

Aus der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Direktor Herr Univ.-Prof. Dr. med. Arno Bücken
Fakultät 2 - Klinische Medizin, Fachrichtung 2.19
Universitätsklinikum des Saarlandes, Homburg/Saar

***Wertigkeit der digital subtrahierten 2D-
Rotationsangiographie gegenüber der digitalen
Subtraktionsangiographie in der Diagnostik
abdomineller und peripherer Arterien und
experimentelle Dosimetrie der Strahlenexposition***

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der
Medizin

der MEDIZINISCHEN FAKULTÄT

der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2010

vorgelegt vom Promovenden

Armin Gildas Opitz

geboren am 25.01.1974 in Bielefeld

Dekan

Herr Univ.-Prof. Dr. med. Michael D. Menger

eingereicht

Datum der Promotion

Gutachter

:

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	3
VERZEICHNIS DER VERWENDETEN ABKÜRZUNGEN	5
I. ZUSAMMENFASSUNG	7
II. ABSTRACT	9
III. EINLEITUNG	11
III.1 STAND DER INVASIVEN UND NICHTINVASIVEN GEFÄßDIAGNOSTIK	11
III.2 DIE PERIPHERE ARTERIELLE VERSCHLUSSKRANKHEIT (PAVK).....	13
III.3 DIE DIGITALE SUBTRAKTIONSANGIOGRAPHIE (DSA).....	14
III.4 DIGITAL SUBTRAHIERTE ROTATIONSANGIOGRAPHIE	18
III.5 STRAHLENEXPOSITION DURCH DIE DSA	20
III.6 BEGRIFFE DER DOSIMETRIE.....	21
III.6.1 <i>Energiedosis</i>	21
III.6.2 <i>Äquivalentdosis</i>	22
III.6.3 <i>Organdosis</i>	23
III.6.4 <i>Dosis-Flächenprodukt (DFP)</i>	23
III.6.5 <i>Effektive Dosis</i>	23
III.6.6 <i>Bestimmung der Organ- und effektiven Dosis</i>	24
III.V ZIELSETZUNG	25
IV. MATERIAL UND METHODIK	26
IV.1 STUDIENDESIGN	26
IV.2 ANGIOGRAPHIEANLAGE	26
IV.3 ALDERSON – RANDO® - PHANTOM	27
IV.3.1 <i>Aufbau</i>	27
IV.3.2 <i>Thermolumineszenz-Dosimetrie</i>	29
IV.3.3 <i>Untersuchungsablauf</i>	32
IV.3.4 <i>Auswertung der Phantommessungen</i>	33
IV.4 PATIENTENKOLLEKTIV	33
IV.5 DURCHFÜHRUNG DER DSA	34
IV.6 ROTATIONSANGIOGRAPHIE.....	35
IV.6.1 <i>Untersuchungsablauf</i>	35
IV.6.2 <i>Aufnahmeparameter</i>	37
IV.7 BILDANALYSE	37
IV.7.1 <i>Stenosegradevaluation</i>	37

IV.7.2	<i>Beurteilung der Bildqualität</i>	38
IV.8	ANGIOGRAPHISCHE UNTERSUCHUNGSPARAMETER	38
IV.9	STATISTISCHE ANALYSE	39
V.	ERGEBNISSE	40
V.1	ERGEBNISSE DER PHANTOMVERSUCHE	40
V.1.1	<i>Dosisverteilung der TLD-Positionen</i>	42
V.1.2	<i>Dosis an verschiedenen Positionen des Alderson-Rando-Phantoms</i>	46
V.1.3	<i>Graphische Darstellung der Dosisverteilung</i>	47
V.1.4	<i>Die Energiedosis in Abhängigkeit vom Akquisitionsverfahren</i>	51
V.1.5	<i>Organdosen</i>	52
V.3	GEFÄßANALYSE	56
V.3.1	<i>Lokalisation</i>	56
V.2.2	<i>Stenosegrad</i>	57
V.3	UNTERSUCHUNGSPARAMETER DER ROTATIONSANGIOGRAPHIEN	65
V.4	BILDQUALITÄT DER ANGIOGRAPHIEN	65
V.4.1	<i>Bildkontrast und Schärfe</i>	65
V.4.2	<i>Darstellung von Gefäßanatomie und – Pathologien</i>	67
V.6	BILDBEISPIELE AUS DEM PATIENTENKOLLEKTIV	68
VI.	DISKUSSION	71
VII.	LITERATUR	84
VIII.	AUS DER ARBEIT HERVORGEGANGENE VERÖFFENTLICHUNGEN	96
IX.	DANKSAGUNG	97
X.	CURRICULUM VITAE	98

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

3D	Dreidimensional
A.	Arteria
Abb.	Abbildung
AP	Anterior-posterior
CE-MRA	kontrastmittelgestützte MR-Angiographie
cm	Zentimeter
CTA	computertomographische Angiographie
DFP	Dosisflächenprodukt
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie
F	French = Charrière, 1F = 1Ch = 1/3 Millimeter
f	Umrechnungsfaktor
F(B)	Bildfrequenz
FA	Firma
FFA	Fokus-Film-Abstand
FKDS	Farbkodierte Duplexsonographie
Gy	Gray
i. a.	intraarteriell
i. v.	intravenös
J	Joule
Kf	Kalibrierungsfaktor
kg	Kilogramm
kV	Kilovolt
kW	Kilowatt
LAO	links-anterior oblique
LiF	Lithiumfluorid
mA	Milliampere
ml	Milliliter
MRA	Magnetresonanzangiographie
MRT	Magnetresonanztomographie
MSCT	Multislice-Computertomographie

n	Anzahl
nC	Sondendosis
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
PTA	Perkutane transluminale Angioplastie
RA	Rotationsangiographie
RANDO	R adiation A nalog D osimetry System
RAO	rechts-anterior oblique
R-DSA	Digital subtrahierte Rotationsangiographie
s	Sekunde
SI	Système international d'unités
Sv	Sievert
Tab.	Tabelle
TACE	Transarterielle Chemoembolisation
TLD	Thermolumineszenzdosimeter
V	Rotationsgeschwindigkeit
WHO	World Health Organisation

I. Zusammenfassung

Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Klärung der Frage, ob die digital subtrahierte Rotationsangiographie (R-DSA) ein geeignetes Verfahren zur Beurteilung von viszeralen bzw. peripheren Gefäßstenosen und Pathologien im Vergleich zur konventionellen digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) darstellt. Um eine Aussage zur Strahlenbelastung treffen zu können, wurde experimentell mittels eines Alderson-Rando-Phantoms die Dosis beider Verfahren miteinander verglichen.

Material und Methoden

Zunächst wurde an der Angiographieanlage (Axiom Artis, FA Siemens) der radiologischen Klinik des Universitätsklinikums des Saarlandes in Homburg/Saar eine experimentelle Phantom-Studie mit einem anthropomorphen Alderson-Rando-Phantom (FA Harshaw, USA) durchgeführt, um die Strahlendosis, die bei der konventionellen DSA bzw. R-DSA mit 2D DYNAVISON® Technik (Siemens Medical Systems, Germany) appliziert wird, zu vergleichen. Anschließend wurden in dem Zeitraum von 01.01.2007 bis zum 31.08.2008 retrospektiv alle Patienten in die Studie eingeschlossen, bei denen im Rahmen einer Angiographie sowohl eine konventionelle DSA als auch eine Rotationsangiographie mittels DYNAVISON® durchgeführt wurde. Insgesamt 33 Patienten (weiblich:18, männlich 15; Durchschnittsalter: 67 ± 15 Jahre) wurden in die Studie eingeschlossen und 63 Gefäßläsionen von zwei Untersuchern hinsichtlich des Stenosegrades, der Bildqualität- bzw. -Kontrastes im Konsensusverfahren analysiert. Das Ausmaß der Stenosen wurde in geringgradige (1-29%), mittelgradige (30-69%) und hochgradige Stenosen (70-99%) sowie Verschlüsse (100%) eingeteilt. Die Bildqualität und der Bildkontrast jedes Gefäßabschnittes wurden zwischen beiden Verfahren verglichen. Abschließend erfolgte die Einteilung der Untersuchungen in die Kategorien „0 = kein Informationsgewinn“ bzw. 1 = Informationsgewinn.

Ergebnisse

Die Strahlendosis war in der R-DSA signifikant geringer als in der DSA. Die mit dem Alderson-Phantom gemessene mittlere Dosis der R-DSA betrug $633 \pm 880 \mu\text{Sv}$ bei 60° und $968 \pm 1401 \mu\text{Sv}$ bei 90° Rotationswinkel gegenüber $2334 \pm 3390 \mu\text{Sv}$ in der DSA bei 30° RAO/LAO-Angulation. Das resultierende Dosisflächenprodukt sowie die effektive Dosis betrug für die DSA $584 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$ bzw. $1,3 \text{ mSv}$ und für die R-DSA bei 60° $270 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$ bzw. $0,6 \text{ mSv}$ sowie $388 \mu\text{Gy}/\text{m}^2$ und $0,8 \text{ mSv}$ bei 90° Rotationswinkel.

Bei der Patientenstudie zeigte sich eine Übereinstimmung hinsichtlich des Stenosegrades bei 45 Läsionen. 10 Läsionen wurden mit der R-DSA höhergradiger und 8 geringgradiger gegenüber der DSA eingestuft. Insgesamt wurden mit der R-DSA 24 und mit der DSA 21 flussrelevante Stenosen (70 – 100%) detektiert. Bei 5 Patienten konnten mittels der R-DSA zusätzliche Informationen wie z.B. Normvarianten oder weitere pathologische Befunde erhoben werden. Jedoch ergab die R-DSA tendenziell eine schlechtere Bildqualität und einen niedrigeren Bildkontrast.

Schlussfolgerung

Die R-DSA ermöglicht nach Gabe nur eines Kontrastmittelbolus die Beurteilung von viszeralen und peripheren Gefäßstenosen aus multiplen Blickwinkeln. Die verschiedenen Projektionen ermöglichen eine exakte Klassifikation des Stenosegrades. Nicht selten können hierbei zusätzliche Informationen erhoben bzw. Pathologika diagnostiziert werden. Gleichzeitig kann mittels der R-DSA die verwendete Strahlendosis reduziert werden.

Schlüsselwörter

Digital subtrahierte Angiographie, DSA
Rotationsangiographie, R-DSA
Periphere arterielle Verschlusskrankheit, pAVK
Strahlendosis
Alderson-Rando-Phantom

II. Abstract

Purpose

To investigate the value of rotational digital subtraction angiography (R-DSA) for evaluating visceral and peripheral artery stenoses compared to conventional DSA.

Materials and Methods

A phantom-study using an anthropomorphic Alderson-Rando-Phantom was performed to compare the radiation dose of R-DSA using 2D Dynavision (Siemens Medical Systems, Germany) and conventional DSA. Subsequently 33 patients (female: 18, male 15; mean age: 67 ± 15 years) were examined using both techniques. In total, 63 lesions were analyzed by two observers with respect to stenosis grade, image contrast and vessel sharpness. All vessel stenoses were categorized in four categories: low grade (1-29%), middle grade (30-69%), high grade (70-99%) and occlusion.

Results

Radiation dose was significantly lower using R-DSA. The mean radiation dose measured in the Alderson phantom during DSA 60°, R-DSA 60°, and R-DSA 90° were 2334 ± 3390 μ Sv, 633 ± 880 μ Sv, and 968 ± 1401 μ Sv, respectively. The resulting dose area product and effective dose were 584 μ Gy /m² and 1.3 mSv, 270 μ Gy /m² and 0.6 mSv, and 388 μ Gy /m² and 0.8 mSv, respectively.

R-DSA and DSA revealed 24 and 21 flow relevant stenotic lesions and vessel occlusions (70 – 100%), respectively. The same degree of stenosis was assessed for 45 lesions. Using conventional DSA, 10 lesions were judged to have a higher stenosis grade and 8 lesions to have a lower stenosis grade compared to R-DSA. R-DSA yielded additional information such as normal variants and other pathological findings in 5 patients. However, a tendency towards better image quality and sharper vessel visualization was seen with DSA.

Conclusion

R-DSA allows for multi-projection assessment of visceral and peripheral artery stenoses and provides additional clinically relevant information after a single bolus of contrast medium. At the same time, radiation dose can be significantly reduced in comparison to DSA.

Key words

Digital subtraction angiography, DSA

Rotational angiography, R-DSA

Peripheral artery disease, PAD

Radiation dose

Alderson-Rando-phantom

III. Einleitung

III.1 Stand der invasiven und nichtinvasiven Gefäßdiagnostik

Arteriosklerotische Herz- und Gefäßerkrankungen sind weiterhin die Haupttodesursache in den westlichen Industrienationen. Laut WHO-Statistik waren 2003 ca. 48% der Todesfälle auf kardiovaskuläre Erkrankungen zurückzuführen (WHO, 2003). Die Zunahme des Altersdurchschnitts in der Bevölkerung führt zu einer steigenden Inzidenz pathologischer Gefäßveränderungen wie z. B. der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit [6]. Ursachen sind neben exogenen Noxen wie Adipositas und Nikotinabusus die hohe Prävalenz von Stoffwechselerkrankungen wie Hypercholesterinämie und Diabetes mellitus. Durch diesen demographischen Wandel gewinnt die adäquate Diagnostik und Therapie der arteriellen Gefäßerkrankungen zunehmend an Bedeutung [24, 66].

In den letzten Jahren hat die kontinuierliche technische Weiterentwicklung bildgebender Verfahren zu einer signifikanten Verbesserung in der Diagnostik arterieller Gefäßerkrankungen geführt. Bei vaskulären Erkrankungen, die keiner sofortigen interventionellen Therapie bedürfen, verliert die DSA zugunsten nichtinvasiver, ohne ionisierende Strahlung arbeitender Techniken zunehmend an Bedeutung.

Allgemein lassen sich die verfügbaren Modalitäten zur Gefäßdiagnostik in invasive und nichtinvasive Verfahren einteilen. Neben der farbcodierten Duplexsonographie (FKDS) werden insbesondere die Mehrzeilen-Computertomographie (MSCT) und die Kernspintomographie (MRT) zunehmend in der Gefäßdiagnostik eingesetzt [13, 48, 15]. Diese Modalitäten bieten gegenüber der herkömmlichen digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) den Vorteil einer besseren dynamischen Gefäßdarstellung im Falle der Duplexsonographie und die Möglichkeit zusätzlicher dreidimensionaler Visualisierungen mittels der Schnittbildverfahren. Vorteile der Ultraschalldiagnostik sind die fehlende Invasivität des Untersuchungsverfahrens, die hohe räumliche und zeitliche Auflösung, die Darstellung sowohl des perfundierten Lumens als auch der Gefäßwand und die Möglichkeit der

funktionellen Beurteilung durch Messung der Flussgeschwindigkeit und des Flussvolumens.

Als Nachteile sind die zeitaufwendige Reproduzierbarkeit und die Abhängigkeit von der Erfahrung des Untersuchers zu nennen.

Die CT-Angiographie (CTA) und MR-Angiographie (MRA) liefern in Abhängigkeit von der Gefäßlokalisation vergleichbare Bildinformationen mit einem aufgrund der fehlenden Invasivität geringeren Risiko für den Patienten [30, 54]. Nachteile der CT-Angiographie sind ähnlich wie bei der DSA die notwendige Applikation von jodhaltigem Kontrastmittel und die Strahlenexposition. Ein Nachteil der kontrastmittelgestützten MR-Angiographie ist die eingeschränkte Darstellung kleiner Gefäße aufgrund der limitierten räumlichen Auflösung und die Tendenz, höhergradige Stenosen durch den Signalverlust zu überschätzen [52].

Viele Jahrzehnte lang galt die Katheter-Angiographie als das Verfahren der Wahl zur Diagnostik von Gefäßerkrankungen. Die DSA als invasiver Eingriff ist für den Patienten belastender und birgt das Risiko von Komplikationen. Die Indikation wird deshalb im Zeitalter der modernen Schnittbildverfahren zurückhaltend gestellt, und es wird zunächst weniger invasiven Untersuchungsverfahren der Vorzug gegeben. Als Komplikation werden in der Literatur beispielsweise retroperitoneale Blutungen nach Punktion der Arteria femoralis [45], das Aneurysma spurium [25] und postinterventionelle Infektionen [5] genannt. Diese Komplikationen sind mit modernen Kathetermaterialien und Punktions-Sondierungstechnik zwar selten aber nicht mit letzter Sicherheit auszuschließen.

Während die nicht invasiven Untersuchungsmethoden sich aus oben genannten Gründen zunehmend als Screeningverfahren in der klinischen Routine etabliert haben, gilt die digitale Subtraktionsangiographie (i. a. DSA) noch als der periinterventionelle und präoperative Goldstandard in der radiologischen Diagnostik von Gefäßerkrankungen der Bauch- und Beckenetape [19, 27]. Die aktuellen Leitlinien des „Inter-Society Consensus for the Management of PAD (TASC)“ zur Diagnostik und Therapie der pAVK bezeichnen die DSA ebenfalls weiterhin als Goldstandard [57].

Hauptindikation für die i. a. DSA bleibt die Diagnostik von Gefäßveränderungen der Becken- und Beinstrombahn im Rahmen der AVK bei ca. 60% aller angiographischen Untersuchungen [80].

Interventionelle Therapieverfahren wie die perkutane transluminale Angioplastie (PTA) und die Stentimplantation stellen heute durch rapide Fortschritte in der technischen Weiterentwicklung der Interventionsinstrumente und Implantate eine minimal invasive Alternative zur chirurgischen Therapie dar.

Der entscheidende Vorteil der DSA gegenüber den Schnittbildverfahren ist die Möglichkeit, innerhalb einer Untersuchung die Gefäßstrukturen diagnostisch zu beurteilen und bei Bedarf Stenosen mittels einer PTA oder eine Stentimplantation interventionell zu therapieren.

III.2 Die periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK)

Die periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK) ist eine Erkrankung der peripheren Arterien. Definitionsgemäß werden sowohl die Beckenarterien als auch die Extremitäten versorgenden Gefäße zu diesem Krankheitsbild gerechnet.

Die Hauptursache der pAVK sind atherosklerotische Gefäßwandveränderungen. Seltener führen rezidivierende Thrombembolien sowie entzündliche Prozesse zu den pathologischen Wandveränderungen. Männer leiden etwa fünfmal häufiger an einer pAVK als Frauen. Latent oder manifest sind über 13% der männlichen Gesamtbevölkerung von der pAVK betroffen. Die Inzidenz steigt mit zunehmendem Alter [49], wobei die Prävalenz bei Männern in der 5. Dekade bei 1-2% und über 65 Jahren bei ca. 5% liegt. Die Gesamtprävalenz beträgt für sämtliche Altersklassen und für beide Geschlechter 2,7%.

Die atherosklerotischen Wandveränderungen führen zu einer Stenosierung des Gefäßes. Bei einem Stenosegrad über 50% des Gefäßlumens treten durch verminderte Ruhedurchblutung in der Regel klinische Symptome auf.

Über 90% der Fälle manifestieren sich an den unteren Extremitäten. Vom pathologischen Korrelat her handelt es sich um stenosierende, das Gefäßlumen einengende Gefäßläsionen. In 30% der Fälle liegt eine pAVK vom Beckentyp unter Beteiligung der aortoiliakalen Gefäße vor. Von der aortoiliakalen Form der pAVK können drei Typen unterschieden werden: Typ 1 mit segmentalen Stenosen und Okklusionen, der Aortenbifurkationstyp (Typ 2) im Sinne eines Leriche-Syndromes und die hohe Aortenthrombose bis zum Abgang der Nierenarterien

(Typ 3) [74]. Weitere Lokalisationen der Verschlußkrankheit sind die Oberschenkelgefäße (A. femoralis und A. poplitea) in ca. 50% sowie der periphere Typ mit Beteiligung der Aa. tibiales, A. fibularis und der Fußarterien in ca. 20%.

III.3 Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

Die digitale Subtraktionsangiographie ist ein spezielles Verfahren der digitalen Radiographie. Es handelt sich um eine Filtertechnik zur isolierten Darstellung des Gefäßkontrasts nach intraarterieller oder intravenöser Kontrastmittelinjektion. Erstmals wurde das Verfahren von MISTRETTA, BRENNECKE et al. beschrieben [14, 51].

Die Zeitsubtraktion, Subtraktion eines Leerbildes von einem mit Kontrastmittel gefüllten Bild, ist die zu Grunde liegende Methode [72].

Die technischen Bestandteile einer digitalen Angiographieanlage bilden ein feststehender Patiententisch und ein sich um den Patienten bewegendes C-Bogen-Stativ, bestehend aus Röntgenröhre, Bildverstärker und digitalem Aufnahmesystem.

Bis auf wenige Ausnahmen wird die DSA der Arterien aufgrund der besseren Detailerkennbarkeit und der geringeren Strahlenexposition und Kontrastmittelmengengabe nach arterieller Kontrastmittelgabe durchgeführt.

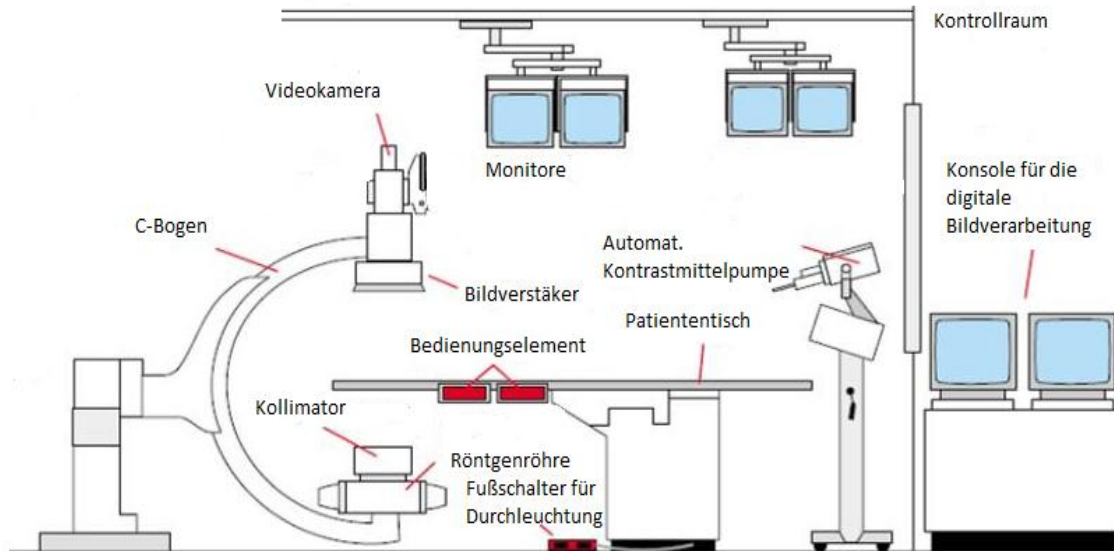


Abbildung 1:
Schematischer Aufbau einer Angiographie-Anlage, modifiziert nach Krieger [42].

Die häufigsten Indikationen für eine DSA sind die Darstellung des arteriellen Gefäßsystems zur Diagnostik der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit, von akuten Gefäßverschlüssen und von Gefäßmalformationen. Darüber hinaus ist die DSA das bildgebende Verfahren der Wahl bei interventionell-radiologischen Eingriffen wie der PTA und der Stentimplantation [47, 56, 86]. Die Darstellung von venösen Gefäßen zum Beispiel im Rahmen der Diagnostik und Therapie von Dialysehunts ist auch gegeben.

Weitere Einsatzgebiete zur Durchführung von minimal invasiven Therapien sind die Embolisation arterieller Blutungen und die transarterielle Tumorembolisation. Die Komplikationsrate wird mit 3,6-4,8% angegeben [82].

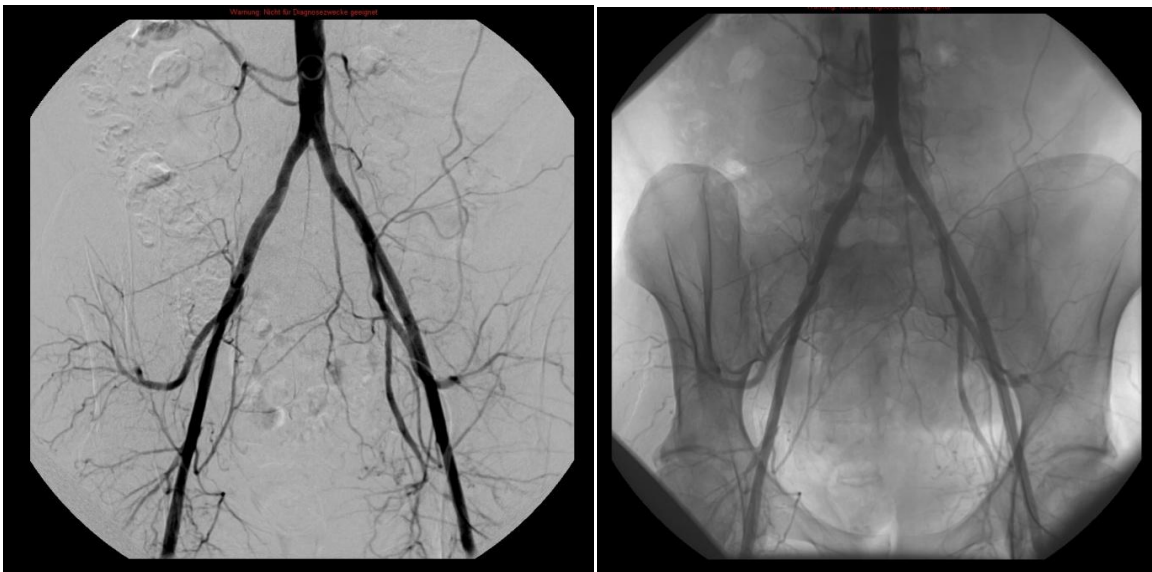
Die DSA benötigt zur Erstellung eines Bildes 4 Schritte:

- Herstellung einer Leeraufnahme (Maske) der zu untersuchenden Körperregion
- i. a. oder i. v. Injektion eines Kontrastmittelbolus
- Gefäßkontrastbild - Anfertigung des Kontrastmittelbildes
- Subtraktion der Maske vom Gefäßbild zur Eliminierung der statischen Bildelemente (Skelett- und Weichteilstrukturen)

Die vom Bildverstärkerausgang ausgehenden Videosignale werden zunächst digitalisiert und im Zwischenspeicher des Bildrechners abgelegt.

Dem Untersucher steht das Bild in Echtzeit zur Verfügung. Hauptsächlich wird eine 512 x 512 Matrix, z. T. auch 1024 x 1024 Matrix verwendet [85].

