

# Untersuchung der Strahlenexposition des Patienten mit akutem ischämischem Schlaganfall während der mechanischen Thrombektomie

## Investigation of Radiation Exposure of Patients with Acute Ischemic Stroke during Mechanical Thrombectomy

### Autoren

Felix Bärenfänger<sup>1</sup>, Andreas Block<sup>2</sup>, Stefan Rohde<sup>3</sup>

### Institute

- 1 Department of Experimental Physics 5, TU Dortmund, Germany
- 2 Department of Medical Radiation Physics and Radiation Protection, Hospital of Dortmund gGmbH, Dortmund, Germany
- 3 Department of Radiology and Neuroradiology, Hospital of Dortmund gGmbH, Dortmund, Germany

### Key words

skin dose, dose area product, deterministic effects, conversion coefficients, mechanical thrombectomy, peak skin dose

eingereicht 16.11.2018

akzeptiert 29.04.2019

### Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0924-5945>

Online-Publikation: 24.7.2019

Fortschr Röntgenstr 2019; 191: 1099–1106

© Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart · New York

ISSN 1438-9029

### Korrespondenzadresse

Felix Bärenfänger

Klinik für Strahlentherapie und Radioonkologie,  
Universitätsklinik Marien-Hospital Herne, Hölkeskampring 40,  
44625 Herne, Germany

Tel.: ++49/1 57/85 31 50 92

[felix.baerenfaenger@tu-dortmund.de](mailto:felix.baerenfaenger@tu-dortmund.de)

### ZUSAMMENFASSUNG

**Ziel** Bei radiologischen Interventionen ist die Haut auf der Strahleneintrittsseite das am stärksten exponierte Organ. In der durchgeführten Studie wurde am Beispiel der mechanischen Thrombektomie untersucht, wie hoch die lokale Exposition und die sich daraus ableitende Gefahr von deterministischen Strahlenwirkungen für Patienten ist.

**Material und Methoden** In dieser Arbeit wurden die Dosisprotokolle von 50 konsekutiven Schlaganfallpatienten ausgewertet, bei denen zwischen September 2016 und April 2017 eine mechanische Thrombektomie durchgeführt wurde. Alle

Eingriffe wurden an einer biplanaren Anlage durchgeführt. Die lokale Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$  wurde retrospektiv mithilfe der protokollierten Strahlungsdaten und zuvor bestimmten Konversionsfaktoren berechnet. Die In-vitro-Ermittlung der Konversionsfaktoren erfolgte mithilfe eines Silizium-Halbleiterdetektors an der Oberfläche eines Alderson-Rando-Kopfphantoms in Abhängigkeit von der Strahlungsqualität.

**Ergebnisse** Die behandelten Verschlüsse betrafen das M1- und M2-Segment der A. cerebri media ( $n = 32$ ), die A. carotis interna bzw. das Karotis-T ( $n = 12$ ) sowie die A. basilaris ( $n = 6$ ). Die Durchleuchtungszeiten reichten von 5,7 Minuten bis zu 137,3 Minuten bei einem Mittelwert von  $39,5 \pm 4,1$  Minuten. Die ermittelten Werte der Haut-Äquivalentdosis reichten von  $0,16 \pm 0,02$  Gy bis zu  $4,80 \pm 0,51$  Gy, wobei der Mittelwert bei  $1,00 \pm 0,14$  Gy lag. In 3 von 50 Fällen (6 %) kam es bei komplexen Eingriffen zu einer Überschreitung des von der Strahlenschutzkommission publizierten Schwellenwertes für Hautreaktionen von 3 Gy. Weitere 15 Patienten (36 %) wurden mit einer Dosis von 1–3 Gy exponiert. Die höchsten Dosiswerte wurden bei langwierigen Eingriffen mit Verschlüssen in der hinteren Zirkulation und bei Karotis-T-Verschlüssen beobachtet. Der aus diesen Daten ermittelte lokale Dosisreferenzwert unseres Zentrums für die Haut-Äquivalentdosis lag bei  $1,24 \pm 0,15$  Gy.

**Schlussfolgerung** Auch bei einem modernen neuroradiologischen Eingriff wie der mechanischen Thrombektomie entstehen für den Patienten relevante Strahlendosen, die in circa 6 % zu deterministischen Strahlenschäden an der Haut führen können. Eine systematische Überwachung von lokalen Dosisgrößen, wie  $H_p(0,07)$ , erscheint angebracht. Möglichkeiten zur Erfassung und Reduktion der lokalen Exposition sollten von den interventionellen Teams in Zusammenarbeit mit einem Medizinphysikexperten erarbeitet werden.

### Kernaussagen:

- Die Haut-Äquivalentdosis lag bei 64 % der Thrombektomien im unbedenklichen Bereich ( $< 1$  Gy).
- Bei 6 % der Patienten wurden auch höhere  $H_p(0,07)$ -Werte ermittelt, die zu deterministischen Strahlenschäden an der Haut führen können.
- Zur Vermeidung deterministischer Schäden bei Neurointerventionen sollte  $H_p(0,07)$  daher erfasst werden (kombinierte Messkammern).

- Bei längeren Interventionen sollten Maßnahmen zur Verringerung der Strahlendosis vorgenommen werden.

#### Zitierweise

- Bärenfänger F, Block A, Rohde S. Investigation of Radiation Exposure of Patients with Acute Ischemic Stroke during Mechanical Thrombectomy. *Fortschr Röntgenstr* 2019; 191: 1099–1106

#### ABSTRACT

**Purpose** In radiological interventions, the skin is the most exposed organ. The aim of this study was to investigate the local dose exposure and the resulting risk of deterministic radiation effects for patients who underwent mechanical thrombectomy.

