

Simulation für die interventionelle Neuroradiologie zur Senkung periprozeduraler Komplikationen bei diagnostischen Angiographien

Lea Theresa Margreta Ströber

Vollständiger Abdruck der von der TUM School of Medicine and Health der Technischen Universität München zur Erlangung einer

Doktorin der Medizin (Dr. med.)

genehmigten Dissertation.

Vorsitz: Prof. Dr. Gabriele Multhoff

Prüfende der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Jan St. Kirschke
2. Priv. – Doz. Dr. Christian Schulz

Die Dissertation wurde am 27.04.2023 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die TUM School of Medicine and Health am 06.02.2024 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1. Verzeichnis der Abkürzungen	4
2. Kooperation und Veröffentlichung	6
3. Einleitung.....	7
4. Material und Methoden	10
4.1 Mentice Vist Simulator.....	10
4.1.1 Aufbau.....	10
4.1.2 Datenprotokollierung.....	12
4.2 Studienablauf.....	12
4.2.1 Validität und Trainingseffekt (Teil 1 und 2)	12
4.2.2 Patient*innenspezifisches Training	20
4.3 Datenanalyse/Statistische Auswertung	24
4.3.1 Verwendete Programme	24
4.3.2 Statistische Verfahren	24
5. Ergebnisse	26
5.1 Validität.....	26
5.1.1 Dauer.....	26
5.1.2 Durchleuchtungszeit.....	27
5.1.3 TCLT.....	27
5.1.4 NOCLR	27
5.1.5 Kontrastmittelverbrauch	28
5.1.6 Materialwechsel.....	28
5.1.7 Mittlere Herzfrequenz.....	29
5.1.8 Blickrichtung >30° nach unten.....	29
5.1.9 NASA-Task-Load-Index	29
5.2 Patient*innenspezifisches Training.....	30

5.2.1 Dauer und Durchleuchtungszeit	30
5.2.2 Kontrastmittelverbrauch	31
5.2.3 Materialwechsel	31
5.2.4 Flächendosisprodukt	31
5.2.5 Differenz der DWI-Läsionen	31
6. Diskussion.....	33
6.1 Validität.....	33
6.1.1 Dauer.....	33
6.1.2 Durchleuchtungszeit.....	34
6.1.3 TCLT und NOCLR.....	34
6.1.4 Kontrastmittelverbrauch	34
6.1.5 Materialwechsel	35
6.1.6 mittlere Herzfrequenz	35
6.1.7 Blickrichtung > 30° nach unten.....	37
6.1.8 NASA TLX	38
6.2 Patient*innenspezifisches Training.....	39
6.2.1 Dauer und Durchleuchtungszeit	40
6.2.2 Kontrastmittelverbrauch	41
6.2.3 Materialwechsel	42
6.2.4 Flächendosisprodukt	43
6.2.5 Differenz der DWI- Läsionen.....	44
6.3 Limitationen.....	46
7. Fazit	48
8. Zusammenfassung.....	49
9. Summary	51
10. Abbildungsverzeichnis	53

11. Tabellenverzeichnis	54
10. Literaturverzeichnis	55
13. Anhang	68

1. Verzeichnis der Abkürzungen

ACC	Arteria carotis communis
ACE	Arteria carotis externa
ACI	Arteria carotis interna
ADC	Apparent Diffusion Coefficient \triangleq quantitatives Maß der Diffusion im MRT
ANOVA	Analysis of Variance \triangleq Varianzanalyse (statistisches Rechenverfahren)
CT	Computertomographie
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie
DAP	Dose Area Product \triangleq Flächendosisprodukt
DWI	Diffusion Weighted Imaging \triangleq diffusionsgewichtete MRT-Sequenz
EKG	Elektrokardiogramm
F	French \triangleq 1/3mm
HRV	Heart Rate Variability \triangleq Herzfrequenzvariabilität
LAO	Left Anterior Oblique \triangleq Röntgeneinstellung mit schrägem Strahlengang von dorsal rechts nach ventral links
mGycm ²	Milligray pro Quadratcentimeter
min	Minuten
ml	Milliliter
MRT	Magnetresonanztomographie
NASA-TLX	National Aeronautics and Space Administration Task Load Index
NOCLR	Number of Cine Loops Recorded
p.a.	posterior-anterior
PACS	Picture Archiving and Communication System \triangleq Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem
PICA	Posterior Inferior Cerebellar Artery \triangleq Arteria cerebelli inferior posterior
RAO	Right Anterior Oblique \triangleq Röntgeneinstellung mit schrägem Strahlengang von dorsal links nach ventral rechts
rt-PA	Recombinant Tissue Plasminogen Activator \triangleq gewebsspezifischer Plasminogenaktivator
SIM	Simmons- bzw. Sidewinder-Katheter
STL	Stereolithography (Dateiformat)

TCLT	Total Cine Loop Time
TIA	transitorisch ischämische Attacke
VA	Arteria vertebralis/ Vertebralarterie
VIST	Vascular Intervention System Trainer
x_M	Modalwert \triangleq am häufigsten gemessener Wert
x_{50}	Median

2. Kooperation und Veröffentlichung

Die Studiendurchführung und statistische Auswertung, die dieser Promotion zugrunde liegen, erfolgten in Kollaboration mit verschiedenen Personen und Instituten. So wurden die Untersuchungen und die Datenverarbeitung der beiden ersten Studienteile („Validität“ und „Trainingseffekt“) von K. Gehling und mir gemeinsam durchgeführt. Die Auswertung der Daten erfolgte getrennt, daher sind die Ergebnisse zum Studienteil „Trainingseffekt“ lediglich in der Dissertation von K. Gehling nachzulesen. Hierauf wird im folgenden Text durch „s. Kooperationsarbeit Gehling“ verwiesen (Gehling 2020). Die schriftliche Ausarbeitung wurde selbstverständlich ebenfalls separat vorgenommen.

Die statistische Analyse erfolgte in Zusammenarbeit mit PD Dr. A. Hapfelmeier vom Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie der Technischen Universität München. Der verwendete Herzfrequenzgurt wurde uns von Herrn PD Dr. med. C. Schulz von der Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München zur Datengewinnung zur Verfügung gestellt. S. Kohlbecher von der Ludwig-Maximilians-Universität München machte die Nutzung der EyeSee-Kamera und die Auswertung der von ihr akquirierten Daten möglich.

Bereits 2016 stellte ich erste Teile der Studienergebnisse in Form einer Posterpräsentation mit dem Titel „Simulation neuroradiologischer Angiographien: Validität und Trainingseffekt“ auf dem Interventionell Radiologischen Olbert Symposium in Salzburg vor. Zudem wurden zwischenzeitlich drei Artikel veröffentlicht bei denen ich als Koautorin aufgeführt bin: „Simulation Training in Neuroangiography – Transfer to Reality“ (Kreiser, Gehling et al. 2020), „Simulation Training in Neuroangiography – Validation and Effectiveness“ (Kreiser, Ströber et al. 2020) und „Differences in Beginner and Expert Neurointerventionalists' Heart Rate Variability during Simulated Neuroangiographies“ (Hinzmann et al. 2022).

3. Einleitung

„Simulation has a long history and is particularly useful in fields that carry high risk and cost in the event of errors.“ (Singh et al. 2013)

Simulationen werden in den verschiedensten Bereichen genutzt, um Szenarien und Situationen nachzustellen, die man reell nicht kreieren kann, ohne Menschenleben zu gefährden oder einen immensen Organisationsaufwand zu betreiben (Farra et al. 2019). Dies ist beispielsweise in der Automobil- und Flugindustrie sowie beim Militär der Fall. In das Training von Pilot*innen ist das Absolvieren von Simulationsübungen bereits seit 1934 integriert und wurde schnell in den Pflichtkatalog der Ausbildung aufgenommen (Singh et al. 2013).

In der Medizin hingegen herrschte lange Zeit das Prinzip des „see one, do one, teach one“ vor (Kotsis und Chung 2013). In den letzten Jahrzehnten hat sich dies zunehmend verändert, teils aufgrund der fortschreitenden technischen Möglichkeiten, teils hervorgerufen durch einen gesellschaftlichen Wandel. Letzterer toleriert weniger Fehler (wie sie in einer klinischen Ausbildung natürlicherweise vorkommen) und verlangt zugleich, dass neue Technologien schneller und erfolgreicher integriert und etabliert werden (Rudarakanchana et al. 2015). Zusätzlich sind in der heutigen Zeit Tierversuche in großen Teilen der Bevölkerung ethisch nicht mehr akzeptiert. Abgesehen davon können Versuche dieser Art in vielen Fällen ohnehin nicht auf den Menschen übertragen werden (Pound et al. 2004).

Simulationstraining begann zunächst damit junge Mediziner*innen mit Schauspielpatient*innen Begegnungen des klinischen Alltags üben zu lassen. Es folgten Modellpuppen, die vor allem im Bereich des Reanimationstrainings bis heute einen hohen Stellenwert haben. In den chirurgischen Disziplinen operierte man sowohl an toten als auch lebendigen Tieren (sogenannte physikalische Simulation) und schließlich wurden auch virtuelle Simulatoren eingeführt; zunächst vor allem für laparoskopische Operationsverfahren und endoskopische Vorgänge, z.B. die Koloskopie (Singh et al. 2013; Ahmed et al. 2010).

Im Jahr 2000 erschien das Werk „To Err Is Human: Building A Safer Healthcare“ (Kohn et al. 2000), welches sich mit Fehlerquoten in der Medizin befasste und als Grundlage für ein sichereres Gesundheitssystem unter anderem Simulationstrainings in der Ausbildung empfahl. Seitdem hat die Verwendung von Simulationen im Gesundheitssektor rapide zugenommen,

selbstverständlich auch im Bereich der endovaskulären angiographischen Verfahren (Rudarakanchana et al. 2015).

Für den Bereich der neuroradiologischen minimalinvasiven Methoden ist diese Entwicklung speziell seit Inkrafttreten der Ergänzung zur Leitlinie für die akute Therapie des ischämischen Schlaganfalls 2015 von besonderer Bedeutung (Ringleb et al. 2015). Diese empfiehlt aktuell neben der medikamentösen Thrombolyse auch eine mechanische Thrombektomie mittels Katheter (Miltner 2015), da in 5 großen Studien belegt wurde, dass die Kombination der beiden Verfahren der Monotherapie mit gewebsspezifischem Plasminogenaktivator [engl.: recombinant tissue plasminogen activator = rt-PA] überlegen ist (Saver et al. 2015; Jovin et al. 2015; Goyal et al. 2015; Berkhemer et al. 2015, 2015; Campbell et al. 2017). Die Zahl der endovaskulär behandelten Patient*innen stieg seither stetig an (Berlis et al. 2019). Zudem wurde zuletzt das Zeitfenster erweitert (vorher 6, jetzt 24 Stunden), in dem eine interventionelle Schlaganfalltherapie durchgeführt werden kann (Nogueira et al. 2018; Albers et al. 2018). Somit wird die Zahl der geeigneten zu behandelnden Personen und damit auch der Bedarf an adäquat ausgebildeten interventionellen Neuroradiolog*innen weiterhin steigen (Medscape 2016).

Im Gegenzug verliert aber die diagnostische kathetergestützte Angiographie eher an Bedeutung, da bildgebende Verfahren wie die MR- und CT-Angiographie häufig schnellere und nicht-invasive Alternativen darstellen. Die Schwierigkeit der endovaskulären Schlaganfalltherapie besteht aber zu einem nicht zu unterschätzenden Anteil aus der Sondierung der Halsgefäße, wie sie bei jeder diagnostischen Angiographie praktiziert wird. Genau diese Expertise ist daher dringend vonnöten.

Unter den gegebenen Voraussetzungen bieten Simulationen eine reelle Chance die Ausbildung der Berufsgruppe der interventionellen Neuroradiolog*innen schneller und trotzdem qualitativ gut zu gewährleisten (Schimmel et al. 2016).

Zu Studienbeginn gab es in der Sparte der endovaskulären Prozeduren sieben frei erwerbbarere Simulatormodelle. Sie sind alle in der Lage haptisches und physiologisches Feedback zu geben, sowie Parameter aufzuzeichnen, die - zumindest in einzelnen Aspekten - einen Rückschluss auf das Können einer Person zulassen. Diesen Modellen ist gemein, dass man sowohl von der jeweiligen Herstellerfirma zur Verfügung gestellte Fälle als auch spezifische, aus Bildmaterial

(CT, MRT) erstellte Fälle bearbeiten kann (s. auch 4. Material und Methoden) (Eslahpazir et al. 2014).

Evaluiert werden muss, ob diese Simulatoren klinische Umstände und Szenarien realitätsgetreu darstellen können und somit geeignet sind das Können einzelner Personen zu erfassen und durch Training zu steigern.

In mehreren Studien wurde bereits belegt, dass der hier getestete Simulator den Erfahrungsstand der Proband*innen adäquat wiedergibt. Hierbei wurden allerdings lediglich Simulationen von Carotisstentings (van Herzeele et al. 2007) sowie kardialen (Jensen et al. 2013; Lipner et al. 2010) und renalen (Coates et al. 2010; Aggarwal et al. 2006) angiographischen Interventionen untersucht. Somit sind diese Erkenntnisse nicht notwendigerweise auch auf die Neuroradiologie übertragbar.

Bislang konnte außerdem eine Verbesserung der Fertigkeiten von Versuchspersonen bei Interventionen an der A. carotis (Patel et al. 2006) sowie in der interventionellen Behandlung der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit (pAVK) (Chaer et al. 2006) festgestellt werden. Zusätzlich wurde nachgewiesen, dass eine vorherige theoretische Kenntnis der Vorgänge die Leistung verbessert (van Herzeele et al. 2008). Auch im Bereich der endovaskulären Notfallversorgung von rupturierten Aortenaneurysmen kann ein Simulator zur Vorbereitung für ganze Teams genutzt werden (Rudarakanchana et al. 2015).

Zum aktuellen Zeitpunkt liegt unter all diesen Aspekten auch ein Augenmerk darauf, ob man mit patientenspezifischen Simulationen (also Simulationen, die die individuelle Anatomie eines Menschen darstellen) das klinische Outcome signifikant verbessern kann.

In unserem Projekt lag der Fokus darauf, zu evaluieren inwiefern ein Simulator diagnostische Katheter-gestützte Angiographien der Hals- und Kopfgefäße realitätsgetreu nachstellt und somit auch speziell für die Nachstellung von neuroradiologischen Verfahren geeignet ist.

In weiteren Studienteilen wurde untersucht, ob sich durch Übung am Simulator ein Trainingseffekt darstellen lässt (s. Kooperationsarbeit Gehling (Gehling 2020)) und ob durch vorheriges Simulieren eines Eingriffs Komplikationsraten bei elektiv behandelten Personen verringert werden können. Hintergrund war die Frage, ob der Einsatz des Simulators in der Ausbildung der ärztlichen Belegschaft und im klinischen Alltag sinnvoll wäre (Liebig et al. 2018).

Als Folge könnte Simulationstraining als fester Bestandteil der neuroradiologischen Ausbildung etabliert werden.

4. Material und Methoden

4.1 Mentice Vist Simulator

4.1.1 Aufbau



Abbildung 1: Mentice Vist Simulator in Betrieb (Kreiser, Ströber et al. 2020)

Verwendet wurde das Modell VistLab der Firma Mentice (Göteborg, Schweden).

Der Simulator besteht aus einem bewegbaren Tisch in dessen Oberfläche eine abstrakte Modellpuppe eingearbeitet ist (vgl. Abbildung 1). In der Leiste dieses Modells befindet sich eine Öffnung in der dauerhaft eine Schleuse eingebracht ist. Sie stellt den Zugang zum haptischen Simulator der Firma Xitact CHP (Coles et al. 2011) dar.

Dieser besteht aus einem länglichen Gehäuse in dessen Inneren an drei hintereinandergeschalteten Positionen eines Führungskanal die eingeführten Katheter und Drähte sowohl passiv erfasst als auch aktiv manipuliert werden können (Eslahpazir et al. 2014).

Passiv bedeutet in diesem Fall ein einfaches Festhalten des eingeführten Instruments, unter

aktiv lässt sich eine Krafteinwirkung verstehen, die ebenjenes wieder Richtung Schleuse befördert, also herauschiebt. Auf Höhe dieser drei Stationen befinden sich außerdem Sensoren, die optisch erfassen, wie weit der Draht oder Katheter bereits eingeführt wurde und inwiefern das Werkzeug gedreht wird.

Der Simulator ist mit einem Rechner verbunden, der die Daten des physikalischen, also realen Teils der Simulation mit dem virtuellen Part verbindet.

Dem Computerprogramm liegen dreidimensionale Bildinformationen auf der Basis von STL-Dateien zugrunde, die entweder selbst generiert werden können (s. 4.2.1.1.1) oder in Form vorgegebener Fälle von der Firma Mentice zur Verfügung gestellt werden.

Auf drei Bildschirmen werden bei Starten eines Falls die simulierten Röntgen- und Durchleuchtungsbilder in zwei Ebenen angezeigt oder können nachbetrachtet werden. Ein vierter Bildschirm ermöglicht beispielsweise das Auswählen verschiedener Katheterarten und –spitzen sowie Drahtvarianten und –konfigurationen (s. Abbildung 2).

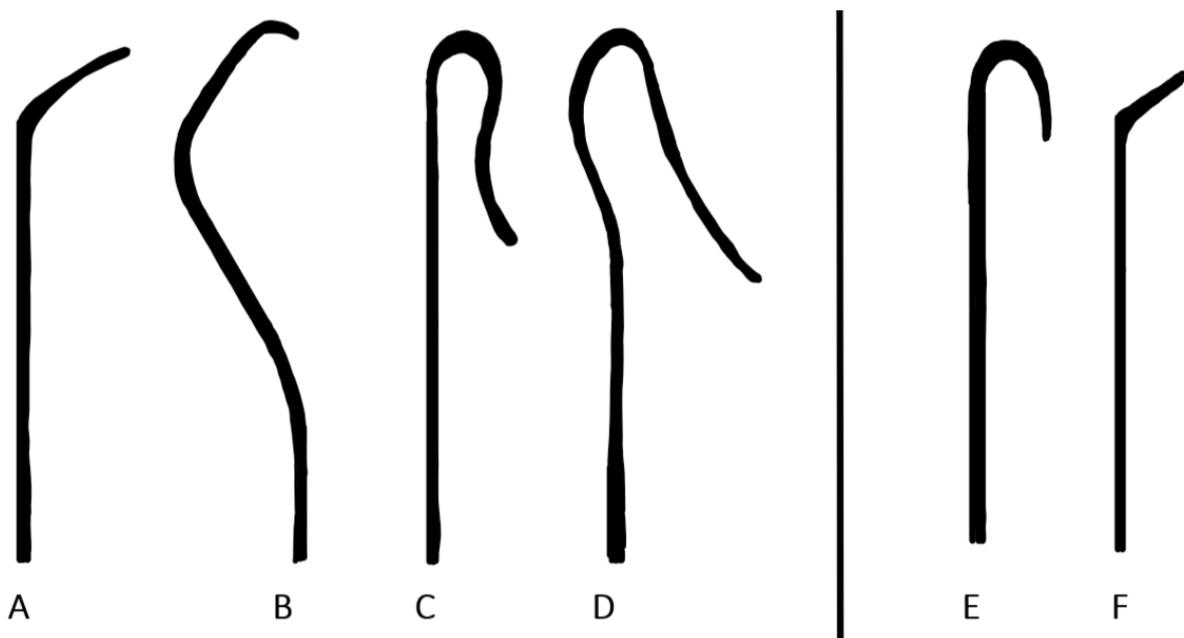


Abbildung 2: Auswahl der verwendeten Draht- und Katheterarten

A: Vertebralis-Katheter

B: Headhunter-Katheter

C/D: Simmons-1 bzw. 2-Katheter (=SIM, =Sidewinder-Katheter)

E: J-Curve-Draht

F: 35°-Draht

Teile der Kontrollfunktionen können auch von der Testperson selbst auf einem Paneel mit Schaltflächen und –hebeln gesteuert werden. Hiermit können die beiden virtuellen C-Bögen und in Relation dazu auch der Tisch in der horizontalen und vertikalen Ebene bewegt werden.

