

**Aus dem**  
**Ortenau Klinikum Lahr**  
**Institut für Radiologie und Neuroradiologie**

**Schutzwirkung eines femoralen Strahlenschutzlappens im  
Rahmen interventioneller neuroradiologischer Eingriffe**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard Karls Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von**  
**Ouriamchi-Marchal, Doha geb. Ouriamchi**

**2025**

|                      |                            |
|----------------------|----------------------------|
| Dekan:               | Professor Dr. B. Pichler   |
| 1. Berichterstatter: | Professor Dr. H. Brodoefel |
| 2. Berichterstatter: | Professor Dr. S. Gröschel  |

Tag der Disputation: 21.10.2025

**Für meine Eltern,**  
deren Liebe und Werte still in mir weiterleben.

**Für meine Schwester,**  
deren Stärke und Freiheit mich inspirieren.

**Für meinen Mann,**  
der mir mit Geduld und Zuversicht stets zur Seite steht.

**Für meine Kinder,**  
die mich lehren, in Liebe und Freude aufzublühen.

**Für Prof. Dr. Johannes Schulze aus der Goethe-Universität.**

**Euch allen ist diese Arbeit gewidmet.**

# Inhaltsverzeichnis

---

|                                                                                                                                           |           |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....</b>                                                                                                         | <b>6</b>  |
| <b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS .....</b>                                                                                                        | <b>7</b>  |
| <b>TABELLENVERZEICHNIS .....</b>                                                                                                          | <b>9</b>  |
| <b>1 EINLEITUNG.....</b>                                                                                                                  | <b>10</b> |
| <b>1.1 DAS UNBEKANNTE UNBEKANNTE: ENTDECKUNG DER RÖNTGENSTRAHLUNG UND IHR<br/>    EUPHORISCHER EINSATZ .....</b>                          | <b>10</b> |
| <b>1.2 INTERVENTIONELLE RADIOLOGIE.....</b>                                                                                               | <b>11</b> |
| 1.2.1 <i>Vom Verdacht bis zur Gewissheit: Geschichte der interventionellen therapeutischen<br/>        Radiologie.....</i>                | <i>11</i> |
| 1.2.2 <i>Die mechanische Thrombektomie beim Schlaganfall .....</i>                                                                        | <i>12</i> |
| <b>1.3 BEGRIFFSDEFINITIONEN UND PHYSIKALISCHE KENNGRÖßEN DER STRAHLENEXPOSITION .....</b>                                                 | <b>13</b> |
| <b>1.4 PHYSIKALISCH-MEDIZINISCHE STRAHLENWIRKUNG .....</b>                                                                                | <b>16</b> |
| 1.4.1 <i>Auswirkung ionisierender Strahlung auf die Materie und biologisches Gewebe .....</i>                                             | <i>16</i> |
| 1.4.2 <i>Strukturelle DNA-Schäden und zelluläre Reparaturantworten.....</i>                                                               | <i>17</i> |
| 1.4.3 <i>Radiobiologische Strahleneffekte auf die menschliche Gesundheit: deterministische<br/>        und stochastische Effekte.....</i> | <i>20</i> |
| <b>1.5 STRAHLENSCHUTZ IN DER MEDIZIN.....</b>                                                                                             | <b>22</b> |
| 1.5.1 <i>Historie und Evolution von Strahlenschutz.....</i>                                                                               | <i>22</i> |
| 1.5.2 <i>Diagnostische Referenzwerte für diagnostische und interventionelle<br/>        Röntgenanwendungen.....</i>                       | <i>23</i> |
| 1.5.3 <i>Strahlenschutz nach dem ALARA-Prinzip .....</i>                                                                                  | <i>25</i> |
| 1.5.4 <i>Die klassischen Schutzmaßnahmen .....</i>                                                                                        | <i>27</i> |
| 1.5.5 <i>Die dosimetrische Datenerfassung.....</i>                                                                                        | <i>29</i> |
| 1.5.6 <i>Streustrahlung in der Angiographie-Suite .....</i>                                                                               | <i>30</i> |
| <b>1.6 STRAHLENINDUZIERTER RISIKEN FÜR DEN INTERVENTIONALISTEN .....</b>                                                                  | <b>31</b> |
| 1.6.1 <i>Strahlensensibilität der Augenlinse .....</i>                                                                                    | <i>32</i> |
| 1.6.2 <i>Hirntumore bei den Interventionalisten.....</i>                                                                                  | <i>33</i> |
| 1.6.3 <i>Hautbelastung des medizinischen Personals.....</i>                                                                               | <i>34</i> |
| <b>1.7 KLINISCHE RELEVANZ DER STUDIE.....</b>                                                                                             | <b>35</b> |
| <b>1.8 FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER STUDIE .....</b>                                                                                        | <b>36</b> |
| <b>2 MATERIAL UND METHODEN .....</b>                                                                                                      | <b>37</b> |
| <b>2.1 STUDIENDESIGN .....</b>                                                                                                            | <b>37</b> |
| <b>2.2 VERWENDETE STANDARD-SCHUTZSYSTEME.....</b>                                                                                         | <b>37</b> |

|                                                                           |           |
|---------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.2.1 Unterkörperstrahlenschutz-System .....                              | 38        |
| 2.2.2 Oberkörperstrahlenschutz-System .....                               | 39        |
| 2.2.3 Die femorale Strahlenschutz-Abdeckung .....                         | 40        |
| <b>2.3 AKTIVE DOSIMETER .....</b>                                         | <b>41</b> |
| <b>2.4 METHODE UND PROTOKOLLDURCHFÜHRUNG .....</b>                        | <b>42</b> |
| 2.4.1 Methode und Protokollierung .....                                   | 42        |
| 2.4.2 Geometrie der Dosimeter .....                                       | 43        |
| <b>2.5 AUSWERTUNGSMETHODEN .....</b>                                      | <b>46</b> |
| <b>2.6 ETHIK .....</b>                                                    | <b>47</b> |
| <b>3 ERGEBNISSE .....</b>                                                 | <b>48</b> |
| <b>3.1 PILOTUNTERSUCHUNGEN .....</b>                                      | <b>48</b> |
| 3.1.1 Ergebnisse der Pilotmessungen .....                                 | 48        |
| 3.1.2 Vorversuche .....                                                   | 48        |
| <b>3.2 VERSUCHSREIHE A: OHNE STRAHLENSCHUTZ-ABDECKUNG .....</b>           | <b>49</b> |
| 3.2.1 Protokoll am Studienteil A .....                                    | 49        |
| 3.2.2 Ergebnisse .....                                                    | 49        |
| <b>3.3 VERSUCHSREIHE B: ANWENDEN EINER STRAHLENSCHUTZ-ABDECKUNG .....</b> | <b>51</b> |
| 3.3.1 Protokoll am Studienteil B .....                                    | 51        |
| 3.3.2 Ergebnisse .....                                                    | 52        |
| <b>3.4 CHARAKTERISTIKA DER PATIENTEN UND DER UNTERSUCHUNGEN .....</b>     | <b>53</b> |
| <b>3.5 STATISTISCHE AUSWERTUNG DER VERFAHRENSPARAMETERN .....</b>         | <b>53</b> |
| <b>4 DISKUSSION .....</b>                                                 | <b>63</b> |
| 4.1 ANALYSE DER ERGEBNISSE .....                                          | 63        |
| 4.2 LIMITATIONEN DES EXPERIMENTS .....                                    | 70        |
| <b>FAZIT .....</b>                                                        | <b>71</b> |
| <b>5 ZUSAMMENFASSUNG .....</b>                                            | <b>72</b> |
| <b>ABSTRACT .....</b>                                                     | <b>73</b> |
| <b>DENKMAL FÜR DIE PIONIERE .....</b>                                     | <b>74</b> |
| <b>6. LITERATURVERZEICHNIS .....</b>                                      | <b>75</b> |
| <b>7. ANTEILSERKLÄRUNG .....</b>                                          | <b>86</b> |
| <b>DANKSAGUNG .....</b>                                                   | <b>87</b> |

## ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

---

|       |                                                            |
|-------|------------------------------------------------------------|
| ACC   | Arteria carotis communis                                   |
| ACI   | Arteria carotis interna                                    |
| AFC   | Arteria femoralis communis                                 |
| AFS   | Arteria femoralis superficialis                            |
| BMI   | Body-Mass-Index                                            |
| DFP   | Dosisflächenprodukt                                        |
| DLZ   | Durchleuchtungszeit                                        |
| DAS   | Digitale Subtraktionsangiographie                          |
| DDR   | DNA Damage Response                                        |
| DRW   | Diagnostischen Referenzwerte                               |
| DSA   | Subtraktionsangiographie                                   |
| ERCP  | Endoskopisch retrograde Cholangiopankreatikographie        |
| EST   | Endovaskuläre Schlaganfallbehandlung                       |
| EVAR  | Endovaskuläre Aneurysmreparaturverfahren                   |
| Gy    | Gray                                                       |
| IR    | Interventionelle Radiologie                                |
| IS    | Ionisierende Strahlung                                     |
| LET   | lineare Energietransfer                                    |
| Max.D | Max. Dosisleistung                                         |
| MI    | Mechanische Thrombektomie                                  |
| mGy   | Milligray                                                  |
| mSv   | Millisievert                                               |
| NHEJ  | Nicht-homologe End-Joining                                 |
| PKA   | Air Area Produkt                                           |
| PTA   | Perkutane transluminale Angioplastie                       |
| SE    | Strahlenexposition                                         |
| TACE  | Transarterielle Chemoembolisation                          |
| TAVI  | Transkatheter Aortenklappen-Implantation                   |
| TIPSS | Transjuguläre intrahepatische portosystemische Stent-Shunt |

# ABBILDUNGSVERZEICHNIS

---

|                                                                                                                                                                                                                           |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abb. 1: Deterministische Strahlenschäden: bandförmige Alopezie (53 jährige Patientin mit Subarachnoidalblutung nach radiologischer Diagnostik und Intervention) (51) .....                                                | 21 |
| Abb. 2: Verteilung der Streustrahlung in Abhängigkeit von der Entfernung zu der Strahlungsquelle ohne (links) und mit (rechts) Tischschürze (76) .....                                                                    | 31 |
| Abb. 3: Unterkörper- sowie Oberkörperstrahlenschutz-System.....                                                                                                                                                           | 39 |
| Abb. 4: Die femorale Strahlenschutz-Abdeckung von Mavic (0,5 mm Pb) .....                                                                                                                                                 | 40 |
| Abb. 5: Aktive Dosimeter .....                                                                                                                                                                                            | 41 |
| Abb. 6: Dosisprotokoll einer Thrombektomie aus PACS mit einem DFP von 2128,9 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ , Luftkerma von 147,5 mGy, einer DLZ von 16,9 Minuten und einer Serienanzahl von 4 (Radiologie, OK Lahr) ..... | 43 |
| Abb. 7: Oberkörperstrahlenschutz-system .....                                                                                                                                                                             | 44 |
| <i>Abb. 8: Schematisierung und Geometrie der Dosimeter</i> .....                                                                                                                                                          | 45 |
| Abb. 9: Geometrie der Dosimeter und Positionierung des Schutzlappens .....                                                                                                                                                | 46 |
| Abb. 10: Auswertung der Strahlendosis und der max. Dosisleistung am Untersucher.....                                                                                                                                      | 54 |
| Abb. 11: Auswertung der Strahlendosis und der max. Dosisleistung vor der Glasscheibe.....                                                                                                                                 | 55 |
| Abb. 12: Auswertung der Luftkerma und des Dosisflächenproduktes .....                                                                                                                                                     | 56 |
| Abb. 13: Auswertung der Durchleuchtungszeit und der Aufnahmezahl von Serien .....                                                                                                                                         | 56 |
| Abb. 14: Dosis sowie Max. Dosisleistung oberhalb vs. unterhalb Drape .....                                                                                                                                                | 58 |

|                                                                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Abb. 15: Ergebnisse mit Normierung der Untersucherdosis auf Kennzahlen der während der Untersuchung emittierten oder gestreuten Dosis.....                         | 60 |
| Abb. 16: Regressionsanalyse der Untersucherdosis in Abhängigkeit von der Strahlendosis vor der Schutzscheibe .....                                                 | 61 |
| Abb. 17: Regressionsanalyse der Untersucherdosis in Abhängigkeit vom DFP .....                                                                                     | 62 |
| Abb. 18: Regressionsanalyse der Untersucherdosis in Abhängigkeit von der Luftkerma .....                                                                           | 62 |
| Abb. 19: Beiträge zur Gesamthäufigkeit und zur kollektiven effektiven Dosis für verschiedene Untersuchungen in der Röntgendiagnostik 2018 in Deutschland (82)..... | 63 |
| Abb. 20: Schematische Darstellung des Phänomens des ‚Unterkriechens‘ der Scheibe entlang der Z-Achse des Patienten (A: ohne, B: mit femoralem Schutzlappen). ..... | 68 |



## TABELLENVERZEICHNIS

---

|                                                                                                                  |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabelle 1: Strahlungswichtungsfaktoren verschiedener Strahlenarten (20) .....                                    | 14 |
| Tabelle 2: Gewebewichtungsfaktoren verschiedener Organe (ICRP 2007) (21)<br>.....                                | 15 |
| Tabelle 3: Strahleninduzierte DNA-Veränderungen durch Niedrig-LET-Strahlung<br>pro Zellkern [1 Gy] (26, 27)..... | 18 |
| Tabelle 4: DRW für diagnostische Durchleuchtungsuntersuchungen am<br>Erwachsenen (65) .....                      | 24 |
| Tabelle 5: DRW für interventionelle Eingriffe am Erwachsenen (65).....                                           | 24 |
| Tabelle 6: Unterschutzsysteme (Kennex).....                                                                      | 38 |
| Tabelle 7: Kalibrierungsprüfung, Mirion, DMC 3000 .....                                                          | 41 |
| Tabelle 8: Pilotuntersuchungen .....                                                                             | 48 |
| Tabelle 9: Ergebnisse der Untersuchungsgruppe A (ohne Bleilappen). ....                                          | 50 |
| Tabelle 10: Ergebnisse der Gruppe A (ohne Bleilappen) mit Bemessung der<br>maximalen Dosisleistung.....          | 51 |
| Tabelle 11: Ergebnisse der Untersuchungsgruppe B (mit Bleilappen) .....                                          | 52 |
| Tabelle 12: Mittelwert und p-Wert der Endpunkte .....                                                            | 57 |
| Tabelle 13: Normierung der Strahlendosis des Untersuchers .....                                                  | 59 |

# 1 EINLEITUNG

---

## 1.1 Das unbekannte Unbekannte: Entdeckung der Röntgenstrahlung und ihr euphorischer Einsatz

Im Verlauf ihrer hundertjährigen Geschichte hat die Anwendung von Röntgenstrahlen zahlreiche bildgebende Methoden ermöglicht und so die diagnostische sowie interventionelle Medizin revolutioniert. Ihre Bedeutung im klinischen Alltag hat bis heute kontinuierlich zugenommen.

Die erste wissenschaftliche Veröffentlichung über die Röntgenstrahlen erschien am 28.12.1895 in den Sitzungsberichten der Würzburger Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft durch den deutschen Physiker Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923). Diese unbekannte und unsichtbare „neue Art von Strahlung“ wurde anfangs von ihrem Erfinder als „X-Strahlen“ genannt (1).

„Für die Medizin ist die Sache augenscheinlich wichtig [...]. Frakturen, Luxationen, Auftreibungen, Fremdkörper wird man gut erkennen [...]. Es ist auch möglich, dass wir im Innern des Körpers, in den Leibeshöhlen, falls die Strahlen deren Decken passieren, manche Veränderungen erkennen werden, vielleicht dichtere Tumoren, welche für die X-Strahlen weniger durchlässig sind [...] (2).“ Mit diesen Worten schloss der Berliner Arzt Moritz Jastrowitz (1839-1912) seinen Vortrag „Die Röntgen'schen Experimente mit Kathodenstrahlen und ihre diagnostische Auswertung“ auf der Tagung des Berliner Vereins für Innere Medizin ab und präsentierte damit der Ärzteschaft am 6. Januar 1896 erstmals die Entdeckung der Röntgenstrahlen (2, 3).

Röntgens Entdeckung führte ab 1896 zu einer Reihe von Veröffentlichungen über seine Anwendung, insbesondere im menschlichen Körper. Eduard Haschek (1875-1947) und Otto Lindenthal (1872-1947) injizierten 1896 die Armarterie einer Leichenhand mit der Teichmann'schen Mischung (bestehend aus Quecksilber) als Kontrastmittel (4, 5). Walter Dandy (1886-1946) gelang es 1918 bzw. 1919, eine Ventrikulographie sowie eine Pneumoencephalographie

durchzuführen (6). Raynaldo Dos Santos (1880-1970) inaugurierte 1929 die direkte perkutane translumbale Aortographie (7).

Am 18. Juni 1927 injizierte Antonio Egas Moniz (1874-1955) erstmalig ein besser verträgliches natriumjodhaltiges Kontrastmittel durch direkte perkutane Punktion der Halsschlagader und erzielte eine klare Darstellung der Halsarterie und ihrer intrazerebralen Äste (8, 9). Diese Methode etablierte sich zur Visualisierung intrakranieller Blutgefäße, bis 1953 die Seldinger-Technik eingeführt wurde (5).

## 1.2 Interventionelle Radiologie

### 1.2.1 Vom Verdacht bis zur Gewissheit: Geschichte der interventionellen therapeutischen Radiologie

Mit seiner Schlussfolgerung „Der angiographische Katheter kann mehr sein als ein Werkzeug für passive diagnostische Beobachtungen; mit Fantasie eingesetzt, kann er zu einem wichtigen chirurgischen Instrument werden“, legte Charles Dotter (1920-1985) in seinem wegweisenden Vortrag „Herzkatheterisierung und angiographische Techniken der Zukunft“ am 19. Juni 1963 offiziell den Grundstein für die interventionelle Radiologie (10). Das erste interventionelle, bildgestützte Verfahren, die "Dilatation der Stenose der Arteria femoralis superior mittels Führungsdraht", fand am 16. Januar 1964 statt (10, 11). Die von Dotter erfolgreiche Verwendung koaxialer Teflonkatheter (8 bzw. 12 French) in Zusammenarbeit mit M. Judkins (12) markiert die eigentliche Geburtsstunde der IR (interventionellen Radiologie) (10).

Voraussetzung für die Evolution der IR war die Entwicklung der Bildverstärkerfernsehtechnik, die eine Bildüberwachung im hellen Raum ermöglichte, sowie die Erforschung gut verträglicher Kontrastmittel (13).

Die IR ermöglicht minimalinvasive Diagnoseverfahren sowie Therapieoptionen mithilfe bildgebender Systeme, hauptsächlich durch selektive arterielle und

venöse Katheterisation (13). Als typische Indikationen der therapeutischen bildgestützten Verfahren entwickelten sich (13):

- Die Gefäßokklusion
- Die Gefäßrekanalisation
- Die Aspiration bzw. Extraktion von Substanzen aus dem Gefäßsystem
- Die Einbringung von Hilfsmitteln für den kontrollierten Durchfluss, wie z.B. die Implantation von Stents, Cava Filtern und ähnlichen Instrumenten.

### 1.2.2 Die mechanische Thrombektomie beim Schlaganfall

Die mechanische Thrombektomie (MT) ist ein neuroradiologisches Verfahren zur Entfernung eines intrakraniellen Embolus. Nach Punktion der AFC wird zunächst ein Führungskatheter in der zervikalen Arteria carotis platziert und anschließend mittels unterschiedlicher Techniken der Embolus geborgen (14). Die endovaskuläre Thrombektomie nutzt zwei bildgebende Verfahren: Fluoroskopie und digitale Subtraktionsangiographie (DSA). Die gepulste Fluoroskopie erlaubt bei relativ niedriger Dosis die Kontrolle von Drähten und Kathetern während aller relevanten Arbeitsschritte. Die hochaufgelöste, dosisintensive DSA bietet kontrastreiche, hochaufgelöste Bilder des Gefäßstatus. Verfahren ergänzen sich, zumal Masken der DSA für fluoroskopische Platzierung der Katheter verwendet werden können. Obwohl die Durchleuchtungszeit im Wesentlichen auf die Fluoroskopie zurückgeht, kann die nur punktuell eingesetzte DSA aufgrund ihrer höheren Dosis mehr als 50% der Gesamtdosis ausmachen.

Die MT wurde im Jahr 2015 nach der Veröffentlichung von fünf unabhängigen randomisiert-kontrollierten Studien das Standardverfahren für die Behandlung eines akuten ischämischen Schlaganfalls aufgrund eines proximalen Arterienverschlusses der vorderen Zirkulation im Zeitfenster von 0–6 h (15, 16). Nach neueren Arbeiten kann die MT im Einzelfall auch jenseits der ersten 6

Stunden in Erwägung gezogen werden (unabhängig von DAWN- und DEFUSE-3-Kriterien), sofern ausreichend Penumbra nachweisbar ist (16). Zudem kommt das Verfahren auch bei gleichzeitigen Verschlüssen der Arteria carotis und intrakranieller Verschlüsse, sog. Tandem-Verschlüssen oder Verschlüssen im hinteren Kreislauf zur Anwendung.

Während der MT bleibt die Position des Interventionalisten in Bezug auf die ionisierende Strahlungsquelle und die Quellen der Streustrahlung nahezu unverändert. Der Abstand zwischen dieser Position und dem zervikal oder kranial gelegenen Untersuchungsgebiet ist im Vergleich zu anderen radiologischen Verfahren (wie EVAR, TIPS, TACE, Koronarangiographie oder Embolisation der Milzarterien) deutlich größer. Aus diesem Grund wurden die im Patientenkörper fortgeleitete Streustrahlung während eines neurovaskulären Eingriffs lange Zeit als vernachlässigbar eingestuft.

### 1.3 Begriffsdefinitionen und physikalische Kenngrößen der Strahlenexposition

Zur besseren Einordnung der Strahlenexposition bei radiologischen Interventionen müssen grundlegenden Begriffe geklärt werden.

Der Begriff „**Strahlung**“ bezeichnet die räumliche Ausbreitung von Teilchen oder Wellen. Die Strahlenexposition eines Einwohners (SE), gemessen in Millisievert pro Jahr (mSv/a), geht auf natürliche und zivilisatorische Quellen zurück. Die **zivilisatorische Strahlenbelastung** beläuft sich in Deutschland auf eine mittlere effektive Dosis von ca. 1,5 mSv/a (17). Sie entsteht bis zu 45% durch medizinische Anwendungen, weniger durch Emissionen aus Kraftwerken und kerntechnischen Anlagen.

Hingegen beträgt die **natürliche Strahlenexposition** in Deutschland durchschnittlich 2,1 mSv/a und kann je nach Wohnort, Lebensart und Ernährungsstil zwischen ca. 1 mSv/a bis ca. 10 mSv/a variieren (17). Die natürliche SE umfasst innere und äußere Komponenten. Die innere Strahlung als

Hauptanteil der natürlichen SE (1,4 mSv/a), umfasst beispielsweise die Inhalation des radioaktiven Edelgases Radon über die Atemluft, die Ingestion von Radionukliden über die Nahrung aber auch die direkte Inkorporation über Wunden. Die äußeren Komponenten repräsentieren etwa ein Drittel der gesamten natürlichen SE (0,7 mSv/a) und setzen sich aus kosmischer und terrestrischer Strahlung zusammen (17).

Die **Dosimetrie** beschreibt die Messung der von ionisierender Strahlung (IS) transportierten Energiemenge. Die **Energiedosis** definiert die absorbierte Energie einer Masse eines bestrahlten Körpers (18, 19) und trägt die Einheit Gray (Gy), wobei 1 Gray einem Joule pro Kilogramm entspricht. Da biologische Auswirkungen auf der Energieabsorption beruhen, stellt die Energiedosis die Grundlage der Dosimetrie dar. Aufgrund der unterschiedlichen biologischen Wirkungen der unterschiedlichen Strahlenarten spiegelt die Energiedosis das potenzielle Risiko nur unzureichend wider. Zur besseren Vergleichbarkeit wird daher die **Äquivalentdosis** verwendet. Die Äquivalentdosis ergibt sich aus dem Produkt der Energiedosis und des dimensionslosen Strahlungswichtungsfaktors ( $w_r$ ), der die biologische Wirksamkeit verschiedener Strahlenarten berücksichtigt. Sie wird in Sievert (Sv) angegeben und entspricht ebenfalls einem Joule pro Kilogramm (19, 20). Die Äquivalentdosis einzelner Organe wird als Organdosis bezeichnet.

Die folgende Tabelle 1 zeigt die einzelnen Strahlungswichtungsfaktoren verschiedener Strahlenarten.

Tabelle 1: Strahlungswichtungsfaktoren verschiedener Strahlenarten (20)

| Strahlenart                     | Strahlungswichtungsfaktor $w_r$ |
|---------------------------------|---------------------------------|
| Photonen, alle Energien         | 1                               |
| Elektronen                      | 1                               |
| Protonen                        | 2                               |
| $\alpha$ -Teilchen              | 20                              |
| Neutronen, Energie <10 keV      | 5                               |
| Neutronen, Energie 10 - 100 keV | 10                              |
| Neutronen, Energie >20 MeV      | 5                               |

Röntgenstrahlung ist eine Form der elektromagnetischen Strahlung mit ausreichend hoher Energie, um Elektronen aus Atomen oder Molekülen zu lösen. Dieser Vorgang, bekannt als "**Ionisation**", klassifiziert Röntgenstrahlung als eine Art der ionisierenden Strahlungsarten. Für Röntgenstrahlung mit einem Strahlungswichtungsfaktor von 1 entspricht die Energiedosis von 1 Gray einer Äquivalentdosis von 1 Sievert.