**Materials and Methods** The examination protocols of 50 consecutive stroke patients who underwent mechanical thrombectomy from September 2016 to April 2017 were evaluated in this study. All procedures were performed on a biplanar angiographic suite. The local skin equivalent dose  $H_p(0.07)$  was calculated retrospectively using the recorded radiation data and previously measured conversion factors. The in-vitro determination of the conversion factors was performed with a silicon semiconductor detector on the surface of an Alderson-Rando head phantom depending on the radiation quality.

**Results** Vessel occlusion was located in the M1 and M2 segments of the cerebral artery media ( $n = 32$ ), the internal carotid artery or carotid-T ( $n = 12$ ) and the basilar artery ( $n = 6$ ). The fluoroscopy times ranged from 5.7 minutes to 137.3 minutes with an average value of  $39.5 \pm 4.1$  minutes. The determined skin equivalent dose values ranged from  $0.16 \pm 0.02$  Gy to  $4.80 \pm 0.51$  Gy, with the mean value being  $1.00 \pm 0.14$  Gy. In 3 out of 50 cases (6%), the threshold value for skin reactions of 3 Gy published by the German Radiation Protection Commission was exceeded. A further 15 patients (36%) were exposed to a dose of 1–3 Gy. The highest dose values were achieved during long procedures with occlusions in the posterior circulation and carotid occlusions. In addition, a local dose reference level of  $1.24 \pm 0.15$  Gy could be determined for the skin equivalent dose in mechanical thrombectomies for our center.

**Conclusion** Even during a modern neuroradiological intervention, such as mechanical thrombectomy, radiation doses to the patient are produced and can lead to deterministic radiation damage to the skin in approximately 6% of cases. Systematic monitoring of local dose quantities, such as  $H_p(0.07)$ , seems appropriate. Possibilities for recording and reducing the local dose load should be developed by the interventional teams in cooperation with a medical physics expert.

## Einleitung

In ihrem Bericht (2007) zur interventionellen Radiologie kommt die Strahlenschutzkommission (SSK) zu dem Schluss, dass in der interventionellen Neuroradiologie keine deterministischen Schäden der Haut zu erwarten seien, sofern die Eingriffe in geeigneten neuroradiologischen Zentren durch im Strahlenschutz erfahrene Fachpersonal durchgeführt werden [1]. Die Entwicklung neuer Behandlungsstrategien, kleiner werdende Instrumente und die zunehmende Digitalisierung der Angio-Suiten ermöglichten jedoch die Entwicklung neuer komplexerer Eingriffe, bei denen es zu hohen Durchleuchtungszeiten kommen kann. Dadurch ergibt sich die Notwendigkeit, die Gültigkeit des SSK-Berichts bezüglich aktueller Verfahren zu überprüfen.

Eines der erfolgreichsten und modernsten Verfahren ist die mechanische Thrombektomie bei der Behandlung akuter ischämischer Schlaganfälle. Aufgrund des positiven klinischen Outcomes und der hohen Inzidenzrate von deutschlandweit circa 240 000 Neuerkrankungen pro Jahr, von denen etwa 5% für eine mechanische Thrombektomie infrage kommen, entwickelte sich die mechanische Thrombektomie zu einer der häufigsten Eingriffe in der interventionellen Neuroradiologie [2].

Im Rahmen dieser Studie wurde bei 50 Patienten die Hautexposition während einer mechanischen Thrombektomie ermittelt. Die Ergebnisse der Studie sollen Aufschluss über die Häufigkeit von bedenklichen Expositionen und somit über die Notwendigkeit eines systematischen Monitorings der Hautdosis bei der mechanischen Thrombektomie geben.

## Material und Methoden

### Patientenkollektiv

Bei der Durchführung der Studie wurden alle konsekutiven Patienten berücksichtigt, bei denen im Zeitraum September 2016 bis April 2017 eine mechanische Thrombektomie infolge eines Verschlusses des Stromgebiets der A. carotis interna (ACI), der A. cerebri media oder des vertebrobasilären Stromgebiets durchgeführt wurde. In Bezug auf Alter, Geschlecht sowie Zeitpunkt der Intervention nach Symptombeginn gab es keine Ausschlusskriterien. Neben der retrospektiv berechneten Patienten-Hautdosis wurden zudem die Durchleuchtungszeit, das Dosisflächenprodukt sowie die jeweilige Referenz-Luftkerma und die Anzahl der durchgeführten DSA-Sequenzen erfasst.

### Verwendete Angio-Suite

Die Durchführung der Interventionen erfolgte an einem angiografischen Arbeitsplatz des Typs „Artis zee biplane“ (Fa. Siemens). Dieser ermöglicht die digitale Subtraktionsangiografie in 2 Ebenen (Ebene A und Ebene B). Im Allgemeinen wird die Ebene A für p. a. bzw. Untertischprojektionen und die Ebene B für laterale bzw. Übertischprojektionen verwendet.

Zur Variation der Strahlungsqualität sind Spannungen zwischen  $40 \text{ kV}_p$  und  $125 \text{ kV}_p$  und Kupferfilterungen in den Stärken von 0,0 mm, 0,1 mm, 0,2 mm, 0,3 mm, 0,6 mm und 0,9 mm verfügbar, die über die automatische Dosisregelung (ADR) unter Berücksichtigung der Parameter im ausgewählten Aufnahme-

► **Tab. 1** Dosisbeeinflussende Einstellungen der verwendeten Durchleuchtungs (FL Neuro), DSA (LD zerebral u. zerebral) und RoadMap (RM Neuro SF) - Programme.