Zudem ist Einblenden, Vergrößern und die Aktivierung der sogenannten Roadmap-Funktion möglich. Hierunter versteht man die Unterlegung des aktuellen Durchleuchtungsbildes mit einem zuvor mittels Kontrastmittelinjektion erzeugten Bild zur Navigation innerhalb der Gefäßstrukturen. Außerdem verfügt die Versuchsperson über zwei Fußpedale mit denen sie virtuell durchleuchten oder Röntgenserien aufnehmen kann.

Die Kontrastmittelgabe wird mittels Luftinjektion über eine 10 ml-Spritze und einen mit dem Simulator verbundenen Schlauch simuliert.

4.1.2 Datenprotokollierung

Der Mentice VistLab Simulator protokolliert während der Durchführung jedes Falls verschiedene Parameter.

Dazu gehören: die Gesamtdauer und die Durchleuchtungszeit in Minuten, die Kontrastmittelmenge in Milliliter, die verwendeten Draht- und Katheterarten mit Anzahl der Draht- bzw. Katheterwechsel, die Anzahl der aufgenommenen (Kontrastmittel-) Serien (number of cineloops recorded = NOCLR) sowie die insgesamt Dauer dieser Serien (total cine loop time = TCLT).

Weitere Daten wurden von den Studienassistentinnen während der Simulation in einem Protokoll erfasst (s. 4.2.1.1.4 und Anhang 2).

4.2 Studienablauf

4.2.1 Validität und Trainingseffekt (Teil 1 und 2)

4.2.1.1 Studienteil 1: Validität

Im ersten Studienteil wurden die Proband*innen in zwei Leistungsgruppen eingeteilt. Von allen waren zunächst fünf Angiographien der Kopf- und Halsgefäße in fünf verschiedenen Schwierigkeitsstufen am Simulator durchzuführen. Nach Abschluss der ersten 5 Simulationen fand eine zweite Simulationsrunde statt, in der erneut 5 Fälle verschiedenen Anforderungsgrades bewältigt werden mussten. Hier wiederholten sich 3 der 5 Szenarien. Auf diese Weise sollte ermittelt werden, ob der Simulator die für diagnostische Angiographien der Kopf- und Halsgefäße nötige Expertise realitätsgetreu widerspiegelt und ob sich ein Trainingseffekt erkennen lässt (s. auch Kooperationsarbeit Gehling) (Gehling 2020).

4.2.1.1.1 Angiographische Quelldaten

Als Quelle für das Erstellen der Fallszenarien dienten CT- und MRT-Daten aus dem klinikinternen Bildarchiv („picture archiving and communication system“, PACS), die maximal ein Jahr alt waren. Hierbei wurden MR-Angiographien von Patient*innen bevorzugt, bei denen auch eine konventionelle Angiographie durchgeführt worden war. Aus den zugehörigen Befunden ließ sich über die benötigten Katheter bereits eine erste Einschätzung des Schwierigkeitsgrades treffen.



Abbildung 3: verschiedene Ansichten des Aortenbogens mit den Abgängen der Kopf-Hals-Gefäße (Kreiser, Gehling et al. 2020)

- a) semiautomatisch segmentierte Magnetresonanztomographie
- b) 3D-Anatomie-Modell nach Verknüpfung mit den Standardgefäßen
- c) Roadmap des Aortenbogens über einen SIM-Katheter während der Simulation
- d) Roadmap des Aortenbogens über einen SIM-Katheter bei der realen Angiographie

Geeignetes Bildmaterial wurde anschließend mit dem Programm „Philips Intellispace Portal“ semiautomatisch segmentiert und in eine STL-Datei umgewandelt. Hierbei wurden die Bildinformationen so bearbeitet, dass lediglich die für die Simulation wichtigen Gefäße zurückblieben. Folglich wurden kleine Venen und auch die Pulmonalarterien entfernt. Obligatorisch musste im Bildmaterial der Aortenbogen mit seinen abführenden Arterien sowie deren Abgänge und Aufzweigungen im Halsbereich vorhanden sein.

Die STL-Dateien wurden daraufhin via USB-Stick auf den Simulatorrechner transferiert. Mit dem hier integrierten Modul „Case-It-Neuro“ konnten nun 3D-Modelle erstellt werden. Dazu wurden die eben generierten Daten importiert und mit vorhandenen Templates, also „Standardgefäßen“ verbunden (vgl. Abbildung 3). In unserem Fall waren diese Gefäße stets die Iliakalarterien sowie die Aorta descendens bis zum Beginn des Aortenbogens. Diese waren in allen Szenarien identisch und frei von Pathologien.

Nach Beenden der Bearbeitung wurde der Fall in das eigentliche Simulationsprogramm „VIST“ integriert.

Auf diese Weise wurden insgesamt zwanzig Fallszenarien erstellt. Von der Studienleitung, einer Neuroradiologin mit circa zehn Jahren Erfahrung in diagnostischen Angiographien der Kopf- und Halsgefäße, wurden diese in unterschiedliche Schwierigkeitsgrade eingeteilt.

Diese lauteten:

- A: leicht; ausschließlich mit Vertebraliskatheter zu schaffen, kein Roadmap nötig
- B: mittel; ausschließlich mit Vertebraliskatheter möglich; Roadmap nötig
- C: mittel; mit Normvariante eines Gefäßabgangs; ausschließlich mit Vertebraliskatheter; Roadmap nötig
- D: schwer; SIM-Katheter nötig
- E: sehr schwer; SIM-Katheter und Roadmap nötig

Schlussendlich wurden nach Prüfung der Durchführbarkeit am Simulator fünf Fälle - einer aus jeder Schwierigkeitsstufe - ausgewählt. Die Auswahl erfolgte wiederum durch die Studienleitung, die selbst nicht an der Studie teilnahm.

4.2.1.1.2 Probandenkollektiv

Von insgesamt dreizehn Versuchspersonen schlossen elf die Studie ab und wurden in der Auswertung berücksichtigt. Sie wurden nach Erfahrungsstand in zwei Gruppen eingeteilt. Fünf Expert*innen, die bereits mehrjährige interventionelle Erfahrung in der Neuroradiologie besaßen und sechs Anfänger*innen, die entweder gar keine oder lediglich interventionelle Erfahrung in anderen Gebieten vorweisen konnten.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Technischen Universität München genehmigt (172/14), alle Teilnehmenden erteilten vorab ihr schriftliches Einverständnis zur Verwendung der generierten Daten.

4.2.1.1.3 Auftrag Simulationssitzung

Der Arbeitsauftrag bestand darin, für jeden erstellten Fall eine diagnostische Panangiographie der Kopf- und Halsgefäße durchzuführen (Arteria carotis externa [ACE] und interna [ACI] sowie Arteria vertebralis [VA] der linken und rechten Seite). Eine Reihenfolge wurde nicht vorgegeben. Die Röntgenserien sollten in Standardeinstellungen aufgenommen werden.

Die Darstellung der ACE erfolgt in zwei Ebenen (posterior-anterior [p.a.] und lateral) ohne Kippung. Dabei ist es wichtig den kompletten Skalp im Bildausschnitt festzuhalten, da er zum Versorgungsgebiet besagter Arterie gehört.

Die ACI wird in vier verschiedenen Ebenen betrachtet. Zunächst im p.a.-Strahlengang mit Kippung um etwa 15° nach kranial (hierbei projizieren sich die Kanten des Felsenbeins in die Mitte der knöchernen Orbitakontur) sowie von lateral ohne Kippung. Die dritte und vierte Ebene wurde ohne Kippung, jedoch mit Drehung beider C-Bögen um die Longitudinalachse („left anterior oblique“ [LAO] 45°/135° oder „right anterior oblique“ [RAO] 135°/45°) angefertigt.

Bei der VA wird ebenfalls eine Darstellung in vier Ebenen gefordert. Diese entsprechen bis auf die erste denen der ACI. In der p.a.-Projektion ist die kraniale Kippung dagegen auf circa 35° festgelegt, hierbei muss der Blick in die hintere Schädelgrube gewährleistet sein (Townes-Projektion). Eine Besonderheit ist hier, dass unter Umständen nur eine (meist die linke) Vertebralarterie angespritzt werden muss, um beide VA beurteilen zu können. Dies ist dann ausrei-

chend, wenn sich das eingespritzte Kontrastmittel retrograd in die VA der anderen Seite ausbreitet und gleichzeitig der intrakranielle Verlauf (A. basilaris mit Aufteilung und die Arteria cerebelli inferior posterior [PICA] beidseits) ausreichend kontrastiert ist (Ahn et al. 2013).

Eine Einblendung, die in der Realität bei Aufnahme der Serien normalerweise erfolgt um die untersuchte Person einer geringeren Strahlenbelastung auszusetzen, wurde notiert, allerdings bei Unterlassen nicht als Fehler oder negativ verbucht.

4.2.1.1.4 Ablauf Simulationssitzung

Nach einmaligem Ausfüllen einer Einverständniserklärung und Erhalt einer Arbeitsanweisung (vgl. Anhang 1) folgte als kurzer Testlauf die Bearbeitung eines nicht zur Studie gehörenden Beispielfalls am Simulator um die Funktionen kennenzulernen. Hiernach mussten alle fünf Szenarien einmal bearbeitet werden. Die Reihenfolge der Szenarien war bei allen Teilnehmer*innen gleich, jedoch nicht nach Schwierigkeitsgraden geordnet. Letztere waren den Testpersonen ebenfalls nicht bekannt.

Vor Beginn einer Simulationssitzung wurde der Versuchsperson ein Herzfrequenzgurt und die EyeSee-Kamera angelegt (s. 4.2.1.3 und 4.2.1.4). Jeder Durchlauf wurde mit Standardeinstellungen am Simulator begonnen. Diese beinhalteten einen hydrophilen Führungsdraht (.035“, 35°- Krümmung der Spitze) und einen Vertebraliskatheter der Größe 5 F.

Der Ablauf des Simulationsvorgangs wurde in einem eigens dafür erstellten Protokoll vom anwesenden Assistenzpersonal dokumentiert (s. Anhang 2). Als begonnen galt die Sitzung, sobald der Draht durch die Schleuse eingeführt und vom Gerät erkannt worden war.

Nun mussten der Katheter von der Arteria femoralis communis bis zum Aortenbogen vorge-schoben und anschließend die Abgänge des Aortenbogens sondiert werden. Protokolliert wurde die Reihenfolge der sondierten Gefäße, die Zeit bis zum Erreichen des Aortenbogens, etwaige Katheter- oder Drahtwechsel, die Nutzung von Roadmaps, die erfolgreiche Darstellung eines Gefäßterritoriums und die Einstellungen, die die Versuchsperson dafür vornahm. Bewertet wurde hier auch, ob der Bildausschnitt gut gewählt und ob die Dauer der Serie ausreichend war. Da am Simulator nur Arterien und keine Venen repräsentiert sind, wurde das Ende einer Serie als der Zeitpunkt der kompletten „Abflutung“ der arteriellen Kontrastierung

definiert. Im Protokoll wurde außerdem dokumentiert, ob etwaige technische Rückfragen oder Anmerkungen bestanden hatten.

Ein Durchlauf wurde beendet, wenn ihn die Testperson für abgeschlossen erklärte. Als Zeitlimit wurde eine Dauer von 2 Stunden festgelegt um etwaige Ermüdungserscheinungen zu vermeiden. Abschließend wurden im Protokoll auch die vom Simulator generierten Daten eingetragen (s. 4.1.2).

Das Assistenzpersonal leistete lediglich hinsichtlich der Bedienung des Simulators, nicht aber bezüglich der Durchführung des Arbeitsauftrags Hilfestellung.

4.2.1.2 Studienteil 2: Trainingseffekt (siehe hierzu Kooperationsarbeit Gehling (Gehling 2020))

4.2.1.3 EyeSee- Kamera



Abbildung 4: EyeSeeCam (Gehling 2020)

Die Versuchspersonen trugen während der Simulationen eine Eye-Tracking-Kamera (EyeSee-Cam Sci, EyeSeeTec GmbH, München, Deutschland; s. Abbildung 4) auf dem Kopf. Diese bestand aus drei kleinen Kameras, von denen eine nach vorne gerichtet war und das Sichtfeld filmte. Die beiden anderen Kameras waren über Spiegel auf die Augen der Studienteilnehmenden ausgerichtet. Sie nahmen Augenbewegungen, Pupillenveränderungen und die Lidschlagfrequenz auf. Die Kamera war direkt mit einem Laptop verbunden. Dieser wurde jeweils vor Simulationsbeginn mit dem Simulator und dem Herzfrequenzgurt zeitlich synchronisiert. Für die Auswertung wurde der prozentuale Anteil der Zeit eruiert, in dem die Proband*innen den Blick $>30^\circ$ nach unten (also auf ihre Hände oder den Tisch) gerichtet hatten.

4.2.1.4 Herzfrequenzgurt



Abbildung 5: Herzfrequenzgurt (Gehling 2020)

Jede Versuchsperson trug während der Versuche einen Brustgurt (bestehend aus: Zephyr™ BioModule™ Sensor; BioHarness™3, Medtronic, Annapolis, MD, USA; und: Portabler Gurt; Zephyr™ Strap, s. Abbildung 5), der ein EKG aufzeichnete. Die Dateien, die hierbei entstanden, wurden im Nachhinein mit dem Programm ARTiiFACT (MATLAB®-basierte Software; MathWorks®, Natick, MA, USA)(Kaufmann et al. 2011) auf 5 Minuten- Sequenzen (jeweils die ersten 300 Sekunden eines Simulationsdurchgangs) gekürzt und analysiert.

Hierbei können neben der mittleren Herzfrequenz auch die mittleren Zeitabstände zwischen den R-Zacken ermittelt und über mehrere Berechnungen weitere verschiedene Parameter bestimmt werden, die die sogenannte Herzfrequenzvariabilität (HRV) beschreiben. Letztere ist die individuelle Schwankung der Intervalldauer zwischen einzelnen aufeinanderfolgenden Herzschlägen und wird in der Forschung zur Messung der kognitiven Leistungsfähigkeit und Arbeitsbelastung benutzt. In die Auswertung flossen jedoch lediglich die mittleren Herzfrequenzen der Testpersonen während des oben angegebenen Zeitintervalls ein.

4.2.1.5 NASA-Task-Load-Index-Fragebogen

Im Anschluss an das Fertigstellen eines Falls wurde seitens der Versuchspersonen ein Fragebogen (NASA TLX, Anhang 3) zur subjektiven Arbeitsbelastung ausgefüllt (Hart und Staveland 1988).

Der Fragebogen umfasst sechs Kategorien: mentale und körperliche Anstrengung, Zeitdruck, Erfolg, persönliche Anstrengung und Unsicherheit bei Lösen der Aufgabe.

Die Fragen wurden anhand einer visuellen Analogskala beantwortet, die zur Auswertung in eine numerische Skala von 1 bis 20 Punkten umgewandelt wurde um statistisch erfasst werden zu können (Mohamed et al. 2014; Young et al. 2008; Xiao et al. 2005).

4.2.2 Patient*innenspezifisches Training

4.2.2.1 Angiographische Quelldaten

Auch im klinischen Teil unserer Studie wurden die angiographischen Quelldaten aus dem lokalen PACS gewonnen. Das Bildmaterial war in diesem Fall jedoch patient*innenspezifisch und aktuell. Die Extrahierung und Bearbeitung erfolgten wie bereits zuvor (s. 4.2.1.1.1).

4.2.2.2 Patient*innenkollektiv

Das Patient*innenkollektiv stellten Patientinnen und Patienten der neuroradiologischen Abteilung des Universitätsklinikums rechts der Isar der TU München dar. Hierbei wurden nur Personen eingeschlossen, die sich elektiv zur diagnostischen Angiographie vorstellten. Nach Einwilligung zur Teilnahme an der Studie wurde vor und nach Durchführung der Angiographie ein cMRT mit diffusionsgewichteter Sequenz (sog. DWI-Sequenz) gefahren. Bei der Hälfte der Untersuchten wurde die Anatomie auf den Simulator übertragen und der Fall vor Durchführung der eigentlichen diagnostischen Angiographie geübt. Die Auswahl erfolgte zufällig.

Insgesamt nahmen 40 Patient*innen teil, somit wurden 20 Fälle simuliert. Im Median lag das Alter in der simulierten Gruppe (bestehend aus 6 Männern und 14 Frauen) bei 64 Jahren, in der nicht-simulierten Gruppe (8 Männer, 12 Frauen) bei 69,5 Jahren (Kreiser, Gehling et al. 2020).

4.2.2.3 Ablauf Simulationssitzung

Assistenz- und Oberärzt*innen der neuroradiologischen Abteilung führten in diesem Teil des Projekts die Simulationen selbstständig, das heißt ohne Assistenz durch. Hierbei wurden Kamera und Herzfrequenzgurt nicht mehr getragen. Die Anatomie war vorher bekannt und die Simulation durfte so oft wie gewünscht und ohne zeitliches Limit durchgeführt werden.

Ziel der Simulation war es, sich bestmöglich mit der Anatomie vertraut zu machen und mögliche Draht- bzw. Katheterkonfigurationen zu testen. Die Simulation wurde stets von der ärztlichen Person durchgeführt, die auch für die reale Neuroangiographie des Untersuchten eingeteilt war.

4.2.2.4 Ablauf reale Angiographie

In der realen Angiographie war die Aufgabe ebenfalls die Durchführung einer Angiographie der Kopf- und Halsgefäße (genauer Ablauf s. 4.2.1.1.3). Die genaue Anzahl der sondierten Gefäße variierte jedoch je nach Indikationsstellung. 25 der Angiographien wurden durch eine Person in fachärztlicher Weiterbildung vorgenommen, 12 durch eine ärztliche Führungskraft. In 3 Fällen musste eine Oberärztin oder ein Oberarzt übernehmen, da sich die Sondierung der erforderlichen Gefäße schwierig gestaltete.

Während jeder Prozedur wurden die verwendeten Katheter kontinuierlich mit einer Heparinlösung gespült (2000I.E./1000ml), es wurde stets ein femoraler Zugang gewählt. Standardmäßig wurden eine 5F- Schleuse, ein Führungsdraht (0,035'', Glidewire, Terumo, US) und ein 5F-Katheter (Vertebralis/ SIM=Sidewinder I/ SIM II, Cordis, US) benutzt. Das Kontrastmittel (nicht-ionisch, Imeron 300, Bracco, DE) wurde manuell appliziert.

4.2.2.5 Feedbackbogen

Sowohl für die Simulationssitzungen als auch für die realen Angiographien musste ein kurzes Protokoll in Form eines Feedbackbogens ausgefüllt werden (vgl. Anhang 4). Dabei wurden die Gesamtdauer, die Durchleuchtungszeit in Minuten, die Kontrastmittelmenge in Millilitern, die verwendeten Draht- und Katheterarten mit Anzahl der Draht- bzw. Katheterwechsel und Anzahl der sondierten Gefäße, die NOCLR sowie die TCLT notiert.

Außerdem konnten gegebenenfalls subjektive Eindrücke, insbesondere zu Abweichungen der Realität gegenüber der Simulation, erfasst werden. Des Weiteren konnte kommentiert werden, ob sich die Ärztin bzw. der Arzt anhand der Erfahrungen während der Simulation beispielsweise für einen anderen Katheter oder Draht entschieden hatte. Angegeben werden musste, ob alle erforderlichen Gefäße dargestellt worden waren. Falls nicht, erforderte dies eine Begründung.

4.2.2.6 Auswertung der DWI-Sequenzen

Bei der Durchführung von Angiographien besteht unter anderem ein Risiko für die Entstehung von klinisch stummen Ischämien durch Mikroemboli (Krings et al. 2006). Kleinste Luftbläschen, Blutgerinnsel oder von den Gefäßwänden abgelöste Partikel können zu Verschlüssen winziger Endstromarterien führen. Der hierdurch ausgelöste Sauerstoffmangel führt zu einem zytotoxischen Ödem mit Volumenzunahme des Intrazellularraumes und konsekutiv zu einer Abnahme des Extrazellularraumes. In der Folge kommt es zur Diffusionsrestriktion der Wassermoleküle (Drake-Pérez et al. 2018). Mittels Diffusionswichtung (DWI) in der Magnetresonanztomographie kann man das Ausmaß der Diffusion von Wassermolekülen im Extrazellularraum erfassen. Akute Ischämien im Gehirn sind dabei als hyperintense (weiße) Bereiche vom gesunden, hypointensen (dunklen) Gewebe zu unterscheiden (vgl. Abbildung 6) (Le Bihan 2014).