Zwei Speicherabteilungen nehmen für die Subtraktion jeweils die Masken- und Füllungsbilder getrennt auf. Der Bildprozessor subtrahiert die Maske von den Füllungsbildern und verstärkt die entstandenen Subtraktionsbilder. Die bearbeiteten Bilder gelangen nach Digital-Analog-Umsetzung auf den Monitor [72].



*Abbildung 2:
Angiographie der infrarenalen Aorta und der Beckenarterien nach intraarterieller Kontrastmittelinjektion: Links als Subtraktionsbild, rechts konventionell ohne Subtraktion der Maske.*

Die Dokumentation der Bilddaten erfolgt über eine Multiformatkamera, Laserkamera oder Speicherung auf einer optischen Platte.

Abhängig von Hersteller und Modell existieren verschiedene Arten der Röntgenstrahlenexposition. Beim kontinuierlichen Betrieb sind Bilder mit Bildfrequenzen von 25-50 Bildern pro Sekunde möglich. Diese Methode ist zur Darstellung von dynamischen Vorgängen geeignet z.B. bei Herzfunktionsuntersuchungen. Beim gepulsten Betrieb werden Einzelbilder mit einer Frequenz von typischerweise 1-6 Bildern/s erzeugt.

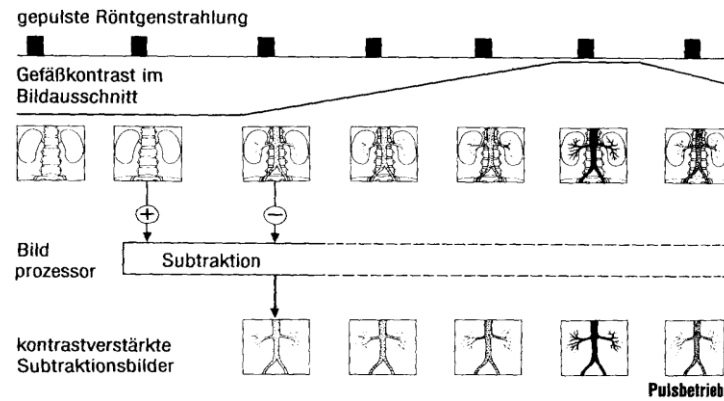


Abbildung 3:
Gepulster Betrieb bei der digitalen Angiographie aus Laubenberger, 1999 [72].

Hauptvorteil der DSA ist ihre hohe geometrische Bildauflösung durch Verwendung einer 1024er Matrix, welche trotz technischer Weiterentwicklung von den nichtinvasiven Verfahren nicht erreicht wird. Dies ermöglicht eine detaillierte Darstellung von Kollateralkreisläufen, Stenosen und Verschlüssen. Nachteile der DSA sind die Invasivität, Applikation von potenziell nephrotoxischem Kontrastmittel, die Strahlenbelastung für Patienten und Personal sowie die hohen Kosten durch Untersuchungsmaterialien und eine eventuell notwendige Hospitalisierung.

Da die DSA zu den zweidimensionalen projektionsangiographischen Verfahren zählt, muss diese Technik mit einer Limitierung der Blickrichtung auf den Gefäßbaum auskommen und kann in bestimmtem Umfang eine Fehleinschätzung des Stenosegrades nicht verhindern. Die modernen Angiographieanlagen verfügen über einen fest installierten C-Bogen, der eine Darstellung der Gefäße in verschiedenen Projektionswinkeln erlaubt. Der primär verwendete Durchleuchtungswinkel ist die anterior-posterior (AP-) Projektion. Bei der Untersuchung komplexer Gefäßregionen wie den Iliakalarterien und dem Aortenbogen werden zusätzlich Schrägaufnahmen in links- oder rechts anterior-oblique (LAO, RAO) angewandt. Diese Projektionen sind insbesondere im Bereich von Bifurkationen wichtig, um diese überlagerungsfrei darzustellen. Als weitere Modifikation gibt es Röntgenanlagen mit zwei C-Bögen, die die Darstellung der Gefäßanatomie gleichzeitig aus zwei verschiedenen Richtungen bei nur einer Kontrastmittelgabe erlauben.

III.4 Digital subtrahierte Rotationsangiographie

Bei diesem Verfahren rotieren Röntgenröhre und Bildverstärker eines C-Bogens während der Kontrastmittelinjektion um die zu untersuchende Gefäßregion. So werden Bildserien in verschiedenen Projektionen aufgenommen. Die gesamte Bildserie kann aufgrund der Rotationsgeschwindigkeit im Rahmen einer Kontrastmittelbolusinjektion erfolgen.

Ein erster Versuch, multiple Projektionen mit einer einzigen Kontrastmittelinjektion darzustellen, beschrieben CAMPEAU und SALTIEL 1964 am Beispiel der „Angiokardiographie“ von Patienten mit Fallot-Tetralogie [16].

Das Prinzip der „rotierenden Serienfilmbilder“ wurde erstmals 1972 von CORNELIS erwähnt [18] und hat seitdem eine kontinuierliche Weiterentwicklung erfahren.

Im Rahmen von Phantomstudien intrakranieller Gefäße entwickelten VOIGT et al. 1975 eine Methode zur Darstellung von Aneurysmen mittels Rotationsangiographie. [79]. Eine Kameraeinheit rotiert dabei um 180° in $6^\circ/\text{s}$ um ein im Isozentrum platziertes Objekt. Erste klinische Anwendungen erfuhr diese Methode 1983 zur Untersuchung cerebraler Aneurysmen [73].

Im Vergleich zur konventionellen Angiographie liegt der Hauptvorteil dieser Methode in der überlagerungsfreien Darstellung komplexer dreidimensionaler Strukturen aus multiplen Blickwinkeln.

1989 beschrieben SCHUHMACHER et al. eine neue Technik zur Visualisierung cerebraler Gefäße und der Myelographie mit einer digital subtrahierten Rotationsangiographie [67]. Dieses Verfahren etablierte sich in den neunziger Jahren als Goldstandard zur Bildgebung in der interventionellen Neuroradiologie. Zahlreiche Studien haben seitdem den Nutzen [11] einer überlagerungsfreien Darstellung anatomischer Beziehungen im Rahmen neurochirurgischer und interventioneller neuroradiologischer Eingriffe untersucht [76]. Ein weiteres Anwendungsgebiet ist die postoperative Evaluation cerebraler Aneurysmen, da die Überlagerung durch Operationsclips vermieden und ein residueller Aneurysmahals besser erkannt wird [35].

Ein wichtiger Faktor zur Auswahl eines geeigneten bildgebenden Verfahrens in der Gefäßdiagnostik ist sowohl die diagnostische Reliabilität bei der Darstellung

von Pathologien als auch die Patientensicherheit hinsichtlich der Belastung durch ionisierende Strahlung und jodhaltige Röntgenkontrastmittel.

Aktuelle Untersuchungen haben die Machbarkeit und den Stellenwert der Rotationsangiographie im Rahmen von Koronarangiographien untersucht [55, 63, 64]. Die Rotationsangiographie zeigt hierbei vergleichbare und zum Teil überlegene Resultate hinsichtlich der Quantifizierung von Stenosen und der Visualisierung von Gefäßläsionen bei deutlich geringerem Kontrastmittelverbrauch und einer niedrigeren Strahlenbelastung. Dieses erklärt sich durch einen verminderten Bedarf an zusätzlichen angiographischen Projektionen [26, 62].

Zur klinischen Anwendung der Rotationsangiographie für abdominelle und periphere Arterien finden sich in der Literatur nur wenige Untersuchungen. KLEIN et. al untersuchten 1995 den Stellenwert der Rotationsangiographie hinsichtlich der Diagnostik von Nierenarterienstenosen und konnten eine deutliche Dosisreduktion gegenüber der konventionellen Angiographie bei gleicher Bildqualität feststellen [41]. Basierend auf den technischen Grundlagen der Rotationsangiographie wurde als nächste Entwicklung die 3D- Visualisierung angiographischer Bilder angestrebt [65]. Tabelle 1 zeigt eine Übersicht zu technischen Vor- und Nachteilen der gängigen Untersuchungsverfahren im Vergleich zur Rotationsangiographie.

Tabelle 1:

Vor- und Nachteile der verschiedenen Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung).

Merkmale der Technik	CTA	CE-MRA	3D R-DSA
Bestimmung des Gefäßdurchmessers	+	+	+
Darstellung von Thromben	+	+	-
Darstellung von Kalzifikationen	+	±	+
Darstellung der Gefäßwand	+	+	-
Intraluminale Bildgebung	+	+	-
Gefäßabgänge	+	+	+
Dynamische Flussbildgebung	-	-	+
Überwachung von Interventionen	-	-	+

III.5 Strahlenexposition durch die DSA

Die Angiographie erfordert zur Visualisierung der Gefäße die Anwendung ionisierender Strahlung in Form von Röntgenstrahlen. Sowohl der Patient als auch das Untersuchungspersonal werden hierbei strahlenexponiert. Röntgenstrahlung tritt in Wechselwirkung mit der durchstrahlten Materie und kann so Schäden verursachen. Man unterscheidet zwischen deterministischen und stochastischen Strahlenschäden. Während deterministische Schäden einen Schwellenwert aufweisen, bei dessen Überschreitung diese zu 100% auftreten, werden stochastische Strahlenschäden mit zunehmender Exposition wahrscheinlicher, ohne dass eine Schwellendosis existiert. Ein Beispiel für deterministische Strahlenschäden ist die Strahlenkrankheit, wobei stochastische Schäden ursächlich für strahleninduzierte Karzinome sind.

Die Angiographie zählt zu den dosisintensivsten Verfahren in der diagnostischen und interventionellen Radiologie und führt zu einer nicht unerheblichen Strahlenbelastung für Patienten und Personal [69]. Die Strahlenexposition hängt in hohem Maße von den variablen Untersuchungsparametern wie Strahlengang, Durchleuchtungszeiten, Anzahl der Aufnahmeserien, Bildqualität und Strahlenschutzeinrichtungen ab [23, 20].

Eine typische Angiographie umfasst sowohl Durchleuchtungszeiten zur korrekten Positionierung des Patienten im Isozentrum als auch die eigentliche DSA-Serien aus verschiedenen Projektionen. Die durchschnittliche Oberflächendosis des Patienten im Rahmen einer diagnostischen oder therapeutischen Angiographie beträgt zwischen 150-200 mSv. Das Dosisflächenprodukt für eine DSA der Femoralarterien variiert laut Literatur in Abhängigkeit von oben genannten Faktoren zwischen 1320-2170 cGy/cm² [69]. In Abbildung 4 sind die unterschiedlichen Dosisparameter zur Charakterisierung der Strahlenexposition durch die DSA mit den entsprechenden Detektionsorten dargestellt.

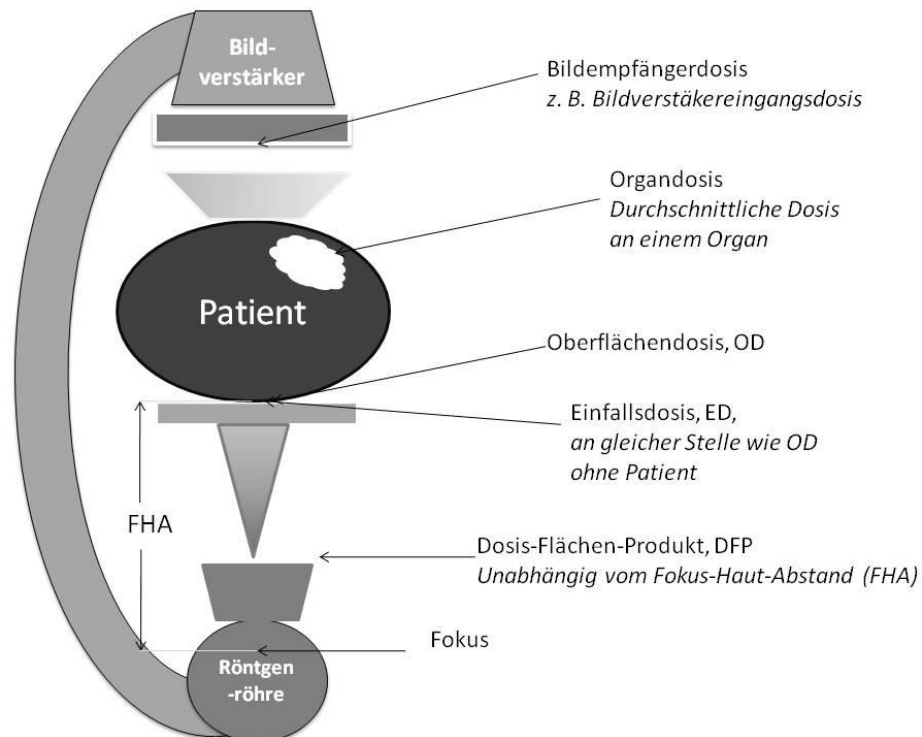


Abbildung 4:
 Verschiedene Dosisparameter in der Angiographie, modifiziert nach Krieger, 2007 [42].

III.6 Begriffe der Dosimetrie

Der Begriff „Dosimetrie“ bezeichnet verschiedene Messverfahren zur Bestimmung der durch ionisierende Strahlen in Materie absorbierten Energie.

Da zusätzlich zu der klinischen Evaluation der Rotationsangiographie experimentelle Untersuchungen mittels eines Alderson -Rando® – Phantoms durchgeführt wurden, sollen in diesem Abschnitt die wichtigsten allgemeinen Begriffe der Dosimetrie erläutert werden.

III.6.1 Energiedosis

Ionisierende Strahlung hat die Fähigkeit, Materie zu durchdringen und mit deren Atomen in Wechselwirkung zu treten. Dieser Prozess ist abhängig von ihrer Energie, Größe und Ladung.

Dabei geht ein Teil der Energie verloren und wird durch Ionisationsprozesse auf die Materie übertragen. Diese absorbierte Strahlenenergie wird als Energiedosis D bezeichnet und stellt die dosimetrische Basisgröße dar:

$$D = dE / dm$$

D = Energiedosis; dE = absorbierte Dosis; dm = bestrahlte Masse

Die SI-Einheit der Energiedosis ist das *Gray* (Gy, 1 J/kg). Ein Gray ist die Energiedosis, die bei der Übertragung der Energie von 1 Joule auf Materie mit einer Masse von 1 kg durch ionisierende Strahlung in räumlich konstanter Verteilung entsteht, Die Stärke der Wechselwirkung mit der Materie hängt dabei von dem exponierten Material ab [12].

III.6.2 Äquivalentdosis

Die Äquivalentdosis ist abhängig von der Art der ionisierenden Strahlung und beschreibt deren unterschiedliche biologische Wirkung: Stark ionisierende Strahlen mit großer Energieabgabe haben bei gleicher Energiedosis eine höhere biologische Wirksamkeit als weniger stark ionisierende Strahlen. Jeder Strahlenart wird daher ein biologischer Bewertungsfaktor q zugeordnet. Die Äquivalentdosis ergibt sich durch Multiplikation der Energiedosis mit dem Wichtungsfaktor für die jeweilige Strahlenart:

$$H = W_R \cdot D$$

H = Äquivalentdosis; W_R = Strahlungswichtungsfaktor; D = Energiedosis

Die internationale Einheit für die Äquivalentdosis ist das Sievert (Sv, J/kg). Für die in der Radiologie verwendeten Strahlungsarten Röntgen-, Gamma und Elektronenstrahlen ist der Bewertungsfaktor $q = 1$.

Somit gilt:

$$n \text{ Gray} = n \text{ Sievert}$$

III.6.3 Organdosis

Organ- und Äquivalentdosen berücksichtigen aufgrund des Strahlenwichtungsfaktors die unterschiedliche Wirkung der verschiedenen Arten ionisierender Strahlung auf das menschliche Gewebe. Bei der Organdosis handelt es sich um eine experimentell ermittelte Dosis, die aus der Einfalldosis und einem Konversionsfaktor C berechnet wird. Der Konversionsfaktor wird durch Phantommessungen, z. B. mit dem in der vorliegenden Arbeit verwendeten Alderson-Rando®-Phantom [36]. Im Unterschied zur Äquivalentdosis ist die Organdosis die tatsächlich in einem einzelnen Organ oder Gewebe absorbierte mittlere Energiedosis. Die SI-Einheit ist das Sievert (Sv).

III.6.4 Dosis-Flächenprodukt (DFP)

Bei dem DFP handelt es sich um die gesamte bei einer bestimmten Untersuchung das Röhren-Austrittsfenster passierende Strahlenmenge. Diese ist von der Größe des Strahlenfeldes, nicht aber von der Entfernung von der Strahlenquelle bzw. vom Patienten abhängig. Das Produkt aus Dosis und bestrahlter Fläche bleibt in wechselnder Entfernung von der Strahlungsquelle immer gleich. Das DFP eignet sich besonders zur Charakterisierung von komplexen radiographischen Untersuchungen mit wechselnden Projektionen, z. B. in der Durchleuchtung.

III.6.5 Effektive Dosis

Die effektive Dosis bezeichnet die Summe aller im Körper bzw. Material erzeugten Organdosen. Die Einheit ist das Sievert. Die effektive Dosis ist ein Maß für das stochastische Risiko somatischer und vererbbarer Schäden durch ionisierende Strahlen. Sie wird ermittelt durch Multiplikation der Organäquivalentdosen mit entsprechenden gewebespezifischen Wichtungsfaktoren, welche sich aus der unterschiedlichen Strahlenempfindlichkeit risikorelevanter Gewebe ergeben. Jedem Organ wird also ein spezielles relatives Risiko zugeordnet, das als Gewebewichtungsfaktor W berücksichtigt wird.

Die effektive Dosis berechnet sich aus der Summe der mit den speziellen Wichtungsfaktoren multiplizierten mittleren Organäquivalentdosen:

$$D_{\text{eff}} = \sum_{\text{Organe}} H_{\text{Organ}} \cdot W_{\text{Organ}}$$

D_{eff} = effektive Dosis; H_{Organ} = Organäquivalentdosis in Sievert; W_{Organ} = Gewebewichtungsfaktor

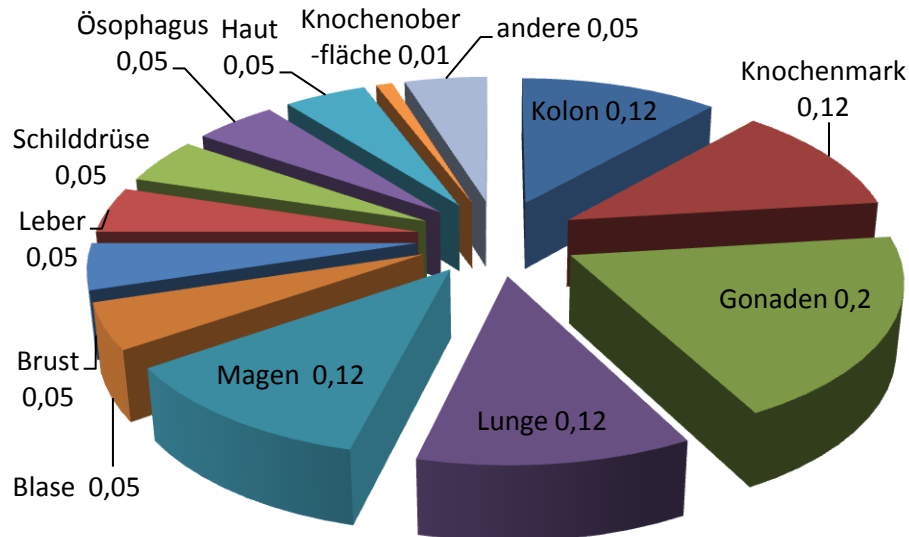


Abbildung 5:
Wichtungsfaktoren verschiedener Gewebearten nach ICRP 60, 1990 [37].

III.6.6 Bestimmung der Organ- und effektiven Dosis

Eine direkte Messung der Organdosis ist im Rahmen diagnostischer und interventioneller Prozeduren nur mit Dosimetern (z.B. Thermolumineszenzdosimetern, TLD) möglich, welche in anthropomorphe Phantome wie dem Alderson-Rando-Phantom eingebracht werden. Als indirekte Methode wird die Bestimmung der Organdosis mit Konversionsfaktoren aus Spannung, Feldgröße, Filterung und Organposition angewendet. Aus der Organdosis und den Gewebewichtungsfaktoren kann die effektive Dosis bestimmt werden. Diese dient daher als Vergleichsgröße zwischen verschiedenen Verfahren unter Verwendung ionisierende Strahlung. Allerdings handelt es sich bei den Gewebewichtungsfaktoren lediglich um Mittelwerte, wobei andere interindividuelle Faktoren zur Beeinflussung der Strahlensensibilität wie Alter und Geschlecht unberücksichtigt bleiben [12].

III.V Zielsetzung

Die vorliegende Arbeit untersucht die Wertigkeit der Rotationsangiographie als Verfahren zur Diagnose peripherer und abdomineller Gefäßpathologien im Vergleich zur herkömmlichen Angiographie. Da die Patientenexposition durch ionisierende Strahlung einen nicht vernachlässigbaren Nachteil der Angiographie darstellt, war ein Ziel der Studie, die Strahlendosis beider Verfahren experimentell zu erfassen. Hierzu haben wir in einer präklinischen Untersuchung am Phantom die applizierte Dosis der Rotationsangiographie im Vergleich zur konventionellen DSA analysiert. Die Ergebnisse der Studie sollen dazu beitragen, die diagnostische Effizienz der Angiographie zu verbessern und Möglichkeiten zur Reduktion der Strahlenbelastung in der klinischen Routine aufzuzeigen.

Folgende Fragen sollen mit der vorliegenden Studie beantwortet werden:

1. Führt die Verwendung der Rotationsangiographie im Vergleich zur DSA zu einer geringeren Strahlenbelastung?
2. Ist die R-DSA im Vergleich zur DSA ein geeignetes Verfahren zur Beurteilung von Gefäßstenosen?

IV. Material und Methodik

IV.1 Studiendesign

Alle Untersuchungen wurden in der Angiographieabteilung der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie der Universitätsklinik Homburg/Saar (Direktor: Prof. Dr. med. Arno Bücken) mit einer rotationsfähigen Angiographieeinheit Typ Axiom Artis FA (Siemens Medical Solutions, Forchheim) durchgeführt.

Das zur Dosimetrie verwendete Alderson-Rando-Phantom wurde von der Abteilung für Strahlenschutz der Universitätsklinik (Leiter: Dr. Joachim Berlich) zur Verfügung gestellt. Die Phantommessungen wurden an insgesamt fünf Terminen an der oben genannten Angiographieanlage durchgeführt.

In dem Zeitraum von 01.01.2007 bis zum 31.09.2008 wurden retrospektiv alle Patienten erfasst, bei denen im Rahmen einer Angiographie sowohl eine konventionelle DSA als auch eine Rotationsangiographie mittels 2D-DYNAVISON® (Siemens Medical Solutions, Forchheim) durchgeführt wurde.

Sämtliche angiographische Untersuchungen erfolgten nach ausführlicher Aufklärung über die klinische Notwendigkeit sowie über mögliche Nebenwirkungen des Eingriffes und der Kontrastmittelgabe. Die Einwilligung der Patienten wurde per Unterschrift dokumentiert.

IV.2 Angiographieanlage

Die klinischen Untersuchungen sowie die Phantommessungen wurden mittels einer monoplanaren Angiographieanlage vom Typ Axiom Artis FA (Siemens Medical Solutions, Forchheim) durchgeführt. Es handelt sich um ein deckenmontiertes C-Bogen- Angiographiesystem mit einem 100 kW Generator und einem Bildverstärker mit 40 cm Durchmesser. Die Anlage ist mit einer Untertischröhre und einem Obertischdetektor ausgestattet (Abb. 6).



Abbildung 6:
Die für sämtliche Untersuchungen verwendete rotationsfähige Angiographieeinheit Axiom Artis FA (Siemens).

IV.3 Alderson – Rando® - Phantom

IV.3.1 Aufbau

Die Strahlenexposition bei der Rotationsangiographie wurde an einem anthropomorphen Alderson-Rando-Phantom simuliert. Dieses Phantommodell wurde 1962 von Alderson und Mitarbeitern zur Bestrahlungsplanung in der Strahlentherapie entwickelt und sollte die bis dahin gebräuchlichen Festwasserphantome ersetzen, die die Dosisverteilung im Körper nur unzureichend messen konnten [4].

Um eine räumliche Zuordnung der gemessenen Strahlendosen zu ermöglichen, wurde das Alderson-Phantom in das Dosimetriesystem RANDO (**R**adiation **A**nalog **D**osimetry System) integriert, das auf einem kartesischen Koordinatensystem basiert. Die z-Achse des Systems entspricht hierbei der Längsachse des Phantoms. Die x-Achse liegt in der Koronarebene und die y-Achse steht senkrecht zu den beiden anderen. Das Phantom besteht aus einem nachgebildeten menschlichen Skelett, welches von einer Gummimasse aus Isocyanat umhüllt ist. Diese hat eine spezifische Dichte von $0,985 \text{ g/cm}^3$ und eine Ordnungszahl von

7,3. Damit hat das Phantom gegenüber menschlichem Gewebe vergleichbare Absorptions- und Streueigenschaften und verhält sich somit radioäquivalent. Zur Dosimetrie mit dem Rando-Phantom werden Stabdosisimeter (sog. Rods) mit einer Länge von 6 mm und einem Durchmesser von 1 mm verwendet, die in das Phantom eingesetzt werden. Somit sind Strahlenexpositionen innerhalb der „Organe“ messbar.

Dieser Phantomtyp hat sich als Standard zur wissenschaftlichen Dosismessung von intrakorporalen Strahlenbelastungen mittels anthropomorphen Phantomen etabliert [36].

Das bei unseren Messungen verwendete Phantom hat eine Größe von ca. 110 cm und ein Gewicht von 75 kg. Es besteht aus einem Rumpf ohne Kopf und Extremitäten.



*Abbildung 7:
Das für die Dosimetrie eingesetzte Alderson-Rando® -Phantom.*

Das Phantom ist in 35 Schichten mit Schichtdicken von jeweils 2,5 cm unterteilt. Die Scheiben sind mit Plastikstiften fixiert und zusätzlich von einem 4 - Seil - System umspannt, um das Phantom durch Zug und Druck zu stabilisieren. Jede Scheibe ist mit einem Lochmuster mit Bohrlöchern in einem bestimmten Muster versehen, in welche die Stabdosimeter eingebracht werden können. Die Lochgröße und die Abstände variieren in Abhängigkeit der verwendeten Dosimeter. Für die bei unseren Untersuchungen verwendeten LiF 100H TLD beträgt der Lochdurchmesser 2 mm und der Lochabstand 1,5 cm. Insgesamt besitzt das Phantom über 3000 Bohrlöcher.