Parameter	FL Neuro	zerebral	LD zerebral	RM Neuro SF
KV-Plateau/kV	70	73	73	73
Pulsbreite/ms	25	100	100	20
Fokusgröße/mm <sup>2</sup>	0,6 × 0,6	0,6 × 0,6	0,6 × 0,6	0,6 × 0,6
Dosis/Bild/μGy/fr	3,20 · 10 <sup>-2</sup>	3,00	1,82	4,50 · 10 <sup>-2</sup>
Kupferfilterung/mm	0,2–0,6	0,0–0,3	0,1–0,3	0,2–0,6
Bildrate/1/s	10	4	4	10
kV ms/kV	125	96	96	77
kV-Dosis/kV	125	102	102	109

bzw. Durchleuchtungsprogramm autonom zugeschaltet werden. Die Parameter der in dieser Studie verwendeten Aufnahme- bzw. Durchleuchtungsprogramme können ► **Tab. 1** entnommen werden.

Die Dosisüberwachung erfolgt durch die direkte Messung des Dosisflächenprodukts (DFP) mithilfe eines DIAMENTOR K2S (Fa. PTW) unmittelbar hinter der Tiefenblende. Darüber hinaus wird ein Wert für die Referenz-Luftkerma bei einem Fokusabstand von 60 cm angegeben, der indirekt aus dem gemessenen DFP und der Blendenposition ermittelt wird. Sämtliche Parameter werden nach Abschluss einer Untersuchung durch die Generierung eines Untersuchungsprotokolls digital gesichert.

### Technische Durchführung der Thrombektomien

Alle Thrombektomien wurden in Vollnarkose durch interventionell erfahrene radiologische und neuroradiologische Oberärzte (>50 Thrombektomien) durchgeführt. Über einen transfemorale Zugang wurde eine lange Schleuse (8F, Super Arrowflex, Teleflex Medical) in die betroffene ACC/ACI eingelegt und anschließend ein Aspirationskatheter (6F, Sophia-Plus, Microvention/Terumo) und ein Mikrokatheter (Rebar18, Ev3) in Koaxialtechnik bis zu dem intrakraniellen Verschluss geführt. Die Thrombektomie erfolgte mit einem dem Gefäßdurchmesser angepassten Stent-Retriever-System (z. B. Solitaire, Medtronic) unter distaler Aspiration.

### Berechnung der Haut-Äquivalentdosis $H_p(0,07)$

Bei den in der Radiologie üblichen Photonenenergien von unter 150 keV ist die Exposition an der Hautoberfläche aufgrund von Rückstreuereffekten und der enormen Schwächung durch das Gewebe am größten, sodass die Hautexposition als Maß für das Risiko deterministischer Strahlenschäden herangezogen werden kann.

Quantifiziert wird die Hautexposition gemäß DIN 6814-3 durch die lokale Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$ . Diese entspricht der über eine Hautfläche von 1 cm<sup>2</sup> gemittelten Organ-Äquivalentdosis in 0,07 mm Tiefe [3].

Weil im Folgenden ausschließlich deterministische Strahlenwirkungen betrachtet werden und um Verwechslungen mit der effektiven Dosis auszuschließen, erfolgt die Angabe von  $H_p(0,07)$  hier in Gray (Gy) statt in der für Äquivalentdosisgrößen üblichen

Einheit Sievert (Sv). Dies ist zulässig, da sowohl der Strahlungswichtungsfaktor  $w_R$  als auch der Qualitätsfaktor  $Q$  für Photonenstrahlung 1 beträgt und sich der numerische Wert bei der Umwandlung von Energie- in Äquivalentdosis somit nicht ändert. [4]

Gemäß den publizierten Daten der SSK sind erste strahleninduzierte Hautreaktionen, wie etwa temporäre Epilation und Erythema, ab einer Haut-Äquivalentdosis von 3 Gy zu erwarten [1].

Da eine direkte Messung am Patienten im Rahmen dieser Studie nicht möglich war, erfolgte die Bestimmung der lokalen Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$  mithilfe der im Untersuchungsprotokoll gespeicherten Daten über:

Zur Umrechnung des im Untersuchungsprotokoll angegebenen

$$H_p(0,07) = \frac{DFP}{A_1} \times \left( \frac{r_1}{r_1 - 9 \text{ cm}} \right) \times f_{H_p(0,07)}(\Psi_E) \quad (1)$$

Einheiten:  $[H_p(0,07)] = \text{Gy}$ ;  $[DFP] = \text{cGy} \cdot \text{cm}^2$ ;  $[A_1] = \text{cm}^2$ ;  $[r_1] = \text{cm}$ ;  $[f_{H_p(0,07)}(\Psi_E)] = 10^2$

DFPs in die Einfallsdosis  $K_E$  (Eintrittskerma ohne Berücksichtigung von Rückstreuung und Schwächung durch Lagerungsmaterial) wurden die Feldgröße  $A_1$  im Referenzpunkt 15 cm oberhalb des Tischniveaus sowie dessen Fokusabstand  $r_1$  den „DICOM-Tags“ jedes gespeicherten Durchleuchtungs- bzw. Aufnahmebildes entnommen. Der Kopf wurde zur Vereinfachung durch eine Kugel mit einem Radius von  $9 \pm 3$  cm genähert ( $\triangleq$  Radius des verwendeten Kopfphantoms, s. u.). Zur Umwandlung der Einfallsdosis  $K_E$  in die lokale Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$  wurde ein sog. Konversionsfaktor  $f_{H_p(0,07)}$  benötigt, dessen Wert von der verwendeten spektralen Energiefluenz  $\Psi_E$  (beeinflussbar durch Röhrenspannung und Vorfilterung) und der Einstrahlrichtung abhängt. Dieser berücksichtigt Rückstreuereffekte und Schwächungen durch im Strahlengang befindliches Material, wie bspw. der Patientenlagerung, sowie Faktoren zur Umrechnung von Luft- zu Wasser-Energiedosis.

