



**Fakultät für Medizin der Technischen Universität München  
Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie des  
Universitätsklinikums rechts der Isar der Technischen Universität München  
(Ärztlicher Leiter: Prof. Dr. Claus Zimmer)**

## **Simulation diagnostischer Angiographien zur Ausbildung in der interventionellen Neuroradiologie**

Kim Gina Gehling

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität  
München zur Erlangung des akademischen Grades eines  
**Doktors der Medizin**  
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Jürgen Schlegel

Prüfende der Dissertation: 1. apl. Prof. Dr. Jan St. Kirschke  
2. Priv.-Doz. Dr. Christian Schulz

Die Dissertation wurde am 24.01.2020 bei der Technischen Universität München eingereicht  
und durch die Fakultät für Medizin am 14.07.2020 angenommen.

Die vorliegende Arbeit erfolgte zu Teilen in gemeinsamer Arbeit mit L. Ströber. Die Datenverarbeitung und Untersuchungen für Studienteil 1 und 2 wurden von mir und L. Ströber gemeinsam durchgeführt, wobei die Ergebnisse separat ausgewertet wurden. So finden sich die Ergebnisse des Studienteils 1 als Bestandteil der Arbeit von L. Ströber. Die schriftliche Ausarbeitung erfolgte in Eigenarbeit.

Die statistische Auswertung des Studienteils 2 erfolgte von mir mit Unterstützung von Dr. A. Hapfelmeier (Institut für Medizinische Informatik, Statistik und Epidemiologie, Technische Universität München).

Der Herzfrequenzgurt wurde von PD Dr. med. C. Schulz (Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München) zur Verfügung gestellt.

Die EyeSee-Kamera und deren Datenausgabe wurden von S. Kohlbecher (Ludwig-Maximilians-Universität München) zur Verfügung gestellt.

Die vorliegende Arbeit wurde zu Teilen in Form eines Posterbeitrags auf der 50. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neuroradiologie 2015 von mir unter dem Titel „Simulation neuroradiologischer Angiographien: Validität und Trainingseffekt“ vorgestellt. Des Weiteren wurde ein Artikel in Koautorenschaft mit Frau Dr. K. Kreiser mit dem Titel „Simulation in der Angiografie – Erfahrungen aus 5 Jahren Lehre, Ausbildung und Forschung“ am 03.10.2018 durch das Journal RÖFo angenommen und am 12.02.2019 publiziert (efirst). Ein weiterer Artikel in Koautorenschaft mit Frau Dr. K. Kreiser wurde unter dem Titel „Simulation Training in Neuroangiography - Validation and Effectiveness“ durch das Journal Clinical Neuroradiology am 25.03.2020 angenommen und am 17.04.2020 publiziert.

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>V</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1. Simulation als modernes Ausbildungsmedium	1
1.1.1. Simulation in der Luftfahrt	2
1.1.2. Simulation in der Medizin	2
1.1.2.1. Simulationsstudien in der peripheren Angiographie	3
1.2. Interventionelle Neuroradiologie heute	4
1.2.1. Indikation der diagnostischen zerebralen Angiographie	4
1.2.2. Zunehmender Bedarf an interventionellen Neuroradiologen	5
1.3. Zielsetzung dieser Studie	6
<b>2 Material und Methoden</b>	<b>8</b>
2.1. Anatomie der zerviko-zerebralen Gefäßversorgung	8
2.2. Durchführung der DSA der supraaortalen Gefäße	9
2.3. Technische Ausstattung	10
2.3.1. Mentice Vist Simulator	10
2.3.2. Eye-See Kamera	15
2.3.3. Herzfrequenzgurt	16
2.3.4. NASA-TLX Fragebogen	16
2.4. Angiographische Quelldaten	17
2.5. Probandenkollektiv	17
2.6. Studienablauf	18
2.6.1. Validität und Trainingseffekt	18
2.6.1.1. Studienteil 1: Validität	18
2.6.1.2. Studienteil 2: Trainingseffekt	19
2.6.1.2.1. Auftrag Simulationssitzung	20
2.6.1.2.2. Ablauf Simulationssitzung	21
2.6.2. Studienteil 3: retrospektiver Anfängervergleich	22
2.6.2.1. Datenakquirierung	23
2.7. Datenanalyse	24
<b>3 Ergebnisse</b>	<b>25</b>
3.1. Trainingseffekt	25

3.1.1. Allgemeiner Trainingseffekt	25
3.1.2. Trainingseffekt Anfänger vs. Experten	28
3.1.3. Trainingseffekt unbekannte vs. bekannte Fälle	31
3.1.4. Herzfrequenz und Blickrichtung	34
3.2. Subjektive Arbeitsbelastung	34
3.3. Vergleich Angiographieanfänger	36
<b>4 Diskussion</b>	<b>39</b>
4.1. Zusammenfassung der Ergebnisse	39
4.2. Bisherige Anwendungsbereiche in der Medizin	39
4.3. Studiendesign und Gruppenvergleich	40
4.4. Darstellung Trainingseffekt	41
4.5. Darstellung Arbeitsbelastung	43
4.6. Simulationsbedingte Limitationen	46
4.7. Allgemeine Studienlimitationen	47
4.8. Ausblick	48
<b>5 Zusammenfassung</b>	<b>49</b>
<b>6 Summary</b>	<b>51</b>
<b>7 Abbildungsverzeichnis</b>	<b>53</b>
<b>8 Tabellenverzeichnis</b>	<b>55</b>
<b>9 Literaturverzeichnis</b>	<b>56</b>
<b>10 Anhang</b>	<b>65</b>
<b>11 Danksagung</b>	<b>67</b>

## Abkürzungsverzeichnis

ACC	Arteria carotis communis
ACE	Arteria carotis externa
ACGME	Accreditation Council for Graduate Medical Education
ACI	Arteria carotis interna
ANOVA	Analysis of Variance
AV	Arteria vertebralis
AVF	arterio-venöse Fistel
AVM	arterio-venöse Malformation
bpm	beats per minute = Herzfrequenz
CT	Computertomographie
DAP	Dose Area Product bzw. Dosisflächenprodukt
DGN	Deutsche Gesellschaft für Neurologie
DLZ	Durchleuchtungszeit
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie
ESCAPE	Endovascular Treatment for Small Core and Anterior Circulation Proximal Occlusion with Emphasis on Minimizing CT to Recanalization Times
F	French (Charrière)
Hz	Hertz
ICA	Index of Cognitive Activity
LAO	left anterior oblique
KHK	Koronare Herzkrankheit
MD	Median
min	Minuten
MIP	maximum intensity projection
ml	Milliliter
MR	Magnetresonanz
MR CLEAN	Multicenter Randomized Clinical Trial of Endovascular Treatment for acute ischemic stroke in the Netherlands
MW	Mittelwert

NASA-TLX	National Aeronautics and Space Administration - Task Load Index
PACS	Picture Archiving and Communication System
RAO	right anterior oblique
ROI	Region of Interest
RTLX	Raw Task Load Index
SD	Standardabweichung
t-PA	Tissue Plasminogen Activator
(U)HD	(Ultra) High Definition
VR	Virtual Reality
Z.n.	Zustand nach
3D	Dreidimensional
4K	4K-Bildauflösung (ca. 4000 horizontale Pixel)
6-DOF	Six Degrees of Freedom
95%-KI	95% - Konfidenzintervall

## 1. Einleitung

### 1.1. Simulation als modernes Ausbildungsmedium

Eines der wichtigsten Elemente im Werdegang angehender Ärzte ist das Umsetzen von gelerntem Wissen in die Praxis. In der heutigen Zeit vermehrt sich das medizinische Wissen rapide, da die Forschung kontinuierlich an Erkenntnissen gewinnt und somit die Entwicklung neuer Medikamente und Technologien vorantreibt. Trotz aller hiermit verbundenen Vorteile, stellt es den praktizierenden Arzt stets vor neue Herausforderungen: Es gilt, sich das verfügbare Wissen fortlaufend anzueignen und auf bestmöglichem Wege in die Behandlung des Einzelnen zu integrieren. Insbesondere im chirurgischen Bereich dominiert die Frage, wie das postoperative Resultat optimiert werden kann. Hier spielen vor allem minimal-invasive Verfahren eine wesentliche Rolle, da diese u.a. kürzere Liegezeiten, weniger Schmerzen und eine geringere Morbidität ermöglichen (Kehlet & Wilmore, 2002; Keus et al., 2006; Kluivers et al., 2007). Mit der steigenden Anzahl solcher Eingriffe und der hierzu benötigten Fähigkeiten, nimmt auch die Nachfrage an Ärzten zu, die die entsprechenden Erfahrung hierfür vorweisen können bzw. der Bedarf diese auszubilden (DeMaria, 2011). Nach wie vor wird der Schwerpunkt der studentischen Ausbildung auf die Lehre der theoretischen Grundlagen gelegt, wobei bei einem Großteil der klinisch-praktischen Ausbildung ein eher unsystematisches Lehrkonzept vorliegt (Gaba, 2004). Oftmals erlernt so der Anfänger die erforderliche Technik erst direkt am Patienten. Die Verantwortung des Mediziners und das daran gekoppelte Patientenwohl rückt jedoch heutzutage immer mehr in den Blick der Öffentlichkeit. Daher erscheint das Prinzip, erst am Patienten die nötige Operationstechnik zu erlernen, veraltet. So befinden auch Chaer et. al, in ihrer Studie zur Simulation von Katheter-basierten Interventionen, es sei das zeitgemäßere Konzept, die nötige Technik bereits vor Betreten des Operationssaales zu erlernen (Chaer et al., 2006). Die Entwicklung und Validierung von sog. High-Fidelity Simulatoren bietet Anfängern die Möglichkeit einen Eingriff so oft wie nötig zu trainieren, bevor sie einen Patienten invasiv behandeln (Seymour et al., 2002). Das Ziel eines solchen Simulationstrainings sei dementsprechend die Lernkurve zu verkürzen und abzuflachen (Rudarakanchana et al., 2015). Insbesondere für bildgestützte Verfahren stellen Simulatoren ein geeignetes

Trainingsmedium dar, da hier auch in der Realität eine Materialmanipulation aus der Distanz erfolgt (Anderson & Raghavan, 1998). Für den Anfänger ist es hier unabdingbar, die strukturellen Beziehungen, sowie die manuelle Geschicklichkeit im Umgang mit den Instrumenten zu erlernen. Hierbei reichen Bilder nicht aus um die komplexen dreidimensionalen Verhältnisse zu verstehen (Cohen et al., 2013).

### **1.1.1. Simulation in der Luftfahrt**

In der Pilotenausbildung sind Simulatoren bereits fest etabliert, sowohl im Personentransport als auch im Militär. Wie auch im Gesundheitswesen spielt die Frage nach Sicherheit im Luftverkehr eine bedeutende Rolle (Aebersold, 2016). So verbringen Piloten einen Großteil ihrer Ausbildung in Flugsimulatoren und werden hier auch auf ihre Tauglichkeit geprüft – lange bevor sie überhaupt ein echtes Cockpit betreten. Seit der Erfindung des ersten Flugsimulators im Jahr 1930, namentlich des Link Trainer, hat die moderne Luftfahrtindustrie die Entwicklung von High-Fidelity Simulatoren stetig vorangetrieben, wohingegen in der Medizin erst Jahrzehnte später das mögliche Ausbildungspotential solcher anerkannt wurde (Bradley, 2006; de Angelo, 2000). Es ist demnach nicht verwunderlich, dass vor allem Innovationen in der Flugsimulation wesentliche Vorgänger der medizinischen Simulation waren (Rosen, 2008). Bereits Ende der 90er Jahre konnte die Effektivität eines Computer-basierten Flugtrainings nachgewiesen werden (Taylor et al., 1999). Heutzutage ist die Integration von Flugsimulatoren in der Pilotenausbildung so weit vorangeschritten, dass diese nicht nur für Anfängertraining, sondern auch regelmäßig für Übungssitzungen verwendet werden um das Leistungsniveau konstant zu halten (DeMaria, 2011).

### **1.1.2. Simulation in der Medizin**

In der Medizin ist bereits eine Bandbreite an Simulatoren verfügbar, in Gebrauch treten allerdings in der Regel nur simple Simulationsmodelle, wie z.B. laparoskopische Boxtrainer. Virtual-Reality (VR) - Simulatoren sind oft nur in großen Universitätskliniken aufzufinden und dabei kaum in die alltägliche Lehre integriert. Mit dem Voranschreiten minimal-invasiver Eingriffe, vor allem endovaskulär, steigt jedoch auch der Bedarf an



neuen Lehrmethoden. So war sich schon Satava Jahrzehnte zuvor sicher, dass diese Art von Simulatoren den Beginn einer neuen Ära der chirurgischen Ausbildung bedeutete und der VR-Simulator hier den gleichen Stellenwert wie in der Luftfahrt erlangen würde (Satava, 1993). In der peripheren Angiographie konnten bereits einige Simulationsstudien den Nutzen solcher Geräte aufweisen.

### 1.1.2.1. Simulationsstudien in der peripheren Angiographie

Allen endovaskulären Eingriffen ist gemein, dass Katheter und Drähte im dreidimensionalen Raum manipuliert werden müssen, jedoch nur ein zweidimensionaler Bildschirm zur Verfügung steht (Aggarwal et al., 2006). Die eigenständige Durchführung einer solchen Untersuchung am Patienten stellt für den Anfänger eine beachtliche Herausforderung dar. Um ihn hierauf bestmöglich vorzubereiten scheint ein Training an VR-Simulatoren eine vielversprechende Möglichkeit zu sein. Daher besteht insbesondere hier Interesse an Studien, die sich mit der Validierung und dem Trainingspotenzial solcher VR-Simulatoren befassen. 2013 veröffentlichten Nagendran et. al ein Review über den Einsatz von VR-Simulatoren in der laparoskopischen Ausbildung, wobei sich in allen betrachteten Studien eine Reduktion der Operationszeit und eine Leistungsverbesserung gegenüber Anfängern, die kein zusätzliches oder nur Boxtrainer-Training erhalten hatten, zeigte (Nagendran et al., 2013).

Assistenzärzte der Gefäßchirurgie konnten ebenfalls von einem Simulator-basierten Training iliakaler oder renaler endovaskulärer Eingriffe (Ahmed et al., 2010; Chaer et al., 2006; Dawson et al., 2007), insbesondere zu Beginn ihrer Ausbildung (Aggarwal et al., 2006), profitieren.

In der diagnostischen Koronarangiographie konnte bereits die Validität von VR-Simulatoren (Cates & Gallagher, 2012; Jensen et al., 2013; Lipner et al., 2010) und der Nutzen eines Simulationstrainings gezeigt werden (Schimmel et al., 2016). Auch die Mehrzahl großer radiologischer Gesellschaften hat bereits die Wirksamkeit eines Simulationstrainings anerkannt. Dementsprechend hat das amerikanische *Accreditation Council for Graduate Medical Education (ACGME)* Simulator-basiertes Training als Pflichtbestandteil der Ausbildung in der interventionellen Kardiologie konstituiert (Green et al., 2014). Jedoch bislang am häufigsten wurden

Simulationsstudien in der Karotisangiographie, vor allem zur Stentanlage, durchgeführt. Hierbei konnten sowohl die Validität (Van Herzeele et al., 2007), als auch ein Trainingseffekt nachgewiesen werden (Patel et al., 2006). In einer Studie von Hsu et. al profitierten sowohl erfahrene Interventionalisten als auch Anfänger von einem Simulationstraining, wobei Letztere eine weitaus größere Zeitreduktion erzielten (Hsu et al., 2004).