Zur Differenzierung zwischen Diffusionsrestriktion und T2-Signalen, die Wasser ebenfalls hyperintens erscheinen lassen, wird zudem ein ADC-Bild (ADC = „apparent diffusion coefficient“, s. Abbildung 6) erstellt. Dieses stellt ein Negativ des DWI-Signals dar, lässt das fragliche Areal also hypointens erscheinen, und ermöglicht so eine sicherere Einordnung des Befunds (Drake-Pérez et al. 2018). Mit Hilfe dieser Methode können ischämische Herde mit hoher Sensitivität bereits kurz nach Entstehung identifiziert werden (SATO et al. 2013).

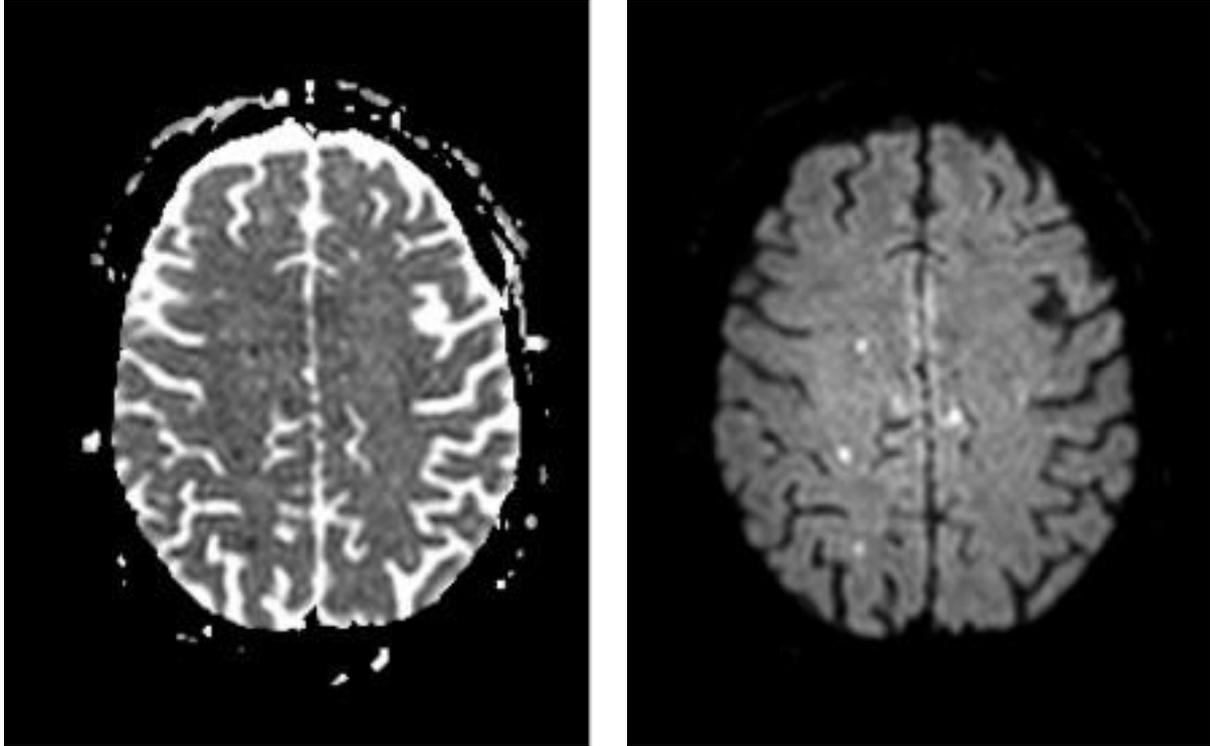


Abbildung 6: Diffusionssequenzen mit Läsionen; links: ADC, rechts: DWI

Bei allen Patient*innen wurde, jeweils einen Tag vor und einen Tag nach der diagnostischen Angiographie, ein axiales cMRT mit Diffusionswichtung durchgeführt ($b=1000s/mm$, TR 7637 ms, TE 55 ms, Schichtdicke 2mm; 3T, Achieva, Philips, NL). Mithilfe des angefertigten Bildmaterials wurde die Anzahl der neu aufgetretenen DWI-Läsionen jeder untersuchten Person gezählt. Verglichen wurde, ob ein Unterschied zwischen der simulierten und der nicht-simulierten Gruppe bestand.

Die DWI-Sequenzen dienten in unserer Studie also als Kontrolle der Komplikationsrate. Dadurch sollte evaluiert werden, ob durch vorherige Simulation die Rate an neu aufgetretenen stummen Ischämien verringert werden kann.

4.3 Datenanalyse/Statistische Auswertung

Zur Auswertung der gesammelten Daten und Ergebnisse wurden Tabellen in Excel und SPSS erstellt. Die statistische Auswertung wurde in Kooperation mit dem Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie der Technischen Universität München vorgenommen.

4.3.1 Verwendete Programme

Datenverarbeitung	Excel	Microsoft, Redmond, Washington, USA
Datenverarbeitung	SPSS	IBM, Armonk, New York, USA

Tabelle 1: Verwendete Programme

4.3.2 Statistische Verfahren

4.3.2.1 Validität

Zur deskriptiven Statistik der Simulationsdaten und der Ergebnisse des NASA TLX wurden Mittelwerte, Mediane und Modalwerte ermittelt, sowohl gruppenspezifisch als auch über die gesamten Daten.

Um festzustellen, ob die Unterschiede zwischen der Anfänger*innen- und der Fortgeschrittenengruppe signifikant waren, wurden alle erhobenen Daten in Bezug auf die Erfahrung miteinander verglichen. Dies erfolgte durch lineare Regressionsmodelle. Zur Berechnung der p-Werte wurde eine ANOVA der linearen Modelle durchgeführt. Diese verwenden eine robuste Kovarianzschätzung nach Huber-White, um dem Umstand wiederholter Messungen pro Testperson gerecht zu werden. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Es flossen alle erhobenen Daten in die Auswertung ein.

4.3.2.2 Patient*innenspezifisches Training

Im klinischen Teil waren ebenfalls die Mittelwerte, Mediane und Modalwerte Fokus der deskriptiven statistischen Verfahren. Zur Einstufung der statistischen Signifikanz wurde bei geringer Stichprobengröße der Mediantest verwendet. Das Signifikanzniveau wurde erneut auf $p < 0,05$ festgelegt.

Bestandteil der Auswertung waren lediglich Daten der realen Angiographien. Hierbei wurden die Dauer und Durchleuchtungszeit in Minuten, die Anzahl der Materialwechsel und das Flächendosisprodukt (=DAP) in Milligray pro Quadratcentimeter ($mGycm^2$) zwischen den beiden Kohorten (simuliert vs. nicht-simuliert) verglichen. Zur genaueren Beurteilung wurden diese

Werte (exklusive der Materialwechsel) zusätzlich in Relation zur Anzahl der sondierten Gefäße und der angefertigten Serien gesetzt.

Außerdem wurde die Differenz der DWI-Läsionen vor und nach den Eingriffen ausgewertet. Erweiternd wurde ein etwaiger Zusammenhang des Auftretens von Läsionen mit dem Erfahrungsstand der durchführenden Ärzt*innen analysiert.

5. Ergebnisse

5.1 Validität

5.1.1 Dauer

Im Median benötigte die Gruppe der Expert*innen 18,95 min für die Durchführung einer Angiographie, die Gruppe der Anfänger*innen 31,49 min. Dieser Unterschied stellt sich als statistisch signifikant dar mit $p < 0,001$.

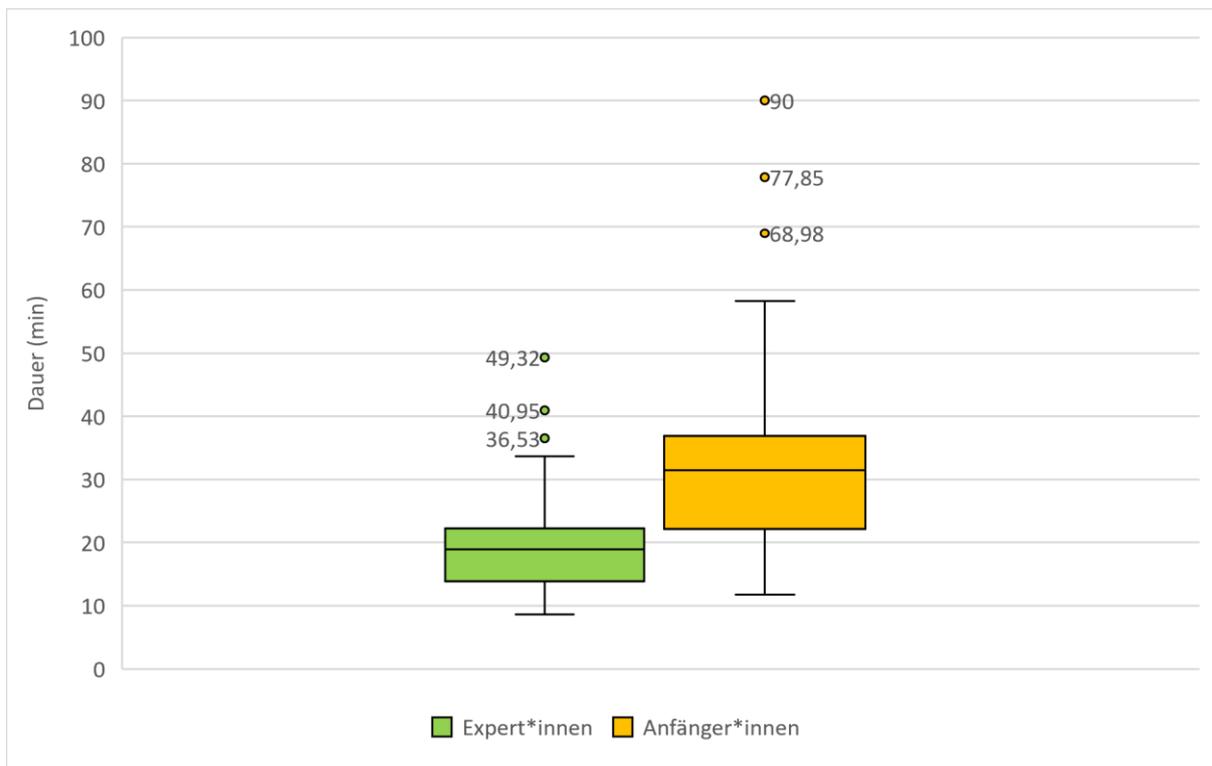


Abbildung 7: Dauer im Gruppenvergleich

5.1.2 Durchleuchtungszeit

Auch der Unterschied in der Durchleuchtungszeit zwischen den beiden Gruppen ist statistisch signifikant mit $p < 0,001$. Die erfahrene Gruppe durchleuchtete hier 11,28 min, die Anfänger*innengruppe 18,11 min [Median].

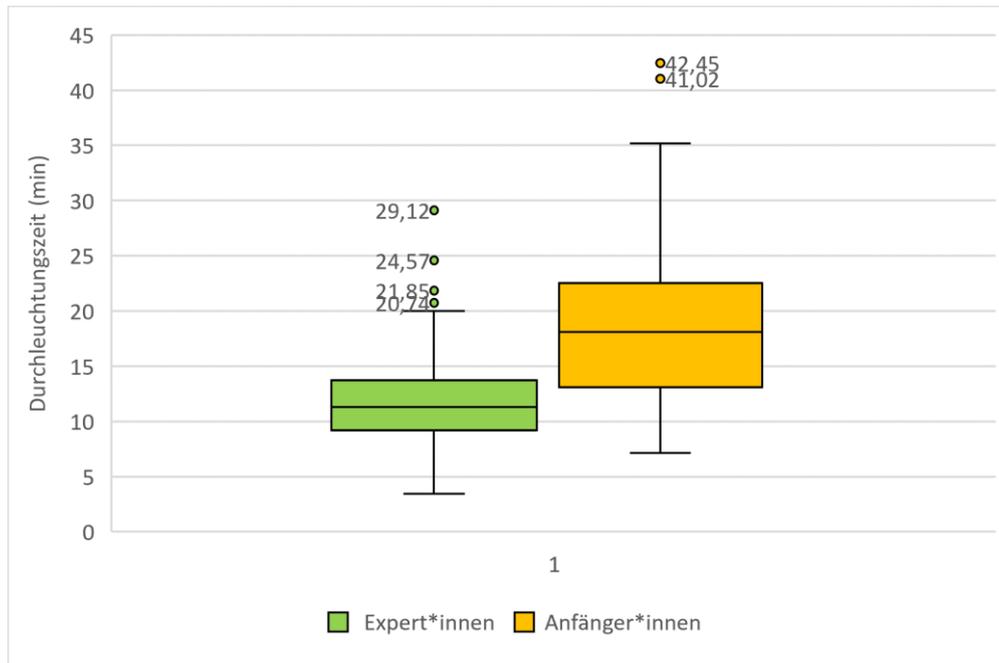


Abbildung 8: Durchleuchtungszeit im Gruppenvergleich

5.1.3 TCLT

Die gesamte Zeit der aufgenommenen Serien im Median betrug 2,080 min versus 1,63 min (Expert*innen versus Anfänger*innen). Dieser Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

5.1.4 NOCLR

Auch bei der Anzahl der aufgenommenen Serien konnte keine statistische Signifikanz nachgewiesen werden. Hier lag die mediane Anzahl bei den Expert*innen bei 16 Serien, bei den Anfänger*innen waren es 16,5 Serien (Kreiser, Ströber et al. 2020).

5.1.5 Kontrastmittelverbrauch

Die Menge des verwendeten Kontrastmittels zeigte eine starke Abweichung zwischen der ersten und zweiten Simulationsrunde. Im ersten Durchgang, also nach Simulation der ersten fünf Fälle, verbrauchte die Anfänger*innengruppe mit 79 ml [Median] noch signifikant mehr Kontrastmittel als die Expert*innengruppe mit 57,1 ml [$p < 0,008$]. Dies änderte sich jedoch im zweiten Turnus und somit ist die statistische Signifikanz im Endergebnis nicht nachweisbar. Bei einem Verbrauch von im Median 52,5 ml durch die erfahrenen Testpersonen und 63 ml durch die Anfänger*innen über alle Simulationen resultierte $p \approx 0,323$. Näheres hierzu s. auch Kooperationsarbeit Gehling (Gehling 2020).

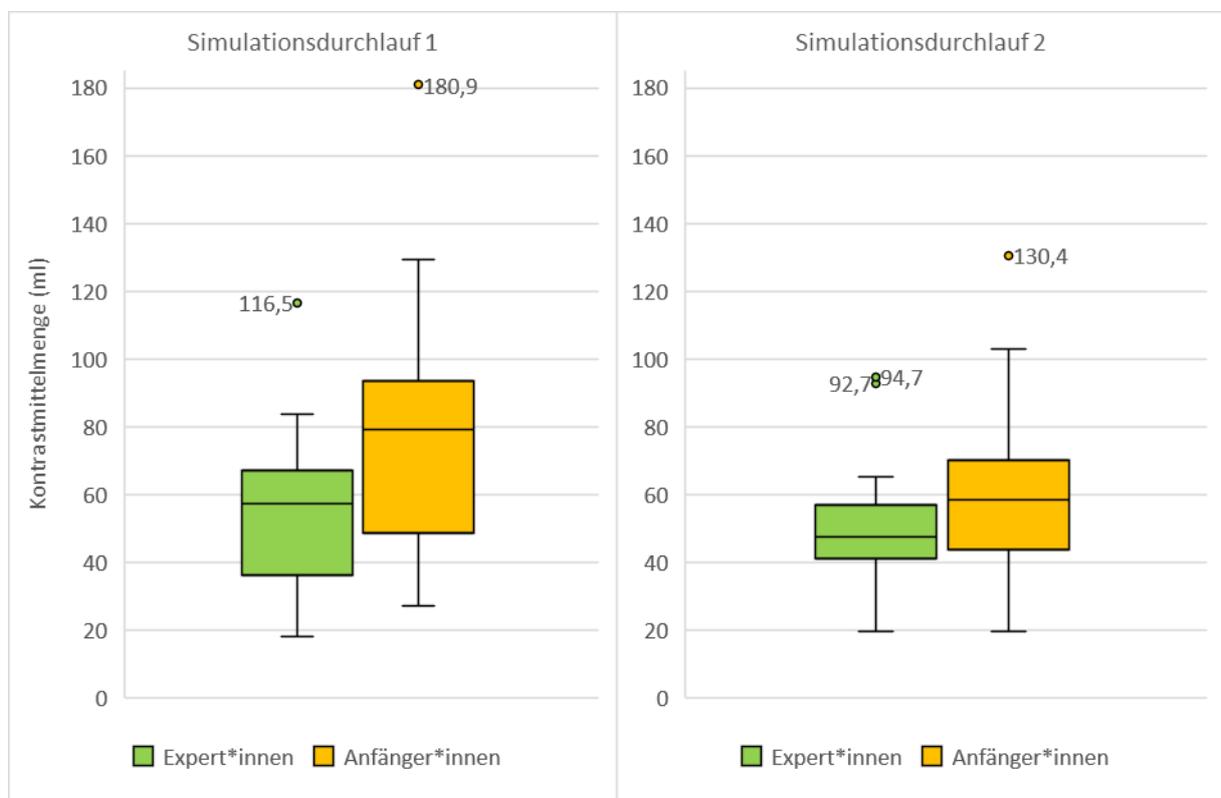


Abbildung 9: Kontrastmittelverbrauch im Gruppenvergleich im ersten und zweiten Simulationsdurchlauf

5.1.6 Materialwechsel

Der Vergleich der Anzahl der Wechsel von Drähten und oder Kathetern erbrachte kein statistisch signifikantes Ergebnis. Die erfahrene Gruppe wechselte sehr selten das Material (im Median 1 Mal) während die unerfahrenen Gruppe dies jedoch häufig mindestens einmal tat (im Median 2 Mal) (Kreiser, Ströber et al. 2020).

5.1.7 Mittlere Herzfrequenz

Die mittlere Herzfrequenz der Gruppen lag im Median bei 80,02 gegenüber 79,92 Schlägen pro Minute (Expert*innen versus Anfänger*innen). Dieser Unterschied ist statistisch nicht signifikant.

5.1.8 Blickrichtung >30° nach unten

Die Gruppe der Anfänger*innen blickte über beide Studienteile mit 28,2% [Median] der Zeit öfter in Richtung ihrer Hände und des Tisches als ihre Vergleichsgruppe (23,2 % der Zeit). Ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen ist jedoch nicht nachzuweisen.

5.1.9 NASA-Task-Load-Index

Eine Übersicht über die im Median angegebenen Punktwerte bei der Beantwortung des NASA-TLX-Fragebogens gibt Tabelle 2 (Kreiser, Ströber et al. 2020).

	Mentale Anstrengung	Körperliche Anstrengung	Zeitdruck	Aufgabenlösung	Anstrengung für Erfolg	Negative Emotionen
Expert*innen	9,5	4,5	7,5	17	11	6
Anfänger*innen	10,5	5	6	15	15	5

Tabelle 2: Übersicht über die Medianwerte der NASA-TLX-Ergebnisse im Gruppenvergleich

In der Auswertung ergab sich lediglich bei einer Teilfrage ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Erfahrungsgruppen ($p \approx 0,004$). Diese befasste sich damit, wie zufrieden die Teilnehmenden mit der Lösung der Simulationsaufgabe waren. Die erfahrene Gruppe gab dabei im Median 17 von 20 Punkten an, die unerfahrenere Gruppe 15 von 20 Punkten (vgl. Abbildung 10).