Die peak-skin-dose (Maximalwert von  $H_p(0,07)$  während einer Intervention) wurde immer im Zentrum der Ebene A auf der Strahleneintrittsseite vermutet, da dies die primäre Arbeitsebene war. Projektionen der Ebene B wurden nur berücksichtigt, sofern deren Feldgröße im Referenzpunkt größer als 81 cm<sup>2</sup> war. Bei dieser konnte davon ausgegangen werden, dass sich der angenommene Punkt der peak-skin-dose im Strahlenfeld der Ebene B befand. Veränderungen der Angulationen und die damit verbundene Reduktion der peak-skin-dose wurden nicht berücksichtigt, so-



► **Abb. 1** Aufbau zur Messung der Konversionsfaktoren am Kopfphantom. Platzierung des Silizium-Halbleiterdetektors bei **a** der Untertisch- bzw. p.-a. Projektion und **b** der Übertisch- bzw. lateralen Projektion. Lage des Kopfphantoms relativ zum C-Bogen bei **c** der Untertisch- bzw. p.-a. Projektion und **d** der Übertisch- bzw. lateralen Projektion.

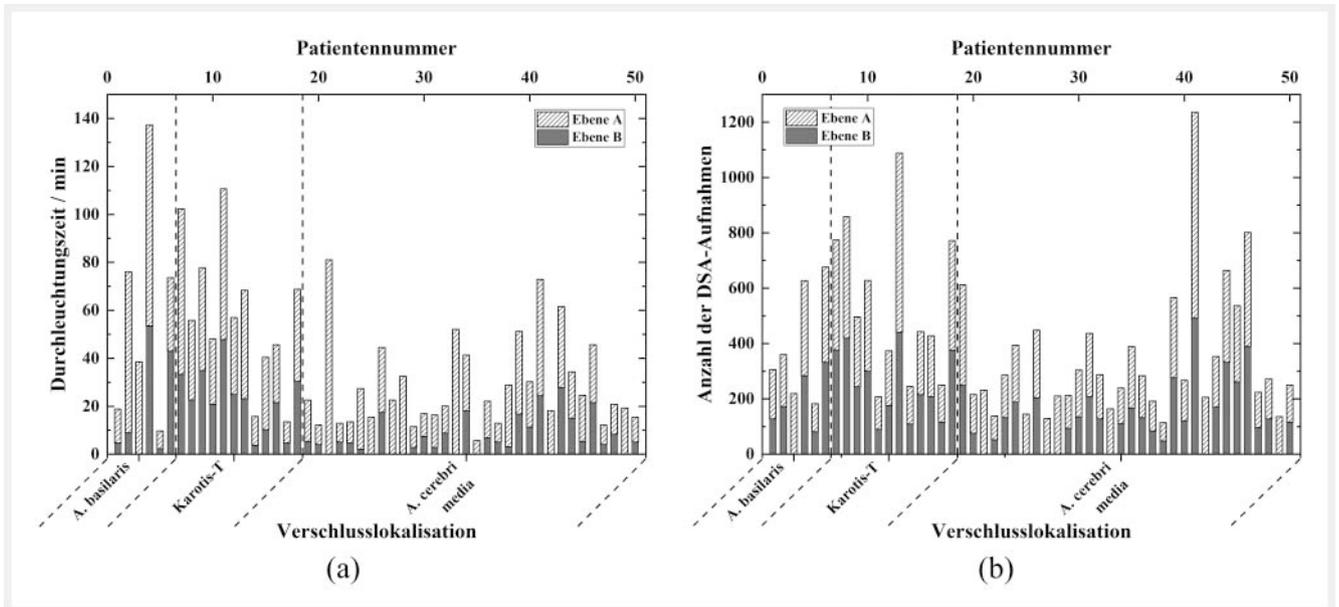
dass es sich bei den im Folgenden angegebenen Werten um eine eher konservative Abschätzung der peak-skin-dose handelt. Wesentliche Angulationsänderungen wurden jedoch auch nicht beobachtet.

#### In-vitro-Ermittlung der Konversionsfaktoren $f_{Hp(0,07)}$

Die Ermittlung der Konversionsfaktoren erfolgte mithilfe eines Silizium-Halbleiterdetektors (DIADOS, Fa. PTW) an der Oberfläche eines Alderson-Rando-Kopfphantoms in Abhängigkeit von der Röhrenspannung, Kupferfilterung, Projektionsrichtung und der Feldgröße (► **Abb. 1**). Die dorsale Platzierung des Detektors (a

und c) ist repräsentativ für alle p. a. und die laterale (b und d) für alle Übertischprojektionen.

Es sei darauf hingewiesen, dass die Gültigkeit der so ermittelten Konversionsfaktoren auf den Schädelbereich und die Strahleneintrittsseite beschränkt ist. Aufgrund von geometrischen Überlegungen wurden bei Projektionen mit Angulationen größer  $70^\circ$  und kleiner  $-70^\circ$  die Konversionsfaktoren für laterale und bei allen anderen die für p. a. Projektionen verwendet. Die Ermittlung von Konversionsfaktoren für weitere Angulationen war nicht nötig, da es sich beim Kopf um einen näherungsweise radialsymmetrischen Körper handelt.



► **Abb. 2** a Durchleuchtungszeiten (10P/s) und b Anzahl der durchgeführten DSA-Aufnahmen (Summe der Bilder aller DSA-Serien) unterteilt in die zur Verfügung stehenden Ebenen, wobei die Ebene A für Untertisch- und die Ebene B für Übertischprojektionen verwendet wurde.

## Statistik

Die Abschätzung der angegebenen Standardunsicherheiten erfolgte gemäß DIN 13 005 [5] zu einem Erweiterungsfaktor von  $k = 1$  ( $\hat{=}$  der einfachen Standardabweichung), wobei die Typ-B-Unsicherheit aufgrund des Messaufbaus bei 12 % lag.

