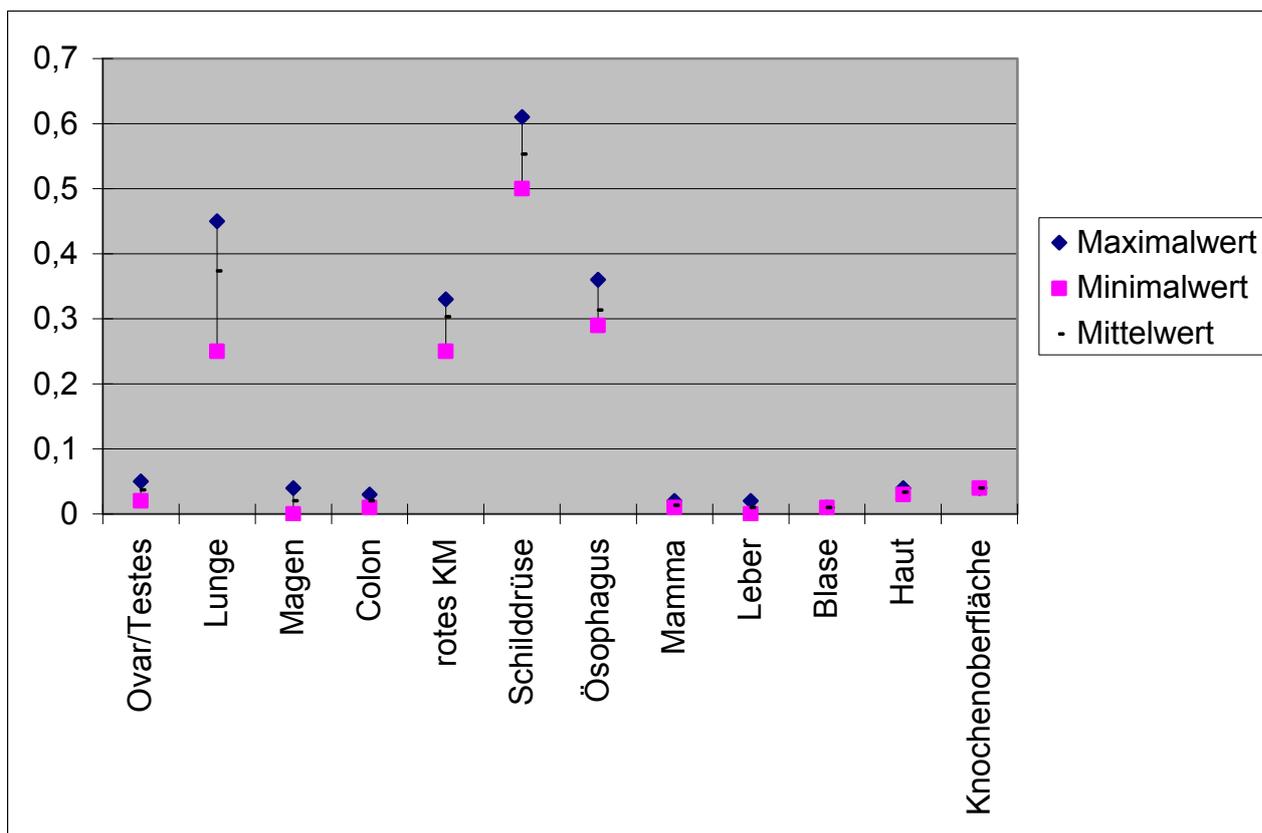


Abbildung 8: Risiko-Organ Dosen des Patienten (mSv), monoplanare Angiographieanlage, simuliertes Karotisstenting

Unter Nutzung der monoplanaren Angiographieanlage zeigten sich minimale Unterschiede in Bezug auf die effektive Dosis des männlichen und weiblichen Patienten (bis zu 0,03 mSv Differenz). Dabei liegen die gemessenen absoluten Werte der effektiven Dosis mit maximal 2,56 mSv etwa 1 mSv unter der Dosis einer diagnostischen Panangiographie (3,52 mSv) (Tabelle 12, Tabelle 6). Dies kann gut durch die geringere Anzahl an Serienbildern (CAS 16 Serien mit 264 Bildern; Panangiographie 25 Serien mit 432 Bildern) erklärt werden.

Für das Hirn (bis 19 mGy), die Glandula parotis (bis 57 mGy) und die Schilddrüse (bis 12 mGy) wurden die höchsten Energiedosen nachgewiesen. Die Exposition der Augenlinse lag mit bis zu 2 mGy niedriger als bei der Panangiographie (bis zu 6 mGy).

5.2.1.2 Die biplanare Angiographie

Organ	Wichtungsfaktor	Mittlere Energiedosis	Organdosis	Mittlere Energiedosis	Organdosis
		(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)
		1. Messreihe		2. Messreihe	
Testes	0,2	1,04	0,21	0,54	0,11
Lunge	0,12	12,37	1,48	9,18	1,10
Magen	0,12	1,20	0,14	0,65	0,08
Colon	0,12	1,40	0,17	0,56	0,07
rotes KM	0,12	5,02	0,60	4,58	0,55
Schilddrüse	0,05	94,50	4,72	105,84	5,29
Ösophagus	0,05	17,32	0,87	12,25	0,61
Männl. Mamma	0,05	1,35	0,07	0,76	0,04
Leber	0,05	1,13	0,06	0,75	0,04
Blase	0,05	0,55	0,03	0,48	0,02
Haut	0,01	17,30	0,17	18,50	0,19
Knochenoberfläche	0,01	7,86	0,08	6,92	0,07
Organe des Restkörpers					
Glandula parotis	0,05	113,20	*1,55	96,70	*1,32
Hirn	0,05	25,02		20,62	
Muskeln	0,05	6,35		6,82	
Thymus	0,05	4,01		3,79	
Augen	0,05	3,85		2,58	
Milz	0,05	2,34		1,71	
Pankreas	0,05	1,43		0,95	
Nebennieren	0,05	1,23		0,67	
Ileum	0,05	1,04		0,70	
Rectum	0,05	0,66		0,52	
Prostata	0,05	0,66		0,52	
Niere	0,05	1,40		0,56	
Effektive Dosis			(mSv) 10,15		(mSv) 9,49

Tabelle 14: Effektive Dosis des männlichen Patienten, biplanare Angiographieanlage, Durchleuchtungsmodus „Hoch“

* Summe der Organdosen des Restkörpers

Organ	Wichtungsfaktor	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis
		Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)
		(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)
		1. Messreihe		2. Messreihe	
Ovar	0,2	0,66	0,13	0,52	0,10
Lunge	0,12	12,37	1,48	9,18	1,10
Magen	0,12	1,20	0,14	0,65	0,08
Colon	0,12	1,40	0,17	0,56	0,07
rotes KM	0,12	5,02	0,60	4,58	0,55
Schilddrüse	0,05	94,50	4,72	105,84	5,29
Ösophagus	0,05	17,32	0,87	12,25	0,61
Weibl. Mamma	0,05	1,98	0,10	1,23	0,06
Leber	0,05	1,13	0,06	0,75	0,04
Blase	0,05	0,55	0,03	0,48	0,02
Haut	0,01	17,30	0,17	18,50	0,19
Knochenoberfläche	0,01	7,86	0,08	6,92	0,07
Organe des Restkörpers					
Glandula parotis	0,05	113,20	*1,55	96,70	*1,32
Hirn	0,05	25,02		20,62	
Muskeln	0,05	6,35		6,82	
Thymus	0,05	4,01		3,79	
Augen	0,05	3,85		2,58	
Milz	0,05	2,34		1,71	
Pankreas	0,05	1,43		0,95	
Nebennieren	0,05	1,23		0,67	
Ileum	0,05	1,04		0,70	
Rectum	0,05	0,66		0,52	
Uterus	0,05	0,66		0,52	
Niere	0,05	1,40		0,56	
Effektive Dosis			(mSv) 10,10		(mSv) 9,50

Tabelle 15: Effektive Dosis des weiblichen Patienten, biplanare Angiographieanlage, Durchleuchtungsmodus „Hoch“

* Summe der Organdosen des Restkörpers

Organ	Wichtungsfaktor	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis
		Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)
		(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)
		1. Messreihe		2. Messreihe		3. Messreihe	
Testes	0,2	0,23	0,05	0,37	0,07	0,02	0,00
Lunge	0,12	5,54	0,66	10,43	1,25	7,31	0,88
Magen	0,12	0,46	0,06	0,77	0,09	0,40	0,05
Colon	0,12	0,45	0,05	0,49	0,06	0,95	0,11
rotes KM	0,12	4,15	0,50	5,53	0,66	3,98	0,48
Schilddrüse	0,05	56,49	2,82	81,01	4,05	37,71	1,89
Ösophagus	0,05	10,49	0,52	14,76	0,74	14,16	0,71
Männl. Mamma	0,05	0,56	0,03	1,04	0,05	0,48	0,02
Leber	0,05	0,69	0,03	0,79	0,04	0,81	0,04
Blase	0,05	0,20	0,01	0,36	0,02	0,13	0,01
Haut	0,01	11,02	0,11	14,96	0,15	8,39	0,08
Knochenoberfläche	0,01	7,03	0,07	8,12	0,08	6,45	0,06
Organe des Restkörpers							
Glandula parotis	0,05	105,05	*1,38	107,47	*1,50	95,11	*1,24
Hirn	0,05	22,77		27,68		19,53	
Muskeln	0,05	4,01		5,47		3,00	
Thymus	0,05	2,08		4,26		2,47	
Augen	0,05	2,44		2,87		1,97	
Milz	0,05	1,51		2,14		1,61	
Pankreas	0,05	0,33		0,98		0,51	
Nebennieren	0,05	0,81		0,78		0,52	
Ileum	0,05	0,39		0,77		0,31	
Rectum	0,05	0,48		0,70		0,23	
Prostata	0,05	0,48		0,70		0,23	
Niere	0,05	0,45		0,49		0,95	
Effektive Dosis			(mSv) 6,30		(mSv) 8,77		(mSv) 5,57

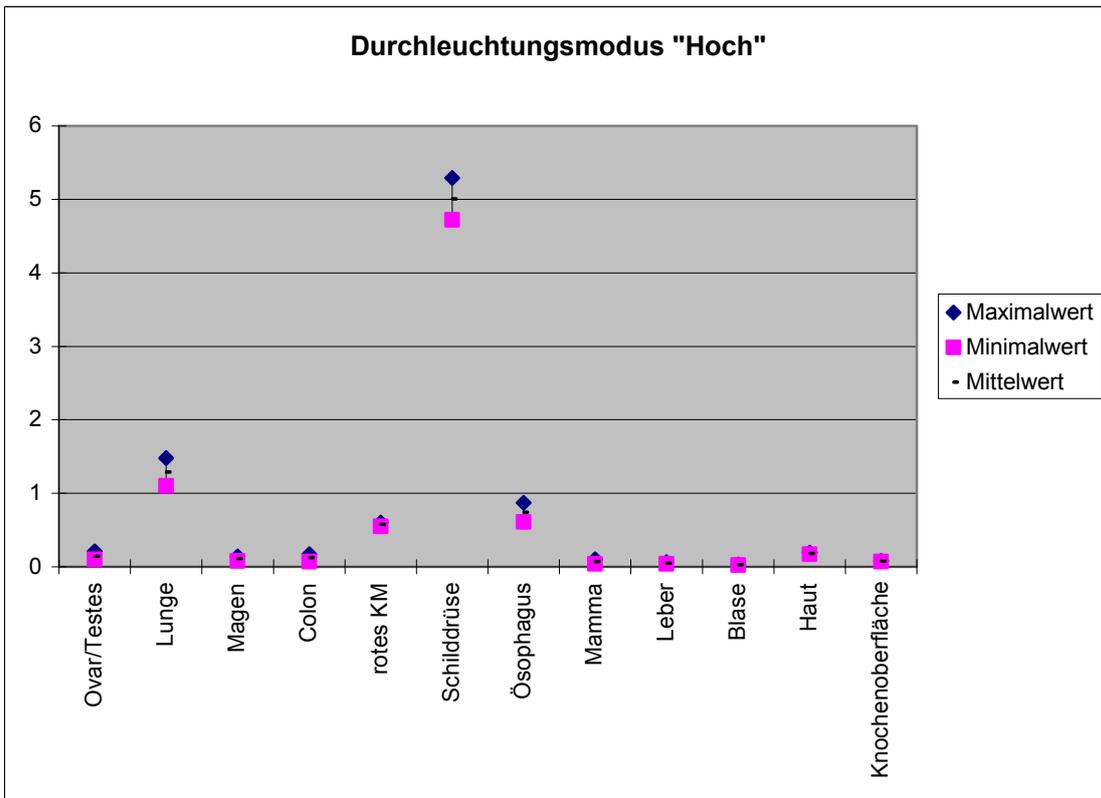
Tabelle 16: Effektive Dosis des männlichen Patienten, biplanare Angiographieanlage, Durchleuchtungsmodus „Niedrig“