Bei der insgesamt geringen Komplikationsrate dieser Art von Untersuchungen lässt sich ein direkter Patientennutzen nur erschwert belegen. Bei Eintritt von Komplikationen sind diese jedoch meist gravierend, daher ist die Reduktion solcher von äußerster Relevanz. Obwohl der direkte Patientennutzen bislang nicht nachgewiesen werden konnte, wurden Patienten-spezifische Probevorläufe am VR-Simulator als realistisch von den durchführenden Untersuchern empfunden (Willaert et al., 2012).

In den meisten Studien wurden die vom Simulator selbst erfassten quantitativen Messgrößen betrachtet, ein Trainingseffekt konnte zumeist in einer Reduktion von Gesamtdauer und Durchleuchtungszeit der Untersuchung beobachtet werden.

## **1.2. Interventionelle Neuroradiologie heute**

Bei der Interventionellen Neuroradiologie handelt es sich um ein relativ junges Teilgebiet der Neuroradiologie, welches bei der Therapie zerebraler Gefäßerkrankungen erheblich an Bedeutung gewonnen hat. Grundlage jeder Intervention ist jedoch die diagnostische Angiographie der supraaortalen Gefäße.

### **1.2.1. Indikationen der diagnostischen zerebralen Angiographie**

Bei der zerebralen Angiographie handelt es sich um ein bildgebendes Verfahren, welches die extra- und intrakraniellen Kopf- und Halsgefäße darstellt.

Häufig genutzt werden MR- oder CT-basierte Angiographien, aber nach wie vor verbleiben Indikationen, die eine Katheter-basierte digitale Subtraktionsangiographie (DSA) erfordern (Sawiris et al., 2014). Hierzu gehört die zeitlich und örtlich hochaufgelöste Darstellung intra- sowie extrakranieller Gefäßverschlüsse durch

Stenosen oder Malformationen. Hierbei können deren Ausmaß und das Bestehen einer Kollateralversorgung überprüft werden. Vor einer geplanten endovaskulären oder chirurgischen Neurointervention sollte ebenfalls eine Angiographie erfolgen, postoperativ wird häufig das Ergebnis nochmals angiographisch kontrolliert (Wojak et al., 2015).

### 1.2.2. Zunehmender Bedarf an interventionellen Neuroradiologen

Der bereits seit 1990 fortlaufenden *Global Burden of Disease Study* zufolge, handelt es sich nach wie vor beim Schlaganfall als eine der zwei häufigsten Ursachen eines verfrühten Todes weltweit. So war 2015 der apoplektische Insult, neben der Koronaren Herzkrankheit (KHK), in 119 Ländern eine der führenden Ursachen für sog. *Years of Life Lost* (YLL) aufgrund vorzeitiger Mortalität (Mortality & Causes of Death, 2016). Im Rahmen einer Studie des Robert-Koch-Instituts nahm zuletzt in Deutschland der Schlaganfall ebenfalls, nach der KHK, den zweiten Rang als häufigste Todesursache ein (Busch et al., 2013). Zum Schlaganfall kommt es in der Mehrzahl der Fälle durch einen akuten Gefäßverschluss mit einer Ischämie, das heißt einer Minderdurchblutung des abhängigen Gehirns zumeist aufgrund eines thrombembolischen Ereignisses.

Erst Ende 2015 wurde die DGN-Leitlinie (Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie, (Deutsche Gesellschaft für Neurologie; Prof. Dr. Peter A. Ringleb, 2016) zur Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls bezüglich der rekanalisierenden Therapie ergänzt. Zuvor stellte die alleinige medikamentöse Thrombolyse den Goldstandard zur Gefäßrekanalisation dar. Noch 2013 ließ sich kein entscheidender Vorteil der endovaskulären Therapie mit Materialien der 1. Generation als zusätzliche Therapiemaßnahme zur intravenösen Gabe von t-PA bei Schlaganfall nachweisen (Broderick et al., 2013). In den letzten Jahren kam es jedoch zur Veröffentlichung größerer randomisierter Studien, die die Effektivität einer zusätzlichen mechanischen Thrombektomie mit sogenannten Stentretreivern (dtsch.: rückziehbarer Stent) bestätigen konnten. Allen voran ging die MR CLEAN (Multicenter Randomized Clinical Trial of Endovascular Treatment for acute ischemic stroke in the Netherlands)-Studie. Deren Ergebnisse konnten den Vorteil einer ergänzenden mechanischen intraarteriellen Behandlung innerhalb der ersten 6 Stunden nach Symptombeginn bei einem Infarktgeschehen des vorderen Stromgebiets belegen (Berkhemer et al., 2015).

Unter Einsatz von Stentretreivern konnte auch u.a. die ESCAPE (Endovascular Treatment for Small Core and Anterior Circulation Proximal Occlusion with Emphasis on Minimizing CT to Recanalization Times)-Studie die Überlegenheit interventioneller Eingriffe bei Schlaganfall nachweisen. Eine rasche endovaskuläre Behandlung konnte sowohl das funktionelle Outcome des Patienten verbessern als auch die Mortalität gegenüber der Kontrollgruppe senken (Goyal et al., 2015). Unterstützt wurden diese Ergebnisse von weiteren randomisierten Studien, deren aussagekräftige Zwischenevaluationen zur Überlegenheit der medikamentösen Lyse plus mechanischer Rekanalisation sogar zu einem vorzeitigen Studienabbruch führten (Campbell et al., 2015; Jovin et al., 2015; Saver et al., 2015).

Durch Etablierung der mechanischen Rekanalisation in der Therapie von Schlaganfällen haben sich für den Patient sowie für die Fachrichtungen der Neurologie und Neuroradiologie neue, fundamentale Möglichkeiten eröffnet. Allerdings weist die zuvor erwähnte DGN-Leitlinie auch darauf hin, dass lediglich Zentren und deren erfahrenen Interventionalisten die mechanische Thrombektomie vorbehalten sein sollte (Deutsche Gesellschaft für Neurologie; Prof. Dr. Peter A. Ringleb, 2016). Um eben diesem wachsendem Bedarf an erfahrenen Interventionalisten entgegenzutreten, rückt deren Ausbildung in den Vordergrund und damit die Frage, wie unter der heutigen medizinischen Leistungserwartung Trainingsmethoden optimiert werden können.

### **1.3. Zielsetzung dieser Studie**

Ziel dieser Studie war es, an einem sog. Virtual-Reality-Simulator das Auftreten eines Trainingseffektes bei wiederholtem Durchführen von zerebralen diagnostischen Angiographien zu untersuchen. Als Zielparameter wurden hierfür quantitative Angiographiemerkmale herangezogen. Basis hierfür war die Annahme, dass ein Trainingseffekt in einer Reduktion von Dauer, Durchleuchtungszeit und Kontrastmittelmenge darstellbar sei. Zudem wurde die Beanspruchung des Probanden durch die Aufgabenstellung in Form von visueller Fixation, Herzfrequenz und subjektiv empfundener Arbeitsbelastung betrachtet.

In einem weiteren Ansatz wurde der Unterschied zwischen Anfängern in der angiographischen Ausbildung ohne und mit vorangegangenen Training am Simulator

## 1 Einleitung

---

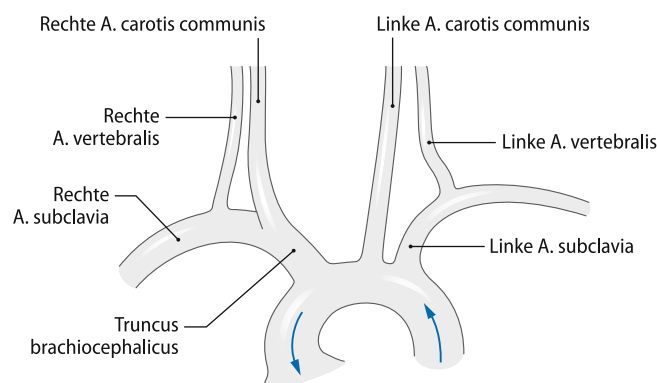
beobachtet. Auch hier galt als Hypothese, dass nach Simulationstraining sich ein quantitativer Trainingseffekt beobachten ließe.

## 2. Material und Methoden

### 2.1. Anatomie der zerviko-zerebralen Gefäßversorgung

Die Gefäße für die arterielle Versorgung des Kopfes und Halses entspringen dem Aortenbogen. Zunächst geht die A. subclavia sinistra ab, welche wiederum die A. vertebralis (AV) der linken Seite abgibt. Diese vereinigt sich mit der A. vertebralis der Gegenseite zur A. basilaris und versorgt Hirnstamm und Kleinhirn. Als nächster Ast entspringt die A. carotis communis (ACC) sinistra aus dem Aortenbogen und verzweigt sich im Verlauf in die A. carotis interna (ACI) und externa (ACE). Letztere versorgt vor allem Gesichtsschädel und Kopfschwarte. Das Großhirn wird im Wesentlichen von der A. carotis interna versorgt. Auf der rechten Seite entspringt der Truncus brachiocephalicus aus dem Aortenbogen und gibt zunächst die A. carotis communis dieser Seite, dann die A. subclavia dextra ab, aus welcher wiederum die A. vertebralis dextra hervorgeht. Die Vereinigung des vorderen und hinteren Kreislaufs, sprich der Stromgebiete von Karotiden und Vertebralarterien, erfolgt durch den Circulus arteriosus Willisii über die Aa. communicantes posteriores und die A. communicans anterior.

Die Kenntnis der zerebralen Gefäßanatomie und der Versorgungsgebiete der einzelnen Arterien ist in Kombination mit der klinischen Symptomatik von großer Bedeutung, da hier gezielt endovaskulär interveniert werden kann.

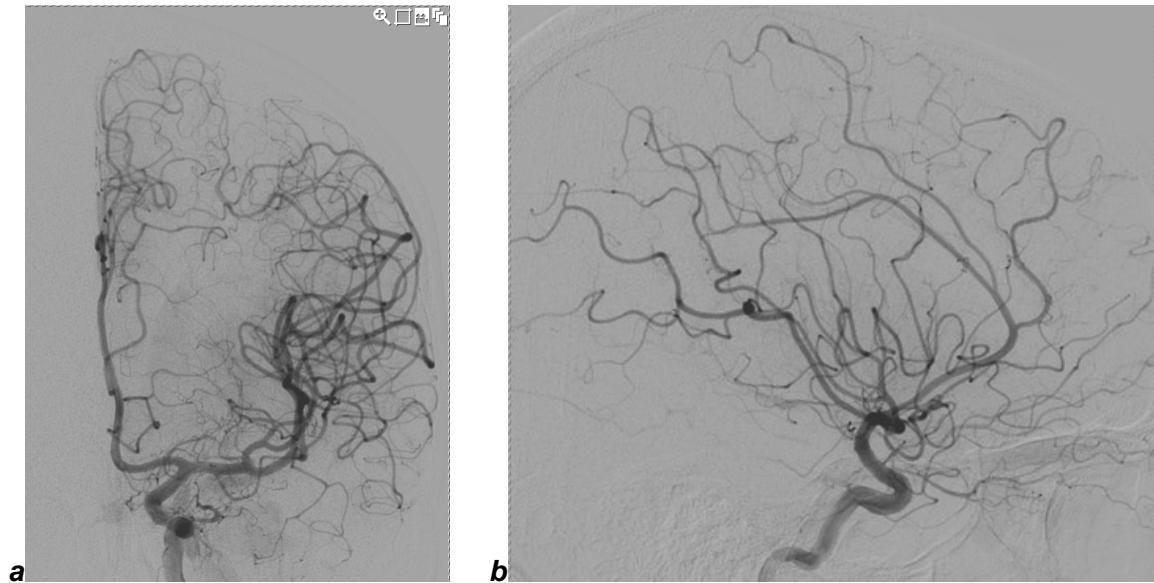


**Abb.1:** Schematische Darstellung der Abgänge der Halsgefäße aus dem Aortenbogen. Aus (Linn, 2011).

### **2.2. Durchführung der digitalen Subtraktionsangiographie der supraaortalen Gefäße**

Der Zugang zum Gefäßsystem erfolgt in der Regel über die rechte A. femoralis communis. Bei Verschluss dieser Arterie kann jedoch alternativ der Zugang axillär, brachial oder radial erfolgen. Die Punktionsstelle wird zuvor lokal betäubt. Nach erfolgter Punktion werden in Seldinger-Technik eine Gefäßschleuse und anschließend über den Führungsdraht ein Katheter inseriert. Unter Durchleuchtung werden Draht und Katheter über den Aortenbogen bis in die supraaortalen zervikalen Gefäße vorgeschoben. Daraufhin werden die intrakraniellen und je nach Fragestellung die extrakraniellen zerebralen Gefäße exploriert. Das verwendete Material ist zum Teil röntgendicht markiert und so auch ohne Kontrastmittelgabe fluoroskopisch zu erkennen. Nach Entfernen des Drahts kann dann das Kontrastmittel mit einer Spritze über den Katheter in die gewünschte Region injiziert werden. Nach Erreichen der interessierenden Gefäßregion wird eine Bildserie angefertigt. Diese sollte zur ausreichenden Beurteilung in zwei (bei Darstellung der ACE) bis vier (bei Darstellung von ACI und AV) Ebenen durchgeführt werden. Es ist von diagnostischer Bedeutung, sowohl die arterielle und kapilläre, als auch die venöse Phase vollständig zu erfassen. Zudem sollte das gesamte Stromgebiet im Rahmen der Serie abgebildet sein. Zu einer vollständigen diagnostischen zerebralen Angiographie gehören Aufnahmen der ACE und ACI sowie der AV. In der Regel wird die Untersuchung mit einem sogenannten Vertebraliskatheter und einem hydrophil beschichteten 45°-gebogenen Führungsdraht begonnen. Sollte die Gefäßanatomie es jedoch verlangen, kann jederzeit ein Wechsel zu Material mit einer anderen Konfiguration erfolgen.

Bilderserien entstehen durch sequentielle Röntgenaufnahmen unter Kontrastmittelgabe, wobei das erste Bild kein Kontrastmittel zeigen sollte und als sog. Maske anschließend von den folgenden digital subtrahiert wird. Als Resultat verbleibt eine alleinige Darstellung der Gefäßanatomie ohne überlagernde Knochenstrukturen. Nach Beenden der Untersuchung werden Draht, Katheter und Schleuse gezogen und nach manueller Kompression der Leiste über einige Minuten ein Druckverband angelegt. Das Kontrastmittel wird vom Patienten über die Niere eigenständig ausgeschieden.



**Abb.2 a-b:** Zerebrale DSA ohne pathologischen Befund (Injektion in die linke ACI) in **a** p.a. und **b** lateraler Ansicht. Aus dem PACS-Archiv der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München.

### 2.3. Technische Ausstattung

#### 2.3.1. Mentice Vist Simulator

Als Trainingssimulator diente das VIST® Lab mit VIST® G5 System der Firma Mentice (Mentice AB, Gothenburg, Schweden).