Die berechneten Dosiswerte wurden in Tabellenform und durch Methoden der deskriptiven Statistik ( $\bar{x}$ ,  $x_{\min}$ ,  $x_{\max}$ ) ausgewertet.

## Ergebnisse

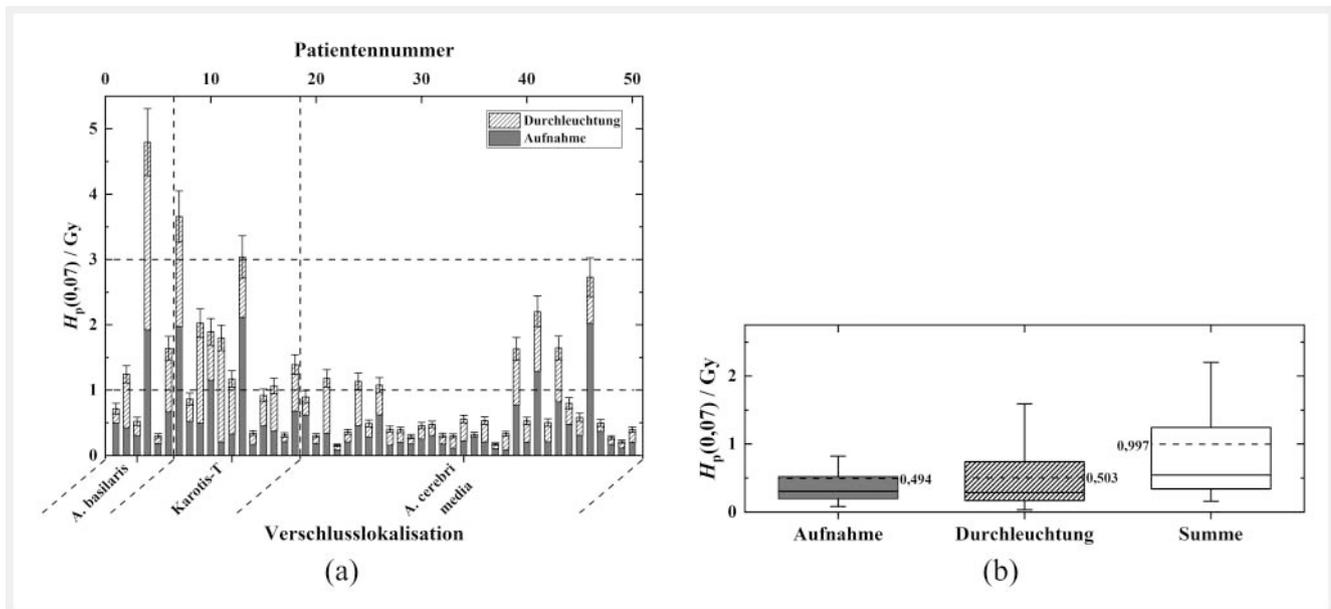
Das Patientenalter zum Zeitpunkt der Intervention reichte von 23 bis 88 Jahren und betrug durchschnittlich  $72,0 \pm 2,2$  Jahre (Median = 76 Jahre). Die behandelten Verschlüsse betrafen das M1- und M2-Segment der A. cerebri media ( $n = 32$ ), die A. carotis interna bzw. das Karotis-T ( $n = 12$ ) sowie die A. basilaris ( $n = 6$ ). Das mittlere Dosisflächenprodukt betrug  $12\,810 \pm 1455$  cGy·cm<sup>2</sup> und die mittlere Referenz-Luftkerma  $1,17 \pm 0,17$  Gy. Aufgeteilt auf die beiden Röhren ergab sich für die Ebene A ein mittleres Dosisflächenprodukt von  $9112 \pm 905$  cGy·cm<sup>2</sup> und eine mittlere Referenz-Luftkerma von  $0,83 \pm 0,10$  Gy sowie für die Ebene B ein mittleres Dosisflächenprodukt von  $3698 \pm 669$  cGy·cm<sup>2</sup> und eine mittlere Referenz-Luftkerma von  $0,34 \pm 0,07$  Gy.

In ► **Abb. 2a** sind die aufgetretenen Durchleuchtungszeiten mit der Untergliederung in Untertisch- (Ebene A) und Übertischprojektionen (Ebene B) dargestellt. Die Durchleuchtungszeiten reichten von 5,7 bis zu 137,3 Minuten bei einem Mittelwert von  $39,5 \pm 4,1$  Minuten und einer Pulsrate von 10 P/s.

Der Beitrag der Ebene A (im Mittel 27,1 Minuten) war dabei signifikant höher als der der Ebene B (im Mittel 14,8 Minuten). Bei 8 von 50 Patienten (16 %) wurde bei der Durchleuchtung nur die Ebene A verwendet und somit durchgehend monoplanar gearbeitet.

Die Anzahl der bei den Untersuchungen entstandenen DSA-Aufnahmen (Summe der Bilder aller DSA-Serien) kann der ► **Abb. 2b** entnommen werden. Auch hier erfolgte eine Unterteilung in die beiden zur Verfügung stehenden Ebenen. Pro Untersuchung kam es zu 114 bis 1236 und im Mittel zu  $398 \pm 36$  DSA-Aufnahmen. Bei der im Regelfall verwendeten Bildrate von 4 B/s und einer durchschnittlichen Sequenzdauer von 6 s wurden somit im Extremfall bis zu 52 DSA-Serien (26 pro Ebene) und im Durchschnitt 16 Serien (8 pro Ebene) pro Untersuchung gefahren. Im Gegensatz zur Durchleuchtung zeigte sich bei biplanarer Anwendung keine signifikante Dominanz einer der beiden Ebenen.