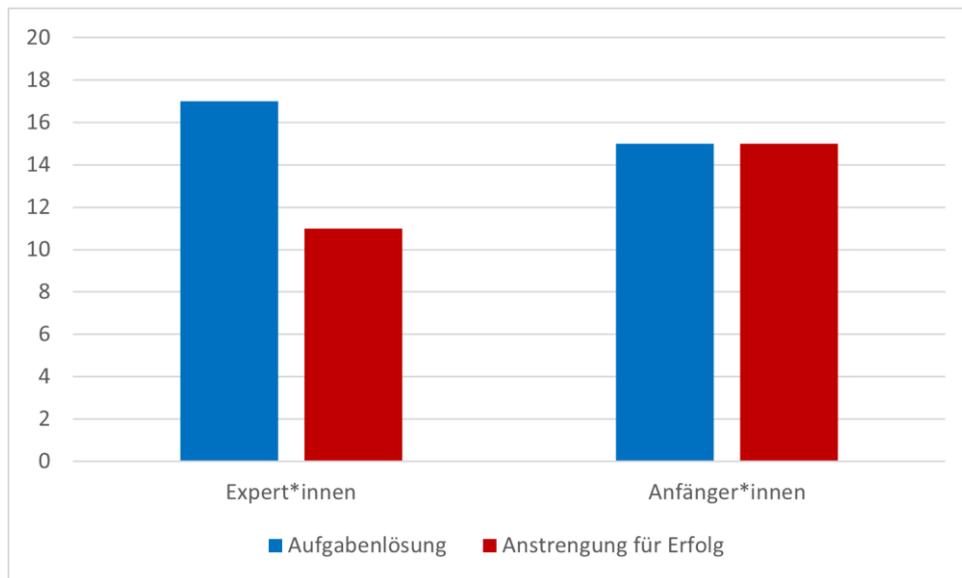


Abbildung 10: NASA-TLX-Ergebnisse bezüglich „Aufgabenlösung“ und „Anstrengung für Erfolg“ im Gruppenvergleich

Eine weitere Teilfrage, die eruierte, wie groß die individuelle Anstrengung für den Erfolg gewesen sei, ist knapp nicht statistisch signifikant ($p \approx 0,055$). Hier lag die Anzahl der vergebenen Punkte bei 11 von 20 versus 15 von 20 (Expert*innen versus Anfänger*innen; vgl. ebenfalls Abbildung 10). Eine hohe Punktzahl entsprach hier jeweils einer positiven Einschätzung der eigenen Leistung bzw. einer beachtlichen Anstrengung, um die Aufgabe erfolgreich zu lösen.

5.2 Patient*innenspezifisches Training

5.2.1 Dauer und Durchleuchtungszeit

Der Median der Dauer in Minuten lag in der simulierten Gruppe bei 32,5, in der nicht-simulierten Gruppe bei 30,0. Dieser Unterschied erwies sich als nicht signifikant.

Bei der Durchleuchtungszeit gibt es ebenfalls eine Differenz zwischen beiden Gruppen (Median, $x_{50} = 13,06$ min vs. 8,16 min; simuliert vs. nicht-simuliert). Diese ist ebenfalls nicht signifikant. Eine Relation zur Anzahl der sondierten Gefäße konnte bei beiden Parametern nicht festgestellt werden. In Bezug auf die angefertigten Serien ergab sich für die Gesamtdauer kein statistisch signifikantes Ergebnis, die Durchleuchtungszeit stand signifikant in Zusammenhang mit der Anzahl der Serien ($p = 0,027$) (Kreiser, Gehling et al. 2020).

5.2.2 Kontrastmittelverbrauch

Der Kontrastmittelverbrauch lag in der simulierten Gruppe im Median bei 100 ml, in der nicht-simulierten Gruppe bei 110 ml. Dieser Unterschied zeigt sich statistisch signifikant mit $p=0,043$. Eine Abhängigkeit zur Summe der sondierten Gefäße bzw. Serien ergab sich nicht (Kreiser, Gehling et al. 2020).

5.2.3 Materialwechsel

Ein Wechsel der Instrumente kam in beiden Gruppen selten vor. Der Mittelwert lag in der simulierten Gruppe bei 0,65 Wechseln pro Eingriff, bei der nicht simulierten Gruppe waren es 0,2 Wechsel. Am häufigsten wurde jedoch kein Wechsel vorgenommen ($x_M = 0$; $x_{50} = 0$). Die Diskrepanz zwischen den Gruppen ist statistisch nicht signifikant.

5.2.4 Flächendosisprodukt

Das DAP zeigt mit einem Median von 78227 mGycm² bei den simulierten Patient*innen gegenüber 95653 mGycm² bei den nicht-simulierten Patient*innen keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Kohorten. Auch im Hinblick auf die Anzahl der sondierten Gefäße und Serien konnte keine statistisch signifikante Wechselbeziehung nachgewiesen werden (Kreiser, Gehling et al. 2020).

5.2.5 Differenz der DWI-Läsionen

Bei niemandem konnten in der präinterventionellen Bildgebung DWI-Läsionen nachgewiesen werden. In 40% der Fälle (absolut bei 16 Patient*innen, je 8 pro Gruppe, s. Tabelle 3) kam es im Rahmen unserer Studie durch die Angiographie zu DWI-Läsionen. Auch hier konnte im Vergleich der Anzahl der DWI-Läsionen vor und nach der Prozedur zwischen den beiden Gruppen jedoch kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. In beiden Gruppen lag der Medianwert bei 0, der Mittelwert bei 1,2 Läsionen (simulierte Gruppe) gegenüber 1,6 Läsionen (nicht-simulierte Gruppe). Der Modalwert lag in beiden Gruppen bei 0. Eine Relation der Anzahl der DWI-Läsionen zum Erfahrungsstand der jeweils angiographierenden Person konnte statistisch ebenfalls nicht hergestellt werden.

Bei der Auswertung stach lediglich einer der Patienten (aus der nicht-simulierten Gruppe) mit einem hohen Δ DWI heraus. Dieses lag bei 19 (Kreiser, Gehling et al. 2020).

	Simulierte Gruppe	Nicht-simulierte Gruppe
Insgesamt	8	8
1 Läsion	3	5
2 Läsionen	1	1
4 Läsionen	2	-
5 Läsionen	1	-
6 Läsionen	1	1
19 Läsionen	-	1

*Tabelle 3: Anzahl der Patient*innen mit DWI-Läsionen im Gruppenvergleich*

6. Diskussion

6.1 Validität

Die Simulation verschiedener Szenarien hat schon vor einiger Zeit Einzug in die Medizin gefunden. Um einen Simulator jedoch sinnvoll nutzen zu können, muss gewährleistet sein, dass simulierte Vorgänge möglichst realitätsgetreu ablaufen. Somit muss vor klinischem Einsatz die Validität eines Simulators geprüft werden (Carroll und Messenger 2008).

Als Grundhypothese für die Validitätsprüfung nahmen wir an, dass der Simulator die Realität dann widerspiegelt, wenn er den Ausbildungsstand einer Testperson anhand ihrer objektiven Leistung adäquat darstellt. Dies sollte durch den Vergleich einer Expert*innen- mit einer Anfänger*innengruppe untersucht werden. Zusätzlich sollten die Proband*innen ihre Leistung subjektiv einschätzen.

Die Validität des Simulators konnte durch signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich Gesamtdauer, Durchleuchtungszeit, Kontrastmittelverbrauch im ersten Simulationsdurchlauf und subjektiver Zufriedenheit bei der Aufgabenlösung bestätigt werden.

6.1.1 Dauer

Tatsache ist, dass erfahrene Personen, die bestimmte Prozeduren bereits seit mehreren Jahren kennen und durchführen, diese Vorgänge sicherer beherrschen als Anfänger*innen. Dies verhilft der besagten Person in der Regel dazu, eine bestimmte Aufgabe schneller durchführen zu können als eine unerfahrene Person. Hierzu gibt es insbesondere im Bereich der Chirurgie Studien, die diese These bestätigen (Maruthappu et al. 2015). Bei Koronarangiographien konnte dieser Umstand ebenfalls bereits beobachtet werden (Jensen et al. 2012). Anfänger*innen benötigten hier signifikant mehr Zeit relevante Gefäßabgänge darzustellen und schließlich zu sondieren als erfahrene Proband*innen.

In unserer Studie benötigte die Expert*innengruppe im Vergleich zur Anfänger*innengruppe signifikant weniger Zeit die vorgegebene Aufgabe erfolgreich zu beenden. Dieses Ergebnis spricht für die Validität des Simulators.

6.1.2 Durchleuchtungszeit

Auch im Hinblick auf die Durchleuchtungszeit ist anzunehmen, dass erfahrenes ärztliches Fachpersonal weniger oft und lang röntgenologisch kontrollieren muss, an welcher Position das Material sich gerade befindet, oder ob die jeweilige Einstellung der C-Bögen dem Standard entspricht. Gründe hierfür sind sicherlich die automatisch im Laufe der Jahre erworbenen Fertigkeiten. Eine andere Ursache ist, dass etwaige Pathologien bzw. Gegebenheiten, die sich auf dem Bildschirm darstellen lassen, schneller und sicherer erkannt werden können. Dies wurde in oben erwähnter Studie, die Koronarangiographien betrachtete, bestätigt (Jensen et al. 2012). Da in unserem Studiendesign nur diagnostische Fälle ohne relevante Pathologien vorkamen, können wir diesbezüglich keine Aussage treffen. Auch in unserem Fall war jedoch die Durchleuchtungszeit der Expert*innen signifikant geringer als die der Anfänger*innen, ein weiterer Hinweis darauf, dass der Simulator die Wirklichkeit gut abbildet.

6.1.3 TCLT und NOCLR

Im Rahmen der Studie konnten weder bei der Gesamtzeit der Serien noch bei der Anzahl der aufgenommenen Serien entscheidende Unterschiede zwischen der Anfänger*innen- und der Expert*innengruppe beobachtet werden. Ein Grund hierfür mag sein, dass der Simulator nur die arterielle Phase nach Kontrastmittelgabe zeigt, eine parenchymatöse Anflutung und der Abfluss in der venösen Phase kommen nicht zur Darstellung. Somit ist keine große Varianz in der Dauer der einzelnen Serien möglich.

Die Anzahl der Serien war durch etablierte Standards ebenfalls vorgegeben und allen Testpersonen bekannt. Zur Wiederholung von Serien aufgrund falscher Bildausschnitte oder falscher Koordination von Kontrastmittelinjektion und Bilddokumentation kam es in keinem Fall.

Diese Ergebnisse sprechen somit nicht zwangsläufig gegen eine realitätsgetreue Darstellung durch den Simulator.

6.1.4 Kontrastmittelverbrauch

Bezüglich des verwendeten Kontrastmittels wurde ebenfalls die These aufgestellt, dass Anfänger*innen eine höhere Menge benötigen als Expert*innen. In ähnlichen Studien, die sich mit angiographischen Interventionen beschäftigten, wurde dies im Vorfeld bereits beobachtet

und als Parameter für die Unterscheidung von Anfänger*innen und Expert*innen benutzt (Aggarwal et al. 2006; Coates et al. 2010; Jensen et al. 2013). Auch hier ist als Ursache zu nennen, dass aufgrund des Mangels an Erfahrung zur Orientierung und Feststellung von Pathologien öfter und mehr Kontrastmittel (unter anderem für die Anfertigung von Roadmaps) verwendet werden muss, um die Aufgabe zu lösen. Konnte bei der Betrachtung aller erhobenen Daten auch kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen im Kontrastmittelverbrauch festgestellt werden, so ist doch zu erwähnen, dass bei separater Betrachtung der Simulationsdurchgänge dies durchaus der Fall war. So verbrauchten die Anfänger*innen innerhalb der ersten fünf Simulationssitzungen noch signifikant mehr Kontrastmittel als die Expert*innen. Hier zeigte sich also im ersten Teil, dass die von uns gestellte Annahme korrekt ist und der Simulator dies auch entsprechend zu messen vermag. Die Tatsache, dass bei der Betrachtung aller Werte kein Unterschied mehr zu verzeichnen war, spricht für einen vorhandenen Trainingseffekt (s. Kooperationsarbeit Gehling) (Gehling 2020).

6.1.5 Materialwechsel

Materialwechsel erfolgten insgesamt eher selten. Ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen konnte nicht festgestellt werden. Jedoch wurde hier ebenso beobachtet, dass die Anfänger*innen im Median doppelt so oft das Instrument wechselten wie die Expert*innen. Dieser Unterschied könnte ebenfalls ein Hinweis auf die Validität des Simulators sein, wenn man annimmt, dass häufigere Materialwechsel für Unsicherheit oder Unwissen bezüglich des Materials sprechen, oder für Unvermögen, die Aufgabe mit dem standardmäßig verwendeten Material zu lösen.

6.1.6 mittlere Herzfrequenz

Als weitere Methode zur Prüfung der Validität wurde die mittlere Herzfrequenz der Teilnehmenden bestimmt. Als Basis dienten hierfür Studienergebnisse, die zeigten, dass die Herzfrequenz bei Durchführung einer Routinenarkose bei erfahrenen Anästhesist*innen signifikant geringer war als bei weniger erfahrenen (Weinger et al. 2004). Somit sollte auch in unserem Fall durch diesen Parameter ein Rückschluss auf das Ausbildungslevel der jeweiligen Person möglich sein. Außerdem zeigten Martin et al., dass die Herzfrequenz von Anästhesist*innen während der unterschiedlichen Phasen einer Narkose signifikant variierte (Martin et al. 2016)

und somit Auskunft über das Ausmaß der Arbeitsbelastung geben kann.

Als Hypothese nahmen wir an, dass die erfahrene Gruppe bei Ausführung der gestellten Aufgaben eine geringere Arbeitsbelastung empfinden und somit eine niedrigere mittlere Herzfrequenz haben würde.

Die Auswertung der mittleren Herzfrequenz der Versuchspersonen ergab letztlich keinen konkreten Hinweis auf die Validität der Simulationssituation. Niemand hatte eine mittlere Herzfrequenz außerhalb der Norm, es zeigte sich kein relevanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Dieses Ergebnis deckt sich unter anderem mit einer Studie, bei der beobachtet wurde, dass die mittlere Herzfrequenz die Arbeitsbelastung von Notfallmediziner*innen nicht adäquat widerspiegelt (Schneider et al. 2017) und mit weiteren Erkenntnissen von Martin et al., die keinen Zusammenhang zwischen der individuellen Arbeitserfahrung und etwaigen Herzfrequenzparametern herstellen konnten (Martin et al. 2016).

Gegenstand umfassender Studien war bereits mehrfach die Analyse des komplexen Feldes der verschiedenen Parameter der Herzfrequenzvariabilität (HRV, s. 4.2.1.4), die mit der kognitiven Leistung bzw. der mentalen Anstrengung sowie der Arbeitsbelastung eines Menschen einhergehen (Thayer et al. 2009; Cinaz et al. 2013; Salahuddin et al. 2007; Martin et al. 2016).

Die ursprünglich angedachte Auswertung der Herzfrequenzvariabilität der Proband*innen zur Validierung der Simulationssituation wurde nach Abschluss der Versuche verworfen. Ein Grund war, dass die Studienlage bezüglich der Validität verschiedener Parameter für Herzfrequenzvariabilität sehr kontrovers ist. In unterschiedlichen Berufsfeldern und bei verschiedenen Aufgabenstellungen wurden unterschiedliche Kennzahlen der HRV für optimal befunden (Luque-Casado et al. 2016; Hsu et al. 2015; Henelius et al. 2009). Den geeignetsten Wert für unser Studiendesign zu finden, hätte an dieser Stelle den Rahmen unseres Projekts gesprengt und wurde mittlerweile Teil einer eigenständigen Forschungsarbeit (Hinzmann et al. 2022).

Die Auswertung der mittleren Herzfrequenzen spricht eher gegen ein realitätsgetreues Situationsempfinden der Testpersonen bei Benutzung des Simulators. Es ist davon auszugehen, dass die Durchführung einer realen Angiographie durchaus mit vegetativen Veränderungen, wie einem Anstieg der Herzfrequenz, verbunden ist. Dies ist in der Wirklichkeit schon durch Tragen einer Röntgenschürze und steriler Einmalkleidung und damit einhergehender Wärmeentwicklung und Muskelanstrengung wahrscheinlich.

Um unsere Ergebnisse in Relation setzen zu können, wäre es auch deswegen sinnvoll gewesen,

zusätzlich die Herzfrequenzparameter und damit die individuelle HRV der Versuchspersonen in Ruhe zu bestimmen. Außerdem wäre ein Vergleich der Herzfrequenz von Neuroradiologen bei einer realen Angiographie mit der Herzfrequenz im Simulationssetting unter Umständen aussagekräftiger.

Eine abschließende Aussage kann zudem an dieser Stelle nicht getroffen werden, da keinerlei Störungen im Sinne von Komplikationen während des Eingriffs im Studiendesign vorgesehen waren, die die Herzfrequenz der Proband*innen unter Umständen hätten beeinflussen können.

6.1.7 Blickrichtung > 30° nach unten

Als weitere messbare Parameter für die kognitive Leistung eines Individuums können Blickrichtung, Blickverweildauer, Lidschlagfrequenz und Pupillenweite verwendet werden (Marshall 2002). Bei laparoskopischen chirurgischen Eingriffen wurde festgestellt, dass auf Grundlage solcher Messungen gut zwischen Expert*innen und Anfänger*innen unterschieden werden kann (Richstone et al. 2010). In einer weiteren Arbeit, die diese Erkenntnisse auf ein angiographisches Setting zu übertragen versuchte, konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen erfahrenen und unerfahrenen Personen festgestellt werden. Gleichwohl verweilte der Blick der erfahrenen Testpersonen während der Durchführung der Aufgabe länger auf dem Röntgenbildschirm als bei der unerfahrenen Gruppe (Currie et al. 2019).

Grund für die Beobachtung der Blickrichtung der Proband*innen war auch in unserem Fall die These, dass Unerfahrene für die korrekte Durchführung der Aufgabe öfter auf ihre Hände sehen müssen und somit eine Unterscheidung zwischen Expert*innen und Anfänger*innen möglich sein sollte. Ursächlich ist, dass die Abläufe der Handhabung der Instrumente, des Untersuchungstisches und des Materials bei Menschen ohne Vorerfahrung im Gegensatz zu fachkundigen Personen noch nicht automatisiert sind. Folglich muss eine visuelle Kontrolle öfter erfolgen. Der Unterschied zwischen den Gruppen war hier zwar rechnerisch nicht signifikant, die Anfänger*innen blickten jedoch häufiger > 30 ° nach unten als ihre erfahrenen Kolleg*innen.

6.1.8 NASA TLX

Der NASA Task Load Index wurde zur Erfassung der subjektiven Arbeitsbelastung der Studienteilnehmer*innen verwendet. Dieser Fragebogen ist ein gängiges Mittel zur Erfassung des individuellen Arbeitsaufwands und wird in verschiedenen Arbeitsgebieten angewandt. Dazu zählen medizinische Bereiche wie die Anästhesie, Notfallmedizin (Schneider et al. 2018) und Radiotherapie (Mazur et al. 2012), aber beispielsweise auch die Flugsimulation (Mansikka et al. 2019). Wir verwendeten eine modifizierte Version (sog. RAW-TLX), bei der keine Wichtung der einzelnen Unterpunkte vonnöten ist (Hart 2016).

Wir nahmen an, dass Anfänger*innen sich im Vergleich zu erfahrenen Teilnehmenden bei Ausführung der gleichen Aufgaben subjektiv einer größeren Belastung ausgesetzt fühlen. Diese subjektive Mehrbelastung führt zu einer höheren mentalen und körperlichen Anstrengung, auch um den gewünschten Erfolg zu erzielen. Zudem wurde die eigene Einschätzung zur Qualität der Aufgabenlösung gewertet und etwaige Frustrationslevel dokumentiert.

Interessanterweise gab es nur in einer Kategorie des Fragebogens ein statistisch signifikantes Ergebnis. Lediglich in der subjektiven Selbsteinschätzung unterschieden sich die beiden Gruppen. Die Expert*innen schätzten hierbei ihre Leistung überwiegend als gut bis sehr gut ein und zeigten sich damit deutlich zufriedener mit dem Endergebnis als die Anfänger*innengruppe. Diese Tatsache könnte auch als Unsicherheit der unerfahrenen Gruppe gewertet werden, ob die Aufgabe tatsächlich richtig gelöst wurde und spräche damit für eine Validität des Simulators.

Die mentale und körperliche Anstrengung wurden insgesamt als eher niedrig bewertet, ebenso kam kein großes Gefühl des Zeitdrucks auf.

Knapp statistisch nicht signifikant im Vergleich zwischen beiden Gruppen war die Frage, wie stark sich eine teilnehmende Person für den individuellen Erfolg angestrengt hatte. Hier lag die Anstrengung bei den Anfänger*innen höher als bei den Expert*innen. Dies könnte einerseits wiederum für die Validität des Simulators sprechen, andererseits aber auch für eine höhere Motivation der Mitglieder der unerfahrenen Gruppe, die Simulationssituation anzunehmen und für die Ausbildung zu nutzen.