Die **effektive Dosis** ist ein Maß, welches die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit der exponierten Körperregionen berücksichtigt (19, 20). Sie wird berechnet aus dem Produkt der Äquivalentdosis bzw. Organdosis und der spezifischen Gewebewichtungsfaktoren ( $w_T$ ). Die Einheit der effektiven Dosis ist ebenfalls Sievert (Sv). Die numerischen Werte der Gewebewichtungsfaktoren wurden in der ICRP-Publikation 103 (ICRP 2007) festgelegt (21), einige davon sind in Tabelle 2 aufgelistet.

Tabelle 2: Gewebewichtungsfaktoren verschiedener Organe (ICRP 2007) (21)

| Organ                                            | Gewebewichtungsfaktor $w_T$ |
|--------------------------------------------------|-----------------------------|
| Haut, Gehirn, Speicheldrüsen                     | 0,01                        |
| Leber, Harnblase, Speiseröhre, Schilddrüse       | 0,04                        |
| Keimdrüsen                                       | 0,08                        |
| Rotes Knochenmark, Dickdarm, Lunge, Magen, Brust | 0,12                        |
| Übrige Organe/Gewebe                             | 0,12                        |

Im Praxisalltag ist das Dosisflächenprodukt (DFP) ein wichtiger Messwert, da es sowohl die Intensität der Strahlendosis als auch die bestrahlte Fläche berücksichtigt. Es berechnet sich aus der Multiplikation beider Faktoren und wird in der Regel in Gy.cm<sup>2</sup> oder µGy.m<sup>2</sup> angegeben. Da die Strahlendosis mit zunehmendem Abstand zur Quelle abnimmt, während die bestrahlte Fläche entsprechend größer wird, bleibt das DFP unabhängig vom Messort weitgehend konstant. Es kann dementsprechend direkt am Strahlenaustritt mittels flacher Messkammern bestimmt und – im Gegensatz zu anderen Dosisgrößen – bereits während der Untersuchung automatisch dokumentiert werden.

Beim Durchgang ionisierender Strahlung durch Materie variiert die Anzahl der durch Energieübertragung induzierten Ionisationsvorgänge pro Wegstrecke in Abhängigkeit von der Strahlenart. Mit steigender Ionisationsdichte längs der Strahlenbahn nimmt der **lineare Energietransfer (LET)** in keV/µm zu. Strahlung mit hohem LET, wie α-Strahlung, bewirkt eine stärkere biologische Wirkung als Strahlung mit niedrigem LET, wie β- oder γ-Strahlung (22, 23).

## 1.4 Physikalisch-medizinische Strahlenwirkung

### 1.4.1 Auswirkung ionisierender Strahlung auf die Materie und biologisches Gewebe

Ionisierende Strahlung besitzt das Potenzial, zelluläre Strukturen, insbesondere die Desoxyribonukleinsäure (DNA) signifikant zu verändern (24). Die daraus resultierenden Prozesse erstrecken sich über ein breites zeitliches Spektrum – von Mikrosekunden bis hin zu mehreren Jahrzehnten – und lassen sich in unterschiedliche Phasen unterteilen. Die biologische Wirkung der IS beruht auf der Übertragung von Energie durch Strahlungsquanten auf die Materie. So kommt es bei Kontakt der IS mit biologischem Gewebe zu einer Reihe komplexer, zeitlich überlappender Reaktionen (25). Am Anfang, für rund 10<sup>-18</sup> Sekunden, dominiert die **physikalische Phase**. Sie umfasst die Absorption der Strahlungsenergie durch Atome und Moleküle der biologischen Materie. Aus



diesen Wechselwirkungen resultiert die Anregung oder Ionisation molekularer Strukturen und initiiert eine Folge chemischer Reaktionen (25).

Die darauffolgende **chemische Phase** tritt etwa  $10^{-9}$  nach der SE ein. Dabei entstehen hochreaktive, instabile, freie Radikale und Partikel, die ein ungepaartes Elektron in der äußeren Schale besitzen. Diese kommen wiederum rasch mit benachbarten Molekülen in Wechselwirkung und verändern dadurch die chemische Zusammensetzung und Funktionalität zellulärer Komponenten (25).

Die **biochemische Phase** kann zwischen Sekunden bis Jahren schwanken und beruht auf allen molekularbiologischen Reaktionen, die strukturelle Eigenschaften der Biomoleküle verändern, z.B. durch Hydroxylierung (25). Zentrale Prozesse in dieser Phase sind enzymatische Reparaturmechanismen der DNA sowie zelluläre Regulationsvorgänge wie organisierte Apoptose.

Die **biologische Phase** umfasst die persistierenden reversiblen oder irreversiblen biomolekularen Veränderungen und DNA-Schäden, die teils repariert werden können oder aufgrund ineffizienter oder fehlerhafter DNA-Reparaturen persistieren (25). Solche Läsionen können die Genexpression stören, Mutationen und genomische Instabilität induzieren sowie unkontrollierte Zellproliferation begünstigen. Als Folge besteht ein erhöhtes Risiko für Karzinogenese.

#### 1.4.2 Strukturelle DNA-Schäden und zelluläre Reparaturantworten

Nach dem Standardparadigma der Strahlenbiologie gilt die DNA direkt bestrahlter Zellen als primäres Zielmolekül für die Induktion biologischer Effekte (24). Bereits eine Energiedosis von 1 Gy durch IS mit niedrigem linearen Energietransfer kann eine Vielzahl unterschiedlicher DNA-Läsionen hervorrufen. Siehe Tabelle 3 (26).

**Tabelle 3: Strahleninduzierte DNA-Veränderungen durch Niedrig-LET-Strahlung pro Zellkern [1 Gy] (26, 27)**

| <b>DNA-Veränderungen</b> | <b>Anzahl</b> |
|--------------------------|---------------|
| Doppelstrangbrüche (DSB) | 40            |
| Einzelstrangbrüche       | 1000          |
| Basenschäden             | > 2000        |
| DNA-DNA-Crosslinks       | 30            |

Zum Erhalt genomischer Integrität verfügen menschliche Zellen über ein komplexes Regulationssystem von DNA-Reparaturmechanismen (DNA Damage Response, DDR), das sowohl auf endogene Einflüsse wie oxidative Stoffwechselprozesse als auch auf exogene genotoxische Faktoren wie IS reagiert (28-30). Der Großteil strahleninduzierter DNA-Schäden, etwa Einzelstrangbrüche, Basenmodifikationen oder DNA-DNA-Crosslinks, betrifft lediglich einen DNA-Strang und kann durch spezifische Reparaturmechanismen wie BER (Basenexzisionsreparatur), NER (Nukleotidexzisionsreparatur) oder MMR (Mismatch Reparatur) effizient behoben werden, jeweils unter Nutzung des komplementären Strangs als Reparaturvorlage (31, 32). Im Gegensatz dazu sind die DNA-Doppelstrangbrüche DSB (double strand breaks) als biologisch bedeutsamste IS induzierte Schäden fehleranfällig und werden ineffizient repariert (33-35), was zu einer Instabilität des Genoms führt (36).

Die Erkennung der DNA-DSB erfolgt über eine MRN-Komplex vermittelte Phosphorylierung der ATM-Kinase. Diese steuert zentrale Signalwege der DDR oder Zellzyklussteuerung sowie Apoptoseinduktion (30, 37), einschließlich der Phosphorylierung des Histon  $\gamma$ H2AX als einem ersten Schritt bei der Rekrutierung und Lokalisierung von DNA-Reparaturproteinen (38).

Die DSB-Reparatur und -Elimination erfolgt entweder durch die fehleranfällige nicht-homologe End-Joining (NHEJ) Matrize oder die präzise weniger fehlerbehaftete homologe Rekombination (HRR), letztere jedoch nur in S- und G2-Phasen des Zellzyklus (33, 37, 39). Bei dem NHEJ werden beide DSB-Enden

von Proteinen wie dem MRN-Komplex, PARP bzw. Ku70/80-Heterodimeren zunächst signalisiert, von DNA-Proteinkinasen phosphoryliert und durch XRCC4/DNA-Ligase IV-Komplex ligiert. Bei fehlender homologen Matrize ist eine Korrespondenz zur initialen ursprünglichen Sequenzinformation allerdings nicht möglich (40, 41). Als Folge entstehen genomische Instabilitäten wie Akkumulation von intrachromosomalen Deletionen, Translokationen oder weitere strukturelle Umlagerungen (33).

Der humane Zellzyklus gliedert sich in die G1-, S- (DNA-Replikation), G2- sowie M- (Mitose mit Zellteilung) Phase (42) und wird durch präzise regulierte Kontrollpunkte (Checkpoints) überwacht. Bei DNA-Schädigungen werden durch Signalwege wie p53 und CHK2 Signalkaskaden aktiviert, um eine temporäre Zellzyklusarretierung zu ermöglichen und somit die Reparatur von Doppelstrangbrüchen (DSB) zu gestatten (37, 43). Persistierende oder irreparable Schäden führen über die p53 p21WAF1/CIP1-Tumorsuppressor-Kaskade zur Seneszenz (irreversibler G1/S-Arrest) (30). Wird der G2/M-Checkpoint bei irreparablen DNA-Schäden nicht adäquat aktiviert – etwa infolge ausbleibender ATM-vermittelter Inhibition regulatorischer Proteine – tritt der Zelltod typischerweise während der nachfolgenden Mitose ein, ein Prozess, der als Mitosetod bezeichnet wird (44).

Die Apoptose ist ein streng regulierter, aktiver zellulärer Caspasen-abhängiger Prozess, der über intrinsische mitochondriale oder extrinsische Rezeptor-vermittelte Signalwege verläuft. Eine anhaltende ATM-abhängige Aktivierung von p53 infolge schwerer DNA-Schäden fördert die Apoptoseeinleitung durch Induktion pro-apoptotischer Gene und Aktivierung der Caspasen-Kaskade. Effektorcaspasen wie Caspase-3 und -7 führen zur Fragmentierung der DNA und zum kontrollierten Abbau zellulärer Strukturen (45). Die resultierenden Apoptosekörper werden phagozytiert.

Im Gegensatz zur Apoptose ist der nekrotische Zelltod ein komplexer, nicht strikt linearer Prozess, der durch das Zusammenspiel mehrerer Signalkaskaden vermittelt wird (46).

Die Entstehung strahleninduzierter Tumoren folgt einem mehrstufigen Prozess: von initialer DNA-Schädigung über fehlerhafte Reparatur und genomische Instabilität bis hin zur chromosomalen Aberrationen oder somatisch-zellulären Mutationen und somit zur ungebremsten klonalen Proliferation genetisch transformierter Krebszellen (47, 48).

#### 1.4.3 Radiobiologische Strahleneffekte auf die menschliche Gesundheit: deterministische und stochastische Effekte

In der Strahlenkunde werden zwei biologische Haupteffekte unterschieden: zum einen die unmittelbaren Schwellenwert abhängigen Gewebereaktionen, die sogenannte deterministische Effekte und zum anderen die stochastischen Effekte, welche keine Schwellendosis haben.

Die deterministischen Effekte treten auf, wenn die Strahlendosis einen bestimmten Schwellenwert überschreitet. Sie manifestieren sich in Form von Gewebeveränderungen, hauptsächlich durch Apoptose oder Zelldegenerationen, innerhalb von Tagen bis Monaten nach einer hohen Strahlenexposition (49, 50). Die klinische Ausprägung erstreckt sich von Gewebereaktionen wie Hautverätzungen, Erythemen, Epilationen, trockene Desquamationen und Ulzera bis hin zu Linsenkatarakten, Infertilität oder Teratogenität (49, 50). Diese Effekte sind vorhersagbar, ihr Schweregrad steht in direktem Zusammenhang mit der Strahlendosis und hängt von einem gewebespezifischen Schwellenwert ab (50).

Deterministische Effekte sind auch im medizinischen Alltag der konventionellen und interventionellen Radiologie möglich. Ein Fallbericht aus dem Jahr 2005 konkretisiert die potenziell gravierenden Folgen der IS. Drei Patienten erhielten innerhalb kurzen Zeitraums zwei kraniale digitale Subtraktionsangiographien sowie mindestens zwei Perfusions-CTs (Multidetektor-Computertomographien) mit einem Röhrenstrom von 200 mA (51). Infolge der kumulativ hohen Strahlenexposition entwickelten die Betroffenen am 22. bis 37. Tag nach der

ersten Untersuchung eine postradiogene, bandförmige Alopezie in den exponierten Hautarealen, die bis zu 92 Tage anhielt (51), Abb. 1.



**Abb. 1: Deterministische Strahlenschäden: bandförmige Alopezie (53 jährige Patientin mit Subarachnoidalblutung nach radiologischer Diagnostik und Intervention) (51)**

Dagegen sind stochastische Effekte solche, bei denen die Eintrittswahrscheinlichkeit für einen Strahleneffekt nicht aber dessen Schweregrad von der Energiedosis abhängt (50). Sie sind probabilistisch und beruhen darauf, dass Zellen durch Schäden der DNA modifiziert werden und diese Zellen sich anschließend weiter vermehren. Die Folgen können Induktion von Tumoren oder hereditäre Gendefekte sein (50).

Eine Veröffentlichung aus dem Jahr 2003 illustriert potenzielle stochastische Effekte beruflich exponierter Personen. Dabei wurde das Melanomrisiko bei medizinischem Personal ( $n = 68.588$ ), welches zwischen 1926 und 1982 berufsbedingt IS ausgesetzt war, eingehend untersucht (52). Besonders erhöht war das Risiko bei Radiologietechnologen, die vor 1950 tätig waren – in einer Zeit, in der die Strahlenbelastung vermutlich am höchsten war und die Strahlenschutzmaßnahmen nicht routinemäßig verwendet wurden.

## 1.5 Strahlenschutz in der Medizin

### 1.5.1 Historie und Evolution von Strahlenschutz

Schon kurz nach der Entdeckung der IS erkannten die ersten Anwender das Schädigungspotential dieser Art von Strahlen. 1896 berichtete Leppin (1878-1945) über Hautrötungen (53) beim Umgang mit Röntgenstrahlen, vier Jahre später beschrieben Walkoff (1860-1934) und Giesel (1852-1927) in Selbstversuchen die Wirkung von Radiumstrahlern auf die Haut ihrer Arme (54). Auch in der klinischen Anwendung von Röntgen- und Radiumstrahlung haben sich die negativen biologischen Effekte der neuen Strahlen rasch bemerkbar gemacht. Das Ausmaß der Risiken wurde jedoch anfangs in der Euphorie über die neuen Therapiemöglichkeiten nicht ausreichend ernst gewürdigt (55). Die ersten medizinischen Bestrahlungseinrichtungen wurden ohne jegliche strahlenschützenden räumlichen Abtrennungen gebaut. Erst eine Dekade später wurden auch für diagnostische Untersuchungen geschlossene „Röntgenkabinette“ mit Bleiabschirmungen eingeführt (56). Die erste dokumentierte Strahlenschutzmaßnahme entstand allerdings nicht in der medizinischen Branche, sondern durch Thomas Edison während der sogenannten Röntgenshows im Jahr 1904, nachdem sein Cheffassistent Clarence Dally schwere Hautschäden erlitt (57).

Ab 1941 entstand mit Einführung der ersten Hochvolttherapieeinrichtungen in Form von Kobalt-60-Bestrahlungsanlagen eine definitive Notwendigkeit von Strahlenschutzmaßnahmen (58). Beck fasste im Jahr 1988 die (59) wichtigsten strahlenassoziierten Folgeschäden aus der Frühzeit (1896-1960) des medizinischen Einsatzes zusammen. Entsprechend der unterschiedlichen Latenzzeiten wurden erwartungsgemäß zunächst deterministische Strahlenschäden bemerkt (56), gefolgt von stochastischen somatischen Effekten wie Neoplasien und hereditären Genmutationen.

Vom ersten Ruf nach einer gesetzgeberischen Initiative auf dem 1. Deutschen Röntgenkongress im Jahr 1905 durch den Franzosen Hennecart dauerte es noch bis 1913, bis die ersten Leitsätze für den Strahlenschutz - formuliert von den

Strahlenärzten Gocht (1909), Holzknecht, Köhler und Walter (1913) - von der Deutschen Röntgengesellschaft übernommen wurden (56). Mit stetig wachsendem Problembewusstsein bzgl. des Schädigungspotenzials der IS und der Dringlichkeit von Schutzmaßnahmen erschien schließlich im Jahr 1941 die „Verordnung zum Schutz gegen Schädigung durch Röntgenstrahlen“ (59). Diese Verordnung regelte den Schutz der beruflich strahlenexponierten Personen.

1969 trat in der Deutschen Demokratischen Republik die „Verordnung über den Schutz vor der schädigenden Einwirkung ionisierender Strahlung – Strahlenschutzverordnung“ (60) in Kraft, die sämtliche Strahlenschutzentitäten in einem staatlichen Amt für Atomsicherheit und Strahlenschutz in Berlin (SAAS) umfasste. Ab dem 1. März 1973 wurde die „Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen“ (61) in der Bundesrepublik verkündet, gefolgt von der „Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen“ (62) mit ihren erfüllenden Richtlinien (63).

Auf internationaler Ebene wurde 1921 in England das „British X-Ray and Radium Protection Committee“ gegründet. Jahre später entstanden in London die „International Commission on Radiological Units and Measurements“ (ICRU) im Jahr 1925 (56) sowie in Stockholm die „International Commission on Radiological Protection“ (ICRP) im Jahr 1928, von der auch die ersten Dosisgrenzwerte festgelegt wurden (59).

### 1.5.2 Diagnostische Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen

Die Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) - nach Novellierung vom 29. November 2018 (BGBl. I S. 2034, 2036; 2021 I S. 5261) und mit Änderungen durch Artikel 10 vom 23. Oktober 2024 - legt fest, dass das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS) diagnostische Referenzwerte (DRW) für diagnostische und interventionelle Untersuchungen ermittelt und veröffentlicht [§ 125 Abs. 1] (64). Diese Werte müssen bei medizinischen Untersuchungen berücksichtigt werden [§ 122 Abs.

3]. Alle drei Jahre wird geprüft, ob die DRW aktualisiert werden müssen [§ 125 Abs. 2]. Auf dieser Grundlage sollten im Praxisalltag die DRW für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen als Maßstab herangezogen werden (65). Relevante Werte für interventionelle Eingriffe finden sich in den Tabellen 4 und 5.

**Tabelle 4:** DRW für diagnostische Durchleuchtungsuntersuchungen am Erwachsenen (65)

| Untersuchungsart           | DFP [ $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ ] |
|----------------------------|-----------------------------------------|
| Koronarangiographie        | 1800                                    |
| Kolon Monokontrast         | 2000                                    |
| Phlebographie Bein-Becken  | 400                                     |
| Arteriographie Becken-Bein | 3500                                    |

**Tabelle 5:** DRW für interventionelle Eingriffe am Erwachsenen (65)

| Art des interventionellen Eingriffs                               | DFP [ $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ ] |
|-------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------|
| Endovaskuläre Behandlung des akuten Schlaganfalls (Thrombektomie) | 14000                                   |
| Endovaskuläre Behandlung eines Hirnarterienaneurysmas             | 20000                                   |
| Perkutane koronare Intervention (PCI)                             | 3500                                    |
| Kombinierte Koronarangiographie / PCI                             | 4000                                    |
| TAVI                                                              | 5000                                    |
| EVAR                                                              |                                         |
| einfache Prothesen fenestrierte                                   | 20000                                   |
| gebranchte Prothesen                                              | 30000                                   |
| TACE                                                              | 20000                                   |
| PTA Becken                                                        | 5000                                    |
| PTA Oberschenkel-Knie                                             | 2500                                    |
| PTA Unterschenkel-Fuß                                             | 1800                                    |
| ERCP (Intervention)                                               | 2000                                    |



### 1.5.3 Strahlenschutz nach dem ALARA-Prinzip

Das ALARA Konzept (As Low As Reasonably Achievable) basiert auf dem Grundsatz, die Strahlenexposition auf das absolut notwendige Minimum zu reduzieren, um eine aussagekräftige Diagnostik zu gewährleisten. Ein zentrales Prinzip des Strahlenschutzes ist dabei die medizinische rechtfertigende **Indikation**. Ein fachkundiger Arzt muss den Nutzen der diagnostischen oder interventionellen Untersuchung sorgfältig gegen das potenzielle Strahlenrisiko abwägen. Zudem sollte er prüfen, ob nicht-ionisierende Verfahren (wie Ultraschall oder MRT) eine geeignete Alternative darstellen (§ 119 – StrlSchV, § 83 – StrlSchG) (66, 67).

Zusätzlich zur **Strahlenabschirmung** (siehe ausführlich in Kapitel 1.5.4) sollte die **Aufenthaltsdauer** im Kontrollbereich, insbesondere die effektive Strahlenzeit, so kurz wie möglich gehalten werden.

Darüber hinaus ist gemäß dem **Abstandsquadratgesetz** ein möglichst großer Abstand zur Strahlungsquelle einzuhalten, da sich die Strahlenexposition bei Verdopplung des Abstands auf ein Viertel reduziert. Die Primärstrahlung stellt per se die Hauptquelle der Strahlenexposition für den Patienten dar, während die durch den Patienten induzierte Streustrahlung die wesentliche Expositionsquelle für das medizinische Personal bildet. Besondere Aufmerksamkeit gilt der Exposition der Hände, welche konsequent aus dem primären Strahlenfeld herausgehalten werden sollten.

Zu den erweiterten Strahlenschutzmaßnahmen in der interventionellen Radiologie zählt die sorgfältige **Planung der Untersuchung**. Durch eine strukturierte Vorbereitung des Eingriffs – einschließlich Anamnese, klinischer Untersuchung und Sichtung eventuell vorliegender Bildgebung – kann eine fundierte Entscheidung hinsichtlich Patientenlagerung, Zugangsweg und technischer Durchführung getroffen werden. Dies trägt wesentlich zur Effizienz und Sicherheit des Eingriffs bei und kann die Strahlenexposition durch verkürzte Durchführungszeiten reduzieren. Darüber hinaus kann das Training an

Simulationssystemen die Untersuchungsdauer weiter verkürzen, indem Abläufe eingeübt und optimiert werden.

Vor der Durchführung interventioneller Eingriffe sollte eine sorgfältige Auseinandersetzung mit der **Arbeitsplatzanordnung** erfolgen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass lediglich etwa 1–5 % der Primärstrahlung, die auf den Patientenkörper trifft, auf der Gegenseite wieder austritt. Der überwiegende Anteil der Primärstrahlung wird im Patienten in alle Richtungen gestreut.

Der größte Teil der vom Patienten ausgehenden Streustrahlung entsteht auf der Eintrittsseite der Strahlung. Aus Strahlenschutzgründen ist es daher empfehlenswert, dass die Röntgenröhre unterhalb des Tisches angeordnet wird (68). Die hier entstehende Streustrahlung kann durch vom Tisch hängende Bleilamellen wirksam abgeschirmt werden.

Ein zusätzlicher Strahlenschutz lässt sich erzielen, wenn der Bilddetektor in möglichst geringem Abstand zum Patienten positioniert wird, während gleichzeitig die Tischhöhe maximiert wird (69). Durch diese Konstellation wird der Abstand zwischen Röntgengenerator und Patient vergrößert, wodurch die Strahlenexposition sowohl für den Patienten als auch für den Untersucher signifikant reduziert werden kann. Gleichzeitig wird ein größerer Anteil der Streustrahlung durch den nahe positionierten Detektor abgefangen (69).

Aus **technischer Perspektive** stehen verschiedene Stellschrauben zur Verfügung, um die Strahlenexposition in der interventionellen Radiologie zu reduzieren (69). Eine zentrale Strategie ist der Einsatz von Low-Dose Protokollen in der Fluoroskopie (70-72). Auch die Anwendung einer reduzierten Pulsrate senkt die Gesamtexposition bei häufig noch akzeptabler Bildqualität (73). In der DSA kann die Strahlenbelastung zusätzlich durch eine reduzierte Bildrate verringert oder sogar vermittels Ersetzen durch die Fluoroskopie weiter gesenkt werden (73, 74).

Weitere wirksame Maßnahmen umfassen die Entfernung des Antistreugitters bei geeigneten Patientengruppen (z. B. bei Kindern oder Personen mit geringem Körpervolumen) sowie die Filtration niederenergetischer Photonen ( $< 30 \text{ keV}$ ) durch Aluminium- oder Kupferfilter (69, 75). Letztere reduzieren die Gewebeexposition durch Photonen, die nicht zur Bildgebung beitragen.

Zusätzlich ermöglicht eine enge **Kollimation** des Strahlenfeldes auf das relevante Untersuchungsgebiet sowie die Verkleinerung des Bildfelds eine deutliche Reduktion der Streustrahlung (69). **Softwarebasierte Optionen** wie die Nutzung der „Last Image Hold“-Funktion zur Bilddokumentation, digitale Vergrößerungen, durchleuchtungsbasierte „Roadmap“ bzw. DSA-basiertes „Overlay“ sowie softwaregestützte Navigationshilfen stellen weitere Möglichkeiten zur Dosisoptimierung dar, da sie die Notwendigkeit zusätzlicher Durchleuchtungssequenzen vermeiden. Ein fundiertes Verständnis der Grundlagen der Strahlenphysik, des Strahlenschutzes sowie der spezifischen Eigenschaften verschiedener Bildgebungssysteme trägt wesentlich zur Förderung des Strahlenschutzbewusstseins bei. Auf dieser Basis können interventionelle Radiologen die Strahlenbelastung gezielt und effektiv minimieren (76).