Die berechneten lokalen Haut-Äquivalenzdosiswerte sowie deren statistische Verteilung können in ► **Abb. 3** nachvollzogen werden. Die Werte reichten von  $0,16 \pm 0,02$  Gy bis zu  $4,80 \pm 0,51$  Gy bei einem Mittelwert von  $1,00 \pm 0,14$  Gy. Gemäß ► **Abb. 3a** kam es in 3 von 50 Fällen (6 %) zu einer Überschreitung der durchschnittlichen Schwellendosis von 3 Gy für strahleninduzierte Hautreaktionen. Der Großteil der Patienten (64 %) erfuhr eine bezüglich deterministischer Hautreaktionen unbedenkliche Exposition von weniger als 1 Gy (Median = 0,54 Gy, siehe ► **Abb. 3b**). Zudem fiel auf, dass besonders hohe Hautdosiswerte insbesondere bei Verschlusslokalisationen in der A. basilaris und A. carotis interna bzw. im Karotis-T beobachtet wurden, während die Dosiswerte bei Verschlüssen der A. cerebri media größtenteils unbedenklich waren. Die kumulierten Beiträge von Durchleuchtung und DSA-Sequenzen zur lokalen Haut-Äquivalenzdosis sind im Regelfall als etwa gleich stark zu bewerten, wobei die Durchleuchtung jedoch deutlich höhere Maximalwerte aufwies (man beachte, dass während der Untersuchung natürlich deutlich mehr Durchleuchtungs- als DSA-Bilder aufgenommen werden). Die mittlere lokale Haut-Äquivalentdosis aufgrund von Durchleuchtung betrug  $0,50 \pm 0,08$  Gy und aufgrund von DSA-Sequenzen  $0,49 \pm 0,08$  Gy. Ein Vergleich der ► **Abb. 2a, 3a** zeigt zudem, dass



► **Abb. 3** Maximale lokale Haut-Äquivalenzdosiswerte einer Patientengruppe, die sich einer mechanischen Thrombektomie unterzogen hat. **a** Balkendiagramm der untersuchten Patienten mit eingezeichnetem Schwellenwert für Hautreaktionen bei 3 Gy gemäß [1]. **b** Boxplots der applizierten lokalen Haut-Äquivalenzdosis (der jeweilige Mittelwert ist segmentiert und der Median kompakt dargestellt). Die Größe der Box wird durch die jeweiligen unteren und oberen Quartile begrenzt. Die maximale Länge der Whisker ist auf das 1,5-Fache des Interquartilsabstands beschränkt. Die gemäß [5] geschätzten Standardunsicherheiten betragen 12%.

bei Patienten mit den höchsten Hautdosiswerten auch die längsten Durchleuchtungszeiten auftraten. Die Durchleuchtungszeit scheint somit ein guter Indikator für die Gesamtdauer und Komplexität des Eingriffs zu sein.

Anhand der Ergebnisse dieser Studie konnte für die lokale Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$  der Patienten bei mechanischen Thrombektomien ein lokaler Dosisreferenzwert für unser Zentrum von  $1,24 \pm 0,15$  Gy ermittelt werden. Dieser entspricht gemäß den Empfehlungen der International Commission on Radiological Protection (ICRP) dem oberen Quartil der ermittelten Werte [6].

## Diskussion

In einer vergleichbaren Studie von J. Farah et al. (2018) wurden die Durchleuchtungszeiten sowie die Werte für das Dosisflächenprodukt und die Referenz-Luftkerma bei 319 durchgeführten mechanischen Thrombektomien erfasst [7]. Die dort angegebenen lokalen Dosisreferenzwerte für das Dosisflächenprodukt von  $16\,200 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$  bzw. die Referenz-Luftkerma von  $0,85 \text{ Gy}$  wurden in der hier durchgeführten Studie in 80% (DFP) bzw. 56% ( $K_a$ ) der Fälle unterschritten. Der ebenso angegebene Referenzwert für die Durchleuchtungszeit von 42 Minuten wurde in 62% der Fälle unterschritten. Insgesamt lieferten beide Studien vergleichbare Ergebnisse (vgl. ► **Tab. 2, 3**). Der vom Bundesamt für Strahlenschutz angegebene diagnostische Referenzwert des DFPs bei der Thrombusaspiration nach einem Schlaganfall von  $18\,000 \text{ cGy}\cdot\text{cm}^2$  [8] wurde in 86% der Fälle unterschritten. Ein bedeutsames Vorkommnis gemäß der Publikation des Bundesamtes für Strahlenschutz (BFS) [9] trat im Rahmen der Studie nicht auf.

Der von der Strahlenschutzkommission publizierte Schwellenwert von 3 Gy für deterministische Strahlenreaktionen der Haut (Erythema, temporäre Epilation, trockene Desquamation) wurde in 3 von 50 Fällen (6%) überschritten. Dabei handelte es sich um Patienten, bei denen in zwei Fällen mehr als zwei Thrombektomie-Manöver nötig waren und in einem Fall keine Rekanalisation erreicht werden konnte. Der Wert des Medians von  $0,54 \text{ Gy}$  zeigt dennoch, dass im Regelfall tatsächlich nicht mit deterministischen Strahlenschäden zu rechnen ist. Dabei ist jedoch zu beachten, dass es sich bei den Schwellenwerten um geschlechts- und altersunspezifische Mittelwerte handelt und gemäß [10, 11] eine Altersabhängigkeit bei der Strahlenempfindlichkeit der Haut zu erwarten ist. Zudem führt die vorangegangene Akutdiagnostik durch CT, CT-Angio und CT-Perfusion schon im Vorfeld der Intervention zu einer erheblichen kumulativen Exposition der Patienten. Aus diesem Grund wäre die Verwendung einer konservativeren Überwachungsdosis von  $1 \text{ Gy}$  peak-skin-dose sinnvoll, bei deren Überschreitung Patienten in der Folge bezüglich deterministischer Hautreaktionen kontrolliert werden sollten. Diese Überwachungsdosis wurde in 18 von 50 Fällen (36%) überschritten (vgl. ► **Abb. 3**). Die eingangs erwähnte Aussage der Strahlenschutzkommission konnte somit im Fall der mechanischen Thrombektomie nicht vollends bestätigt werden.