Als letzter Aspekt sollte das Frustrationsniveau angegeben werden. Auch hier ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen, die Werte waren im niedrigen bis mittleren Bereich. Bemerkenswert ist jedoch, dass die Expert*innen im Durchschnitt stets höhere

Werte zu verzeichnen hatten, also mehr negative Emotionen angaben als die Anfänger*innen. Dies könnte in erster Linie an einer Abneigung gegen die Simulationssituation liegen. Die erfahrenen Proband*innen bemängelten während der Simulationen des Öfteren eine Diskrepanz zwischen Simulator und Realität bezüglich kleinerer Details im Aufbau (z.B. waren die Fußpedale im Vergleich mit dem sonst genutzten realen Gerät seitenverkehrt) und bei der diagnostischen Angiographie selbst (Katheter, die in der Realität normalerweise das gewünschte Ergebnis erbrächten, würden hier nicht gleich funktionieren). Dieser letzte Punkt spricht dafür, dass für eine optimale reelle Darstellung durch den Simulator noch einige Programmierungen optimiert werden müssten, aber nicht grundsätzlich gegen die Validität. Für das haptische Feedback gab es zudem auch positive Rückmeldungen, die die Aussagen zum Teil relativierten.

6.2 Patient*innenspezifisches Training

Wie oben aufgeführt, wurde bereits mehrfach die Validität von Simulatoren bewiesen. Bislang gibt es jedoch weder eindeutige Belege für die Übertragbarkeit der Simulationsleistung einer Testperson auf die klinische Praxis noch für einen Vorteil seitens der Patient*innen durch Simulationen (Patel und Dennick 2016; See et al. 2016).

Das Ziel des klinischen Teils dieser Arbeit war herauszufinden, ob patient*innenspezifische Simulationen Komplikationsraten vermindern können und damit direkt den Patient*innen zugutekommen. Eruiert wurde, ob eine vorhergehende Simulation die tatsächliche Dauer der Eingriffe, die Durchleuchtungszeit, die Gesamtstrahlenbelastung (und damit ein Risiko für Patient*innen und Behandelnde) und den Kontrastmittel- sowie Materialverbrauch senken kann. Im Rahmen unseres Projekts konnte ein signifikant geringerer Kontrastmittelverbrauch bei der simulierten Gruppe festgestellt werden.

Die Ergebnisse hinsichtlich der Leistungsverbesserungen im Rahmen von Simulationen und deren Übertragbarkeit auf den klinischen Alltag sind in der Kooperationsarbeit Gehling zu finden (Gehling 2020).

6.2.1 Dauer und Durchleuchtungszeit

Die Dauer von (Neuro-) Angiographien nimmt signifikanten Einfluss auf das Auftreten von Komplikationen während der und im Anschluss an die Prozedur (Wojak et al. 2015; Chuah et al. 2004; SATO et al. 2013). Bezogen auf die Durchleuchtungszeit steigt das Risiko für unerwünschte Ereignisse signifikant bei einer Durchleuchtung von \geq zehn Minuten (Willinsky et al. 2003; Bendszus et al. 1999; Alakbarzade und Pereira 2018).

Diese beiden Parameter wurden daher bei den diagnostischen Angiographien zwischen den Kohorten verglichen. Ein Vorteil für die simulierte Patient*innengruppe konnte nicht gezeigt werden. Im Gegenteil war die mediane Durchleuchtungszeit bei den zuvor simulierten Patient*innen im Vergleich sogar höher- mit einem Wert von 13,06 min laut existierender Literatur in einem Bereich, der ein deutliches Risiko für eine erhöhte Komplikationsrate darstellt. Wir konnten schlussendlich weder für die Gesamtdauer noch für die Durchleuchtungszeiten einen signifikanten Unterschied zwischen der simulierten und der nicht-simulierten Gruppe nachweisen.

Eine Ursache dafür, dass die Dauer keinen Einfluss auf die Komplikationsrate nahm, ist die teils mangelnde Vergleichbarkeit der bereits vorhandenen Literatur mit dem Fokus unserer Studie. Der überwiegende Teil der bereits veröffentlichten Arbeiten bezog auch interventionelle Angiographien mit ein. So wurde durch Sato et al. ein signifikanter Anstieg der Komplikationsrate ab einer Gesamtdauer \geq 80 Minuten beschrieben (SATO et al. 2013). Dieser Wert liegt deutlich über dem Median der Dauer in unserer Studie und wurde lediglich ein einziges Mal überschritten (110 min). Bei der Beobachtung reiner diagnostischer Angiographien erscheint es logisch, dass die Gesamtzeiten deutlich unter den Werten der interventionellen Angiographien bleiben und sich somit weniger auf das Auftreten von Komplikationen auswirken können.

Ein weiterer Grund für die ähnlichen Zeiten in beiden Gruppen mag sein, dass der Arbeitsauftrag der diagnostischen Angiographie trotz unterschiedlicher Indikationen prinzipiell in allen Fällen gleich war und sich die durchschnittliche Anzahl der sondierten Gefäße der beiden Kohorten nicht relevant unterschied (simuliert 3,35 vs. nicht-simuliert 3,45).

Die Gesamtdauer und vor allem die Durchleuchtungszeiten sind maßgeblich von der Anzahl der sondierten Gefäße und der damit einhergehenden Anzahl der Serien abhängig. Pro Gefäß variieren letztere bei guter diagnostischer Aussagekraft normalerweise nur gering bis gar

nicht. Dies kann bei der hohen Fallzahl und der damit einhergehenden Expertise in der neuro-radiologischen Abteilung des Universitätsklinikums rechts der Isar der TU München angenommen werden.

6.2.2 Kontrastmittelverbrauch

In mehreren Studien wurde bereits belegt, dass eine höhere Kontrastmittelmenge signifikant mit einem Anstieg von Komplikationen verbunden ist, in diesen Arbeiten repräsentiert durch stumme Ischämien in der MRT-Diagnostik (Bendszus et al. 1999; Chuah et al. 2004; SATO et al. 2013).

Dopplersonographisch wurde nachgewiesen, dass Mikroembolien (ca. 90%) während Angiographien vor allem durch Injektionen, z.B. von Kontrastmittel oder während Spülung des Systems entstehen (Dagirmanjian et al. 1993; Gerraty et al. 1996). Diese sind vermutlich hauptsächlich gasförmig, entstehen also vorrangig durch Mikrobläschen, die sich bei Injektion bilden oder gegebenenfalls, bei einem nicht komplett luftdichten System, von außen eindringen können (Gerraty et al. 1996).

Bei Sato et al. wurde als kritisches Maß für diagnostische Angiographien eine Kontrastmittelmenge ≥ 100 ml beobachtet (SATO et al. 2013). Dieser Wert wurde im Median sowohl bei der simulierten als auch bei der nicht-simulierten Gruppe erreicht. Eine signifikante Korrelation zur Entstehung stummer Ischämien gelang uns nicht. Ungeachtet dessen ist zu erwähnen, dass bei den drei Patient*innen, in deren Angiographie die höchste Menge Kontrastmittel verwendet wurde (1 simuliert, 2 nicht-simuliert; jeweils 160 ml) entsprechend eine DWI-Läsion auffindbar war. Die Person mit den meisten DWI-Läsionen im postangiographischen MRT (19 Stück, nicht-simuliert) überschritt den Wert von 100 ml ebenfalls, mit einer Kontrastmittelmenge von 120 ml. So können auch unsere Ergebnisse eine gewisse Tendenz beschreiben und die o.g. Studien zumindest teilweise reproduzieren.

Bei Gegenüberstellung der simulierten und nicht-simulierten Kohorte war der Kontrastmittelverbrauch der einzig signifikant differente Parameter. Die Patient*innen, deren Angiographie im Vorhinein simuliert worden war, erhielten weniger Kontrastmittel. Dies bestätigt zum einen, dass eine Simulation den Kontrastmittelverbrauch senken kann (s. Validität) und lässt zum anderen den Schluss zu, dass Simulationen potenziell allgemeine Komplikationen und

spezielle Nebenwirkungen des Kontrastmittels (bspw. Niereninsuffizienz) vermindern könnten. Der absolute Unterschied zwischen den Gruppen betrug im Median allerdings lediglich 10 ml, sodass an dieser Stelle keine abschließende, wissenschaftlich fundierte Aussage getroffen werden kann.

6.2.3 Materialwechsel

Materialwechsel bzw. Manipulation an einliegenden Drähten und Kathetern im Gefäßsystem sind ursächlich für ca. 10 % der Mikroembolisationen (Dagirmanjian et al. 1993; Gerraty et al. 1996; Wojak et al. 2015). Je öfter Materialwechsel vorgenommen werden, desto öfter kommt es auch zu stummen Ischämien, sie stehen also signifikant miteinander in Zusammenhang (Bendszus et al. 1999; SATO et al. 2013).

Die zugrundeliegenden Pathomechanismen sind vielfältig. Eine vermehrte Sondierung kann die hämodynamische Situation beeinflussen und dadurch die Entstehung von Thromben begünstigen, atherosklerotisches Plaquematerial kann nach Scherbewegung durch Katheter oder Draht abschwimmen und als Embolus fungieren und bei Verletzung der Gefäßwand durch die Draht- oder Katheterspitze kann es zur iatrogenen Dissektion mit nachfolgender Ischämie oder auch zur Blutung kommen (Alakbarzade und Pereira 2018).

In unserem Fall wurde in einem Viertel der Untersuchungen das Material gewechselt. Eine Kausalität zwischen der Anzahl der Wechsel, somit vermehrter Manipulation, und der Anzahl der DWI-Läsionen bestand jedoch nicht. Ein Vorteil für die simulierte Patient*innengruppe konnte statistisch nicht gezeigt werden.

Bei einigen Fällen gaben die durchführenden Ärzt*innen jedoch an, dass ihnen gewisse Informationen bezüglich der Auswahl von Kathetern durch die vorhergehende Simulation schon bekannt gewesen seien. Daher wurde ab und an direkt mit einem anderen Katheter als dem Standard-Vertebraliskatheter begonnen oder an einer gewissen Stelle der Angiographie frühzeitig auf einen Katheter gewechselt, der auch in der Simulation funktionierte.

Dies ist ein Hinweis darauf, dass die Simulation Einfluss auf die Auswahl der verwendeten Materialien haben kann. Möglicherweise wäre dieser Umstand vor allem bei Patient*innen mit komplexer Anatomie wiederum von Vorteil bezüglich des Auftretens von Komplikationen und verbleibt zu evaluieren.

6.2.4 Flächendosisprodukt

Angiographien gehören zu den strahlenintensivsten Untersuchungen und stellen somit ein Risiko sowohl für Patient*innen als auch Untersucher*innen dar (Mini et al. 1998). Ein guter Parameter zur Messung der eingesetzten Strahlendosis und Grundlage zur Berechnung der Strahlenbelastung ist das Flächendosisprodukt (engl. „Dose Area Product“ = DAP, Einheit: mGycm^2) (Löster et al. 1995; Schmidt und Aichinger 2003). Bei den meisten angiographischen Interventionen (die diagnostische Angiographie der Kopf- und Hals-Gefäße mit eingeschlossen) setzt es sich zu ca. 30 % aus Strahlendosis, die während der Durchleuchtung und zu ca. 70% aus Strahlendosis die bei der Anfertigung von Bildern zur Dokumentation entsteht, zusammen (Pitton et al. 2012; Mini et al. 1998).

Ebenso wie bei den Durchleuchtungszeiten konnte im Rahmen unserer Studie durch vorherige Simulation keine signifikante Reduktion des Gesamt-DAP erreicht werden.

Dem liegt am wahrscheinlichsten zugrunde, dass für jede ordnungsgemäß durchgeführte Angiographie auch eine bestimmte Anzahl an Bildern zur Dokumentation der Prozedur vonnöten bzw. Standard ist. Diese kann durch Simulation im Vorfeld nicht vermindert werden.

Trotz fehlender Signifikanz lag das Gesamt-DAP bei der Gruppe der simulierten Patient*innen (bei im Vergleich längerer Durchleuchtungszeit) im Median niedriger als bei den nicht simulierten Patient*innen. Letztere waren einem DAP von im Median $95\ 653\ \text{mGycm}^2$ ausgesetzt, ein Wert der vergleichbar ist mit dem medianen DAP (ca. $94\ 620\ \text{mGycm}^2$ bzw. ca. $89\ 400\ \text{mGycm}^2$) für zerebrale Angiographien in größer angelegten Studien (Rana et al. 2018; Ihn et al. 2016). In Anbetracht dieser Daten lässt sich vermuten, dass die vorherige Simulation dennoch auf gewisse Art und Weise Einfluss haben könnte, zum Beispiel indem in der folgenden realen Angiographie weniger Bilder zur Dokumentation gemacht werden.

Dass sich die Strahlendosis auch durch die vergleichsweise geringeren Durchleuchtungszeiten in der nicht-simulierten Kohorte nicht senken ließ, mag zudem an der Patient*innenauswahl liegen. Denkbar wäre, dass eine stärkere Selektion der Patient*innen, beispielsweise eine Einschränkung auf schwierig zu sondierende Aortenbögen, zu deutlicher messbaren Unterschieden führen könnte.

6.2.5 Differenz der DWI- Läsionen

Die diagnostische (Neuro-)Angiographie ist, dank fortwährend verbesserter technischer Möglichkeiten heutzutage ein recht sicheres diagnostisches Verfahren (Alakbarzade und Pereira 2018; Thiex et al. 2010). Nichtsdestotrotz können weiterhin Komplikationen auftreten, deren Zahl es, soweit möglich, zu reduzieren gilt.

Unerwünschte Ereignisse können in jedem Arbeitsschritt der Untersuchung auftreten, sich also auf die unterschiedlichste Art und Weise äußern. So kann man zunächst neurologische von nicht-neurologischen Komplikationen gegeneinander abgrenzen. Letztere lassen sich dann erneut in lokal (z.B. Leistenhämatom) und systemisch auftretende Probleme (z.B. Niereninsuffizienz) aufteilen.

Ein großes Augenmerk liegt bei diagnostischen Neuroangiographien naturgemäß auf den durch die Prozedur ausgelösten neurologischen Alterationen. Diese werden definiert als jegliche neu aufgetretene Pathologie oder Verschlechterung bereits existierender neurologischer Symptome, die während der Angiographie und bis 24 Stunden danach auftreten (Willinsky et al. 2003). Hierbei werden permanente (z.B. Schlaganfall, Hirnblutung) von transienten bzw. reversiblen (z.B. Amnesie, Kopfschmerzen, transitorisch-ischämische Attacke =TIA) neurologischen Schäden unterschieden. Die zugrundeliegenden multiplen Möglichkeiten der Pathogenese sind größtenteils bereits unter den Punkten 6.2.2 und 6.2.3 aufgeführt.

Die in der Literatur aufgeführten Komplikationsraten variieren. So berichteten Alakbarzade et al. von permanenten neurologischen Defiziten in ca. 1% der Fälle und von vorübergehenden neurologischen Einschränkungen in ca. 2,5 % (Alakbarzade und Pereira 2018). In den „Quality Improvement Guidelines for Adult Diagnostik Cervicocerebral Angiography: Update“ von Wojak et al. wurde das Auftreten von TIAs in 0-2,3% und Schlaganfällen in 0-5% der Fälle beschrieben (Wojak et al. 2015).

Trotz dieses vergleichsweise geringen Anteils von Patient*innen, die klinische Symptome zeigen, kommt es erwiesenermaßen zu stummen Ischämien, die nicht bemerkt werden (Britt et al. 2000; Chuah et al. 2004; Bendszus et al. 1999; SATO et al. 2013). Tritt eine dieser Läsionen jedoch in einem dominanten Areal des Gehirns auf, ein Vorgang der nicht beeinflusst werden kann, kann sie – größenunabhängig - akut zu schwerwiegenden Defiziten führen. Zudem sind die Langzeitfolgen von stummen Ischämien zu beachten. In der gegenwärtigen Literatur wird

ein signifikanter Zusammenhang der Läsionen mit dem Schweregrad von Altersdepression sowie einem erhöhten Risiko für zukünftige Schlaganfälle und Entwicklung von neuropsychologischen Defiziten wie Demenz dargestellt (Pini et al. 2016; Putaala et al. 2011; Yamada et al. 2015; Yamashita et al. 2010).

Könnten diese Defekte durch Simulation verringert werden, würde hypothetisch auch die Quote der Komplikationen im Allgemeinen und die der Langzeitfolgen sinken.

Im Hinblick auf die Anzahl der DWI-Läsionen vor und nach dem Eingriff zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Kohorten. Somit muss man auf Basis unserer Daten annehmen, dass eine vorherige Simulation bezüglich der Entstehung klinisch inapparenter Komplikationen bei diagnostischen Angiographien keinen relevanten Einfluss ausübt.

Ein Vergleich von simulierten und nicht-simulierten Patient*innen im Rahmen interventioneller Eingriffe wäre an dieser Stelle womöglich wegweisender, da bei diesen Vorgängen die Komplikationsraten höher sind und eine präinterventionelle Simulation somit einen deutlicher messbaren Unterschied aufzeigen könnte (Algra et al. 2019; Kober 2018). Allerdings könnte sich, ob der oftmals bestehenden Dringlichkeit solcher Interventionen, die Akquise der vorher simulierbaren Fälle deutlich schwieriger gestalten.

Bemerkenswert ist die Tatsache, dass es im Rahmen unserer Studie in 40% aller Fälle zu stummen Ischämien kam. Dies ist eine Zahl, die deutlich über den in der Literatur aufgeführten Komplikationsraten diagnostischer Angiographien von ca. 9-26% liegt (Britt et al. 2000; Chuah et al. 2004; Bendszus et al. 1999; SATO et al. 2013; Alakbarzade und Pereira 2018).

Ein ursächlicher Faktor könnte sein, dass die Wahrscheinlichkeit der Entstehung von DWI-Läsionen signifikant mit dem Alter der Patient*innen zusammenhängt (Chuah et al. 2004; SATO et al. 2013). In den genannten Studien lag der Altersdurchschnitt der Patient*innen mit 42,9 bzw. 56,6 Jahren jedoch deutlich niedriger als bei uns (66,25 Jahre).

Des Weiteren spielen bei der Wahrscheinlichkeit für das Vorkommen von Komplikationen, einbegriffen DWI-Läsionen, außer dem Alter auch weitere individuelle Faktoren wie zum Beispiel Vorerkrankungen eine Rolle. So stehen generell existente vaskuläre Risikofaktoren oder ein Schlaganfall in der Vorgeschichte von Patient*innen erwiesenermaßen signifikant in Zusammenhang mit Komplikationen (SATO et al. 2013; Bendszus et al. 1999). Auch hier konnte bei der Auswertung der Daten unseres Kollektivs jedoch keine Korrelation zu den aufgetre-

nen DWI-Läsionen festgestellt werden. Der Anteil vorerkrankter Personen lag sowohl im Gesamtkollektiv als auch bei den Individuen mit postangiographischen DWI-Läsionen bei ca. einem Drittel. Im Vergleich hatten die Patient*innen mit Vorerkrankungen also keine signifikant höhere Rate an postinterventionellen Auffälligkeiten im MRT.

Zuletzt ist zu erwähnen, dass auch das Ausbildungslevel der Ärzt*innen, die eine Angiographie durchführen, eine charakteristische Determinante für Komplikationen ist (SATO et al. 2013; Alakbarzade und Pereira 2018). Durch Willinsky et al. wurde zudem beschrieben, dass die Rate an Komplikationen signifikant erhöht ist, wenn eine Prozedur durch Assistenz- und Oberärzt*innen gemeinsam durchgeführt wird (Willinsky et al. 2003). Auch hier ergab sich in unserem Fall insgesamt kein signifikanter Unterschied im Auftreten von DWI-Läsionen.

Zu erwähnen ist jedoch, dass der bereits vorgestellte Patient aus der nicht-simulierten Gruppe, der die mit Abstand meisten DWI-Läsionen (19) vorwies, von einem Assistenzarzt in Kooperation mit einem Oberarzt angiographiert wurde. Dies war außer der bereits unter 6.2.2 aufgeführten, erhöhten Kontrastmittelmenge die einzige retrospektiv erfassbare Auffälligkeit, die die Menge an Läsionen erklären könnte.