*Abbildung 8:
Lagerung des Aldersonphantoms für die Rotationsangiographie.*

IV.3.2 Thermolumineszenz-Dosimetrie

IV.3.2.1 Messprinzip

Die Strahlendosis wurde bei allen Messungen mit Hilfe der Thermolumineszenzdosimetrie ermittelt. Diese Technik basiert auf bestimmten Leuchtstoffen (Luminophoren), die in der Lage sind, applizierte Strahlungsenergie zu speichern. Bei diesem Vorgang besetzen die mit der Röntgenstrahlung emittierten Ladungsträger Haftstellen in der Kristallgitterstruktur der

Luminophoren. Werden diese nach Strahlenexposition erhitzt, werden die Ladungsträger wieder freigesetzt und geben ihre Energie in Form von Licht ab. Diese Lichtmenge wird mittels Photometrie erfasst und entspricht der relativen Strahlendosis.

IV.3.2.2 Dosimeter

Zur Dosimetrie wurden in der vorliegenden Untersuchung Thermolumineszenzdosimeter (TLD) vom Typ 100H der Firma Harshaw (Cleveland, USA) verwendet. Die TLD bestehen aus Lithiumfluorid und haben einen Durchmesser von 1 mm und eine Länge von 6 mm. Der optimale Messbereich liegt bei 10 μ Gy bis 1 Gy. Vor der Messung wurden die TLD nummeriert und jeweils in identischer Position in die Scheiben des Phantoms eingesetzt. Pro Untersuchung kamen 10 Scheiben mit jeweils 5 TLD zum Einsatz (Tabelle 1). Die Scheiben wurden in einem Abstand von jeweils einer Schicht um das Isozentrum der Röntgenröhre angeordnet. Nun wurden die Detektoren an anatomisch korrelierender Stelle in den Bohrlöchern des Alderson-Rando-Phantoms positioniert um die Exposition der strahlensensiblen Organe wie zum Beispiel der Testes (4 TLD) und der Ovarien (jeweils 2 TLD) zu erfassen. Weiterhin sollten die Dosen der im oder nahe am Zentralstrahl gelegenen Organe möglichst exakt erfasst werden. Hierzu wurden TLD in Position auf den Ösophagus (1 TLD) und den Magen (3 TLD) eingebracht. Weitere Detektoren wurden auf die Harnblase (1 TLD) und die Lunge (5 TLD) verteilt.

Die Dosimeter wurden vor der Messung kalibriert, indem sie einer definierten Strahlendosis und Strahlenqualität exponiert (0,95-1,00 mGy/nC bei 70 kV, 100 mA und 250 ms) und anschließend ausgewertet wurden. Vor der Anwendung erfolgt eine Wärmebehandlung der TLD für ca. eine Stunde bei 400° Celsius zur Regeneration. Durch diesen Prozess werden die in den TLD gespeicherten Informationen aus vorangegangenen Messungen gelöscht.

Sämtliche Dosimeter wurden innerhalb von 24h nach jeder Exposition entfernt und ausgewertet. Daher konnte ein Dosisverlust von 5% innerhalb von 12 Monaten (sog. „Fading“) für die Messergebnisse vernachlässigt werden.

Eine Korrektur bezüglich der zusätzlichen Dosis durch natürliche Strahlung von 0,05 mSv im Monat war aufgrund der kurzen Dauer zwischen Exposition und Auswertung ebenfalls nicht nötig.

Zur Auswertung der TLD stand ein automatisiertes Messgerät vom Typ TL 3000® der Firma Harshaw (Cleveland, USA) zur Verfügung. In diesem erfolgte die Erwärmung der TLD unter Stickstoffatmosphäre in verschiedenen Stufen bis 260° Celsius. Anschließend wurde die Lichtsumme durch das Messgerät anhand der Glühkurven der Dosimeter ermittelt.

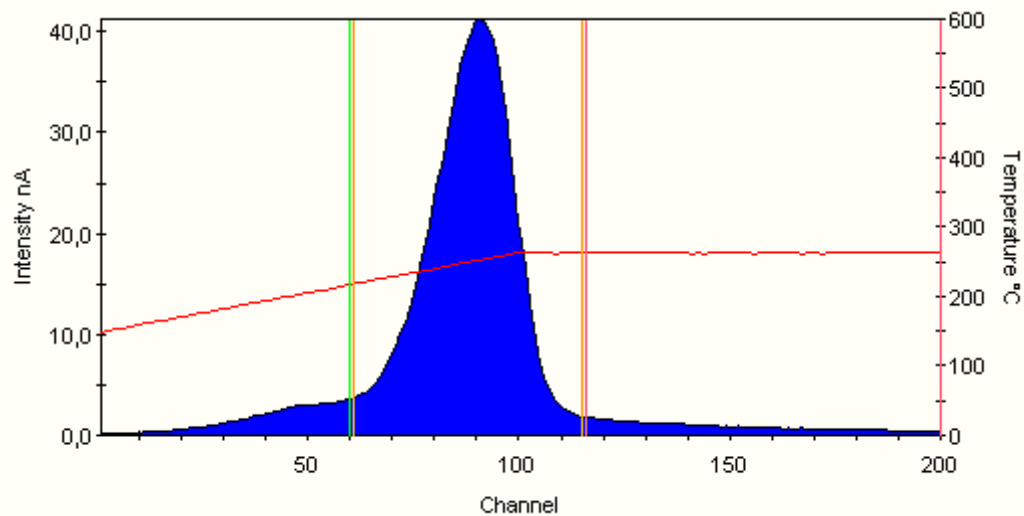


Abbildung 9:

Glühkurve eines TLD im Rahmen der in der vorliegenden Untersuchung durchgeführten Messungen: Die in Form von Licht abgegebene Energie (Lumineszenz) wird mittels Photomultiplier gemessen und in Form einer Kurve dargestellt. Die Fläche unter der Glühkurve ist ein Maß für die Strahlendosis. Die rote Linie zeigt den Temperaturverlauf an.

Da es sich bei den TLD um empfindliche Materialien handelt, muss bei der Positionierung und dem Herausziehen aus den Bohrlöchern des Phantoms äußerst sorgfältig gearbeitet werden. Daher wurde die Entnahme aus dem Phantom ausschließlich mit einem Unterdruckgreifer durchgeführt. Eine Beschädigung einiger Dosimeter bei der Platzierung und Entfernung konnte nicht vermieden werden. Somit waren nicht alle TLD pro Messung auszuwerten.

Aus den entsprechenden Messpaaren konnte nun die Dosisdifferenz der einzelnen TLD ermittelt und in zwei Schritten nach folgender Methode die Energiedosis berechnet werden:

Sondendosis (**nC**) · Kalibrierungsfaktor (**Kf**) = korrigierte Sondendosis

↓

korrigierte Sondendosis (**nC**) · Umrechnungsfaktor (**f**) = Energiedosis (**Gy**)

IV.3.3 Untersuchungsablauf

Die Phantommessungen wurden an fünf separaten Terminen mit einem Rotationswinkel von 60°, 90° und 120° in LAO- und RAO- Projektion durchgeführt. Zusätzlich erfolgten zwei Referenzmessungen mittels eines in unserer Angiographieranlage hinterlegten Standardprotokolls zur peripheren Angiographie in 30° RAO und 30° LAO mit einer Durchleuchtungszeit von 9 bzw. 20 s / Serie sowie gepulster Durchleuchtung (3 Bilder/s).

Die Untersuchung wurde analog zu einer Standard-Patientenuntersuchung am liegenden Phantomtorso und mit dem Bildverstärkerformat 32 x 32 durchgeführt. Die Entfernung zwischen Röntgenstrahlenquelle und dem Detektor wird als Fokus-Film-Abstand (FFA) bezeichnet. Die Entfernung betrug bei allen Phantommessungen 110 cm. Bei Das Phantom wurde auf dem Untersuchungstisch platziert und mittels Durchleuchtung die korrekte Position verifiziert. Die hierbei entstandene Dosis wurde notiert und später von der Rotationsdosis subtrahiert. Die Rotationsgeschwindigkeit betrug 30°/s und die Angulation 6°/Bild sowohl im Masken- als auch im Füllungslauf.

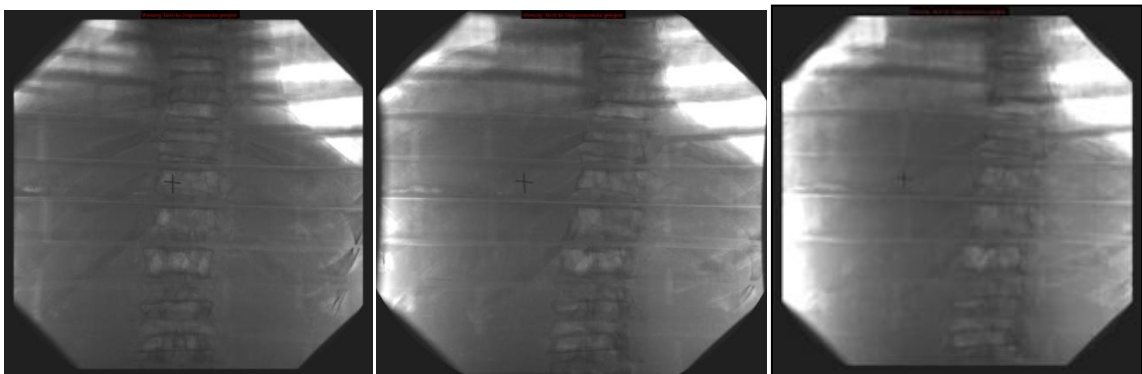


Abbildung 10:
 Bilddokumentation des Alderson-Rando-Phantoms bei der Rotationsangiographie.

IV.3.4 Auswertung der Phantommessungen

Nach jeweils einer Simulation der Rotationsangiographie in einem definierten Winkel bzw. in 30° RAO/LAO Angulation wurden die exponierten TLD entfernt und nach oben beschriebener Methode ausgewertet (siehe Kapitel IV.3.2.2).

Zur Ermittlung der Organdosen wurden die Einzeldosen der entsprechenden TLD addiert. Aus den so berechneten Energiedosen (Einheit mGy) wurden nun die Organdosen (Einheit mSv) mit den jeweiligen Wichtungsfaktoren gemäß IRCP 60 multipliziert und die korrespondierende effektive Dosis ermittelt.

IV.4 Patientenkollektiv

Insgesamt wurden im oben genannten Zeitraum bei 36 Patienten sowohl eine DSA als auch eine Rotationsangiographie durchgeführt, wobei in drei Fällen kein diagnostisch verwertbares Bildmaterial vorlag, so dass letztendlich 33 Patienten in die Studie eingeschlossen wurden. Das Untersuchungskollektiv umfasst insgesamt 18 Frauen und 15 Männer. Das mittlere Patientenalter betrug zum Zeitpunkt der Untersuchung 67,1 Jahre mit einer Standardabweichung von 14,5 Jahren. Die Altersspanne lag zwischen 57 bis 86 Jahren (Abb. 11).

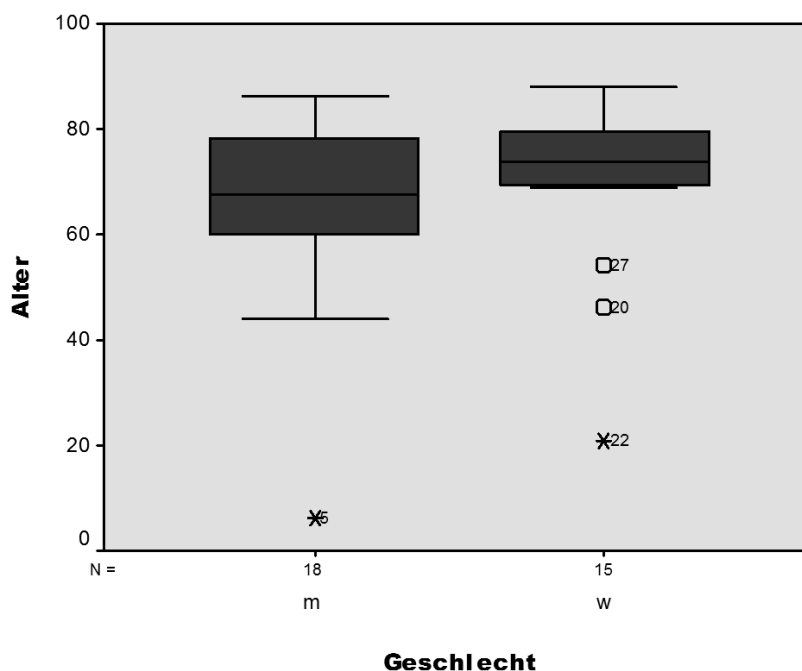


Abbildung 11:
Alters- und Geschlechtsverteilung im Patientenkollektiv (n=33).

Bei 19 Patienten wurde im Rahmen der Angiographie eine Intervention durchgeführt, wobei es sich in 10 Fällen um eine Atherektomie, in 8 Fällen um eine perkutane transluminale Angioplastie (PTA) und bei einem Patienten um eine Spiralembolisation eines Endoleaks handelte. Die übrigen Untersuchungen waren rein diagnostische Angiographien (Abb. 12).

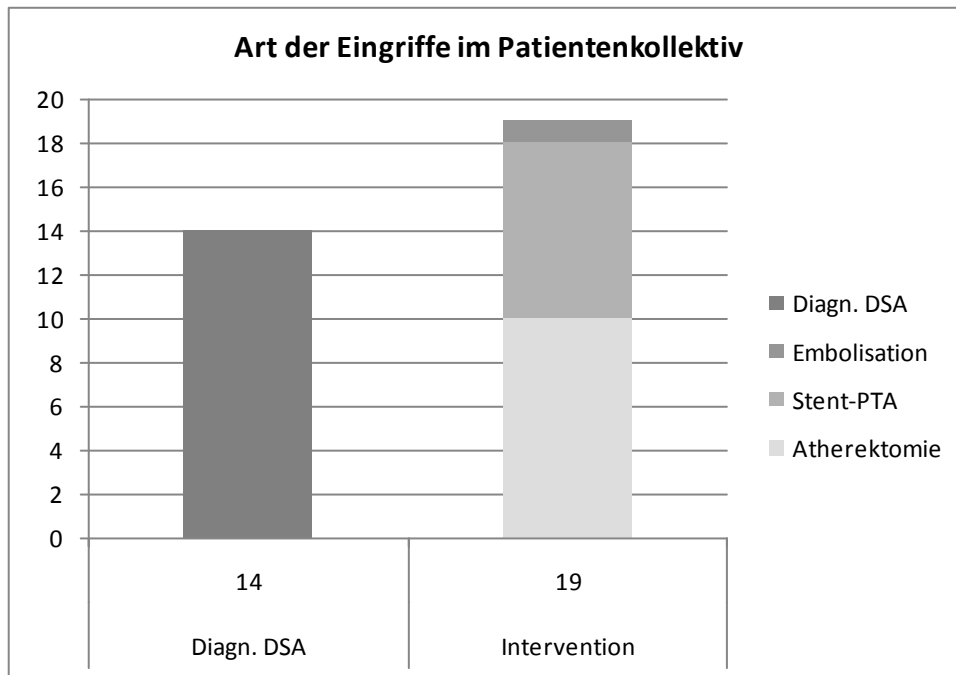


Abbildung 12:
Graphische Darstellung der Verteilung zwischen diagnostischen und interventionellen Angiographien bei 33 Patienten.

IV.5 Durchführung der DSA

Die angiographische Darstellung sämtlicher Gefäße erfolgte mit dem Durchleuchtungssystem Axiom Artis FA der Firma Siemens Medical Systems. Die Durchleuchtung (3 Pulse/s) wurde am liegenden Patienten durchgeführt. Nach Lokalanästhesie mit Mepivacain 2% erfolgte die Punktion der A. femoralis communis in Seldinger-Technik.

Bei den geplanten interventionellen Untersuchungen wurde primär eine 6F Schleuse eingebracht. Anschließend wurde unter Durchleuchtung ein 4F oder 5F Pigtail-Katheter (FA Cordis, Miami, USA) mittels Führungsdraht (0,035 Inch, 150 bzw. 180 cm) in der Aorta abdominalis platziert und eine Übersichtsdarstellung (a.p.-Projektion) der Aorta abdominalis angefertigt. Die Darstellung erfolgte nach Injektion von 15-20 ml eines nichtionischen, monomeren Röntgenkontrastmittels (Iomeprol, Iomeron 300®, Bracco Altana Pharma GmbH, Konstanz, Deutschland) mittels eines automatischen Hochdruckinjektors (Injektron 82, FA Medtron, Saarbrücken, Deutschland) mit einer Flussrate von 15 ml/s.

In Abhängigkeit von der Untersuchungsregion variieren die verwendeten Katheter sowie die Injektionsparameter für das Kontrastmittel.

Die Bilder wurden mit einer Bildfrequenz von 3/s und einer Bildmatrix von 1024 x1024 aufgenommen.

IV.6 Rotationsangiographie

IV.6.1 Untersuchungsablauf

Die Akquisition der Bilddaten im Rahmen der Rotationsangiographie wurde mittels DYNAVISION® (FA Siemens) durchgeführt.

Zunächst wird die darzustellende Gefäßregion in dem Isozentrum des Bildverstärkers positioniert, was unter Durchleuchtungskontrolle erfolgte. Anschließend erfolgt die Auswahl des für die Darstellung erforderlichen Bildverstärkerausschnitts.

Das Aufnahmeprogramm enthält festgesetzte Parameter hinsichtlich

- Vergrößerungsformat des Bildverstärkers (22 bzw. 33 cm)
- Rotationszeit (4,5 s; 6 s; 7,5 s)
- Dosis (High dose / Low dose)
- Rotationsgeschwindigkeit und Winkelbereich
- Winkelauflösung (°/ Bild), abhängig von der Rotationszeit
- Aufnahmedaten (kV, Dosis)

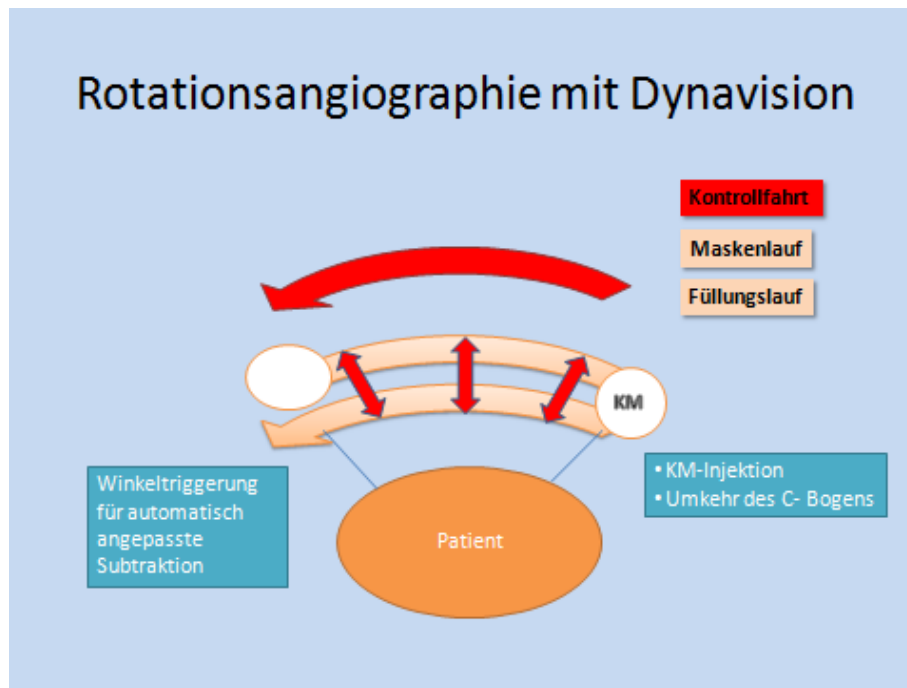


Abbildung 13:
Schematische Darstellung der Rotationsangiographie mit DYNAVISON®.

In einem Testlauf wird die Start- und Endposition der Untersuchung und der Rotationsbereich festgelegt. Am Anfang und Ende der Untersuchung muss die Lage des Untersuchungsbereichs mittels Durchleuchtung kontrolliert werden (Abb. 13).

Folgende Parameter werden durch den Testlauf bestimmt:

- Ablaufrichtung der Rotation (LAO versus RAO bzw. kranial vs. kaudal)
- Rotationsbereich (Winkel)
- Start – und Endposition des Masken- und Füllungslaufes
- Objektzentrierung und Einblendung

Nach Ende des Testlaufes werden die Maskenbilder aufgenommen. Diese werden für die Subtraktion nach dem folgenden Füllungslauf benötigt. Per Injektor erfolgt die Injektion des Kontrastmittels, welche individuell im zeitlichen Verhältnis zur Aufnahme des Füllungslaufes gestartet wird. Die Füllungsbilder werden winkelgetriggert zu den Maskenbildern aufgenommen und können dementsprechend subtrahiert oder auch ohne Subtraktion mit anatomischem Hintergrund dargestellt werden. Durch Vorgabe des Rotationswinkels, der DYNA-

Zeit sowie der Auflösung der Angulation (°/Bild) lassen sich die Rotationsgeschwindigkeit des C-Bogens (V) und die Bildfrequenz F berechnen:

- $V = \text{Rotationswinkel} / \text{DYNA-Zeit}$
- $F (B) = V / \text{Angulation}$

IV.6.2 Aufnahmeparameter

Rotationsangiographien (DYNAVISON®):

- Röhrenspannung 70 kV, Röhrenstrom 297,2 mA
- Angulation 6°/ Bild
- Rotationswinkel ca. 120° (60° RAO / 60° LAO)

IV.7 Bildanalyse

Sämtliche Untersuchungen wurden von zwei in der angiographischen Diagnostik erfahrenen Fachärzten für diagnostische Radiologie im Konsensusverfahren ohne Kenntnis klinischer Angaben oder von Vorbefunden analysiert. Die Auswertung des Bildmaterials sowie das Erstellen von Subtraktionsbildern der Rotationsangiographien erfolgte an einem Computer (FA Apple, Cupertino/Kalifornien, USA) mit dem Softwareprogramm OSIRIX (Versionsnummer 3.3).

IV.7.1 Stenosegradevaluation

In folgenden Gefäßabschnitt fanden sich Stenosen, welche in die Auswertung einbezogen wurden:

- Abdominalgefäße: Infrarenale Aorta abdominalis, Truncus coeliacus, Arteria mesenterica superior, Arteria renalis rechts
- Beckenstage: rechte und linke Arteria iliaca communis
- Bein-gefäße: rechte Arteria femoralis communis, Arteria femoralis superficialis beidseits, rechte und linke A. poplitea, rechte Arteria tibialis anterior

Als erster Schritt erfolgte die Stenosegradevaluation des Gefäßabschnittes in der konventionellen DSA. Anschließend wurde dieselbe Gefäßregion in der Rotationsangiographie ausgewertet.

Die ermittelte Stenose wurde dann einer der vier folgenden Kategorien zugeordnet:

- Keine Stenose
- Geringgradige Stenose (1-29%)
- Mittelgradige Stenose (30-69%)
- Hochgradige Stenose (70-99%)
- Verschluss (100%)

Als zweiter Faktor wurden in der Auswertung weitere anatomische Varianten bzw. Pathologien der zu analysierenden Gefäßabschnitte beurteilt, z. B. den Gefäßverlauf der A. hepatica im Rahmen einer TACE, ein Aneurysma der A. tibialis anterior sowie ein Endoleak der infrarenalen Aorta.

IV.7.2 Beurteilung der Bildqualität

Das Bildmaterial aus den Untersuchungen wurde außerdem hinsichtlich der Gefäßkantenschärfe und des Kontrastes im Vergleich zur konventionellen DSA beurteilt. In Bezug auf den Informationsgewinn durch die Rotationsangiographie wurden Gefäßpathologien wie z. B. Aneurysmata oder atherosklerotische Plaques sowie die Darstellung der anatomischen Verhältnisse analysiert und mit der DSA verglichen. Sämtliche Kriterien wurden abschließend zur Beurteilung des Nutzens der Rotationsangiographie herangezogen, wobei für jeden Gefäßabschnitt eine Einteilung in die Kategorien „0 = kein Informationsgewinn“ bzw. „1 = Informationsgewinn“ vorgenommen wurde.

IV.8 Angiographische Untersuchungsparameter

Bei jeder in unserem Institut durchgeführten Angiographie werden die verabreichte Kontrastmitteldosis, die Durchleuchtungszeit sowie das Dosisflächenprodukt im

Anschluss an die Untersuchung schriftlich dokumentiert. Diese Parameter wurden anhand der Angiographieprotokolle für das Gesamtkollektiv ausgewertet.

IV.9 Statistische Analyse

Die vergleichende Analyse der mit dem Alderson-Rando-Phantom gemessenen Energiedosen erfolgte ebenfalls mit dem Wilcoxon- Vorzeichen- Test für verbundene Stichproben. Die Organdosen wurden mit dem t-Test für verbundene Stichproben verglichen.

Um signifikante Unterschiede in den Ergebnissen der Stenosegradevaluation für die Untersuchungsmodalitäten DSA und R-DSA festzustellen, wurden der prozentuale Stenosegrad mit dem Wilcoxon- Vorzeichen- Test für verbundene Stichproben analysiert. Für Analyse der Gruppenzuordnung in die fünf Stenosekategorien wurden die Daten zunächst in einer Kreuztabelle dargestellt und anschließend die exakte zweiseitige Signifikanz mittels χ^2 - Test nach Pearson und Fisher's Exact Test ermittelt. Das Signifikanzniveau lag für alle Untersuchungen bei $p < 0,05$.

Die symmetrische Korrelation der Methoden bezüglich des gemessenen Stenosegrades in Prozent wurde mit einem Streudiagramm unter Angabe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson dargestellt.

Für den Korrelationskoeffizienten gilt:

≤ 0,2 sehr geringe Korrelation

≤ 0,5 geringe Korrelation

≤ 0,7 mittlere K.

≤ 0,9 hohe K.

> 0,9 sehr hohe Korrelation

Alle statistischen Analysen wurden mit dem Statistikprogramm SPSS (SPSS for Windows, Version 8.0, SPSS Inc. Chicago, Illinois, USA) durchgeführt.

V. Ergebnisse

V.1 Ergebnisse der Phantomversuche

Entsprechend der Fragestellung wird in den folgenden Abschnitten dargestellt, wie sich die unterschiedlichen Akquisitionsverfahren DSA und R-DSA auf die Strahlenexposition im Rahmen der Angiographie auswirken.

Für jede Phantommessung wurde das Phantom laut Protokoll jeweils mit 50 TLD (5 pro Schichtposition) bestückt, die auf 10 Scheiben in den Schichtpositionen 16-34 verteilt waren. Von den insgesamt 250 verwendeten TLD konnte bei 9 Dosimetern aufgrund von technischen Defekten bei der Auswertung mit dem Reader keine messbare Dosis ermittelt werden. Diese TLD wurden in der Analyse nicht berücksichtigt. Somit liegen insgesamt 241 Dosiswerte aus fünf Messungen vor.