Ein Vergleich der ► **Abb. 2, 3** zeigt, dass mit einer Ausnahme bei allen monoplanar durchgeführten Thrombektomien eine unbedenkliche Hautdosis von weniger als  $0,6 \text{ Gy}$  erreicht wurde. In der von B. Friedrich et al. (2018) durchgeführten Studie wurde festgestellt, dass das klinische Outcome durch den Verzicht auf die zweite Ebene nicht beeinträchtigt wird, sofern die Thrombektomie durch einen erfahrenen Radiologen erfolgt [12], sodass die

► **Tab. 2** Vergleichsstudien zur Exposition bei verschiedenen Neurointerventionen. DRW = diagnostischer Referenzwert.

Quelle	Oberflächendosis/Gy			mittleres DFP/cGy·cm <sup>2</sup>		Anwendung
	min.	max.	mean			
BFS 2018 [8]	N/A	N/A	N/A	18 000 (DRW)		Thrombusaspiration
Mooney et al. 2000 [13]	N/A	4,00	N/A	N/A		Embolisation
Struelens et al. 2005 [14]	N/A	5,40	N/A	N/A		Embolisation
Kemerink et al. 2002 [15]	0,17	2,33	0,87	22 800		Coiling u. Embolisation
Farah et al. 2018 [7]	0,07	4,52	0,70 ± 0,59	12 300 ± 9500		mech. Thrombektomie
	(Referenz-Luftkerma)					
Friedrich et al. 2018 [12]	N/A	N/A	N/A	11 456 (monoplanar)	20 566 (biplanar)	mech. Thrombektomie
durchgeführte Studie	0,16 ± 0,02	4,80 ± 0,51	1,00 ± 0,14	12 810 ± 1455		mech. Thrombektomie

► **Tab. 3** Vergleichsstudien zur Durchleuchtungszeit (ohne Dokumentationsaufnahmen, DSA-Serien usw.) bei verschiedenen Neurointerventionen.

Quelle	Durchleuchtungszeit/min			Anwendung	
	min.	max.	mean		
Theodorakou and Horrocks 2003 [16]	N/A	50,0	28,0	Embolisation	
Seifert et al. 2000 [17]	N/A	N/A	17,2	Embolisation	
Kemerink et al. 2002 [15]	16,0	66,0	34,8	Coiling u. Embolisation	
Farah et al. 2018 [7]	7,0	226,0	35,0 ± 27,0	mech. Thrombektomie	
Friedrich et al. 2018 [12]	N/A	N/A	30,0 ± 20,0 (monoplanar)	34,0 ± 24,0 (biplanar)	mech. Thrombektomie
durchgeführte Studie	5,7	137,0	39,6 ± 4,1	mech. Thrombektomie	

Verwendung der zweiten Ebene auch hinsichtlich der Patienten-Hautdosisexposition immer kritisch hinterfragt werden sollte. Dabei muss jedoch ein möglicher Anstieg an benötigtem Kontrastmittel und der Behandlungsdauer berücksichtigt werden.

Es zeigt sich, dass sich die Exposition trotz modernster Technik bei der mechanischen Thrombektomie im Vergleich zu früheren Studien nicht wesentlich verändert hat (siehe ► **Tab. 2**). Dies ist in erster Linie der hohen Komplexität des Verfahrens geschuldet. Da die Vergleichsstudien vor dem Jahre 2007 noch an analogen Röntgenbildverstärkern durchgeführt wurden, scheint die oft vertretene Ansicht „digitale Anlagen führen zu einer Dosisreduktion“ nicht zwangsläufig korrekt zu sein. Vielmehr ermöglicht die digitale Flachdetektortechnik immer komplexere Eingriffe, sodass es, wie am Beispiel der mechanischen Thrombektomie gezeigt, zu einem Anstieg der Durchleuchtungszeit (siehe ► **Tab. 3**) kommen kann. Aufgrund der großen Heterogenität der Ergebnisse in den Vergleichsstudien erscheint es sinnvoll, weitere Studien zur Hautexposition bei mechanischen Thrombektomien an anderen Standorten durchzuführen, da eine Abhängigkeit von Anwendererfahrung und verwendeter Gerätetechnik zu erwarten ist. Außerdem wäre eine Verifikation der gemessenen Konversionsfaktoren durch direkte Messungen der Oberflächendosis, beispielsweise mithilfe von

der Kopfstütze platzierten Thermolumineszenzdosimetern (TLD) oder mithilfe von Monte-Carlo-Simulationen, wünschenswert.

Nichtsdestotrotz erscheint die Protokollierung einer lokalen Dosisgröße, wie hier  $H_p(0,07)$ , zur Abschätzung des Risikos für deterministische Strahlenschäden während der mechanischen Thrombektomie angebracht.