Diese Maßnahmen sollten stets kombiniert, patientenindividuell angepasst und gemäß dem ALARA-Prinzip umgesetzt werden, um die Strahlenexposition für Patienten sowie medizinisches Personal möglichst gering zu halten.

#### 1.5.4 Die klassischen Schutzmaßnahmen

Fluoroskopie-Suiten sind mit einer Vielzahl von Schutzmaßnahmen für das Personal ausgestattet. Darunter stellen die Strahlenschutzschilder eine effektive Maßnahme zur Reduktion der Strahlenexposition bei radiologischen Interventionen dar. Ihre Schutzwirkung ist jedoch maßgeblich von einer sachgerechten und aktiven Handhabung abhängig. So müssen die

verschiedenen Strahlenschutzschilde sowohl vor Beginn als auch aktiv während interventioneller Eingriffe sorgfältig positioniert und angepasst werden (77, 78).

Zu den lang etablierten Schutzmaßnahmen zählen die Schutzwände. Diese schirmen die Streustrahlen zwar effektiv ab, lassen sich jedoch im klinischen Alltag nur eingeschränkt durch den Interventionalisten nutzen. Sie eignen sich besonders als rasch erreichbarer Schutz während der Durchführung strahlenintensiver Serien oder permanent für Assistenzpersonal der Anästhesie.

Die tischmontierten, abnehmbaren Unterkörperschilde, die an einer Zubehörschiene des Untersuchungstisches befestigt werden, garantieren eine wirksame Abschirmung des Beckens und der unteren Extremitäten des Untersuchers (76-79).

Von besonderer Relevanz ist die an der Decke montierte, flexible Abschirmung, welche bei korrekter Positionierung die Streustrahlung erheblich reduzieren (80, 81) in Richtung Oberkörper und Gesicht erheblich reduzieren. Der mechanische Trägerarm des Oberkörperschildes verfügt über mehrere Gelenke, die eine weitreichende und präzise Justierung der räumlichen Position sowie der relativen Winkelausrichtung des Schildes ermöglichen. Der standardisierte Oberkörperschutz mit ergonomisch geformtem Ausschnitt zur Anpassung an die Patientenanatomie entfaltet insbesondere bei femoralen Zugängen auf der rechten Seite die höchste Schutzwirkung, wenn er unmittelbar an der Punktionsstelle sowie eng an der ventralen und rechten Körperoberfläche des Patienten anliegt (77). Durch Kombination von Untertischschutz und Schild kann die Streustrahlung um ca. 80 – 90 % verringert werden (77, 78).

Der Oberkörperschutz kann mit flexiblem Lamellenbehang an der Unterseite des Schildes ergänzt werden, die sich tangential an den Körper des Patienten anschmiegen und eine bessere Anpassung an die Patientenkontur ermöglichen. Somit wird der Übergangsbereich zwischen der deckenmontierten Schutzscheibe und der Körperoberfläche besser geschlossen.

Nicht weniger relevant ist die persönliche Röntgenschutzausrüstung (§75 - StrlSchV) (82). Hier sollten mindestens Bleischürzen und Schilddrüsenschilden getragen werden (78). Verschiedene Systeme werden angeboten: Schilddrüsen- und Sternumschutz, vollständig ventral überlappende Röntgenschutzmäntel mit und ohne Gurtband, Westen-Rock-Kombinationen mit ergonomischer Funktionalität und optimaler Gewichtsverteilung.

Darüber hinaus erweisen sich die Strahlenschutz-Kopfbedeckungen, Röntgenschutzhandschuhe sowie Strahlenschutzbrillen und -visiere als interessante Ergänzungen, um individuellen Schutzbedürfnissen gerecht zu werden (83-85).

Die relativ neu auf dem Markt eingeführten Schutzlappen bieten – je nach Art der Untersuchung – einen noch umstrittenen zusätzlichen Nutzen (86-91), der sich aus ihre vielfältigen Einsatzmöglichkeiten ergibt. Dazu zählen strahlungsabsorbierende Einweg- oder Mehrweg-Strahlenschutzabdeckungen sowie Operationstücher. Der Nutzen eines femoralen Abdeckklappens im Rahmen neuroradiologischer Eingriffe ist das Thema dieser Arbeit.

#### 1.5.5 Die dosimetrische Datenerfassung

Die endovaskulären Interventionalisten, zählen aufgrund der zunehmenden Häufigkeit dieser Verfahren zu den am stärksten strahlenexponierten ärztlichen Fachgruppen. Eine zentrale Säule des Strahlenschutzes ist die regelmäßige Datenerfassung der individuellen Strahlenbelastung sowie deren Reduktion durch technischen und passiven Strahlenschutz (92).

Da die Schutzgrößen „effektive Dosis“ und „Organ-Äquivalentdosis“ nicht direkt messbar sind, greift man bei äußerer Exposition auf operative Messgrößen wie die Tiefen- oder Oberflächen-Personendosis zurück (82). Diese werden in der Regel anhand von amtlichen Personendosimetern (Ganzkörper- bzw. Teilkörperdosimeter) direkt erfasst und dienen dann der Abschätzung der entsprechenden Schutzgrößen.

Der Strahlenschutzverantwortliche muss sicherstellen, dass die Körperdosis von Personen in Strahlenschutzbereichen monatlich ermittelt wird. Die Dosisermittlungsergebnisse müssen innerhalb von sechs Monaten nach Aufenthalt im Strahlenschutzbereich vorliegen (§ 64- StrlSchV).

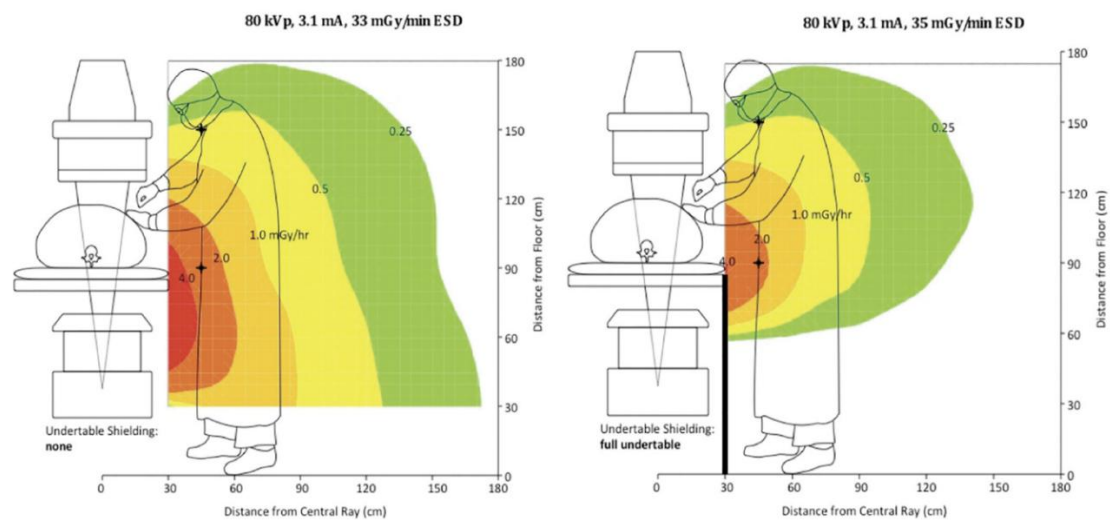
Personendosimeter sind gemäß § 66 StrlSchV unterhalb der Strahlenschutzkleidung an einer repräsentativen Körperstelle – idealerweise im Brustbereich – zu tragen.

In bestimmten Situationen stellt die aktive Echtzeit-Dosimetrie eine bequeme Möglichkeit, die Strahlendosis des Interventionalisten durch sofortiges Feedback zu überwachen (81), allerdings werden Messwerte hier amtlich aktuell nicht akzeptiert.

#### 1.5.6 Streustrahlung in der Angiographie-Suite

In der wissenschaftlichen Literatur ist gut belegt, dass die vom Patienten ausgehende Streustrahlung die Hauptquelle der Strahlenexposition für medizinisches Personal während radiologischer Untersuchungen darstellt (93). Streustrahlung -auch Sekundärstrahlung genannt- entsteht an sämtlichen Punkten der Materie, die von IS getroffen wird. So fungiert der Patientenkörper selbst als primäre Quelle der Streustrahlung. Deren Intensität korreliert direkt mit dem durchstrahlten Volumen, der Dichte des durchstrahlten Gewebes sowie invers mit der Energie der eingestrahnten Photonen.

Simulationen der Streustrahlung während durchleuchtungsgesteuerter Eingriffe zeigten eindrücklich die räumliche Ausbreitung sekundärer Strahlen (68). Insbesondere verdeutlichten die Simulationen, dass unterhalb des Untersuchungstisches – auf der Seite des Röntgengenerators – eine erhöhte Streustrahlung emittiert wird, was auf die Rückstreuung aus dem Patientenvolumen zurückzuführen ist (68).



**Abb. 2:** Verteilung der Streustrahlung in Abhängigkeit von der Entfernung zu der Strahlungsquelle ohne (links) und mit (rechts) Tischschürze (76)  
 ESD = Entrance Skin Dose.

Die schematischen Darstellungen und Diagramme (Abb. 2) zeigen das räumliche Verteilungsmuster der Streustrahlung bei einer Durchleuchtung mit einem untertischmontierten Röntgensystem, inklusive der Wirkung eines Untertischschutzes (76). Dies verdeutlicht, wie trotz standardisierter Untertischabschirmung vor allem oberhalb des Patiententisches relevante Streustrahlung auf den Untersucher trifft. In der klinischen Praxis wird diese Streustrahlung jedoch in der Regel durch weitere Abschirmmaßnahmen wie erweiterte Über-Tisch-Komponenten der Untertischbleilamellen oder deckenmontierte Schutzscheiben abgeschwächt bzw. abgefangen. Dennoch bleibt das Phänomen des „Unterkriechens“ der Streustrahlung entlang der Z-Achse des Patienten eine signifikante Streustrahlenquelle, die mittels konventioneller Schutzmaßnahmen nicht reduziert werden kann.

## 1.6 Strahleninduzierte Risiken für den Interventionalisten

Viele Studien belegen, dass Neurointerventionalisten dauerhaft niedrigen Strahlendosen ausgesetzt sind (94, 95). In einer Studie von El-Sayed et al.

wurde ein signifikanter Anstieg der DNA-Schadensmarker  $\gamma$ -H2AX und phosphorylierten ATM in zirkulierenden Lymphozyten des Interventionalisten während EVAR Eingriffen (79) nachgewiesen. Obwohl die einzelnen Strahlendosen pro Eingriff als niedrig gelten, ist die kumulative Exposition über die gesamte berufliche Laufbahn hinweg nicht zu vernachlässigen (96).

Besonders strahlensensitive oder wenig abgeschirmte Bereiche wie die Augenlinse, die linke Hirnhemisphäre und die Haut bedürfen daher besonderer Aufmerksamkeit.

### 1.6.1 Strahlensensibilität der Augenlinse

Die Augenlinse wird als äußerst strahlenempfindliches Organ angesehen. Strahlenbedingte Katarakte entwickeln sich nach unterschiedlicher Latenzzeit, die sich invers zur Dosis verhält. Dabei treten Veränderungen in der posterioren subkapsulären sowie in der kortikalen Region auf, bis hin zur totalen Kataraktogenese mit Sehbehinderungen (97). Eine präzise morphologische Unterscheidung zwischen Strahlenkatarakt und Alterskatarakt ist daher nicht möglich (97).

Zahlreiche Studien an Atombombenüberlebenden (98, 99), an beruflich strahlenexponierten Personen (100) und Liquidatoren des Atomunfalls in Tschernobyl (101) ergaben, dass der Schwellenwert für eine Kataraktogenese höchstwahrscheinlich unter 0,8 Gy liegt. Hingegen bestritt Görtz die sichere Existenz eines Schwellenwertes, ab dem eine Katarakt entstehen könnte (102). Andere Gremien, wie der amerikanische National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP), haben ebenso keinen Schwellenwert für LET-induzierte Katarakte festgelegt (103). Der bis zum 31.12.2018 gültige jährliche Grenzwert der Augenlinsendosis von 0,15 Gy würde bei einer 20-jährigen Expositionszeit einer kumulativen Lebensarbeitsdosis von 3 Gy entsprechen und ist damit um den Faktor 6 höher als die Dosis, bei der zusätzliche Katarakte beobachtet wurden. Dies würde eine mehr als doppelte Erhöhung des spontanen Kataraktrisikos bedeuten (97). Ebenso zeigten experimentelle Untersuchungen und Berechnungen, dass sogar die bis 2018



gültigen maximalen Organjahresdosen von 150 mSv vermutlich in der Vergangenheit nicht eingehalten wurden (102). Das relative Risiko steigt nach einer Strahlenexposition von 1 Gy in der Größenordnung von 0,5 Gy um das 1,5-Fache (97).

Den Empfehlungen der Strahlenschutzkommission folgend wurde im Jahr 2018 der Grenzwert der Organ-Äquivalentdosis für die Augenlinse für beruflich exponierte Personen von 150 mSv/a auf 20 mSv/a reduziert [§ 78 Abs. 2.1] (104). Für Einzelpersonen der Bevölkerung blieb dieser Wert weiterhin bei 15 mSv/a [§ 80 Abs. 2.1] (104).

Darüber hinaus ergab eine weitere Studie aus dem Jahr 2023, dass der kritische Jahresgrenzwert von 20 mSv für die Augenlinsen bzw. das Risiko eines Strahlenkatarakts ohne durchgehend wirksame Schutzmaßnahmen überschritten würden (bei durchschnittlich 400 fluoroskopisch gesteuerten Interventionen pro Jahr bzw. 2 Eingriffen pro Arbeitstag mit einer durchschnittlichen Kopfdosis von 0,05 mSv pro Eingriff und einem durchschnittlichen DFP von 485,33 Gy/cm<sup>2</sup>) (105). Um die neue maximale Organdosis von 20 mSv einzuhalten, sind Schutzmaßnahmen zwingend erforderlich. Eine gute Abschirmung könnte durch einen optimal positionierten Ober- und Untertischstrahlenschutz gewährleistet werden, idealerweise in Kombination mit einer Strahlenschutzbrille oder einem Strahlenschutzvisier (83, 102). Die Verwendung eines 0,25 mm Pb-äquivalenten Abdecktuchs kann zusätzlich die Augenlinsendosis des primären Bedieners während EVAR und aortoiliakaler PTA um durchschnittlich 59 % reduzieren (86). Schließlich muss bei einer zu erwartenden Strahlenbelastung von mehr als 15 mSv/a eine Augendosimetrie durchgeführt werden (102).

### 1.6.2 Hirntumore bei den Interventionalisten

Die deutsche Strahlenschutzkommission kam zu dem Ergebnis, dass IS eine potenzielle Ursache für die Entstehung gutartiger Hirntumoren sein kann (106, 107). Mehrere Studien lieferten Hinweise auf einen positiven Zusammenhang zwischen IS und potenzieller Entstehung von Gehirntumoren wie Meningeomen

und Gliome (108, 109). Eine Studie aus dem Jahr 2010 zu Tumoren des zentralen Nervensystems bei Krebsüberlebenden im Kindesalter bestätigte, dass das Risiko für Meningeome und Gliome/PNET linear mit der Strahlendosis im Rahmen der therapeutischen Strahlenexposition zunahm (109). Lekovic et al. wiesen nach, dass selbst endovaskuläre Behandlungen klinisch relevante Strahlenbelastungswerte für Patienten erreichen könnten; Schädel und Kopfhaut absorbierten oder reflektierten 29 % der Oberflächendosis und es bestand eine signifikante Korrelation zwischen der Durchleuchtungszeit und der Oberflächendosis (110). Die aufgezeichneten Oberflächendosen entsprachen in etwa einer mittleren Dosis von 1,5 Gy, welche das relative Induktionsrisiko für Meningeome, Gliome und Nervenscheidentumore erhöht und somit die eine Langzeitnachsorge der betroffenen Patienten notwendig macht (110).

Desgleichen wies Roguin A auf einen möglichen kausalen Zusammenhang zwischen dem Auftreten linksseitiger Neoplasien und der beruflichen Strahlenbelastung hin (111). In seinem Bericht dokumentierte er das Auftreten von Hirn- und Halstumoren bei interventionellen Kardiologen (Glioblastoma multiforme, Astrozytome und Meningeome) mit linksseits vorherrschender Malignität (111). Bei kardiovaskulären Eingriffen ist die Strahlenexposition der linken Schädelseite aufgrund der Positionierung des Interventionalisten zur Streustrahlenquelle signifikant höher als auf der rechten Schädelhälfte. Diese Exposition lässt sich durch das Tragen einer bleifreien XPF-Kappe (Bariumsulfat/Wismutoxid) reduzieren (84).

Ebenso kann die sachgemäße Anwendung eines 0,25 mm Pb-äquivalenten Strahlenschutzts während bestimmte interventionelle Verfahren die mittlere Strahlenexposition dennoch um bis zu 29 % für die rechte Kopfseite, 60 % für die Stirn und 60 % für die linke Kopfseite reduzieren (86).

### 1.6.3 Hautbelastung des medizinischen Personals

Veröffentlichungen berichten über das Auftreten eines Multiplen-Basalzellkarzinom-Syndroms im Zusammenhang mit IS bei einem 50-jährigen interventionellen Kardiologen (112) sowie über die Entwicklung von 25

Hautkrebserkrankungen bei einem weiteren 70-jährigen interventionellen Kardiologen (113). Letzterer hatte über 35 Jahre lang invasive Eingriffe durchgeführt und eine jährliche Fallzahl von durchschnittlich 250 bis 300. In dieser speziellen Konstellation traten bei dem Kardiologen 24 der 25 Hautkrebserkrankungen außerhalb des Bereichs der persönlichen Schutzkleidung (Schürze und Schilddrüsenkragen) auf, wobei 76 % der Tumoren linksseitig lokalisiert waren, insbesondere am linken Bein und Arm (113).

Eine weitere Studie ergab, dass das Risiko für Nicht-Melanom-Hautkrebs in einer Kohorte von Beschäftigten, die beruflich niedrigen Dosen IS ausgesetzt waren, im Vergleich zu einer Referenzgruppe signifikant erhöht war (114).

Seit 2018 beträgt der aktuelle Grenzwert der Organ-Äquivalentdosis für beruflich exponierte Personen für die Haut (lokale Hautdosis pro Quadratzentimeter) 500 mSv pro Jahr (104).

## **1.7 Klinische Relevanz der Studie**

Die weiter steigende Anzahl fluoroskopiegesteuerter endovaskulärer Eingriffe und ihre Konzentration auf eine zunehmend geringere Zahl von Spezialisten führt zu einer wachsenden berufsbedingten Strahlenexposition. Entsprechend wächst das Interesse an wirksamen Schutzmaßnahmen.

Ein zunehmend häufiger eingesetzter Strahlenschutz besteht aus Bleilappen, die ungefähr auf Höhe des konventionellen Strahlenschutzschildes auf den Patienten aufgebracht werden und den Austritt der in der Längsachse des Patienten gestreuten Strahlung in Richtung Interventionalisten vermindern sollen. Während die Wirkung solcher Bleilappen bei untersuchernahen Eingriffen wie etwa Chemoembolisationen oder Herzkatheteruntersuchungen gut nachvollziehbar und dokumentiert ist, spielt diese Art des zusätzlichen Strahlenschutzes in der Neuroradiologie im Alltag keine Rolle. Da der Kopf als Quelle aller Streustrahlen dem Untersucher weit entfernt ist, geht man instinktiv davon aus, dass die Streustrahlen entlang der Z-Achse des Patienten ohnehin

stark abgeschwächt wird und das Phänomen des „Unterkriechens“ der Strahlenschutzschildes insofern keine relevante Rolle spielt. In der einzigen uns bekannten Arbeit, in der die Wirkung eines auf den Patienten aufgetragenen Lappens im Rahmen neuroradiologischer Eingriffe untersucht wurde, konnte tatsächlich kein Nutzen zusätzlich zum klassischen Strahlenschutz gezeigt werden.

## **1.8 Fragestellung und Ziel der Studie**

Ziel unserer Studie war es zu untersuchen, ob eine neu entwickelte abdominell-femorale Strahlenschutzabdeckung mit einer Bleigleichwertdicke von 0,5 mm eine signifikante zusätzliche Schutzwirkung bezüglich Streustrahlen bei neurovaskulären Eingriffen bietet.

Zu diesem Zweck wurde die Dosis bei der mechanischen Thrombektomie des Schlaganfalls an mehreren relevanten Positionen mittels hochpräzisen aktiven Dosimetern mit und ohne zusätzliche Strahlenschutzabdeckung untersucht und mit der eingestrahlten Gesamtdosis in Beziehung gesetzt.

## 2 MATERIAL UND METHODEN

---

### 2.1 Studiendesign

Bei der Studie handelte sich um eine prospektive zweiarmige randomisierte monozentrische Open-label Dosimetrie-Studie, die die Strahlenexposition des Untersucher bei der mechanischen Thrombektomie des Schlaganfalls mit und ohne femorale Strahlenschutzabdeckung zusätzlich zum Standardschutz vergleicht

Zu den Ärzten, die an der Studie teilnehmen, gehören drei erfahrene neurointerventionelle Radiologen aus unserem Institut. Eine mündliche Einverständniserklärung der an der Studie teilnehmenden Ärzte wurde mitgeteilt. Eine Einverständniserklärung der Patienten war nicht erforderlich, da weder die klinische Versorgung noch die Strahlenexposition der Patienten durch die Studie beeinträchtigt wurde.

Die Studie war als monozentrische Studie angelegt und alle Untersuchungen erfolgten innerhalb des Instituts für Radiologie und Neuroradiologie der Betriebsstelle Lahr als Lehrkrankenhaus der Universität Freiburg.

Für die Studie wurde das biplanare Angiographiesystem Artis Zee biplane von Siemens verwendet: Das System beinhaltet zwei 20 x 20 cm Flachbilddetektoren, die in einer anteroposterioren sowie lateralen Ebenen eingeordnet sind.

Die Expositionsparameter wurden mit Hilfe der automatischen Dosisleistungsregelung (ADRC) eingestellt, die auf das Angiographie System angewendet werden. Alle technischen Parameter wurden konstant gehalten.

### 2.2 Verwendete Standard-Schutzsysteme

Bei allen Untersuchungen trug der Interventionalist selbstverständlich die klassische persönliche Schutzausrüstung bestehend aus Röntgenschutzkleidung (Weste & Rock) sowie einem Schilddrüsen-

Sternumschutz. Den Untersuchern war es freigestellt, eine zusätzliche persönliche Schutzbrille einzusetzen.

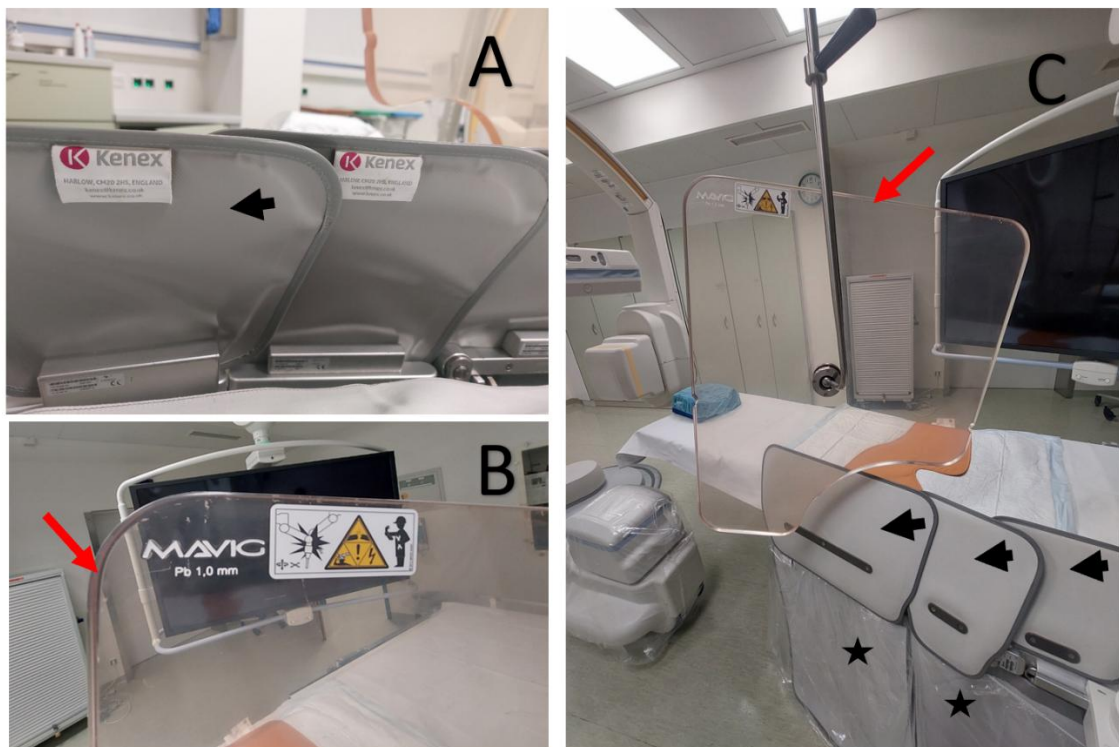
Ebenso wurden die üblichen Unter- und Oberkörperstrahlenschutz-Systeme (s.u.) verwendet.