Bei dem Simulator handelte es sich um eine stationäre Einheit. Neben einer mit plastischer Patientensilhouette versehenen Oberfläche beinhaltete das VIST®-Lab einen HD-Kontrollbildschirm mit Touchscreen-Funktion, sowie drei weitere 4K-UHD-Monitore zum Mitverfolgen des Untersuchungsablaufs. Der Simulator wurde über den Kontrollbildschirm gesteuert. Über diesen bestand Zugriff auf die für jeden Probanden angelegten Accounts und die hierunter abgespeicherten Untersuchungsprotokolle. Die Erstellung der verwendeten Simulationsmodelle erfolgte mit dem Programm VIST® Case-It (Mentice AB, Gothenburg, Schweden) direkt am Simulator. Durch Betätigung zweier Fußpedale wurden dem Untersucher die Durchleuchtung und die Aufnahme von Serien ermöglicht. Mittels einer an das System angeschlossenen Spritze konnte



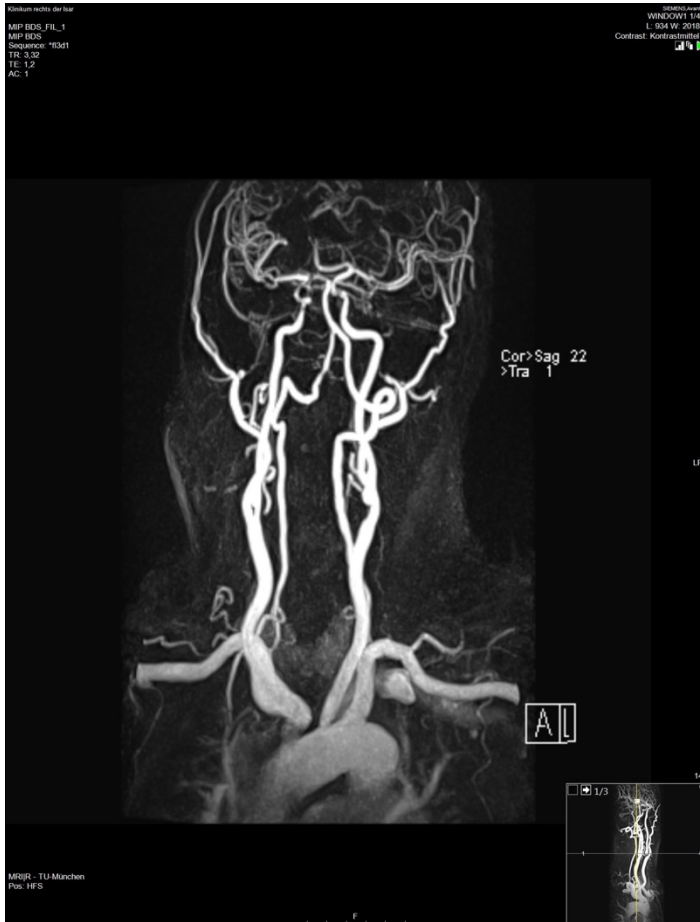
die Injektion von Kontrastmittel simuliert werden, hierbei diente die Luftfüllung der Spritze als Maß für die applizierte Menge. Eine Kontrolleinheit erlaubte die für die jeweilige Serieneinstellung benötigte Positionierung der gedachten C-Arme und die Verschiebung des Tisches, ohne hierfür die Hilfe einer zweiten Person zu beanspruchen. Die Materialinsertion erfolgte über einen Zugang auf Leistenhöhe des Patientenmodells, der den für die zerebrale DSA standardmäßig verwendeten femoroarteriellen Gefäßzugang darstellte. Schub-, Zug- und Drehbewegungen mit Katheter oder Draht wurden durch drei horizontal versetzte Sensoren erfasst und die simulierte Katheterbewegung in Echtzeit auf die Bildschirme projiziert. Im Falle eines Gefäßverschlusses oder sonstiger Hindernisse, konnte der Simulator Widerstand erzeugen, wodurch eine weitere Materialbewegung nicht bzw. nur erschwert möglich war. Diese Dimension des haptischen Feedbacks machte einen wesentlichen Bestandteil des Simulationsgerätes aus. Eine Besonderheit des Mentice VIST® Lab gegenüber anderer Simulatoren bestand auch darin, dass es dem Untersucher möglich war unabhängig von der gegebenen Aufgabe zu agieren z.B. in Form einer Intervention oder der Navigation anderer Gefäße (Green et al., 2014).

Der Simulator fertigte automatisch für jede erfolgte Simulationssitzung eine Zusammenfassung verschiedener quantitativer Parameter an. Die Gesamtdauer der Simulation sowie die totale Durchleuchtungszeit und summierte Dauer der durchgeführten Serien wurden protokolliert. Zusätzlich wurde die Gesamtmenge des genutzten Kontrastmittels registriert. Weitere erfasste Messeinheiten stellten die Anzahl aller Serien und der Materialwechsel dar.

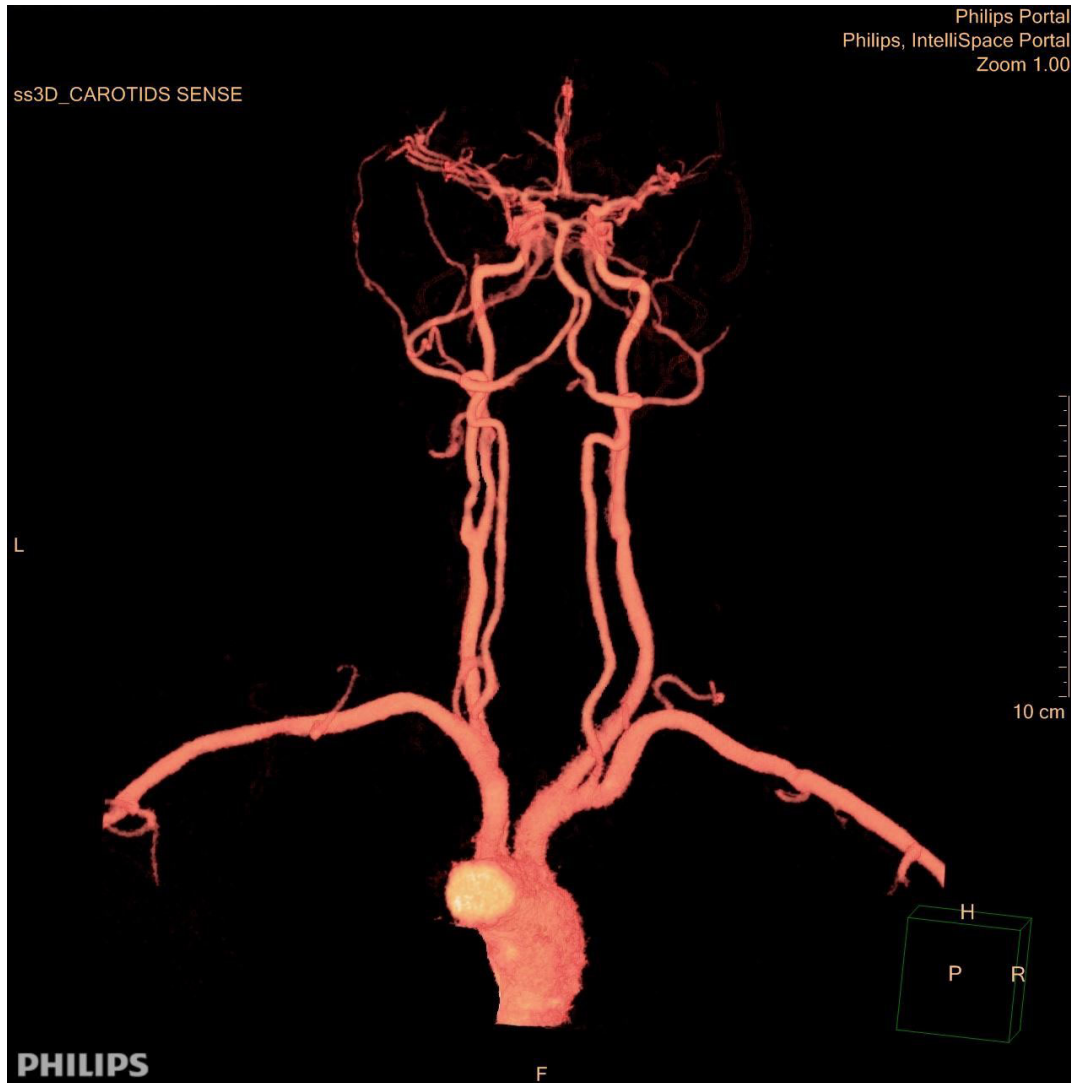


**Abb.3:** VR- Simulator Mentice VIST®-Lab. Stationäre Einheit mit Patientenmodell, Kontrollbildschirm und weiteren Monitoren. Die Fußpedale sind auf dieser Abbildung nicht dargestellt. Die Einheit befand sich für die Dauer der Untersuchungen in einem separaten Raum im Neuro-Kopf-Zentrum des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München.

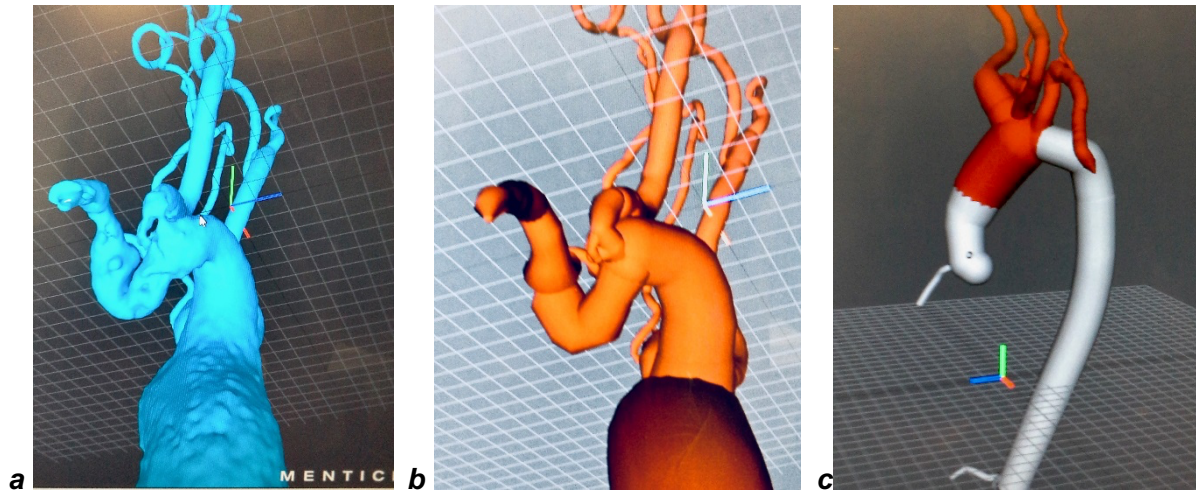
Aus dem Angebot verschiedener Trainingsmodule der Firma Mentice wurde für diese Studie lediglich das Modul VIST® Case-It Neuro zur Durchführung diagnostischer Angiographien verwendet. Für diese Studie wurden selbsterstellte, auf echten Patienten beruhende Anatomien verwendet. Hierfür wurden ausgesuchte MR- und CT-Angiographien semiautomatisch segmentiert (IntelliSpacePortal, Philips) und als 3D-Modell in die Simulator-integrierte Software Vist® Case-It eingespielt. Diese erlaubte deren Ergänzung mit gegebenen Standardanatomien. In dieser Studie bedeutete dies konkret die Verknüpfung der zervikalen Patientengefäße einschließlich des Aortenbogens mit einer standardisierten Aorta descendens, A. iliaca communis und externa, sowie einer A. femoralis superficialis um eine komplette Gefäßanatomie für den aorto-femoralen Gefäßzugang bereitzustellen. Grundsätzlich enthält der Simulator aber auch zahlreiche vorprogrammierte Fälle in unterschiedlichen Schwierigkeitsgraden.



**Abb.4:** Kontrastmittel-unterstützte 3D-MR-Angiographie der zerviko-zerebralen arteriellen Gefäße. Es handelt sich um eine MIP (Maximum Intensity Projection)-Rekonstruktion in der koronaren Ebene. Aus dem PACS-Archiv der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München.



**Abb.5:** Semiautomatischer Segmentierungsprozess mittels IntelliSpacePortal, Philips. Durch die digitale Nachverarbeitung wurden die Hauptgefäße (ACI, ACE und AV) beidseits herausgearbeitet und für die 3D-Modellierung am Simulator vorbereitet. Die zugehörigen Patientendaten stammen aus dem PACS-Archiv der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München.



**Abb.6 a-c:** Erstellung von Simulationsfällen mit der Simulator-integrierten Software Mentice Vist® Case-It. **a** Import der 3D-Modelle **b** Transformation durch das Case-It Programm. **c** Anpassen und Aneinanderfügen der Patienten-basierten Anatomie an einen standardisierten Aortenbogen.

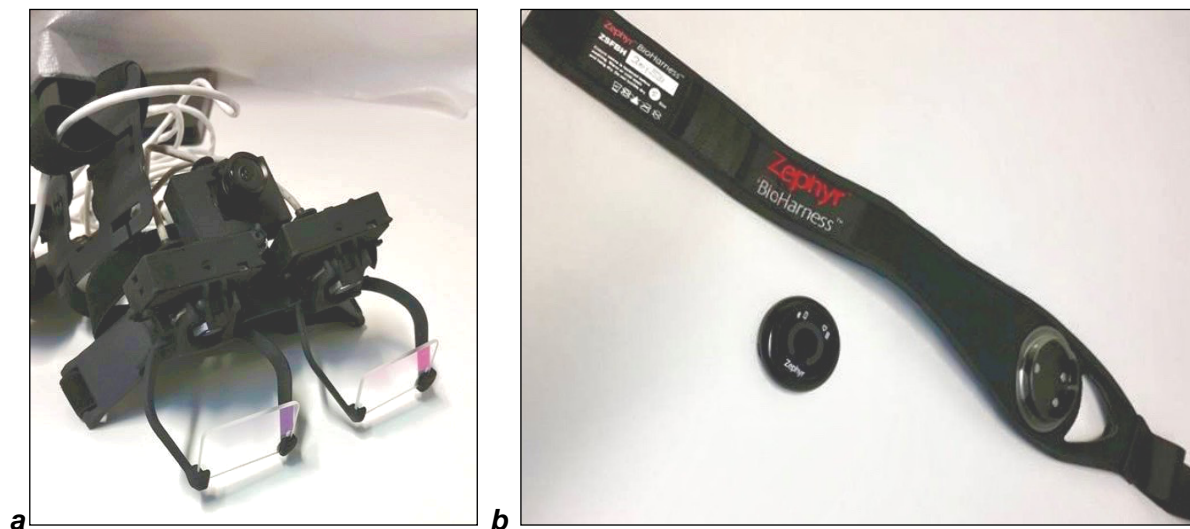
### 2.3.2. EyeSee-Kamera

Bei der EyeSeeCam Sci (EyeSeeTec GmbH, München, Deutschland) handelte es sich um eine am Kopf des Probanden befestigte Kamera. Integrierte 6-DOF Inertialsensoren und eine Samplingrate von 220 Hz ermöglichten es die Blickrichtung des Trägers nachzuvollziehen. Die Kamera war via Kabel mit einem externen Computer verbunden, auf dem der Untersuchungsvorgang aus Perspektive des Probanden mitzuverfolgen war. Die Kopfbefestigung war größenverstellbar und die Sicht des Probanden wurde durch die Kamera nicht eingeschränkt. Trug der Proband aber eine Brille, musste diese abgelegt werden. Hierauf wurde bei der Terminabsprache vorzeitig hingewiesen und es konnte auf Kontaktlinsen ausgewichen werden. Sowohl die Aufzeichnung als auch die Kalibration erfolgte über die gleichnamige Software.