Kausal für die erhöhte Komplikationsrate scheinen abschließend am wahrscheinlichsten die mittlerweile verbesserten technischen Möglichkeiten zu sein. So wurden die MRT-Bilder der Patient*innen unseres Projekts an einem Gerät mit einer magnetischen Feldstärke von 3 Tesla und mit einer Schichtdicke von 2mm angefertigt. Die oben zitierten Studien verwendeten jedoch Anlagen mit 1,5 T und einer Schichtdicke von 5mm. Es ist also anzunehmen, dass etwaige Läsionen dort nicht in komplettem Ausmaß erfasst werden konnten und somit kein direkter Vergleich gezogen werden kann.

6.3 Limitationen

Es ist zu beachten, dass die Daten dieser Arbeit jeweils auf einem kleinen Proband*innen- bzw. Patient*innenkollektiv basieren. Somit könnte, beispielsweise bei den Komplikationsraten im klinischen Teil, die Übertragbarkeit auf ein die Allgemeinheit repräsentierendes Kollektiv nicht gegeben sein. Im Umkehrschluss könnten Sachverhalte, die hier als nicht signifikant beschrieben wurden, bei einem größeren Kollektiv sehr wohl ausschlaggebend sein.

Wichtig ist auch, dass die Simulationen dieses Projekts nur einen Teil des realen Ablaufs einer Neuroangiographie darzustellen vermögen (Coates et al. 2010; Jensen et al. 2013). So waren beispielsweise das Legen des arteriellen Zugangs, steriles Arbeiten im Allgemeinen und das Beenden des Eingriffs keine zentralen Gegenstände der Aufgabe und wurden daher auch nicht mitbetrachtet.

Zudem sind die Daten der Angiographien aufgrund der hohen Fallzahlen, der großen Expertise aller Beteiligten und der entsprechend guten technischen Ausrüstung der neuroradiologischen Abteilung des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München mit denen kleinerer Einrichtungen vermutlich nur bedingt vergleichbar. Dies gilt es bei der Bewertung der Ergebnisse des klinischen Studienteils zu berücksichtigen.

7. Fazit

In Zusammenschau aller erhobenen Daten und Ergebnisse kann geschlossen werden, dass der hier beforschte Simulator die Realität für Übungszwecke diagnostischer Neuroangiographien ausreichend gut widerspiegelt und somit als valides Konstrukt bezeichnet werden kann. Als Folge dieser Erkenntnisse und der Ergebnisse der „Kooperationsarbeit Gehling“ wurde die Durchführung von Simulationen mittlerweile fest in das Ausbildungscurriculum von Neuroradiolog*innen am Klinikum rechts der Isar integriert (Kreiser et al. 2019; Gehling 2020).

Nichtsdestotrotz bestehen überdies relevante Unterschiede zwischen einer Simulation und einer realen Angiographie. Gegenstand weiterer Studien und Ziel der Weiterentwicklung von Simulationsprogrammen sollte es sein, diese Unterschiede auf ein Minimum zu reduzieren. In der Abteilung für Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar konnte bereits eine Verbesserung erreicht werden, indem der Simulator in die reale Angiographie-Röntgenanlage integriert wurde (Kreiser et al. 2019). Des Weiteren ist anzustreben, dass auch intrakranielle Interventionen, wie Aneurysmacoils oder Stentimplantationen realistischer simuliert werden können.

Zuletzt stellt die Simulation auch ein wichtiges Element von Teamtrainings dar, um mit verbesserter Kommunikation und Zusammenarbeit einen reibungslosen Ablauf zu gewährleisten. Hierdurch kann nicht nur die Patient*innensicherheit erhöht (Carroll und Messenger 2008), sondern insbesondere durch eine Reduktion der prozeduralen Zeiten bei Schlaganfallpatient*innen auch deren klinisches Outcome verbessert werden (Saver 2006).

Eine Simulation der diagnostischen Angiographie von Patient*innen vor der tatsächlich durchgeführten Angiographie zeigte im Rahmen unserer Studie keine signifikant positiven oder negativen Auswirkungen im Hinblick auf klinische Komplikationen, Strahlenbelastung oder Materialverbrauch. Für vereinzelte Fälle, beispielsweise bei außergewöhnlicher Anatomie, mag sie dennoch als intensivere Vorbereitung die subjektive Sicherheit des ärztlichen Fachpersonals erhöhen und somit auch indirekt den Patient*innen dienen.

8. Zusammenfassung

Simulationen werden heutzutage in vielen Branchen eingesetzt, um Prozeduren zu testen und zu üben. Sie bieten eine risikoarme und unter Umständen kostengünstigere Alternative zur realen Situation. Im Gesundheitssektor hat die Simulation ebenfalls Einzug gehalten und ist mittlerweile weit verbreitet, auch im Bereich der endovaskulären angiographischen Verfahren. Besonders relevant ist dies für die interventionell-neuroradiologische Ausbildung.

Ziel dieser Studie war es zu evaluieren, ob der Simulator VistLab der Firma Mentice die diagnostische neuroradiologische Angiographie valide nachzustellen vermag und ob eine patientenspezifische Simulation Komplikationsraten im klinischen Alltag verringern kann.

Zur Prüfung der Validität führten elf Testpersonen, die nach Erfahrungsstand in zwei Gruppen (Expert*innen und Anfänger*innen) eingeteilt wurden, insgesamt zehn Fallszenarien diagnostischer Angiographien am Simulator durch. Diese basierten auf Bildmaterial realer CT- und MR-Angiographien. Erfasst wurden Gesamtdauer, Durchleuchtungszeit, Serienanzahl, Dauer der Serien, Kontrastmittelverbrauch und Häufigkeit von Materialwechsel.

Über einen Brustgurt wurde die Herzfrequenz der Proband*innen gemessen und eine auf dem Kopf befestigte Kamera erfasste ihre Blickrichtung. Nach jeder Simulation bewerteten die Teilnehmer*innen ihre subjektive Arbeitsbelastung anhand eines Fragebogens. Anschließend wurden die Parameter zwischen den beiden Gruppen verglichen.

In den klinischen Teil der Studie wurden 40, zur elektiven zerebralen Angiographie einbestellte Patientinnen und Patienten, einbezogen. Bei der Hälfte dieser Personen wurde im Vorfeld die jeweilige spezifische Anatomie bildgebend erfasst und auf den Simulator übertragen. Anschließend konnte die bevorstehende Angiographie von der verantwortlichen ärztlichen Person geübt werden. Vor und nach Durchführung der realen diagnostischen Angiographien wurde bei allen teilnehmenden Patient*innen eine cMRT mit Diffusionswichtung zur Detektion etwaiger, durch die Angiographie bedingter, stummer Ischämien angefertigt. Sodann wurde die simulierte mit der nicht-simulierten Gruppe anhand der Daten der realen Angiographien und der Anzahl der DWI-Läsionen verglichen.

Nach Auswertung der Daten zur Validitätsprüfung zeigte sich, dass die Gruppe der Expert*innen die gestellte Aufgabe schneller löste. Zudem benötigte sie kürzere Durchleuchtungszeiten und Seriedauern sowie weniger Kontrastmittel als die Anfänger*innen. Als statistisch

signifikant stellten sich die Unterschiede in Dauer und Durchleuchtungszeit heraus. Bei Betrachtung von mittlerer Herzfrequenz und Blickrichtung der Teilnehmer*innen ergaben sich keine maßgeblichen Differenzen. Die erfahrene Gruppe zeigte sich bei Auswertung der Fragebögen subjektiv signifikant zufriedener mit ihrer Lösung der Aufgabe, sonst konnten hier keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

Im klinischen Teil wurde bei der simulierten Patientengruppe ein signifikant geringerer Kontrastmittelverbrauch beobachtet. Die übrigen Parameter, insbesondere auch die Anzahl der DWI-Läsionen, unterschieden sich nicht signifikant.

Um einen Simulator sinnvoll für die Ausbildung oder im klinischen Alltag nutzen zu können, muss die Validität des Systems gewährleistet sein. Dies wurde im Vorfeld unserer Studie bereits für endovaskuläre Prozeduren bestätigt, jedoch nicht bezüglich zerebraler Angiographien. Nach Zusammenschau der Ergebnisse spiegelt das Simulatormodell VistLab der Firma Mentice die Realität für interventionelle neuroradiologische Zwecke ausreichend gut wider und kann damit als valide bezeichnet werden. Trotzdem sollte jedoch darauf hingearbeitet werden, die Unterschiede zur Realität weiter zu reduzieren.

Die klinischen Komplikationsraten zeigten sich in unserer Studie durch die vorherige Simulation nicht beeinflusst. Maßgebliche Limitationen dieser Studie sind die kleinen Proband*innen- bzw. Patient*innenkollektive.

Die Erkenntnisse dieser Studie haben dazu beigetragen, das Simulationstraining in der Abteilung für Neuroradiologie am Klinikum rechts der Isar, dem Universitätsklinikum der Technischen Universität München, fest in das Ausbildungscurriculum des ärztlichen Personals zu integrieren.

9. Summary

In a lot of industries simulations are used to test and practice procedures; they provide a low-risk and potentially cost reducing alternative to real life scenarios. Naturally, simulation has also reached the health sector, including the area of endovascular angiographic procedures. This is highly relevant for the training of interventional neuroradiologists.

The aim of this study was to evaluate whether the simulator VistLab by Mentice poses a valid tool to recreate a diagnostic cerebral angiography and if patient-specific simulation reduces clinical complication rates.

To determine validity, eleven subjects were divided into two groups by means of expertise and had to perform a total amount of ten cases of diagnostic angiographies on the simulator. These cases were based on real-life MRI and CT imagery. We recorded total duration, flouroscopy time, cine loop time, number of cine loops recorded, amount of contrast agent and number of tool exchanges.

Furthermore the subjects' heart rate was measured by a chest belt and a head-mounted camera registered their viewing direction. After each simulation the participants completed a questionnaire concerning their subjective workload. Subsequently the acquired data was compared between the two groups.

The clinical trial included forty patients, electively admitted for endovascular cerebral angiography. Half of the patients received digital imagery beforehand to obtain their individual anatomy. The data was then transferred onto the simulator and could be practiced by the accountable physician prior to the real life procedure. All participants received diffusion-weighted MRIs before and after their respective diagnostic cerebral angiography to detect any ischemic damages caused by the procedure. The data from the simulated and non-simulated group were then compared, including the real angiographies and amount of DWI-lesions.

The analysis of the data concerning the validity check showed that the expert group needed less time to complete the task. Furthermore, they required less fluoroscopy and cine loop time and used less contrast agent than the beginners. Ultimately, the differences in total duration and fluoroscopy time turned out to be statistically significant. In reviewing mean heart rates and viewing directions of the participants, no relevant disparity between the groups

could be shown. The more experienced group turned out to be significantly more content with the completion of their tasks whereas no other subitems of the questionnaire exhibited substantial differences between the groups.

During the clinical trial the amount of applied contrast agent was significantly lower in the simulated group. Other than that, no parameters, including the passel of DWI-lesions, showed significant differences among the groups.

For a simulator to be purposefully used in training of apprentices or in clinical daily routines, validity must be guaranteed. Prior to our study this has been proven for endovascular procedures, however not for cerebral angiographies in particular. As a synopsis of our results the simulator VistLab by Mentice adequately mirrors reality for interventional neuroradiologic purposes and therefore can be denominated as a valid construct. Nevertheless, there are still discrepancies to real life procedures that need to be taken into consideration. Within the scope of our study clinical complication rates were not affected by previous simulation.

Leading limitations of our survey were the rather small collectives of subjects and patients.

Among other things this study has led to the advance of simulation training in the department of neuroradiology at Klinikum rechts der Isar, university hospital of Technische Universität München.

10. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Mentice Vist Simulator in Betrieb; Verwendung mit freundlicher Genehmigung von Springer Nature	10
Abbildung 2:	Auswahl der verwendeten Draht- und Katheterarten	11
Abbildung 3:	Verschiedene Ansichten des Aortenbogens mit den Abgängen der Kopf- Hals- Gefäße; Verwendung mit freundlicher Genehmigung von Springer Nature	13
Abbildung 4:	EyeSeeCam; Verwendung mit freundlicher Genehmigung von Kim Gehling	18
Abbildung 5	Herzfrequenzgurt; Verwendung mit freundlicher Genehmigung von Kim Gehling	19
Abbildung 6	Diffusionssequenzen mit Läsionen	23
Abbildung 7	Dauer im Gruppenvergleich	26
Abbildung 8	Durchleuchtungszeit im Gruppenvergleich	27
Abbildung 9:	Kontrastmittelverbrauch im Gruppenvergleich im ersten und zweiten Simulationsdurchlauf	28
Abbildung 10:	NASA-TLX-Ergebnisse bezüglich „Aufgabenlösung“ und „Anstrengung für Erfolg“ im Gruppenvergleich	30

11. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Verwendete Programme	24
Tabelle 2:	Übersicht über die Medianwerte der NASA-TLX-Ergebnisse im Gruppenvergleich	29
Tabelle 3:	Anzahl der Patient*innen mit DWI-Läsionen im Gruppenvergleich	32

10. Literaturverzeichnis

Aggarwal, R.; Black, S. A.; Hance, J. R.; Darzi, A.; Cheshire, N. J. W. (2006): Virtual reality simulation training can improve inexperienced surgeons' endovascular skills. In: *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery* 31 (6), S. 588–593. DOI: 10.1016/j.ejvs.2005.11.009.

Ahmed, Kamran; Keeling, Aoife N.; Fakhry, Morkos; Ashrafian, Hutan; Aggarwal, Rajesh; Naughton, Peter A.; Darzi, Ara; Cheshire, Nicholas; Athanasiou, Thanos; Hamady, Mohammed (2010): Role of virtual reality simulation in teaching and assessing technical skills in endovascular intervention. In: *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR* 21 (1), S. 55–66. DOI: 10.1016/j.jvir.2009.09.019.

Ahn, Sun Ho; Prince, Ethan A.; Dubel, Gregory J. (2013): Basic neuroangiography: review of technique and perioperative patient care. In: *Seminars in interventional radiology* 30 (3), S. 225–233. DOI: 10.1055/s-0033-1353474.

Alakbarzade, Vafa; Pereira, Anthony C. (2018): Cerebral catheter angiography and its complications. In: *Pract Neurol* 18 (5), S. 393–398. DOI: 10.1136/practneurol-2018-001986.

Albers, Gregory W.; Marks, Michael P.; Kemp, Stephanie; Christensen, Soren; Tsai, Jenny P.; Ortega-Gutierrez, Santiago; McTaggart, Ryan A.; Torbey, Michel T.; Kim-Tenser, May; Leslie-Mazwi, Thabele; Sarraj, Amrou; Kasner, Scott E.; Ansari, Sameer A.; Yeatts, Sharon D.; Hamilton, Scott; Mlynash, Michael; Heit, Jeremy J.; Zaharchuk, Greg; Kim, Sun; Carrozzella, Janice; Palesch, Yuko Y.; Demchuk, Andrew M.; Bammer, Roland; Lavori, Philip W.; Broderick, Joseph P.; Lansberg, Maarten G. (2018): Thrombectomy for Stroke at 6 to 16 Hours with Selection by Perfusion Imaging. In: *The New England journal of medicine* 378 (8), S. 708–718. DOI: 10.1056/NEJMoa1713973.

Algra, Annemijn M.; Lindgren, Antti; Vergouwen, Mervyn D. I.; Greving, Jacoba P.; van der Schaaf, Irene C.; van Doormaal, Tristan P. C.; Rinkel, Gabriel J. E. (2019): Procedural Clinical Complications, Case-Fatality Risks, and Risk Factors in Endovascular and Neurosurgical Treatment of Unruptured Intracranial Aneurysms: A Systematic Review and Meta-analysis. In: *JAMA neurology* 76 (3), S. 282–293. DOI: 10.1001/jamaneurol.2018.4165.

Bendszus, Martin; Koltzenburg, Martin; Burger, Ralph; Warmuth-Metz, Monika; Hofmann, Erich; Solymosi, Laszlo (1999): Silent embolism in diagnostic cerebral angiography and neuro-interventional procedures. A prospective study. In: *The Lancet* 354 (9190), S. 1594–1597. DOI: 10.1016/S0140-6736(99)07083-X.

Berkhemer, Olvert A.; Fransen, Puck S. S.; Beumer, Debbie; van den Berg, Lucie A.; Lingsma, Hester F.; Yoo, Albert J.; Schonewille, Wouter J.; Vos, Jan Albert; Nederkoorn, Paul J.; Wermer, Marieke J. H.; van Walderveen, Marianne A. A.; Staals, Julie; Hofmeijer, Jeannette; van Oostayen, Jacques A.; Lycklama à Nijeholt, Geert J.; Boiten, Jelis; Brouwer, Patrick A.; Emmer, Bart J.; Bruijn, Sebastiaan F. de; van Dijk, Lukas C.; Kappelle, L. Jaap; Lo, Rob H.; van Dijk, Ewoud J.; Vries, Joost de; Kort, Paul L. M. de; van Rooij, Willem Jan J.; van den Berg, Jan S. P.; van Hasselt, Boudewijn A. A. M.; Aerden, Leo A. M.; Dallinga, René J.; Visser, Marieke C.; Bot, Joseph C. J.; Vroomen, Patrick C.; Eshghi, Omid; Schreuder, Tobien H. C. M. L.; Heijboer, Roel J. J.; Keizer, Koos; Tielbeek, Alexander V.; den Hertog, Heleen M.; Gerrits, Dick G.; van den Berg-Vos, Renske M.; Karas, Giorgos B.; Steyerberg, Ewout W.; Flach, H. Zwenneke; Marquering, Henk A.; Sprengers, Marieke E. S.; Jenniskens, Sjoerd F. M.; Beenen, Ludo F. M.; van den Berg, René; Koudstaal, Peter J.; van Zwam, Wim H.; Roos, Yvo B. W. E. M.; van der Lugt, Aad; van Oostenbrugge, Robert J.; Majoie, Charles B. L. M.; Dippel, Diederik W. J. (2015): A randomized trial of intraarterial treatment for acute ischemic stroke. In: *The New England journal of medicine* 372 (1), S. 11–20. DOI: 10.1056/NEJMoa1411587.

Berlis, Ansgar; Morhard, Dominik; Weber, Werner (2019): Flächendeckende Versorgung des akuten Schlaganfalls im Jahr 2016 und 2017 durch Neuro-Radiologen mittels mechanischer Thrombektomie in Deutschland anhand des DeGIR/DGMR-Registers. In: *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 191 (7), e1. DOI: 10.1055/a-0983-7052.

Britt, P. M.; Heiserman, J. E.; Snider, R. M.; Shill, H. A.; Bird, C. R.; Wallace, R. C. (2000): Incidence of postangiographic abnormalities revealed by diffusion-weighted MR imaging. In: *AJNR. American journal of neuroradiology* 21 (1), S. 55–59.

Campbell, Bruce C. V.; Mitchell, Peter J.; Churilov, Leonid; Keshtkaran, Mahsa; Hong, Keun-Sik; Kleinig, Timothy J.; Dewey, Helen M.; Yassi, Nawaf; Yan, Bernard; Dowling, Richard J.; Parsons, Mark W.; Wu, Teddy Y.; Brooks, Mark; Simpson, Marion A.; Miteff, Ferdinand; Levi,

Christopher R.; Krause, Martin; Harrington, Timothy J.; Faulder, Kenneth C.; Steinfors, Brendan S.; Ang, Timothy; Scroop, Rebecca; Barber, P. Alan; McGuinness, Ben; Wijeratne, Tissa; Phan, Thanh G.; Chong, Winston; Chandra, Ronil V.; Bladin, Christopher F.; Rice, Henry; Villiers, Laetitia de; Ma, Henry; Desmond, Patricia M.; Meretoja, Atte; Cadilhac, Dominique A.; Donnan, Geoffrey A.; Davis, Stephen M. (2017): Endovascular Thrombectomy for Ischemic Stroke Increases Disability-Free Survival, Quality of Life, and Life Expectancy and Reduces Cost. In: *Frontiers in neurology* 8, S. 657. DOI: 10.3389/fneur.2017.00657.

Carroll, John D.; Messenger, John C. (2008): Medical simulation. The new tool for training and skill assessment. In: *Perspectives in biology and medicine* 51 (1), S. 47–60. DOI: 10.1353/pbm.2008.0003.