### 2.2.1 Unterkörperstrahlenschutz-System

Das Unterkörperstrahlenschutz-System (0,5 mm PB von Kennex, HARLOW, CM20 2HS, England) für das Artis Zee Multi-Purpose (Modellnummer 7006930) besteht aus Bleilappen, die seitens des Untersuchers seitlich vom Tisch bis zum Boden hängen (Untertischschutz), sowie aus einem Bleigummiaufsatz (Übertischschutz), als Verlängerung oberhalb des Untersuchungstisches. Beide Systeme werden durch eine zuvor befestigte und bei Bedarf abnehmbare Zubehörschiene befestigt. (siehe Abbildung 3 sowie Tabelle 6)

**Tabelle 6: Unterschutzsysteme (Kennex)**

|                                                | Dimension  | Referenz |
|------------------------------------------------|------------|----------|
| <b>Untertischschutz von Kennex (0,5 mm PB)</b> |            |          |
| <b>Groß</b>                                    | 95 x 73 cm | ref-56   |
| <b>Klein</b>                                   | 49 x 73cm  | ref-38   |
| <b>Übertischschutz von Kennex (0,5mm PB)</b>   |            |          |
| <b>Groß</b>                                    | 56 x 34 cm | ref-58   |
| <b>Mittel</b>                                  | 27 x 34 cm |          |
| <b>Klein</b>                                   | 26 x 24 cm | ref-57   |



**Abb. 3: Unterkörper- sowie Oberkörperstrahlenschutz-System**

*Unterkörperstrahlenschutz-Systeme (A-C): [Pfeilspitze: Übertischschutz, Stern: Untertischschutz; roter Pfeil: Schutzscheibe]*

### 2.2.2 Oberkörperstrahlenschutz-System

Das Oberkörperstrahlenschutz-System ist eine an der Decke montierte, mobile und in allen Richtungen bewegliche Bleiglasscheibe von Mavig mit Körperausschnitt. Sie dient als Schutz vor Streustrahlung für den Rumpf, den Kopf sowie den Gesichtsbereich des Untersuchers (Abbildung 3).

Der Bleigleichwert des Schutzschildes beträgt 1 mm (anstelle des traditionellen Bleigleichwertes von 0,5 mm) und hat eine Fläche von 60 x 76 cm.

Diese anpassungsfähige Bleiglasscheibe wird zwischen dem Patienten und dem Untersucher platziert. Die Bleiglasscheibe kann während der Untersuchung vom Interventionalisten mobilisiert werden, um eine optimale Arbeitsposition und den

besten Schutz vor der Streustrahlung zu erreichen. Dadurch ist der Abstand der Scheibe zur ionisierenden Quelle nicht zwingend konstant.

### 2.2.3 Die femorale Strahlenschutz-Abdeckung

Die femorale Strahlenschutzabdeckung (Abbildung 4 und 9) wird direkt oberhalb der Leistenregion des Patienten positioniert und reicht bis über Nabelhöhe. Der Patient wird von semizirkulär von dem Bleilappen umgeben. Die Abdeckung wird stets erst dann aufgelegt, wenn die Schleuse installiert und der Führungskatheter eingeführt worden war. Anschließend bleibt der Lappen für den Rest der Untersuchung in Position.

Diese verwendeten Mehrweg-Strahlenschutz-Drapes (ST-FS5AMM) mit sterilen Einweg-Bezügen tragen einen für die femorale Punktion geeigneten Ausschnitt. Sie haben eine Größe von 75 x 36 cm und ein Gewicht von 1,31 kg. Der Bleigleichwert beträgt Pb 0,50 mm.



**Abb. 4:** Die femorale Strahlenschutz-Abdeckung von Mavic (0,5 mm Pb)



### 2.3 Aktive Dosimeter

Je nach Abschnitt der Studie wurden mehrere aktive Dosimeter an definierten Positionen angebracht und nach jedem Eingriff ausgelesen. Die gewählten Positionen wurden dann über den gesamten Studienabschnitt hinweg beibehalten.

Es wurden vier aktive Dosimeter der Firma Mirion Technologies verwendet: EPD vom Typ DMC 3000, mit der Seriennummer DE-19-M-PTB-0037. Alle Dosimeter waren zu Beginn der Studie frisch geeicht (siehe Tabelle 7 und Abbildung 5).



**Abb. 5:** Aktive Dosimeter

**Tabelle 7:** Kalibrierungsprüfung, Mirion, DMC 3000

| Bestrahlung DMC3000 |       |        |                 |             |           |      |          |
|---------------------|-------|--------|-----------------|-------------|-----------|------|----------|
| Filter              | N-80  |        |                 |             |           |      |          |
| Strom               | 20    | mA     |                 |             |           |      |          |
| Spannung            | 80    | kV     |                 |             |           |      |          |
| Hp10                | 500   | µSv    |                 |             |           |      |          |
| Abstand             | 2     | m      |                 |             |           |      |          |
| lfd Nr.             | Gerät | Winkel | Gemessene Dosis | Exp Monitor | Expose    | SOLL | Response |
|                     |       | in °   | µSv             | Dose Target | Dose Meas | µSv  |          |

|   |     |   |     |          |          |     |      |
|---|-----|---|-----|----------|----------|-----|------|
| 1 | D7F | 0 | 478 | 1,24E-08 | 1,26E-08 | 504 | 0,95 |
| 2 | D9D | 0 | 496 | 1,24E-08 | 1,26E-08 | 507 | 0,98 |
| 3 | D6B | 0 | 487 | 1,24E-08 | 1,26E-08 | 505 | 0,96 |
| 4 | D9E | 0 | 497 | 1,24E-08 | 1,26E-08 | 506 | 0,98 |

## 2.4 Methode und Protokolldurchführung

### 2.4.1 Methode und Protokollierung

Bei jeder Untersuchung wurden stets die folgenden Variablen dokumentiert: die Durchleuchtungszeit (DLZ in Minuten) und die Aufnahmezahl der angiographischen Serien. Die Art der Untersuchung (Thrombektomie, Stent-Implantation, Coiling usw.) sowie der Zugangsweg (hauptsächlich via die rechte AFC, ein Fall erfolgte über die linke AFC) wurden ebenfalls erfasst.

Zusätzlich wurden die Interventionalisten pseudonymisiert (n 1, 2, 3). Die Patienten wurden auch pseudonymisiert (durch Initialen aus Vor- und Nachnamen) und mit Angaben zum Geschlecht sowie Geburtsdatum gespeichert. Die entsprechenden Patientendaten wurden aus Datenschutzgründen nicht veröffentlicht.

Die applizierte Gesamtdosis wurde für jede Untersuchung durch die Luftkerma (PKA) und das Dosisflächenprodukt (DFP) wiedergegeben. Die PKA (mGy) sowie das DFP ( $\mu\text{Gym}^2$ ) wurden automatisch von der Software *Siemens Syngo* der Angiographieanlage erfasst und ausgespielt. Die Werte wurden aus dem Exam *protocol* des PACS (*JiveX*) extrahiert (siehe Beispiel in Abbildung 6).

# Exam Protocol

## Patient Info:

Name: [REDACTED]

Sex: M ID: [REDACTED]

Patientenlage: HFS

[REDACTED]-22 12:26:59

|   |            |        |                        |             |         |           |          |
|---|------------|--------|------------------------|-------------|---------|-----------|----------|
| 2 | DSA        | FIXED  | Carotid                | 8s          | 2F/s    | 15-Aug-22 | 13:07:26 |
| A | 71kV 359mA | 90.0ms | 0.0CL small 0.1Cu 32cm | 450.07µGym² | 28.6mGy | 4IAO      | 0CRA 15F |
| 2 | DSA        | FIXED  | Carotid                | 8s          | 2F/s    | 15-Aug-22 | 13:07:26 |
| B | 68kV 378mA | 77.3ms | 0.0CL small 0.2Cu 32cm | 162.62µGym² | 14.1mGy | 90RAO     | 0CRA 15F |
| 6 | DSA        | FIXED  | Carotid                | 6s          | 2F/s    | 15-Aug-22 | 13:29:36 |
| A | 71kV 363mA | 89.6ms | 0.1CL small 0.1Cu 32cm | 381.15µGym² | 24.2mGy | 4IAO      | 0CRA 13F |
| 6 | DSA        | FIXED  | Carotid                | 6s          | 2F/s    | 15-Aug-22 | 13:29:36 |
| B | 68kV 378mA | 75.1ms | 0.0CL small 0.2Cu 32cm | 136.53µGym² | 11.9mGy | 90RAO     | 0CRA 13F |

## \*Aufsummierte Strahlungsdaten\*

[REDACTED]-22 13:59:22

Untersuchender Arzt :

Aufnahmen: 4

|                       |             |         |                    |          |
|-----------------------|-------------|---------|--------------------|----------|
| Summe Fluoro: 16.9min |             |         | Summe: 2128.9µGym² | 147.5mGy |
| A Fluoro: 9.6min      | 710.51µGym² | 43.8mGy | Summe: 1541.7µGym² | 96.6mGy  |
| B Fluoro: 7.3min      | 287.95µGym² | 24.9mGy | Summe: 587.12µGym² | 50.9mGy  |

**Abb. 6: Dosisprotokoll einer Thrombektomie aus PACS** mit einem DFP von 2128,9 µGy.m², Luftkerma von 147,5 mGy, einer DLZ von 16,9 Minuten und einer Serienanzahl von 4 (Radiologie, OK Lahr)

Bei jeder Untersuchung wurde die Strahlenexposition des Interventionalisten und die Verteilung der Strahlung an relevanten Stellen im Raum mittels unterschiedlich positionierter aktiver Dosimeter erfasst. Die Dosimeter wurden unmittelbar am Ende jeder Untersuchung ausgewertet.

## 2.4.2 Geometrie der Dosimeter

Die diversen Dosimeter wurden in folgender Geometrie positioniert, siehe auch Abbildung 7 - 8:

- **Position 1:** Das Personendosimeter wurde direkt am linken Brustbereich des Untersuchers über der Bleiweste und dem Schilddrüsen-Sternumschutz platziert. Die in dieser Position registrierte Dosis entspricht der tatsächlichen

Dosis, die der Untersucher im Brust-, Hals- beziehungsweise Kopfbereich während des gesamten neurovaskulären Eingriffs erhält.

Zwei weitere Dosimeter wurden vor und hinter der deckenmontierten Strahlenabschirmung platziert:

- **Position 2:** Das Dosimeter wurde direkt vor der deckenmontierten mobilen Bleiglasscheibe (auf Patientenseite) fixiert. Diese Positionierung sollte die Exposition des Untersuchers ohne die Bleiabschirmung simulieren. Die Werte bieten neben Luftkerma und DFP eine Abschätzung der applizierten Dosis bzw. der erzeugten Streustrahlung.
- **Position 3:** Das Dosimeter wurde hinter der Bleiglasscheibe (seitens des Untersuchers) über ein Stabsystem befestigt, liegt dabei in einer Distanz von ca. 15 cm zur Scheibe auf Kopfhöhe des Untersuchers. Es misst die Dosis im unmittelbaren Abschirmungsbereich des Schildes.

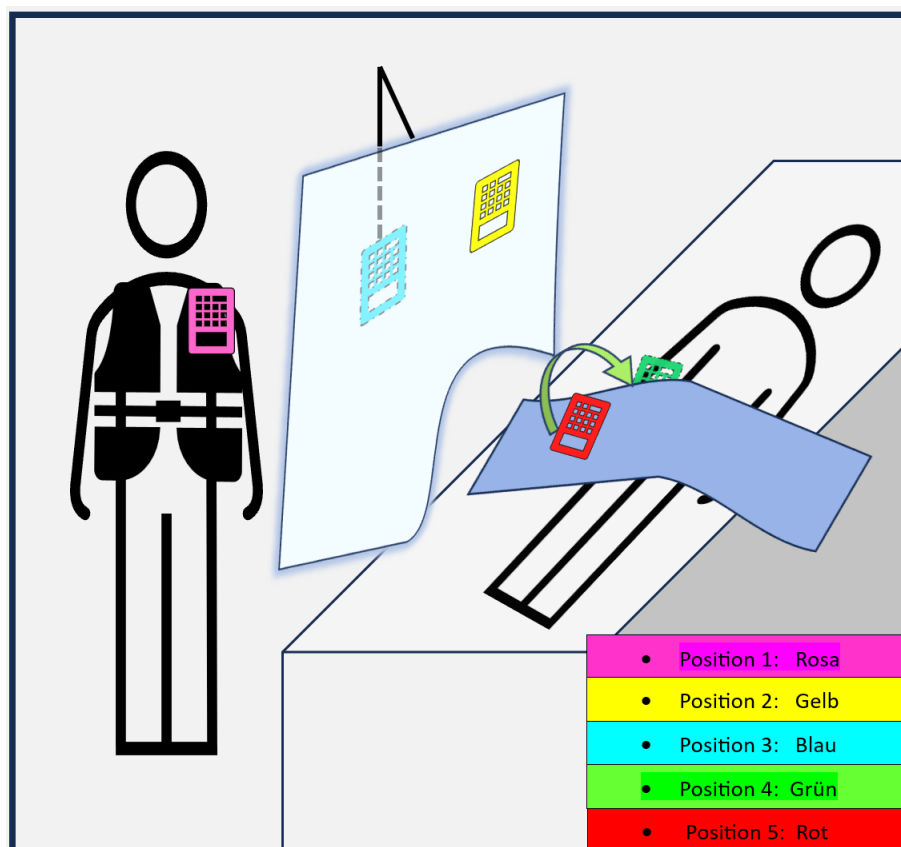


**Abb. 7: Oberkörperstrahlenschutz-system**

*Position 2 (vor der Scheibe); Position 3 (hinter der Scheibe); Position 4 (oberhalb des Schutzlappens); Position 5 (unterhalb des Schutzlappens); dazu siehe 2.4.2 Geometrie der Dosimeter.*

Im zweiten Teil der Studie wurde die femorale Strahlenschutzabdeckung verwendet. Um die tatsächliche Schutzwirkung zu analysieren, wurden zwei aktive Dosimeter unter (auf Seite des Patientenkörpers) beziehungsweise oberhalb des Strahlenschutz­tuchs positioniert (deckenseitig).

- **Position 4:** Das aktive Dosimeter wurde in der rechten Leistenregion des Patienten platziert, direkt unterhalb der femoralen Strahlenschutzabschirmung.
- **Position 5:** Ähnlich wie in Position 4 wurde das 5. Dosimeter rechts inguinal vom Patienten eingebracht, allerdings oberhalb der femoralen Strahlenschutzabdeckung.



**Abb. 8: Schematisierung und Geometrie der Dosimeter**

*Position 1 (Untersucher); Position 2 (vor der Scheibe); Position 3 (hinter der Scheibe); Position 4 (oberhalb des Schutzlappens); Position 5 (unterhalb des Schutzlappens).*



**Abb. 9:** Geometrie der Dosimeter und Positionierung des Schutzlappens

## 2.5 Auswertungsmethoden

Die erhobenen Rohdaten zu den Charakteristika der Studienpopulation sowie den Endpunkten wurden zunächst als absolute Zahlen in eine Tabellenkalkulationssoftware (Excel, Microsoft Office Standard 2016, USA) eingegeben und anschließend mittels deskriptiver Statistik erläutert. Die statistische Analyse und die Erstellung der Grafiken wurden mittels der Statistik-Software (GraphPad Prism 10, August 2024, USA) durchgeführt. Der Shapiro-Wilk-Test wurde zur Prüfung der Normalverteilung der Parameter verwendet.

Die Berechnung statistischer Unterschiede zwischen den beiden Untersuchungsgruppen erfolgte bei normalverteilten Daten mittels parametrischen, ungepaarten t-Tests. Wurden Messwerte innerhalb eines Untersuchungsfalls erhoben, kam ein gepaarter t-Test zur Anwendung. Die

Ergebnisse wurden anhand Mittelwert und Standardabweichung dargestellt. Violinen Plots dienten der quantitativen Datenvisualisierung.

Sämtliche statistische Tests wurden mit einem Signifikanzniveau von 0,05 durchgeführt.

## **2.6 Ethik**

Entsprechend den Bestimmungen der Promotionsordnung und der Satzung der Ethik-Kommission am Universitätsklinikum der Eberhard-Karls-Universität Tübingen bedarf die vorliegende Studie kein Ethikvotum.

Die klinische Versorgung der Patienten wurde zu keinem Zeitpunkt und in keiner Weise durch die Studie beeinträchtigt. Weder die Qualität noch die Durchführung der interventionellen Eingriffe wurden durch die Studie beeinflusst. Sowohl die Interventionalisten als auch die Patienten erlitten keine zusätzlichen Auswirkungen hinsichtlich der Strahlenexposition. Es fanden keine Forschungsaktivitäten an Menschen oder Tieren statt. Zu keinem Zeitpunkt wurde die körperliche oder psychische Integrität eines Individuums eingegriffen. Ebenso wurden weder Körpermateriale noch Daten verwendet, die einer spezifischen Person zugeordnet werden können.



## 3 ERGEBNISSE

### 3.1 Pilotuntersuchungen

#### 3.1.1 Ergebnisse der Pilotmessungen

Vor Beginn der Untersuchungsreihe führten wir zunächst verschiedenste Pilotmessungen durch, um die optimalen Positionierungen der Dosimeter unter realen Arbeitsbedingungen zu ermitteln (Tabelle 8). Die so ermittelten Positionen bilden die Grundlage für diese Arbeit.

**Tabelle 8: Pilotuntersuchungen**

| Patient | Dosimeter          |                       |             | Art der Untersuchung | Untersucher | DLZ  | Max.<br>Hauteintrittsdosis | DFP               | PKA   |
|---------|--------------------|-----------------------|-------------|----------------------|-------------|------|----------------------------|-------------------|-------|
|         | $\mu\text{Gy}$     |                       |             |                      |             | min  | mGy                        | $\mu\text{Gym}^2$ | mGy   |
|         | Vor der<br>Scheibe | Hinter der<br>Scheibe | Untersucher |                      |             |      |                            |                   |       |
| I       | 707                | 13                    | 130         | TIPSS                | b+a         | 49,2 | 7555,5                     | 8419,4            | 374,5 |
| II      | 197                | 1                     | 13          | Thrombektomie        | a           | 36,2 | 205                        | 4768,5            | 314,6 |
| III     | 665                | 3                     | 185         | PTA li mit crossover | b           | 81,2 | 2452,1                     | 4258,4            | 211,1 |
| IV      | 283                | 0                     | 10          | Thrombektomie        | a           | 31,8 | 268                        | 5110,5            | 410   |

#### 3.1.2 Vorversuche

Die initialen explorativen Pilotmessungen weisen sehr unterschiedliche Ergebnisse in Bezug auf die Exposition des Operators gegenüber der Streustrahlung auf.

Die Messungen unterstreichen die Bedeutung des Abstandes zwischen Untersucher und durchleuchteter Körperregion als wesentlicher Faktor für die Exposition des Interventionalisten.

In unserer Arbeit beschränkten wir uns ausschließlich auf die mechanische Thrombektomie beim Schlaganfall als einem häufigen neurovaskulären Eingriff.



## 3.2 Versuchsreihe A: ohne Strahlenschutz-Abdeckung

### 3.2.1 Protokoll am Studienteil A

Im ersten Teil der Studie wurden die Dosimeter wie folgt positioniert (Abb. 7 - 8):

- **Position 1:** im linken Brustbereich des Untersuchers getragen.
- **Position 2:** unmittelbar an der Front (Patientenseite) der Strahlenschutzscheibe fixiert.
- **Position 3:** hinter der Bleiglasscheibe (Untersucherseite) in einem Abstand von ca. 15 cm positioniert.

### 3.2.2 Ergebnisse

Die erste Patientengruppe umfasste initial 20 Patienten. Im weiteren Verlauf der Studie wurde diese mit einer kleineren Gruppe von 13 Patienten ergänzt, um auch die maximalen Dosisleistungen bei den Untersuchungen ohne femorale Strahlenschutz-Abdeckung zu erfassen. Diese Werte wurden in der zweiten Studienreihe integriert (ab dem 19.03.2022). Die gesammelten Angaben sowie Ergebnisse wurden in den zwei beigefügten Tabellen zusammengefasst (Tabelle 9 und 10):

**Tabelle 9: Ergebnisse der Untersuchungsgruppe A (ohne Bleilappen).**

| Untersuchungen ohne Drape |                |       |       |      |                   |       |       |   |
|---------------------------|----------------|-------|-------|------|-------------------|-------|-------|---|
| U-Nr.                     | Dosimeter      |       |       | DLZ  | DFP               | Lker  | Auf-Z | U |
|                           | $\mu\text{Sv}$ |       |       | min  | $\mu\text{Gym}^2$ | mGy   |       |   |
|                           | Pos 1          | Pos 2 | Pos 3 |      |                   |       |       |   |
| 1.                        | 13             | 197   | 1     | 36,2 | 4768,5            | 314,6 | 8     | a |
| 2.                        | 10             | 283   | 0     | 31,8 | 5110,5            | 410,1 | 24    | a |
| 3.                        | 13             | 200   | 0     | 19,0 | 3448,5            | 286,7 | 8     | b |
| 4.                        | 5              | 448   | 1     | 25,6 | 5018,6            | 347,4 | 18    | a |
| 5.                        | 2              | 111   | 0     | 8,9  | 2525,6            | 192,4 | 6     | a |
| 6.                        | 3              | 159   | 0     | 16,4 | 2433,7            | 190,8 | 6     | a |
| 7.                        | 3              | 380   | 1     | 34,4 | 4374,5            | 339,1 | 12    | a |
| 8.                        | 8              | 182   | 0     | 19,6 | 2215,8            | 153,6 | 10    | a |
| 9.                        | 2              | 89    | 0     | 5,6  | 1855,4            | 143,4 | 8     | a |
| 10.                       | 5              | 153   | 1     | 30,9 | 7952,5            | 602,8 | 18    | a |
| 11.                       | 2              | 139   | 0     | 14,3 | 1000,9            | 76,8  | 4     | a |
| 12.                       | 3              | 93    | 0     | 15,1 | 3379,6            | 233,0 | 10    | a |
| 13.                       | 21             | 1434  | 3     | 41,3 | 14244,0           | 705,5 | 16    | b |
| 14.                       | 2              | 58    | 0     | 7,1  | 1586,8            | 120,1 | 6     | a |
| 15.                       | 1              | 89    | 0     | 9,6  | 2998,6            | 152,2 | 6     | a |
| 16.                       | 1              | 35    | 0     | 3,1  | 3223,4            | 178,9 | 4     | a |
| 17.                       | 2              | 103   | 0     | 6,8  | 1300,9            | 97,0  | 6     | a |
| 18.                       | 5              | 208   | 0     | 45,8 | 3619,4            | 302,1 | 9     | b |
| 19.                       | 4              | 144   | 1     | 14,7 | 9265,9            | 639,6 | 12    | a |
| 20.                       | 4              | 216   | 0     | 21,6 | 4434,0            | 302,9 | 18    | a |

Im ersten Teil der Studie blieb die gemessene Strahlendosis hinter dem Schutzschild mit einem Bleigleichwert von 1 mm (Position 3) – mit einer Ausnahme – konstant auf einem sehr niedrigen Niveau (0 bis 1). Im weiteren Verlauf der Studie wurde diese Messung entsprechend als nebensächlich eingestuft und daher nicht weiter dokumentiert.

**Tabelle 10:** Ergebnisse der Gruppe A (ohne Bleilappen) mit Bemessung der maximalen Dosisleistung.

| Untersuchungen ohne Bleilappen und mit max. Dosisleistung |                |                  |                |                  |      |                   |       |       |   |
|-----------------------------------------------------------|----------------|------------------|----------------|------------------|------|-------------------|-------|-------|---|
| Nr.                                                       | Dosimeter      |                  |                |                  | DLZ  | DFP               | Lker  | Auf-Z | U |
|                                                           | Pos 1          |                  | Pos 2          |                  | min  | $\mu\text{Gym}^2$ | mGy   |       |   |
|                                                           | MW             | Max.D            | MW             | Max.D            |      |                   |       |       |   |
|                                                           | $\mu\text{Sv}$ | $\mu\text{Sv/h}$ | $\mu\text{Sv}$ | $\mu\text{Sv/h}$ |      |                   |       |       |   |
| 43.                                                       | 3              | 360              | 131            | 33600            | 11,9 | 2021,6            | 121,4 | 4     | a |
| 44.                                                       | 1              | 90               | 74             | 30830            | 9,5  | 1367,9            | 91,1  | 4     | a |
| 45.                                                       | 2              | 630              | 70             | 7770             | 9,9  | 2335,6            | 144,6 | 6     | a |
| 46.                                                       | 3              | 610              | 59             | 11950            | 7,2  | 2215,3            | 157,9 | 4     | a |
| 47.                                                       | 12             | 920              | 692            | 27220            | 27,3 | 6519,3            | 252,8 | 12    | a |
| 48.                                                       | 1              | 100              | 94             | 11960            | 8,9  | 2490,3            | 155,2 | 10    | a |
| 49.                                                       | 3              | 520              | 91             | 13870            | 19,1 | 3122,9            | 191,2 | 6     | a |
| 50.                                                       | 2              | 320              | 127            | 14750            | 9,6  | 1796,8            | 108,0 | 6     | a |
| 51.                                                       | 2              | 100              | 174            | 13410            | 36,2 | 2528,6            | 164,7 | 6     | a |
| 52.                                                       | 4              | 540              | 85             | 6650             | 23,5 | 2482,9            | 183,1 | 11    | a |
| 53.                                                       | 6              | 410              | 190            | 31600            | 14,7 | 3937,4            | 245,8 | 6     | a |
| 54.                                                       | 8              | 230              | 238            | 10690            | 44,3 | 4087,7            | 235,9 | 8     | a |
| 55.                                                       | 8              | 750              | 221            | 11570            | 34,9 | 4658,2            | 263,5 | 8     | a |

### 3.3 Versuchsreihe B: Anwenden einer Strahlenschutz-Abdeckung

#### 3.3.1 Protokoll am Studienteil B

Für das neue Protokoll wurde eine Strahlenschutzabdeckung eingeführt, die direkt oberhalb der Leistenregion des Patienten positioniert wurde. Für diese Studienreihe wurden die Dosimeter wie folgt positioniert (Abb. 7 - 8):

- **Position 1:** am linken Brustbereich des Untersuchers getragen, analog zum Studienteil A.
- **Position 2:** wie im Studienteil A, unmittelbar an der Front der Strahlenschutzscheibe (Patientenseite) platziert.