In der vorliegenden Studie wurde die EyeSeeCam Sci verwendet um zu diskriminieren, ob der Proband nach oben auf die Bildschirme oder aber nach unten auf seine Hände oder Füße schaute. Letzteres wurde über einen Blickwinkel von über 30° nach unten definiert.

### 2.3.3. Herzfrequenzgurt

Zur Herzfrequenzmessung in dieser Studie diente der Zephyr™ BioModule™ Sensor (BioHarness™ 3, Medtronic, Annapolis, MD, USA), welcher während der Simulation an einem portablen Gurt (Zephyr™ Strap) auf Brusthöhe des Probanden befestigt wurde. Der Herzfrequenzgurt wurde unter der Kleidung getragen und konnte mit einfachem Knopfdruck bedient werden, die aktive Frequenzaufzeichnung durch das Gerät wurde durch ein periodisches Aufleuchten der Signallampe gekennzeichnet. Die Datenübertragung wurde im Anschluss via USB vorgenommen. Im Rahmen dieser Studie wurde die mittlere Herzfrequenz des jeweiligen Probanden betrachtet.



**Abb.7 a-b:** **a** Monitoring der Augenbewegung mittels EyeSeeCamera Sci (nach Befestigung am Kopf des Probanden befanden sich die Gläser unterhalb der Augen und die Frontkamera auf Stirnhöhe) **b** Herzfrequenzgurt Zephyr™ BioModule™ (Sensor und Strap zur Erfassung der mittleren Herzfrequenz).

### 2.3.4. NASA-Task-Load-Index Fragebogen

Im Anschluss an jede Simulationssitzung wurden die Probanden zum Ausmaß der empfundenen Arbeitsbelastung befragt. Hierfür wurde der NASA - Task Load Index (NASA-TLX) – Fragebogen (National Aeronautics and Space Administration Ames

Research Center, California, USA) in der deutschen Version verwendet (**Anhang 1**). Der NASA-TLX setzte sich aus 6 Subkategorien zusammen, die in ihrer Gesamtheit die wahrgenommene Arbeitsbelastung abbilden sollten. Abgefragt wurden:

- (1) mentale Anforderung
- (2) körperliche Anforderung
- (3) Zeitdruck
- (4) erfolgreiche Ausführung
- (5) Anstrengung
- (6) Frustrationslevel

Jede dieser Kategorien wurde durch eine konkrete Frage repräsentiert, die auf einer visuellen Skala von 1 bis 20 beantwortet werden musste (Hart & Staveland, 1988).

Zur Auswertung des NASA-TLX wurde der ungewichtete, sogenannte RAW-TLX (RTLX), verwendet. Dieser diente als eine Schätzung der Arbeitsbelastung unter Betrachtung des Mittelwertes aus allen Subkategorien (Hart, 2006).

### **2.4. Angiographische Quelldaten**

Es wurden MR-Angiographien und CT-Angiographien realer Patienten aus dem PACS-Archiv der Abteilung für Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München, ausgesucht (vgl. Abb. 4).

### **2.5. Probandenkollektiv**

Es nahmen 11 Probanden (3 weiblich, 8 männlich) teil, wobei hiervon nur 10 der ursprünglichen Probanden das zweite Set an Simulationseinheiten durchführte. Diese wurden zum einen über direkte Ansprache, zum anderen über eine entsprechende Email an die Abteilung für diagnostische und interventionelle Neuroradiologie und an das Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München, rekrutiert. Bei den Studienteilnehmern handelte es sich zum Zeitpunkt der Datenerhebung bis auf eine Studentin der Humanmedizin der Technischen Universität München, um ärztliche Mitarbeiter zuvor genannter



Abteilungen. Jeder Proband wurde hinreichend zum Zweck der Studie sowie deren Ablauf sowohl in schriftlicher als auch mündlicher Form aufgeklärt und unterschrieb vor Teilnahmebeginn eine Einverständniserklärung. Es erfolgte eine Aufteilung der Probanden in zwei Gruppen, eine sogenannte Experten- und eine Anfänger-Gruppe. Die Expertengruppe bestand aus vier Ärzten mit fortgeschrittener Angiographieerfahrung von jeweils mehr als 100 durchgeführten zerebralen Angiographien. In der Anfängergruppe waren neben einer Medizinstudentin drei neuroradiologische Assistenzärzte mit wenig angiographischer Erfahrung und zwei radiologische Assistenzärzte mit ausschließlich peripherer Angiographieerfahrung.

### **2.6. Studienablauf**

#### **2.6.1. Validität und Trainingseffekt**

Diese Studie wurde der Ethikkommission der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München vorgelegt und von dieser genehmigt (Projektnummer: 172/14). Die verwendeten Patientendaten wurden retrospektiv aus dem PACS ausgesucht und unter Pseudonymen als Simulationsmodelle eingespielt.

##### **2.6.1.1. Studienteil 1: Validität**

Dieser Arbeit ging ein Studienabschnitt zum Validitätsnachweis des verwendeten Simulators voraus (im Nachfolgenden auch als Studienteil 1 bezeichnet). Das Studiendesign entsprach hierbei im Wesentlichen dem in dieser Arbeit beschriebenen Ablauf. Sowohl die Durchführung dieses Teils der Studie, sowie auch die im Anschluss beschriebene Untersuchung eines Trainingseffektes (im Nachfolgenden auch als Studienteil 2 bezeichnet), erfolgte in gemeinsamer Arbeit mit L. Ströber. Die Durchführung und konkreten Ergebnisse des Studienteils 1 werden in ihrer Dissertation (*Simulation in der interventionellen Neuroradiologie zur Senkung periprozeduraler Komplikationen bei diagnostischen Angiographien*) näher beschrieben.

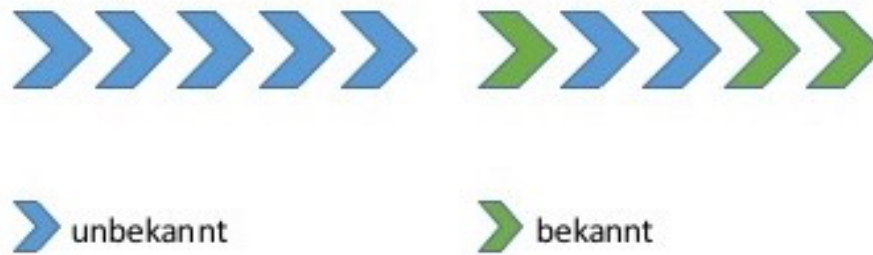


Es wurden insgesamt zehn Simulationen pro Proband durchgeführt. Die ersten fünf Sitzungen dienten dem Validitätsnachweis des verwendeten Simulators, wobei jeder Fall einem anderen Schwierigkeitslevel entsprach.

### **2.6.1.2. Studienteil 2: Trainingseffekt**

Bei dem zweiten Set an Simulationseinheiten handelte es sich erneut um fünf Fälle unterschiedlichen Schwierigkeitsgrades, wobei drei der Fälle aus dem vorherigen Studienteil (Studienteil 1) übernommen wurden, um einen möglichen Trainingseffekt zu untersuchen. Die Einteilung der Schwierigkeitsgrade erfolgte durch einen neurointerventionell erfahrenen Arzt, der selbst nicht an der Studie teilnahm. Von Fallstufe 1 bis 5 nahm der Schwierigkeitsgrad sukzessiv zu. Die Einteilung richtete sich nach folgenden Kriterien:

Fallstufe 1 ließ sich gut mit einem Vertebralkatheter durchführen, eine Roadmap war hierbei nicht nötig. Auch Fallstufe 2 sollte sich mit einem Vertebralkatheter bewältigen lassen, jedoch bedurfte es zusätzlich einer Roadmap. Fallstufe 3 beinhaltete eine Normvariante eines Gefäßabgangs, welche erkannt werden musste. Für die folgende Fallstufe 4 bedurfte es eines Katheterwechsels, wobei zur Lösung der Aufgabe in der Regel ein sog. SIM-Katheter nötig war, dessen Konfiguration auch die Navigation von steilen Gefäßabgängen erlaubte. Der höchste Schwierigkeitsgrad, Fallstufe 5, erforderte sowohl fortgeschrittene Kathetermanöver und -wechsel, wie auch die genaue Kenntnis der Gefäßanatomie, -varianten und möglicher Pathologien. Die Probanden wurden weder über das Schwierigkeitslevel, noch über die Tatsache informiert, ob es sich bei der vorliegenden Untersuchung um einen bekannten oder unbekanntem Fall handelte.



**Abb.8:** Schema zur Fallabfolge im Rahmen der Simulationssitzungen. Unbekannte Fälle sind blau, bekannte Fälle grün dargestellt. Modifiziert nach Kreiser, 2016: *Simulation in der Neuroradiologie - Trainingstool und klinische Anwendung. Wissenschaftlicher Vortrag im Rahmen der 51. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Neuroradiologie e.V. in Köln.*

### 2.6.1.2.1. Auftrag Simulationssitzung

Der Arbeitsauftrag der Simulationssitzung wurde jedem Probanden zuvor in einem schriftlichen Dokument mitgeteilt (**Anhang 2**). Am jeweiligen Untersuchungstag erfolgte zudem erneut eine kurze mündliche Instruktion. Verlangt wurde eine diagnostische Angiographie der sechs kraniellen Hauptarterien (ACI, ACE und AV beidseits). Die Gefäße sollten, gemäß der am Klinikum rechts der Isar gebräuchlichen Standardeinstellungen in vier Ebenen (anterior-posterior, lateral und in 45°-Stellung RAO/LAO) zur Darstellung kommen, für die ACE genügten zwei Ebenen. Des Weiteren wurden bestimmte Kippungen zur besseren Gefäßansicht erwünscht: In der anterioposterioren Ebene sollte im Falle der ACI die Felsenbeinkante mittig in der Orbitahöhle abgebildet werden, wohingegen bei Injektion der Vertebralarterie die sog. Townes-Projektion zur Anwendung kommen sollte. Zudem wurde auf die sinnvolle Verwendung der Blenden hingewiesen, wie beispielsweise die Inklusion des Skalps in den ACE-Serien.

### 2.6.1.2.2. Ablauf Simulationssitzung

Vor Beginn der ersten Sitzung erfolgte für jeden Probanden eine technische Einweisung in das Gerät mit der Möglichkeit, in Anwesenheit eines neuroradiologisch-angiographisch erfahrenen sowie mit dem Gerät vertrauten Arztes, eine verkürzte Übungseinheit an einem Fall durchzuführen, der nicht Bestandteil der Studie war.

Zu Beginn jeder Untersuchung wurde der Proband mit einem Herzfrequenzgurt (Zephyr™ BioModule™ Sensor, BioHarness™ 3, Medtronic, Annapolis, MD, USA) und einer am Kopf befestigten Kamera (EyeSeeCam Sci, EyeSeeTec GmbH, München, Deutschland) ausgestattet. Letztere wurde zu Beginn jeder Sitzung kalibriert. Die einzelnen Simulationssitzungen wurden auf maximal zwei Stunden begrenzt um einen möglichen Ermüdungseffekt zu vermeiden. Jede Sitzung wurde durch einen Studenten begleitet. Diesem waren die technische Bedienung und Eigenschaften des Simulators geläufig und er fungierte während der Untersuchung als eine Art „Angiographieschwester“, deren Aufgabe im Anwählen des gewünschten Materials und der Roadmap- und Einblende-Funktion bestand. Während technische Informationen zum Simulator und Untersuchungsablauf gegeben werden durften, blieben Fragen zur Gefäßanatomie unbeantwortet.

Um die Simulation einzuleiten, musste zunächst virtuell über den Hauptmonitor Katheter- und Drahtmaterial ausgewählt werden. Standardmäßig wurde die Angiographie mit einem hydrophilen Führungsdraht (0.035" Durchmesser, 180cm Länge, 35°-Krümmung) und einem Vertebraliskatheter (5F Durchmesser, 125 cm Länge) begonnen, bei korrekt durchgeführtem Wechselmanöver konnte jedoch auf Wunsch des Probanden jederzeit das Material ausgetauscht werden.

Die Bemessung der Simulationsdauer startete mit der Drahtinsertion durch den Untersucher. Pro Simulation wurde ein Protokoll durch den beisitzenden Studenten angefertigt. Dies stellte eine Checkliste für jedes katheterisierte Gefäß dar und diente so zur Beurteilung ob der Arbeitsauftrag ausreichend erfüllt wurde. Des Weiteren wurde notiert ob die Materialwechsel ordnungsgemäß durchgeführt wurden. Unerwartete Probleme mit dem Gerät konnten in einem Freitextfeld festgehalten werden. Zum Abschluss jeder Simulationssitzung füllten die Untersucher einen Fragebogen aus, um die subjektiv empfundene Arbeitsbelastung festzuhalten (NASA-TLX, deutsche Übersetzung).

Das Simulationslabor befand sich in einem separaten Raum der Abteilung, so dass der Untersucher ungestört arbeiten konnte.



**Abb.9:** Übungssitzung am Simulator mit montierter Kopfkamera. Der linke Hauptmonitor wurde durch den begleitenden Protokollführer (hier nicht mitabgebildet) bedient.

### 2.6.2. Studienteil 3: retrospektiver Anfängervergleich

Ziel dieses weiteren Studienteils war der Vergleich von Angiographie-Anfängern mit und ohne vorangestelltem Simulationstraining. Verglichen wurden die retrospektiv erfassten Daten von untrainierten Anfängern ( $n=3$ ) mit den Ergebnissen des am Simulator geübten Kollektivs ( $n=3$ ). Bei allen Anfängern handelte es sich um Assistenzärzte der Abteilung für Neuroradiologie des Klinikums Rechts der Isar, München. Einen alleinigen prospektiven Ansatz hielten die Autoren aus ethischen Überlegungen für nicht vertretbar, in der Annahme, dass jegliche Form eines Trainings einen Ausbildungsvorteil und konsekutiv einen Patientennutzen bedeuten würde.

Als Kontrollgruppe dienten 3 Assistenzärzte, die bereits ihre ersten 30 Angiographien eigenständig durchgeführt hatten. Zur Gegenüberstellung wurden drei Assistenzärzte ohne bzw. mit wenig endovaskulärer Erfahrung zunächst einem Simulationstraining ausgesetzt. Nach anfänglicher Schulung in das Gerät und praktischen Hinweisen zur zerviko-zerebralen DSA absolvierten diese 50 Simulationen am VIST®-Lab. Hierzu gehörten sowohl eingespielte reale, als auch bereits im Simulator vorhandene Fälle.

### **2.6.2.1. Datenakquirierung**

Anhand des Angiographie-Logbuches der Abteilung für Neuroradiologie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München, wurden die ersten 30 Angiographien des jeweiligen Untersuchers identifiziert. Die Einschlusskriterien für jede dieser 30 Untersuchungen beinhalteten den Probanden als notierten Erstuntersucher. Die entsprechenden Untersuchungen wurden auf dem PACS-Server aufgerufen und die Serienanzahl in ein oder zwei Ebenen, die Anzahl der angefertigten Roadmaps, der erstellten 3D-Rotationsangiographien und der sondierten Gefäße nachvollzogen und notiert. Des Weiteren wurden die Anzahl der verwendeten Katheter und die jeweilige Untersuchungsindikation anhand des vorliegenden schriftlichen Befundes protokolliert. Zu den Indikationen zählten der Z.n. Clipping bzw. Coiling, die Frage nach der Blutungsquelle einer intrazerebralen Blutung (ICB), bzw. die Abklärung eines Aneurysmas oder einer arterio-venösen Malformation bzw. Fistel (AVM/AVF) bzw. sonstige Indikationen. Diese Informationen wurden mithilfe des Krankenhausinformationssystems (IS-H, SAP) um Flächendosisprodukt, Durchleuchtungszeit und applizierte Kontrastmittelmenge ergänzt.