Erwartungsgemäß zeigen sich deutliche Unterschiede für die Energiedosis unter Verwendung verschiedener Rotationswinkel. Bei einem Rotationswinkel von 60° betrug die mittlere Energiedosis 632,96 µGy und steigt bei 120° auf 1089,15 µGy an. Zum Vergleich liegt die Dosis in der DSA bei der Anfertigung von zwei Serien mit einer Angulation von 30° RAO und LAO bei einer geringen Durchleuchtungszeit pro Serie von 9 s bei 2333,88 µGy. Bei einer Durchleuchtungszeit von 20 s steigt die Strahlendosis auf 5164,96 µGy.

Tabelle 2 zeigt die jeweils resultierenden Gesamtenergiedosen der R-DSA und der DSA.

Tabelle 2:

Deskriptive Statistik der Strahlendosis bei der R-DSA mit unterschiedlichen Rotationswinkeln (60°,90°,120°) im Vergleich zur herkömmlichen DSA mit 20s (DSA 1) bzw. 9s (DSA 2) Durchleuchtungszeit (Angaben in µGy).

	Anzahl TLD	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std. Abw.
DSA 1	47	175,00	24619,00	5164,96	6484,96
DSA 2	49	23,00	11912,00	2333,88	3391,13
R-DSA 60	49	13,00	3010,00	632,96	880,15
R-DSA 90	50	5,00	4991,00	968,30	1402,25
R-DSA 120	47	10,00	4978,00	1089,15	1453,80

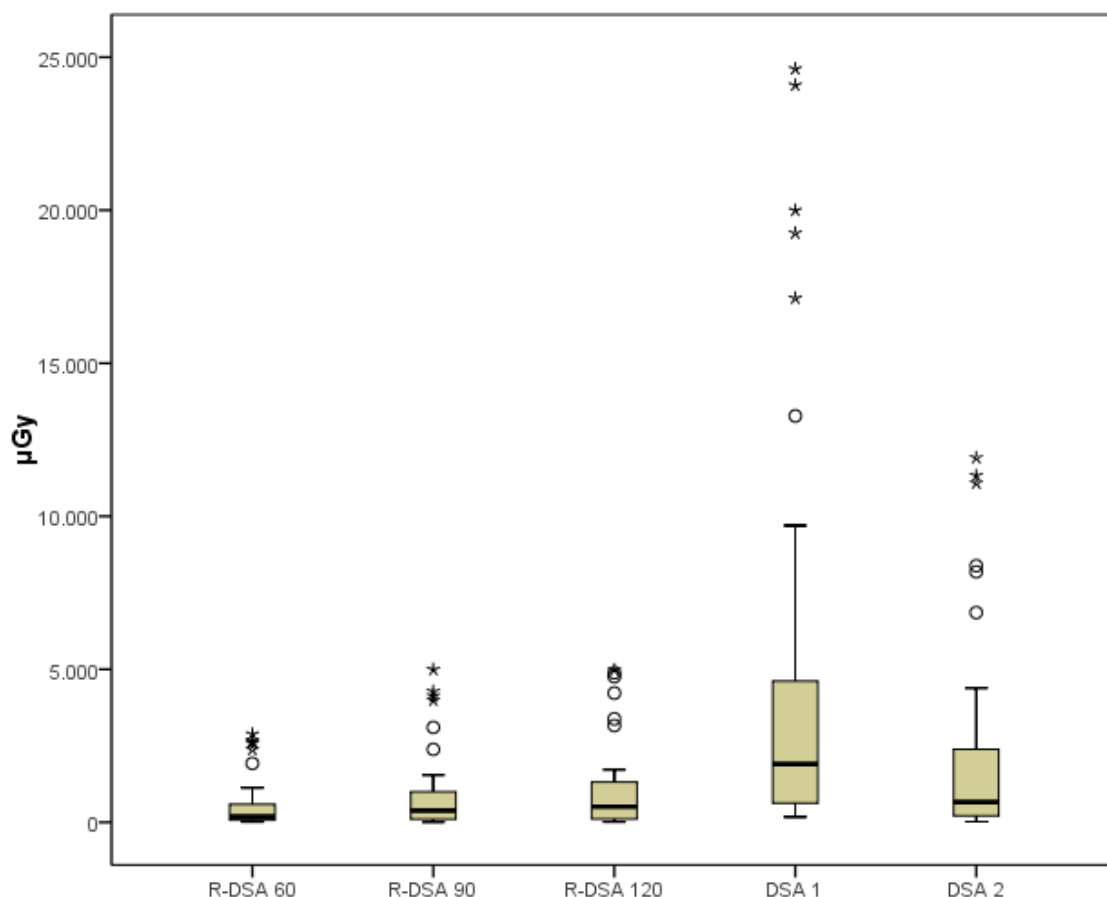


Abbildung 14:
Boxplots der Dosisverteilung der Phantommessungen mit Angabe des 95% Konfidenzintervalls (Angaben in μGy).

In Tabelle 3 ist zusammenfassend eine Übersicht der verschiedenen Dosis-Flächenprodukte aufgeführt. Analog zu den gemessenen Energiedosen zeigt insbesondere der Vergleich der DSA 2 (kurze Serie) mit der R-DSA bei identischer Angulation (30°) eine Reduktion des DFP von $314 \mu\text{Gym}^2$ (53,7%). Aus den aufgeführten Werten ergibt sich unter Berücksichtigung von Messungenauigkeiten der TLD eine Zunahme des DFP von $8\text{-}9 \mu\text{Gym}^2$ pro Rotationswinkel. Bei den erzielten Effektivdosen zeigt sich ebenfalls ein deutlicher Unterschied zugunsten der R-DSA im Sinne einer geringeren Strahlenbelastung: Der Wert für DSA mit kurzer Durchleuchtungszeit ($1,3 \text{ mSv}$) liegt mehr als doppelt so hoch wie die Dosis in der R-DSA bei 60° Rotationswinkel (Tab. 4).

*Tabelle 3:
Dosis-Flächenprodukte der Phantommessungen.*

	DFP (μGym^2)
DSA 1	1089,20
DSA 2	584,00
R-DSA 60	270,00
R-DSA 90	388,00
R-DSA 120	480,00

*Tabelle 4:
Effektive Dosis der Phantommessungen. Die effektive Dosis der DSA 1 liegt aufgrund eines Computerfehlers nicht vor.*

	Effektive Dosis (mSv)
DSA 2	1,30
R-DSA 60	,60
R-DSA 90	,80
R-DSA 120	1,10

V.1.1 Dosisverteilung der TLD-Positionen

V.1.1.1 Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 60°

Die folgende Tabelle 5 zeigt die Energiedosis, die an verschiedenen Positionen des Phantoms bei einem Rotationswinkel von 30°RAO und 30°LAO durch die Thermolumineszenzdosimeter gemessen wurden. Das Dosisflächenprodukt betrug $270 \mu\text{Gy} \times \text{m}^2$ und die effektive Dosis 0,6 mSv. Dies entspricht einem $\text{DFP}/^\circ$ Rotation von $9 \mu\text{Gy} \times \text{m}^2 / ^\circ$ Rotation.

*Tabelle 5:
Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 60°.*

Scheiben- Nr.	links hinten/ μSv	links vorne/ μSv	rechts vorne/ μSv	rechts hinten/ μSv	Mitte/ μSv
16	34	28	26	41	52
18	89	75	70	106	125
20	250	184	137	192	316
22	1927	562	263	1537	1120
24	2594	399	311	2378	1062
26	3010	326	290	2881	1131
28	2673	302	276	2615	988
30	619	139	105	487	589
32	159	73	56	139	116
34	55	0	13	58	37

V.1.1.2 Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 120°

Tabelle 6 zeigt die Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 120°. Das Dosisflächenprodukt betrug 480 $\mu\text{Gy} \times \text{m}^2$ und die effektive Dosis 1,1 mSv, entsprechend einem DFP/° Rotation von 8 $\mu\text{Gy} \times \text{m}^2/^\circ$. Bei Scheibe Nr. 26 waren die TLD an zwei Positionen beschädigt und konnten nicht ausgewertet werden.

*Tabelle 6:
Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 120°.*

Scheiben- Nr.	links hinten/ μGy	links vorne/ μGy	rechts vorne/ μGy	rechts hinten/ μGy	Mitte/ μGy
16	196	160	132	189	196
18	606	282	229	637	494
20	3380	999	781	3161	1436
22	4762	1120	1013	4514	1724
24	4883	1265	1319	4978	1700
26	0	0	1240	4223	1316
28	798	514	502	883	513
30	0	90	99	203	179
32	109	27	26	111	50
34	55	10	10	60	16

V.1.1.3 Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 90°

Bei einem Rotationswinkel von 90° wurde die folgende Dosisverteilung entsprechend einem Dosisflächenprodukt von 388 $\mu\text{Gy} \times \text{m}^2$ und einer effektiven Dosis von 0,8 mSv gemessen (Tab. 7). Das DFP/Grad Rotation betrug 8,5 $\mu\text{Gy} \times \text{m}^2 / ^\circ$.

*Tabelle 7:
Dosisverteilung bei einem Rotationswinkel von 90°.*

Scheibe Nr.	links ant./ μSv	links post/ μSv	rechts ant/ μSv	rechts post/ μSv	Mitte/ μSv
16	158	124	102	160	166
18	529	223	162	562	426
20	2382	500	562	3100	1269
22	4136	555	795	4853	1546
24	4276	563	994	4991	1413
26	3813	527	827	3989	1207
28	636	296	338	706	484
30	167	78	72	194	112
32	93	19	19	111	45
34	49	9	5	59	13

V.1.1.4 Dosisverteilung der herkömmlichen DSA.

Als Referenzmessungen wurde eine herkömmliche DSA in zwei Angulationen (30° RAO und 30° LAO) und einer Durchleuchtungszeit von jeweils 9 s und 20 s simuliert (Tab. 8 u. 9).

Das Dosisflächenprodukt betrug 1089,2 $\mu\text{Gy} \times \text{m}^2$ für 20 s und 584 $\mu\text{Gy} \times \text{m}^2$ bei 9 s Durchleuchtungszeit.

*Tabelle 8:
Dosisverteilung in der konventionellen DSA (30° RAO /30° LAO, Durchleuchtungszeit 20 s).*

Scheiben-	links	links	rechts	rechts	Mitte/ μ Sv
Nr.	ant./ μ Sv	post/ μ Sv	ant/ μ Sv	post/ μ Sv	
16	662	480	413	624	664
18	1736	712	608	1850	1386
20	4583	1966	0	4615	4158
22	13278	3026	3228	17126	8728
24	0	3266	4177	24084	9699
26	19250	3239	3961	24619	8350
28	15009	4062	4654	19993	6642
30	4266	1025	0	4989	3543
32	1669	448	412	1847	1340
34	739	183	175	840	427

*Tabelle 9:
Dosisverteilung in der konventionellen DSA (30° RAO /30° LAO, DLZ 9 s).*

Scheiben-	links	links	rechts	rechts	Mitte/ μ Sv
Nr.	ant./ μ Sv	post/ μ Sv	ant/ μ Sv	post/ μ Sv	
16	500	380	325	418	494
18	1506	660	467	0	1108
20	8384	1954	1462	8183	3330
22	11329	2081	2186	11696	4382
24	11083	2298	2463	11912	4031
26	3578	1702	1483	6854	2388
28	857	554	579	950	665
30	309	154	152	354	246
32	180	60	52	212	91
34	25	38	23	112	110

V.1.2 Dosis an verschiedenen Positionen des Alderson-Rando-Phantoms

Die folgenden Tabellen 10 bis 14 demonstrieren die ermittelte Energiedosis in μGy von jeweils 10 TLD an den verschiedenen Schichtpositionen im Alderson-Phantom:

- TLD 1: links anterior
- TLD 2: links posterior
- TLD 3: rechts anterior
- TLD 4: rechts posterior
- TLD 5: Mitte

Bei einem Rotationswinkel von 60° betrug die durchschnittliche Dosis aller Dosimeter links anterior beispielsweise $1141 \mu\text{Gy}$. Ein Wert von 0 indiziert ein defektes TLD, so dass an dieser Position eine korrekte Auswertung nicht möglich war.

Tabelle 10:

Deskriptive Statistik der Dosisverteilung in μGy bei einem Rotationswinkel von 60° .

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
TLD 1	10	34,00	3010,00	1141,00	1252,17
TLD 2	9	28,00	562,00	232,00	177,84
TLD 3	10	13,00	311,00	154,70	118,10
TLD 4	10	41,00	2881,00	1043,40	1182,20
TLD 5	10	37,00	1131,00	553,60	477,58

Tabelle 11:

Deskriptive Statistik der Dosisverteilung in μGy bei einem Rotationswinkel von 90° .

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
TLD 1	10	49,00	4276,00	1623,9000	1825,17
TLD 2	10	9,00	563,00	289,4000	229,60
TLD 3	10	5,00	994,00	387,6000	376,23
TLD 4	10	59,00	4991,00	1872,5000	2103,29
TLD 5	10	13,00	1546,00	668,1000	618,99

Tabelle 12:
Deskriptive Statistik der Dosisverteilung in μGy bei einem Rotationswinkel von 120° .

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
TLD 1	8	55,00	4883,00	1848,62	2126,79
TLD 2	9	10,00	1265,00	496,33	501,72
TLD 3	10	10,00	1319,00	535,10	514,52
TLD 4	10	60,00	4978,00	1895,90	2063,34
TLD 5	10	16,00	1724,00	762,40	701,11

Tabelle 13:
Deskriptive Statistik der Dosisverteilung in der herkömmlichen DSA (30°RAO/LAO , DLZ 20s).

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
TLD 1	9	662,00	19250,00	6799,11	7089,37
TLD 2	10	183,00	4062,00	1840,70	1446,07
TLD 3	8	175,00	4654,00	2203,50	1968,10
TLD 4	10	624,00	24619,00	10058,70	10118,72
TLD 5	10	427,00	9699,00	4493,90	3595,06

Tabelle 14:
Deskriptive Statistik der Dosisverteilung in der konventionellen DSA (2. Messung mit 30°RAO , 30°LAO , 9s DLZ).

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
TLD 1	10	25,00	11329,00	3775,10	4656,42
TLD 2	10	38,00	2298,00	988,10	911,56
TLD 3	10	23,00	2463,00	919,20	907,85
TLD 4	9	112,00	11912,00	4521,22	5122,47
TLD 5	10	91,00	4382,00	1684,50	1695,15

V.1.3 Graphische Darstellung der Dosisverteilung

Die folgenden Abbildungen 15 bis 19 stellen die Distribution der mit den TLD gemessenen Energiedosis in μGy bei unterschiedlichen Rotationswinkeln dar. Im Isozentrum des Phantoms (Scheibe 4 -7) wurden die höchsten Dosen gemessen.

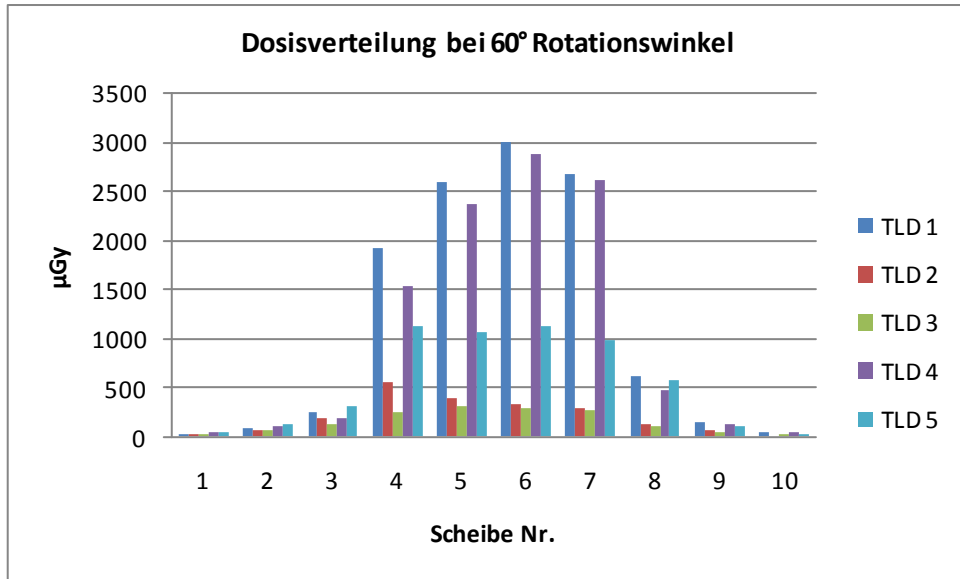


Abbildung 15:
Dosisverteilung bei 60° Rotationswinkel.

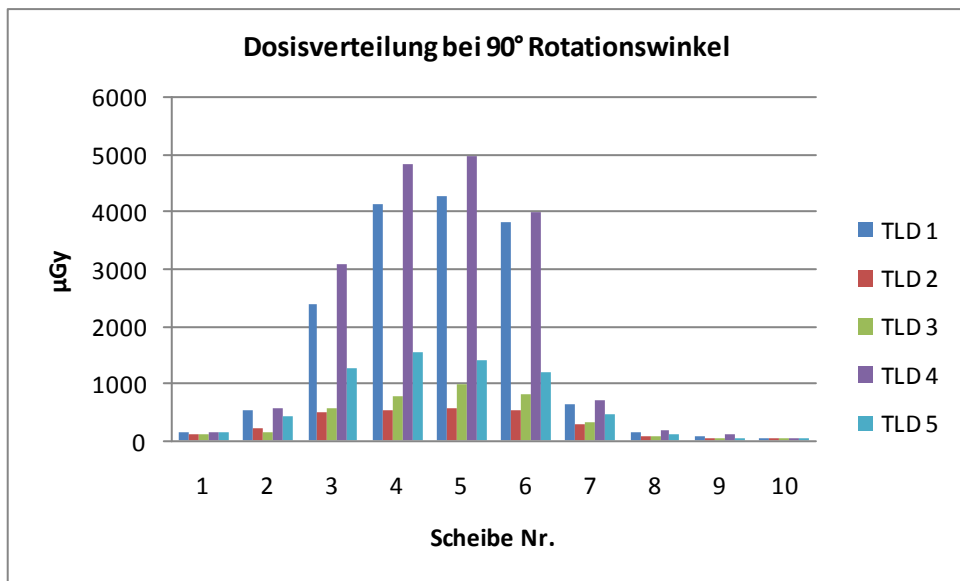


Abbildung 16:
Dosisverteilung bei 90° Rotationswinkel.

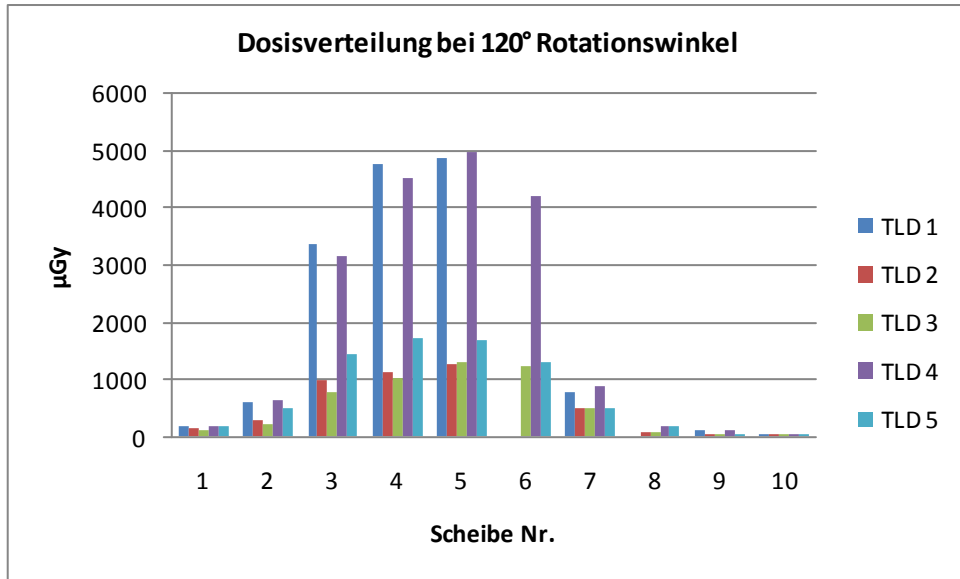


Abbildung 17:
Dosisverteilung bei 120° Rotationswinkel.

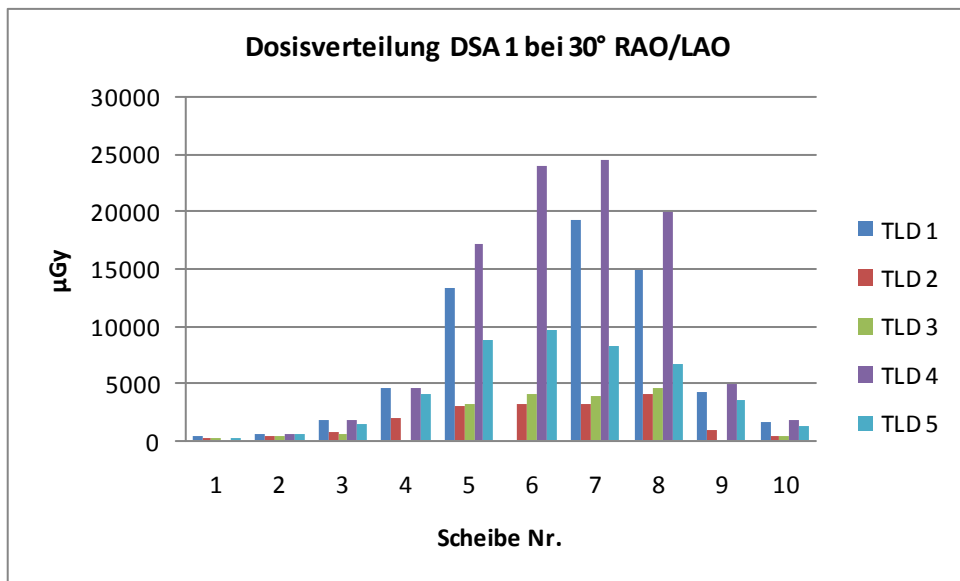


Abbildung 18:
Dosisverteilung der DSA 1 bei 30° RAO/LAO.

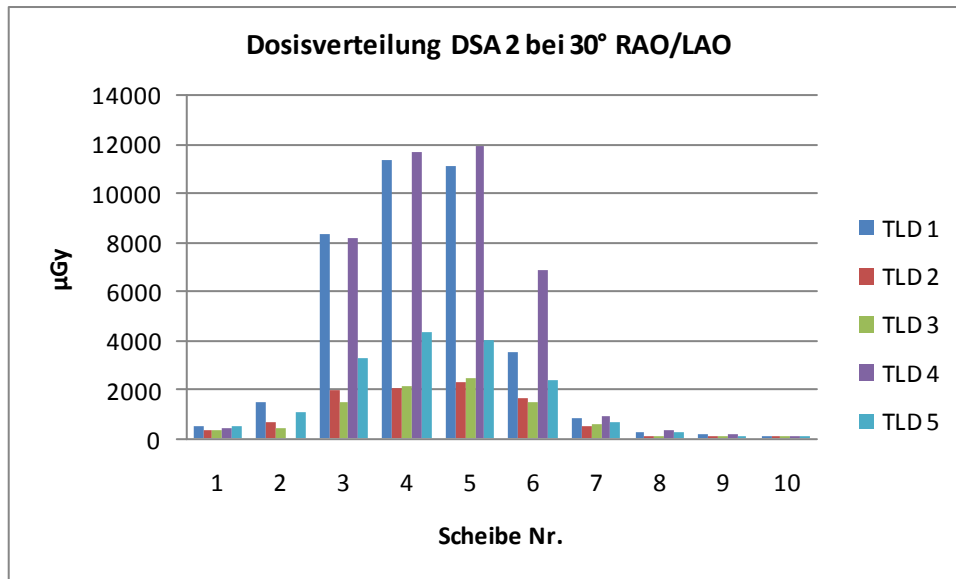


Abbildung 19:
Dosisverteilung der DSA 2 bei 30° RAO/LAO.

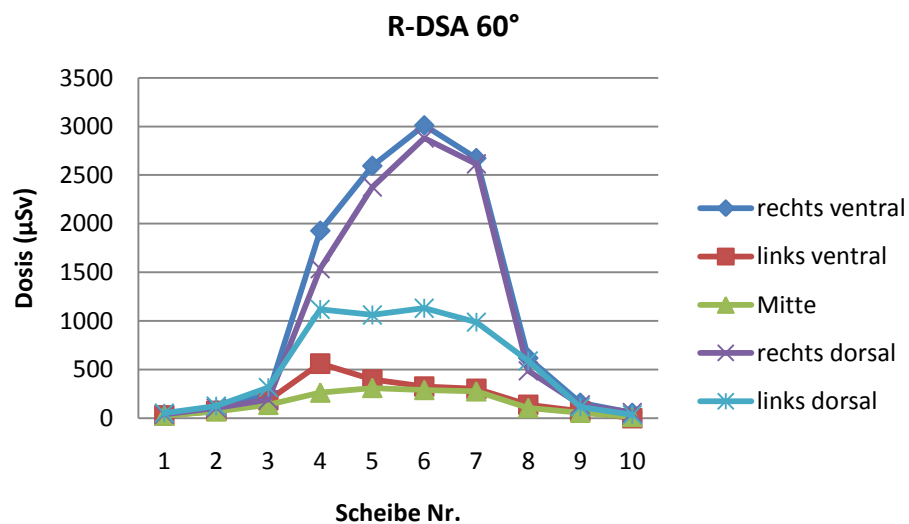


Abbildung 20:
Verteilung der Strahlendosis an unterschiedlichen Schichtpositionen des Alderson-Phantoms während der R-DSA mit einem Rotationswinkel von 60°. Die Dosis an den äußeren und dorsalen Messpositionen ist geringer als an den zentral gelegenen TLD.

V.1.4 Die Energiedosis in Abhängigkeit vom Akquisitionsverfahren

Bei der Rotationsangiographie mit einem Rotationswinkel von 60° beträgt die mittlere Energiedosis aller TLD-Positionen 620,3 μGy . Die DSA mit zwei Projektionen resultiert in einer deutlich höheren Strahlenbelastung (Tab. 15, Abb. 21).

Tabelle 15:

Deskriptive Statistik der mittleren Energiedosis in μGy der beiden DSA Simulationen sowie der R-DSA bei einem Rotationswinkel von 60°.