- **Position 4:** unterhalb der bleihaltigen femoralen Strahlenschutzabdeckung an der Leiste des Patienten.
- **Position 5:** oberhalb der Strahlenschutzabdeckung an der Leiste des Patienten.

### 3.3.2 Ergebnisse

Die zweite Versuchsreihe umfasste 22 Patienten. Die Daten wurden in der nachstehenden Tabelle zusammengefasst (Tabelle 11):

**Tabelle 11:** Ergebnisse der Untersuchungsgruppe B (mit Bleilappen)

| Untersuchungen mit Drape |           |       |       |       |       |       |       |       |      |         |       |       |   |
|--------------------------|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|---------|-------|-------|---|
| Nr.                      | Dosimeter |       |       |       |       |       |       |       | DLZ  | DFP     | Lker  | Auf-Z | U |
|                          | Pos 1     |       | Pos 2 |       | Pos 4 |       | Pos 5 |       | min  | µGym²   | mGy   |       |   |
|                          | MW        | Max.D | MW    | Max.D | MW    | Max.D | MW    | Max.D |      |         |       |       |   |
|                          | µSv       | µSv/h | µSv   | µSv/h | µSv   | µSv/h | µSv   | µSv/h |      |         |       |       |   |
| 21.                      | 1         |       | 114   |       | 2     |       | 0     |       | 20,1 | 974,5   | 83,0  | 12    | a |
| 22.                      | 1         |       | 132   |       | 1     |       | 0     |       | 6,3  | 3194,1  | 240,4 | 14    | a |
| 23.                      | 5         |       | 233   |       | 133   |       | 2     |       | 18,4 | 5407,9  | 385,3 | 10    | a |
| 24.                      | 0         |       | 46    |       | 24    |       | 1     |       | 8,3  | 390,0   | 32,3  | 3     | a |
| 25.                      | 4         |       | 402   |       | 27    |       | 6     |       | 28,8 | 9510,8  | 638,8 | 18    | a |
| 26.                      | 2         |       | 94    |       | 63    |       | 2     |       | 15,9 | 4741,5  | 267,3 | 10    | c |
| 27.                      | 2         | 70    | 498   | 18880 | 90    | 3320  | 0     | 10    | 37,0 | 6037,8  | 426,5 | 14    | a |
| 28.                      | 5         | 180   | 655   | 23740 | 131   | 340   | 3     | 70    | 55,8 | 8775,0  | 652,9 | 24    | a |
| 29.                      | 2         | 280   | 508   | 58580 | 52    | 5150  | 0     | 10    | 14,7 | 6109,9  | 434,8 | 14    | a |
| 30.                      | 2         | 80    | 183   | 11820 | 8     | 510   | 0     | 10    | 27,4 | 3531,7  | 232,9 | 12    | a |
| 31.                      | 0         | 140   | 136   | 20500 | 22    | 2150  | 0     | 20    | 6,1  | 2148,6  | 141,0 | 6     | a |
| 32.                      | 2         |       | 187   |       | 17    |       | 0     |       | 17,8 | 1947,0  | 135,6 | 8     | a |
| 33.                      | 2         | 80    | 234   | 20710 | 45    | 2400  | 0     | 20    | 35,6 | 2701,0  | 195,7 | 11    | a |
| 34.                      | 3         | 160   | 286   | 24330 | 14    | 1080  | 0     | 10    | 18,9 | 6751,1  | 350,2 | 8     | a |
| 35.                      | 4         | 470   | 578   | 28970 | 94    | 4500  | 3     | 90    | 33,7 | 10334,0 | 731,2 | 22    | a |
| 36.                      | 0         | 40    | 89    | 17490 | 13    | 1280  | 0     | 10    | 19,2 | 1807,9  | 119,8 | 6     | a |
| 37.                      | 2         | 80    | 206   | 15570 | 36    | 2010  | 0     | 20    | 26,0 | 5267,5  | 366,0 | 10    | a |
| 38.                      | 2         | 90    | 331   | 19800 | 26    | 1560  | 0     | 10    | 39,4 | 3410,6  | 243,5 | 10    | a |
| 39.                      | 1         | 40    | 113   | 10720 | 13    | 1090  | 0     | 10    | 19,5 | 2563,8  | 171,2 | 6     | a |
| 40.                      | 1         | 40    | 225   | 25860 | 20    | 1880  | 0     | 20    | 16,9 | 2128,9  | 147,5 | 4     | a |
| 41.                      | 1         | 110   | 134   | 19390 |       |       |       |       | 6,0  | 2083,5  | 161,7 | 10    | a |
| 42.                      | 0         | 40    | 144   | 13830 |       |       |       |       | 17,2 | 1962,8  | 134,0 | 6     | a |

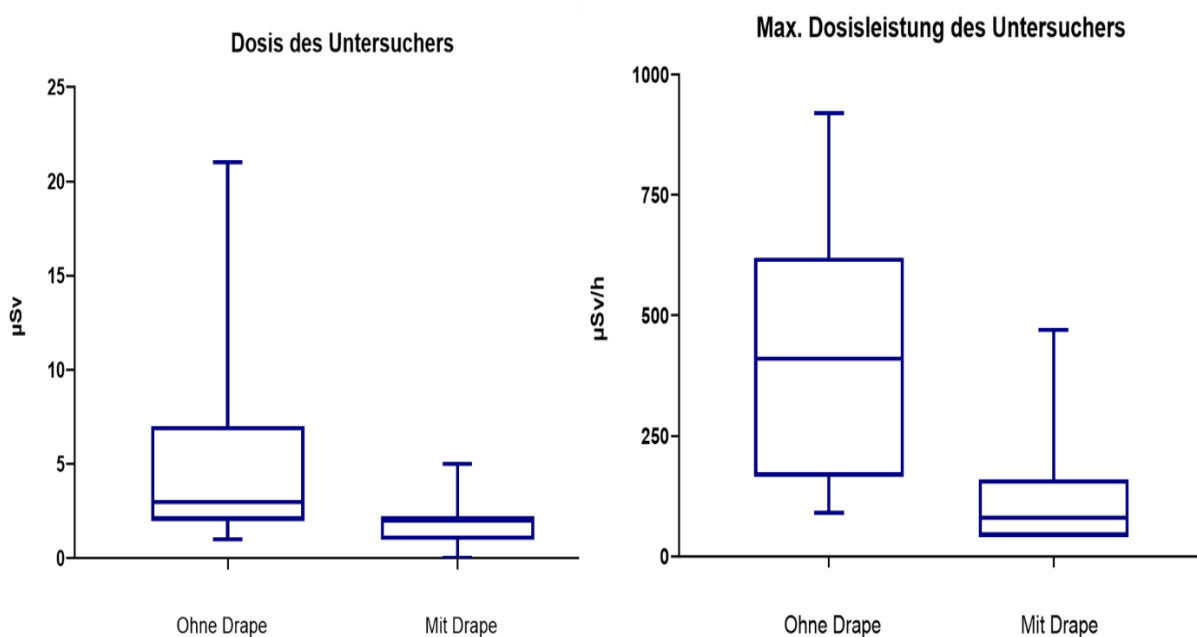
### **3.4 Charakteristika der Patienten und der Untersuchungen**

Zwischen November 2021 und September 2022 konnten 55 Patienten an dem Institut für Radiologie und Neuroradiologie des Ortenau Klinikum Lahr mit der klinischen Indikation zum mechanischen Thrombektomie in die Studie eingeschlossen und randomisiert werden. Die Strahlenexposition des Untersuchers wurde in An- und Abwesenheit eines femoralen Strahlenschutzlappens analysiert.

Das mediane Alter der Patienten betrug 76 [44-92] Jahre; 53% waren männlich. Bei 54 Patienten (98%) wurde zum angiographischen Verfahren ein rechts femoraler Zugang über die AFC gewählt, in einem isolierten Fall über die linke AFC.

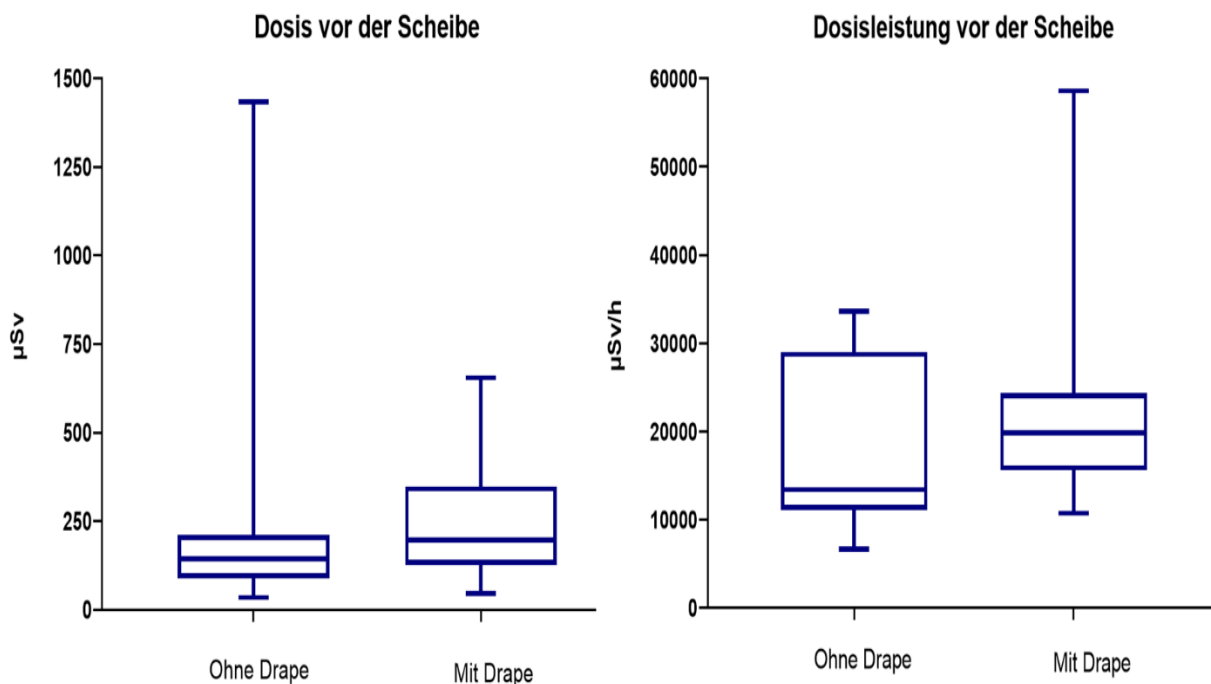
### **3.5 Statistische Auswertung der Verfahrensparametern**

Der primäre Endpunkt, die Strahlendosen am linken Brustbereich der Untersucher (Position 1), war in der Gruppe A ohne zusätzliche femorale Strahlenabschirmung (Mittelwert von 4,9 [1–21]  $\mu\text{Sv}$ ) signifikant höher als der Gruppe B mit der femoralen Strahlenschutz-Abdeckung (1,9 [0–5]  $\mu\text{Sv}$ ;  $p = 0,0034$ ). Die maximale Dosisleistung wies einen noch signifikanteren Unterschied zwischen beiden Gruppen auf. So war die Dosisleistung 429 [90–920]  $\mu\text{Sv/h}$  in der Gruppe A versus 127 [40-470]  $\mu\text{Sv/h}$  in der Gruppe B ( $p = 0,0004$ ). Siehe dazu die Graphiken in Abbildung 10.



**Abb. 10:** Auswertung der Strahlendosis und der max. Dosisleistung am Untersucher

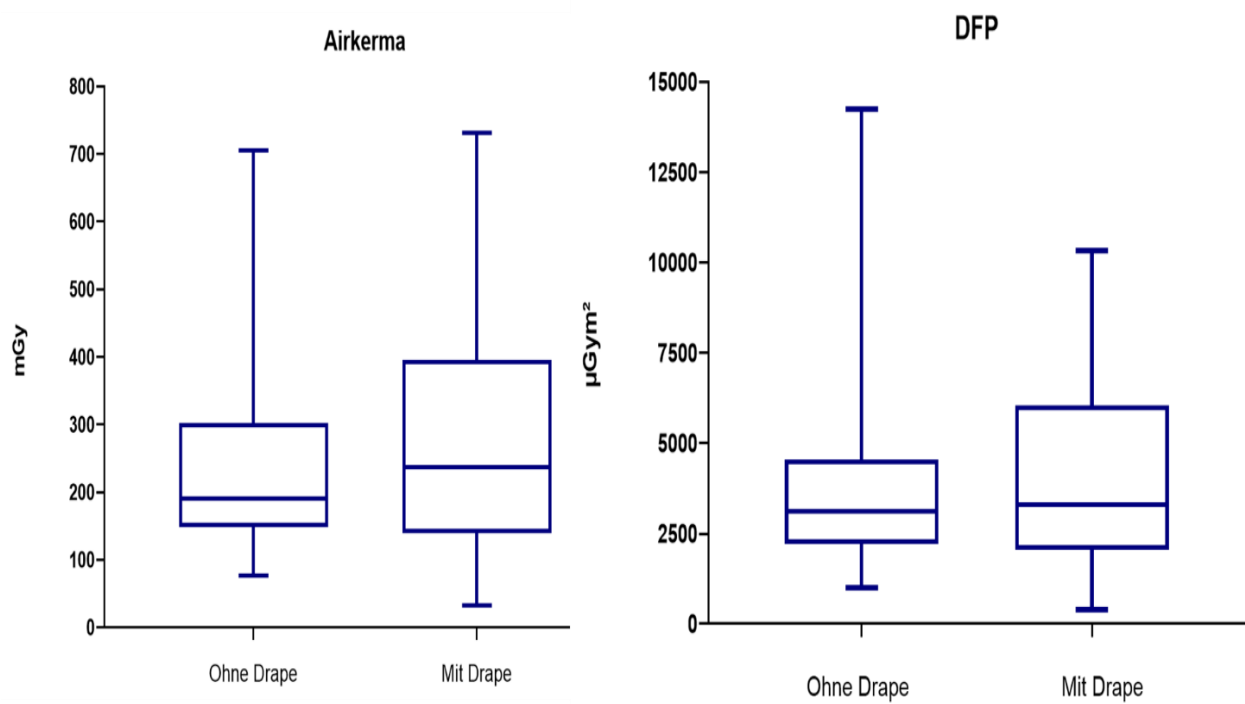
Die vor der deckenmontierten Glasscheibe gemessenen Strahlendosen wiesen einen Mittelwert von 211 [35-1434] µSv in Gruppe A und 251 [46-655] µSv in Gruppe B auf ( $p = 0,52$ ). Auch die maximale Dosisleistung, gemessen an derselben Position vor der Glasscheibe, zeigte keine relevante Differenz zwischen den Gruppen: 17.375 [6.650–33.600] µSv/h in Gruppe A gegenüber 22.013 [10.720–58.580] µSv/h in Gruppe B ( $p = 0,26$ ). Siehe dazu Abbildung 11.



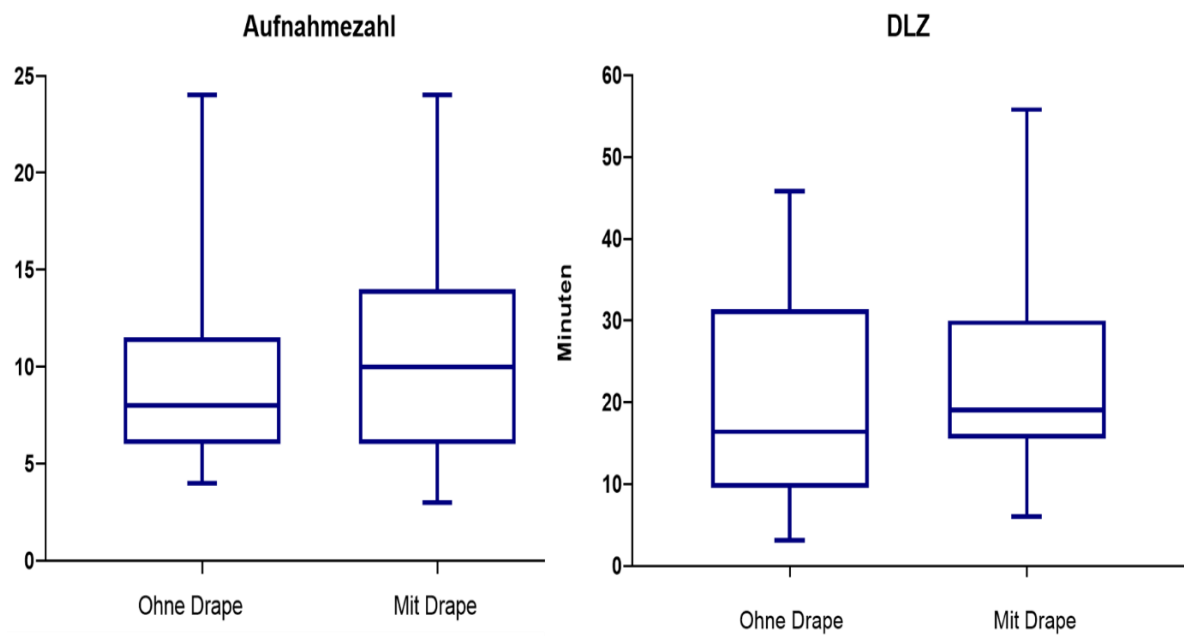
**Abb. 11:** Auswertung der Strahlendosis und der max. Dosisleistung vor der Glasscheibe.

Die übrigen Ergebnisse der sekundären Endpunkte wurden in den Grafiken der Abbildungen 12-13 zusammengefasst.

Die Messungen der Luftkerma zeigten zwischen den beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede. Der Mittelwert lag bei 246 [77–706] mGy in Gruppe A im Vergleich zu 286 [32–731] mGy in Gruppe B ( $p = 0,39$ ). Gleichmaßen wiesen auch die gemessenen Dosisflächenprodukte keine relevanten Differenzen auf, namentlich 3767 [1001–14244]  $\mu\text{Gym}^2$  für Gruppe A und 4172 [390–10334]  $\mu\text{Gym}^2$  für Gruppe B ( $p = 0,59$ ). Die Durchleuchtungszeiten waren in beiden Gruppen ebenfalls nicht signifikant verschieden (20 [3–46] Minuten in Gruppe A gegenüber 22 [6–56] Minuten in Gruppe B;  $p = 0,54$ ). Ein ähnliches Bild zeigte sich bei der Anzahl der Fluoroskopieaufnahmen: 9 [4–24] in Gruppe A im Vergleich zu 11 [3–24] in Gruppe B ( $p = 0,22$ ). Tatsächlich waren die mittleren Werte für Luftkerma (246 vs. 286 mGy), Dosisflächenprodukt (3767 vs. 4172  $\mu\text{Gym}^2$ ) sowie der Durchleuchtungszeiten (20 vs. 22 Minuten) in der Vergleichsgruppe A, tendenziell niedriger.



**Abb. 12:** Auswertung der Luftkerma und des Dosisflächenproduktes



**Abb. 13:** Auswertung der Durchleuchtungszeit und der Aufnahmezahl von Serien



Tabelle 12 veranschaulicht die Mittelwerte der beiden Vergleichsgruppen hinsichtlich der untersuchten Parameter. Im Fokus steht dabei insbesondere die Strahlenexposition des Interventionalisten, mit einem signifikanten Unterschied bezüglich der Dosis ( $p = 0,0034$ ) sowie der maximalen Dosisleistung ( $p = 0,0004$ ). Weitere berücksichtigte Parameter umfassen die Strahlendosis ( $p = 0,52$ ) bzw. die Dosisleistung ( $p = 0,26$ ) vor der Glasscheibe, das Dosisflächenprodukt ( $p = 0,59$ ), die Luftkerma ( $p = 0,39$ ), die Durchleuchtungszeit ( $p = 0,54$ ) sowie die Anzahl der Fluoroskopieaufnahmen ( $p = 0,22$ ).

**Tabelle 12: Mittelwert und p-Wert der Endpunkte**

|              |        |                   | Mittelwert |          | p-Wert |
|--------------|--------|-------------------|------------|----------|--------|
|              |        |                   | Gruppe A   | Gruppe B |        |
| Position 1   | Dosis  | µSv               | 4,90       | 1,90     | 0,0034 |
|              | Max.DL | µSv/h             | 429        | 127      | 0,0004 |
| Position 2   | Dosis  | µSv               | 211        | 251      | 0,52   |
|              | Max.DL | µSv/h             | 17375      | 22013    | 0,26   |
| Airkerma     |        | mGy               | 246        | 286      | 0,39   |
| DFP          |        | µGym <sup>2</sup> | 3767       | 4172     | 0,59   |
| DL-Z         |        | min               | 20,1       | 22,2     | 0,54   |
| Aufnahmezahl |        |                   | 9,1        | 10,8     | 0,22   |

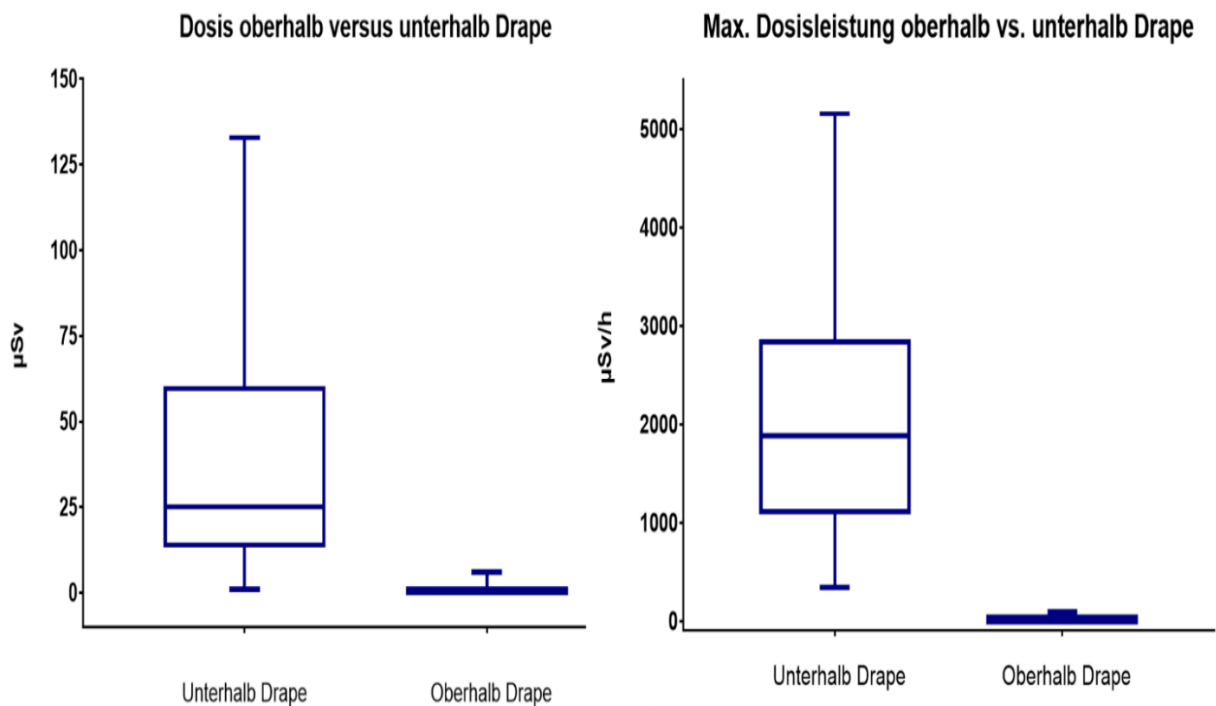
Insgesamt zeigt sich, dass durch die Verwendung des femoralen Schutzes die Strahlendosis des Arztes um 62% reduziert und die maximale Dosisleistung um 70% minimiert werden kann.

$$\text{Reduktion in \%} = \frac{\text{Mittelwert Gruppe B} - \text{Mittelwert Gruppe A}}{\text{Mittelwert Gruppe B}} \times 100$$

In Gruppe B wurden Kontrollmessungen der Strahlendosen unmittelbar oberhalb (Position 5) und unterhalb (Position 4) der verwendeten femoralen Schutzabschirmung mittels gepaartem t-Test miteinander verglichen. Die

Ergebnisse zeigten erwartungsgemäß einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,0002$ ); der Mittelwert der Strahlendosis betrug oberhalb des femoralen Schutzlappens  $1 \mu\text{Sv}$ , während er unterhalb bei  $42 \mu\text{Sv}$  lag. Auch bei der maximalen Dosisleistung ergab der gepaarte t-Test einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,0002$ ) mit einem Mittelwert von  $24 \mu\text{Sv/h}$  oberhalb bzw.  $2098 \mu\text{Sv/h}$  unterhalb der femoralen Schutzabschirmung (Abbildung 14).