### 2.7. Datenanalyse

Zur Überprüfung eines Trainingseffektes wurden lineare Regressionsmodelle herangezogen, welche den Einfluss der Fallabfolge auf die einzelnen Zielgrößen untersuchten. Um den möglichen Einfluss der verschiedenen Untersuchungsfaktoren (Bekanntheit des Falls, Fallstufe) zu berücksichtigen wurde ein sog. model-based recursive partitioning (Zeileis et al., 2008) verwendet. Anschließend wurden die p-Werte mittels einer Varianzanalyse (ANOVA) der linearen Modelle berechnet. Um die wiederholten Messungen pro Arzt zu berücksichtigen, wurden für diese eine robuste Kovarianzschätzung verwendet.

Bezüglich der einzelnen Gruppen wurden nach Prüfung der jeweiligen Variablen auf Normalverteilung zusätzlich Mann-Whitney-U-Tests bzw. t-Tests für unabhängige Stichproben durchgeführt.

Zur separaten Prüfung eines Trainingseffektes bekannter Fälle wurde ein allgemein lineares Modell der Messwiederholungen erstellt.

Das Signifikanzniveau wurde auf 5% festgelegt.

Für die Erfassung der mittleren Herzfrequenz wurde die MATLAB®-basierte (MathWorks®, Natick, MA, USA) Software ARTiiFACT (Kaufmann et al., 2011) herangezogen. Bezüglich der EyeSeeCam-Daten wurden die prozentualen Anteile der Blickrichtung nach oben bzw. nach unten (über 30°) der Probanden ausgewertet.

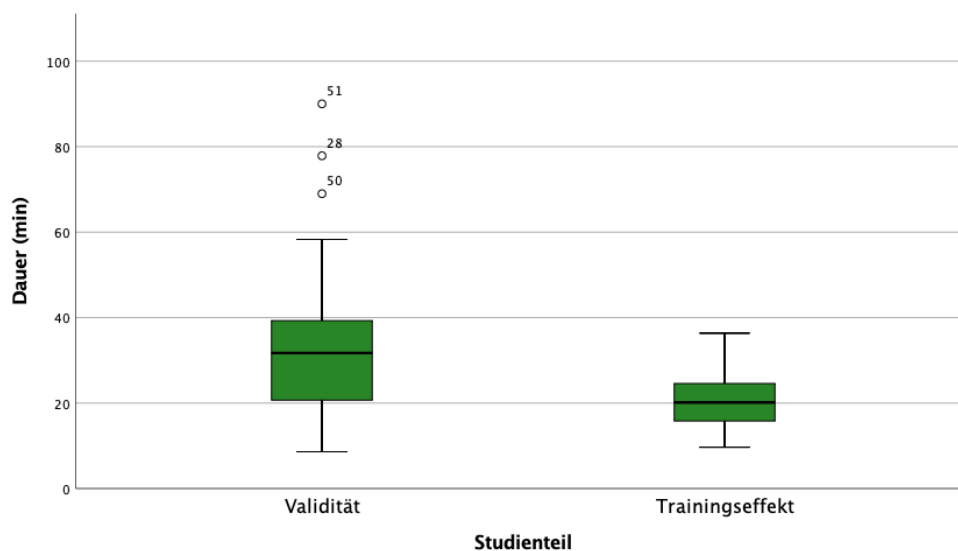
Die Auswertung der Daten des Anfängervergleichs (Studienteil 3) erfolgte deskriptiv.

## 3. Ergebnisse

### 3.1. Trainingseffekt

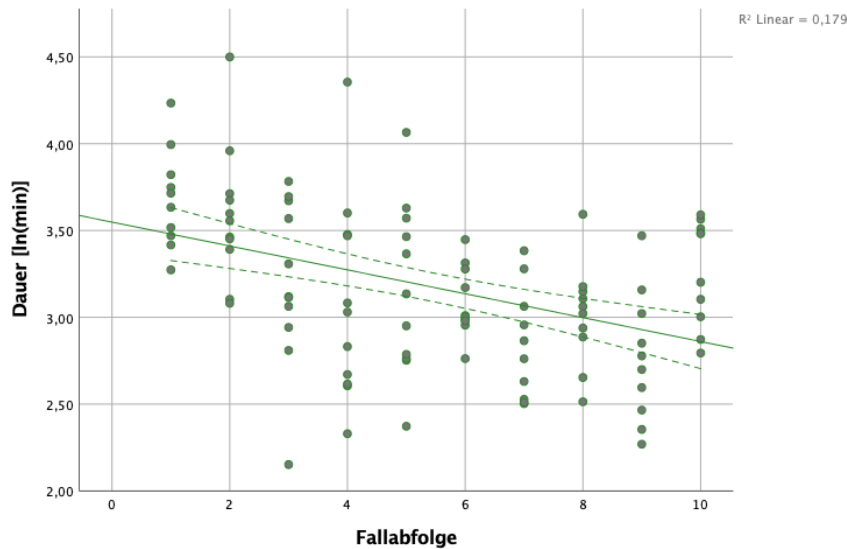
#### 3.1.1. Allgemeiner Trainingseffekt

Bei Betrachtung aller durchgeführten Simulationen konnte eine Reduktion der Gesamtdauer der Simulationssitzungen beobachtet werden. Dies ließ sich im Vergleich der Gesamtdauer von Studienteil 1 (MD 31,7 min; 95%-KI 22,6 – 35,5 min) zu Studienteil 2 (MD 20,1 min; 95%-KI 17,7 – 22,4 min;  $p < 0,01$ ) veranschaulichen.



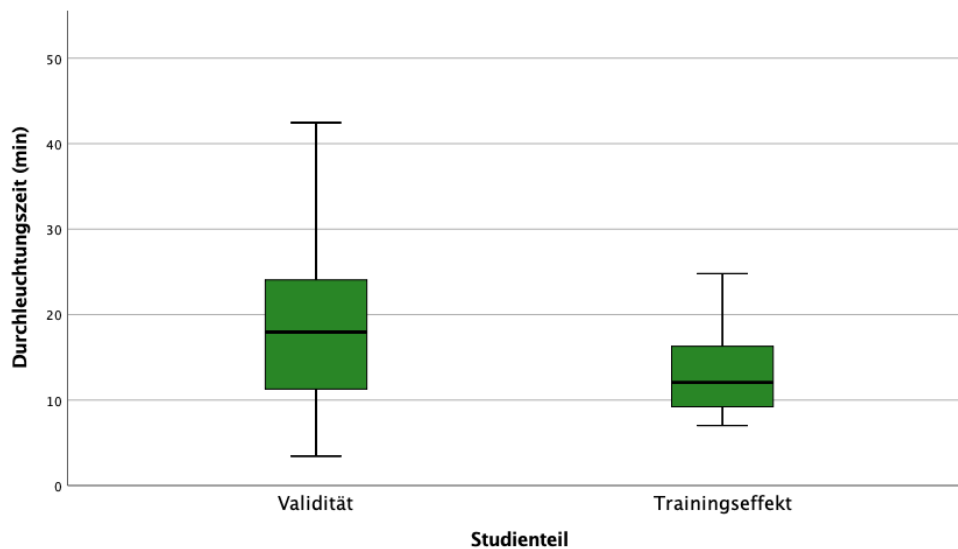
**Abb.10:** Einfacher Boxplot zur Gegenüberstellung der Gesamtdauer der Simulationseinheiten von Studienteil 1 (Sitzung 1-5) und 2 (Sitzung 6-10).

### 3 Ergebnisse



**Abb. 11:** Einfaches Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten (ln) Gesamtdauer aller Simulationen.

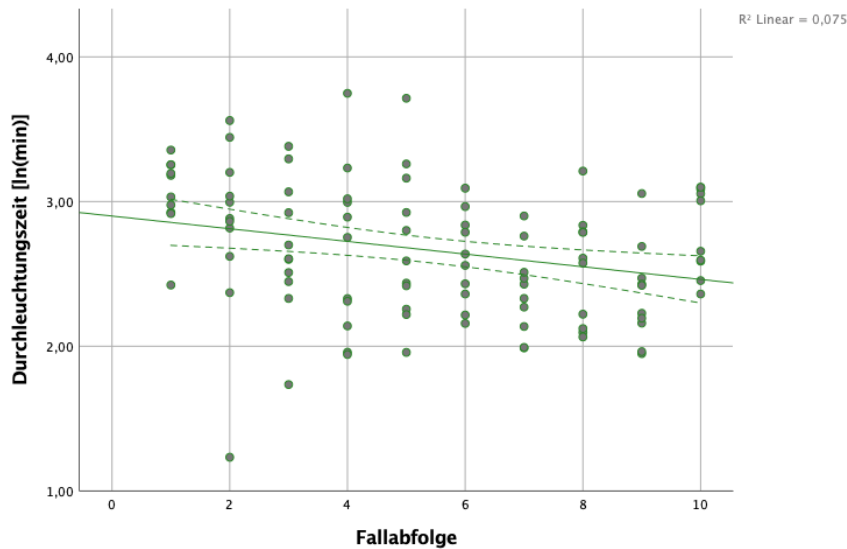
Des Weiteren kam es zu einer Reduktion der Durchleuchtungszeit (Studienteil 1: MD 18,0 min; 95%-KI 13,5 – 20,0 min vs. Studienteil 2: MD 12,1 min; 95%-KI 10,6 – 14,3 min;  $p < 0,01$ ).



**Abb. 12:** Einfacher Boxplot zur Gegenüberstellung der Durchleuchtungszeit der Simulationseinheiten von Studienteil 1 (Sitzung 1-5) und 2 (Sitzung 6-10).

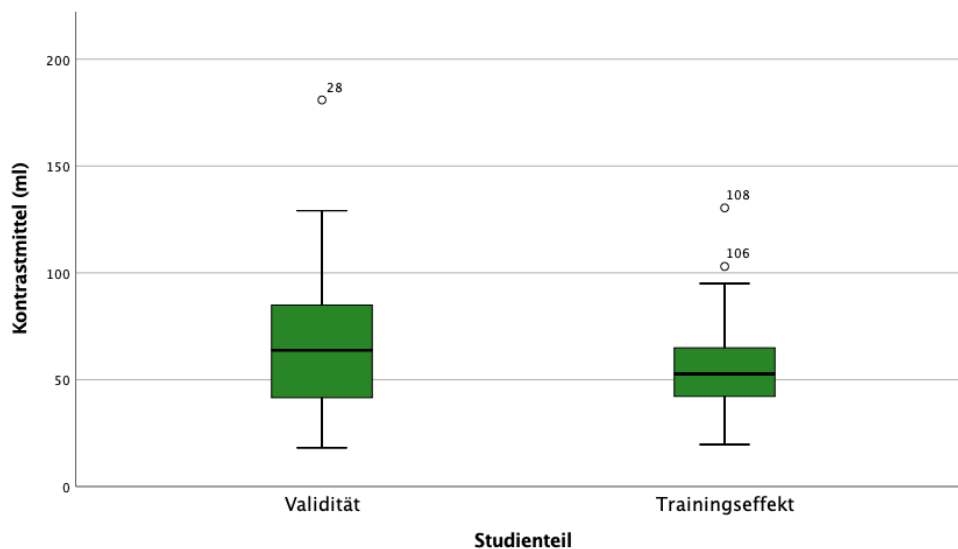


### 3 Ergebnisse

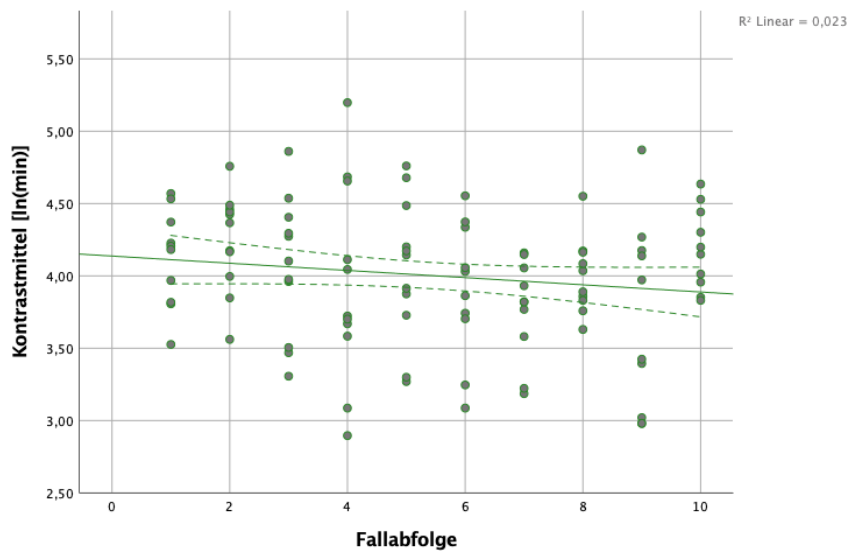


**Abb. 13:** Einfaches Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten (ln) Durchleuchtungszeit aller Simulationen.

Die Menge an verwendetem Kontrastmittel nahm nicht signifikant ab, jedoch konnte ein Trend im Sinne einer Reduktion über die Simulationen hinweg beobachtet werden (Studienteil 1: MD 63,8 ml; 95%-KI 52,5 – 71,8 ml vs. Studienteil 2: MD 52,7 ml; 95%-KI 46,1 – 62,7 ml;  $p = 0,33$ ).



**Abb. 14:** Einfacher Boxplot zur Gegenüberstellung der Kontrastmittelmenge der Simulationseinheiten von Studienteil 1 (Sitzung 1-5) und 2 (Sitzung 6-10).



**Abb. 15:** Einfaches Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten (ln) Kontrastmittelmenge aller Simulationen.

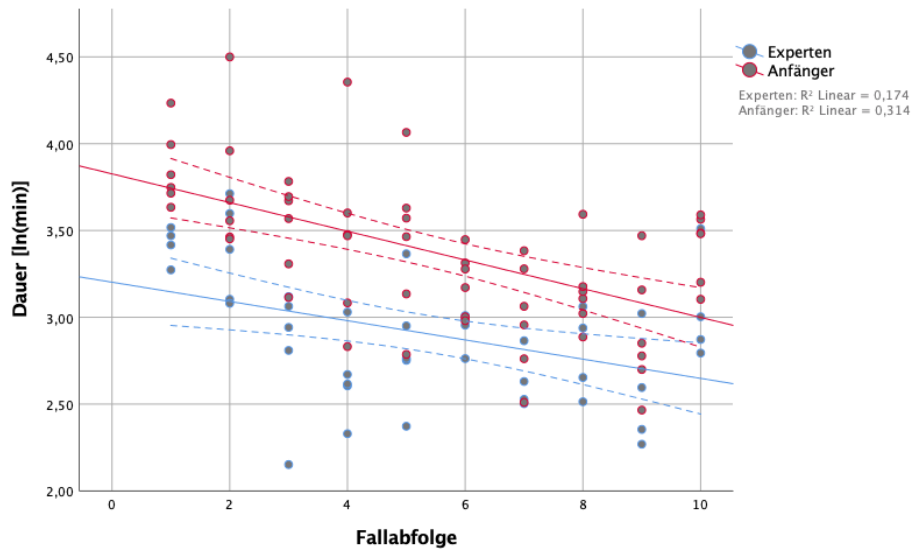
#### 3.1.2. Trainingseffekt Anfänger vs. Experten

Bei separater Betrachtung der Gruppen zeigte sich eine Reduktion der Gesamtdauer sowohl für die Anfänger- (Studienteil 1: MD 37,2 min; 95%-KI 32,1 – 41,1 min vs. Studienteil 2: MD 23,4 min; 95%-KI 20,1 – 26,6 min;  $p < 0,01$ ), wie auch für die Experten gruppe ( Studienteil 1: MD 21,1 min; 95%-KI 15,7 – 29,0 min vs. Studienteil 2: MD 17,0 min; 95%-KI 13,4 – 19,8 min;  $p = 0,045$ ).