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabw.
R-DSA 60	49	13,00	3010,00	632,96	880,15
R-DSA 90	50	5,00	4991,00	968,30	1402,25
R-DSA 120	47	10,00	4978,00	1089,15	1453,80
DSA 1	51	175,00	24619,00	4782,61	6359,45
DSA 2	49	23,00	11912,00	2333,88	3391,13

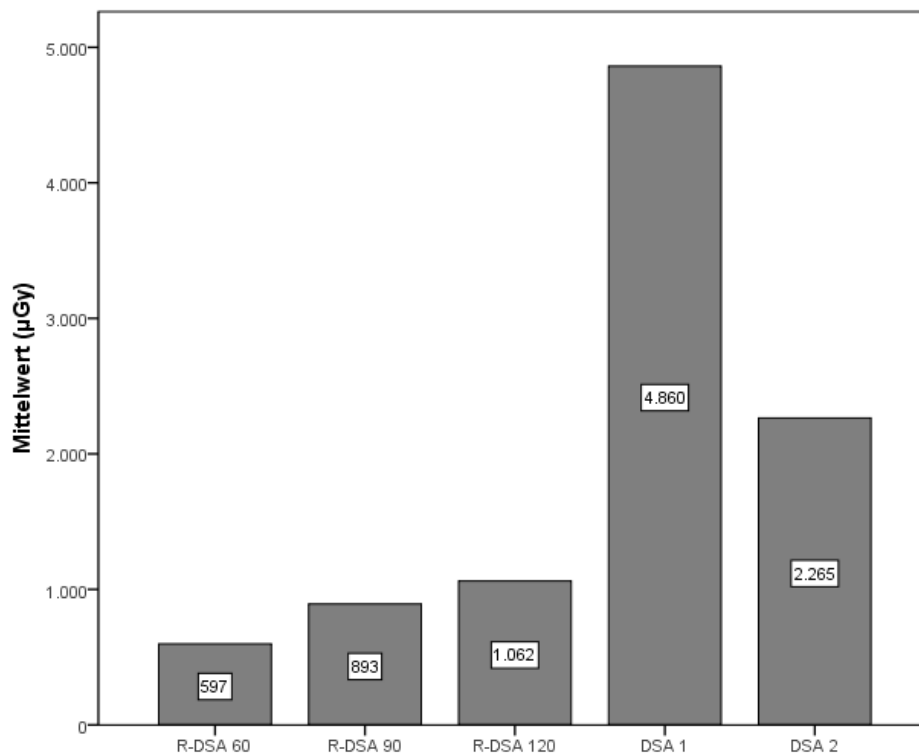


Abbildung 21:

Vergleich der mittleren Energiedosis in Abhängigkeit vom Akquisitionsverfahren. Dargestellt sind die Werte für die drei Rotationsangiographien mit unterschiedlichen Rotationswinkeln (60°, 90° und 120°) sowie die Ergebnisse für die DSA mit 20s (DSA 1) bzw. 9s Durchleuchtungszeit (DSA 2).

Von jeweils 50 TLD war die mittlere Energiedosis in 39 Messungen (78%) bei der R-DSA (60° Rotationswinkel) geringer als bei der DSA mit zwei Projektionen. Höhere Werte wurden für die R-DSA nur an 11 TLD-Positionen (22%) beobachtet. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Test (Tab. 16) zeigt einen signifikanten Unterschied der Energiedosis zwischen der R-DSA mit einem Rotationswinkel von 60° und der Summe der Dosis der zwei DSA-Serien in jeweils 30° RAO/LAO Projektion ($p < 0,0001$).

		N
R-DSA 60° vs. DSA 2 (30 RAO /LAO)	Negativer Unterschied ^a	39
	Positiver Unterschied ^b	11
	Kein Unterschied ^c	0
	Gesamt	50

a. R-DSA < DSA
b. R-DSA > DSA
c. DSA = R-DSA

Tabelle 16:

Statistische Analyse der Energiedosis der R-DSA bei 60° Rotationswinkel versus der DSA in 30° RAO/LAO-Projektion mittels Wilcoxon-Vorzeichen-Test. Die asymptotische (2-seitige) Signifikanz beträgt $p < 0,0001$.

V.1.5 Organdosen

Die folgenden Diagramme (Abb. 22-26) demonstrieren die Strahlenexposition ausgewählter Organsysteme (Lunge, Ösophagus, Magen, Ovarien und Testes) unter Angabe der in der entsprechenden Schicht des Alderson-Phantoms gemessenen Energiedosen.

Sämtliche Dosen beziehen sich auf die R-DSA mit einem Rotationswinkel von 60° (R-DSA 60) und die DSA mit 9s Durchleuchtungszeit (DSA 2).

V.1.5.1 Ergebnisse für die Organregion Lunge (Schicht 16)

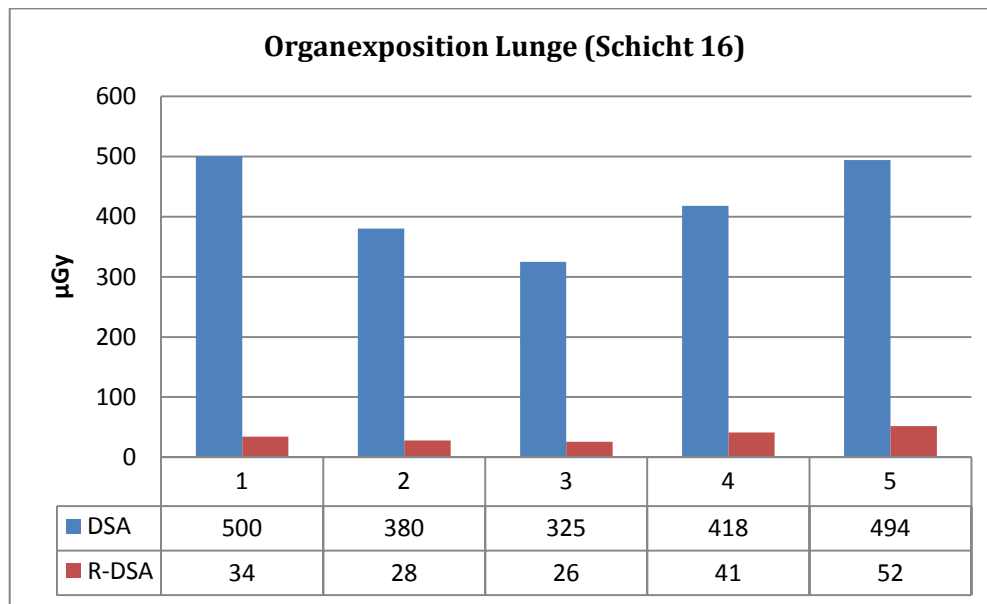


Abbildung 22:
Vergleich der Strahlendosis für die Organregion Lunge.

V.1.5.2 Ergebnisse für die Organregion Magen (Schicht 20)

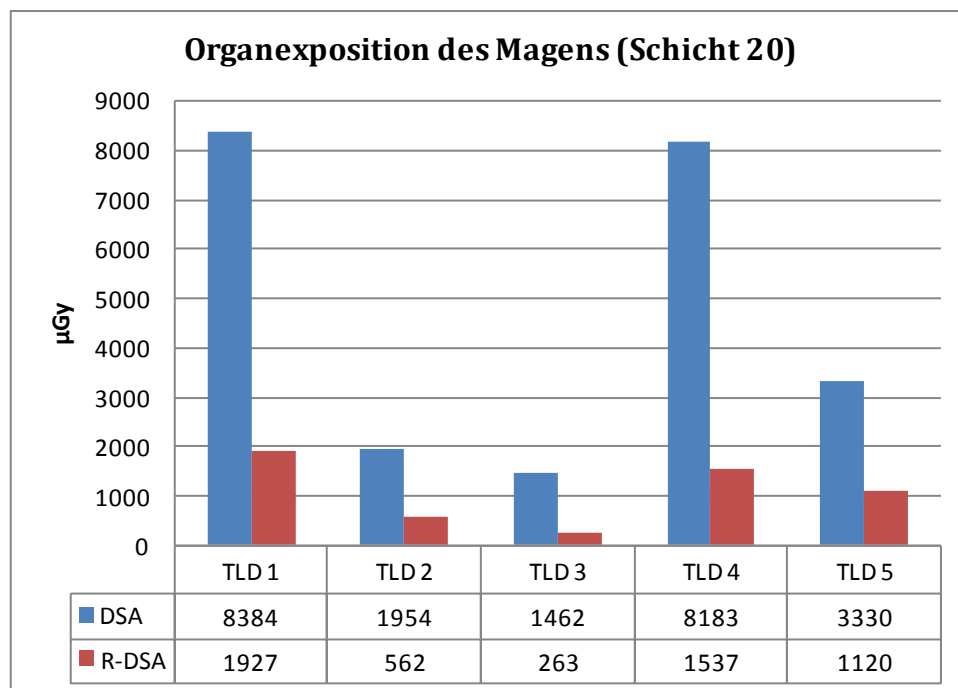


Abbildung 23:
Vergleich der Strahlendosis für die Organregion Magen.

V.5.5.3 Ergebnisse für die Organregion Ovar (Schicht 28)

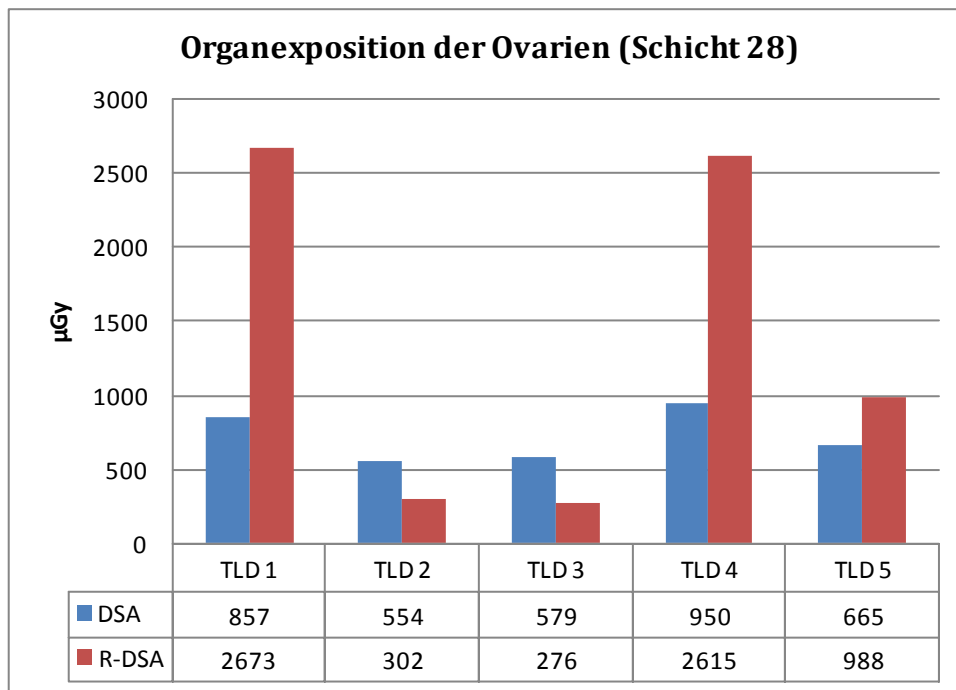


Abbildung 24:

Organdosis der Ovarien. In dieser Region wurden für die R-DSA höhere Dosen im Vergleich zur DAS gemessen.

V.1.5.4 Ergebnisse für die Organregion Testes (Schicht 34)

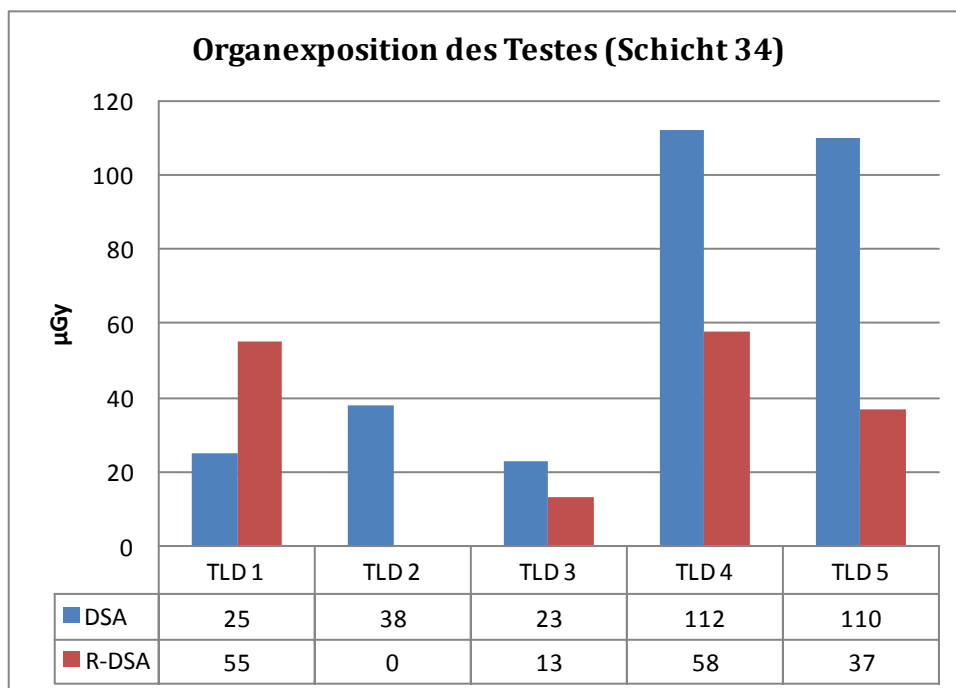


Abbildung 25:

Messwerte der TLD für die Schicht 34, entsprechend der anatomischen Lage der Testes.

V.1.5.5 Ergebnisse für die Ösophagus (Schicht 18)

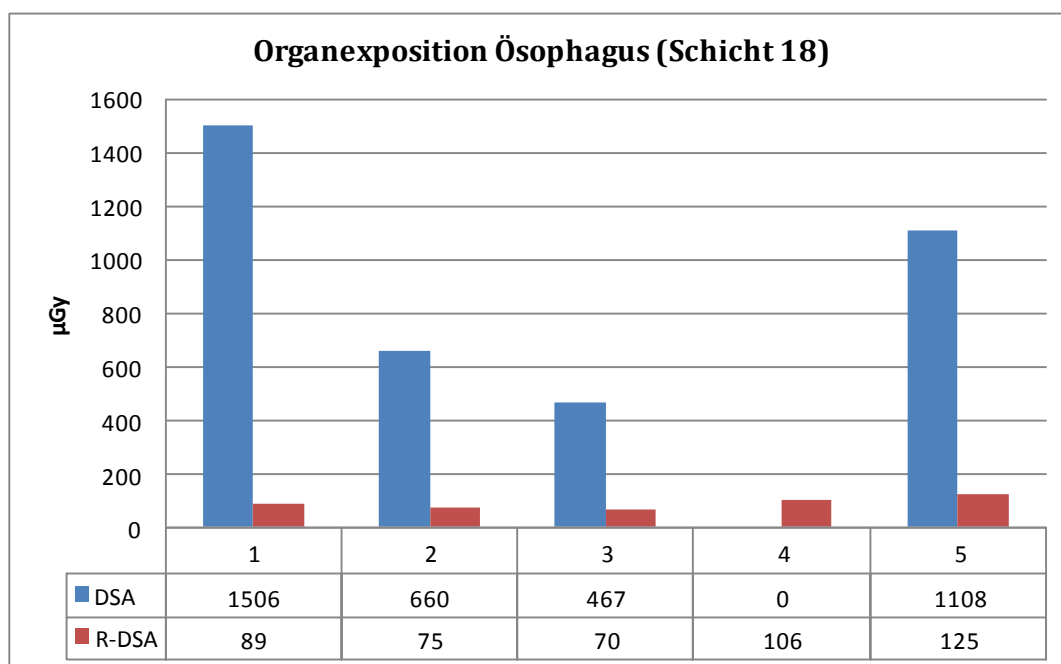


Abbildung 26:
Dosisverteilung in der Schicht 18 (Ösophagus).

Die folgende Tabelle 17 zeigt die ermittelten Organdosen für ausgewählte Organsysteme im Rahmen der am Alderson-Phantom simulierten konventionellen Angiographie in 30° RAO/LAO (DSA 2) und der Rotationsangiographie bei 60° Rotationswinkel (R-DSA 60). Die Dosen wurden aus den Summen der entsprechenden TLD und der jeweiligen Wichtungsfaktoren berechnet. Die effektive Dosis für die berücksichtigten Organe beträgt 2,83 mSv in der DSA und 1,87 mSv in der R-DSA.

Tabelle 17:

Zusammenfassung der Organdosen bei verschiedenen Untersuchungsverfahren unter Angabe der verwendeten Wichtungsfaktoren. Der Unterschied der Energiedosis ist auf einem Niveau von $p < 0,05$ signifikant für die Organregionen Magen und Lunge.

Organ	Wichtungs- -faktor	Energiedosis DSA (mGy)	Energie- dosis R-DSA (mGy)	Organdosis DSA (mSv)	Organdosis R-DSA (mSv)	p
Testes	0,2	0,20	0,13	0,04	0,03	0,17
Ovar	0,2	3,6	6,8	0,72	1,36	0,22
Magen	0,12	13,67	3,61	1,64	0,43	<0,05
Ösophagus	0,05	3,6	0,47	0,18	0,03	0,05
Lunge	0,12	2,1	0,2	0,25	0,02	<0,05

V.3 Gefäßanalyse

V.3.1 Lokalisation

Retrospektiv wurden insgesamt 63 Gefäßabschnitte ausgewertet. Analog der Indikationen für eine DSA handelt es sich bei der überwiegenden Anzahl um Becken- und Oberschenkelgefäße (n = 51). Für die Viszeralgefäße (Truncus coeliacus, A. hepatica, A. renalis sowie A. mes. sup.) liegen insgesamt nur 4 Untersuchungen vor.

Die Lokalisation der untersuchten Stenosen bzw. Gefäßpathologien sind der Tabelle 18 zu entnehmen.

Tabelle 18:
Anatomische Lokalisation der ausgewerteten Gefäßsegmente im Patientenkollektiv.

Lokalisation der analysierten Gefäßsegmente		
	n	%
A. hepatica	1	1,6
A. renalis	1	1,6
A. mesenterica sup.	2	3,2
A. subclavia	1	1,6
Aortenbifurkation	3	4,8
A. iliaca com.	19	30,2
A. femoralis com.	1	1,6
A. femoralis sup.	31	49,2
A. poplitea	2	3,2
A. tibialis ant.	1	1,6
A. tibialis post.	1	1,6
Gesamt	63	100,0

V.2.2 Stenosegrad

V.2.2.1 Digitale Subtraktionsangiographien

Bei den vorliegenden Aufnahmen der DSA fanden sich in 63 analysierten Gefäßsegmenten 27 geringgradige Stenosen (0-29%), 9 mittelgradige Stenosen (30-69%), 15 hochgradige Stenosen (70-99%) sowie 2 komplette Gefäßverschlüsse. Bei 10 Gefäßen konnten in der DSA keine Stenosen nachgewiesen werden (Abb. 27).

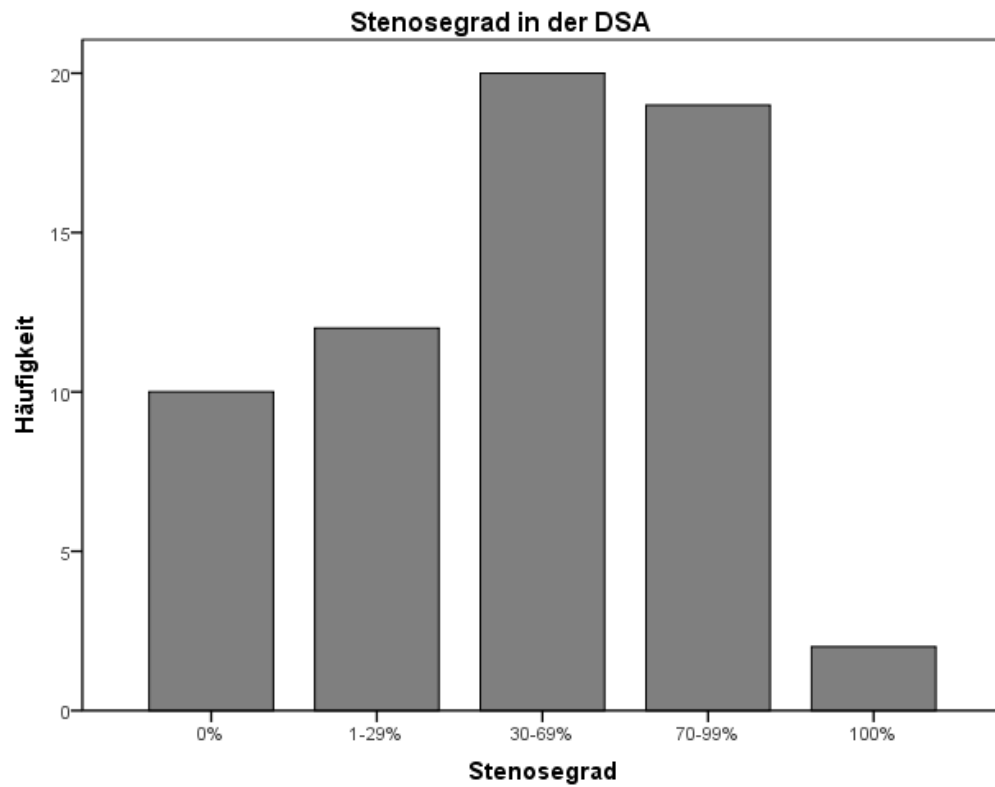


Abbildung 27 :
Verteilung der Stenosegrade innerhalb der 5 Kategorien.

V.2.2.2 Rotationsangiographien

Mittels Rotationsangiographie konnten insgesamt 20 leicht-, 15 mittel- und 19 hochgradige Stenosen sowie eine komplette Okklusion nachgewiesen werden (Abb. 28).

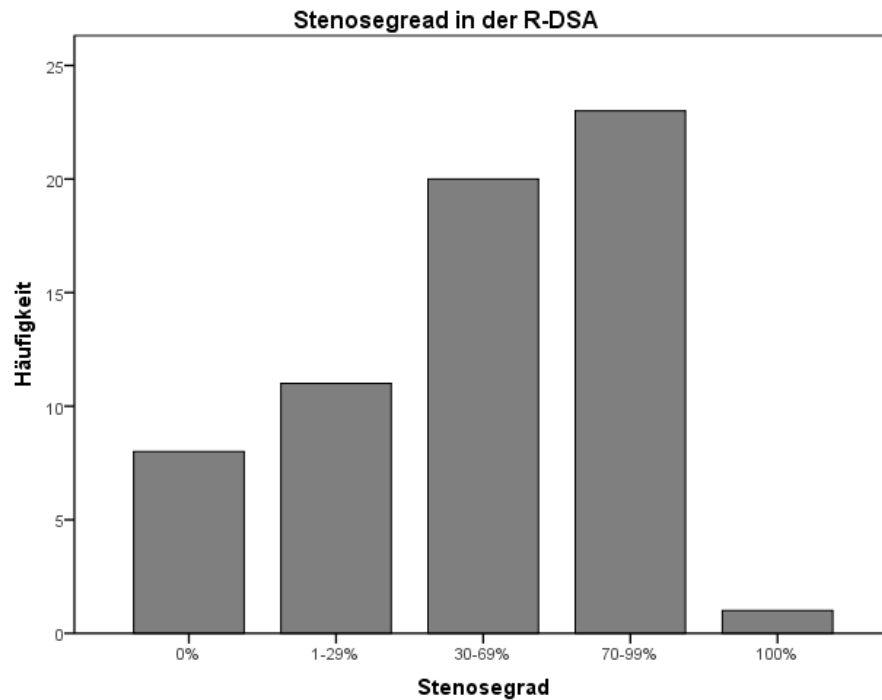


Abbildung 28:
Verteilung der Stenosegrade in der Rotationsangiographie.

V.2.2.3 Stenosegrade DSA versus R-DSA

Bei 26 (41,3%) Gefäßsegmenten ergab die Analyse der Stenosegrade keinen nachweisbaren Unterschied zwischen der konventionellen DSA und der Rotationsangiographie. In 12 Fällen (19%) wurde der Stenosegrad in der DSA überschätzt und bei 25 (39,7%) Gefäßen unterschätzt (Abb. 29). Die Kreuztabelle zeigt einen deutlichen Unterschied der Einteilung in die Stenosekategorien. Der χ^2 -Test nach Pearson ist zweiseitig signifikant bei $p < 0,005$ (Tab.19).

Tabelle 19:
Kreuztabelle des Stenosegradvergleichs DSA vs. R-DSA; n=63 Gefäßsegmente.

		DSA					Gesamt
		0%	1-29%	30-69%	70-99%	100%	
R-DSA	0%	8	0	0	0	0	8
	1-29%	0	8	3	0	0	11
	30-69%	0	3	13	4	0	20
	70-99%	2	1	4	15	1	23
	100%	0	0	0	0	1	1
Gesamt		10	12	20	19	2	63

Die statistische Analyse mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Test (Tab. 20) zeigt ebenfalls eine statistisch signifikante Differenz der absoluten Stenosegrade in der DSA und der R-DSA ($p=0,049$).

Tabelle 20:
Statistik der Stenosegraddifferenz mittels Wilcoxon-Vorzeichentest unter Angabe der zweiseitigen Signifikanz. Der Unterschied ist auf einem Niveau von $p=0,049$ signifikant.

		N
r-DSA vs. DSA	Negative Unterschiede ^a	12
	Positive Unterschiede ^b	25
	Kein Unterschied ^c	26
	Gesamt	63

a. RDSA < DSA

b. RDSA > DSA

c. DSA = RDSA

Test-Statistik^a

	r-DSA vs. DSA
Z	-1,973
Asymp. Signifikanz (2-seitig)	,049

a. Wilcoxon-Vorzeichen-Test

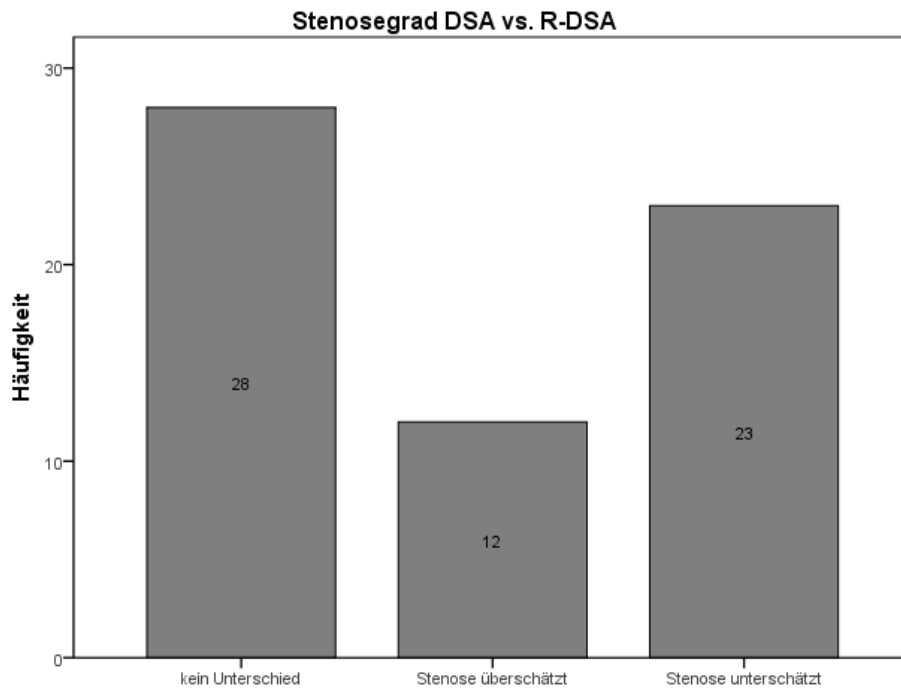


Abbildung 29:
Unterschiede in der Beurteilung der Stenosegrade in der konventionellen Angiographie. Die qualitative Beurteilung bezieht sich auf die DSA im Vergleich zur R-DSA.