Diese Analyse bestätigte die lokale Wirksamkeit des femoralen Schutzlappens. Insbesondere in Bezug auf die maximale Dosisleistung ist der Unterschied enorm ( $24 \mu\text{Sv/h}$  versus  $2098 \mu\text{Sv/h}$ ).



**Abb. 14:** Dosis sowie Max. Dosisleistung oberhalb vs. unterhalb Drape

Zur Normierung der Ergebnisse wurde der Quotient aus der Strahlendosis des Untersuchers und des DFP als Prozentsatz berechnet.

$$\text{Normierte Dosis}^{DFP} = \frac{\text{Strahlendosis}^{Untersucher} [\mu\text{Sv}]}{DFP [\mu\text{Gym}^2]} * 100$$

Des Weiteren wurde eine Normierung in Bezug auf die Luftkerma und die vor der Schutzscheibe gemessene Strahlendosis durchgeführt.

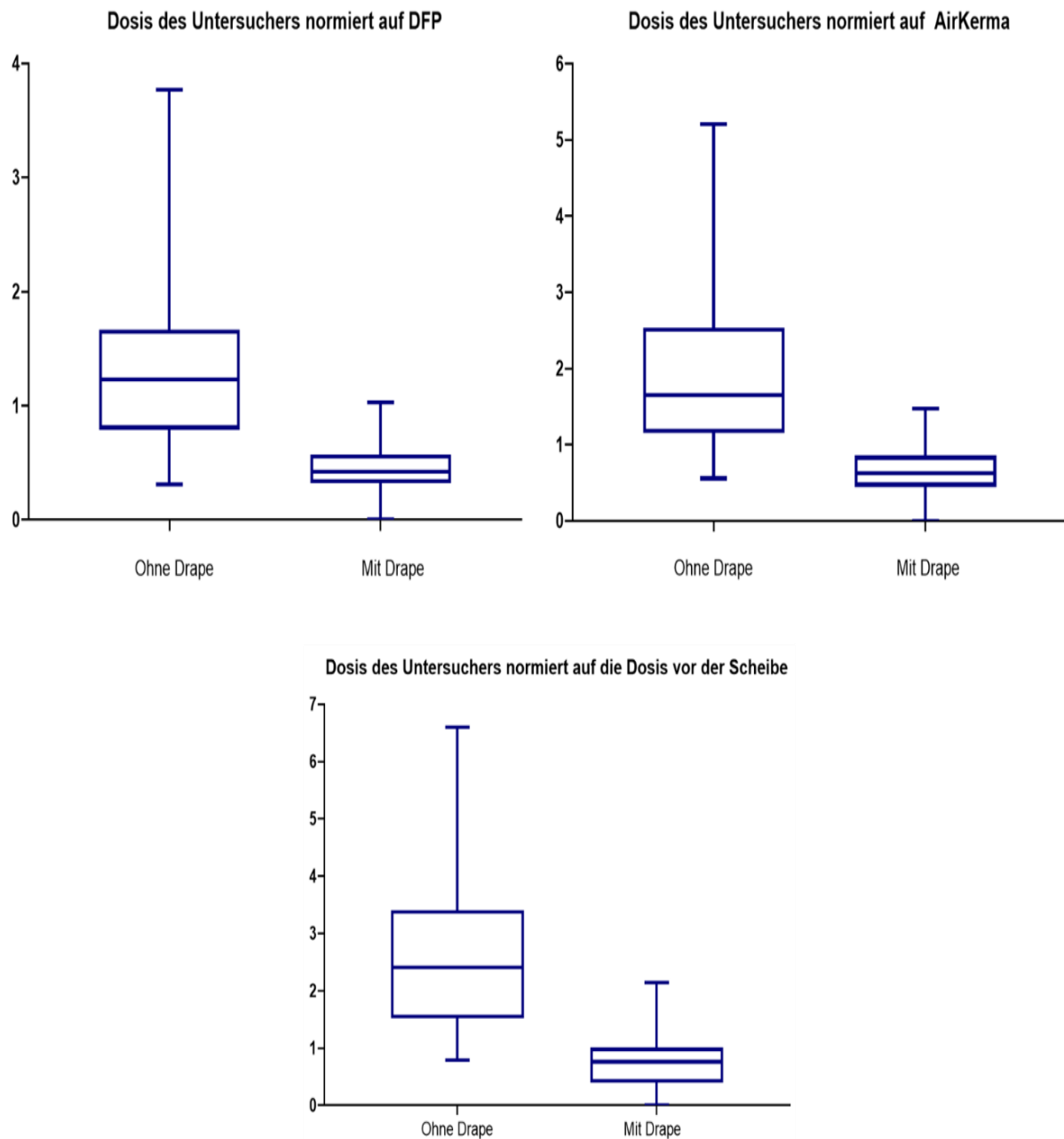
$$\text{Normierte Dosis}^{Airkerma} = \frac{\text{Strahlendosis}^{Untersucher} [\mu\text{Sv}]}{\text{Airkerma} [\text{mGy}]} * 100$$

$$\text{Normierte Dosis}^{Scheibe} = \frac{\text{Strahlendosis}^{Untersucher} [\mu\text{Sv}]}{\text{Dosis vor Scheibe} [\mu\text{Sv}]} * 100$$

Unter Berücksichtigung des DFP ergab sich ein Mittelwert von 1,3 in Gruppe A und 0,4 in Gruppe B. Bei der Normierung zu der Luftkerma zeigt sich ein Mittelwert von 2 in Gruppe A im Vergleich zu 0,6 in Gruppe B. Ähnlich verhält es sich bei der Normierung in Bezug auf die gemessene Strahlendosis vor der Schutzscheibe: Hier betrug der Mittelwert 2,7 in Gruppe A und 0,8 in Gruppe B. Die P-Werte lagen bei allen drei normierten Untersuchungen unter 0,0001 (siehe Grafiken in Abbildung 15). Diese normierten Werte sind in Tabelle 13 übersichtlich zusammengefasst.

**Tabelle 13: Normierung der Strahlendosis des Untersuchers**

|                        |                         | Normierte Stralendosis<br>(Untersucher) |          | p-Wert  |
|------------------------|-------------------------|-----------------------------------------|----------|---------|
|                        |                         | Gruppe A                                | Gruppe B |         |
| <b>Vor der Scheibe</b> | <b>μSv</b>              | 2,7                                     | 0,8      | <0,0001 |
| <b>Airkerma</b>        | <b>mGy</b>              | 0,8                                     | 0,6      | <0,0001 |
| <b>DFP</b>             | <b>μGym<sup>2</sup></b> | 1,3                                     | 0,0      | <0,0001 |

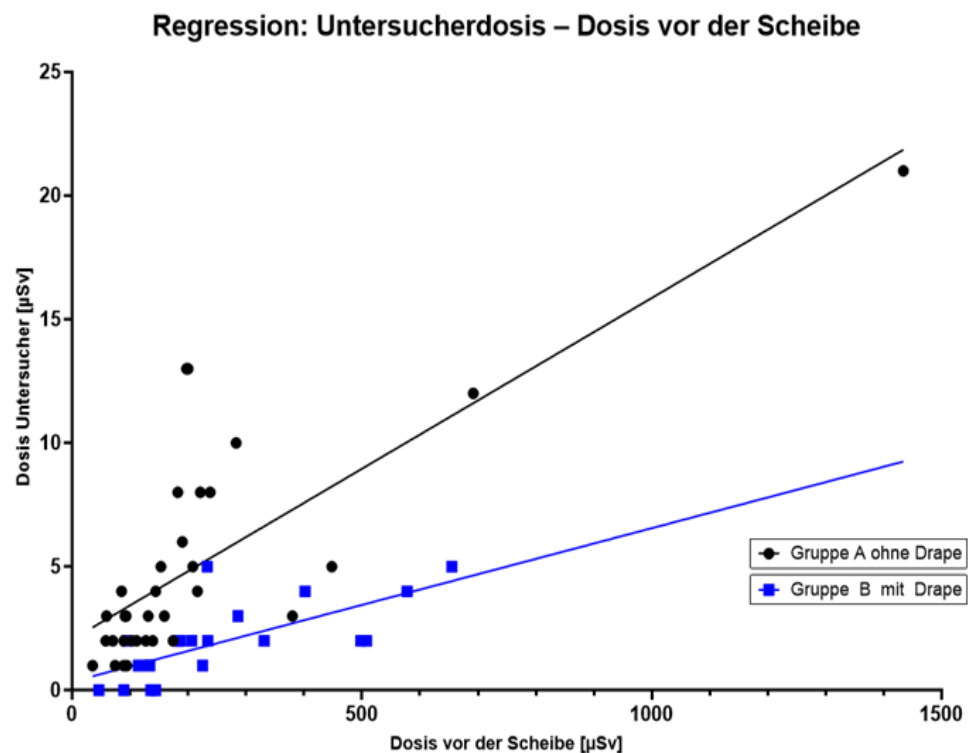


**Abb. 15:** Ergebnisse mit Normierung der Untersucherddosis auf Kennzahlen der während der Untersuchung emittierten oder gestreuten Dosis.

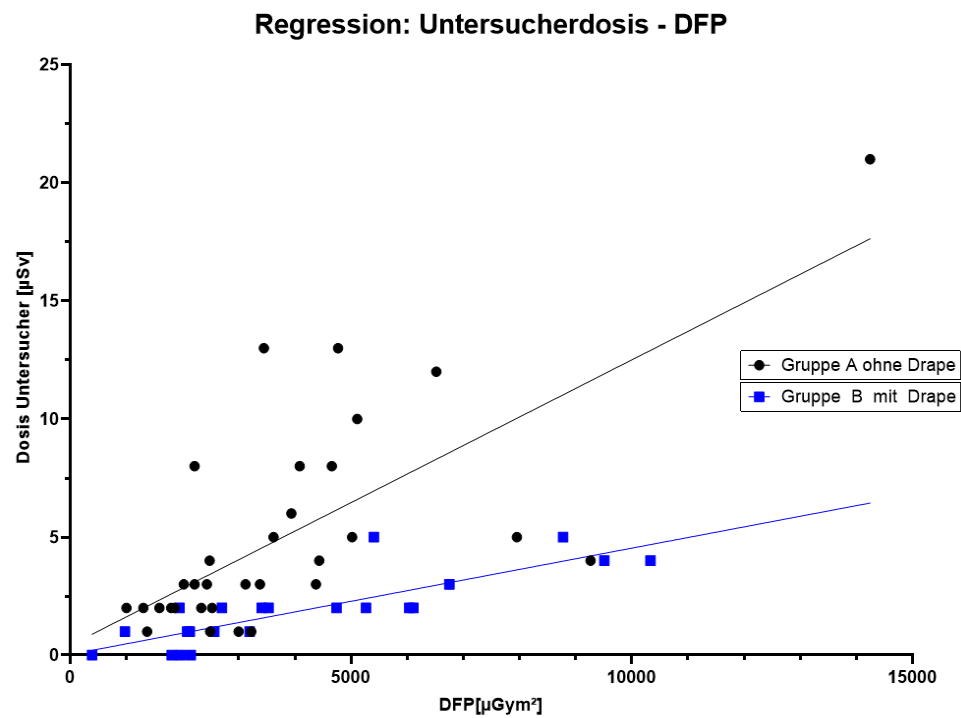
Entsprechend führte eine Normierung der Unterexposition auf DFP und Luftkerma zu noch eindrücklicheren Ergebnissen bzgl. der zusätzlichen Schutzwirkung des femoralen Bleilappens.

Es wurde zudem die Korrelation der Exposition des Untersuchers in beiden Gruppen mit dem PDF, der Luftkerma sowie der Strahlendosis vor der Schutzscheibe untersucht. Die Auswertung der grafischen Regressionsbeziehung (Abb.16-18) der Exposition des Untersuchers mit dem DFP, der Luftkerma sowie der Strahlendosis vor der Schutzscheibe zeigt in Gruppe B eine wesentlich flachere Steigung der Regressionslinien bzw. der Gesamtdosis im Vergleich zu Gruppe A. Gleichmaßen weist Gruppe B eine geringere Streuung und insgesamt niedrigere Werte als Gruppe A auf.

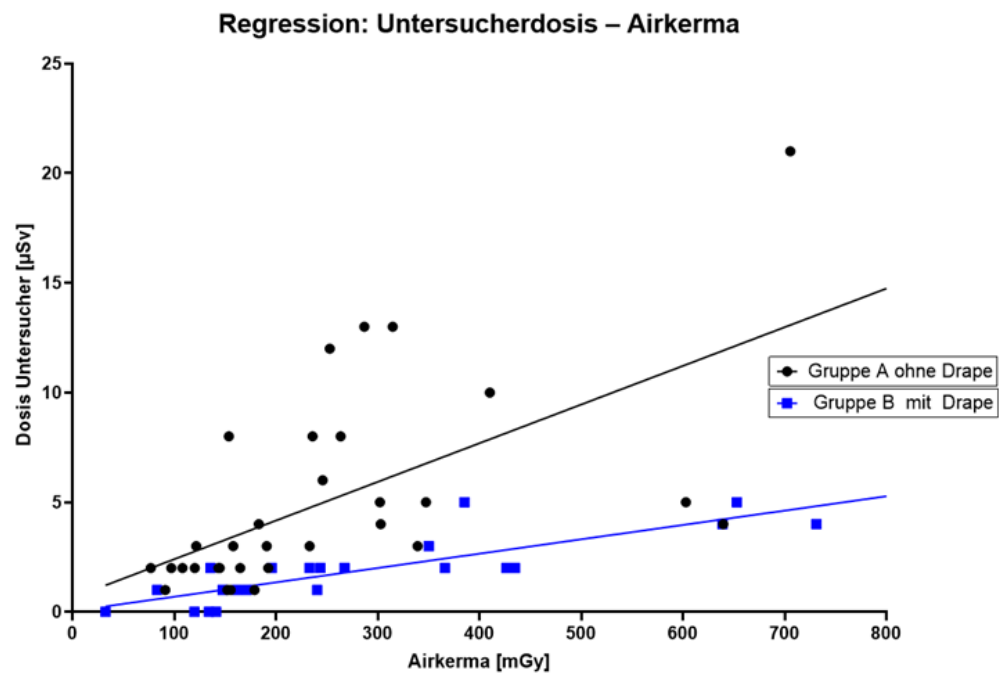
Die geringere Korrelation und reduzierte Streuung zeigt einmal mehr, dass der femorale Schutzlappen den Untersucher in relevanter Weise zusätzlich schützt.



**Abb. 16:** Regressionsanalyse der Untersucherdosierung in Abhängigkeit von der Strahlendosis vor der Schutzscheibe



**Abb. 17:** Regressionsanalyse der Untersucherdosierung in Abhängigkeit vom DFP

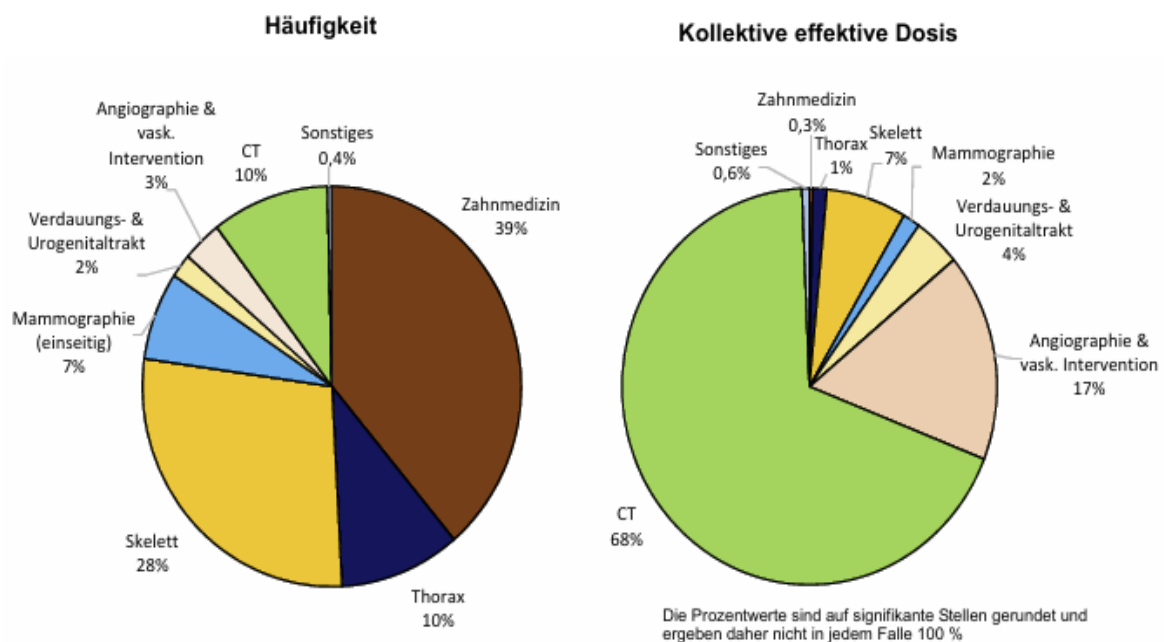


**Abb. 18:** Regressionsanalyse der Untersucherdosierung in Abhängigkeit von der Luftkerma

## 4 DISKUSSION

### 4.1 Analyse der Ergebnisse

Das medizinische Personal ist im Rahmen interventioneller Eingriffe einer relevanten Strahlenbelastung ausgesetzt. Im Jahr 2018 war der relative Anteil der diagnostischen und interventionellen Angiographie an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland mit 17 % vergleichsweise hoch (Abbildung 19), obwohl die Angiographie lediglich etwa 3 % der Gesamtuntersuchungen ausmacht (82).



**Abb. 19:** Beiträge zur Gesamthäufigkeit und zur kollektiven effektiven Dosis für verschiedene Untersuchungen in der Röntgendiagnostik 2018 in Deutschland (82)

Die zunehmende Zahl sowie die steigende Komplexität fluoroskopiegesteuerter interventioneller Verfahren führen zu einer wachsenden berufsbedingten kumulativen Strahlenbelastung mit verbundenen Gesundheitsrisiken für medizinisches Personal. Der bestmögliche Schutz des Personals wird durch

zahlreiche Einzelmaßnahmen des ALARA-Prinzips erreicht (siehe Kapitel 1.5.3 und 1.5.4), hierunter gehören die Verringerung der Fluoroskopierate, die Minimierung des Einsatzes von Serien, die disziplinierte Verwendung von Kollimation sowie die Maximierung des Abstands zwischen Bediener und Röntgenquelle, wobei eine Verdopplung des Abstands zu einer Reduktion der Exposition um den Faktor 4 führt. Zusätzlich kann die Verwendung von Niedrigdosis-Fluoroskopie-Einstellungen die Strahlenexposition signifikant weiter reduzieren (70-74).

Einige Studien untersuchten die Einflüsse von Behandlungsfaktoren auf die Strahlenexposition im Rahmen der mechanischen Thrombektomie beim Schlaganfall. Charlotte S. Weyland et al. analysierte die Strahlenexposition im Zusammenhang mit Anzahl der Rekanalisationsversuche bei der endovaskulären Thrombektomie und zeigten einen direkten positiven Zusammenhang zwischen der Anzahl der Rekanalisationsversuche, Fluoroskopiezeiten und der Zunahme des DFP (115, 116).

G. F. Peter analysierte den Zusammenhang zwischen der Strahlenexposition und verschiedenen Verschlusstypen im Bereich der vorderen und hinteren intrakraniellen Gefäßversorgung sowie Mono- und Tandem-Läsionen; Tandem-Läsionen konnten beispielsweise sowohl univariat als auch multivariat als ein signifikant mit einer hohen Strahlenexposition assoziierter Behandlungsfaktor identifiziert werden (70). Letztlich ist es eine Selbstverständlichkeit, dass komplexere Eingriffe die Dosis für Patient und Untersucher erhöhen. Erfahrene Interventionalisten schöpfen die Möglichkeiten des ALARA-Prinzips im Allgemeinen weitgehend aus, so dass hier meist wenig Reserven für weitere Dosisreduktionen liegen und der Schutz der Untersucher anderweitig gewährleistet werden muss.

In der Realität geschieht dies durch die bereits mehrfach erwähnten Ober- und Untertisch Bleiabschirmungen, eine deckenmontierte Schutzscheibe und die persönliche Schutzausrüstung, namentlich Bleischürze und ggf. Schutzbrille.



Sukupova et al. zufolge wird eine optimale Abschirmung des Interventionalisten durch die deckenmontierte Schutzscheibe erzielt, wenn diese so nah wie möglich am Arzt positioniert wird (80). Dadurch wird zwar ein kleinerer Raumwinkel abgeschirmt, jedoch mit höherer Effizienz. In Alltagssituationen ist es jedoch nicht immer möglich, die Schutzscheibe allzu nah am Arzt zu positionieren. Dementsprechend gewinnt die Strahlenleckage zwischen dem Untersuchungstisch und der deckenmontierten Strahlenabschirmung an Bedeutung, was ein Potenzial für zusätzliche Abschirmmaßnahmen eröffnet. Wie oben erwähnt wurde die Ausbreitung der Streustrahlen entlang der z-Achse des Patienten und das „Unterkriechen“ des Bleischildes lange Zeit unterschätzt und wird erst seit 2010 durch das Einbringen von Bleiabdeckungen unterhalb und untersucherseits des Schildes adressiert.

Der Nutzen solcher Bleiabdeckungen wurde zunächst dort nachgewiesen, wo die Untersucher nah an den durchleuchteten Körperarealen arbeiten. So kann im Rahmen von EVAR- und PTA-Verfahren die Verwendung eines Abdecktuchs mit 0,25 mm Pb-äquivalent die Strahlenbelastung des Bauchbereichs, der Genitalien, der Schilddrüse und der Augenlinsen des Interventionalisten durchschnittlich um 59 %, 60 %, 65 % bzw. 59 % senken (86).

Weitere Studien zeigten, dass der Einsatz strahlungsabsorbierender Einwegabdeckungen (RADPAD) die Strahlenbelastung bei EVAR (87), Koronarangiographien (88, 89) sowie bei peripheren PTA (90) signifikant reduzieren kann.

Im Gegensatz dazu wurde die Wirksamkeit solcher Strahlenschutzsysteme bei neuroangiographischen Eingriffen bislang wenig erforscht. Neurointerventionalisten wännen sich aufgrund ihres vergleichsweise großen Abstandes zur Streustrahlenquelle „Kopf“ hinter dem klassischen Strahlenschutzeinrichtungen sicher; eine relevante Ausbreitung der Streustrahlen durch den gesamten Thorax und das Abdomen mit Unterkriechen des Schildes wurde bislang rein gefühlsmäßig für unwahrscheinlich gehalten. Bleidrapes spielen im Alltag neurovaskulärer Eingriffe bislang keine Rolle.

Miller et al. untersuchten die Wirksamkeit eines Einweg-Operationstuch (RADPAD; Worldwide Innovations & Technologies) bei neurovaskulären Eingriffen und kamen zu dem Schluss, dass ein solches Tuch eine sinnvolle Alternative darstellt, wenn eine Standard-Bleiabschirmung nicht verfügbar oder unpraktisch ist (91). Allerdings zeigten in dieser Arbeit die Bleilappen keine zusätzliche Reduktion der Bedienerdosis im Vergleich zur üblichen standardmäßigen Bleiabschirmung im Angiosuite (91).

Das Ziel unserer Studie war es, die Wirksamkeit einer zusätzlichen femoralen Strahlenschutzabdeckung mit einem Bleigleichwert von 0,50 mm Pb anhand eines häufigen und relativ standardisierten neurovaskulären Eingriffs, der mechanischen Thrombektomie beim Schlaganfall, im Hinblick auf eine zusätzliche Reduktion der Strahlenexposition des Interventionalisten zu analysieren. Hierfür wurde eine prospektive, randomisierte, zweiarmige Studie entworfen, in die insgesamt 55 Patienten mit klinischer Indikation für eine mechanische Thrombektomie eingeschlossen wurden.

Der primäre Endpunkt der Studie lag im Vergleich der Untersucherexposition mit (Studiengruppe B) und ohne (Studiengruppe A) zusätzliche Verwendung einer femorale Schutzabdeckung. Gemessen wurden die Strahlendosen mittels eines tragbaren, aktiven Dosimeters, das im linken Brustbereich des Untersuchers platziert wurde.

Um den einen möglichen Effekt besser einordnen zu können, wurden weitere Kovarianzen erfasst, darunter Fluoroskopiezeiten (Minuten), Dosisflächenprodukte ( $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ), Luftkerma (mGy) und die Anzahl der Serien.

Darüber hinaus wurden mithilfe weiterer aktiver Dosimeter die Strahlendosen an definierten Positionen der Umgebung gemessen, beispielsweise vor und hinter der deckenmontierten mobilen Bleischeibe sowie oberhalb und unterhalb des femoralen Bleilappens (siehe Abb. 7 - 9).