* Summe der Organdosen des Restkörpers

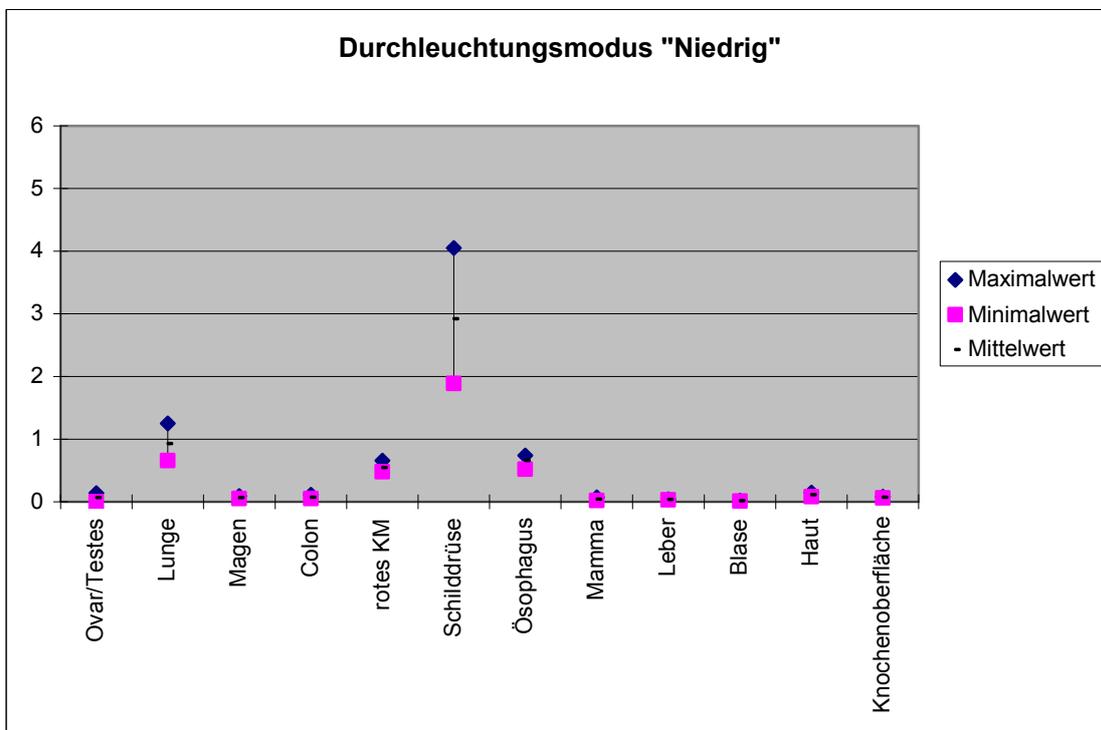
Organ	Wichtungsfaktor	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis	Mittlere	Organdosis
		Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)	Energiedosis	(mSv)
		(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)	(mGy)	(mSv)
		1. Messreihe		2. Messreihe		3. Messreihe	
Ovar	0,2	0,48	0,10	0,70	0,14	0,23	0,05
Lunge	0,12	5,54	0,66	10,43	1,25	7,31	0,88
Magen	0,12	0,46	0,06	0,77	0,09	0,40	0,05
Colon	0,12	0,45	0,05	0,49	0,06	0,95	0,11
rotes KM	0,12	4,15	0,50	5,53	0,66	3,98	0,48
Schilddrüse	0,05	56,49	2,82	81,01	4,05	37,71	1,89
Ösophagus	0,05	10,49	0,52	14,76	0,74	14,16	0,71
Weibl. Mamma	0,05	0,35	0,02	1,46	0,07	0,83	0,04
Leber	0,05	0,69	0,03	0,79	0,04	0,81	0,04
Blase	0,05	0,20	0,01	0,36	0,02	0,13	0,01
Haut	0,01	11,02	0,11	14,96	0,15	8,39	0,08
Knochenoberfläche	0,01	7,03	0,07	8,12	0,08	6,45	0,06
Organe des Restkörpers							
Glandula parotis	0,05	105,05	*1,38	107,47	*1,50	95,11	*1,24
Hirn	0,05	22,77		27,68		19,53	
Muskeln	0,05	4,01		5,47		3,00	
Thymus	0,05	2,08		4,26		2,47	
Augen	0,05	2,44		2,87		1,97	
Milz	0,05	1,51		2,14		1,61	
Pankreas	0,05	0,33		0,98		0,51	
Nebennieren	0,05	0,81		0,78		0,52	
Ileum	0,05	0,39		0,77		0,31	
Rectum	0,05	0,48		0,70		0,23	
Uterus	0,05	0,48		0,70		0,23	
Niere	0,05	0,45		0,49		0,95	
Effektive Dosis			(mSv) 6,34		(mSv) 8,86		(mSv) 5,63

Tabelle 17: Effektive Dosis des weiblichen Patienten, biplanare Angiographieanlage, Durchleuchtungsmodus „Niedrig“

* Summe der Organdosen des Restkörpers



a)



b)

Abbildung 9: Risiko-Organ Dosen (mSv) des männlichen und weiblichen Patienten an der biplanaren Angiographieanlage in Abhängigkeit vom Durchleuchtungsmodus: a) Durchleuchtungsmodus „Hoch“, b) Durchleuchtungsmodus „Niedrig“; simuliertes Karotisstenting.

5.2.1.3. Ergebnisvergleich

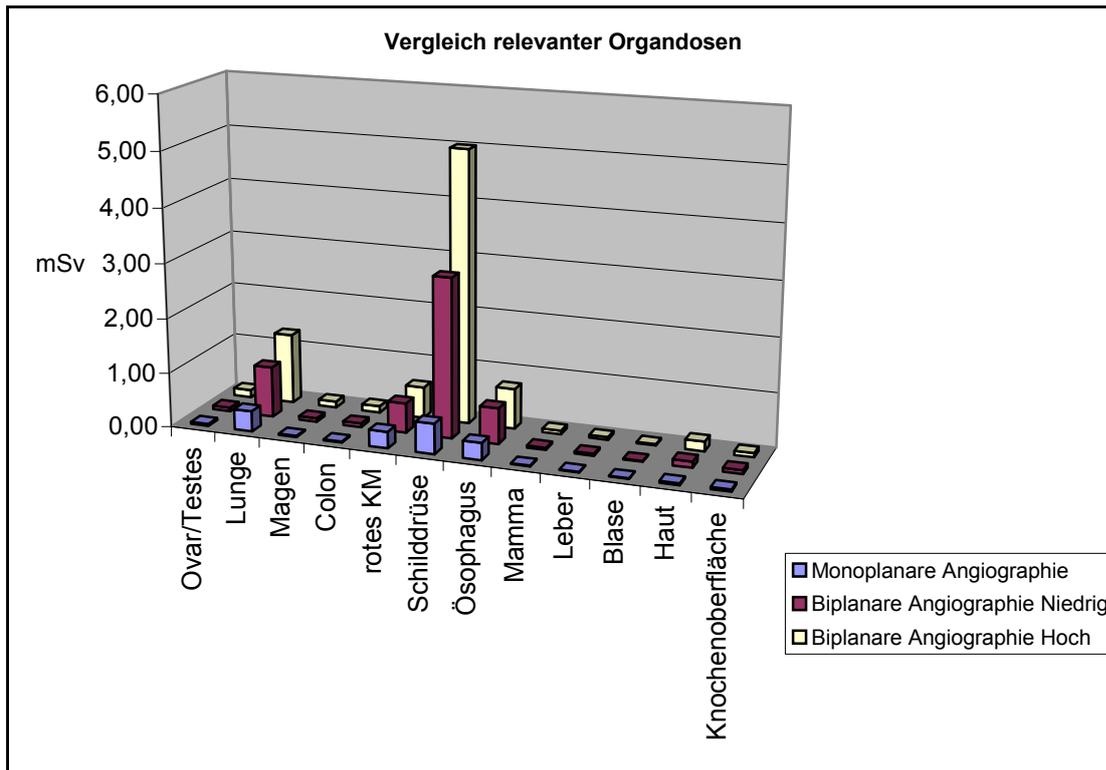


Abbildung 10: Gegenüberstellung von Risiko-Organ Dosen des Patienten an der mono- und biplanaren Angiographieanlage

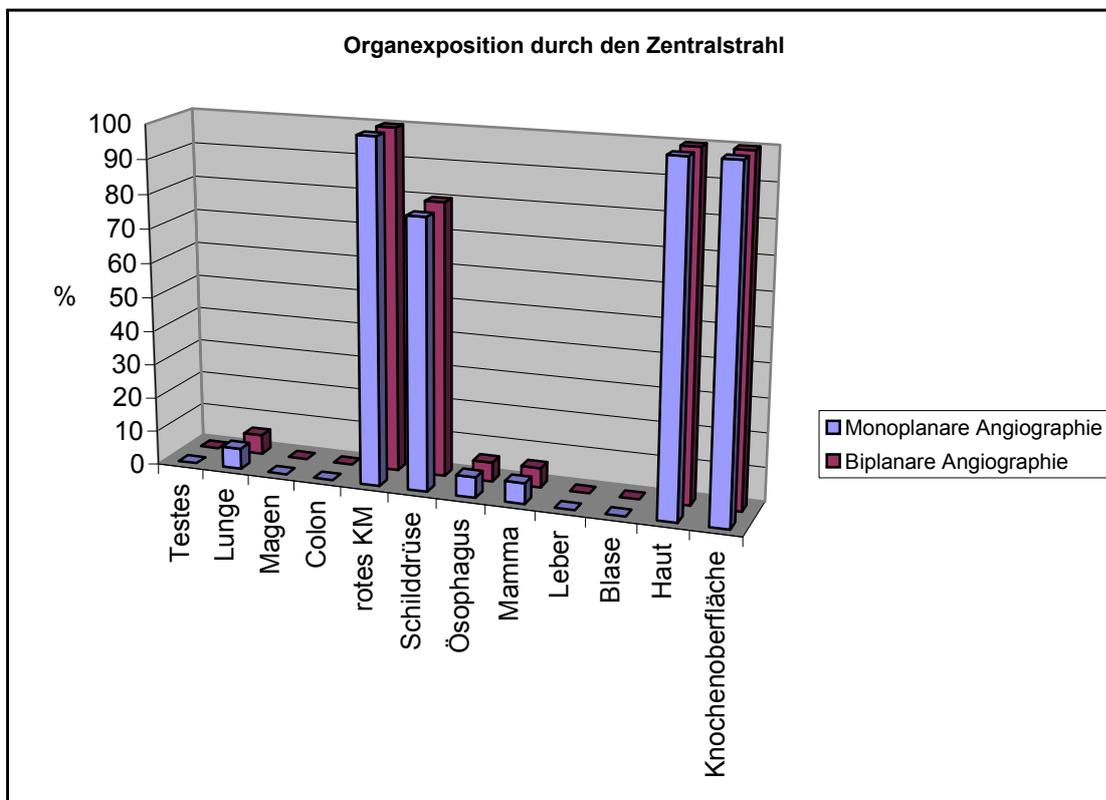


Abbildung 11: Anteil aller Serienbilder, in denen das Risikoorgan direkt dem Zentralstrahl ausgesetzt ist.

Die Messungen an der biplanaren Angiographieanlage ergaben eine durchschnittliche effektive Dosis von 6,91 mSv (Durchleuchtungsmodus „Niedrig“) und von 9,81 mSv (Durchleuchtungsmodus „Hoch“). Dabei betrug die größte Dosisdifferenz zwischen männlichem und weiblichem Patienten 0,09 mSv. Diese resultierte vorwiegend aus der höheren Organdosis der Ovarien (0,14 mSv) gegenüber der der Testes (0,07 mSv) (Tabelle 16 und Tabelle 17).

Die höchsten Energiedosen konnten für das Hirn (bis 27 mGy), die Glandula Parotis (bis 113 mGy) und die Schilddrüse (bis 105 mGy) nachgewiesen werden. Die Exposition der Augenlinse war mit bis zu 3,8 mGy geringer, als bei einer Panangiographie (6 mGy).

Abbildung 9 veranschaulicht, dass unabhängig vom gewählten Durchleuchtungsmodus vorwiegend die Schilddrüse die höchsten Organdosen aufweist. Hier ist auch die größte Streubreite der resultierenden Dosen zu verzeichnen: von 1,89 mSv bis 4,05 mSv.