Abbildung 30 zeigt die Korrelation der quantitativen Stenosegrade der 63 analysierten Gefäßsegmente in der DSA mit den Ergebnissen der R-DSA in Form eines Streudiagrammes. Der Mittelwert des Stenosegrad für die DSA lag bei 45% und für die R-DSA 49% (Tab. 21). Der Korrelationskoeffizient nach Pearson beträgt 0,84 bei einer zweiseitigen Signifikanz von $p=0,01$.

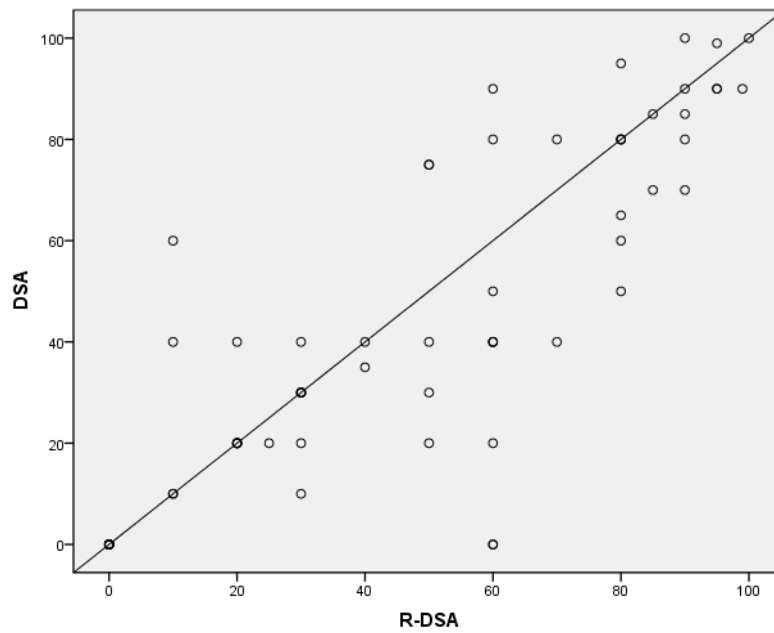


Abbildung 30:
Streuungsdiagramme mit dem Korrelationskoeffizienten nach Pearson der Stenosegrade von 63 Gefäßsegmenten in der DSA und R-DSA ($k=0,84$).

Tabelle 21 (a, b):
Analyse beider Verfahren hinsichtlich der Korrelation der Stenosegrade mit dem Korrelationskoeffizienten nach Pearson. Die Korrelation ist auf einem Niveau von $p=0,01$ signifikant.

a)

Deskriptive Statistiken			
	Mittelwert	Standardabw.	N
DSA	44,83	32,895	63
R-DSA	48,71	32,316	63

b)

		Korrelationen	
		R-DSA	DSA
R-DSA	Korrelation nach Pearson	1	,839**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	Quadratsummen und Kreuzprodukte	64746,857	55270,857
	Kovarianz	1044,304	891,465
	N	63	63
DSA	Korrelation nach Pearson	,839**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	Quadratsummen und Kreuzprodukte	55270,857	67089,079
	Kovarianz	891,465	1082,082
	N	63	63

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Der Mittelwert der Stenosegraddifferenz betrug für alle Gefäßsegmente 12,43% bei einer Standardabweichung von 14,87%. Die maximale Differenz lag bei zwei Stenosen bei 50% bzw. 60% (Abb. 31, Tab. 22).

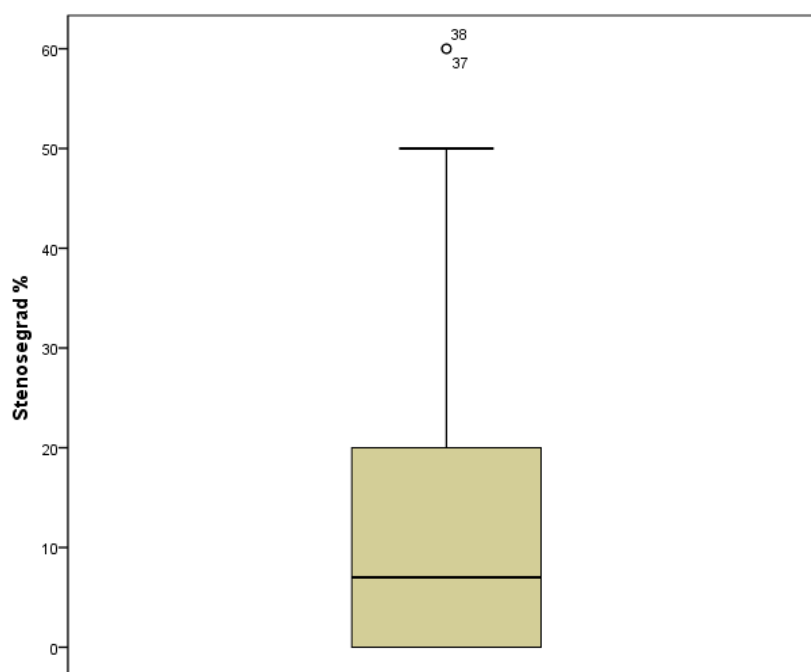


Abbildung 31:
Unterschied der Stenosegrade in der konventionellen DSA und Rotationsangiographie.

Tabelle 22:
Deskriptive Statistik der Stenosegraddifferenz

Statistik		Differenz der Stenosegrade DSA versus r-DSA	
		Stenosegrad ^a	
			Standardfehler
Mittelwert		12,43	1,87
95% Konfidenzintervall	obere Grenze	8,68	
	untere Grenze	16,17	
Median		9,00	
Standardabweichung		14,87	
Minimum		0	
Maximum		60	

a. Werte in Prozent

V.2.2.4 Zusätzlich mittels R-DSA erhobene Diagnosen

In unserem Patientenkollektiv wurden bei fünf Untersuchungen pathologische Befunde bzw. anatomische Varianten mit der Rotationsangiographie dargestellt. In einem Fall konnte ein Endoleak nach Implantation einer infrarenalen Aortenprothese diagnostiziert werden. Bei schwieriger selektiver Sondierung der Viszeralarterien (A. mesenterica superior, Truncus coeliacus) war die R-DSA hilfreich in der Darstellung des Gefäßostiums bzw. des Verlaufes. Zwei Untersuchungen dienten der Evaluation von Aneurysmen im Bereich der A. tibialis anterior (Tab. 23).

Tabelle 23:
In der Rotationsangiographie zusätzlich zu den Stenosen diagnostizierte Pathologien.

	N
Endoleak Aortenstent	1
Verlauf der A. hepatica	1
Aneurysma	2
Abgang der AMS	1

V.3 Untersuchungsparameter der Rotationsangiographien

Die Auswertung der Untersuchungsparameter der analysierten 33 Angiographien ergab einen mittleren Kontrastmittelverbrauch von 101,8 ml (+/- 28,3) sowie ein Dosis-Flächenprodukt von 5665,7 mGy/m².

Die durchschnittliche Durchleuchtungszeit betrug 14,4 min (Tab. 24). Alle Parameter beziehen sich auf die gesamte Untersuchung einschließlich der DSA.

Tabelle 24:
Untersuchungsparameter der R-DSA (n=33).

Untersuchungsparameter der Rotationsangiographien von 33 Patienten					
	n	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std. Abw.
KM-Dosis (ml) ^a	33	60,00	180,00	101,8182	28,3344
DFP (µGy x m ²) ^b	33	296,50	111078,00	5665,7515	19034,00
DLZ (min) ^c	33	1,50	54,20	14,3758	11,2633

a. Kontrastmittelverbrauch

b. Dosis-Flächen-Produkt

c. Durchleuchtungszeit

V.4 Bildqualität der Angiographien

V.4.1 Bildkontrast und Schärfe

Der Bildkontrast ist in der Rotationsangiographie in 26 Gefäßregionen schlechter als in der konventionellen DSA (41,3%). Nur bei 6 Untersuchungen (9,5%) zeigte sich ein besserer Kontrast. In 31 Gefäßsegmenten fand sich kein wesentlicher Unterschied (Tab. 25 bzw. Abb. 32).

Für die Kantenschärfe der Gefäße zeigen sich vergleichbare Ergebnisse: In 33 Fällen (54,2%) lag kein Unterschied zwischen den Modalitäten vor. Bei 21 Rotationsangiographien (33%) war die Bildschärfe schlechter als in der DSA, in nur 9 Fällen (14,3%) besser (Tab. 26 bzw. Abb. 32).

Tabelle 25:
Vergleich des Bildkontrastes zwischen R-DSA und DSA.

KONTRAST		
	n	%
kein Unterschied	31	49,2
besser	6	9,5
schlechter	26	41,3
Gesamt	63	100,0

Tabelle 26:
Vergleich der Bildschärfe zwischen R-DSA und DSA.

Bildschärfe		
	n	%
kein Unterschied	33	52,4
besser	9	14,3
schlechter	21	33,3
Gesamt	63	100,0

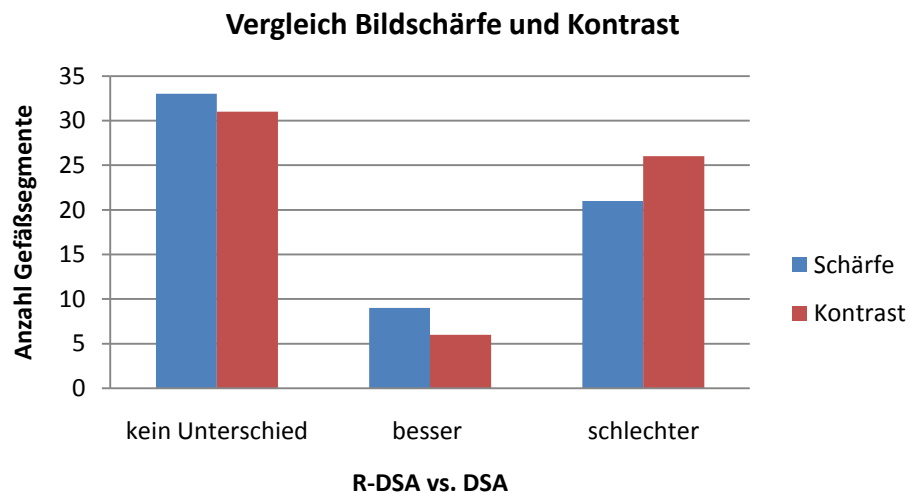


Abbildung 32:
Unterschiede in der Bildschärfe und dem Kontrast in der Rotationsangiographie im Vergleich zur konventionellen DSA.

V.4.2 Darstellung von Gefäßanatomie und – Pathologien

In 39 Segmenten (62%) lieferte die R-DSA zusätzliche Informationen über die Gefäßpathologie (Abb. 33). Bei der Analyse der Gefäßanatomie war die R-DSA der DSA bei 42 Segmenten gleichwertig. Im Konsensusverfahren der Untersucher war die R-DSA nach abschließender Beurteilung in 61,9% der ausgewerteten Angiographien der DSA bei der Gefäßdarstellung überlegen (Abb. 34). In den übrigen Fällen konnte die R-DSA keinen diagnostischen Zugewinn zeigen.

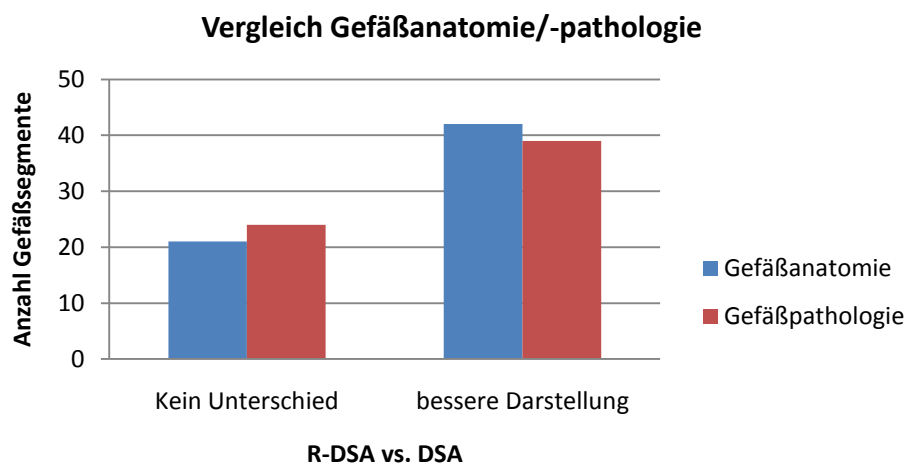


Abbildung 33:
Vergleich der Darstellung von Gefäßpathologien sowie der Anatomie R-DSA vs. DSA.

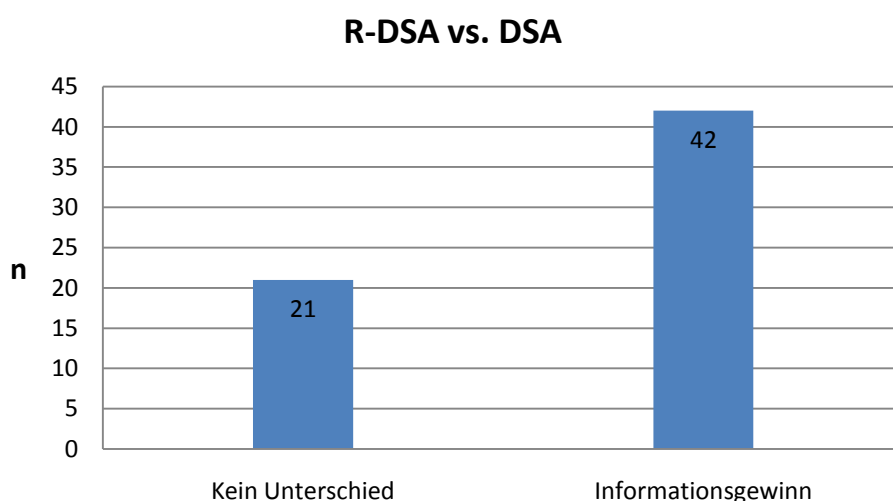


Abbildung 34:
Zusammenfassende Beurteilung beider Verfahren hinsichtlich des Informationsgewinnes.

V.6 Bildbeispiele aus dem Patientenkollektiv



Abbildung 35 :
60jähriger Patient mit PAVK Stadium IIb. Die herkömmliche DSA in a.p.-Projektion (links) zeigt eine mittelgradige Stenose in der mittleren AFS links. Mittels R-DNA (Ansicht ca. 30° RAO) wird das tatsächliche Ausmaß der höchstgradigen Stenose sichtbar.

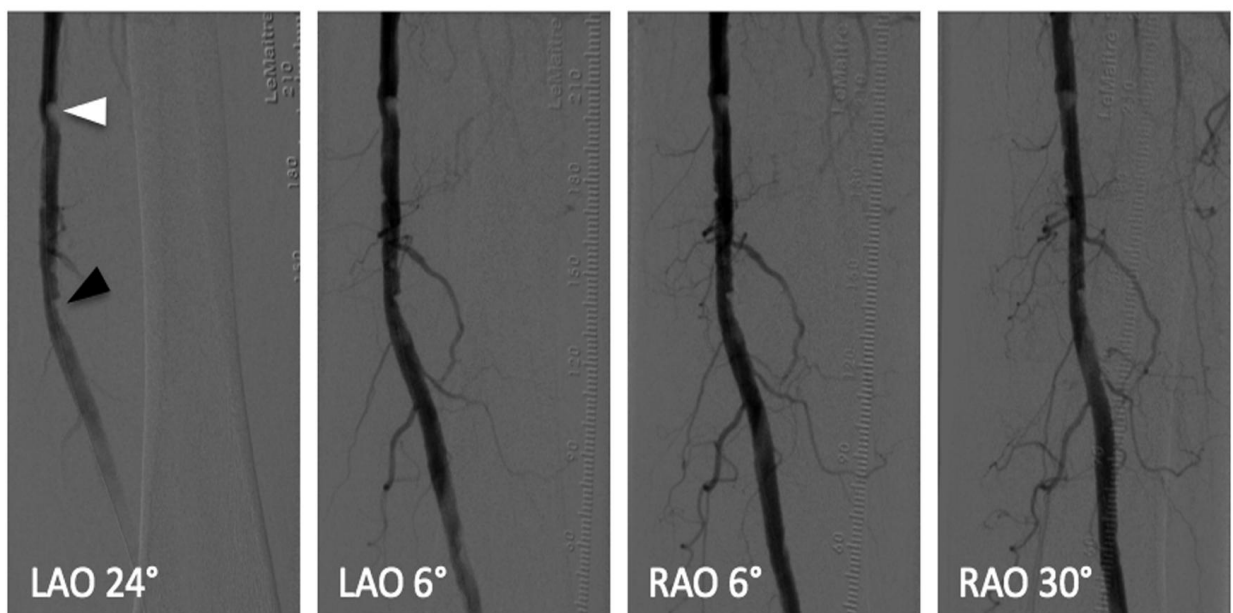


Abbildung 36:
R-DNA der linken A. femoralis superficialis. Die optimale Darstellung der hoch- und mittelgradigen Stenosen (Pfeile) gelingt bei einer Angulation von 24° LAO (linkes Bild). In den RAO-Projektionen bei 6° bzw. 30° erscheinen die Stenosen nur als Areale mit erhöhter Transparenz.

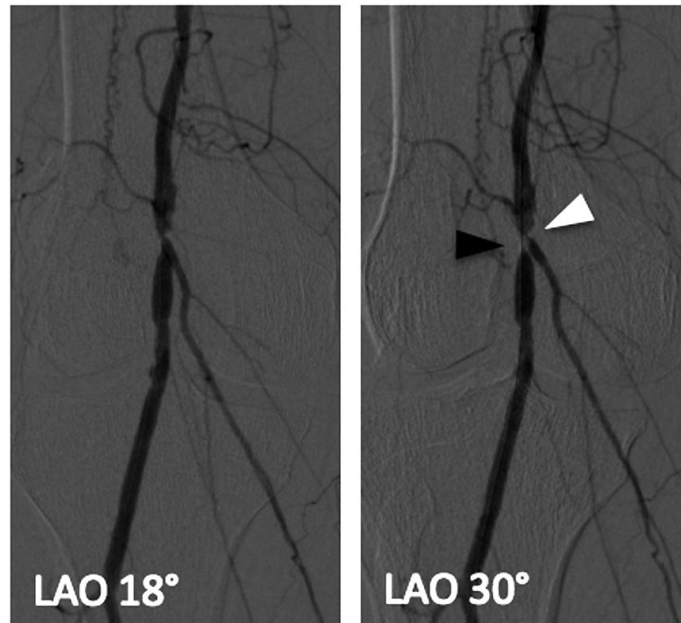


Abbildung 37: Subtrahierte R-DSA einer subtotalen Stenose im P1-Segment der rechten A. poplitea (schwarzer Pfeil). Die Läsion wird bei einer Angulation von 18° LAO durch eine A. genicularis teilweise maskiert (linkes Bild). Die 30° LAO Projektion zeigt das Ausmaß der Stenose sowie zusätzlich eine hochgradige Stenose der A. genicularis (weißer Pfeil).

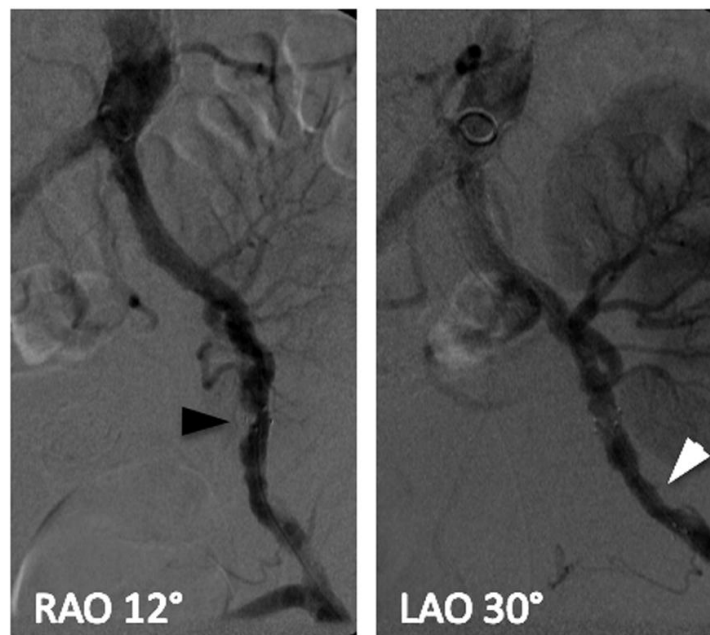


Abbildung 38: Subtrahierte R-DSA-Bilder der Iliakalarterien eines Patienten nach Nierentransplantation in die linke Fossa iliaca und Stent-PTA der Arteria iliaca externa. Die exzentrischen In-Stent-Stenosen am proximalen und distalen Ende des Stents (schwarzer bzw. weißer Pfeil) werden jeweils nur in unterschiedlichen Angulationen optimal dargestellt.

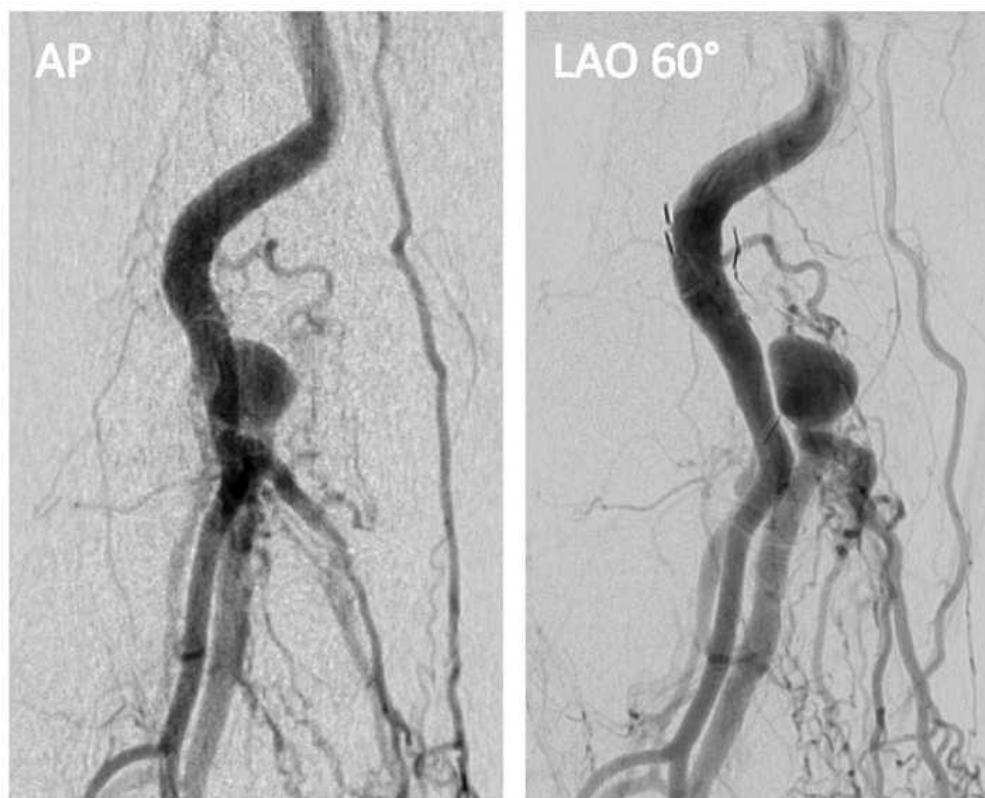


Abbildung 39:

72jährige Patientin mit multiplen AV-Fisteln in der rechten Poplitealregion. Nach operativer Versorgung entwickelte sich ein Aneurysma in diesem Bereich (linkes Bild). Die Rotationsangiographie zeigt deutlich die fehlende Verbindung des Aneurysmas zur rechten A. poplitea und die Versorgung aus multiplen venösen Zuflüssen (rechts).

VI. Diskussion

Die intraarterielle Angiographie hat sich über die Jahre zunächst als konventionelle Angiographie und später in Form der digitalen Subtraktionsangiographie als Goldstandard in der Gefäßdiagnostik etabliert. Die DSA ist trotz Weiterentwicklung alternativer Methoden wie MRA und Duplexsonographie zumindest in vielen Bereichen noch das Standardverfahren für die periinterventionelle Diagnostik von Gefäßveränderungen. Vorteile dieses Verfahrens sind die hohe räumliche Auflösung, die Darstellung flussdynamischer Pathologien und die präzise Reproduzierbarkeit. Der Hauptnachteil der herkömmlichen DSA besteht darin, dass nach einer einzelnen Kontrastmittelinjektion die zu untersuchende Gefäßregion im Gegensatz zu MRA, CTA und Duplexsonographie nur in einer bzw. bei biplanen Angiographieanlagen in zwei Ebenen dargestellt werden kann.

Gerade zur Planung von Gefäßinterventionen bei komplexer Anatomie z.B. im Bereich der abdominellen und intrakraniellen Arterien ist eine Darstellung in mehreren Ebenen vorteilhaft oder sogar zwingend notwendig, da Stenosen und Aneurysmen durch Überlagerung maskiert werden können. Um eine akkurate Darstellung von Befunden wie zum Beispiel die präzise Lokalisation, Ausdehnung und Morphologie atherosklerotischer Stenosen oder von Aneurysmen darzustellen, sind in der herkömmlichen DSA oft mehrere Projektionen aus verschiedenen Winkeln notwendig, was die mehrfache Injektion von Kontrastmittel erfordert. Daraus resultieren neben längeren Untersuchungszeiten und einer vermehrten Strahlenexposition für Patienten und Personal auch multiple Injektionen von potentiell toxischem Röntgenkontrastmittel.