Chaer, Rabih A.; Derubertis, Brian G.; Lin, Stephanie C.; Bush, Harry L.; Karwowski, John K.; Birk, Daniel; Morrissey, Nicholas J.; Faries, Peter L.; McKinsey, James F.; Kent, K. Craig (2006): Simulation improves resident performance in catheter-based intervention: results of a randomized, controlled study. In: *Annals of surgery* 244 (3), S. 343–352. DOI: 10.1097/01.sla.0000234932.88487.75.

Chuah, Kenneth C.; Stuckey, Stephen L.; Berman, Ivor G. (2004): Silent embolism in diagnostic cerebral angiography. Detection with diffusion-weighted imaging. In: *Australas Radiol* 48 (2), S. 133–138. DOI: 10.1111/j.1440-1673.2004.01273.x.

Cinaz, Burcu; Arrnich, Bert; La Marca, Roberto; Tröster, Gerhard (2013): Monitoring of mental workload levels during an everyday life office-work scenario. In: *Pers Ubiquit Comput* 17 (2), S. 229–239. DOI: 10.1007/s00779-011-0466-1.

Coates, Philip J. B.; Zealley, Ian A.; Chakraverty, Sam (2010): Endovascular simulator is of benefit in the acquisition of basic skills by novice operators. In: *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR* 21 (1), S. 130–134. DOI: 10.1016/j.jvir.2009.09.013.

Coles, T. R.; Meglan, D.; John, N. W. (2011): The Role of Haptics in Medical Training Simulators. A Survey of the State of the Art. In: *IEEE transactions on haptics* 4 (1), S. 51–66. DOI: 10.1109/TOH.2010.19.

Currie, Jonathan; Bond, Raymond R.; McCullagh, Paul; Black, Pauline; Finlay, Dewar D.; Gallagher, Stephen; Kearney, Peter; Peace, Aaron; Stoyanov, Danail; Bicknell, Colin D.; Leslie, Stephen; Gallagher, Anthony G. (2019): Wearable technology-based metrics for predicting

operator performance during cardiac catheterisation. In: *International journal of computer assisted radiology and surgery* 14 (4), S. 645–657. DOI: 10.1007/s11548-019-01918-0.

Dagirmanjian, A.; Davis, D. A.; Rothfus, W. E.; Deeb, Z. L.; Goldberg, A. L. (1993): Silent cerebral microemboli occurring during carotid angiography. Frequency as determined with Doppler sonography. In: *American Journal of Roentgenology* 161 (5), S. 1037–1040. DOI: 10.2214/ajr.161.5.7903842.

Drake-Pérez, Marta; Boto, Jose; Fitsiori, Aikaterini; Lovblad, Karl; Vargas, Maria Isabel (2018): Clinical applications of diffusion weighted imaging in neuroradiology. In: *Insights into imaging* 9 (4), S. 535–547. DOI: 10.1007/s13244-018-0624-3.

Eslahpazir, Benjamin A.; Goldstone, Jerry; Allemang, Matthew T.; Wang, John C.; Kashyap, Vikram S. (2014): Principal considerations for the contemporary high-fidelity endovascular simulator design used in training and evaluation. In: *Journal of vascular surgery* 59 (4), S. 1154–1162. DOI: 10.1016/j.jvs.2013.11.074.

Farra, Sharon L.; Gneuhs, Matthew; Hodgson, Eric; Kawosa, Burhan; Miller, Elaine T.; Simon, Ashley; Timm, Nathan; Hausfeld, Jackie (2019): Comparative Cost of Virtual Reality Training and Live Exercises for Training Hospital Workers for Evacuation. In: *CIN: Computers, Informatics, Nursing* 37 (9), S. 446–454. DOI: 10.1097/CIN.0000000000000540.

Gehling, Kim G. (2020): Simulation diagnostischer Angiographien zur Ausbildung in der interventionellen Neuroradiologie. Technische Universität München. Fakultät für Medizin. Online verfügbar unter <https://mediatum.ub.tum.de/1536483>.

Gerraty, Richard P.; Bowser, David N.; Infeld, Bernard; Mitchell, Peter J.; Davis, Stephen M. (1996): Microemboli During Carotid Angiography. In: *Stroke* 27 (9), S. 1543–1547. DOI: 10.1161/01.STR.27.9.1543.

Goyal, Mayank; Demchuk, Andrew M.; Menon, Bijoy K.; Eesa, Muneer; Rempel, Jeremy L.; Thornton, John; Roy, Daniel; Jovin, Tudor G.; Willinsky, Robert A.; Sapkota, Biggya L.; Dowlathahi, Dar; Frei, Donald F.; Kamal, Noreen R.; Montanera, Walter J.; Poppe, Alexandre Y.; Ryckborst, Karla J.; Silver, Frank L.; Shuaib, Ashfaq; Tampieri, Donatella; Williams, David; Bang, Oh Young; Baxter, Blaise W.; Burns, Paul A.; Choe, Hana; Heo, Ji-Hoe; Holmstedt, Christine A.; Jankowitz, Brian; Kelly, Michael; Linares, Guillermo; Mandzia, Jennifer L.; Shankar, Jai; Sohn, Sung-Il; Swartz, Richard H.; Barber, Philip A.; Coutts, Shelagh B.; Smith, Eric E.;

Morrish, William F.; Weill, Alain; Subramaniam, Suresh; Mitha, Alim P.; Wong, John H.; Low-erison, Mark W.; Sajobi, Tolulope T.; Hill, Michael D. (2015): Randomized assessment of rapid endovascular treatment of ischemic stroke. In: *The New England journal of medicine* 372 (11), S. 1019–1030. DOI: 10.1056/NEJMoa1414905.

Hart, Sandra G. (2016): Nasa-Task Load Index (NASA-TLX); 20 Years Later. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 50 (9), S. 904–908. DOI: 10.1177/154193120605000909.

Hart, Sandra G.; Staveland, Lowell E. (1988): Development of NASA-TLX (Task Load Index). Results of Empirical and Theoretical Research. In: N. Meshkati und P. A. Hancock (Hg.): *Human Mental Workload*, Bd. 52. 1. Aufl. s.l.: Elsevier textbooks (Advances in Psychology, v. 52), S. 139–183.

Henelius, Andreas; Hirvonen, Kati; Holm, Anu; Korpela, Jussi; Muller, Kiti (2009): Mental workload classification using heart rate metrics. In: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference 2009*, S. 1836–1839. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5332602.

Hinzmann, Dominik; Singer, Maximilian; Schmelter, Valerie; Kreiser, Kornelia; Gehling, Kim; Ströber, Lea; Kirschke, Jan S.; Schulz, Christian M.; Schneider, Frederick (2022): Differences in beginner and expert neurointerventionalists' heart rate variability during simulated neuro-angiographies. In: *Interventional neuroradiology : journal of peritherapeutic neuroradiology, surgical procedures and related neurosciences*, 15910199221128439. DOI: 10.1177/15910199221128439.

Hsu, Bin-Wei; Wang, Mao-Jiun J.; Chen, Chi-Yuan; Chen, Fang (2015): EFFECTIVE INDICES FOR MONITORING MENTAL WORKLOAD WHILE PERFORMING MULTIPLE TASKS. In: *Perceptual and motor skills* 121 (1), S. 94–117. DOI: 10.2466/22.PMS.121c12x5.

Ihn, Yon Kwon; Kim, Bum-Soo; Byun, Jun Soo; Suh, Sang Hyun; Won, Yoo Dong; Lee, Deok Hee; Kim, Byung Moon; Kim, Young Soo; Jeon, Pyong; Ryu, Chang-Woo; Suh, Sang-il; Choi, Dae Seob; Choi, See Sung; Choi, Jin Wook; Chang, Hyuk Won; Lee, Jae-Wook; Kim, Sang Heum; Lee, Young Jun; Shin, Shang Hun; Lim, Soo Mee; Yoon, Woong; Jeong, Hae Woong;

Han, Moon Hee (2016): Patient Radiation Exposure During Diagnostic and Therapeutic Procedures for Intracranial Aneurysms: A Multicenter Study. In: *Neurointervention* 11 (2), S. 78–85. DOI: 10.5469/neuroint.2016.11.2.78.

Jensen, Ulf J.; Jensen, Jens; Olivecrona, Göran K.; Ahlberg, Gunnar; Tornvall, Per (2013): Technical skills assessment in a coronary angiography simulator for construct validation. In: *Simulation in healthcare : journal of the Society for Simulation in Healthcare* 8 (5), S. 324–328. DOI: 10.1097/SIH.0b013e31828fdedc.

Jensen, Ulf J.; Lagerquist, Bo; Jensen, Jens; Tornvall, Per (2012): The use of fluoroscopy to construct learning curves for coronary angiography. In: *Catheterization and cardiovascular interventions : official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions* 80 (4), S. 564–569. DOI: 10.1002/ccd.23298.

Jovin, Tudor G.; Chamorro, Angel; Cobo, Erik; Miquel, María A. de; Molina, Carlos A.; Rovira, Alex; San Román, Luis; Serena, Joaquín; Abilleira, Sonia; Ribó, Marc; Millán, Mònica; Urra, Xabier; Cardona, Pere; López-Cancio, Elena; Tomasello, Alejandro; Castaño, Carlos; Blasco, Jordi; Aja, Lucía; Dorado, Laura; Quesada, Helena; Rubiera, Marta; Hernandez-Pérez, María; Goyal, Mayank; Demchuk, Andrew M.; Kummer, Rüdiger von; Gallofré, Miquel; Dávalos, Antoni (2015): Thrombectomy within 8 hours after symptom onset in ischemic stroke. In: *The New England journal of medicine* 372 (24), S. 2296–2306. DOI: 10.1056/NEJMoa1503780.

Kaufmann, Tobias; Sütterlin, Stefan; Schulz, Stefan M.; Vögele, Claus (2011): ARTiiFACT. A tool for heart rate artifact processing and heart rate variability analysis. In: *Behavior research methods* 43 (4), S. 1161–1170. DOI: 10.3758/s13428-011-0107-7.

Kober, Fabian Alexander (2018): Thrombektomie mittels Stentretreiver: Ein neues Therapieverfahren des akuten ischämischen Schlaganfalls am Klinikum rechts der Isar. Technische Universität München. Fakultät für Medizin. Online verfügbar unter <https://mediatum.ub.tum.de/?id=1324815>.

Kohn, Linda T.; Corrigan, Janet; Donaldson, Molla S. (2000): To err is human. Building a safer health system. Washington D.C.: National Academy Press, zuletzt geprüft am 04.08.2017.

Kotsis, Sandra V.; Chung, Kevin C. (2013): Application of the "see one, do one, teach one" concept in surgical training. In: *Plastic and reconstructive surgery* 131 (5), S. 1194–1201. DOI: 10.1097/PRS.0b013e318287a0b3.

Kreiser, Kornelia; Gehling, Kim; Zimmer, Claus (2019): Simulation in der Angiografie – Erfahrungen aus 5 Jahren Lehre, Ausbildung und Forschung. In: *RoFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 191 (6), S. 547–552. DOI: 10.1055/a-0759-2248.

Kreiser, Kornelia; Gehling, Kim G.; Ströber, Lea; Zimmer, Claus; Kirschke, Jan S. (2020): Simulation Training in Neuroangiography. Transfer to Reality. In: *Cardiovascular and interventional radiology* 43 (8), S. 1184–1191. DOI: 10.1007/s00270-020-02479-5.

Kreiser, Kornelia; Ströber, Lea; Gehling, Kim G.; Schneider, Frederick; Kohlbecher, Stefan; Schulz, Christian M.; Zimmer, Claus; Kirschke, Jan S. (2020): Simulation Training in Neuroangiography-Validation and Effectiveness. In: *Clinical neuroradiology*. DOI: 10.1007/s00062-020-00902-5.

Krings, T.; Willmes, K.; Becker, R.; Meister, I. G.; Hans, F. J.; Reinges, M. H. T.; Mull, M.; Thron, A. (2006): Silent microemboli related to diagnostic cerebral angiography: a matter of operator's experience and patient's disease. In: *Neuroradiology* 48 (6), S. 387–393. DOI: 10.1007/s00234-006-0074-3.

Le Bihan, Denis (2014): Diffusion MRI: what water tells us about the brain. In: *EMBO molecular medicine* 6 (5), S. 569–573. DOI: 10.1002/emmm.201404055.

Liebig, Thomas; Holtmannspötter, Markus; Crossley, Robert; Lindkvist, Johan; Henn, Patrick; Lönn, Lars; Gallagher, Anthony G. (2018): Metric-Based Virtual Reality Simulation. A Paradigm Shift in Training for Mechanical Thrombectomy in Acute Stroke. In: *Stroke* 49 (7), e239–e242. DOI: 10.1161/STROKEAHA.118.021089.

Lipner, Rebecca S.; Messenger, John C.; Kangilaski, Roberta; Baim, Donald S.; Holmes, David R.; Williams, David O.; King, Spencer B. (2010): A technical and cognitive skills evaluation of performance in interventional cardiology procedures using medical simulation. In: *Simulation in healthcare : journal of the Society for Simulation in Healthcare* 5 (2), S. 65–74. DOI: 10.1097/SIH.0b013e3181c75f8e.

Löster, Werner; Drexler, Guido; Stieve, Friedrich-Ernst; Kaul, Alexander (1995): Die Messung des Dosisflächenproduktes in der diagnostischen Radiologie als Methode zur Ermittlung der Strahlenexposition. (Ergebnisse, Erfahrungen, Verbesserungsvorschläge und Empfehlungen

zum Strahlenschutz) : Bericht über ein Expertentreffen. Unter Mitarbeit von Werner Löster, Günter Drexler und Friedrich-Ernst Stieve. 1. Auflage. Berlin: H. Hoffmann GmbH Verlag.

Luque-Casado, Antonio; Perales, José C.; Cárdenas, David; Sanabria, Daniel (2016): Heart rate variability and cognitive processing: The autonomic response to task demands. In: *Biological psychology* 113, S. 83–90. DOI: 10.1016/j.biopsycho.2015.11.013.

Mansikka, Heikki; Virtanen, Kai; Harris, Don (2019): Comparison of NASA-TLX scale, modified Cooper-Harper scale and mean inter-beat interval as measures of pilot mental workload during simulated flight tasks. In: *Ergonomics* 62 (2), S. 246–254. DOI: 10.1080/00140139.2018.1471159.

Marshall, S. P. (2002): The Index of Cognitive Activity. Measuring cognitive workload. In: J. J. Persensky (Hg.): New century, new trends. Proceedings of the 2002 IEEE 7th Conference on Human Factors and Power Plants ; September 15 - 19, 2002, Scottsdale, Arizona. New Century, New Trends. of the 2002 IEEE 7th Conference on Human Factors and Power Plants. Scottsdale, AZ, USA, 15-19 Sept. 2002. Conference on Human Factors and Power Plants. New York, NY: IEEE, 7-5-7-9.

Martin, J.; Schneider, F.; Kowalewskij, A.; Jordan, D.; Hapfelmeier, A.; Kochs, E. F.; Wagner, K. J.; Schulz, C. M. (2016): Linear and non-linear heart rate metrics for the assessment of anaesthetists' workload during general anaesthesia. In: *British journal of anaesthesia* 117 (6), S. 767–774. DOI: 10.1093/bja/aew342.

Maruthappu, Mahiben; Gilbert, Barnabas J.; El-Harasis, Majd A.; Nagendran, Myura; McCulloch, Peter; Duclos, Antoine; Carty, Matthew J. (2015): The influence of volume and experience on individual surgical performance. A systematic review. In: *Annals of surgery* 261 (4), S. 642–647. DOI: 10.1097/SLA.0000000000000852.

Mazur, Lukasz M.; Mosaly, Prithima R.; Jackson, Marianne; Chang, Sha X.; Burkhardt, Katharin Deschesne; Adams, Robert D.; Jones, Ellen L.; Hoyle, Lesley; Xu, Jing; Rockwell, John; Marks, Lawrence B. (2012): Quantitative assessment of workload and stressors in clinical radiation oncology. In: *International journal of radiation oncology, biology, physics* 83 (5), e571-6. DOI: 10.1016/j.ijrobp.2012.01.063.

Medscape (Hg.) (2016): Neuroradiologen übernehmen das Feld: Wie die Thrombektomie die Strukturen an den Stroke Units verändert. Online verfügbar unter http://deutsch.medscape.com/artikelansicht/4904570_2.

Miltner, Frank (2015): Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls - Ergänzung 2015. Rekanalisierende Therapie. Online verfügbar unter http://www.dsg-info.de/images/stories/DSG/PDF/Leitlinien/030140_LL_akuter-ischamischer-schlaganfall_final.pdf, zuletzt geprüft am 04.08.2017.

Mini, R. L.; Schmid, B.; Schneeberger, P.; Vock, P. (1998): Dose-Area Product Measurements During Angiographic X Ray Procedures. In: *Radiation Protection Dosimetry* 80 (1), S. 145–148. DOI: 10.1093/oxfordjournals.rpd.a032490.

Mohamed, Rachid; Raman, Maitreyi; Anderson, John; McLaughlin, Kevin; Rostom, Alaa; Coderre, Sylvain (2014): Validation of the National Aeronautics and Space Administration Task Load Index as a tool to evaluate the learning curve for endoscopy training. In: *Canadian journal of gastroenterology & hepatology* 28 (3), S. 155–159.

Nogueira, Raul G.; Jadhav, Ashutosh P.; Haussen, Diogo C.; Bonafe, Alain; Budzik, Ronald F.; Bhuva, Parita; Yavagal, Dileep R.; Ribo, Marc; Cognard, Christophe; Hanel, Ricardo A.; Sila, Cathy A.; Hassan, Ameer E.; Millan, Monica; Levy, Elad I.; Mitchell, Peter; Chen, Michael; English, Joey D.; Shah, Qaisar A.; Silver, Frank L.; Pereira, Vitor M.; Mehta, Brijesh P.; Baxter, Blaise W.; Abraham, Michael G.; Cardona, Pedro; Veznedaroglu, Erol; Hellinger, Frank R.; Feng, Lei; Kirmani, Jawad F.; Lopes, Demetrius K.; Jankowitz, Brian T.; Frankel, Michael R.; Costalat, Vincent; Vora, Nirav A.; Yoo, Albert J.; Malik, Amer M.; Furlan, Anthony J.; Rubiera, Marta; Aghaebrahim, Amin; Olivot, Jean-Marc; Tekle, Wondwossen G.; Shields, Ryan; Graves, Todd; Lewis, Roger J.; Smith, Wade S.; Liebeskind, David S.; Saver, Jeffrey L.; Jovin, Tudor G. (2018): Thrombectomy 6 to 24 Hours after Stroke with a Mismatch between Deficit and Infarct. In: *The New England journal of medicine* 378 (1), S. 11–21. DOI: 10.1056/NEJMoa1706442.

Patel, Amar D.; Gallagher, Anthony G.; Nicholson, William J.; Cates, Christopher U. (2006): Learning curves and reliability measures for virtual reality simulation in the performance assessment of carotid angiography. In: *Journal of the American College of Cardiology* 47 (9), S. 1796–1802. DOI: 10.1016/j.jacc.2005.12.053.

Patel, R.; Dennick, R. (2016): Simulation based teaching in interventional radiology training. Is it effective? In: *Clinical Radiology* 72 (3), 266.e7-266.e14. DOI: 10.1016/j.crad.2016.10.014.

Pini, Rodolfo; Faggioli, Gianluca; Longhi, Matteo; Vacirca, Andrea; Gallitto, Enrico; Freyrie, Antonio; Gargiulo, Mauro; Stella, Andrea (2016): The detrimental impact of silent cerebral infarcts on asymptomatic carotid endarterectomy outcome. In: *Journal of Vascular Surgery* 64 (1), S. 15–24. DOI: 10.1016/j.jvs.2015.12.049.

Pitton, Michael Bernhard; Kloeckner, Roman; Schneider, Jens; Ruckes, Christian; Bersch, Anton; Düber, Christoph (2012): Radiation Exposure in Vascular Angiographic Procedures. In: *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 23 (11), S. 1487–1495. DOI: 10.1016/j.jvir.2012.05.048.