Während der Serienbildaufnahmen sind rotes Knochenmark, Haut und Knochenoberfläche zu 100 Prozent durch den Zentralstrahl exponiert, die Schilddrüse zu etwa 80 Prozent (Abbildung 11). Da es sich - bis auf die Schilddrüse - jedoch um Teilexpositionen von Organsystemen handelt, ist die resultierende Organdosis vergleichsweise gering. Die durch die vollständige Organexposition der Schilddrüse bedingt deutlich höhere Dosis ist in Abbildung 10 graphisch dargestellt.

5.2.2. Organdosen und effektive Dosis des Untersuchers

In Tabelle 14 bis 16 sind die mittleren Energiedosen, sowie die resultierende effektive Dosis des Untersuchers eingetragen, die aus einem Karotisstenting mit und ohne Einsatz eines baulichen und persönlichen Strahlenschutzes resultieren.

	Strahlenschutz des Untersuchers:											
	baulich und persönlich			baulich			persönlich			ohne		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Messreihe												
Mittlere Energiedosis mGy												
Linse	0,11	0,09	0,13	0,20	0,06	0,13	0,28	0,29	0,22	0,30	0,37	0,26
Schilddrüse	0,00	0,00	0,03	0,00	0,01	0,00	0,05	0,09	0,03	0,27	0,25	0,05
Sternum	0,10	0,00	0,08	0,26	0,05	0,05	0,24	0,12	0,14	0,36	0,12	0,21
Hoden	0,14	0,04	0,16	0,17	0,09	0,19	0,14	0,14	0,15	0,24	0,20	0,21
effektive Dosis mSv	0,05	0,01	0,05	0,07	0,03	0,05	0,07	0,06	0,06	0,12	0,09	0,08

Tabelle 18: Mittlere Energiedosis (mGy) und effektive Dosis (mSv) des Untersuchers, monoplanare Angiographieanlage, Karotisstenting

	Strahlenschutz des Untersuchers:											
	baulich und persönlich			baulich			persönlich			ohne		
	1	2		1	2		1	2		1	2	
Messreihe												
Mittlere Energiedosis mGy												
Linse	0,11	0,08		0,20	0,14		0,24	0,28		0,28	0,29	
Schilddrüse	0,00	0,00		0,17	0,07		0,24	0,09		0,28	0,18	
Sternum	0,05	0,01		0,10	0,16		0,45	0,25		0,47	0,26	
Hoden	0,04	0,07		0,27	0,20		0,26	0,23		0,51	0,52	
effektive Dosis mSv	0,02	0,02		0,09	0,07		0,13	0,09		0,19	0,16	

Tabelle 19: Mittlere Energiedosis (mGy) und effektive Dosis (mSv) des Untersuchers, biplanare Angiographieanlage, Karotisstenting, Durchleuchtungsmodus „Hoch“

	Strahlenschutz des Untersuchers:											
	baulich und persönlich			baulich			persönlich			ohne		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Messreihe												
Mittlere Energiedosis mGy												
Linse	0,06	0,00	0,03	0,19	0,12	0,03	0,19	0,24	0,21	0,21	0,39	0,36
Schilddrüse	0,00	0,03	0,00	0,13	0,11	0,00	0,14	0,14	0,08	0,15	0,12	0,12
Sternum	0,02	0,06	0,00	0,18	0,26	0,12	0,30	0,21	0,12	0,35	0,22	0,30
Hoden	0,09	0,05	0,02	0,08	0,30	0,10	0,26	0,43	0,11	0,34	0,37	0,31
effektive Dosis mSv	0,02	0,02	0,01	0,05	0,10	0,04	0,10	0,13	0,05	0,13	0,13	0,12

Tabelle 20: Mittlere Energiedosis (mGy) und effektive Dosis (mSv) des Untersuchers, biplanare Angiographieanlage, Karotisstenting, Durchleuchtungsmodus „Niedrig“

Reduktion der Effektivdosis des Untersuchers in Prozent			
	monoplanar	biplanar "Niedrig"	biplanar "Hoch"
Strahlenschutz			
ohne	0	0	0
persönlich	34	37	26
baulich	48	54	50
baulich und persönlich	62	89	87

Tabelle 21: Die Einsparung der Effektivdosis ist hier in Abhängigkeit des verwendeten Strahlenschutzes in Prozent angegeben.

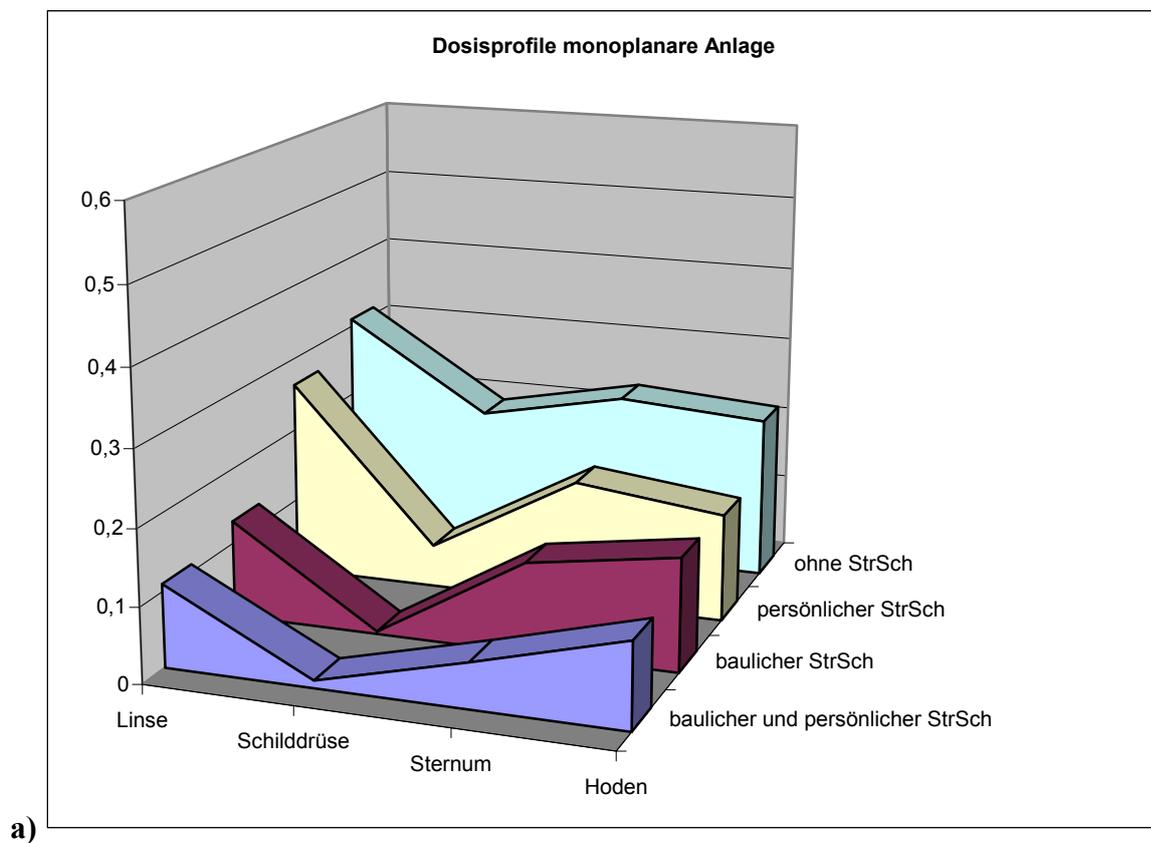
Bei der interventionellen Karotisstentimplantation wird durch den Einsatz eines baulichen und persönlichen Strahlenschutzes die geringste Strahlenbelastung des Untersuchers realisiert. Die niedrigsten effektiven Dosen (jeweils 0,01 mSv) konnten an der monoplanaren Anlage sowie an der biplanaren Anlage unter Nutzung der gepulsten Durchleuchtung gezeigt werden (Tabelle 18 und Tabelle 20). Untersucher ohne Strahlenschutz erfuhren mit bis zu 0,19 mSv pro Intervention an der biplanaren Anlage mit nicht gepulster Durchleuchtung die höchsten effektiven Dosen. Die höchsten Energiedosen traten bei beiden Anlagen am Hoden des Untersuchers ohne Strahlenschutz auf (mehr als 0,5 mGy).

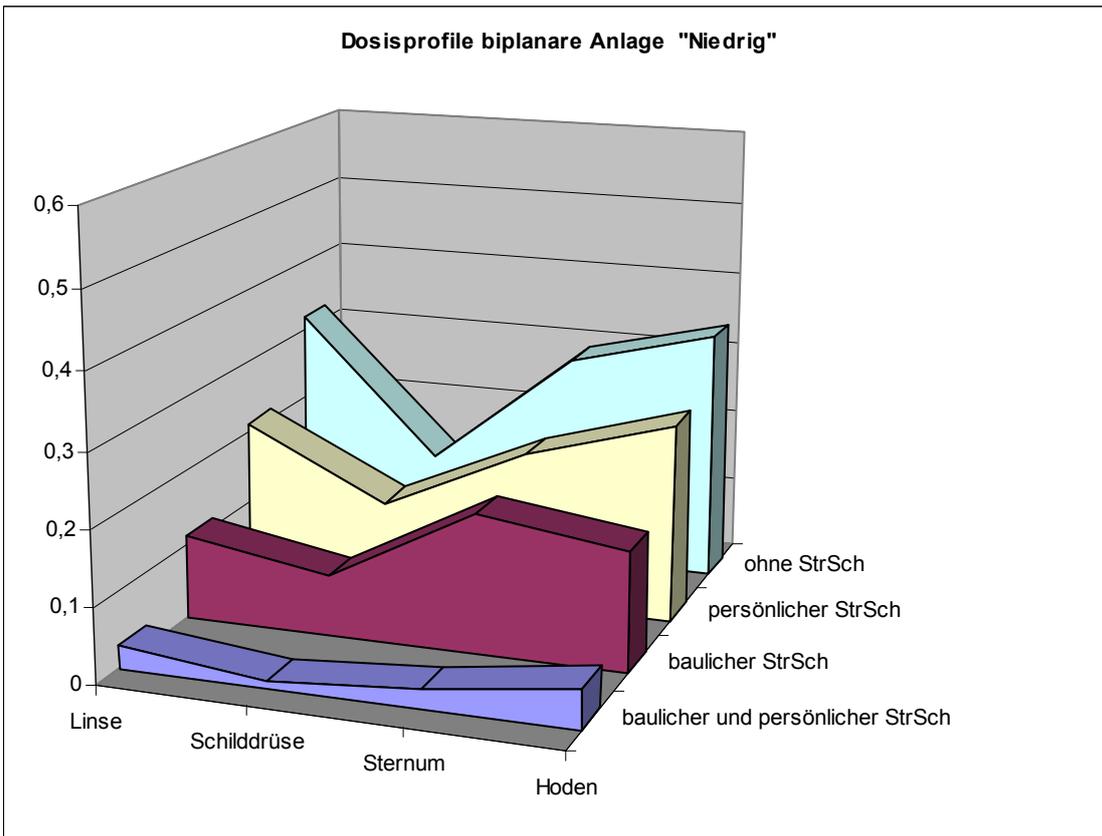
Bezogen auf die effektive Dosis war die Wirksamkeit des baulichen Strahlenschutzes der des persönlichen Strahlenschutzes überlegen:

An der monoplanaren Anlage konnte durch den Einsatz des baulichen Strahlenschutzes eine Dosisreduktion um 48 Prozent erreicht werden. Lediglich 34 Prozent Dosisreduktion erbrachte der Einsatz des persönlichen Strahlenschutzes. An der biplanaren Anlage konnte die Effektivdosis durch den baulichen Strahlenschutz um 54 beziehungsweise 50 Prozent gesenkt werden. Der Einsatz des persönlichen Strahlenschutzes reduzierte die Dosis um 37 beziehungsweise 26 Prozent. Die Anwendung eines kombinierten Strahlenschutzes konnte die Effektivdosis an der monoplanaren Anlage bei lediglich unvollständigem baulichen