Die Rotationsangiographie (R-DSA) ermöglicht es, diese Limitationen einer zweidimensionalen angiographischen Darstellung von Gefäßpathologien zu umgehen. Die digital subtrahierte Rotationsangiographie ist ein Verfahren zur Akquisition multipler Projektionen einer Gefäßregion während einer Kontrastmittelbolusinjektion. Der C-Bogen einer Angiographieeinheit rotiert dabei mit einer festgelegten Geschwindigkeit und Bildakquisitionsfrequenz und einem definierten Rotationswinkel um den Patienten.

Vorteile dieses Verfahrens sind eine genaue Darstellung von Plaquestenosen und der Gefäßmorphologie, vor allem bei anatomischen Überlagerungen durch Aneurysmen oder stark gewundene Gefäßverläufe. Da sich die Rotationsangiographie in den letzten Jahren bei der neuroradiologischen Diagnostik der hirnversorgenden Arterien als Verfahren etabliert hat, soll eine Aussage über die diagnostische Effizienz dieser Methode zur Evaluation abdomineller und peripherer Gefäßpathologien getroffen werden. Die exakte Darstellung des Stenosegrades und der Gefäßanatomie ist besonders im Hinblick auf eine interventionell-radiologische Therapie von Bedeutung. Um eine Aussage über die zu erwartende Strahlenexposition des Patienten zu treffen, wurde in einem experimentellen Modell unter Verwendung eines anthropomorphen Phantoms vom Typ Alderson-Rando die Dosis für Rotationsangiographien mit unterschiedlichen Rotationswinkeln mit der Dosis für eine konventionelle DSA aus zwei Projektionen verglichen. Das Ziel dieser nicht randomisierten, retrospektiven Studie ist die Evaluation der klinischen Wertigkeit der digital subtrahierten Rotationsangiographie (R-DSA) gegenüber der konventionellen digital subtrahierten Angiographie (DSA) bei der Darstellung von Stenosen und anderer Pathologien im Bereich der abdominalen und peripheren arteriellen Gefäße.

Ein Aspekt der vorliegenden Arbeit war die Bestimmung der Energiedosis ausgewählter Expositionsbereiche bei der Rotationsangiographie der Abdominal- und Beckenarterien im Vergleich zur konventionellen Angiographie in zwei Projektionen. Die Messungen wurden an einem anthropomorphen Phantom vom Typ Alderson-Rando unter Verwendung von Thermolumineszenzdosimetern durchgeführt, um die direkt im Untersuchungsfeld emittierte Dosis zu erfassen. Dieses ist die gebräuchlichste Methode zur wissenschaftlichen Dosismessung. Die in der vorliegenden Arbeit ermittelten effektiven Dosen leiten sich direkt von den am Phantom gemessenen Energiedosen ab. Als anthropomorphes Phantom ist das Alderson-Phantom hinsichtlich der anatomischer Eigenschaften und der Strahlenabsorption dem menschlichen Körper nachempfunden und liefert daher im Rahmen der Dosimetrie vergleichsweise unverfälschte Ergebnisse [43].

Um methodische Messungenauigkeiten so gering wie möglich zu halten, wurden bei allen Versuchen dasselbe Phantom und die gleichen TLD-Modelle in identischer Position verwendet. Ein weiterer Faktor zur exakten Messung der

Organdosen war die vor unseren Versuchen durchgeführte Kalibrierung der TLD. Diskrete, nicht vermeidbare Messungenauigkeiten bei der Thermolumineszenz-Dosimetrie beruhen auf den mittleren Messabweichungen der TLD.

Zur Ermittlung der Energiedosis erfolgte eine Simulation des Untersuchungsablaufs der R-DSA mit dem Programm DYNAVISON® unter Verwendung verschiedener Rotationswinkel (60°, 90° und 120°). Als Vergleichsuntersuchung wurden zwei Angiographieserien mit unterschiedlicher Durchleuchtungszeit (9 s bzw. 20 s) in jeweils 30° RAO und 30° LAO durchgeführt. Die unterschiedliche Durchleuchtungszeit dient der Simulation realer Bedingungen im klinischen Alltag, da die notwendige Dauer einer DSA-Serie für eine suffiziente Kontrastierung der Gefäße in Abhängigkeit von der klinischen Situation deutlich variiert. Zwei Angulationen pro Messung waren nötig, um vergleichbare Bildinformationen wie bei der R-DSA zu simulieren.

Im Jahr 2003 wurden in Deutschland beispielsweise ca. 10.000 Angioplastien sowie 3251 Stentimplantationen durchgeführt [2]. Gerade diese interventionellen Verfahren führen zu einer erheblichen Strahlenexposition von Patienten und Personal. Diagnostische Angiographien und angiographische Interventionen sind für einen Großteil der Strahlenbelastung in der Radiologie verantwortlich: In der Literatur beträgt der Anteil über 17% der Strahlenbelastung im Rahmen medizinischer Untersuchungen gegenüber einem Anteil von nur 2% der Gesamtuntersuchungszahl [70]. Zur Strahlenbelastung durch die diagnostische und interventionelle Angiographie liegen bereits publizierte Daten vor [61, 69].

Als Messgröße zur Erfassung der bei Angiographien auftretenden Strahlenexposition hat sich das Dosisflächenprodukt etabliert. Das DFP ist das Integral der Dosis über eine Querschnittsfläche durch das Nutzstrahlbündel [44]. Berücksichtigt wird einerseits die Dosis, welche von der Durchleuchtungszeit, dem Röhrenstrom, der Röhrenspannung abhängig ist sowie als Fläche die Einblendung und das Bildverstärkerformat [31].

Das Dosisflächenprodukt betrug beispielsweise in einer retrospektiven Studie von 1208 vaskulären Interventionen im Durchschnitt 1548 cGy cm² [59].

In der Literatur finden sich dagegen nur wenige Untersuchungen zur Strahlenbelastung des Patienten durch die Rotationsangiographie. Kontrollierte

Studien zur Patientendosis wurden bisher größtenteils im Rahmen neuroradiologischer Verfahren durchgeführt.

TSAPAKI et al. verglichen die Strahlenexposition bei der konventionellen zweidimensionalen Carotisangiographie mit der Dosis bei der dreidimensionalen Rotationsangiographie der Karotiden und konnten zeigen, dass die Rotationsangiographie eine deutliche niedrigere Strahlenbelastung aufweist. Das mittlere Dosisflächenprodukt betrug für die R-DSA 41 Gy cm² gegenüber 112 Gy cm² bei der DSA. Diese Werte basieren auf der kumulativen Gesamtdosis einer kompletten 3D R-DSA im Vergleich zur herkömmlichen DSA [75]. Zu ähnlichen Resultaten kamen auch BIEDERER et. al. bei der Untersuchung von Carotisbifurkationsstenosen mittels R-DSA [11]. Das Dosisflächenprodukt betrug hier für beide Carotiden 1105 cGy cm² in der DSA, wobei zwei entsprechende R-DSA nur eine Dosis von 340 cGy cm² benötigten, was einer theoretischen Reduktion des DFP durch die alleinige Anwendung der R-DSA von 69% entspricht. Die Reduktion der Strahlenbelastung durch die R-DSA erklärt sich durch die im Rotationsprogramm der Angiographieanlage vorgegebenen Belichtungsparameter, welche die Bilddosis gegenüber der DSA in Einzelerientechnik um bis zu 50% reduzieren.

SEYMOUR et al. untersuchten die Strahlenexposition der 3D-Rotationsangiographie bei Untersuchungen von nativen Nierenarterien und Transplantatnierenarterien. Dabei betrug das Dosisflächenprodukt im Durchschnitt für 45 Patienten 1443 cGy cm² und die effektive Dosis 2,36 mSv bei einem Rotationswinkel von 120° [68], was etwa drei Abdomenübersichtsaufnahmen entspricht und somit die Effektivität der Untersuchung hinsichtlich des diagnostischen Zugewinns und der Reduktion der Strahlenexposition deutlich steigert.

Studien zur Strahlenbelastung im Rahmen von Koronarangiographien mittels R-DSA konnten ebenfalls eine signifikante Dosisreduktion gegenüber der konventionellen Angiographie feststellen.

MADDUX et al. verglichen im Rahmen einer prospektiven Studie Kontrastmittelverbrauch und Dosis bei Koronarangiographien von 56 Patienten und zeigten eine Dosisreduktion um 28% mittels R-DSA bei einem DFP von 39.0 +/- 18.5 vs. 53.9 +/- 23.4 Gy/cm² [46].

Unsere Ergebnisse der experimentellen Dosismessungen mit dem Alderson-Phantom kommen zu einem vergleichbaren Ergebnis. Der Vergleich des Dosisflächenprodukts (DFP) bei einem Rotationswinkel von 60° ($480 \mu\text{Gym}^2$) mit den DFP der angulierten DSA bei Durchführung von zwei Serien mit 30° RAO und 30° LAO Angulation (584 bzw. $1089,2 \mu\text{Gym}^2$) zeigt eine deutliche Dosisreduktion im Falle der R-DSA. Die effektive Dosis lag selbst bei dem größten untersuchten Rotationswinkel (120°) unter dem Wert der DSA ($1,3$ vs. $1,4$ mSv). Bei der Rotationsangiographie beträgt die mittlere Energiedosis aller TLD-Positionen $620,3 \mu\text{Gy}$. Die DSA verursacht nach unseren Phantomuntersuchungen selbst bei einer im klinischen Alltag durchschnittlichen Seriedauer von 9 s pro Angulation eine deutlich höhere Strahlenbelastung von insgesamt $2287,2 \mu\text{Gy}$; hierbei werden zwei DSA-Serien mit einer R-DSA-Serie verglichen. Um eine der R-DSA vergleichbare Bildinformationen mittels DSA zu erhalten, wäre eine signifikant höhere Patientendosis nötig. In der einen klinisch prospektiven Studie zu Strahlenexposition und Kontrastmittelverbrauch mit Vergleich der peripheren R-DSA zur DSA von 734 Angiographien ermittelten WAGGERSHAUSER et al. ein DFP von 602 cGy/cm² für die R-DSA vs. 566 cGy/cm² bei der DSA, bei der nur eine Serie durchgeführt wurde [81]. Ein prospektiv festgelegtes Protokoll multipler DSA-Projektionen konnten aus Gründen des Strahlenschutzes im Patientenkollektiv nicht durchgeführt werden, jedoch erkennt man an den Zahlen, dass zusätzliche Angulationen zu einer signifikant höheren Strahlenexposition führen als die R-DSA. Somit stützen diese in einem großen Kollektiv erhobenen Daten unsere experimentell ermittelten Werte [33].

Bei den heute verwendeten Angiographieanlagen ist die Röntgenröhre typischerweise unter dem Patiententisch angebracht. Die Röntgenstrahlen durchdringen den Patienten daher von posterior nach anterior und die Strahlendosis nimmt durch Absorptionsvorgänge und Streustrahlung im Körper von dorsal nach ventral ab.

Dieser Effekt ist sowohl bei der konventionellen DSA als auch bei der R-DSA zu beobachten. Dennoch führte die R-DSA im Rahmen unserer Phantomversuche im Vergleich zur DSA zu signifikant niedrigeren Energiedosen, da ähnlich der Strahlentherapie durch die Rotationsbewegung die höchsten Dosen im Isozentrum

der Röntgenröhre auftreten mit vergleichsweise geringen Werten in der Peripherie.

Vor Einführung der dreidimensionalen Rotationsangiographie lag der Hauptnachteil der DSA in der fehlenden Möglichkeit der 3-D-Visualisierung. Die R-DSA ermöglicht nach einer singulären Kontrastmittelbolusinjektion die Aufnahme einer dynamischen DSA-Serie, die in Abhängigkeit von den Untersuchungsparametern für eine dreidimensionale Rekonstruktion verwendet werden kann [8]. Dieses Verfahren findet in der klinischen Routine hauptsächlich in der neuroradiologischen Diagnostik intrakranieller Gefäße Anwendung. Wurde diese Methode zunächst als 2D R-DSA eingeführt [67], ist das heute etablierte Standardverfahren die zusätzliche 3D-Visualisierung [35]. Von besonderem Interesse ist die anatomisch korrekte präoperative Evaluation intrakranieller Aneurysmen [1, 7, 38, 32].

In der Literatur findet sich nur eine einzige Studie, in der die gängigen dreidimensionalen Visualisierungstechniken von CT, MRT und Rotationsangiographie hinsichtlich der Stenosegrade analysiert wurden [10]. Mittels Phantommodell wurden Konfiguration und Stenosegrade in den drei Modalitäten verglichen, wobei die 3D R-DSA die genauesten Ergebnisse lieferte. Obwohl eine aktuellere Studie die Überlegenheit der MRT mittels 3D-TOF Angiographie im Vergleich zur 3D – Rotationsangiographie bei der Detektion von Aneurysmen vor allem im Bereich der A. carotis interna gezeigt hat [58], liegt der Vorteil der DSA in ihrer Verfügbarkeit, dem geringeren Aufwand gerade bei intubierten Notfallpatienten sowie der Möglichkeit der sofortigen Intervention. Somit stellt die Rotationsangiographie einen sinnvollen Kompromiss zwischen der Auflösung der DSA und einer dreidimensionalen Visualisierungsmethode mit gleichzeitiger Möglichkeit zur interventionellen Therapie dar.

Zahlreiche Studien haben die Überlegenheit der Rotationsangiographie zur überlagerungsfreien Darstellung intrazerebraler Gefäße im Vergleich zur konventionellen Angiographie dargestellt. Die multiplen verfügbaren Projektionen sind nützlich bei der Darstellung des Aneurysmahalses und der Lagebeziehung zu benachbarten Gefäßen [77]. HOCHMUTH et al. diagnostizierten mit der 3D-Rotationsangiographie bei 53 Patienten 7 Aneurysmen, die in der konventionellen Angiographie nicht nachgewiesen wurden [34]. MISSLER et al. konnten in 40 von

45 untersuchten intrakraniellen Aneurysmen durch die 3D R-DSA zusätzliche Informationen über die Anatomie gewinnen [50].

Trotz des klinischen Nutzens der Rotationsangiographie zur Diagnostik und Therapie cerebraler vaskulärer Pathologien wurden bislang vergleichsweise wenige Studien zur Anwendung des Verfahrens außerhalb neuroradiologischer Einsatzgebiete publiziert.

Gerade im Bereich peripherer Gefäße wie z. B. der Aortenbifurkation, der Iliakalarterien, der Femoralisgabel oder einer exzentrischen Stenose ist eine einzelne Projektion für die korrekte Darstellung der Anatomie bzw. Pathologie oft nicht ausreichend. Die Rotationsangiographie vermittelt über die dreidimensionale Visualisierung zusätzliche Informationen über die Morphologie und das Ausmaß von Stenosen. Erste klinische Anwendungen der Technik im Vergleich zu DSA an einem großen Patientenkollektiv (n=108) wurden 1998 von GATTONI et al. untersucht [28]. Dabei lag ein besonderes Interesse neben dem Kontrastmittelverbrauch auf den Unterschieden in der Bildqualität. In allen Fällen war die diagnostische Qualität der R-DSA gleich oder der DSA überlegen.

Ulzeröse Plaques entwickeln sich häufig an der dorsalen Gefäßwand. Daher führt eine a. p. -Projektion in vielen Fällen zu einer Fehleinschätzung des Stenosegrades. YAMAMOTO et al. konnten mittels Rotationsangiographie zusätzliche Ulzerationen im Bereich der Iliakalarterien diagnostizieren und zusätzlich eine präzisere Einschätzung von Stenosegraden erreichen [84].

Im Falle der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit (pAVK) wird der Stenosegrad durch die uniplanare Projektion oft unterschätzt, da die dreidimensionale Morphologie der Arterie auf zwei Dimensionen reduziert wird und nicht sicher gestellt ist, dass die Stenose streng im Profil getroffen wird. Nur dann ist eine korrekte Abschätzung des Stenosegrades einer exzentrischen Stenose in einer Ebene möglich (siehe Abb. 40). In der a.p.-Projektion der konventionellen Angiographie werden nur die lateralen Anteile der Gefäßwand korrekt abgebildet. Andererseits erfassen die multiplen Winkel der Rotationsangiographie sämtliche Aspekte der Pathologie und somit auch den maximalen Stenosegrad. In unseren Untersuchungen wurde der Stenosegrad bei 23 Fällen (36,4%) in der DSA unterschätzt. Da der maximale Stenosegrad einer Läsion in der R-DSA ebenfalls nicht in allen Projektionen des Rotationslaufs

überlagerungsfrei abgebildet wird, wären zahlreiche zusätzliche konventionelle Serien nötig, um mittels DSA zu einer ähnlich präzisen Darstellung zu gelangen.

Diese Informationen sind von besonderem Interesse für die Planung und Kontrolle peripherer Interventionen wie der Angioplastie (PTA), Atherektomie und der Stentimplantation, da von der Evaluation des Ausmaßes vorhandener Reststenosen der Erfolg des Eingriffes abhängt.

In der Literatur findet man zu dieser Problematik unterschiedliche Angaben im Hinblick auf die postinterventionelle DSA-Kontrolle. Einige Autoren verwenden eine singuläre Projektion [29, 53] oder eine Kombination aus a. p. – und lateraler Projektion [17, 71], wobei in nur einer Studie routinemäßig drei Angulationen (a. p. sowie $\pm 45^\circ$ LAO/ RAO) angewandt werden [39].

Mehrere Untersuchungen konnten die Überlegenheit der R-DSA im Vergleich zur konventionellen DSA für die postinterventionelle Kontrolle belegen. So zeigte die zusätzlich durchgeführten Rotationsangiographien im Rahmen von Angioplastien der femoropoplitealen Arterien bei den Untersuchungen von POZZI et al. eine Fehleinschätzung der Residualstenosen nach PTA in 46,4%. In 50% der Fälle führte die R-DSA somit zu einer Modifikation des therapeutischen Ansatzes mit erneuter Angioplastie bzw. Stentimplantation.

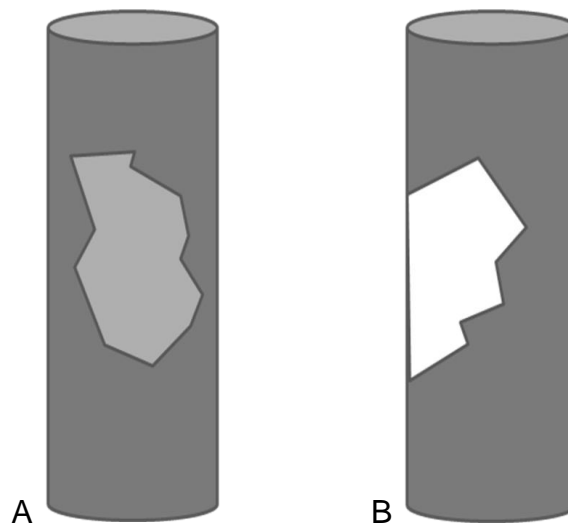
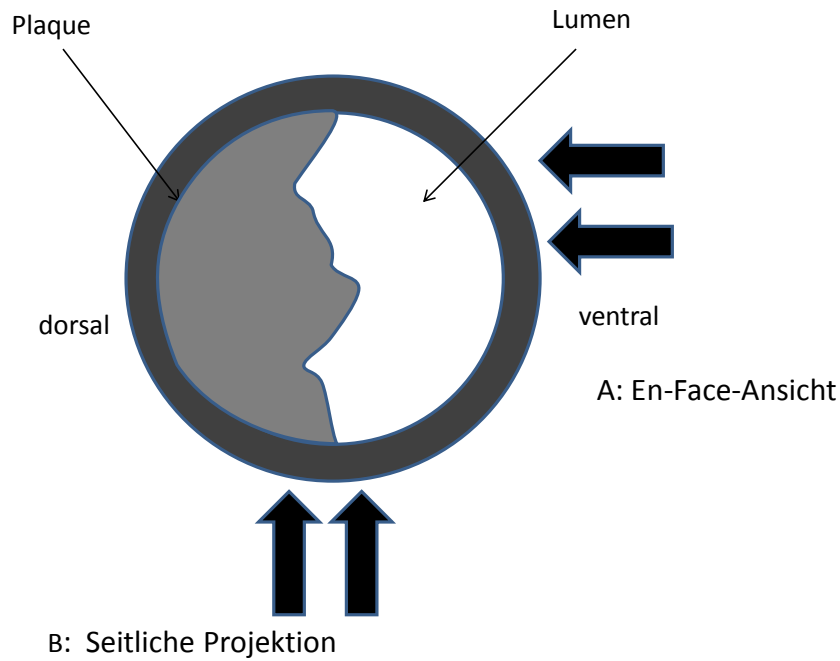


Abbildung 40:
Schematische Darstellung des Einflusses der Projektion auf die Abbildung von exzentrischen Stenosen: Die an der dorsalen Gefäßwand lokalisierten Plaques imponieren in der En-Face-Ansicht (A) als flache Kontrastmittelaussparung, während die Oblique- bzw. seitliche Projektion (B) das maximale Ausmaß der Stenose korrekt darstellt.

Zusätzlich gelang eine bessere Darstellung subintimaler Dissektionen in 32% der Fälle [60]. Des Weiteren erscheint die Verwendung einer R-DSA nach erfolgter Atherektomie durch bessere Darstellung der Plaquemorphologie hilfreich zur Reduktion von Residualstenosen zu sein [40].

Im Rahmen von Koronarangiographien führt die R-DSA zu einer Reduktion des Kontrastmittelverbrauchs im Vergleich zur herkömmlichen Angiographie bei vergleichbarer diagnostischer Qualität [3].

Die im Konsensusverfahren ermittelte subjektive Einschätzung des Stenosegrades im Rahmen unserer Patientenstudie demonstriert eine gute Übereinstimmung beider Verfahren mit einem Korrelationskoeffizienten nach Pearson von 0,83 (Abb. 30, Kap. 5). Allerdings zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen DSA und R-DSA bei der Quantifizierung des Stenosegrades. Bei zwei Segmenten lag die maximale Stenosegraddifferenz bei 50 bzw. 60%. Bei 28 (44,3%) Gefäßsegmenten ergab die Analyse der Stenosegrade keinen nachweisbaren Unterschied zwischen beiden Methoden. Die Resultate zeigen einen Trend, Stenosen in der DSA als geringer einzuschätzen: In 12 Fällen (19,3%) wurde der Stenosegrad in der DSA im Vergleich zur R-DSA überschätzt und bei 23 Gefäßen (36,4%) unterschätzt. Bei der Analyse der Stenosegraddifferenz lässt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen beiden Methoden feststellen ($p=0,049$). In der Studie von ELGERSMA et al. finden sich vergleichbare Ergebnisse für Stenosen im Verlauf der A. carotis interna mit generell höheren Stenosegraden in der Rotationsangiographie [21]. In einem Fall wurde ein kompletter Verschluss in der DSA überschätzt und in der R-DSA als hochgradige Stenose (90%) eingeschätzt.

Dafür verantwortlich ist in erster Linie die Darstellung der dreidimensionalen Struktur einer Gefäßstenose als zweidimensionale Projektion. Die Beurteilung von Gefäßpathologien ist jedoch essential für die erfolgreiche Planung und Durchführung einer erfolgreichen endovaskulären Therapie sowohl der pAVK als auch von Aneurysmen. Komplikationen unterschätzter Stenosen sind insuffiziente Dilatation und Platzierung von zu kurzen oder zu kleinen Stents, welche zu einer erhöhten Restenoserate, Stentdislokation oder zu einem Endoleak führen können [9, 83, 40, 78].

Ein Vorteil der DSA ist die gute räumliche Auflösung, die dynamische Darstellung flussrelevanter Stenosen sowie die Möglichkeit der unverzüglichen interventionellen Therapie. Da für die Bilderstellung zwei Rotationsläufe für das Maskenbild und während der Kontrastmittelinjektion benötigt werden, ergeben sich für die Bildakquisition relativ lange Aufnahmezeiten. Dadurch ergibt sich eine im Vergleich zur DSA höhere Anfälligkeit der Serie für Bewegungsartefakte. Eine suffiziente diagnostische Gefäßdarstellung wird nur erreicht, wenn ein Atemstillstand des Patienten für mindestens 20 s möglich ist, da die Projektionen des Maskenlaufes für optimale Bildqualität möglichst identisch zu denen der Kontrastmittelseerie sein sollen. Eine weitere Limitation des Verfahrens ergibt sich bei großen Rotationswinkeln von 180° und mehr durch zunehmende venöse Überlagerung der arteriellen Gefäße.

In der Studie von ELGERSMA et al. waren 6% der Rotationsangiographien aufgrund von Bewegungsartefakten nicht diagnostisch verwertbar [22]. In unserem Kollektiv konnten sämtliche Angiographien zur Gefäßanalyse verwendet werden. Allerdings zeigen sich im Vergleich zur DSA deutliche Unterschiede in der Bildqualität. Eine mögliche Quelle für Fehlinterpretationen in der Angiographie sind geringer Bildkontrast und verminderte Gefäßkantenschärfe. In unserer Studie zeigte sich ein Qualitätsverlust hinsichtlich Kontrast und Schärfe, was die in der Literatur beschriebenen Angaben stützt [68].

Der Bildkontrast in der R-DSA war bei 26 Gefäßsegmenten schlechter als in der DSA. Der Kontrast wird hauptsächlich durch die Konzentration des intravenös applizierten Kontrastmittels bestimmt. Allerdings waren in der vorliegenden Untersuchung die Injektionsgeschwindigkeit und das Kontrastmittelvolumen für beide Techniken gleich. Ein individuell angepasstes Kontrastmittelvolumen könnte in diesen Fällen also zu einem schärferen Bildkontrast führen.

Ein weiterer ausschlaggebender Faktor für den Kontrast ist der Zeitpunkt der KM-Injektion: Idealerweise sollen die Gefäße während des gesamten Rotationslaufs kontrastiert sein, um eine ausreichende Beurteilung der proximalen und distalen Abschnitte zu gewährleisten. Somit sollte der Zeitpunkt der Injektion an die individuelle kardiale Auswurfleistung und die durch Stenosen herabgesetzten Flussgeschwindigkeit angepasst werden.

In einem Drittel der untersuchten Segmente war die Gefäßkantenschärfe in der R-DSA schlechter. Für die Reduktion der Ortsauflösung im Rahmen der R-DSA ist in hohem Maße die im Vergleich zur DSA verlängerte Akquisitionszeit und damit höhere Anfälligkeit für Bewegungsartefakte verantwortlich. Außerdem fehlt die Möglichkeit, diese durch Verschiebung der Maske zu korrigieren. Daher führt Patientenbewegung während des Rotationslaufs zu einer Unschärfe der Gefäßkanten, was eine exakte Bewertung von Gefäßstenosen in diesen Fällen erschwert.