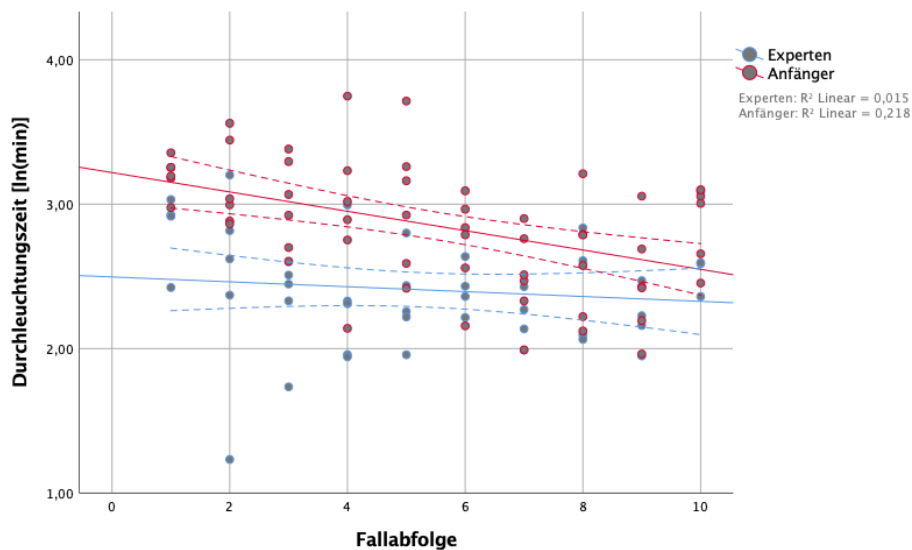
Auch die Durchleuchtungszeit nahm für die Anfängergruppe ab (Studienteil 1: MD 21,2 min; 95%-KI 18,6 – 25,9 min vs. Studienteil 2: MD 14,5 min; 95%-KI 11,6 – 17,1 min;  $p < 0,01$ ). Die Expertengruppe zeigte hier einen nur geringfügigen Abnahmetrend (Studienteil 1: MD 11,4; 95%-KI 9,6 – 16,5 min vs. Studienteil 2: MD 10,6 min; 95%-KI 8,7 – 13,3 min;  $p = 0,47$ ).

Dabei erreichten die Anfänger jedoch nie das niedrige Niveau der Expertengruppe und wiesen durchgehend höhere Werte für Gesamtdauer ( $p < 0,01$ ) und Durchleuchtungszeit ( $p < 0,01$ ) auf.

### 3 Ergebnisse



**Abb.16:** Gruppiertes Streudiagramm mit Regressionslinien und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten ( $\ln$ ) Gesamtdauer aller Simulationen. Die Anfängergruppe ist rot, die Expertengruppe blau dargestellt.



**Abb.17:** Gruppiertes Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten ( $\ln$ ) Durchleuchtungszeit aller Simulationen. Die Anfängergruppe ist rot, die Expertengruppe blau dargestellt.

Bezüglich der Kontrastmittelmenge zeigte sich für beide Gruppen ein leichter Abnahmetrend. Auch die Seriedauer und -anzahl nahmen für beide Gruppen geringfügig ab. Die Anzahl der Materialwechsel stellte sich in beiden Gruppen im Wesentlichen konstant dar.

### 3 Ergebnisse

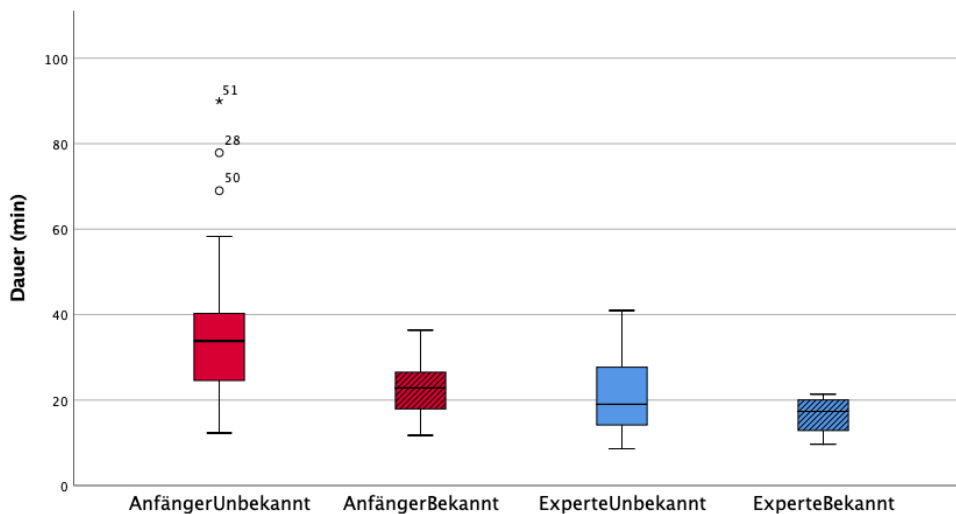
		Anfänger		Experten		p- Werte*
		Studienteil1	Studienteil2	Studienteil1	Studienteil2	
<b>Gesamtdauer (min)</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>40,0</b>	<b>23,9</b>	<b>21,9</b>	<b>17,0</b>	$p_1 < 0,01$ $p_2 = 0,23$
	Std.-abweichung	16,7	7,0	8,8	5,3	
	<b>Median</b>	<b>37,2</b>	<b>23,4</b>	<b>21,1</b>	<b>17,0</b>	
	Interquartilbereich	12,6	11,1	14,8	7,3	
	95%Konfidenzintervall	32,1 - 41,1	20,1 - 26,6	15,7 - 29,0	13,4 - 19,8	
<b>Durchleuchtungszeit (min)</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>22,7</b>	<b>14,9</b>	<b>12,5</b>	<b>11,2</b>	$p_1 < 0,01$ $p_2 = 0,15$
	Std.-abweichung	8,0	5,1	5,3	3,6	
	<b>Median</b>	<b>21,2</b>	<b>14,5</b>	<b>11,4</b>	<b>10,6</b>	
	Interquartilbereich	8,5	8,6	7,4	4,9	
	95%Konfidenzintervall	18,6 - 25,9	11,6 - 17,1	9,6 - 16,5	8,7 - 13,3	
<b>KM-Menge (ml)</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>75,8</b>	<b>58,6</b>	<b>54,1</b>	<b>49,6</b>	$p_1 = 0,32$ $p_2 = 0,72$
	Std.-abweichung	34,1	24,8	22,4	20,2	
	<b>Median</b>	<b>79,0</b>	<b>58,5</b>	<b>55,2</b>	<b>47,5</b>	
	Interquartilbereich	46,3	29,7	31,6	18,7	
	95%Konfidenzintervall	52,9 - 89,0	46,1 - 64,9	36,0 - 66,7	42,2 - 56,6	
<b>Seriendauer (min)</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>1,8</b>	<b>1,7</b>	<b>2,0</b>	<b>1,8</b>	$p_1 = 0,81$ $p_2 = 0,85$
	Std.-abweichung	0,8	0,8	0,8	0,8	
	<b>Median</b>	<b>1,7</b>	<b>1,6</b>	<b>2,1</b>	<b>2,0</b>	
	Interquartilbereich	0,8	1,3	1,3	1,4	
	95%Konfidenzintervall	1,5 - 2,1	1,2 - 2,1	1,2 - 2,5	1,2 - 2,5	
<b>Serienanzahl</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>17,5</b>	<b>15,4</b>	<b>16,9</b>	<b>14,9</b>	$p_1 = 0,67$ $p_2 = 0,66$
	Std.-abweichung	6,0	6,4	6,2	6,6	
	<b>Median</b>	<b>17,0</b>	<b>16,0</b>	<b>17,0</b>	<b>16,0</b>	
	Interquartilbereich	6	11	9	12	
	95%Konfidenzintervall	16,0 - 19,0	11,0 - 20,0	12,0 - 21,0	9,0 - 20,0	
<b>Materialwechsel</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>2,3</b>	<b>1,9</b>	<b>1,4</b>	<b>1,5</b>	$p_1 = 0,31$ $p_2 = 0,76$
	Std.-abweichung	1,8	1,8	1,3	1,7	
	<b>Median</b>	<b>2,0</b>	<b>1,5</b>	<b>1,0</b>	<b>1,0</b>	
	Interquartilbereich	2	1	1	2	
	95%Konfidenzintervall	1,0 - 3,0	1,0 - 2,0	1,0 - 2,0	1,0 - 2,0	

**Tab.1:** Übersichtstabelle aller quantitativer Parameter unterteilt nach Studienteil und Gruppe.

\*Die angegebenen p-Werte beziehen sich auf den Niveau ( $p_1$ ) - sowie den Trendunterschied ( $p_2$ ) zwischen Anfängern und Experten.

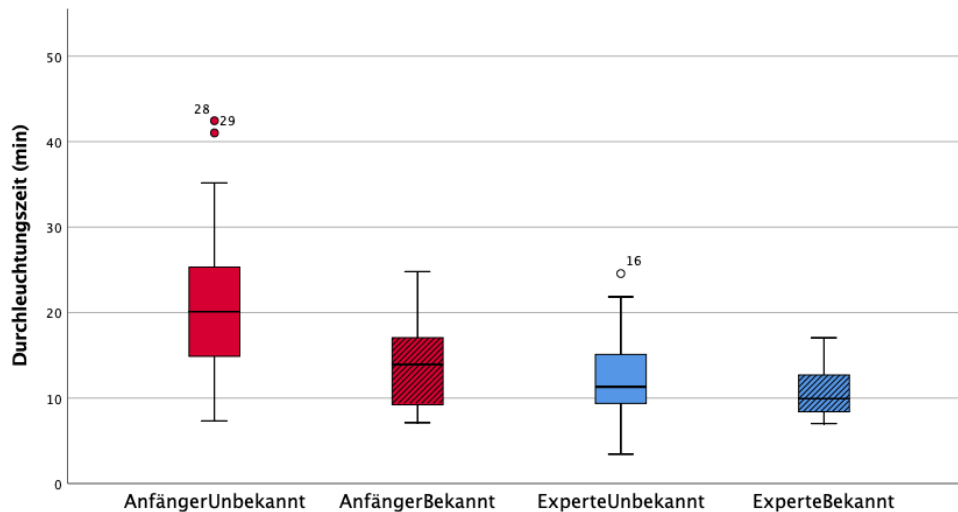
#### 3.1.3. Trainingseffekt unbekannte vs. bekannte Fälle

Im Vergleich von unbekanntem mit bekannten Fällen wurden niedrigere Werte für die Dauer (unbekannt: MD 28,1 min; 95%-KI 22,3 – 32,1 min vs. bekannt: MD 20,0 min; 95%-KI: 17,3 – 22,4 min;  $p < 0,01$ ) und Durchleuchtungszeit (unbekannt: MD 16,1 min; 95%-KI 13,3 – 18,6 min vs. bekannt: MD 11,6 min; 95%-KI 9,2 – 14,7 min;  $p = 0,01$ ) der bereits bekannten Fälle beobachtet. Ebenso zeigte sich ein Trend zu niedrigeren Kontrastmittelwerten bei der Durchführung bekannter Fälle (unbekannt: MD 60,8 ml; 95%-KI 52,3 – 65,5 ml vs. bekannt: MD 51,0 ml; 95%-KI 42,2 – 62,7;  $p = 0,1$ ). Auch hier schien die Anfängergruppe deutlicher zu profitieren, wobei die Experten grundsätzlich niedrigere Ergebnisse erzielten.



**Abb.18:** Einfache Boxplots zur Darstellung der Dauer im Subgruppenvergleich. Es wurde zwischen Anfängern und Experten (rot vs. blau), sowie unbekanntem und bekannten (gefüllt vs. gestreift) Fällen unterschieden.

### 3 Ergebnisse

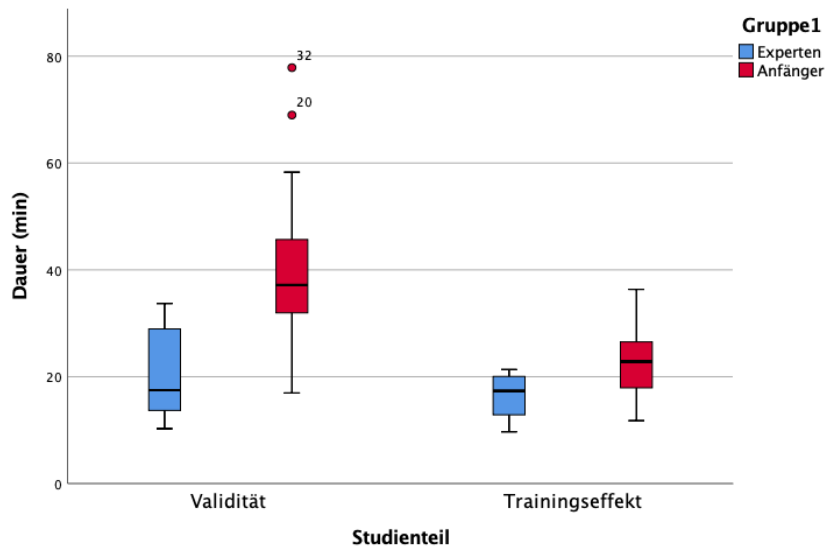


**Abb.19:** Einfache Boxplots zur Darstellung der Durchleuchtungszeit im Subgruppenvergleich. Es wurde zwischen Anfängern und Experten (rot vs. blau), sowie unbekannten und bekannten (gefüllt vs. gestreift) Fällen unterschieden.