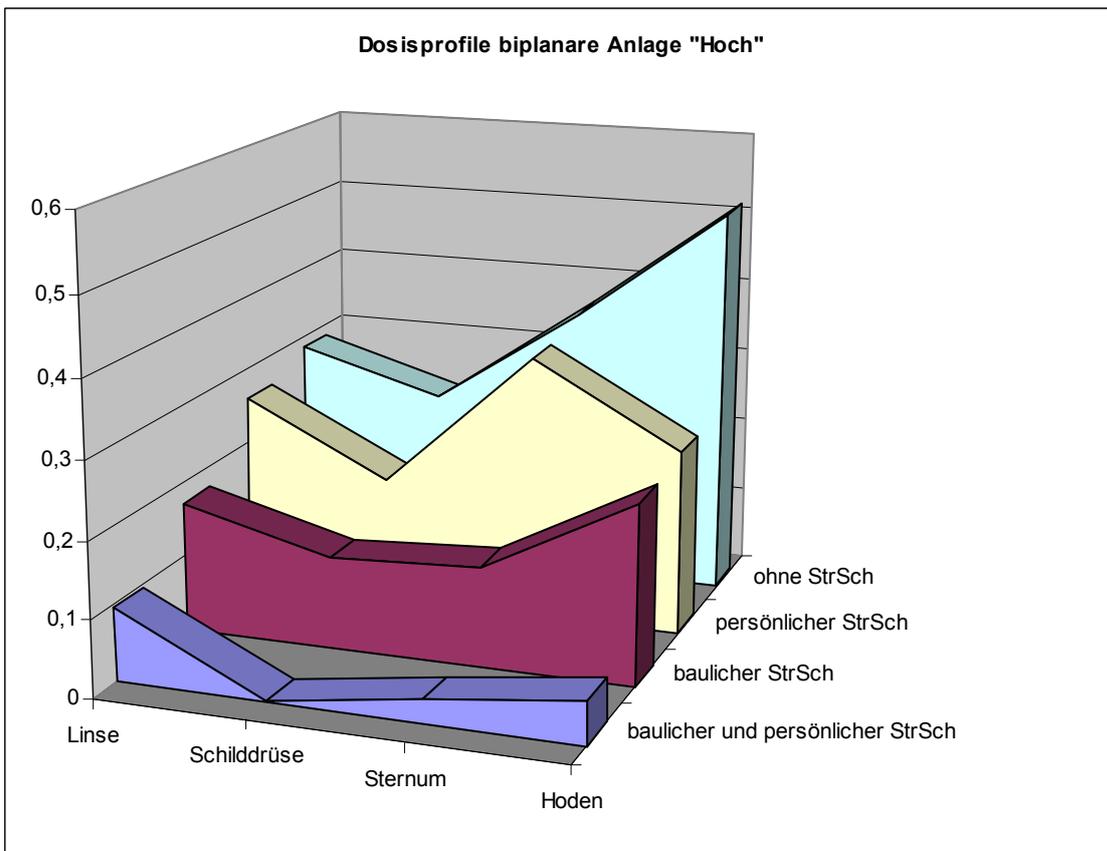
Strahlenschutz (es fehlte ein Bleiaufsatz des Unterkörperschutzsystems) um 62 Prozent reduzieren. Deutlicher war der Effekt bezogen auf die biplanare Anlage: Bei vollständigem Strahlenschutz gelang eine Dosisreduktion um 89 und 87 Prozent (Tabelle 21).

Die Dosisprofile des Karotisstentings (Abbildung 12) korrelieren mit denen der diagnostischen zerebralen Panangiographie (Abbildung 7) und zeigen eine Asymmetrie mit Dosispitzen in Höhe der Augenlinse und des Hodens, sowie vergleichsweise niedrige Dosen in Höhe der Schilddrüse.





b)



c)

Abbildung 12: Vergleich der Dosisprofile (mGy) des Untersuchers während eines Karotisstentings an einer a) monoplanaren und einer b), c) biplanaren Anlage in Abhängigkeit vom verwendeten Strahlenschutz (StrSch). b) entspricht dem Durchleuchtungsmodus „Niedrig“, c) dem Durchleuchtungsmodus „Hoch“.

6. Diskussion

6.1. Einführung

In Deutschland erleiden jährlich mehr als 200.000 Menschen einen Schlaganfall, bei etwa 30.000 von ihnen ist eine Karotisstenose der Auslöser (44). Die Beseitigung einer Arteria carotis interna Stenose stellt eine wirksame Form der Schlaganfallprophylaxe dar. Neben der klassischen operativen Therapie, der Karotis-Thrombendarteriektomie (TEA), wurde ab 1977 zunächst die perkutane transluminale Angioplastie (PTA) durch K. Mathias etabliert. Die erste PTA mit Stentimplantation bei Karotisstenose wurde 1991 von Marks durchgeführt. Protektionssysteme zur Minderung des Thrombembolierisikos unter PTA und Stentimplantation werden seit 1999 genutzt.

Ob ein Patient nun eher einer PTA oder einer TEA zugeführt werden sollte, ist aktuell Gegenstand der Forschung. Ergebnisse prospektiver Studien wie TACIT (Transatlantic Carotid Intervention Trial), ACST-2 (Asymptomatic Carotid Surgery Trial), ICSS (International Carotid Stenting Study) und CREST (Carotid Revascularization Endarterectomy versus Stent Trial) liegen aktuell noch nicht vor. Bereits abgeschlossene Studien wie EVA-3S (Endarterectomy versus Angioplasty in Patients with Symptomatic Severe Carotid Stenosis) und SAPPHERE (Stenting and Angioplasty with Protection in Patients at High Risk for Endarterectomy) lassen vermuten, dass die einzige evidenzbasierte Indikation für das Stenting derzeit bei symptomatischen Patienten besteht, die eine mehr als 70-prozentige Stenose der Arteria carotis interna aufweisen und gleichzeitig ein hohes chirurgisches Risiko haben. Auf Grundlage der im Mai 2006 vorgestellten und vorzeitig abgebrochenen SPACE-Studie (Stent Protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid Artery versus Endarterectomy) wird diskutiert, ob die Indikation

auf den asymptomatischen Patienten mit hohem Operationsrisiko und den symptomatischen Patienten unabhängig vom Operationsrisiko ausgeweitet werden kann (45).

Bei der Auswahl des Therapieverfahrens sollte zudem bedacht werden, dass Angiographien und Interventionen über 17 % der Strahlenbelastung aus medizinischen Untersuchungen bei einem Anteil von lediglich 2 % der Gesamtuntersuchungszahl erzeugen (46). Gerade interventionelle neuroradiologische Verfahren können hohe Patientendosen im Kopf-/Halsbereich verursachen (47,80). Zudem sind hier besonders strahlungssensible Organe wie beispielsweise die Schilddrüse oder die Augenlinse ionisierender Strahlung ausgesetzt (48). Insbesondere bei der interventionellen Karotisstentimplantation ist die Schilddrüse nicht nur durch die Streustrahlung betroffen, sondern direkt durch den Nutzstrahl belastet. Strahlungsinduziert können sich so maligne Entartungen ausbilden (49,50). Dabei ist das Risiko einer strahlungsbedingten Karzinogenese bei Organdosen unter 0,1 Gy nicht sicher zu erfassen (48). Von einer theoretischen Gefahr muss jedoch bereits bei kleinsten Dosen ausgegangen werden, da es sich um einen stochastischen Effekt handelt.

Zu bedenken ist zudem die Gefahr der Ausbildung eines Kataraktes der Augenlinse, da insbesondere die germinative Schicht des anterioren Linsenepithels strahlensensibel ist und sich so auch Jahre nach einer Strahlenexposition ein Katarakt ausbilden kann (48). Geringgradige Linsentrübungen sind bereits ab Dosiswerten von 0,5 Gy festzustellen, eine sichere Kataraktbildung bedarf Dosen über 5 Gy (51,52).

Insofern ist sowohl die Strahlenbelastung der oben genannten Organe als auch die zu erwartende effektive Patientendosis während einer interventionellen Karotisstentimplantation von klinischem Interesse. Aus diesem Grund wurden Phantommessungen an einer monoplanaren und an einer biplanaren Angiographieranlage durchgeführt. Vergleichend wurden an beiden Anlagen diagnostische Panangiographien der Kopf-/Halsgefäße durchgeführt.

In bisher veröffentlichten Studien wurde die effektive Dosis der Patienten bei interventionellen neuroradiologischen Prozeduren über die Messung der Hautdosis, des Dosisflächenproduktes und der Luftkerma mit anschließender Monte Carlo Konversion kalkuliert (53,54,55,56,57,58,59). Diese Methoden sind dadurch limitiert, dass die Organdosen und die unterschiedlichen Strahlensensitivitäten von Organen und Geweben abgeschätzt werden. Im Gegensatz dazu leiten sich die in der vorliegenden Arbeit bestimmten effektiven Dosen direkt von gemessenen Energiedosen, beziehungsweise deren Organdosis, ab. Dies ist nur durch die Verwendung eines Alderson-Rando-Phantoms möglich. Als anthropomorphes Phantom repräsentiert es die Anatomie und das Verhalten des menschlichen Körpers hinsichtlich der Strahlenabsorption von allen Phantomen am zuverlässigsten und kann als ausreichend vergleichbares Korrelat zum menschlichen Körper für Dosismessungen herangezogen werden, ohne die Werte relevant zu verfälschen (60).

Vor dem Hintergrund der Änderung der Röntgenverordnung und neu festgesetzter Grenzwerte von beruflich strahlenexponierten Personen (61) ist neben der Abschätzung der Patientendosis die zu erwartende Untersucherdosis während eines Karotisstentings von Bedeutung. So wurde beispielsweise der Grenzwert für die effektive Dosis von 50 auf 20 mSv pro Kalenderjahr reduziert, wobei die Grenzwerte für die Teilkörperdosen im Kalenderjahr bis auf die Uterusdosis der gebärfähigen Frau (früher 5 mSv, jetzt 2 mSv) unverändert blieben.

Zur Abschätzung der Untersucherdosis wurden Oberflächendosismessungen mittels TLD durchgeführt und daraus sowohl die Teilkörperdosis als auch die effektive Dosis abgeleitet. Zudem wurde geprüft, ob der Einsatz eines persönlichen und baulichen Strahlenschutzes ähnlich großen Einfluss auf die Untersucherdosis besitzt, wie dies von Herzkatheteruntersuchungen und Interventionen im Bauch- und Beckenbereich bekannt ist (40,62,63).

6.2. Messergebnisse

6.2.1. Zerebrale Panangiographie

Während einer zerebralen Panangiographie nutzt der Untersucher zum einen den Durchleuchtungsmodus um beispielsweise selektiv die supraaortalen Gefäße zu katheterisieren, zum anderen werden kontrastmittelgestützte Bilderserien angefertigt, um die Gefäßanatomie abzubilden. Die Auswertung von insgesamt 36 Untersuchungen (18 Panangiographien der Kopf-/Halsgefäße an der monoplanaren und 18 Panangiographien der Kopf-/Halsgefäße an der biplanaren Angiographieanlage) ergab eine mittlere Durchleuchtungszeit von jeweils 13,3 Minuten. In der Literatur werden durchschnittliche Durchleuchtungszeiten bei einer zerebralen Panangiographie von 12,6 min (64) bis zu 27,1 min (53) angegeben.

Es wurden durchschnittlich 423 Serienbilder an der monoplanaren Anlage und 368 Bilder an der biplanaren Anlage angefertigt. Die Literaturangaben bezüglich der Anzahl der Einzelbilder bei diagnostischen zerebralen Angiographien bewegen sich zwischen 679 (64) und 1094 (53). Im Vergleich liegt die hier ermittelte Durchleuchtungszeit im unteren Bereich der Referenzwerte, die Anzahl der angefertigten Serienbilder sogar deutlich darunter.

Bekanntermaßen reduzieren sich sowohl die Durchleuchtungszeit als auch die Strahlenexposition mit zunehmender Erfahrung des Untersuchers (65,66). Im Gegensatz zu den Vergleichswerten aus der Literatur wurden sämtliche Untersuchungen dieser Arbeit ausschließlich von drei erfahrenen Radiologen/Neuroradiologen durchgeführt, was die aus strahlenhygienischer Sicht guten Werte erklärt. Gkanatsios et al. beschreiben beispielsweise, dass die in ihrer Studie erhobenen Werte aus Untersuchungen resultieren, die unter Ausbildungssituation durchgeführt wurden (58).

6.2.1.1. Patientendosen

Während einer diagnostischen zerebralen Panangiographie, die an einer monoplanaren Angiographieanlage durchgeführt wird, sind Effektivdosiswerte um 10,6 mSv (67) bis 12,3 mSv (58) zu erwarten. Maximale Effektivdosen bis zu 33,6 mSv sind beschrieben (68).

Wird eine diagnostische Angiographie an einer biplanaren Angiographieanlage durchgeführt, so sind effektive Patientendosen um 33 mSv bis maximal 152 mSv zu erwarten (58).