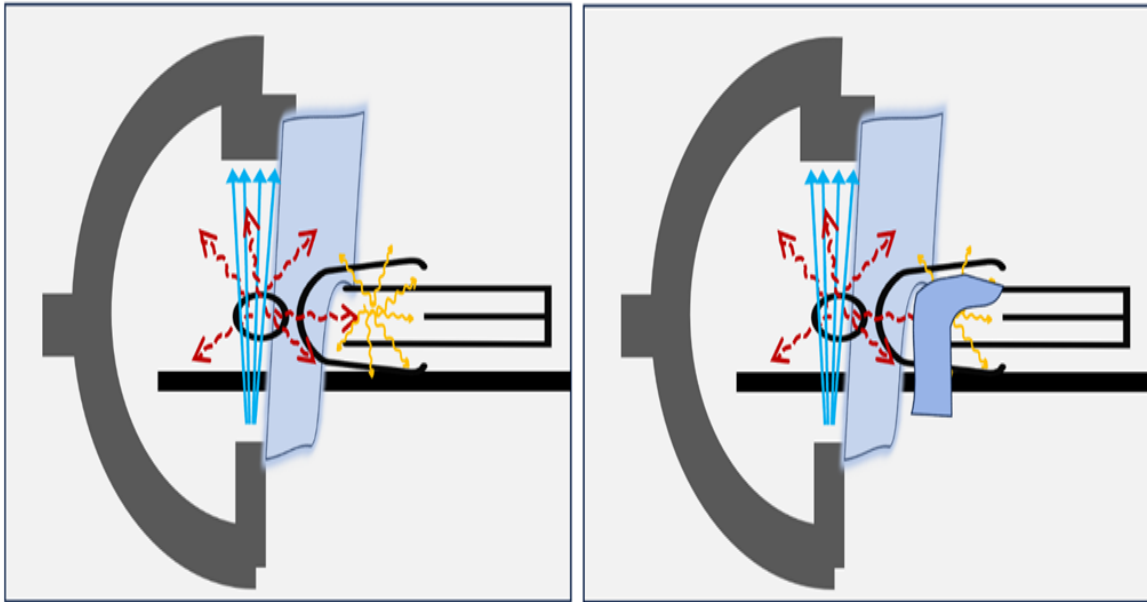
Während der ersten Studienreihe blieb die Dosis hinter unserem deckenmontierten Schutzschild mit einem ungewöhnlich hohen Bleigleichwert

von 1 mm Pb (Position 3) konstant auf vernachlässigbares Niveau, in der Regel zwischen 0 und 1  $\mu\text{Sv}$ . Daher betrachteten wir diese Messung für weiteren Studienphasen (Versuchsreihe II) als vernachlässigbar und dokumentierten diesen Wert im Verlauf nicht mehr.

Diese Ergebnisse machen deutlich, dass die mobile, deckenmontierte Glasscheibe mit einem Bleigleichwert von 1 mm Pb in ihrem Schatten einen umfassenden Schutz bietet. Sie wurde bei jedem Eingriff in optimaler Weise auf Leistenhöhe positioniert.

Dass die Dosis im Brustbereich des Untersuchers stets deutlich höher lag als unmittelbar hinter der Scheibe ist auf komplexe Streustrahlenphänomene im Raum zurückzuführen, von den das Wichtigste wohl das Unterkriechen der Scheibe entlang der Z-Achse des Patienten ist. Und eben dieses Phänomen konnte durch Integration des Bleilappens in die Abschirmkette signifikant reduziert werden. Dies zeigte sich übrigens nicht nur für die kumulierte Untersucherdosis, sondern auch für die maximale messbare Dosisleistung am Untersucher während der Eingriffe.

Die schematischen Darstellungen (Abb. 20) veranschaulichen das „Unterkriechen“ der Streustrahlung unterhalb der Schutzscheibe entlang der Z-Achse des Patienten – mit und ohne femoralen Schutzlappen. Dadurch wird die Wirkung des Schutzlappens anschaulich dargestellt.



**Abb. 20:** Schematische Darstellung des Phänomens des ‚Unterkriechens‘ der Scheibe entlang der Z-Achse des Patienten (A: ohne, B: mit femoralem Schutzlappen).

*Blaue Pfeile: Nutzstrahl; rote Pfeile: Streustrahlung; gelbe Pfeile: zusätzliche Streustrahlung infolge des Unterkriechens entlang der Z-Achse des Patienten.*

In Zahlen lag der Mittelwert der Strahlenexposition des Interventionalisten ohne zusätzlichen femoralen Schutz (Gruppe A) bei  $4,9 \mu\text{Sv}$ , während er bei Verwendung femoraler Abschirmungen (Gruppe B) auf  $1,9 \mu\text{Sv}$  sank ( $p = 0,0034$ ). Vergleichbares zeigte sich für die maximale Dosisleistung; hier lag der Mittelwert in Gruppe B ( $127 \mu\text{Sv/h}$ ) signifikant unterhalb dem in Gruppe A ( $429 \mu\text{Sv/h}$ ;  $p = 0,0004$ ); Siehe Tabelle 12 sowie Abb. 10.

Die Untersuchungsbedingungen in den beiden Gruppen waren dabei erwartbar identisch. Alle relevanten Messungen bzgl. Homogenität des Kollektivs zeigen keine relevanten Unterschiede. Dazu gehörten vor allem Strahlendosis ( $p = 0,52$ ) bzw. Dosisleistung ( $p = 0,26$ ) vor der Glasscheibe, das Dosisflächenprodukt ( $p = 0,59$ ), die Luftkerma ( $p = 0,39$ ), die Durchleuchtungszeiten ( $p = 0,54$ ) sowie die Anzahl der Serien ( $p = 0,22$ ). Siehe dazu Tabelle 12 sowie die entsprechenden Graphiken (Abb. 11 – 13).

Die Kovariablen (Luftkerma, Dosisflächenprodukt, Durchleuchtungszeit und Strahlendosis vor der Scheibe) waren in Gruppe B im Vergleich zur Kontrollgruppe A sogar tendenziell höher, was den Effekt der femoralen Bleilappen-Abschirmung noch unterstreicht.

Bei der Normierung der Strahlendosis des Untersuchers, unter Berücksichtigung der Luftkerma, des DFP sowie der Strahlendosis vor der Schutzscheibe, ergab sich entsprechend ein noch signifikanterer Unterschied zwischen den Dosen in den Gruppen A und B; siehe Tabelle 13.

Die zusätzliche Schutzwirkung der femoralen Bleiabdeckung führt erwartbar nicht zu einer Entkopplung von applizierter Dosis und Exposition des Untersuchers, die Korrelation zwischen diesen beiden Variablen wird jedoch signifikant reduziert und auch die Streuung der Personendosis nimmt in relevanter Weise ab (hier Verweis auf den entsprechenden Grafen im Ergebnisteil, Abb. 16 - 18). Insgesamt zeigt sich, dass durch die Verwendung des femoralen Schutzes die Strahlendosis des Arztes um 62% und die maximale Dosisleistung um 70% reduziert werden kann.

Unsere Ergebnisse stimmen mit früheren aus der Literatur in Bezug auf Herzkatheter-Untersuchungen und EVAR überein (86-90), stehen jedoch im Widerspruch zu den Ergebnissen von Miller et al. (91), wo der Nutzen der femoralen Schutzabschirmung bei neurointerventionellen Verfahren geprüft wurde. Die divergenten Ergebnisse beider Studien sind auf vielfache Weise zu erklären. So wurde in der Studie von Miller et al. bei der ersten Gruppe ein Einweg-Schutztuch über dem rechten Unterbauch und bei der zweiten Gruppe über dem linken Unterbauch platziert (91). Im Gegensatz dazu verwendeten wir in unserer Arbeit ein breites Tuch (75 x 36 cm), das den gesamten Becken- und Leistenbereich des Patienten abdeckte und eine Einkerbung für den femoralen Zugang aufwies (siehe Abb. 7 -9).

Mutmaßlich wird die das Strahlenschild unterkriechende Streustrahlung durch ein einseitig platziertes Tuch nicht ausreichend abgeschirmt. Eine vollständige Abdeckung des gesamten Unterleibs des Patienten, wie in unserer Studie

angewandt, bietet hingegen eine deutlich effektivere Abschirmung. Von Bedeutung wäre zudem ein Vergleich der Bleigleichwerte der beiden Abschirmungen: Unser Schutzlappen hat einen Bleigleichwert von Pb 0,50 mm, während die entsprechenden Werte bei Miller nicht angegeben wurden (91). Auch die von uns verwendete deckenmontierte Bleischeibe verfügt über einen ungewöhnlich hohen Bleigleichwert von 1 mm, so dass diese quasi vollständig abschirmt und damit der Einfluss des femoralen Bleilappens möglicherweise in besonderer Weise betont wird.

Vermutlich auch deshalb verzeichneten unsere Untersucher im Durchschnitt auch insgesamt eine niedrigere Strahlendosis.

Angesichts dieser Ergebnisse erscheint es höchst unwahrscheinlich, dass ein Radiologe in unserer Abteilung den jährlichen Berufsgrenzwert von 20 mSv bei neurovaskulären Eingriffen überschreiten könnte. Dennoch halten wir die Verwendung des femoralen Schutzlappens aufgrund der signifikanten Reduktion der Strahlenexposition des Untersuchers um mindestens 60 % für sinnvoll und werden diese Abschirmung in unserer Abteilung weiterhin konsequent einsetzen.

## **4.2 Limitationen des Experiments**

Zunächst handelt es sich bei der Studie um ein Single-Center-Design mit einer kleinen Anzahl von Patienten und Untersuchern.

In unserer Studie haben wir uns ausschließlich auf die Echtzeit-Dosimetrie des Hauptuntersuchers konzentriert. Es wäre gleichwohl interessant, auch Daten zu anderen Personen zu erheben, die häufig während des neurointerventionellen Verfahrens anwesend sind, etwa zweiter Interventionalist, Techniker oder Anästhesist.

Eine relative Einschränkung besteht darin, dass der BMI der Patienten nicht berücksichtigt wurde. Ein erhöhter BMI kann beispielsweise bei vielen körperstammnahen Eingriffen als relevanter Einflussfaktor angesehen werden,

sowohl für die Patienten (93, 117-119) als auch für die interventionell tätigen Ärzte (93). Allerdings zeigt eine Studie, dass der BMI, unter Berücksichtigung der Korrelation zur PKA bei neurointerventionellen Eingriffen (im Kopf- und Halsbereich), keinen signifikanten Einfluss auf die Dosis des Bedieners hat (91). Dies ist erwartbar, zumal das Kopfvolumen nicht mit dem BMI korreliert.

## Fazit

---

Unsere Arbeit zeigt, dass eine femorale Bleiabdeckung des Patienten selbst bei neuroradiologischen Eingriffen einen signifikanten Zusatznutzen zum Standardschutz bietet und sowohl die Gesamtdosis des Untersuchers um ca. 62% als auch die maximale Dosisleistung um ca. 70 % reduziert. Der Befund unterstreicht das „Unterkriechens“ des deckengestützten Bleischildes als bedeutsamen Effekt und hat eine unmittelbare Konsequenz für jedwede neuroradiologische Tätigkeit. In unserer Abteilung wird mit Blick auf die Ergebnisse bei keinem neuroradiologischen Eingriff auf dieser einfachen Form des Schutzes verzichtet.

## 5 ZUSAMMENFASSUNG

---

Hintergrund: Interventionelle Radiologen sind aufgrund ihrer beruflichen Tätigkeit über längere Zeiträume hinweg niedrig dosierter ionisierender Strahlung ausgesetzt. Entsprechend wird stetig versucht, die Exposition durch Schutzmaßnahmen weiter zu reduzieren. Eine relativ späte Beachtung hat hierbei die Streustrahlung gefunden, welche sich innerhalb des Patientenkörpers ausbreitet und dabei klassische Strahlenschutz Einrichtungen „unterkriecht“. Diese Streustrahlung konnte zuletzt durch Einbringen von Bleilappen auf dem Patientenkörper für viele interventionelle Anwendungen signifikant reduziert werden. In der Neuroradiologie spielen diese Lappen bislang keine Rolle, da man mit Blick auf den weiten Untersucherabstand von der Kopfregion dem Phänomen des Unterkriechens wenig Bedeutung beigemessen hat.

Ziel: Unsere Arbeit wurde als prospektive, randomisierte, zweiarmige Studie angelegt. Ziel der Studie war es, die Wirksamkeit einer zusätzlichen femoralen Strahlenschutz-Abdeckung im Rahmen neuroradiologischer Eingriffe zu untersuchen.

Methodik: In die Studie wurden 55 Patienten mit klinischer Indikation für eine mechanische Thrombektomie beim Schlaganfall eingeschlossen. Primärer Endpunkt der Studie war die individuelle Strahlenexposition der Untersucher (Strahlendosis;  $\mu\text{Sv}$ ). Diese wurde mittels eines tragbaren elektronischen aktiven Dosimeters im linken Brustbereich gemessen. Die maximale Dosisleistung ( $\mu\text{Sv/h}$ ) am Untersucher wurde ebenfalls durch das aktive Dosimeter erfasst. Die Fluoroskopiezeiten, die Dosisflächenprodukte ( $\mu\text{Gym}^2$ ) und die Luftkerma ( $\text{mGy}$ ) wurden zusätzlich als Kovariaten vergleichend untersucht. Die Messungen wurden in zwei Gruppen erfasst und ausgewertet: einer Gruppe mit zusätzlicher femoraler Strahlenabschirmung (der Bleigleichwert von 0,50 mm) und einer Vergleichsgruppe ohne femoralen Abschirmung.

Ergebnisse: Der Mittelwert der Strahlendosen am Untersucher in der Gruppe ohne femorale Strahlenabschirmung war signifikant höher als in der Gruppe mit der femoralen Strahlenschutz-Abdeckung (4,9  $\mu\text{Sv}$  versus 1,91  $\mu\text{Sv}$ ,  $p = 0,0034$ ). Die maximale Dosisleistung wies einen noch signifikanteren Unterschied zwischen den beiden Gruppen auf (429  $\mu\text{Sv/h}$  versus 127  $\mu\text{Sv/h}$ ,  $p = 0,0004$ ). Die mittleren Strahlendosen vor der Scheibe ( $p = 0,52$ ), Dosisleistung vor der Scheibe ( $p = 0,26$ ), Fluoroskopiezeiten ( $p = 0,54$ ), das Dosisflächenprodukt ( $p = 0,59$ ), die Aufnahmezahl ( $p = 0,22$ ) sowie die Luftkerma ( $p = 0,39$ ) waren in beiden Gruppen vergleichbar.

Schlussfolgerung: Zusammenfassend lässt sich mit prospektiv erhobenen Studiendaten belegen, dass die Applikation eines zusätzlichen femoralen Bleilappens die Strahlenexposition der Neurointerventionalisten signifikant reduziert. Demzufolge sollte der Einsatz einer solchen Strahlenabschirmung bei möglichst allen neuroradiologischen Verfahren angestrebt werden.



## Abstract

---

**Background:** Endovascular surgical neuroradiologists are exposed to long term low dose occupational ionizing radiation. Consequently, continuous efforts are made to further reduce exposure through protective measures. Relatively late attention has been paid to scattered radiation, which spreads within the patient's body and "creeps under" classic radiation protection devices. This scattered radiation could recently be significantly reduced for many interventional applications by inserting lead flaps on the patient's body. In neuroradiology, these drapes have not played a role so far, as the phenomenon of creeping under has been considered of little significance due to the large distance between the examiner and the patient's head region.

**Objectives:** Our study was designed as a prospective, randomized, two-arm study. The aim was to investigate the effectiveness of additional femoral radiation shielding during neuroradiological interventions.

**Methods:** The study was a prospective, randomized, two-arm study und included 55 patients with a clinical indication for an interventional neuroradiological procedure. The primary endpoint of the study was the individual radiation exposure of the examiners (radiation dose;  $\mu\text{Sv}$ ), measured by means of a portable electronic dosimeter. The maximum dose rate ( $\mu\text{Sv/h}$ ) of the exposed, the fluoroscopy times, the dose area products ( $\mu\text{Gym}^2$ ) and the air kerma (mGy) were also comparatively examined as covariances.

**Results:** The mean value of radiation doses of the examiners in the group without femoral radiation shielding was significantly higher than in the group with femoral shielding (4.9  $\mu\text{Sv}$  vs. 1.91  $\mu\text{Sv}$ ,  $p = 0.0034$ ). The maximum dose rate showed an even more significant difference between the two groups (429  $\mu\text{Sv/h}$  vs. 127  $\mu\text{Sv/h}$ ,  $p = 0.0004$ ). The mean radiation dose in front of the protective screen ( $p = 0.52$ ), dose rate in front of the screen ( $p = 0.26$ ), fluoroscopy times ( $p = 0.54$ ), dose area product ( $p = 0.59$ ), exposures fluoroscopically ( $p = 0.22$ ) and finally the air kerma ( $p = 0.39$ ) were comparable between both groups.

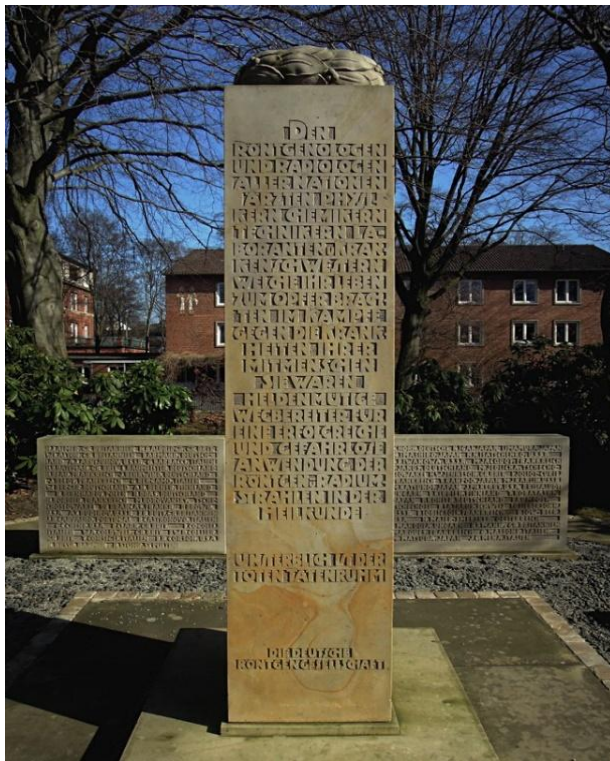
**Conclusion:** In summary, prospectively collected study data demonstrate that the application of an additional femoral lead drape significantly reduces the radiation exposure of neurointerventionalists. Consequently, the use of such radiation shielding should be considered in all possible neuroradiological procedures.

## Denkmal für die Pioniere

---

Die moderne fluoreszenzbasierte Medizin hätte ihre heutigen Erkenntnisse ohne den Einsatz und Ehrgeiz zahlreicher Pioniere – teils weltweit renommiert und anerkannt, teils im Schatten der Dunkelheit geblieben – niemals erreichen können. Ob Röntgenassistenten und Röntgenassistentinnen, Ärztinnen und Ärzte, Physikerinnen und Physiker oder Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler – wir verdanken dieser großen Gemeinschaft unendlich viel.

Am 4. April 1936 wurde im Garten des Krankenhauses St. Georg das „Radiologie-Ehrenmal“ (120) eingeweiht, um Radiologen und Röntgenologen aller Nationen zu würdigen. Mit dem folgenden Zitat und 359 eingravierten Namen erinnert es an die Pionierarbeit und die Opfer der ersten Anwender der Röntgenstrahlen.



***„Den Röntgenologen und Radiologen aller Nationen, Ärzten, Physikern, Chemikern, Technikern, Laboranten und Krankenschwestern, welche ihr Leben zum Opfer brachten im Kampf gegen die Krankheiten ihrer Mitmenschen. Sie waren heldenmütige Wegbereiter für eine erfolgreiche und gefahrlose Anwendung der Röntgen- und Radiumstrahlen in der Heilkunde. Unsterblich ist der Toten Tatenruhm " (121)***

## 6. LITERATURVERZEICHNIS

---

1. Bienek KH, editor Röntgens Entdeckung. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren; 1995: © Georg Thieme Verlag Stuttgart· New York.
2. Beier W, Beier W. Von den Anfängen der Röntgendiagnostik und der Röntgentherapie. Wilhelm Conrad Röntgen. 1995:33-6.
3. Jastrowitz M. Die Roentgen'schen Experimente mit Kathodenstrahlen und ihre diagnostische Verwerthung<sup>1</sup>. DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift. 1896;22(05):65-7.
4. Haschek E, Lindenthal OT. Ein Beitrag zur praktischen verwerthung der photographie nach rontgen. Wien Klin Wochenschr. 1896;9:63-4.
5. Kamal H, Fine EJ, Shakibajahromi B, Mowla A. A history of the path towards imaging of the brain: From skull radiography through cerebral angiography. Current journal of neurology. 2020;19(3):131.
6. Dandy WE. Ventriculography following the injection of air into the cerebral ventricles. Annals of surgery. 1918;68(1):5.
7. Debus ES, Gross-Fengels W. Operative und interventionelle Gefäßmedizin: Springer-Verlag; 2020.
8. Lowis GW, Minagar A. The neglected research of Egas Moniz of internal carotid artery (ICA) occlusion. Journal of the History of the Neurosciences. 2003;12(3):286-91.
9. Moniz E. L'Encéphalographie artérielle, son importance dans la localisation des tumeurs cérébrales, par Egas Moniz (de Lisbonne): Masson; 1927.
10. Rösch J, Keller FS, Kaufman JA. The birth, early years, and future of interventional radiology. Journal of Vascular and Interventional Radiology. 2003;14(7):841-53.
11. Helmberger T, editor Interventionelle Radiologie—eine Standortbestimmung. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren; 2011: © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart· New York.
12. Zeitler E. Geschichte der interventionellen Angiologie. Interventionelle Gefäßtherapie. 2002:23-37.
13. Zeitler E. Entwicklung der interventionellen Radiologie. Radiologie Träger des Fortschritts: Festschrift für Friedrich HW Heuck. 1996:147-55.

14. Berkefeld J, Keil F. Thrombektomie beim akuten Schlaganfall–Schritt für Schritt. *Neurologie up2date*. 2020;3(03):221-32.
15. Berkhemer OA, Fransen PS, Beumer D, Van Den Berg LA, Lingsma HF, Yoo AJ, et al. A randomized trial of intraarterial treatment for acute ischemic stroke. *New England Journal of Medicine*. 2015;372(1):11-20.
16. Psychogios M-N, Brehm A, Sporns P, Bonati LH. Grenzbereiche der Thrombektomie. *Der Nervenarzt*. 2021;92(8):762-72.
17. Strahlenschutz Bf. Natürliche Strahlung in Deutschland. 2024.
18. Harten U. Physik für Mediziner. 15. Auflage. Heidelberg, Springer-Verlag; 2017.
19. Protection R. ICRP publication 103. *Ann ICRP*. 2007;37(2.4):2.
20. Reiser M, Kuhn F, Debus J. Duale Reihe: Thieme; 2011.
21. Valentin J. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection: Elsevier Oxford; 2007.
22. Herrmann T, Baumann M, Dörr W. Klinische Strahlenbiologie 4. Auflage. 2006.
23. Roth J. Strahlenschutz in der Medizin: praktische Anleitung zum Strahlenschutz in Röntgendiagnostik, Nuklearmedizin und Strahlentherapie: H. Huber; 2008.
24. Goodhead DT. New radiobiological, radiation risk and radiation protection paradigms. *Mutation Research/Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis*. 2010;687(1-2):13-6.
25. Bogdanova N. „Strahlenbiologie “–Strahlenwirkung auf biologische Gewebe. *Strahlentherapie und Radioonkologie aus interdisziplinärer Sicht*. 2018:69.
26. Eder S. Diagnostische und therapeutische Zielstrukturen bei Schädigung humanen Gewebes durch ionisierende Strahlung: Imu; 2024.
27. Hall E, Giaccia A. A new PrC-210 family of aminothiol radioprotectors. *Radiobiology for the radiologist 8th ed* Philadelphia, PA: Wolters Kluwer. 2019;130.
28. Molinaro C, Martoriati A, Cailliau K. Proteins from the DNA damage response: Regulation, dysfunction, and anticancer strategies. *Cancers*. 2021;13(15):3819.
29. Jackson SP, Bartek J. The DNA-damage response in human biology and disease. *Nature*. 2009;461(7267):1071-8.