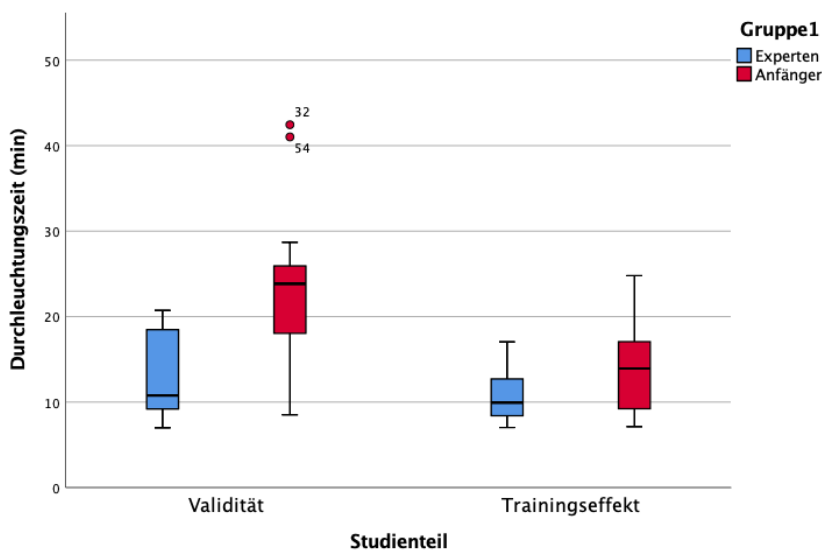
Des Weiteren erfolgte die alleinige Betrachtung von bekannten Fällen. Hier zeigte sich bei Wiederholung von Fällen, namentlich der Fälle 1,4 und 5, eine allgemeine Reduktion der Gesamtdauer und Durchleuchtungszeit. Die Dauer fiel von einem Median von 32,0 min (95%-KI 21,8 – 37,7 min) auf 20,1 min (95%-KI 16,1 – 23,3 min) ab ( $p < 0,01$ ). Die Durchleuchtungszeit fiel von einem Median von 18,6 min (95%-KI 11,3 – 24,1 min) auf 11,8 min (95%-KI 9,2 – 16,2 min) ab ( $p < 0,01$ ).

Die Kontrastmittelmenge zeigte eine tendenzielle Abnahme von einem Median von 52,9 ml (95%-KI 41,4 – 79,2 ml) auf 48,9 ml (95%KI 40,6 – 64,3 ml) ( $p = 0,35$ ).

### 3 Ergebnisse



**Abb.20:** Gruppierter Boxplot zur Gegenüberstellung der Gesamtdauer nur für die Simulationen bekannter Fälle der Fallstufen 1,4 und 5 aus Studienteil 1 (Sitzung 1-5) und 2 (Sitzung 6-10). Die Anfängergruppe ist rot, die Expertengruppe blau dargestellt.



**Abb.21:** Gruppierter Boxplot zur Gegenüberstellung der Durchleuchtungszeit nur für die Simulationen bekannter Fälle der Fallstufen 1,4 und 5 aus Studienteil 1 (Sitzung 1-5) und 2 (Sitzung 6-10). Die Anfängergruppe ist rot, die Expertengruppe blau dargestellt.

### 3.1.4. Herzfrequenz und Blickrichtung

Die Untersuchung der Blickrichtung der Probanden während der Simulationssitzungen erbrachte weder Unterschiede zwischen Anfängern und Experten noch relevante Veränderungen im Verlauf der 10 Sitzungen.

In der Anfängergruppe zeigte die durchschnittliche Herzfrequenz pro Sitzung über alle Simulationen hinweg einen Abnahmetrend (Studienteil 1: MW 84,1 bpm +/- SD 14,9 vs. Studienteil 2: MW 78,9 bpm +/- SD 12,5;  $p=0,15$ ), wohingegen diese in der Expertengruppe eher zunahm (Studienteil 1: MW 78,1 bpm +/- SD 7,7 vs. Studienteil 2: MW 80,1 bpm +/- 10,3;  $p=0,45$ ).

## 3.2. Subjektive Arbeitsbelastung

Der NASA-TLX diente der Erfassung der subjektiv empfundenen Arbeitsbelastung. Jeder der 6 Unterpunkte des NASA-TLX wurde durch eine Skala von 1 bis 20 repräsentiert, wobei je nach aufgeführter Fragestellung sich die visuelle Skala von niedrigen zu hohen Werten bezüglich Anstrengung und Frustration bzw. von nicht erfolgreicher bis zur perfekten Aufgabenlösung erstreckte (vgl. hierzu **Anhang 1**). Die Ergebnisse der Auswertung des NASA-TLX stellten sich wie folgt dar:

- Generell äußerte sich die Anfängergruppe positiver zur Simulationsumgebung und zeigte hier auch eine Zufriedenheitszunahme bezüglich der Aufgabenlösung über die Sitzungen hinweg (Studienteil 1: MD 13,5; 95%-KI 10,0–15,0 vs. Studienteil 2: MD 16,0; 95%-KI 15,0-17,0;  $p<0,01$ ). Die Experten zeigten ein eher stabiles Verhalten, schätzten sich jedoch selbst konstant als erfolgreicher ein (Experten: MD 17,0; 95%-KI 16,0-17,0 vs. Anfänger MD 15,0; 95%-KI 14,0-16,0;  $p<0,01$ ).
- Zudem zeigte sich auch ein Abnahmetrend in der Anfängergruppe bei der Frage nach der empfundenen mentalen Anstrengung (Studienteil 1: MD 11,5; 95%-KI 8,0-14,0 vs. Studienteil 2: MD 10,0; 95%-KI 7,0-12,0;  $p = 0,25$ ).
- Die körperliche Anstrengung schien hingegen in beiden Gruppen eher zuzunehmen ((Experten: Studienteil 1: MD 4,0; 95%-KI 3,0-7,0 vs. Studienteil 2: MD 5,0; 95%-KI 4,0-8,0;  $p = 0,47$ ); (Anfänger: Studienteil 1: MD 4,0; 95%-KI 4,0-6,0 vs. Studienteil 2: MD 5,5; 95%-KI 5,0-8,0;  $p = 0,14$ ).



### 3 Ergebnisse

- Der Faktor Zeitdruck sowie die für den Erfolg aufgewendete Anstrengung verblieben im Allgemeinen für beide Gruppen unverändert. Hier fiel auf, dass die Anfängergruppe sich durchweg mehr für den Erfolg der Aufgabenstellung anstrengte (Experten: MD 11,0; 95%-KI 9,0-13,0 vs. Anfänger: MD 15,0; 95%-KI 14,0-17,0;  $p < 0,01$ ).
- Über alle Simulationssitzungen hinweg empfundene negative Emotionen zeigten in der Anfängergruppe einen leichten Abnahmetrend und wurden von diesen als durchschnittlich niedriger angegeben (Studienteil 1: MD 5,0; 95%-KI 3,0-7,0 vs. Studienteil 2: MD 4,0; 95%-KI 3,0-6,0;  $p = 0,88$ ). In der Expertengruppe hingegen nahmen die negativen Emotionen tendenziell zu (Studienteil 1: MD 5,5; 95%-KI 4,0-9,0 vs. Studienteil 2: MD 7,0; 95-KI 5,0-8,0;  $p = 0,70$ ).

		Anfänger		Experten		p-Werte*
		Studienteil1	Studienteil2	Studienteil1	Studienteil2	
<b>Mentale Anstrengung</b>	<b>Mittelwert</b>	11,2	9,8	9,6	10,1	$p_1 = 0,15$ $p_2 = 0,07$
	<i>Std.-abweichung</i>	4,8	4,0	5,0	4,3	
	<b>Median</b>	11,5	10,0	10,0	9,5	
	<i>Interquartilbereich</i>	9	6	9	8	
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	8,0 – 14,0	7,0 – 12,0	6,0 – 12,0	7,0 – 13,0	
<b>Körperliche Anstrengung</b>	<b>Mittelwert</b>	5,6	7,0	5,2	6,1	$p_1 = 0,60$ $p_2 = 0,75$
	<i>Std.-abweichung</i>	3,2	3,9	3,1	3,7	
	<b>Median</b>	4,0	5,5	4,0	5,0	
	<i>Interquartilbereich</i>	2	5	4	6	
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	4,0 – 6,0	5,0 – 8,0	3,0 – 7,0	4,0 – 8,0	
<b>Zeitdruck</b>	<b>Mittelwert</b>	7,8	7,5	8,4	8,5	$p_1 = 0,81$ $p_2 = 0,71$
	<i>Std.-abweichung</i>	4,8	4,5	4,1	4,2	
	<b>Median</b>	6,5	6,0	8,0	7,0	
	<i>Interquartilbereich</i>	7	5	8	7	
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	5,0 – 9,0	5,0 – 8,0	5,0 – 11,0	5,0 – 12,0	
<b>Aufgabenlösung</b>	<b>Mittelwert</b>	12,4	15,0	16,3	15,3	$p_1 < 0,01$ $p_2 < 0,01$
	<i>Std.-abweichung</i>	3,9	2,8	2,9	2,7	
	<b>Median</b>	13,5	16,0	17,0	16,0	
	<i>Interquartilbereich</i>	6	2	2	4	
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	10,0 – 15,0	15,0 – 17,0	16,0 – 18,0	14,0 – 17,0	
<b>Anstrengung für Erfolg</b>	<b>Mittelwert</b>	15,1	14,0	11,3	10,9	$p_1 = 0,06$ $p_2 = 0,41$
	<i>Std.-abweichung</i>	2,9	3,6	4,0	3,8	
	<b>Median</b>	15,5	13,5	11,5	11,0	
	<i>Interquartilbereich</i>	3	5	7	6	
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	15,0 – 17,0	12,0 – 17,0	9,0 – 14,0	8,0 – 13,0	

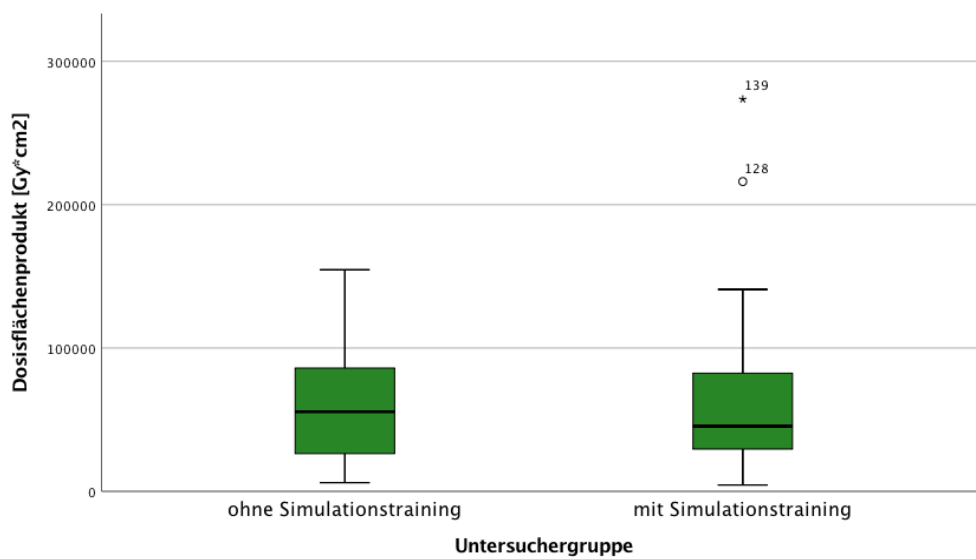
### 3 Ergebnisse

<b>Negative Emotionen</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>6,3</b>	<b>5,9</b>	<b>6,5</b>	<b>6,4</b>	$p_1 = 0,51$ $p_2 = 0,54$
	<i>Std.-abweichung</i>	4,7	4,2	3,5	2,4	
	<b>Median</b>	<b>5,0</b>	<b>4,0</b>	<b>5,5</b>	<b>7,0</b>	
	<i>Interquartilbereich</i>	7	5	5	3	
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	3,0 – 7,0	3,0 – 6,0	4,0 – 9,0	5,0 – 8,0	

**Tab.2:** Übersichtstabelle NASA-TLX-Werte unterteilt nach Studienteil und Gruppe. \*Die angegebenen  $p$ -Werte beziehen sich auf den Niveau ( $p_1$ ) - sowie den Trendunterschied ( $p_2$ ) zwischen Anfängern und Experten.

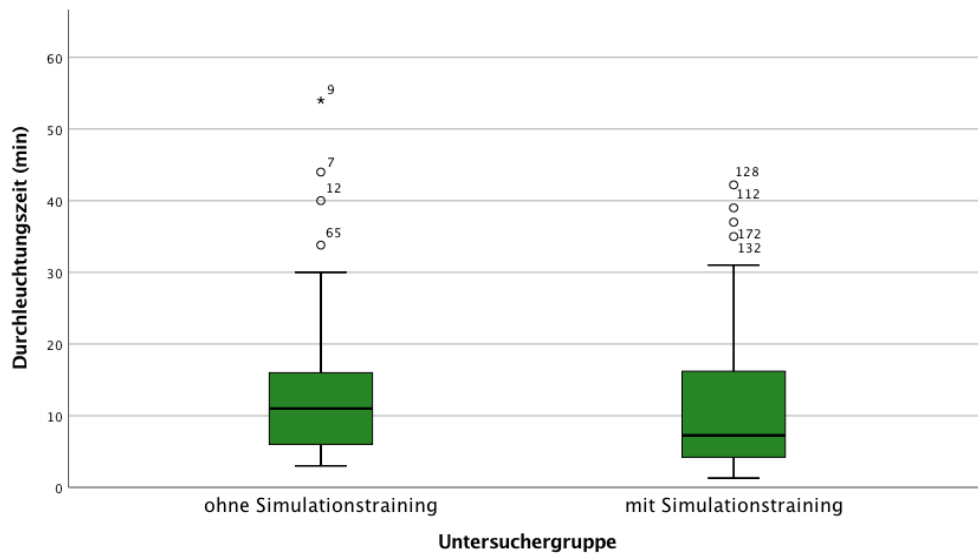
### 3.3. Vergleich Angiographieanfänger

Im Vergleich von Anfängern ohne und mit vorangegangenem Simulationstraining wiesen Letztere geringere Durchschnittswerte für Dosisflächenprodukt (DAP), benötigte Durchleuchtungszeit (DLZ) und Anzahl angefertigter Bilder auf.

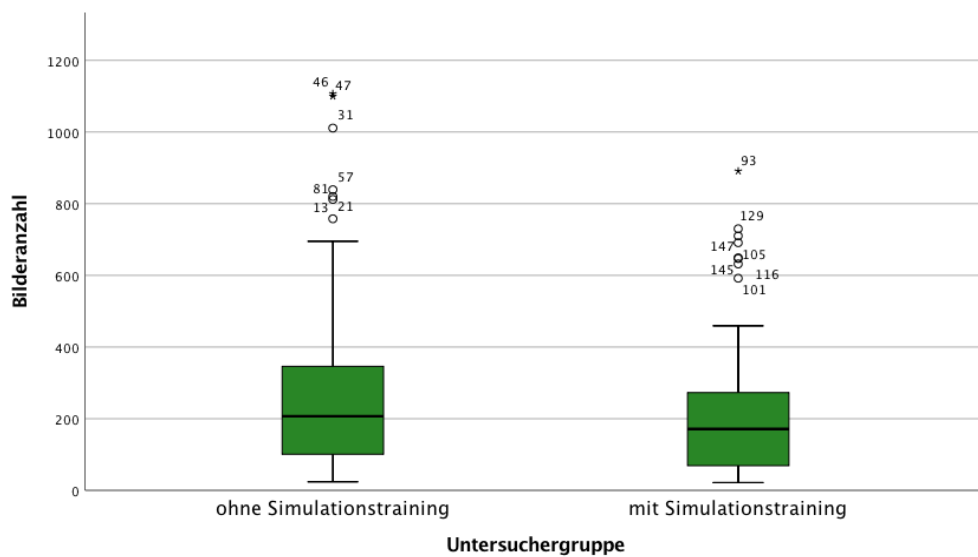


**Abb.22:** Einfacher Boxplot zur Darstellung des Dosisflächenprodukts für Anfänger mit und ohne Simulationstraining.

### 3 Ergebnisse



**Abb.23:** Einfacher Boxplot zur Darstellung der Durchleuchtungszeit für Anfänger mit und ohne Simulationstraining.



**Abb.24:** Einfacher Boxplot zur Darstellung der Anzahl der angefertigten Bilder für Anfänger mit und ohne Simulationstraining.