Die in dieser Arbeit durchgeführten Phantommessungen ergaben Patientenexpositionen während zerebraler Panangiographien von 3,52 mSv unter Nutzung einer monoplanaren Angiographieanlage, bei Nutzung einer biplanaren Angiographieanlage Werte um 6,4 mSv. Vergleichend liegen die Effektivdosiswerte deutlich unter den in der Literatur zu findenden Angaben. Dabei ist von entscheidender Bedeutung, dass sich die Strahlenbelastung des Patienten direkt von der Dauer der Durchleuchtung und der Anzahl der Serienbilder ableitet. Vor allem die Anzahl der Serienbilder konnte – wie unter 5.2.1. beschrieben – sehr niedrig gehalten werden. Verglichen mit der Durchleuchtung resultiert durch die Serienbildtechnik der größte Anteil der Strahlendosis bei der digitalen Subtraktionsangiographie (58). Eine Einsparung an Serienbildern kann daher eine verminderte Patientenexposition bewirken.

Bei nur marginalen Abweichungen beider Untersuchungsprotokolle (monoplanar 432 Bilder und biplanar 368 Bilder) ist die Ursache der bis zu doppelt so hohen Exposition an der biplanaren Anlage vorwiegend bei den Geräteeinstellungen zu sehen. Diese wurden entsprechend den tatsächlich im Alltag genutzten Parametern übernommen und nicht vereinheitlicht. So wurde an der biplanaren Anlage, welche vorwiegend für komplexe neurointerventionelle Prozeduren genutzt wird, eine gepulste Durchleuchtung mit 12,5 Bildern pro Sekunde gewählt. Die monoplanaren Anlage arbeitet im Durchleuchtungsmodus mit lediglich 3 Bildern pro Sekunde. Dies ist für die an diesem

Gerät durchgeführten zumeist diagnostischen Angiographien (Kopf-/Hals, Abdomen und Becken-/Bein) vollkommen ausreichend. Zudem lag die Gesamtfilterung an der bipanaren Anlage mit 0,2 mm Cu unter der der monoplanaren Anlage mit 0,3 mm Cu. Das strahlensparende Potential sowohl der gepulsten Durchleuchtung als auch einer entsprechend hohen Gesamtfilterung ist bekannt (69,70).

Männlicher und weiblicher Patient wiesen ähnliche Effektivdosen auf, die etwas differenten Organdosen von Ovar und Testis, sowie von männlicher und weiblicher Mamma lagen im Rahmen der für TLD benannten Messungenauigkeiten. Aufgrund der anatomischen Lage von Ovarien und Testes ist während einer zerebralen Angiographie vorwiegend mit einer Exposition durch Streustrahlung zu rechnen. Lediglich während der Katheterpassage kann das rechte Ovar bei einem Zugang über die rechte Arteria femoralis communis kurzfristig (entsprechend dem Untersuchungsprotokoll maximal bis zu 10 Sekunden) durch den Zentralstrahl exponiert werden.

Deutlich länger und direkt durch den Zentralstrahl sind Auge und Schilddrüse betroffen. Dies spiegelt sich in den in der Literatur angegebenen entsprechenden Organdosen, die bei einer zerebralen Angiographie zu erwarten sind, wider. So sind Strahlenexpositionen des Auges von bis zu 782 mGy beschrieben, die durchschnittliche Exposition liegt zwischen 40 und 70 mGy (71). Die große Range dieser Dosisangaben innerhalb der einzelnen Studien ist vorwiegend darin begründet, dass eine exakte Reproduktion eines Untersuchungsablaufes bei Phantommessungen und vor allem bei Patientenuntersuchungen schwierig ist. Zudem unterscheiden sich die Geräteausstattungen und die verwendeten Geräteparameter der jeweiligen Institute (47).

In dem hier simulierten Untersuchungsablauf ist die Augenlinse lediglich während 80 Serienbildern unmittelbar durch den Zentralstrahl exponiert. Bei ohnehin sehr geringer Gesamtserienbildanzahl konnte so eine sehr niedrige Exposition der Augenlinse von 4,5 - 6

mGy realisiert werden. Eine Linsentrübung, wie sie bereits ab 500 mGy vermutet wird (51), ist damit ausgeschlossen.

Das Potenzial der Dosisersparung bezogen auf die Organdosis der Schilddrüse war geringer: Diese ist in etwa 60 Prozent aller Serienbilder (256 von 432) unmittelbar dem Zentralstrahl ausgesetzt (Abbildung 6). Gewöhnlich sind Expositionen von durchschnittlich 17 mGy bis maximal 88 mGy zu erwarten (71). Diese Angaben korrelieren mit unseren Messergebnissen von 10 mGy an der monoplanaren Anlage und 32 mGy an der biplanaren Anlage.

Während diagnostischer Kopf-/Halsangiographien sind lokale Dosis Spitzen der Haut beschrieben, die von einem transienten Hauterythem bis zu einer umschriebenen Epilation führen können (81). Strahlenbelastungen der Haut, die zu deterministischen Strahlenschäden führen können, sind jedoch entsprechend der vorliegenden Phantommessung ausgeschlossen. Die Gefahr eines stochastischen Strahlenschadens besteht dennoch, da dieser unabhängig von der Höhe der Dosis auftreten kann.

6.2.1.2. Untersucherdosen

Die Exposition des Untersuchers resultiert vorwiegend aus der Streustrahlung. Streustrahlen entstehen beim Durchdringen von Röntgenstrahlen durch Materie beziehungsweise durch den Patienten. Als Streustrahlung wird derjenige Anteil der Verluststrahlung bezeichnet, der nicht in der Materie absorbiert wird, jedoch durch Wechselwirkungen in seiner Richtung von der ursprünglichen Richtung der Röntgenstrahlung abgelenkt wird. Die Höhe der erzeugten Streustrahlung hängt dabei zum einen von Dichte, Ordnungszahl und Volumen des durchstrahlten Objekts ab. Zum anderen

wird sie durch die Energie der verwendeten Röntgenstrahlung beeinflusst, die von der verwendeten Röhrenspannung und -stromstärke sowie der Filterung abhängig ist.

Die Dosisprofile in Abbildung 7 zeigen in Summe die asymmetrische Verteilung der Streustrahlung während einer diagnostischen Kopf-/Halsangiographie. Diese Asymmetrie resultiert aus dem Zusammenwirken der Streustrahlung, die von dem Patienten und von der Angiographieanlage ausgeht, diese verändert sich zudem bei der Anwendung differenter Projektionen (72). Eine weitere Verzerrung findet durch den Einsatz des baulichen und persönlichen Strahlenschutzes statt. Dabei nimmt die Höhe der Strahlenbelastung durch den Einsatz des Strahlenschutzes symmetrisch ab.

Die Phantommessungen zeigen effektive Dosiswerte des Untersuchers von 10 μSv unter Anwendung eines vollständigen Strahlenschutzes (baulich und persönlich) pro Angiographie. Diese Werte korrelieren mit Angaben aus der Literatur (11 μSv (73)).

Auffällig ist die um den Faktor 4 höhere Belastung des Untersuchers an der monoplanaren Anlage (40 μSv) bei insgesamt geringerer Patientendosis (3,5 gegenüber 6,4 mSv). Dies, und insbesondere die höhere Dosis des Hodens (0,15 gegenüber 0,02 mGy) kann dadurch erklärt werden, dass der an der monoplanaren Anlage eingesetzte bauliche Strahlenschutz unvollständig war: So war aufgrund eines technischen Defektes an der monoplanaren Angiographieanlage nur der Unterkörperschutz, nicht aber der entsprechende Bleiaufsatz verfügbar. Letzterer hat jedoch großen Einfluss auf die Reduktion der vom Patienten ausgehenden Streustrahlung (Abbildung 13). Somit sind die ermittelten Dosiswerte an der monoplanaren Anlage unter Verwendung des baulichen Strahlenschutzes eingeschränkt aussagekräftig.

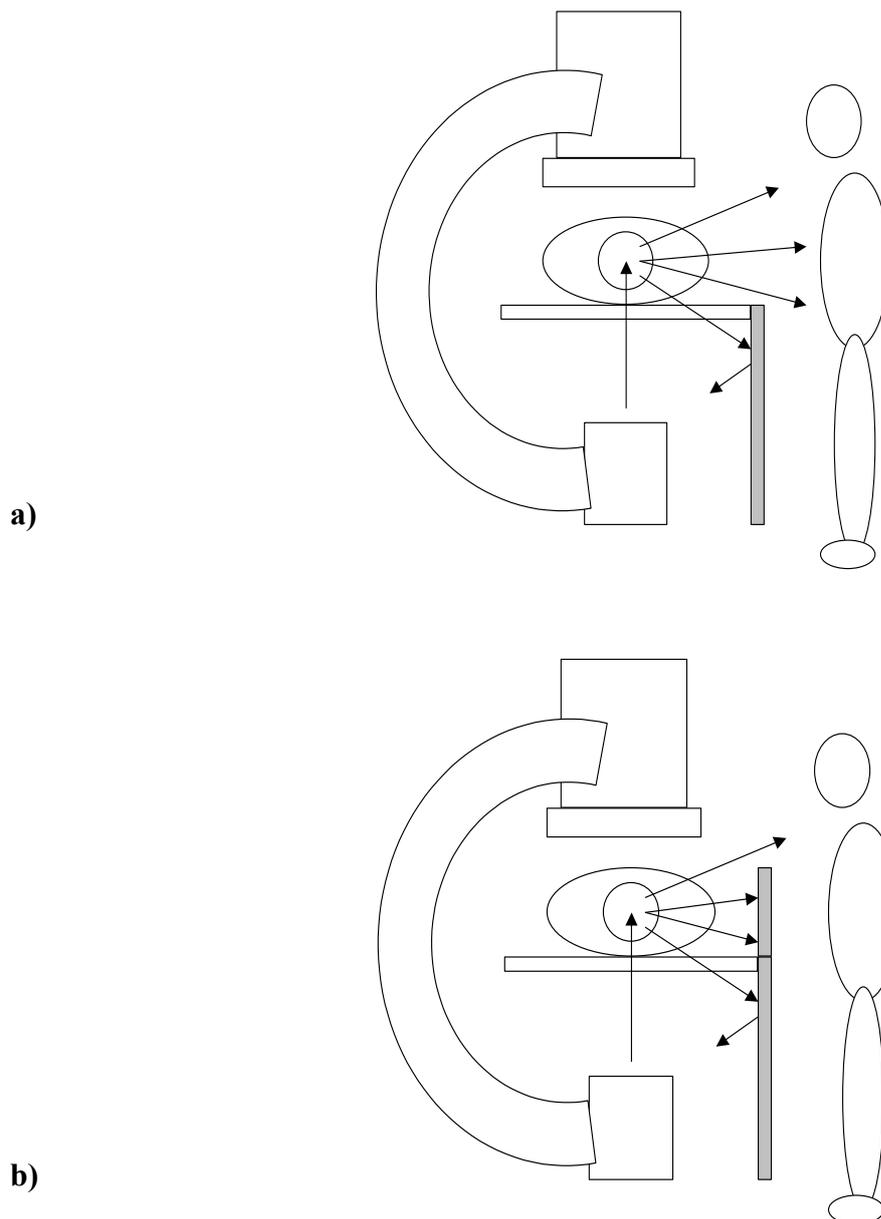


Abbildung 13: Die beiden Grafiken veranschaulichen die Ausbreitung der Streustrahlung bei Einsatz eines baulichen Strahlenschutzes mit Unterkörperschutz a) ohne und b) mit zusätzlichem Bleiaufsatz.

Wird statt eines vollständigen Strahlenschutzes lediglich ein baulicher oder ein persönlicher Strahlenschutz eingesetzt, so verdoppelt sich mindestens die Effektivdosis je Angiographie. Bemerkenswert ist bei den Messungen ganz ohne Strahlenschutz nicht nur die Höhe der effektiven Dosis (bis 0,17 mSv), sondern insbesondere die gemessene Dosis der Schilddrüse (bis 0,27 mGy), welche bei adäquatem Strahlenschutz bis unter die Nachweisgrenze reduziert werden konnte.

Entsprechend der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung-RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl.I 1987, S. 114), Neufassung vom 30. April 2003 (BGBl.I 2003, Nr. 17) (61) und den hier festgesetzten Dosisgrenzwerten für beruflich strahlenexponierte Personen ist die theoretisch durchführbare Anzahl an Untersuchungen limitiert: Bezogen auf die maximal erlaubte Organdosis der Keimdrüsen (50 Millisievert) ist die Anzahl der im Kalenderjahr durchführbaren Untersuchungen entsprechend den hier gemessenen Werten unter Nutzung eines vollständigen Strahlenschutzes auf etwa 12500 zerebrale Panangiographien „begrenzt“. Wird die zulässige Höhe der Effektivdosis der beruflich strahlenexponierten Person – also die Gesamtsumme der gewichteten Organdososen – berücksichtigt, so reduziert sich die Anzahl der diagnostischen Angiographien bei vollständigem Strahlenschutz aufgrund des geänderten Grenzwertes für die effektive Dosis (von 50 auf 20 Millisievert pro Kalenderjahr) von ehemals 5000 auf jetzt noch 2000 zerebrale Panangiographien jährlich.