Wie bereits erwähnt wird die Bilddosis durch die im Rotationsprogramm der Angiographieanlage vorgegebenen Belichtungsparameter gegenüber der DSA in Einzelerientechnik um bis zu 50% reduziert. Dies ist notwendig, um möglichst kurze Belichtungszeiten der rotierenden Bildröhre zu erreichen. Die im Vergleich zur konventionellen DSA geringere Exposition führt somit zwar zu einer verminderten Strahlenbelastung für den Patienten, gleichzeitig aber auch zu einer schlechteren Abbildungsqualität mit stärkerem Bildrauschen und verringerter Auflösung. Diese Einbußen sind jedoch vertretbar, da nach unseren Erfahrungen aufgrund des Hochkontrastes keine Einschränkungen bezüglich der diagnostischen Verwertbarkeit des Bildmaterials vorlagen. Voraussetzung für diese Schlussfolgerung ist das Vorliegen einer DSA-Serie mit hohem Kontrast und sehr guter Bildqualität.

Einschränkungen der durchgeführten Studie ergeben sich aus dem Studiendesign und aufgrund der mit der DSA verbundenen Strahlenbelastung: Da es sich bei den vorliegenden Untersuchungen um eine retrospektive Studie handelt, wurden die Rotationsangiographien und korrespondierenden konventionellen Angiographien nicht bei jedem Patienten mit absolut identischen Aufnahmeparametern durchgeführt.

Auch zu unmittelbar aus der R-DSA abgeleiteten Therapieentscheidungen bzw. –Modifikationen kann retrospektiv keine sichere Aussage getroffen werden. Prinzipiell wurden zusätzliche R-DSA-Serien angefertigt, wenn im Rahmen der Diagnostik oder Intervention besonderer Wert auf eine dreidimensionale Darstellung der Anatomie gelegt wurde. Hier liegt dementsprechend ein erheblicher Bias im Hinblick auf einen diagnostischen Zugewinn der R-DSA gegenüber der DSA. Ein streng systematischer Vergleich der Techniken war aus Strahlenschutzgründen nicht vertretbar.

Daher ist eine Aussage zu Strahlenbelastung und Kontrastmittelverbrauch im Vergleich zur routinemäßig durchgeführten DSA nicht direkt anhand unserer Studiendaten möglich, da eine zu große Heterogenität bezüglich Art und Dauer der Untersuchungen vorliegt. Eine Beurteilung der realen Strahlenbelastung während der Angiographie ist aus diesen Gründen ebenfalls nicht sinnvoll. So war es ja im klinischen Alltag gerade Sinn der R-DSA, die Durchführung von mehreren zusätzlicher DSA-Projektionen zu vermeiden. Ein weiterer Nachteil der R-DSA ergibt sich aus der längeren Vorbereitungs- und Durchführungszeit, da das Objekt vor dem Rotationslauf im Isozentrum positioniert werden muss.

Weitere Limitationen ergeben sich aus den technischen Anforderungen an die Angiographieanlage. Die mit der R-DSA gewonnenen Datensätze müssen mit Hilfe einer eigenen Software verarbeitet werden, wenn dreidimensionale Datensätze ausgewertet werden sollen. Dieses in der Neuroradiologie etablierte Verfahren wurde im Rahmen der peripheren Angiographien nicht durchgeführt, da die Bildqualität je nach Projektionswinkel sehr unterschiedlich war. Dies hätte die Betrachtung von dreidimensionalen Bilddatensätzen stark eingeschränkt, weshalb wir nur die Originaldaten zur Auswertung herangezogen haben, wie dies auch der klinischen Routine entspricht.

Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie, dass die Rotationsangiographie eine geeignete Methode für die mehrdimensionale Visualisierung und Quantifizierung von arteriellen Gefäßstenosen und anderen vaskulärer Pathologien darstellt. Die diagnostische Effizienz ist insbesondere bei exzentrischen Stenosen größer als bei der konventionellen uniplanaren Angiographie und kann dadurch zusätzliche DSA-Serien überflüssig machen.

Die Strahlenbelastung einer R-DSA ist im Allgemeinen niedriger als die Durchführung von mehreren herkömmlichen DSA-Serien in verschiedenen Projektionen. Der klinische Nutzen liegt somit auch in einer Einsparung der Strahlendosis und in einem geringeren Kontrastmittelbedarf. Aufgrund der hervorragenden Resultate in der endovaskulären Therapieplanung supraaortaler Gefäßstenosen und zerebraler Aneurysmen sowie in der Koronarangiographie, wären weitere klinische Studien zum Einsatz der 3D-Rotationsangiographie im Rahmen peripherer Interventionen wünschenswert.

VII. Literatur

1. Abe T, Hirohata M, Tanaka N, Uchiyama Y, Kojima K, Fujimoto K, Norbash AM, Hayabuchi N (2002). "Clinical benefits of rotational 3D angiography in endovascular treatment of ruptured cerebral aneurysm." AJNR Am J Neuroradiol **23**(4): 686-8.
2. AGIR (2003). Arbeitsgemeinschaft Interventionelle Radiologie: Statistik der Interventionsdaten des Jahres 2003.
3. Akhtar M, Vakharia KT, Mishell J, Gera A, Ports TA, Yeghiazarians Y, Michaels AD (2005). "Randomized study of the safety and clinical utility of rotational vs. standard coronary angiography using a flat-panel detector." Catheter Cardiovasc Interv **66**(1): 43-9.
4. Alderson SW, Lanzl LH, Rollins M, Spira J (1962). "An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans." Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med **87**: 185-95.
5. Ameli FM, Knackstedt J, Provan JL, St Louis EL (1990). "The effect of femoral arteriography on the incidence of groin contamination and postoperative infections." Ann Vasc Surg **4**(4): 328-32.
6. Anand S, Creager M (2003). "[Peripheral arterial occlusive disease (PAVK)]." Vasa **32**(3): 179-80.
7. Anxionnat R, Bracard S, Ducrocq X, Troussel Y, Launay L, Kerrien E, Braun M, Vaillant R, Scomazzoni F, Lebedinsky A, Picard L (2001). "Intracranial aneurysms: clinical value of 3D digital subtraction angiography in the therapeutic decision and endovascular treatment." Radiology **218**(3): 799-808.

8. Anxionnat R, Bracard S, Macho J, Da Costa E, Vaillant R, Launay L, Troussel Y, Romeas R, Picard L (1998). "3D angiography. Clinical interest. First applications in interventional neuroradiology." J Neuroradiol **25**(4): 251-62.
9. Arko F, McCollough R, Manning L, Buckley C (1996). "Use of intravascular ultrasound in the endovascular management of atherosclerotic aortoiliac occlusive disease." Am J Surg **172**(5): 546-9; discussion 549-50.
10. Bendib K, Poirier C, Croisille P, Roux JP, Revel D, Amiel M (1999). "[Characterization of arterial stenosis using 3D imaging. Comparison of 3 imaging techniques (MRI, spiral CT and 3D DSA) and 4 display methods (MIP, SR, MPVR, VA) by using physical phantoms]." J Radiol **80**(11): 1561-7.
11. Biederer J, Link J, Peter D, Kopp U, Heller M (1999). "[Rotational digital subtraction angiography of carotid bifurcation stenosis]." Rofo **171**(4): 283-9.
12. Bille J, Schlegel W (2002). Medizinische Physik 2: Medizinische Strahlenphysik, Springer.
13. Bourlet P, De Fraissinnette B, Garcier JM, Lipiecka E, Privat C, Ravel A, Franconi JM, Boyer L (2000). "[Comparative assessment of helical CT-angiography, 2D TOF MR-angiography and 3D gadolinium enhanced MRA in aorto-iliac occlusive disease]." J Radiol **81**(11): 1619-25.
14. Brennecke R (1985). "Digital angiocardiology and echocardiography: fundamentals and future aspects." Herz **10**(4): 193-200.

15. Buhk JH, Kallenberg K, Mohr A, Dechent P, Knauth M (2009). "Evaluation of angiographic computed tomography in the follow-up after endovascular treatment of cerebral aneurysms--a comparative study with DSA and TOF-MRA." Eur Radiol **19**(2): 430-6.
16. Campeau L, Saltiel J (1964). "Rotational Cineangiocardiology." Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med **91**: 544-9.
17. Cejna M, Thurnher S, Illiasch H, Horvath W, Waldenberger P, Hornik K, Lammer J (2001). "PTA versus Palmaz stent placement in femoropopliteal artery obstructions: a multicenter prospective randomized study." J Vasc Interv Radiol **12**(1): 23-31.
18. Cornelis G, Bellet A, van Eygen B, Roisin P, Libon E (1972). "Rotational multiple sequence roentgenography of intracranial aneurysms." Acta Radiol Diagn (Stockh) **13**(1): 74-6.
19. Dormandy JA, Rutherford RB (2000). "Management of peripheral arterial disease (PAD). TASC Working Group. TransAtlantic Inter-Society Consensus (TASC)." J Vasc Surg **31**(1 Pt 2): S1-S296.
20. Eder H (1995). "[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 **35**(3): 156-61.
21. Elgersma OE, Buijs PC, Wust AF, van der Graaf Y, Eikelboom BC, Mali WP (1999). "Maximum internal carotid arterial stenosis: assessment with rotational angiography versus conventional intraarterial digital subtraction angiography." Radiology **213**(3): 777-83.

22. Elgersma OE, Wust AF, Buijs PC, van Der Graaf Y, Eikelboom BC, Mali WP (2000). "Multidirectional depiction of internal carotid arterial stenosis: three-dimensional time-of-flight MR angiography versus rotational and conventional digital subtraction angiography." Radiology **216**(2): 511-6.
23. Ewen K (1994). "[Minimizing radiation exposure for the patient and staff]." Z Kardiol **83 Suppl 6**: 57-9.
24. Fowkes FG (2001). "Epidemiological research on peripheral vascular disease." J Clin Epidemiol **54**(9): 863-8.
25. Fruhwirth H, Gutschi S, Rabl H, Hauser H (1992). "[Aneurysma spurium as a complication after diagnostic and interventional femoral artery puncture]." Vasa Suppl **37**: 7-8.
26. Garcia JA, Agostoni P, Green NE, Maddux JT, Chen SY, Messenger JC, Casserly IP, Hansgen A, Wink O, Movassaghi B, Groves BM, Van Den Heuvel P, Verheye S, Van Langenhove G, Vermeersch P, Van den Branden F, Yeghiazarians Y, Michaels AD, Carroll JD (2009). "Rotational vs. standard coronary angiography: an image content analysis." Catheter Cardiovasc Interv **73**(6): 753-61.
27. Gates J, Hartnell GG (2000). "Optimized diagnostic angiography in high-risk patients with severe peripheral vascular disease." Radiographics **20**(1): 121-33.
28. Gattoni F, Sacrini A, Tonolini M, Melgara C, Uslenghi CM (1998). "[Digital rotational angiography in the study of vascular diseases: technical note and initial clinical applications]." Radiol Med **96**(6): 570-3.
29. Henry M, Amor M, Ethevenot G, Henry I, Amicabile C, Beron R, Mentre B, Allaoui M, Touchot N (1995). "Palmaz stent placement in iliac and

- femoropopliteal arteries: primary and secondary patency in 310 patients with 2-4-year follow-up." Radiology **197**(1): 167-74.
30. Hiatt MD, Fleischmann D, Hellinger JC, Rubin GD (2005). "Angiographic imaging of the lower extremities with multidetector CT." Radiol Clin North Am **43**(6): 1119-27, ix.
31. Hidajat N, Vogl T, Biamino G, Michel L, Wust P, Panzer W, Zankl M, Felix R (1996). "[Radiation exposure in interventional radiology as exemplified by the chemoembolization of hepatocellular carcinoma and laser angioplasty of the pelvic arteries]." Rofo **164**(3): 249-56.
32. Hirai T, Korogi Y, Suginochara K, Ono K, Nishi T, Uemura S, Yamura M, Yamashita Y (2003). "Clinical usefulness of unsubtracted 3D digital angiography compared with rotational digital angiography in the pretreatment evaluation of intracranial aneurysms." AJNR Am J Neuroradiol **24**(6): 1067-74.
33. Hirsch AT, Haskal ZJ, Hertzner NR, Bakal CW, Creager MA, Halperin JL, Hiratzka LF, Murphy WR, Olin JW, Puschett JB, Rosenfield KA, Sacks D, Stanley JC, Taylor LM, Jr., White CJ, White J, White RA, Antman EM, Smith SC, Jr., Adams CD, Anderson JL, Faxon DP, Fuster V, Gibbons RJ, Hunt SA, Jacobs AK, Nishimura R, Ornato JP, Page RL, Riegel B (2006). "ACC/AHA Guidelines for the Management of Patients with Peripheral Arterial Disease (lower extremity, renal, mesenteric, and abdominal aortic): a collaborative report from the American Associations for Vascular Surgery/Society for Vascular Surgery, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine and Biology, Society of Interventional Radiology, and the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines (writing committee to develop guidelines for the management of patients with peripheral arterial disease)--summary of recommendations." J Vasc Interv Radiol **17**(9): 1383-97; quiz 1398.

34. Hochmuth A, Spetzger U, Schumacher M (2002). "Comparison of three-dimensional rotational angiography with digital subtraction angiography in the assessment of ruptured cerebral aneurysms." AJNR Am J Neuroradiol **23**(7): 1199-205.
35. Hoff DJ, Wallace MC, terBrugge KG, Gentili F (1994). "Rotational angiography assessment of cerebral aneurysms." AJNR Am J Neuroradiol **15**(10): 1945-8.
36. Huda W, Sandison GA (1984). "Estimation of mean organ doses in diagnostic radiology from Rando phantom measurements." Health Phys **47**(3): 463-7.
37. ICRP IS (1993). Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission 1990. Stuttgart, Gustav Fischer Verlag.
38. Ishihara H, Kato S, Akimura T, Suehiro E, Oku T, Suzuki M (2007). "Angiogram-negative subarachnoid hemorrhage in the era of three dimensional rotational angiography." J Clin Neurosci **14**(3): 252-5.
39. Jahnke T, Link J, Muller-Hulsbeck S, Grimm J, Heller M, Brossman J (2001). "Treatment of infrapopliteal occlusive disease by high-speed rotational atherectomy: initial and mid-term results." J Vasc Interv Radiol **12**(2): 221-6.
40. Kawamata H, Kumazaki T, Tajima H, Niggemann P (2000). "Peripheral directional atherectomy evaluated with a rotational digital angiography system." J Nippon Med Sch **67**(5): 335-41.
41. Klein HM, Vorwerk D, Neuerburg J, Gunther RW (1995). "[Rotational angiography of the renal arteries]." Rofo **162**(3): 249-51.

42. Krieger H (2007). Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes, Teubner B.G.
43. Langkowski JH, Pogoda P, Hess A (1994). "[Radiation-exposure studies of CT diagnosis with the standard and spiral technics]." Rofo **161**(1): 3-11.
44. Le Heron JC (1992). "Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product." Phys Med Biol **37**(11): 2117-26.
45. Lodge JP, Hall R (1993). "Retroperitoneal haemorrhage: a dangerous complication of common femoral arterial puncture." Eur J Vasc Surg **7**(3): 355-7.
46. Maddux JT, Wink O, Messenger JC, Groves BM, Liao R, Strzelczyk J, Chen SY, Carroll JD (2004). "Randomized study of the safety and clinical utility of rotational angiography versus standard angiography in the diagnosis of coronary artery disease." Catheter Cardiovasc Interv **62**(2): 167-74.
47. Mahler F (1987). "[Indications for percutaneous transluminal angioplasty and catheter thrombolysis of peripheral arteries]." Ther Umsch **44**(9): 648-52.
48. McKinney AM, Palmer CS, Truwit CL, Karagulle A, Teksam M (2008). "Detection of aneurysms by 64-section multidetector CT angiography in patients acutely suspected of having an intracranial aneurysm and comparison with digital subtraction and 3D rotational angiography." AJNR Am J Neuroradiol **29**(3): 594-602.
49. Minar E (2007). "Peripheral arterial occlusive disease." Vasa **36**(3): 155-64.

50. Missler U, Hundt C, Wiesmann M, Mayer T, Bruckmann H (2000). "Three-dimensional reconstructed rotational digital subtraction angiography in planning treatment of intracranial aneurysms." Eur Radiol **10**(4): 564-8.
51. Mistretta CA, Crummy AB, Strother CM (1981). "Digital angiography: a perspective." Radiology **139**(2): 273-6.
52. Mitsuzaki K, Yamashita Y, Sakaguchi T, Ogata I, Takahashi M, Hiai Y (2000). "Abdomen, pelvis, and extremities: diagnostic accuracy of dynamic contrast-enhanced turbo MR angiography compared with conventional angiography-initial experience." Radiology **216**(3): 909-15.
53. Murray JG, Apthorp LA, Wilkins RA (1995). "Long-segment (> or = 10 cm) femoropopliteal angioplasty: improved technical success and long-term patency." Radiology **195**(1): 158-62.
54. Neri E, Bonanomi G, Vignali C, Cioni R, Ferrari M, Petruzzi P, Bartolozzi C (2000). "Spiral CT virtual endoscopy of abdominal arteries: clinical applications." Abdom Imaging **25**(1): 59-61.
55. Neubauer AM, Garcia JA, Messenger JC, Hansis E, Kim MS, Klein AJ, Schoonenberg GA, Grass M, JD C (2010). "Clinical feasibility of a fully automated 3D reconstruction of rotational coronary X-ray angiograms." Circ Cardiovasc Interv. **3**(1): 71-9.
56. Neufang KF, Friedmann G, Peters PE, Modder U (1983). "[Indications for intra-arterial digital subtraction angiography (DSA) in vascular disease]." Rofo **139**(2): 160-6.
57. Norgren L, Hiatt W, Dormandy JA (2007). "Inter-society consensus for the management of peripheral arterial disease (TASC II)." Eur J Vasc Endovasc Surg **33**(Suppl 1): 1-75.

58. Okahara M, Kiyosue H, Yamashita M, Nagatomi H, Hata H, Saginoya T, Sagara Y, Mori H (2002). "Diagnostic accuracy of magnetic resonance angiography for cerebral aneurysms in correlation with 3D-digital subtraction angiographic images: a study of 133 aneurysms." Stroke **33**(7): 1803-8.
59. Pecher G, Koenig H, Pecher S, Gosch D, Voigt P, Schulz HG (1998). "[Reduction of radiation exposure for patient and investigator in interventional radiography]." Rofo **169**(5): 505-9.
60. Pozzi Mucelli F, Latini I, Dibilio D, Pozzi Mucelli R (2003). "[Rotational angiography of the femoropopliteal arteries after percutaneous transluminal angioplasty: technical aspects and preliminary results]." Radiol Med **106**(3): 213-20.
61. R. L. Mini BS, P. Schneeberger, P. Vock "Dose–Area product measurements during angiographic X ray procedures." Radiation Protection Dosimetry **80**(1-3): 145-148.
62. Raman SV, Morford R, Neff M, Attar TT, Kukielka G, Magorien RD, Bush CA (2004). "Rotational X-ray coronary angiography." Catheter Cardiovasc Interv **63**(2): 201-7.
63. Rasche V, Movassaghi B, Grass M, Schafer D, Buecker A (2006). "Automatic selection of the optimal cardiac phase for gated three-dimensional coronary x-ray angiography." Acad Radiol **13**(5): 630-40.
64. Rasche V, Movassaghi B, Grass M, Schafer D, Kuhl HP, Gunther RW, Bucker A (2006). "Three-dimensional X-ray coronary angiography in the porcine model: A feasibility study." Acad Radiol **13**(5): 644-51.

-
65. Saint-Felix D, Troussel Y, Picard C, Ponchut C, Romeas R, Rougee A (1994). "In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography." Phys Med Biol **39**(3): 583-95.
66. Schmieder FA, Comerota AJ (2001). "Intermittent claudication: magnitude of the problem, patient evaluation, and therapeutic strategies." Am J Cardiol **87**(12A): 3D-13D.
67. Schumacher M, Kutluk K, Ott D (1989). "Digital rotational radiography in neuroradiology." AJNR Am J Neuroradiol **10**(3): 644-9.
68. Seymour HR, Matson MB, Belli AM, Morgan R, Kyriou J, Patel U (2001). "Rotational digital subtraction angiography of the renal arteries: technique and evaluation in the study of native and transplant renal arteries." Br J Radiol **74**(878): 134-41.
69. Steele HR, Temperton DH (1993). "Technical note: patient doses received during digital subtraction angiography." Br J Radiol **66**(785): 452-6.
70. Strahlenschutz, Bundesamt (2006).
71. Strecker EP, Boos IB, Gottmann D (1997). "Femoropopliteal artery stent placement: evaluation of long-term success." Radiology **205**(2): 375-83.
72. TH L, J L (1999). Technik der medizinischen Radiologie. Köln, Deutscher Ärzte Verlag.
73. Thron A, Voigt K (1983). Rotational cerebral angiography: procedure and value. AJNR Am J Neuroradiol. **4**: 289-91.

-
74. Treitl M, Strube H, Helmberger T, Reiser M (2008). "[Peripheral arterial disease. Diagnosis and therapy according to current guidelines]." Radiologe **48**(11): 1022-8, 1030-1.
75. Tsapaki V, Vano E, Muavrikou I, Nueofotistou V, Gallego JJ, Fernandez JM, Santos E, Mendez J (2008). "Comparison of patient dose in two-dimensional carotid arteriography and three-dimensional rotational angiography." Cardiovasc Intervent Radiol **31**(3): 477-82.
76. Tu RK, Cohen WA, Maravilla KR, Bush WH, Patel NH, Eskridge J, Winn HR (1996). "Digital subtraction rotational angiography for aneurysms of the intracranial anterior circulation: injection method and optimization." AJNR Am J Neuroradiol **17**(6): 1127-36.
77. Unger B, Link J, Trenkler J, Bohm-Jurkovic H (1999). "[Digital 3D rotational angiography for the preoperative and preinterventional clarification of cerebral arterial aneurysms]." Rofo **170**(5): 482-91.
78. van den Berg JC, Overtoom TT, de Valois JC, Moll FL (2002). "Using three-dimensional rotational angiography for sizing of covered stents." AJR Am J Roentgenol **178**(1): 149-52.
79. Voigt K, Stoeter P, Petersen D (1975). "Rotational cerebral roentgenography. I. Evaluation of the technical procedure and diagnostic application with model studies." Neuroradiology **10**(2): 95-100.
80. Vosshenrich R, Kopka L, Grabbe E (1997). "[Contrast medium enhanced MR angiography of peripheral blood vessels]." Radiologe **37**(7): 579-86.
81. Wagershauser T (1998). "Die digitale subtrahierte Rotationsangiographie Dynavision Plus im klinischen Einsatz." Electromedica **66**(1): 2-7.

82. Waugh JR, Sacharias N (1992). "Arteriographic complications in the DSA era." Radiology **182**(1): 243-6.
83. White GH, May J, Waugh RC, Chaufour X, Yu W (1998). "Type III and type IV endoleak: toward a complete definition of blood flow in the sac after endoluminal AAA repair." J Endovasc Surg **5**(4): 305-9.
84. Yamamoto K, Maeda S, Kameoka N, Komatsu S, Ishikawa T (1999). "Rotational Digital Angiography for the Evaluation of Iliac Artery Disease." Int J Angiol **8**(1): 11-15.
85. Zeitler E (1989). "[Angiography in peripheral vascular disorders]." Internist (Berl) **30**(7): 406-10.
86. Zeitler E (1995). "[History of interventional radiology]." Radiologe **35**(5): 325-36.

VIII. Aus der Arbeit hervorgegangene Veröffentlichungen

Publikation:

Katoh M, Opitz A, Minko P, Massmann A, Berlich J, Bücken A (2010):
2D Rotational Angiography for Fast and Standardized Evaluation of
Peripheral and Visceral Artery Stenoses.
Journal of Cardiovascular and Interventional Radiology July 2010;

Wissenschaftliche Poster:

Opitz A, Katoh M, Bücken A. Clinical Usefulness of Digital Subtraction Rotational
Angiography for Abdominal and Peripheral Arteries. RSNA 2009, Chicago/Illinois,
USA.

Katoh M, Opitz A, Bücken A. Rotational Angiography for accurate Diagnosis of
Visceral and peripheral Artery Stenoses. ECR 2010, Wien/Österreich

IX. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Professor Dr. med. Arno Bucker für die Überlassung des Themas und die jederzeit gewährte Unterstützung bei der Fertigstellung der Dissertation sowie für die zahlreichen Anregungen und Hilfestellungen beim Verfassen der vorliegenden Arbeit.

Herrn Professor Dr. med. Marcus Katoch danke ich für die Hilfe bei der Beurteilung des angiographischen Bildmaterials sowie für die nützlichen Vorschläge zur Durchführung der Phantomversuche.

Weiterhin bedanke ich mich bei Herrn Dr. rer. nat. Joachim Berlich sowie Herrn Reinhard Nowack für die Bereitstellung des Alderson-Phantoms und die fachliche Betreuung bei der Durchführung und Auswertung der Phantomversuche.

Mein Dank gilt außerdem Frau Anne Kaluza, leitende MTRA der Angiographie, für Ihre Hilfe bei der praktischen Durchführung der Phantommessungen.

Ich möchte mich ganz besonders bei meinen Eltern bedanken, die mir mein Studium und meinen Beruf ermöglicht und mich immer unterstützt haben.

Abschließend gilt mein besonderer Dank meiner geliebten Frau Melanie für ihr Verständnis und Ihre Geduld während des Verfassens der Dissertation. Ihr ist diese Arbeit gewidmet.

X. Curriculum Vitae

Persönliche Daten

Name: Armin Gildas Opitz
Geburtsdatum: 25.01.1974
Geburtsort: Bielefeld
Eltern: Dr. med. Armin Opitz,
Dr. med. Elke Opitz, geb. Droellner
Familienstand: Verheiratet mit Dipl. Ing. Melanie Opitz, geb. Witte; ein
Sohn, Eric Opitz

Schulbildung

1980 – 1984 Grundschule Gadderbaum, Bielefeld
1984 – 1993 Ratsgymnasium Bielefeld
Juni 1993 Abitur

Zivildienst

1993 – 1994 Rettungssanitäter beim Rettungsdienst der
Berufsfeuerwehr Bielefeld

Studium

1994 – 2001 Studium der Humanmedizin an der Medizinischen
Universität Lübeck
Dezember 2001 Drittes Staatsexamen in Humanmedizin

Beruf:

Dez. 2001-Juli 2003 Arzt im Praktikum in der Medizinischen Klinik I,
Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus
Lübeck, (Direktor Dr. H.-L. Fehm)
Juli 2003 Approbation "

- Jan. 2004 – Sept. 2006 Assistenzarzt in der Abteilung für Radiologie und Nuklearmedizin, Dominikus-Krankenhaus Düsseldorf, Chefarzt Dr. med. E. Günther
- Seit Oktober 2006 Assistenzarzt in der Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Universitätsklinikum des Saarlandes, Direktor Prof. Dr. med. A. Bücken
- Juni 2010 Facharzt für diagnostische Radiologie

Saarbrücken, im August 2010