30. Clarke TL, Mostoslavsky R. DNA repair as a shared hallmark in cancer and ageing. *Molecular oncology*. 2022;16(18):3352-79.
31. Pećina-Šlaus N, Kafka A, Salamon I, Bukovac A. Mismatch repair pathway, genome stability and cancer. *Frontiers in molecular biosciences*. 2020;7:122.
32. Marteijn JA, Lans H, Vermeulen W, Hoeijmakers JH. Understanding nucleotide excision repair and its roles in cancer and ageing. *Nature reviews Molecular cell biology*. 2014;15(7):465-81.
33. Mladenov E, Magin S, Soni A, Iliakis G. DNA double-strand break repair as determinant of cellular radiosensitivity to killing and target in radiation therapy. *Frontiers in oncology*. 2013;3:113.
34. Belli M, Tabocchini MA. Ionizing radiation-induced epigenetic modifications and their relevance to radiation protection. *International journal of molecular sciences*. 2020;21(17):5993.
35. Nikjoo H, O'Neill P, Wilson W, Goodhead D. Computational approach for determining the spectrum of DNA damage induced by ionizing radiation. *Radiation research*. 2001;156(5):577-83.
36. Sage E, Shikazono N. Radiation-induced clustered DNA lesions: Repair and mutagenesis. *Free Radical Biology and Medicine*. 2017;107:125-35.
37. Huang R-X, Zhou P-K. DNA damage response signaling pathways and targets for radiotherapy sensitization in cancer. *Signal transduction and targeted therapy*. 2020;5(1):60.
38. Kuo LJ, Yang L-X.  $\gamma$ -H2AX-a novel biomarker for DNA double-strand breaks. *In vivo*. 2008;22(3):305-9.
39. Ceccaldi R, Rondinelli B, D'Andrea AD. Repair pathway choices and consequences at the double-strand break. *Trends in cell biology*. 2016;26(1):52-64.
40. Chang HH, Pannunzio NR, Adachi N, Lieber MR. Non-homologous DNA end joining and alternative pathways to double-strand break repair. *Nature reviews Molecular cell biology*. 2017;18(8):495-506.
41. Menon V, Povirk LF. End-processing nucleases and phosphodiesterases: An elite supporting cast for the non-homologous end joining pathway of DNA double-strand break repair. *DNA repair*. 2016;43:57-68.
42. Harashima H, Dissmeyer N, Schnittger A. Cell cycle control across the eukaryotic kingdom. *Trends in cell biology*. 2013;23(7):345-56.

43. Moumen A, Magill C, Dry K, Jackson SP. ATM-dependent phosphorylation of heterogeneous nuclear ribonucleoprotein K promotes p53 transcriptional activation in response to DNA damage. *Cell cycle*. 2013;12(4):698-704.
44. Erenpreisa J, Kalejs M, Cragg M. Mitotic catastrophe and endomitosis in tumour cells: an evolutionary key to a molecular solution. *Cell biology international*. 2005;29(12):1012-8.
45. Maier P, Hartmann L, Wenz F, Herskind C. Cellular pathways in response to ionizing radiation and their targetability for tumor radiosensitization. *International journal of molecular sciences*. 2016;17(1):102.
46. Festjens N, Vanden Berghe T, Vandenabeele P. Necrosis, a well-orchestrated form of cell demise: signalling cascades, important mediators and concomitant immune response. *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Bioenergetics*. 2006;1757(9-10):1371-87.
47. Hanahan D, Weinberg RA. Hallmarks of cancer: the next generation. *cell*. 2011;144(5):646-74.
48. Valentin J. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. *Annals of the ICRP*. 2005;35(4):1-140.
49. Stewart F, Akleyev A, Hauer-Jensen M, Hendry J, Kleiman N, Macvittie T, et al. ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs—threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Annals of the ICRP*. 2012;41(1-2):1-322.
50. Krieger H, Krieger H. Wirkungen und Risiken ionisierender Strahlung. *Grundlagen der Strahlungsphysik und des Strahlenschutzes*. 2017:476-515.
51. Nakaji S, Ishizuka K, Tabata H, Furuya Y, Uzura M, Takahama H, et al. Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA. *Eur Radiol*. 2005;15:41-6.
52. Freedman DM, Sigurdson A, Rao RS, Hauptmann M, Alexander B, Mohan A, et al. Risk of melanoma among radiologic technologists in the United States. *International journal of cancer*. 2003;103(4):556-62.
53. Leppin O. Aus kleine Mitteilungen. Wirkung der Röntgenstrahlen auf die Haut. *Dtsch Med Wschr*. 1896;28:454.
54. Giesel F. Ueber radioactive stoffe. *Berichte der deutschen chemischen Gesellschaft*. 1900;33(3):3569-71.
55. Muth H. Scientific fundamentals of radiation protection-stages and crucials of 60 years of development. *Strahlenther Onkol;(Germany, Federal Republic of)*. 1987;163(9).

56. Herrmann T, Müller R. Strahlenschutz in der Radioonkologie. Strahlentherapie und Onkologie. 2012;188(Suppl 3):341-9.
57. Mödder U, Busch U. Die Augen des Professors–Wilhelm Conrad Röntgen: Eine Kurzbiographie. Publ des Deutschen Röntgenmuseums, Vergangenheitsverlag, Berlin. 1997.
58. Smith IH. Cobalt-60 teletherapy: a handbook for the radiation therapist and physicist. (No Title). 1964.
59. Beck H. Röntgen–und Strahlenschutzverordnung–Geschichtliche Entwicklung der Röntgenverordnung. Strahlenschutz Forschung Prax. 1988;30:169-79.
60. Sitzlack G. Radioactive waste management policy and its implementation in the German Democratic Republic. Radioactive waste management V 11984.
61. (Röntgenverordnung–RöV. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung–RöV). 31.12.2018.
62. Genehmigungen Z, Abschnitt F. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung-StrlSchV).
63. Ministerialblatt G. Allgemeine Berechnungsgrundlage für die Strahlenexposition bei radioaktiven Ableitungen mit der Abluft oder in Oberflächengewasser. Bundesministerium des Innern (Federal Ministry of the Interior). 1979;30.
64. (StrlSchV). Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung § 125 Diagnostische Referenzwerte; Bevölkerungsdosis (1) Das Bundesamt für Strahlenschutz ermittelt, erstellt und veröffentlicht diagnostische Referenzwerte für Untersuchungen mit ionisierender Strahlung und radioaktiven Stoffen. Das Bundesamt für Strahlenschutz kann für die Ermittlung die Daten heranziehen, die der zuständigen Behörde nach § 130 Absatz 3 Satz 1 Nummer 2 von den ärztlichen und zahnärztlichen Stellen übermittelt werden. Zu diesem Zweck übermittelt die zuständige Behörde dem Bundesamt für Strahlenschutz einmal pro Jahr die von den ärztlichen und zahnärztlichen Stellen erfassten Daten zur Exposition. (2) Das Bundesamt für Strahlenschutz prüft spätestens drei Jahre nach der letzten Veröffentlichung, ob die diagnostischen Referenzwerte aktualisiert werden müssen und aktualisiert sie gegebenenfalls. (3) Das Bundesamt für Strahlenschutz ermittelt mindestens alle zwei Jahre die medizinische Exposition der Bevölkerung und ausgewählter Bevölkerungsgruppen.
65. de las Heras Gala H. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen.
66. (StrlSchV). Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung § 119 Rechtfertigende Indikation (1) Der die

rechtfertigende Indikation stellende Arzt oder Zahnarzt hat neben der Einhaltung der Anforderungen nach § 83 Absatz 3 des Strahlenschutzgesetzes zu prüfen, ob es sich bei der vorgesehenen Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe um ein anerkanntes Verfahren nach den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaften oder um einen Heilversuch handelt, dessen Durchführung durch den Arzt oder Zahnarzt besonders zu begründen ist. (2) Eine rechtfertigende Indikation ist auch dann zu stellen, wenn eine Anforderung eines überweisenden Arztes oder Zahnarztes vorliegt. (3) Der die rechtfertigende Indikation stellende Arzt oder Zahnarzt hat vor der Anwendung, erforderlichenfalls in Zusammenarbeit mit dem überweisenden Arzt oder Zahnarzt, die verfügbaren Informationen über bisherige medizinische Erkenntnisse heranzuziehen, um jede unnötige Exposition zu vermeiden. Zu diesem Zweck ist die zu untersuchende oder zu behandelnde Person über frühere Anwendungen ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe, die für die vorgesehene Anwendung von Bedeutung sein können, zu befragen. 2018.

67. StrlSchG) S-. Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung § 83 Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe am Menschen (1) Ionisierende Strahlung und radioaktive Stoffe dürfen am Menschen nur angewendet werden 1. im Rahmen einer medizinischen Exposition oder 2. im Rahmen der Exposition der Bevölkerung zur Untersuchung einer Person in durch Gesetz vorgesehenen oder zugelassenen Fällen oder nach Vorschriften des allgemeinen Arbeitsschutzes oder nach Einwanderungsbestimmungen anderer Staaten (nichtmedizinische Anwendung). (2) Die Anwendung muss einen hinreichenden Nutzen erbringen. Bei der Bewertung, ob die Anwendung einen hinreichenden Nutzen erbringt, ist ihr Gesamtpotential an diagnostischem oder therapeutischem Nutzen, einschließlich des unmittelbaren gesundheitlichen Nutzens für den Einzelnen und des Nutzens für die Gesellschaft, gegen die von der Exposition möglicherweise verursachte Schädigung des Einzelnen abzuwägen. (3) Die Anwendung darf erst durchgeführt werden, nachdem ein Arzt oder Zahnarzt mit der erforderlichen Fachkunde im Strahlenschutz entschieden hat, dass und auf welche Weise die Anwendung durchzuführen ist (rechtfertigende Indikation). Die rechtfertigende Indikation erfordert bei Anwendungen im Rahmen einer medizinischen Exposition die Feststellung, dass der gesundheitliche Nutzen der einzelnen Anwendung gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt. Die rechtfertigende Indikation erfordert bei nichtmedizinischen Anwendungen die Feststellung, dass der mit der jeweiligen Untersuchung verbundene Nutzen gegenüber dem Strahlenrisiko überwiegt. Die rechtfertigende Indikation darf nur gestellt werden, wenn der Arzt oder Zahnarzt, der die Indikation stellt, die Person, an der ionisierende Strahlung oder radioaktive Stoffe angewendet werden, vor Ort persönlich untersuchen kann, es sei denn, es liegt ein Fall der Teleradiologie nach § 14 Absatz 2 vor. (4) Absatz 3 gilt nicht für Untersuchungen mit Röntgenstrahlung nach dem Infektionsschutzgesetz und für Anwendungen am Menschen zum Zweck der medizinischen Forschung nach § 31 Absatz 1 oder § 32 Absatz 1. (5) Die Exposition durch eine Untersuchung mit ionisierender Strahlung oder radioaktiven Stoffen ist so weit einzuschränken, wie dies mit den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft zu vereinbaren ist. Bei der



Anwendung ionisierender Strahlung oder radioaktiver Stoffe zur Behandlung von Menschen ist die Dosis außerhalb des Zielvolumens so niedrig zu halten, wie dies unter Berücksichtigung des Behandlungsziels möglich ist. Satz 1 gilt entsprechend für nichtmedizinische Anwendungen.

68. König AM, Etzel R, Thomas RP, Mahnken AH, editors. Personal radiation protection and corresponding dosimetry in interventional radiology: an overview and future developments. RÖFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren; 2019: © Georg Thieme Verlag KG.

69. Hirshfeld JW, Ferrari VA, Bengel FM, Bergersen L, Chambers CE, Einstein AJ, et al. 2018 ACC/HRS/NASCI/SCAI/SCCT expert consensus document on optimal use of ionizing radiation in cardiovascular imaging: best practices for safety and effectiveness: a report of the American College of Cardiology Task Force on Expert Consensus Decision Pathways. Journal of the American College of Cardiology. 2018;71(24):e283-e351.

70. Peter GF. Einfluss von Behandlungsfaktoren auf die Strahlenexposition bei der intrakraniellen Thrombektomie: Staats-und Universitätsbibliothek Hamburg Carl von Ossietzky; 2021.

71. Honarmand AR, Shaibani A, Pashae T, Syed FH, Hurley MC, Sammet CL, et al. Subjective and objective evaluation of image quality in biplane cerebral digital subtraction angiography following significant acquisition dose reduction in a clinical setting. Journal of neurointerventional surgery. 2017;9(3):297-301.

72. Schneider T, Wyse E, Pearl MS. Analysis of radiation doses incurred during diagnostic cerebral angiography after the implementation of dose reduction strategies. Journal of NeuroInterventional Surgery. 2017;9(4):384-8.

73. Kahn EN, Gemmete JJ, Chaudhary N, Thompson BG, Chen K, Christodoulou EG, et al. Radiation dose reduction during neurointerventional procedures by modification of default settings on biplane angiography equipment. Journal of NeuroInterventional Surgery. 2016;8(8):819-23.

74. Pearl MS, Torok C, Wang J, Wyse E, Mahesh M, Gailloud P. Practical techniques for reducing radiation exposure during cerebral angiography procedures. Journal of neurointerventional surgery. 2015;7(2):141-5.

75. Schueler BA, Vrieze TJ, Bjarnason H, Stanson AW. An investigation of operator exposure in interventional radiology. Radiographics. 2006;26(5):1533-41.

76. Meisinger QC, Stahl CM, Andre MP, Kinney TB, Newton IG. Radiation protection for the fluoroscopy operator and staff. American Journal of Roentgenology. 2016;207(4):745-54.

77. Fetterly KA, Magnuson DJ, Tannahill GM, Hindal MD, Mathew V. Effective use of radiation shields to minimize operator dose during invasive cardiology procedures. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2011;4(10):1133-9.
78. Roguin A, Wu P, Cohoon T, Gul F, Nasr G, Premyodhin N, et al. Update on radiation safety in the cath lab—moving toward a “lead-free” environment. *Journal of the Society for Cardiovascular Angiography & Interventions*. 2023;2(4):101040.
79. El-Sayed T, Patel AS, Cho JS, Kelly JA, Ludwinski FE, Saha P, et al. Radiation-induced DNA damage in operators performing endovascular aortic repair. *Circulation*. 2017;136(25):2406-16.
80. Sukupova L, Hlavacek O, Vedlich D. Impact of the Ceiling-Mounted Radiation Shielding Position on the Physician's Dose from Scatter Radiation during Interventional Procedures. *Radiology Research and Practice*. 2018;2018:4287973.
81. Jia Q, Chen Z, Jiang X, Zhao Z, Huang M, Li J, et al. Operator radiation and the efficacy of ceiling-suspended lead screen shielding during coronary angiography: an anthropomorphic phantom study using real-time dosimeters. *Sci Rep*. 2017;7(1):42077.
82. (BfS) BfS, Bundesministerium für Umwelt N, Reaktorsicherheit und Verbraucherschutz (BMUV). *Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2020/2023*.
83. Merce MS, Korchi AM, Kobzeva L, Damet J, Erceg G, Gonzalez AM, et al. The value of protective head cap and glasses in neurointerventional radiology. *Journal of neurointerventional surgery*. 2016;8(7):736-40.
84. Reeves RR, Ang L, Bahadorani J, Naghi J, Dominguez A, Palakodeti V, et al. Invasive cardiologists are exposed to greater left sided cranial radiation: the BRAIN study (Brain Radiation Exposure and Attenuation During Invasive Cardiology Procedures). *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2015;8(9):1197-206.
85. Chohan MO, Sandoval D, Buchan A, Murray-Krezan C, Taylor CL. Cranial radiation exposure during cerebral catheter angiography. *Journal of neurointerventional surgery*. 2014;6(8):633-6.
86. Tzanis E, Tsetis D, Kehagias E, Ioannou CV, Damilakis J. Occupational exposure during endovascular aneurysm repair (EVAR) and aortoiliac percutaneous transluminal angioplasty (PTA) procedures. *La radiologia medica*. 2019;124:539-45.
87. Kloeze C, Klompenhouwer E, Brands P, Van Sambeek M, Cuypers P, Teijink J. Editor's choice-use of disposable radiation-absorbing surgical drapes

results in significant dose reduction during EVAR procedures. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2014;47(3):268-72.

88. Politi L, Biondi-Zoccai G, Nocetti L, Costi T, Monopoli D, Rossi R, et al. Reduction of scatter radiation during transradial percutaneous coronary angiography: a randomized trial using a lead-free radiation shield. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. 2012;79(1):97-102.

89. Vlastra W, Delewi R, Sjauw KD, Beijl MA, Claessen BE, Streekstra GJ, et al. Efficacy of the RADPAD protection drape in reducing operators' radiation exposure in the catheterization laboratory: a sham-controlled randomized trial. *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2017;10(11):e006058.

90. Power S, Mirza M, Thakorlal A, Ganai B, Gavagan L, Given M, et al. Efficacy of a radiation absorbing shield in reducing dose to the interventionalist during peripheral endovascular procedures: a single centre pilot study. *CardioVascular and Interventional Radiology*. 2015;38:573-8.

91. Miller T, Zhuo J, Jindal G, Shivashankar R, Beaty N, Gandhi D. The Efficacy of Shielding Systems for Reducing Operator Exposure during Neurointerventional Procedures: A Real-World Prospective Study. *AJNR: American Journal of Neuroradiology*. 2017;38(3):450.

92. Calo P, Dischinger J, Görtz H. Strahlenschutz in der Gefäßchirurgie. *Gefäßchirurgie*. 2023;28(2):154-66.

93. Madder RD, VanOosterhout S, Mulder A, Ten Brock T, Clarey AT, Parker JL, et al. Patient body mass index and physician radiation dose during coronary angiography: is the obesity epidemic impacting the occupational risk of physicians in the catheterization laboratory? *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2019;12(1):e006823.

94. Kemerink G, Frantzen M, Oei K, Sluzewski M, van Rooij W, Wilmink J, et al. Patient and occupational dose in neurointerventional procedures. *Neuroradiology*. 2002;44(6):522-8.

95. Layton KF, Kallmes D, Cloft H, Schueler B, Sturchio G. Radiation exposure to the primary operator during endovascular surgical neuroradiology procedures. *American Journal of Neuroradiology*. 2006;27(4):742-3.

96. Rothkamm K, Löbrich M. Evidence for a lack of DNA double-strand break repair in human cells exposed to very low x-ray doses. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2003;100(9):5057-62.

97. der Strahlenschutzkommission E. Strahleninduzierte Katarakte. 2009.

98. Neriishi K, Nakashima E, Minamoto A, Fujiwara S, Akahoshi M, Mishima HK, et al. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiation research*. 2007;168(4):404-8.

99. Nakashima E, Neriishi K, Minamoto A. A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000–2002: a threshold analysis. *Health physics*. 2006;90(2):154-60.
100. Chodick G, Bekiroglu N, Hauptmann M, Alexander BH, Freedman DM, Doody MM, et al. Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists. *American journal of epidemiology*. 2008;168(6):620-31.
101. Worgul BV, Kundiye YI, Sergiyenko N, Chumak V, Vitte P, Medvedovsky C, et al. Cataracts among Chernobyl clean-up workers: implications regarding permissible eye exposures. *Radiation research*. 2007;167(2):233-43.
102. Görtz H, Al Halabi A. The radiation cataract—an actual risk for vascular surgeons. *Gefäßchirurgie*. 2020;25:6-11.
103. Tost F, Rohrschneider K. Die Strahlenkatarakt als Berufskrankheit infolge kumulativer Wirkung chronischer Strahlungsexposition in der augenärztlichen Begutachtung. *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde*. 2022.
104. für Justiz B. Verordnung zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzverordnung–StrlSchV). 2018.
105. Wendler J, Schittko J, Lux A, Liehr U, Pech M, Schostak M, et al. Radiation-induced cataract-an occult risk for urologists. *Urologie (Heidelberg, Germany)*. 2023;62(7):715-21.
106. Schnelzer M, Eidemüller M, Becker J, Heinzl F, Scholz-Kreisel P, für Strahlenschutz B. Erläuterungen zu in ProZES nicht berücksichtigten Erkrankungen. 2024.
107. der Strahlenschutzkommission S. Induktion benigner Tumoren durch ionisierende Strahlung. 2017.
108. Peter ID, Linet MS, Heineman EF. Etiology of brain tumors in adults. *Epidemiologic reviews*. 1995;17(2):382-414.
109. Taylor AJ, Little MP, Winter DL, Sugden E, Ellison DW, Stiller CA, et al. Population-based risks of central nervous system tumours in childhood cancer survivors: the British Childhood Cancer Survivor Study. *Journal of clinical oncology: official journal of the American Society of Clinical Oncology*. 2010;28(36):5287.
110. Lekovic GP, Gonzalez LF, Albuquerque FC, McDougall CG, Kim LJ, Bice A. RADIATION EXPOSURE DURING ENDOVASCULAR PROCEDURES. *Operative Neurosurgery*. 2008;63(1):ONS81-ONS6.
111. Roguin A, Goldstein J, Bar O, Goldstein JA. Brain and neck tumors among physicians performing interventional procedures. *The American journal of cardiology*. 2013;111(9):1368-72.

112. EAGAN J, JOHN T, Jones CT. Cutaneous cancers in an interventional cardiologist: a cautionary tale. *Journal of Interventional Cardiology*. 2011;24(1):49-55.
113. Purohit E, Karimipour D, Madder RD. Multiple cutaneous cancers in an interventional cardiologist: predominance in unprotected skin nearest the radiation source. *Cardiovascular Revascularization Medicine*. 2021;28:206-7.
114. Azizova TV, Bannikova MV, Grigoryeva ES, Rybkina VL. Risk of malignant skin neoplasms in a cohort of workers occupationally exposed to ionizing radiation at low dose rates. *PLoS One*. 2018;13(10):e0205060.
115. Weyland CS, Seker F, Potreck A, Hametner C, Ringleb PA, Möhlenbruch MA, et al. Radiation exposure per thrombectomy attempt in modern endovascular stroke treatment in the anterior circulation. *European Radiology*. 2020;30:5039-47.
116. Weyland CS, Jesser J, Bourgart I, Hilgenfeld T, Breckwoldt MO, Vollherbst D, et al. Occupational radiation exposure of neurointerventionalists during endovascular stroke treatment. *European Journal of Radiology*. 2023;164:110882.
117. Ector J, Dragusin O, Adriaenssens B, Huybrechts W, Willems R, Ector H, et al. Obesity is a major determinant of radiation dose in patients undergoing pulmonary vein isolation for atrial fibrillation. *Journal of the American College of Cardiology*. 2007;50(3):234-42.
118. Shah A, Das P, Subkovas E, Buch AN, Rees M, Bellamy C. Radiation dose during coronary angiogram: relation to body mass index. *Heart, Lung and Circulation*. 2015;24(1):21-5.
119. Yanch JC, Behrman RH, Hendricks MJ, McCall JH. Increased radiation dose to overweight and obese patients from radiographic examinations. *Radiology*. 2009;252(1):128-39.
120. "Vogel H. The radiology memorial in Hamburg. A contribution to the history of X-ray imaging; Das Ehrenmal der Radiologie in Hamburg. Ein Beitrag zur Geschichte der Roentgenstrahlen. []. 2006(;Journal ID: ISSN 1438-9029; TRN: DE06FB824):Medium: X; Size: page(s) 753-6.
121. Das Ehrenmal der Radiologie in Hamburg. Ein Beitrag zur Geschichte der Röntgenstrahlen. 2006;178(08):753-6.

## 7. Anteilserklärung

---

Die Erstellung der vorliegenden Publikation erfolgte im Institut für Radiologie und Neuroradiologie des Ortenau Klinikums Lahr unter der Hauptbetreuung von Herrn Prof. Dr. Harald Brodoefel und der Zweitbetreuung von Herrn Prof. Dr. Marius Horger. Die Konzeption des Studiendesigns und der Studienprotokolle wurden in enger Zusammenarbeit mit Herrn Prof. Dr. Harald Brodoefel entwickelt.

Die Dosimeter wurden entweder von mir oder vom Herrn Prof. Dr. Harald Brodoefel nach jeder Untersuchung abgelesen. Die übrigen Patientendaten und Studiendaten wurden ausschließlich von mir dokumentiert. Ich erstellte eine Datenbank mit Microsoft Access (Microsoft Corporation, USA), in die ich die erhobenen Daten eingepflegt und verwaltet habe.

Die statistische Auswertung führte ich eigenständig mit der Statistiksoftware GraphPad (Prism 10, Windows, 2024, USA) durch. Herr Prof. Dr. Harald Brodoefel stand mir hierbei jederzeit für Rückfragen und Anregungen zur Verfügung.

Ich versichere, dass ich das Manuskript selbstständig verfasst habe und ausschließlich die von mir angegebenen Quellen verwendet wurden. Das gesamte Manuskript wurde kritisch von mir revidiert und anschließend Herrn Prof. Dr. Harald Brodoefel sorgfältig geprüft.

Lahr, den 15.05.2025

Doha Ouriamchi-Marchal

## Danksagung

---

Mein besonderer Dank geht an meinen Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Harald Brodoefel für die kontinuierliche Unterstützung und exzellente Betreuung. Sein Vertrauen und Rückhalt haben die Durchführung meiner Arbeit überhaupt erst ermöglicht. Von seiner Erfahrung und Begeisterung konnte ich in vielerlei Hinsicht profitieren; dafür gilt ihm mein großer Respekt.

Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. Marius Horger herzlich für die Übernahme der Zweitbetreuung und das Interesse an meiner Arbeit.

Mein weiterer Dank gilt meinen Kollegen Herrn Dr. Sergei Gemidji, Dr. Martin Lux sowie der engagierten MTRA Frau Andrea Schüppler für die stets verlässliche, hilfsbereite und konstruktive Zusammenarbeit.

Von Herzen danke ich meiner Familie, meiner Schwiegerfamilie und meinen Freunden für ihre beständige Unterstützung, ihre Geduld, Ermutigung und ihr tiefes Verständnis in allen Phasen dieser Arbeit.

Abschließend danke ich meinen Eltern, die mir das Studium ermöglicht und mich mit ihrer Liebe stets begleitet haben. Meinen Ehemann Bertrand danke ich von Herzen für seine liebevolle Unterstützung und bestärkende Nähe.