6.2.2. Karotisstenting

Bekanntermaßen reduzieren sich sowohl die Durchleuchtungszeit als auch die Anzahl der benötigten Serienbilder pro Intervention mit zunehmender Erfahrung des Untersuchers (65,74). Da die erarbeiteten Untersuchungsprotokolle auf Daten basieren, die während Karotisstentimplantationen durch drei erfahrene Radiologen/Neuroradiologen erhoben wurden, ergibt sich nach Auswertung der Untersuchungsdaten von 36 Patienten ein Untersuchungsprotokoll mit einer durchschnittlichen Durchleuchtungszeit von lediglich 20,3 Minuten. Dem gegenüber wird die durchschnittliche Durchleuchtungszeit bei einer Karotisstentimplantation gewöhnlich mit 40,5 Minuten (18,5 bis 64,5 Minuten) angegeben (53,75). Auch die Anzahl an Serienbildern ist hier mit 264 (monoplanar) und 280 (biplanar) vergleichsweise gering. Literaturangaben entsprechend wird die Anzahl der Einzelbilder sonst mit durchschnittlich 721 angegeben, wobei durchaus Interventionen mit lediglich 167 angefertigten Serienbildern möglich sind (53,75).

6.2.2.1. Patientendosen

Es wurden insgesamt 32 Karotisstentimplantationen an einer mono- und einer biplanaren Angiographieanlage simuliert und ausgewertet. Dabei wurden die Geräteeinstellungen unverändert zu den „realen Interventionen“ übernommen. Die für Patienten resultierenden Effektivdosen lagen zwischen 2,3 und 2,6 mSv unter Verwendung der monoplanaren Angiographieanlage, sowie zwischen 5,6 und 8,9 mSv bei Nutzung der biplanaren Anlage und gepulster Durchleuchtung. Die Höhe der Patientenexposition befindet sich damit deutlich unter den in der Literatur zu findenden Dosisangaben für interventionelle neuroradiologische Prozeduren, wie beispielsweise der zerebralen Embolisation: Die

durchschnittliche Effektivdosis wird mit 10,5 mSv (monoplanar) und 74 mSv (biplanar) angegeben (58,68).

Im Vergleich zu einer diagnostischen Kopf-/Halsangiographie wurden an der biplanaren Anlage bei gleichen Geräteeinstellungen ähnliche Effektivdosen ermittelt (Angiographie: 6,4 mSv, Karotisstent: 6,8 mSv). Weniger strahlenbelastend war die Intervention gegenüber der reinen Diagnostik an der monoplanaren Anlage (Angiographie: 3,5 mSv, Karotisstent: 2,4 mSv). Generelle Aussagen über doppelt so hoch ausfallende Effektivdosen bei neuroradiologischen Interventionen gegenüber den diagnostischen Angiographien (58) verlieren somit bezüglich der Karotisstentimplantation an Gültigkeit.

Eine Ausnahmestellung nahm die Simulation der Stentimplantation an der biplanaren Anlage unter kontinuierlicher Durchleuchtung ein: Es resultierten effektive Patientendosen von durchschnittlich 9,8 mSv. Die Effektivdosen lagen damit um bis zu 4,5 mSv höher als unter Nutzung der gepulsten Durchleuchtung. Das strahlenreduzierende Potential der gepulsten Durchleuchtung wird somit bestätigt und verliert selbst bei modernen biplanaren Angiographieanlagen nicht an Bedeutung (76). Von dem routinemäßigen Einsatz der nicht gepulsten Durchleuchtung ist aufgrund der deutlich höheren Exposition abzuraten. Dennoch sind aufgrund der Komplexität der Untersuchung gerade bei neuroradiologischen Interventionen Situationen möglich, die eine kontinuierliche Bildgebung erforderlich machen. Die gemessenen Effektivdosiswerte unter ausschließlich kontinuierlicher Durchleuchtung werden in den weiteren Betrachtungen jedoch ausgeklammert.

Die Anwendung der gepulsten und nicht gepulsten Durchleuchtung sollte entsprechend des ALARA-Prinzips (as low as reasonably achievable) – so wenig Strahlung wie möglich, aber so viel wie zur Diagnosefindung/Therapiedurchführung nötig – erfolgen (45).

Bei der Betrachtung der Effektivdosis darf nicht außer Acht gelassen werden, dass diese zu 33 bis 55 Prozent aus der Organdosis der Schilddrüse resultiert. Dabei liegt die Dosis der Schilddrüse mit bis zu 100 mGy etwa in Höhe der Exposition, die für die Embolisation intrazerebraler AV-Malformationen angegeben wird (von 10 mGy (83) bis zu 180 mGy (78)). Das Tragen eines Schilddrüsenschutzes kann die Schilddrüsenexposition des Patienten deutlich herabsetzen (77). Dies ist jedoch während einer Karotisstentimplantation unvorstellbar, da der Strahlenschutz aufgrund der anatomischen Nähe zwischen Schilddrüse und Arteria carotis zu einer Abdeckung des Sichtfeldes führen würde.

Die Dosis der Augen ist mit 1 bis 3,8 mGy vergleichsweise gering und liegt unterhalb der für radiologische Interventionen angegebenen Werte von bis zu 0,5 Gy (78) und unterhalb der für die diagnostische Kopf-/Halsangiographie ermittelten Dosen. Da eine Dosis von 1 - 2 Gy nötig ist, um eine nachweisliche Linsentrübung zu bewirken, ist eine solche Komplikation nicht zu erwarten. Aktuelle Arbeiten zeigen jedoch, dass geringere Dosen durchaus eine Opazifizierung der Linse induzieren können (79).

Obwohl bei neuroradiologischen Interventionen in bis zu 30 Prozent lokal Hautdosen von über 2 Gy auftreten können und somit der Grenzwert für die Induktion eines deterministischen Effektes erreicht wird, sind Epilationen extrem selten (58). Ausgedehnte Epilationen sind gewöhnlich erst nach Expositionen über 6 Gy zu beobachten (80). Da Hautdosen an der Eintrittsstelle des Röntgenstrahls am größten sind, konnte dementsprechend die höchste Dosis von 0,12 Gy an der Rückseite des Halses in Höhe Halswirbelkörper 4 registriert werden. Verglichen mit den Hautdosen bei anderen neuroradiologischen Interventionen (0,3 bis 2,7 Gy (81,59) bzw. 2,1 und 8,8 Gy (82)) sind die für das Karotisstenting bestimmten Expositionen gering.

6.2.2.2. Untersucherdosien

Die während einer Karotisstentimplantation gemessene effektive Dosis des Untersuchers beträgt im Durchschnitt 20 μSv (Range 10 - 50 μSv) unter der Voraussetzung, dass sowohl ein baulicher als auch ein persönlicher Strahlenschutz genutzt wird. Die Ergebnisse korrelieren mit den bei interventionellen neuroradiologischen Prozeduren zu erwartenden Dosiswerten von 6,7 μSv (zerebrales Aneurysmacoiling) (55) bis 32 μSv (zerebrale Embolisation) (53) pro Intervention.

Die aus der Simulation der diagnostischen Kopf-/Halsangiographie bekannte Asymmetrie des Dosisprofils lässt sich konstant nachvollziehen. Dabei sind die höchsten Expositionen vorwiegend in Augen- und Gonadenposition zu erheben. Hierauf wurde bereits in 5.2.1.2. eingegangen.

Durchschnittlich betrug die Dosis der Augen des Untersuchers 0,08 mGy und korreliert mit Daten aus der Literatur: Es werden Dosen der Augen um 0,13 mGy (78) sowie von 0,21 bis 0,47 mGy (78,83) je neuroradiologischer Intervention angegeben, wobei die höheren Messwerte zum Teil aus komplexen neuroradiologischen Prozeduren wie beispielsweise der Embolisation intracerebraler AV-Malformationen resultieren. Kicken et al. geben in einer Literaturübersicht Expositionen des Untersucherauges mit 9 - 62 μGy an (84).

Durch den Einsatz des baulichen Strahlenschutzes konnte gegenüber der Strahlenreduktion, die durch das Tragen einer Bleiglasbrille erreicht wurde, ein zusätzlicher dosissparender Effekt von bis zu 0,12 mGy pro Intervention erzielt werden. Bezogen auf die Organdosis der Schilddrüse konnte gezeigt werden, dass der Effekt des baulichen Strahlenschutzes dem des Schilddrüsenschutzes geringfügig überlegen war. Unter Nutzung des baulichen und

persönlichen Strahlenschutzes betrug die Dosis der Schilddrüse bis zu 30 μGy und liegt damit im zu erwartenden Bereich von 15 – 61 μGy (83).

Entsprechend der Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlung (Röntgenverordnung-RöV) vom 8. Januar 1987 (BGBl.I 1987, S. 114), Neufassung vom 30. April 2003 (BGBl.I 2003, Nr. 17) (61) und den hier festgesetzten Dosisgrenzwerten für beruflich strahlenexponierte Personen limitiert der Grenzwert für die effektive Dosis (20 Millisievert pro Kalenderjahr) die Anzahl der Karotisstentimplantationen gemäß den ermittelten Expositionen auf 1000 Prozeduren jährlich. Der Grenzwert für die Organdosis der Keimdrüsen (50 mSv) wird erst nach etwa 1500 Interventionen erreicht.

6.3. Betrachtungen zur Strahlenexposition

Ein Grundgedanke dieser Arbeit war es, Daten zu akquirieren, die dem „wahren Leben“ entstammen. Daher wurden die Untersuchungsabläufe und die Geräteeinstellungen der mono- und biplanaren Angiographieanlage so übernommen, wie es der üblichen Prozedur eines Karotisstentings in unserem Institut entspricht.

Um die aus den Messungen resultierende Strahlenbelastung beim Karotisstenting besser einschätzen zu können, bietet sich ein Vergleich mit den zu erwartenden Effektivdosen radiologischer Routineuntersuchungen an. So beträgt die Effektivdosis einer konventionellen Röntgenthoraxaufnahme etwa 0,05 mSv, die einer Bariumdoppelkontrastuntersuchung des Colons um 5,5 mSv. Computertomographieuntersuchungen des Schädels weisen effektive Dosen zwischen 1 - 2 mSv auf (85). Die Routine-Koronarangiographie lässt Werte um 3 - 6 mSv erwarten (86) und ist mit der Exposition von 2,3 bis 8,9 mSv bei einer interventionellen Karotisstentimplantation vergleichbar.

Zur Abschätzung, ob es sich bei der stentgestützten Karotisangioplastie um ein „Hoch-Dosis“ Verfahren handelt, soll zunächst die Begrifflichkeit näher erläutert werden, da eine ganze Reihe unterschiedlicher Definitionen von Hoch-, Mittel- und Niedrig-Dosisverfahren existieren: Entsprechend ICRP-Report (87) werden die Anwendungen, die maximale kumulative Hautdosen im dreistelligen mGy Bereich verursachen, als Hoch-Dosis-Verfahren angesehen. Dosen im zweistelligen mGy Bereich werden entsprechend den Verfahren mit mittlerer Dosis und die mit weniger als 10 mGy den Niedrigdosisverfahren zugeordnet. Das Karotisstenting wird gemäß ICRP als Verfahren mit mittlerer Dosis eingruppiert. Die in dieser Arbeit ermittelten kumulativen Hautdosen rechtfertigen diese Klassifikation.

Eine weitere Einschätzung der Strahlenbelastung gelingt durch die Ermittlung des Risikos aufgrund einer Karotisstentimplantation eine Krebserkrankung zu erleiden: Pro mSv Strahlendosis besteht für die Induktion einer Krebserkrankung ein Risikokoeffizient von 5×10^{-5} (42). Das bedeutet, dass das mit der Karotisstentimplantation (effektive Dosis von 2,3 bis 8,7 mSv) assoziierte Risiko 0,0012 bis 0,0044 % beträgt.

Verglichen mit Risiken des Alltags ergibt sich so durch die Strahlenexposition bei einer interventionellen Karotisstentimplantation ein vergleichbares Krebsrisiko, wie durch den Konsum von 145 Zigaretenschachteln oder bei einer Fahrleistung von 12000 km bei einem Autounfall zu versterben (88).