Pound, Pandora; Ebrahim, Shah; Sandercock, Peter; Bracken, Michael B.; Roberts, Ian (2004): Where is the evidence that animal research benefits humans? In: *BMJ (Clinical research ed.)* 328 (7438), S. 514–517. DOI: 10.1136/bmj.328.7438.514.

Putaala, J.; Haapaniemi, E.; Kurkinen, M.; Salonen, O.; Kaste, M.; Tatlisumak, T. (2011): Silent brain infarcts, leukoaraiosis, and long-term prognosis in young ischemic stroke patients. In: *Neurology* 76 (20), S. 1742–1749. DOI: 10.1212/WNL.0b013e31821a44ad.

Rana, Bhupendra Singh; Kumar, Sanjeev; Ahuja, Chirag Kamal; Singh, Narinder Paul; Yadav, Mukesh Kumar; Sandhu, Inderjeet Singh (2018): ESTIMATION OF RADIATION EXPOSURE TO THE PATIENTS IN DIAGNOSTIC AND THERAPEUTIC INTERVENTIONAL PROCEDURES. In: *Radiation Protection Dosimetry* 181 (3), S. 290–300. DOI: 10.1093/rpd/ncy025.

Richstone, Lee; Schwartz, Michael J.; Seideman, Casey; Cadeddu, Jeffrey; Marshall, Sandra; Kavoussi, Louis R. (2010): Eye metrics as an objective assessment of surgical skill. In: *Annals of surgery* 252 (1), S. 177–182. DOI: 10.1097/SLA.0b013e3181e464fb.

Ringleb, Peter A.; Hamann, Gerhard F.; Röther, Joachim; Jansen, Olav; Groden, Christoph; Veltkamp, Roland (2015): Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls - Ergänzung 2015. Rekanalisierende Therapie. Hg. v. Kommission Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Neurologie. Online verfügbar unter <https://www.dgn.org/leitlinien/3198-030-140-rekanalisierende-therapie-ergaenzung-akuttherapie-schlaganfall>.

Rudarakanchana, Nung; van Herzeele, Isabelle; Desender, Liesbeth; Cheshire, Nicholas J. W. (2015): Virtual reality simulation for the optimization of endovascular procedures. *Current*

perspectives. In: *Vascular Health and Risk Management* 11, S. 195–202. DOI: 10.2147/VHRM.S46194.

Salahuddin, Lizawati; Cho, Jaeeol; Jeong, Myeong Gi; Kim, Desok (2007): Ultra short term analysis of heart rate variability for monitoring mental stress in mobile settings. In: *Conference proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference 2007*, S. 4656–4659. DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353378.

SATO, Masayuki; NAKAI, Yasunobu; TSURUSHIMA, Hideo; SHIIGAI, Masanari; MASUMOTO, Tomohiko; MATSUMURA, Akira (2013): Risk Factors of Ischemic Lesions Related to Cerebral Angiography and Neuro-interventional Procedures. In: *Neurol. Med. Chir.(Tokyo)* 53 (6), S. 381–387. DOI: 10.2176/nmc.53.381.

Saver, Jeffrey L. (2006): Time Is Brain—Quantified. In: *Stroke* 37 (1), S. 263–266. DOI: 10.1161/01.STR.0000196957.55928.ab.

Saver, Jeffrey L.; Goyal, Mayank; Bonafe, Alain; Diener, Hans-Christoph; Levy, Elad I.; Pereira, Vitor M.; Albers, Gregory W.; Cognard, Christophe; Cohen, David J.; Hacke, Werner; Jansen, Olav; Jovin, Tudor G.; Mattle, Heinrich P.; Nogueira, Raul G.; Siddiqui, Adnan H.; Yavagal, Dileep R.; Baxter, Blaise W.; Devlin, Thomas G.; Lopes, Demetrius K.; Reddy, Vivek K.; Du Mesnil de Rochemont, Richard; Singer, Oliver C.; Jahan, Reza (2015): Stent-retriever thrombectomy after intravenous t-PA vs. t-PA alone in stroke. In: *The New England journal of medicine* 372 (24), S. 2285–2295. DOI: 10.1056/NEJMoa1415061.

Schimmel, Daniel R.; Sweis, Ranya; Cohen, Elaine R.; Davidson, Charles; Wayne, Diane B. (2016): Targeting clinical outcomes. Endovascular simulation improves diagnostic coronary angiography skills. In: *Catheterization and cardiovascular interventions : official journal of the Society for Cardiac Angiography & Interventions* 87 (3), S. 383–388. DOI: 10.1002/ccd.26089.

Schmidt, Theodor; Aichinger, Horst (Hg.) (2003): *Handbuch diagnostische Radiologie*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer (Handbuch diagnostische Radiologie, / Herausgeber: Jürgen Freyschmidt ; 1).

Schneider, Frederick; Martin, Jan; Hapfelmeier, Alexander; Jordan, Denis; Schneider, Gerhard; Schulz, Christian M. (2017): The validity of linear and non-linear heart rate metrics as

workload indicators of emergency physicians. In: *PloS one* 12 (11), e0188635. DOI: 10.1371/journal.pone.0188635.

Schneider, Frederick; Martin, Jan; Schneider, Gerhard; Schulz, Christian M. (2018): The impact of the patient's initial NACA score on subjective and physiological indicators of workload during pre-hospital emergency care. In: *PloS one* 13 (8), e0202215. DOI: 10.1371/journal.pone.0202215.

See, K.W.M.; Chui, K. H.; Chan, W. H.; Wong, K. C.; Chan, Y. C. (2016): Evidence for Endovascular Simulation Training. A Systematic Review. In: *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 51 (3), S. 441–451. DOI: 10.1016/j.ejvs.2015.10.011.

Singh, Harminder; Kalani, Maziyar; Acosta-Torres, Stefany; El Ahmadi, Tarek Y.; Loya, Joshua; Ganju, Aruna (2013): History of simulation in medicine: from Resusci Annie to the Ann Myers Medical Center. In: *Neurosurgery* 73 Suppl 1, S. 9–14. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000093.

Thayer, Julian F.; Hansen, Anita L.; Saus-Rose, Evelyn; Johnsen, Bjorn Helge (2009): Heart rate variability, prefrontal neural function, and cognitive performance. The neurovisceral integration perspective on self-regulation, adaptation, and health. In: *Annals of behavioral medicine : a publication of the Society of Behavioral Medicine* 37 (2), S. 141–153. DOI: 10.1007/s12160-009-9101-z.

Thiex, R.; Norbash, A. M.; Frerichs, K. U. (2010): The safety of dedicated-team catheter-based diagnostic cerebral angiography in the era of advanced noninvasive imaging. In: *AJNR. American journal of neuroradiology* 31 (2), S. 230–234. DOI: 10.3174/ajnr.A1803.

van Herzele, Isabelle; Aggarwal, Rajesh; Choong, Andrew; Brightwell, Robert; Vermassen, Frank E.; Cheshire, Nicholas J. (2007): Virtual reality simulation objectively differentiates level of carotid stent experience in experienced interventionalists. In: *Journal of vascular surgery* 46 (5), S. 855–863. DOI: 10.1016/j.jvs.2007.06.028.

van Herzele, Isabelle; Aggarwal, Rajesh; Neequaye, Simon; Darzi, Ara; Vermassen, Frank; Cheshire, Nicholas J. (2008): Cognitive training improves clinically relevant outcomes during simulated endovascular procedures. In: *Journal of Vascular Surgery* 48 (5), 1223-1230.e1. DOI: 10.1016/j.jvs.2008.06.034.

Weinger, Matthew B.; Reddy, Swapna B.; Slagle, Jason M. (2004): Multiple measures of anesthesia workload during teaching and nonteaching cases. In: *Anesthesia and analgesia* 98 (5), 1419-25, table of contents. DOI: 10.1213/01.ane.0000106838.66901.d2.

Willinsky, Robert A.; Taylor, Steve M.; terBrugge, Karel; Farb, Richard I.; Tomlinson, George; Montanera, Walter (2003): Neurologic Complications of Cerebral Angiography. Prospective Analysis of 2,899 Procedures and Review of the Literature. In: *Radiology* 227 (2), S. 522–528. DOI: 10.1148/radiol.2272012071.

Wojak, Joan C.; Abruzzo, Todd A.; Bello, Jacqueline A.; Blackham, Kristine Ann; Hirsch, Joshua A.; Jayaraman, Mahesh V.; Dariushnia, Sean R.; Meyers, Philip M.; Midia, Mehran; Russell, Eric J.; Walker, T. Gregory; Nikolic, Boris (2015): Quality Improvement Guidelines for Adult Diagnostic Cervicocerebral Angiography. Update Cooperative Study between the Society of Interventional Radiology (SIR), American Society of Neuroradiology (ASNR), and Society of NeuroInterventional Surgery (SNIS). In: *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 26 (11), S. 1596–1608. DOI: 10.1016/j.jvir.2015.07.002.

Xiao, Yuan-mei; Wang, Zhi-ming; Wang, Mian-zhen; Lan, Ya-jia (2005): The appraisal of reliability and validity of subjective workload assessment technique and NASA-task load index. In: *Zhonghua lao dong wei sheng zhi ye bing za zhi = Zhonghua laodong weisheng zhiyebing za-zhi = Chinese journal of industrial hygiene and occupational diseases* 23 (3), S. 178–181.

Yamada, R.; Guimaraes, M.; Adams, J.; Schönholz, C. (2015): New technologies for CAS that might overcome the burden of microembolization. In: *The Journal of cardiovascular surgery* 56 (6), S. 859–865.

Yamashita, H.; Fujikawa, T.; Takami, H.; Yanai, I.; Okamoto, Y.; Morinobu, S.; Yamawaki, S. (2010): Long-term prognosis of patients with major depression and silent cerebral infarction. In: *Neuropsychobiology* 62 (3), S. 177–181. DOI: 10.1159/000319359.

Young, Gloria; Zavelina, Lyubov; Hooper, Vallire (2008): Assessment of workload using NASA Task Load Index in perianesthesia nursing. In: *Journal of perianesthesia nursing : official journal of the American Society of PeriAnesthesia Nurses* 23 (2), S. 102–110. DOI: 10.1016/j.jopan.2008.01.008.

13. Anhang

Anhang 1: Arbeitsanweisung für Proband*innen

Einweisung zur Validitätsstudie „Simulation neuroradiologischer Angiographien“:

Aufgabenstellung: Panangiographie der intrakraniellen Gefäße (z.B. „unklare Blutungsquelle“)

Was wird aufgezeichnet?

Vom Simulator:

- Gesamtdauer der Untersuchung
- Durchleuchtungszeit
- Kontrastmittelmenge
- Anzahl der Draht- und Katheterwechsel

Manuell:

- Verwendung von Roadmaps
- Qualitätsmerkmale der einzelnen Serien (s.u.)

Per Eye-tracking-Kamera:

- Augenbewegungen, Blinzelfrequenz, Pupillenweite, Blickrichtung

Per Brustgurt:

- Herzfrequenz

Qualitätsanforderung:

- Darstellung aller intrakraniellen Arterien in 4 Ebenen (pa, lat, 45°)
- Ausnahme PICA: über Gegenseite kontrastiert?
- ja:** selektive Darstellung der ipsilateralen A.vertebralis nicht notwendig
- nein:** ipsilaterale A.vertebralis mit Stromgebiet in 2 Ebenen ausreichend
- ACE in 2 Ebenen (mit Skalp!)
- Kippung für ACI/ ap = Felsenbeinkante mittig in Orbitahöhle
- Kippung für VA/ ap = hintere Schädelgrube frei projizieren (Townes)
- Verwendung der Blenden, falls sinnvoll
- wegen fehlender venöser Phase sollte jede Serie bis zum eindeutigen Abklingen der arteriellen Kontrastierung aufgezeichnet werden

Sonstiges:

- Roadmap oder „Serien-Overlay“ sind möglich, wenn nötig
- bitte zur Sondierung der Aortenabgänge nur ap-Projektion nutzen (die laterale Ansicht ist unrealistisch gut erkennbar und wäre in der Realität auch nicht nutzbar!), 2. Ebene ab Halshöhe natürlich genehmigt
- Einsatz der KM-Pumpe ist möglich, wenn nötig
- eine 6F-Schleuse liegt bereits und muss am Ende nicht entfernt werden
- begonnen wird mit Vertebralkatheter und Terumodraht 35°
- Wechseloptionen: Drahtspitze zu „straight“ oder „J“ sowie jegliche Katheter (Sim 2 /Judgkins [entspricht etwa JB]/ Pigtail etc., der SIM1 kann momentan leider nur unrealistisch simuliert werden und darf daher nicht verwendet werden)
- für jeden Materialwechsel müssen Katheter oder Draht vollständig aus der Schleuse entfernt werden
- für jede KM-Injektion muss der Draht vollständig aus dem Katheter entfernt werden
- aufgrund fehlender Angio-Schwester sollte der Draht währenddessen in die bereitgestellte blaue Schüssel abgelegt werden
- KM wird nicht in den Katheter injiziert sondern über eine separate Luerlok-Spritze, die direkt an den Simulator angeschlossen ist
- der Katheter wird nur „mit Luft“ permanent gespült

die Doktorandinnen: - Lea Ströber und Kim Gehling

- führen jeweils eine Geräteeinweisung durch
- helfen bei Materialwechsel, roadmap oder Pumpenbedienung
- protokollieren relevante Details
- geben keine Auskunft über anatomische Besonderheiten

Anhang 2: Simulationsprotokoll

Nr.:

Simulationsprotokoll

Name des Probanden: _____

Ausbildungsstand: _____

Fall: _____

Sondierung der Gefäße:

1.Aortenbogen: ja nein Zeitpunkt: _____

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: _____
viel zu früh zu früh optimal zu spät viel zu spät

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

	ja	nein	Kommentar
Dauer ausreichend?			
Bildausschnitt ok?			
Winklereinstellung?			LAO/RAO
			CRAN/CAU

2.Truncus brachiocephalicus: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: _____
viel zu früh zu früh optimal zu spät viel zu spät

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

	ja	nein	Kommentar
Dauer ausreichend?			
Bildausschnitt ok?			
Winklereinstellung?			LAO/RAO
			CRAN/CAU

3. rechte VA: ja über Gegenseite miterfasst nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: _____
viel zu früh zu früh optimal zu spät viel zu spät

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein
 von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							
C							
D							

4. rechte ACC: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein
 Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein
 von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

	ja	nein	Kommentar
Dauer ausreichend?			
Bildausschnitt ok?			
Winkeleinstellung?			LAO/RAO
			CRAN/CAU

5. rechte ACE: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein
 Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein
 von _____ auf _____

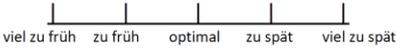
Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							

Skalp im Bild? ja weitgehend nein

6. rechte ACI: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							
C							
D							

7. linke Subclavia: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							
C							
D							

8. linke VA: ja über Gegenseite miterfasst nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							
C							
D							

9. linke ACC: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: 

Katheter-Drahtwechsel: ja nein

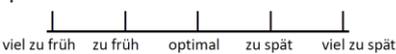
von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

	ja	nein	Kommentar	
Dauer ausreichend?				
Bildausschnitt ok?				
Winkeleinstellung?			LAO/RAO	
			CRAN/CAU	

10.linke ACE: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

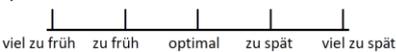
Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							

Skalp im Bild? ja weitgehend nein

11. linke ACI: ja nein

Roadmap: ja, sofort ja, später nein

Kontrastierung: 

Katheter-/Drahtwechsel: ja nein

von _____ auf _____

Serien/CINE: ja nein

Ebene	Winkeleinstellung		Dauer ok?		Bildausschnitt		
	LAO/RAO	CRA/CAU	ja	nein	gut	subopt.	schlecht
A							
B							
C							
D							

Katheterhandling:

technische Rückfragen/ Notizen:

Simulatordaten:

Gesamtdauer: _____	Durchleuchtungszeit: _____
KM-Menge: _____	Anzahl Draht-/Katheterwechsel: _____
Drahtarten: _____	
Katheterarten: _____	
Number Of Cine Loops Recorded: _____	Total Cine Loop Time: _____

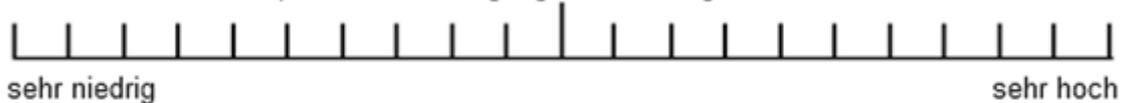
Unterschrift des/der Protokollführenden: _____

Anhang 3: NASA Task-Load-Index (deutsche Version (Hart und Staveland 1988))

Wie hoch war die mentale Anstrengung bei der Tätigkeit?



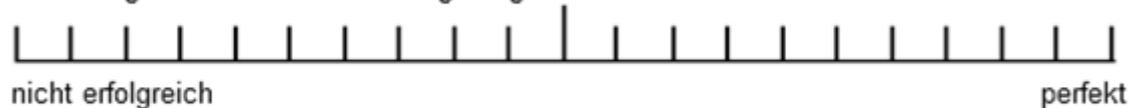
Wie hoch war die körperliche Anstrengung bei der Tätigkeit?



Wie groß war der Zeitdruck bei der Tätigkeit?



Wie erfolgreich haben Sie die Aufgabe gelöst?



Wie sehr haben Sie sich angestrengt dafür?



Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und enttäuscht waren Sie?



Anhang 4: Feedbackbogen

MINI-Feedback-Bogen

Datum: _____

Simulation Angiographie

Name des Arztes/der Ärztin: _____

Patienten-ID: _____

Gesamtdauer: _____ Durchleuchtungszeit: _____

Kontrastmittelmenge: _____ Anzahl Draht-/Katheterwechsel: _____

Drahtarten: _____

Katheterarten: _____

Number of cine loops recorded: _____ Total cine loop time: _____

Alle Gefäße dargestellt? ja

nein, weil: _____

Unterschied zu Simulation (nur bei "Angiographie" auszufüllen):

Unterschrift: _____

Danksagung

Zunächst möchte ich meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Jan S. Kirschke danken, der mir dieses sehr interessante Thema überließ. Ich danke ihm für die hervorragende Betreuung und seine große Hilfsbereitschaft. Er stand mir in jeder Phase des Projekts mit kompetentem Rat und Geduld zur Seite.

Gleiches gilt für Frau PD Dr. Kornelia Kreiser, die ebenso jederzeit mit Rat und Tat zur Seite stand, es stets vermochte zu motivieren und komplexe Sachverhalte einfach erscheinen zu lassen. Meinen herzlichsten Dank dafür.

Meiner Mitdoktorandin Dr. med. Kim Gehling möchte ich für die formidable Zusammenarbeit im Team und unsere kurzweiligen Gespräche danken.

Außerdem gebührt Herrn PD Dr. Christian Schulz großer Dank, der dieses Projekt zum einen mit seiner großen Expertise als Mentor betreute und zum anderen durch die Bereitstellung des Herzfrequenzgurts einen entscheidenden Beitrag leistete.

Im Rahmen dessen sei auch Dr. med. Frederick Schneider erwähnt, der mich bei der Auswertung der Daten des Herzfrequenzgurts unterstützte, indem er insbesondere für die Benutzung des Artiifact-Programms einige hilfreiche Tipps parat hatte. Vielen Dank.

Herrn S. Kohlbecher möchte ich gerne für die Bereitstellung der EyeSeeCam und die Unterstützung bei der Handhabung derselben danken.

Ebenso zu Dank verpflichtet bin ich Herrn PD Dr. A. Hapfelmeier, ohne den die statistische Auswertung so nicht möglich gewesen wäre.

Vielen Dank auch an Herrn Professor Dr. Claus Zimmer, der die Räumlichkeiten seiner Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie zur Verfügung stellte und die Nutzung aller nötigen Daten möglich machte. Des Weiteren bedanke ich mich bei allen Personen, die so bereitwillig in ihrer Freizeit als Studienproband*innen fungierten.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. phil. Herbert Dandl, der diese Dissertation auf sprachliche Ungereimtheiten Korrektur las und mich mit seiner Frau schon mein ganzes Leben begleitet und damit zur Familie gehört.

Zu guter Letzt bedanke ich mich bei meinen Eltern, meiner Oma, meiner Schwester und meinem Freund für die unerschütterliche Zuversicht in meine Fähigkeiten und die liebevolle Unterstützung in allen Lebenslagen.