Eine Abschätzung der lokalen Dosis durch das im Regelfall protokollierte Dosisflächenprodukt ist aufgrund der Variabilität von Feldgröße und Abstand zwischen Patienten und Quelle im Einzelfall nicht sinnvoll. Auch die Durchleuchtungszeit und die Anzahl der durchgeführten DSA-Aufnahmen (vgl. ► **Abb. 2, 3**) können allenfalls als Indikator dienen und eignen sich nicht zur quantitativen Abschätzung der lokalen Exposition. Zur Abschätzung von deterministischen Strahlenschäden könnte eine kombinierte Messkammer verwendet werden, die aus einem DFP-DIAMENTOR und einer kleineren Messkammer im Zentrum besteht. Diese ermöglicht die zeitgleiche direkte Messung von Dosisflächenprodukt und Luftkerma, die mithilfe eines zusätzlich gemessenen Abstandes (bspw. über einen Laser) in die Einfalldosis überführt werden kann. Mithilfe der Einfalldosis und entsprechenden Konversionsfaktoren ließe sich das Risiko für deterministische Strahlenschäden quantitativ abschätzen. Dies könnte in Verbindung mit Dosismanagementsystemen automatisch protokolliert werden.

## Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass es bei der mechanischen Thrombektomie im Regelfall (64 %) zu bezüglich deterministischen Strahlenwirkungen unbedenklichen Hautdosisexpositionen von  $\leq 1$  Gy kommt. Dennoch können in Einzelfällen Dosiswerte auftreten, bei denen deterministische Strahlenschäden an der Haut des Patienten, wie bspw. temporäre Epilation und Erythema, nicht ausgeschlossen werden können. Neben der Abschätzung des stochastischen Strahlenrisikos durch das Dosisflächenprodukt müssen hier somit Maßnahmen zur Protokollierung und Reduktion der lokalen Exposition des Patienten diskutiert werden. So sollten z. B. biplanare Anwendungen aufgrund der erhöhten Exposition nur erfolgen, sofern es die angiografischen Umstände erfordern, und eine bedarfsorientierte Reduktion der Pulsfrequenz erwogen werden. Die Entwicklung und Umsetzung solcher Maßnahmen zur Abschätzung und Reduktion der Exposition des Patienten und des Untersuchers bei Erhalt der nötigen Bildqualität fällt in das Tätigkeitsfeld des Medizinphysikexperten (MPE) der Radiologie.

### KLINISCHE RELEVANZ DER STUDIE

- Für die lokale Haut-Äquivalentdosis  $H_p(0,07)$  des Patienten bei mechanischen Thrombektomien konnte ein lokaler Dosisreferenzwert von  $1,24 \pm 0,15$  Gy ermittelt werden.
- Es sollten Maßnahmen zur Protokollierung und Reduktion der lokalen Exposition in der interventionellen Neuroradiologie getroffen werden (bspw. kombinierte Messkammern).
- Dazu ist ein entsprechend fachkundiger Medizinphysikexperte zu Rate zu ziehen.

### Interessenkonflikt

Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

### Literatur

- [1] Interventionelle Radiologie – Empfehlung der Strahlenschutzkommission. Strahlenschutzkommission. 2007
- [2] Krogias C, Bartig D, Kitzrow M et al. Verfügbarkeit der mechanischen Thrombektomie bei akutem Hirninfarkt – Analyse der Versorgungsrealität in Deutschland. *Nervenarzt* 2017; 88: 1177–1185. doi:10.1007/s00115-017-0324-0
- [3] DIN 6814-3. Begriffe in der radiologischen Technik – Dosimetrie. Deutsches Institut für Normung e. V. 2014
- [4] ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 2007; 103: 99–100
- [5] DIN 13005. Leitfaden zur Angabe der Unsicherheit beim Messen. Deutsches Institut für Normung e. V. 1999
- [6] ICRP. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Publication 135. Ann ICRP 2017; 135: 44–47
- [7] Farah J, Rouchaud A, Henry T et al. Dose reference levels and clinical determinants in stroke neuroradiology interventions. *European Radiology* 2018. doi:10.1007/s00330-018-5593-x
- [8] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für interventionelle Röntgenanwendungen. 2018
- [9] Brix G, Griebel J, Czarwinski R. Melde- und Informationssystem für bedeutsame Vorkommnisse bei Strahlenanwendungen in der Medizin: Struktur, Zuständigkeiten und Meldekriterien. *Zeitschrift für Medizinische Physik* 2019; 29: 66–76. doi:10.1016/j.zemedi.2018.11.003
- [10] Chu FCH, Conrad JT, Bane HN et al. Quantitative and Qualitative Evaluation of Skin Erythema – I. Technic of Measurement and Description of the Reaction. *Radiology* 1960. doi:https://doi.org/10.1148/75.3.406
- [11] Glicksman AS, Chu FCH, Bane HN et al. Quantitative and Qualitative Evaluation of Skin Erythema – II. Clinical Study in Patients on a Standardized Irradiation Schedule. *Radiology* 1960. doi:https://doi.org/10.1148/75.3.411
- [12] Friedrich B, Maegerlein C, Lobsien D et al. Endovascular Stroke Treatment on Single-Plane vs. Bi-Plane Angiography Suites. *Clinical Neuroradiology* 2018. doi:10.1007/s00062-017-0655-z
- [13] Mooney RB, McKinstry CS, Kamel HA. Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology. *The British Journal of Radiology* 2000; 73: 745–751
- [14] Struelens L, Vanhavere F, Bosmans H et al. Skin dose measurements on patients for diagnostic and interventional neuroradiology: A multicentre study. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114: 143–146
- [15] Kemerink GJ, Frantzen MJ, Oei K et al. Patient and occupational dose in neurointerventional procedures. *Neuroradiology* 2002; 44: 522–528
- [16] Theodorakou C, Horrocks JA. A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral embolisation. *The British Journal of Radiology* 2003; 76: 546–552
- [17] Seifert H, El-Jamal A, Roth R et al. Reduzierung der Strahlenexposition von Patienten bei ausgewählten interventionellen und angiographischen Maßnahmen. *RöFo* 2000; 12: 1057–1064