In Anbetracht des zu erwartenden Benefit durch die Karotisstentimplantation, nämlich der Hirninfarktprophylaxe, relativiert sich dieses Strahlenrisiko deutlich. Zudem muss bedacht werden, dass Patienten durchaus eine interindividuelle Strahlensensibilität aufweisen. Faktoren, die das Ausmaß der deterministischen Strahlenschädigung beeinflussen, sind zum Beispiel die Größe und Lokalisation des Bestrahlungsfeldes, die Gewebedurchblutung und Oxigenierung, das Patientenalter, die genetische Disposition und der Hormonstatus (89,90).

Durch den gezielten Einsatz aktueller Technik kann zudem eine weitere Dosisreduktion ohne Qualitätsverlust erreicht werden. So ist durch den Einsatz einer stärkeren Zusatzfilterung eine ausreichende Bildqualität bei deutlicher Reduzierung der Patientenexposition zu realisieren (47). Diese Arbeit hat das Potential der Dosiseinsparung durch Nutzung der gepulsten Durchleuchtung an der biplanaren Angiographie bestätigt. Generell gilt wie bei allen Verfahren, bei denen ionisierende Strahlen angewandt werden, das ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) zu berücksichtigen: Es sollte so wenig Strahlung wie möglich, aber so viel wie nötig angewandt werden (42).

7. Zusammenfassung

Die stentgestützte perkutane Angioplastie (Stent-PTA) zur Behandlung der Karotisstenose stellt eine Alternative zu der offen chirurgischen Thrombendarteriektomie dar. Allgemein gültige Richtlinien für die Indikation und Technik liegen aktuell nicht vor. Über die mit dem Verfahren verbundene Strahlenbelastung für Patient und Untersucher ist wenig bekannt. Diese wurde bisher beispielsweise über das Dosisflächenprodukt abgeschätzt.

Ziel dieser Arbeit war es, die zu erwartenden Effektivdosen von Patient und Untersucher während einer Stent-PTA der Arteria carotis interna zu ermitteln. Dazu wurde die Strahlenexposition während einer simulierten Karotis-PTA durch ein mit Thermolumineszenz-Detektoren (TLD) bestücktes Alderson-Rando-Phantom gemessen. Mit TLD bestückte Untersucherdummies registrierten den Einfluss des baulichen und persönlichen Strahlenschutzes. Die Interventionen wurden an einer mono- und einer biplanaren Angiographieanlage mit unterschiedlicher Filterung und differierendem Durchleuchtungsmodus durchgeführt. Vergleichend wurden an beiden Anlagen diagnostische Kopf-/Halsangiographien durchgeführt.

Die Auswertung zeigte eine Strahlenbelastung des Patienten durch eine Karotisstentimplantation von 2,3 bis 8,9 mSv. Diese ist etwa mit der Belastung durch eine Herzkatheteruntersuchung und einer reinen diagnostischen Angiographie der Kopf-/Halsgefäße vergleichbar. Bemerkenswert ist, dass bis zu 55 Prozent der Effektivdosis alleine aus der Organdosis der Schilddrüse resultieren. Dosisparend erwies sich der Einsatz einer höheren Filterung und einer gepulsten Durchleuchtung.

Eine höchstmögliche Strahlenreduktion für den Untersucher konnte nur durch das Zusammenspiel von baulichem und persönlichem Strahlenschutz erreicht werden. So sind entsprechend der aktuellen Dosisgrenzwerte bis zu 1000 Prozeduren pro Jahr möglich.

8. Literaturverzeichnis

- ¹ Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie
Georg Thieme Verlag Stuttgart, 3. überarbeitete Auflage 2005
- ² Statistisches Bundesamt Wiesbaden
Statistisches Jahrbuch. 2003
- ³ Poeck K, Hacke W
Neurologie.
Springer, Berlin Heidelberg New York, 10. Auflage 1998
- ⁴ Grau AJ, Weimar C, Buggle F, Heinrich A, Goertler M, Neumaier S, Glahn J, Brandt T, Hacke W, Diener HC
Risk factors, outcome, and treatment in subtypes of ischemic stroke: the German stroke data bank.
Stroke 2001; 32: 2559-66
- ⁵ Toole JF and the Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study
Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis.
JAMA 1995; 273: 1421-1428
- ⁶ Staikov IN, Nedeltchev K, Arnold M, Remonda L, Schroth G, Sturzenegger M
Duplex sonographic criteria for measuring carotid stenoses.
J Clin Ultrasound 2002; 30: 275–81.
- ⁷ Rothwell PM, Warlow CP.
Prediction of benefit from carotid endarterectomy in individual patients: a risk-modelling study. European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group.
Lancet 1999; 353: 2105–10.
- ⁸ Rothwell PM, Eliasziw M, Gutnikov SA, Fox AJ, Taylor DW, Mayberg MR
Analysis of pooled data from the randomised controlled trials of endarterectomy for symptomatic carotid stenosis.
Lancet 2003; 361: 107–16.
- ⁹ Lang W, Willfort A, Nasel C, Lalouschek W
Indikationen und Embolie- Monitoring bei lumeneröffnenden Therapien der A. carotis.
Radiologie 2000; 40: 792-7
- ¹⁰ Clearingbericht
Deutsche Leitlinien zum Schlaganfall
Videel Verlag 2005
- ¹¹ Mathias K, Jäger H, Sahl H, Hennigs S, Gissler HM
Interventional treatment of arteriosclerotic carotid stenosis
Radiologie 1999 Feb; 39(2): 125-34

-
- ¹² Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Neurologie und der Deutschen Schlaganfallgesellschaft zur Primär- und Sekundärprävention des Schlaganfalls. Aktualisierung 2007
- ¹³ The North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators
Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators.
N Engl J Med 1991; 325: 445-453
- ¹⁴ European Carotid Surgery Trialists Collaborative Group
MRC European carotid surgery trial: Interim results for symptomatic patients with severe (70–99%) or with mild (0–29%) carotid stenosis.
Lancet 1991; 337: 1235-1243
- ¹⁵ Barnett HJ, Taylor DW, Eliasziw M, Fox AJ, Ferguson GG, Haynes RB, Rankin RN, Clagett GP, Hachinski VC, Sackett DL, Thorpe KE, Meldrum HE, Spence JD
Benefit of carotid endarterectomy in patients with symptomatic moderate or severe stenosis. North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators.
N Engl J Med 1998; 339: 1415-25
- ¹⁶ Halliday A, Mansfield A, Marro J, Peto C, Peto R, Potter J, Thomas D; MRC Asymptomatic Carotid Surgery Trial (ACST) Collaborative Group
Prevention of disabling and fatal strokes by successful carotid endarterectomy in patients without recent neurological symptoms: randomised controlled trial.
Lancet 2004; 363: 1491-502
- ¹⁷ Hamann GF, Diener HC
Aktuelles zur Therapie der Karotisstenose.
Dtsch Med Wochenschr 2000;125: 1505-10
- ¹⁸ Rockman CB, Maldonado TS, Jacobowitz GR, Cayne NS, Gagne PJ, Riles TS
Early carotid endarterectomy in symptomatic patients is associated with poorer perioperative outcomes.
J Vasc Surg. 2006; Sep; 44(3): 480-7
- ¹⁹ Aleksic M, Rueger MA, Sobesky J, Heckenkamp J, Brunkwall J.
Immediate CEA for symptomatic carotid disease preferably performed under local anaesthesia is safe.
Vasa. 2007; Aug; 36(3): 185-90
- ²⁰ Vorstand der Dt. Ges. f. Gefäßchirurgie
AWMF-Leitlinien zu Diagnostik und Therapie in der Gefäßchirurgie.
Köln, Deutscher Ärzteverlag 1998
- ²¹ Mathias K, Jäger H, Hennigs S, Gissler HM
Endoluminal treatment of internal carotid artery stenosis.
World J Surg 2001; 25: 328-34; discussion 334-6

-
- ²² Endovascular versus surgical treatment in patients with carotid stenosis in the Carotid and Vertebral Artery Transluminal Angioplasty Study (CAVATAS): a randomised trial
Lancet 2001; 357: 1729-37
- ²³ Yadav JS, Wholey MH, Kuntz RE, Fayad P, Katzen BT, Mishkel GJ, Bajwa TK, Whitlow P, Strickman NE, Jaff MR, Popma JJ, Snead DB, Cutlip DE, Firth BG, Ouriel K
Protected carotid-artery stenting versus endarterectomy in high-risk patients.
N Engl J Med 2004; 351:1493-501
- ²⁴ Hacke W
Stent-protected Percutaneous Angioplasty of the Carotid artery vs. Endarterectomy (SPACE).
Presented at the European Stroke Conference, Brussels, May 2006.
- ²⁵ Roffia M, Amann-Vestib B, Schwarzc U, Eberlia FR
Karotis-Stenting: Indikationsausweitung nach der SPACE-Studie?
Kardiovaskuläre Medizin 2006;9:253-356
- ²⁶ Al-Mubarak N, Roubin GS, Vitek JJ, Iyer SS, New G, Leon MB
Effect of the distal-balloon protection system on microembolization during carotid stenting.
Circulation. 2001 Oct 23; 104(17): 1999-2002
- ²⁷ Castriota F, Cremonesi A, Manetti R, Liso A, Oshola K, Ricci E, Balestra G
Impact of cerebral protection devices on early outcome of carotid stenting.
J Endovasc Ther. 2002 Dec; 9(6): 786-92
- ²⁸ Cremonesi A, Manetti R, Setacci F, Setacci C, Castriota F
Protected carotid stenting: clinical advantages and complications of embolic protection devices in 442 consecutive patients.
Stroke. 2003 Aug; 34(8): 1936-41
- ²⁹ Macdonald S, McKevitt F, Venables GS, Cleveland TJ, Gaines PA.
Neurological outcomes after carotid stenting protected with the NeuroShield filter compared to unprotected stenting.
J Endovasc Ther. 2002 Dec; 9(6): 777-85
- ³⁰ Whitlow PL, Lylyk P, Londero H, Mendiz OA, Mathias K, Jaeger H, Parodi J, Schönholz C, Milei J
Carotid artery stenting protected with an emboli containment system.
Stroke. 2002 May; 33(5): 1308-14
- ³¹ Müller-Hülsbeck S
Cerebral protection devices for treatment of carotid stenoses: Where do we stand today?
Fortschr Röntgenstr 2002; 174: 945-954
- ³² Jordan WD Jr, Voellinger DC, Doblal DD, Plyushcheva NP, Fisher WS, McDowell HA
Microemboli detected by transcranial Doppler monitoring in patients during carotid angioplasty versus carotid endarterectomy.
Cardiovasc Surg. 1999 Jan; 7(1): 33-8

-
- ³³ Crawley F, Clifton A, Buckenham T, Loosemore T, Taylor RS, Brown MM
Comparison of hemodynamic cerebral ischemia and microembolic signals
detected during carotid endarterectomy and carotid angioplasty
Stroke. 1997 Dec; 28(12): 2460-4
- ³⁴ Ohki T, Veith FJ
Carotid artery stenting: utility of cerebral protection devices.
J Invasive Cardiol 2001; 13: 47-55
- ³⁵ Diethrich EB, Marx P, Wrasper R, Reid DB
Percutaneous techniques for endoluminal carotid interventions.
J Endovasc Surg 1996; 3(2): 182-202
- ³⁶ Wholey MH, Jarmolowski CR, Eles G, Levy D, Buecthel J
Endovascular stents for carotid artery occlusive disease.
J Endovasc Surg 1997; 4(4): 326-38
- ³⁷ Schmidt.
Medizinische Physik.
Shaker-Verlag 2001
- ³⁸ ICRP. Reference man: anatomic, physiological and metabolic characteristics. P 23.
Oxford, UK: Pergamon Press; 1975
- ³⁹ Driscoll CMH, Barthe JR
Annealing procedures for commonly used radiothermoluminescent materials.
Radiat Prot Dosim 1986; 14: 17-32
- ⁴⁰ Hidajat N, Wust P, Felix R, Schröder R
Die Strahlendosis des Radiologen und des Assistenten bei der transarteriellen
hepatischen Chemoembolisation – Vergleich mit den Dosisgrenzwerten.
Fortschr Röntgenstr 2006; 178: 185-190
- ⁴¹ Spanne P
Thermoluminescence dosimetry in the mGy range.
Acta Radiol Suppl 1979; 360: 1-118
- ⁴² ICRP 60: Annals of the ICPR. ICPR Publication 60. 1990
Recommendations of the International Commissions on Radiological Protection.
Oxford/New York/Frankfurt/Seoul/Sydney/Tokyo: Pergamon Press, 1991
- ⁴³ Christy M
Active bone marrow distribution as a function of age in humans.
Phys Med Biol 1981; 26: 389-400
- ⁴⁴ Deutsches Ärzteblatt Oktober 2006; Jg. 103; Heft 42: 20
- ⁴⁵ Marco Roffia, Beatrice Amann-Vestib, Urs Schwarz, Franz R. Eberli
Karotis-Stenting: Indikationsausweitung nach der SPACE-Studie?
Kardiovaskuläre Medizin 2006;9:253-356
- ⁴⁶ Bundesamt für Strahlenschutz 2006

-
- ⁴⁷ Gkanatsios NA, Huda W, Peters KR, Freeman JA
Evaluation of an on-line patient exposure meter in neuroradiology.
Radiology 1997; Jun; 203(3): 837-42
- ⁴⁸ Henk JM, Whitelocke RA, Warrington AP, Bessell EM
Radiation dose to the lens and cataract formation.
Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 25(5): 815-820
- ⁴⁹ Shore RE
Issues and epidemiological evidence regarding radiation-induced thyroid cancer.
Radiat Res 1992; 131(1): 98-111
- ⁵⁰ Karaoglou A, Chadwick KH
Health consequences of Chernobyl and other radiation accidents. Report on the
European Union Cluster Contractors' workshop (San Miniato, Italy, 17-22 June
1997).
Radiat Environ Biophys 1998; 37(1): 1-9
- ⁵¹ MacLennan A
Radiation dose to the lens from CT of petrous bonea.
BJR 1995; 68 (814): 1136
- ⁵² MacLennan A, Hadley D
Radiation dose to the lens from computed tomography scanning in a
neuroradiological department.
BJR 1995; 68 (805): 19-22
- ⁵³ Bor D, Cekirge S, Türkay T, Turan O, Gülay M, Onal E, Cil B
Patient and staff doses in interventional neuroradiology.
Radiat Prot Dosimetry. 2005; 117(1-3): 62-8
- ⁵⁴ Kuwayama N, Takaku A, Endo S, Nishijima M, Kamei T
Radiation exposure in endovascular surgery of the head and neck.
AJNR Am J Neuroradiol. 1994 Nov; 15(10): 1801-8
- ⁵⁵ Kemerink GJ, Frantzen MJ, Oei K, Sluzewski M, van Rooij WJ, Wilmink J, van
Engelshoven JM
Patient and occupational dose in neurointerventional procedures.
Neuroradiology. 2002 Jun; 44(6): 522-8
- ⁵⁶ Struelens L, Vanhavere F, Bosmans H, Van Loon R, Mol H
Skin dose measurements on patients for diagnostic and interventional
neuroradiology: a multicentre study.
Radiat Prot Dosimetry. 2005; 114(1-3): 143-6.
- ⁵⁷ Plunkett MB, Gray JE, Kispert DB
Radiation exposure from conventional and digital subtraction angiography of
cerebral vessels.
AJNR Am J Neuroradiol. 1986 Jul-Aug; 7(4): 665-8.
- ⁵⁸ Gkanatsios NA, Huda W, Peters KR
Adult patient doses in interventional neuroradiology.
Med Phys. 2002 May; 29(5): 717-23

-
- ⁵⁹ Bergeron P, Carrier R, Roy D, Blais N, Raymond J
Radiation doses to patients in neurointerventional procedures
AJNR Am J Neuroradiol. 1994 Nov; 15(10): 1809-12.
- ⁶⁰ Langowski JH, Pogoda P, Hess A
Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und
Spiraltechnik.
Fortschr Röntgenstr 1994; 161: 3-11
- ⁶¹ Die neue Röntgenverordnung. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch
Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung vom 08.01.1987), und der Verordnung zur
Änderung der Röntgenverordnung vom 19. Dezember 1990.
Berlin: H. Hoffmann GmbH Verlag, 1997, und die Verordnung zur Änderung der
Röntgenverordnung und atomrechtlicher Verordnungen vom 18. Juni 2002
- ⁶² von Boetticher H, Meenen C, Lachmund J, Hoffmann W, Engel HJ
Radiation exposure to personnel in cardiac catheterization laboratories
Z Med Phys. 2003; 13(4): 251-6
- ⁶³ Eder H.
Improved radiation protection for medical personnel in angiography and
interventional radiology using permanent shielding devices in accordance with
section 21 of the Radiography Regulation.
Radiologe. 1995 Mar; 35(3): 156-61
- ⁶⁴ Aroua A, Rickli H, Stauffer JC, Schnyder P, Trueb PR, Valley JF, Vock P, Verdun FR
How to set up and apply reference levels in fluoroscopy at a national level.
Eur Radiol. 2007 Jun; 17(6): 1621-33
- ⁶⁵ Andrews RT, Brown PH
Uterine arterial embolization: factors influencing patient radiation exposure.
Radiology 2000; 217: 713-722
- ⁶⁶ Watson LE, Riggs MW, Bourland PD
Radiation exposure during cardiology fellowship training.
Health Phys 1997; 73: 690-693
- ⁶⁷ Feygelman VM, Huda W, Peters KR
Effective dose equivalents to patients undergoing cerebral angiography
AJNR Am J Neuroradiol. 1992 May-Jun; 13(3): 845-9
- ⁶⁸ McParland BJ
A study of patient radiation doses in interventional radiological procedures
Br J Radiol. 1998; Feb; 71(842): 175-85
- ⁶⁹ Seifert H, Roth R, Urbanczyk K, Kramann B
Comparison of radiation exposure of patients caused by selected interventional
and angiography procedures-initial results
Rofo. 1999 Feb; 170(2): 185-90
- ⁷⁰ Waggerhauser T, Herrmann K, Schätzl M, Reiser M
Reducing radiation dosage with modern DSA equipment
Radiologe. 1995 Mar; 35(3): 148-51

-
- ⁷¹ Heyne JP, Schleicher C, Söldner J, Neumann R, Kaiser WA
Radiation exposure of the ocular lens and thyroid gland in digital subtraction angiography of brain-supplying arteries
Rofo. 1997 Nov; 167(5): 479-85
- ⁷² Whitby M, Martin CJ
Radiation doses to the legs of radiologists performing interventional procedures: are they a cause for concern?
Br J Radiol. 2003 May; 76(905): 321-7
- ⁷³ Marshall NW, Noble J, Faulkner K
Patient and staff dosimetry in neuroradiological procedures
Br J Radiol. 1995 May; 68(809): 495-501
- ⁷⁴ Watson LE, Riggs MW, Bourland PD
Radiation exposure during cardiology fellowship training.
Health Phys 1997; 73: 690-693
- ⁷⁵ Miller DL, Balter S, Cole PE, Lu HT, Schueler BA, Geisinger M, Berenstein A, Albert R, Georgia JD, Noonan PT, Cardella JF, St George J, Russell EJ, Malisch TW, Vogelzang RL, Miller GL, Anderson J
RAD-IR study Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study: part I: overall measures of dose.
J Vasc Interv Radiol. 2003 Jun; 14(6): 711-27
- ⁷⁶ Seifert H, el-Jamal A, Roth R, Urbanczyk K, Kramann B
Reduction of the radiation exposure of patients caused by selected interventional and angiographic procedures
Rofo. 2000 Dec; 172(12): 1057-64
- ⁷⁷ Shortt CP, Fanning NF, Malone L, Thornton J, Brennan P, Lee MJ
Thyroid Dose During Neurointerventional Procedures: Does Lead Shielding Reduce the Dose?
Cardiovasc Intervent Radiol. 2007 May 29
- ⁷⁸ Theodorakou C, Horrocks JA
A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral embolisation.
Br J Radiol. 2003 Aug; 76(908): 546-52
- ⁷⁹ Vano E, Gonzalez E, Beneytez F, Moreno F
Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimised interventional radiology laboratories.
Br J Radiol 1998; 71: 728-33
- ⁸⁰ Huda W, Peters KR
Radiation-induced temporary epilation after a neuroradiologically guided embolization procedure.
Radiology. 1994 Dec; 193(3): 642-4
- ⁸¹ Norbash AM, Busick D, Marks MP
Techniques for reducing interventional neuroradiologic skin dose: tube position rotation and supplemental beam filtration
AJNR Am J Neuroradiol. 1996 Jan; 17(1): 41-9

-
- ⁸² O'Dea TJ, Geise RA, Ritenour ER
The potential for radiation-induced skin damage in interventional neuroradiological procedures: a review of 522 cases using automated dosimetry. *Med Phys.* 1999 Sep; 26(9): 2027-33
- ⁸³ Berthelsen B, Cederblad A
Radiation doses to patients and personnel involved in embolization of intracerebral arteriovenous malformations. *Acta Radiol* 1991; 32: 492-7.
- ⁸⁴ Kicken, P. J. H., Kemerink, G. J., Schultz, F. W. and Zoetelief, J
Dosimetry of occupationally exposed persons in diagnostic and interventional arteriography. Part I: assessment of effective dose. *Radiat. Prot. Dosim.* 1999; 82(2): 105-114
- ⁸⁵ Huda W, Slone R
Review of Radiologic Physics
William & Wilkins, Baltimore, MD 1995
- ⁸⁶ Coulden RA, Readman LP
Coronary angiography: an analysis of radiographic practice in the UK
Br J Radiol. 1993 Apr; 66(784): 327-31
- ⁸⁷ International Commission on Radiological Protection.
Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures.
ICRP Publication 85. *Ann ICRP* 2000; 30: 7-67
- ⁸⁸ Hall E J
Radiobiology for the Radiologist
L.B. Lippincott Company, Philadelphia, 1988
- ⁸⁹ Wagner LK, Eifel P, Geise R
Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures
J Vasc Interv Radiol. 1994 Jan-Feb; 5(1): 71-84
- ⁹⁰ United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR),
Report to the General Assembly: Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation
United Nations, New York, NY, 1988

9. Danksagung

Danken möchte ich Herrn Prof. U. Mödder, unter dessen Leitung diese Arbeit entstand.

Ein ganz besonderes Dankeschön gilt Herrn Dr. Frank Schellhammer für die Überlassung des Themas, die umfassende Hilfe während der Phantommessungen und die Betreuung bis zur Fertigstellung der Dissertation.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. M. Cohnen, der nicht nur die TLD zur Verfügung stellte, sondern auch bei technischen Fragen zur Seite stand.

Bedanken möchte ich mich bei Sarah Assadi, die mich im Umgang und der Auswertung der TLD angeleitet hat.

Meinen Eltern möchte ich dafür danken, dass sie mich bei der Verwirklichung meines beruflichen Werdegangs mit allen Kräften unterstützt haben.

Großer Dank gilt meiner Ehefrau, Studienrätin Martina Hammerschlag, die nicht nur bei orthographischen, sondern vor allem bei organisatorischen Problemen zu Hilfe kam und mich mit Rat und Tat unterstützte.

10. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Sascha Hammerschlag
Wohnort: Dreikönigenstraße 12 d
50997 Köln Rondorf

Tel.: 02233/390966

Geboren am/in: 08.05.1974 in Frankfurt am Main
Familienstand: verheiratet

Schulischer Werdegang

1980 – 1984 Katholische Grundschule, Bonn Holzlar
1984 – 1993 Kardinal-Frings-Gymnasium, Bonn Beuel
18.05.1993 Abitur

Bundeswehr

01.07.1993 – 30.06.1994 Grundausbildung in Rennerod, 4./SanBtl 5
Wehrdienst in Koblenz, 1./FmBtl 310

Studium der Humanmedizin

10.1994 – 09.1996 vorklinisches Studium / Universität Bonn
18.09.1994 ärztliche Vorprüfung
10.1996 – 02.1999 klinisches Studium / Universität Bonn
18.09.1997 erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
03.1999 – 09.1999 klinisches Studium / Universität Wien
10.1999 – 02.2000 klinisches Studium / Universität Bonn
10.04.2000 zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
25.04.2000 – 26.03.2001 Praktisches Jahr / Akademisches Lehrkrankenhaus
Euskirchen
09.05.2001 dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Beruflicher Werdegang

01.08.2001 – 31.07.2002 AiP in der Abteilung für Chirurgie des Krankenhauses Maria
Stern, Remagen
15.10.2002 – 31.12.2002 AiP im Gefäßzentrum für Gefäßchirurgie Dr. Bauer, Bad
Neuenahr-Ahrweiler
01.01.2003 – 30.09.2006 AiP bis zum 15.04.2003, dann Assistenzarzt in der Abteilung
für Radiologie des St. Katharinen Hospitals Frechen
01.10.2006 – heute Wissenschaftlicher Mitarbeiter im Institut für Diagnostische
Radiologie der Universität Düsseldorf