### 3 Ergebnisse

		- Simulationstraining	+ Simulationstraining
<b>Dosisflächen- produkt [Gy*cm<sup>2</sup>]</b>	<b>Mittelwert</b>	61638,9	58634,1
	<i>Std.-abweichung</i>	40343,1	42862,3
	<b>Median</b>	55488,0	45539,5
	<i>Interquartilbereich</i>	60697,0	53916,0
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	39160,0 – 69691,0	41011,0 – 57743,0
<b>Durchleuchtungs- zeit [min]</b>	<b>Mittelwert</b>	12,6	11,1
	<i>Std.-abweichung</i>	9,3	9,4
	<b>Median</b>	11,0	7,3
	<i>Interquartilbereich</i>	10,0	12,0
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	8,5 – 12,6	6,2 – 10,2
<b>Serienanzahl</b>	<b>Mittelwert</b>	8,5	7,5
	<i>Std.-abweichung</i>	5,0	4,5
	<b>Median</b>	7,0	7,0
	<i>Interquartilbereich</i>	8	6,0
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	6,0 – 10,0	5,0 – 8,0
<b>Bilder</b>	<b>Mittelwert</b>	276,1	218,7
	<i>Std.-abweichung</i>	243,5	185,2
	<b>Median</b>	207,0	171,5
	<i>Interquartilbereich</i>	248	210,0
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	174,0 – 250,0	150,0 – 209,0
<b>Kontrastmittel* [ml]</b>	<b>Mittelwert</b>	108,3	101,6
	<i>Std.-abweichung</i>	43,5	43,9
	<b>Median</b>	100,0	100,0
	<i>Interquartilbereich</i>	20,0	20,0
	<i>95%Konfidenzintervall</i>	100,0 – 100,0	100,0 – 100,0

**Tab.3:** Übersichtstabelle zum Vergleich von Anfängern mit und ohne Simulationstraining.  
(\*Die Abgabe des Kontrastmittels wurde in 50 ml – Einheiten dokumentiert).

Des Weiteren zeigte sich, dass die Gruppe mit Simulationstraining höhere Werte für das Dosisflächenprodukt in Bezug zur Serienanzahl (DAP/Serienanzahl: mit Simulationstraining: MD 7401,5 Gy\*cm<sup>2</sup>; 95%-KI 6670,0 – 7768,0 Gy\*cm<sup>2</sup> vs. ohne Simulationstraining: MD 6952,0 Gy\*cm<sup>2</sup>; 95%-KI 5832,0 – 8378,0 Gy\*cm<sup>2</sup>) erreichte.

## **4. Diskussion**

### **4.1. Zusammenfassung der Ergebnisse**

Die wesentliche Erkenntnis dieser Arbeit lag in dem Nachweis eines Trainingseffekts durch Simulationstraining insbesondere für Anfänger, welcher sich in einer Reduktion von Gesamtdauer, Durchleuchtungszeit und Kontrastmittelmenge zeigte. Der deskriptive Vergleich von Anfängern ohne und mit Simulationstraining untermauerte den Nutzen eines solches Trainings.

Die vorliegenden Ergebnisse unterstützen den weiteren Ausbau eines Simulationstrainings insbesondere in einem frühen Stadium der interventionellen Ausbildung.

### **4.2. Bisherige Anwendungsbereiche in der Medizin**

Häufige Anwendungsbereiche von VR-Simulatoren für endovaskuläre Eingriffe und deren Einsatz als Trainingsinstrument sind koronare (Bagai et al., 2012; Schimmel et al., 2016) und zerviko-zerebrale Angiographien (K. M. Fargen et al., 2013; Kyle Michael Fargen et al., 2012; Spiotta et al., 2013). Des Weiteren werden ilio-femorale (Chaer et al., 2006; Dawson et al., 2007) und renale (Aggarwal et al., 2006) Angiographien simuliert. Neben der rein diagnostischen Angiographie wurden zudem angioplastische Eingriffe durchgeführt (Aggarwal et al., 2006; Chaer et al., 2006; Dawson et al., 2007), wobei insbesondere die Einlage eines Karotisstents (Berry et al., 2008; Dayal et al., 2004) einen häufigen Simulationsauftrag darstellte.

Eine mögliche Begründung für die häufige Überprüfung von Simulator-basiertem Training in der interventionellen Kardiologie fand sich in dem bereits zuvor erwähnten Beschluss des ACGME, ein solches Training verpflichtend in die Ausbildung zu integrieren (Green et al., 2014). Zudem handele es sich laut Gosai et. al bei der interventionellen Kardiologie um eine praktische, verfahrensorientierte und somit für Simulationen geeignete Fachrichtung (Gosai et al., 2015). Dieses lässt sich ebenso auf die interventionelle Neuroradiologie übertragen.

Wie Joshi et. al in ihrem Review zu Simulationstraining in der interventionellen Kardiologie bereits feststellten, weisen Simulationsstudien meist sehr heterogene Studiendesigns sowie betrachtete Techniken und Messvariablen auf (Joshi & Wragg, 2016). Im Folgenden soll dennoch versucht werden die erzielten Ergebnisse im Kontext der existierenden Literatur zu bewerten.

### 4.3. Studiendesign und Gruppenvergleich

Ein wesentliches Unterscheidungsmerkmal der Studien lag in der eigentlichen Ausführung des Simulationstrainings. Beispielsweise beobachteten einige Studien, wie auch Teil 2 dieser Arbeit, einen Trainingseffekt über eine gewisse Anzahl an Simulationssitzungen (Patel et al., 2006). Andere hingegen verglichen Prä- und Post-Test-Resultate nach einer einmaligen Trainingseinheit (Schimmel et al., 2016) und erkannten ebenfalls einen Trainingseffekt. Gallagher et. al sahen jedoch in ihrer Arbeit zu VR-Simulatoren im Operationssaal ein Intervall-Training als überlegen an (Gallagher et al., 2005).

Zudem stellte sich die Frage nach dem Bedarf eines begleitenden didaktischen Trainings. Im Rahmen dieser Arbeit erhielten die Probanden eine einmalige Einführung zum Arbeitsauftrag und dem Umgang mit dem VR-Simulator von einem erfahrenen Interventionalisten. Auf ein darüber hinausgehendes Expertenfeedback zu jeder Simulationssitzung wurde verzichtet, da es die Vergleichbarkeit der Sitzungen eingeschränkt hätte. Boyle et. al überprüften die Bedeutung eines solchen Feedbacks und konnten hierbei zeigen, dass endovaskuläre Beginner allein durch ein Simulatorbasiertes Training bereits eine signifikante Verbesserung erzielten (Boyle et al., 2011). Weiterhin differenzierte diese Arbeit zwischen dem Erfahrungsgrad der Probanden und konnten hierbei einen deutlicheren Nutzen in der Anfängergruppe beobachten. Chaer et. al hingegen schlossen nur Ärzte ohne jegliche endovaskuläre Erfahrung (Chaer et al., 2006) und Patel et. al nur Interventionalisten als Probanden ein (Patel et al., 2006). Hsu et. al wiederum unterteilten ebenfalls in zwei Gruppen, wobei Training am Simulator allgemein zu einer signifikanten Zeitreduktion führte, mit jedoch ebenfalls stärkerer Auswirkung in der Anfängergruppe (Hsu et al., 2004). Dayal et. al konnten bei separater Betrachtung von erfahrenen Interventionalisten und Anfängern von einer signifikanten Verbesserung der Anfänger nach Simulationstraining berichten (Dayal et

al., 2004). Auch in dieser Studie war der Nutzen eines Simulator-basierten Trainings insbesondere in der Anfängergruppe nachzuweisen, welches sich sowohl in den ermittelten Messgrößen als auch in der Empfindung der Probanden selbst niederschlug. In der Expertengruppe zeigte sich gegenüber den Anfängern ein schwächer ausgeprägter Verbesserungstrend nach Simulationstraining. Hierfür können mehrere Gründe diskutiert werden:

Studienteilnehmer mit bestehender endovaskulärer Erfahrung waren bereits mit dem Materialumgang vertraut und verloren hier von Beginn an keine Zeit. Die Bedienung der Fußpedale, das Mitverfolgen des Monitorgeschehens und Verschieben von Draht und Katheter gleichzeitig stellte sich für sie so einfacher als für Anfänger dar. Des Weiteren mussten Anfänger mehr Zeit für kognitive Prozesse aufwenden, wie anatomische Orientierung und grundsätzliches Vorgehen. Als Konsequenz hieraus bestand für die unerfahrene Gruppe ein weitaus größeres Verbesserungspotenzial, welches sich in den Ergebnissen dieser Studie widerspiegelte. Trotz der von der Anfängergruppe erzielten Verbesserung erreichten diese jedoch nicht das Niveau der erfahrenen Gruppe. So lässt sich die geringere Verbesserung der Expertengruppe dadurch erklären, dass sie die Aufgabenstellung einer diagnostischen Angiographie dank ihres Ausbildungsstandes so gut bewältigen, dass keine relevante Verbesserung durch Training zu erzielen war. Um einen deutlicheren Trainingseffekt auch bei erfahreneren Ärzten zu erzielen, sollte ein an den jeweiligen Untersucher und dessen Erfahrungsgrad angepasstes, individualisiertes Simulationstraining, z.B. mit interventionellen Aufgaben erfolgen.

### **4.4. Darstellung Trainingseffekt**

In der vorliegenden Studie wurde der Trainingseffekt anhand quantitativer Messgrößen untersucht. Andere Simulationsstudien evaluierten zusätzlich qualitative Parameter anhand von eingriffsspezifischen Protokollen (Chaer et al., 2006; Dawson et al., 2007; Dayal et al., 2004) bzw. nutzen hauptsächlich eine Checkliste als Basis ihrer Bewertung (Bagai et al., 2012; Schimmel et al., 2016).

Der Großteil der betrachteten Arbeiten schien mit unserer Ansicht übereinzustimmen, dass ein Trainingseffekt durch Abnahme der Parameter Gesamtdauer, Kontrastmittelmenge und Durchleuchtungszeit darstellbar sei. So konnten diese

ebenfalls eine Reduktion der Dauer und Kontrastmittelmenge (Aggarwal et al., 2006), sowie auch der Durchleuchtungszeit nach Training am Simulator (Patel et al., 2006) nachweisen. Berry et. al hingegen gaben zu bedenken, dass eine schnellere Durchführung eines Eingriffs mit geringer Durchleuchtungszeit und Kontrastmittelmenge zwar als Effizienz gedeutet werden könne, jedoch allein kein geeignetes Qualitätsmerkmal darstelle. Dies liege an dem Risiko, dass allein rasches Arbeiten zu iatrogen verursachten Fehlern führen könne (Berry et al., 2008). Hier lässt sich wiederum entgegen, dass eine kürzere Dauer mit einer geringeren Anzahl von Untersucher-unabhängigen Risiken einhergeht. So stellten Willinsky et al. fest, dass eine längere Durchleuchtungszeit (>10min) mit einer erhöhten Rate neurologischer Komplikationen einherging (Willinsky et al., 2003). Bei einer Gesamtdauer von über 60 Minuten stieg die Komplikationsrate ebenfalls (Dion et al., 1987). Zudem informierte der Simulator den Untersucher über grundlegende Fehler, wie z.B. das Verschieben des Katheters ohne Draht und hielt diesen von groben Fehlverhalten ab. Des Weiteren wurde durch den begleitenden Protokollführer sichergestellt, dass die Materialhandhabung und der Simulationsauftrag korrekt durchgeführt wurden. Die vorliegende Studie fokussierte sich daher auf die zuvor genannten quantitativen Parameter zur Darstellung eines Trainingseffektes. Bei diesen handelte es sich um Parameter, die von dem Simulator aufgezeichnet wurden und somit objektiv vergleichbar waren. Darüber hinaus wurde im Vergleich der Anfänger mit und ohne Simulationstraining mit dem Dosisflächenprodukt ein weiterer quantitativer Parameter in dieser Arbeit erhoben. Die Gruppe mit Simulationstraining erzielte hierbei höhere Werte für das Dosisflächenprodukt in Relation zur Serienanzahl. Eine mögliche Erklärung hierfür wäre, dass insgesamt weniger, aber im Einzelnen längere Serien angefertigt wurden. Dies wiederum könnte bedingt sein durch weniger häufig notwendige Wiederholungen von Serien, die aufgrund der Einblendung oder Kontrastierung wertlos erschienen. Allerdings sind diese Hypothesen retrospektiv leider nicht mehr zu beweisen.

Der Einsatz einer Checkliste mit weiteren Parametern, die der Simulator nicht aufzeichnet, wurde zu Beginn der Studie erwogen. Letztendlich wurde darauf aber bewusst verzichtet, da eine solche Checkliste aus rein objektivierbaren Punkten hätte bestehen müssen um einen Bewertungsbias zu vermeiden.



Das Konzept, zusätzlich unbekannte und bekannte Fälle zu unterscheiden, konnte in der im Rahmen dieser Studie durchgeführten Literaturrecherche nicht wiedergefunden werden. In dieser Arbeit ließ sich bei separater Betrachtung von unbekanntem und bekannten Simulationsfällen bei Letzteren eine signifikante Reduktion der Gesamtdauer und eine Abnahmetendenz bezüglich der verwendeten Kontrastmittelmengen zeigen. An dieser Stelle ist jedoch anzumerken, dass die Auswertung dieses Unterpunktes separat mittels einem allgemeinen linearen Modell erfolgte, dessen statistische Wertigkeit vermutlich der restlichen Auswertung unterlag. Zudem erschwerte das vorliegende Studiendesign eine Differenzierung zwischen allgemeinen und fall-spezifischen Trainingseffekten, hier hätte eine ausreichende Randomisierung der Fallabfolge stattfinden müssen.

Im direkten Vergleich wiesen die bekannten Fälle ebenso niedrigere Werte der wesentlichen Parameter auf, ohne jedoch einen signifikanten Einfluss der Bekanntheit des Falles nachzuweisen. Dies könnte daran gelegen haben, dass durch die teilweise langen und unregelmäßigen Zeitabstände zwischen den Simulationssitzungen der Wiedererkennungseffekt der bekannten Fälle relativiert wurde. Angesichts der hier vorgestellten Ergebnisse wären dennoch fortführende Untersuchungen und der weitere Ausbau dieses Konzepts denkbar.

### **4.5. Darstellung Arbeitsbelastung**

Durch die Auswertung der NASA-TLX Bögen, sowie der Ergebnisse der EyeSeeCam und der Herzfrequenz sollte die Arbeitsbelastung der Probanden dargestellt werden.

Ursprünglich für die Anwendung in der Luftfahrt angedacht, wird der NASA-TLX heute in zahlreichen anderen Bereichen angewendet und wurde für Studienzwecke in mehrere Sprachen übersetzt. Eine der häufigsten Modifikationen des NASA-TLX stellt hierbei der sog. Raw TLX dar, welcher zur vereinfachten Anwendung auf die Wichtung der einzelnen Subskalen verzichtet (Hart, 2006) und daher auch in dieser Arbeit herangezogen wurde. Auch in der Medizin beschäftigten sich bereits Studien mit der Validierung des NASA-TLX als spezifisches Messinstrument der subjektiven Arbeitsbelastung. So nutzten Mohamed et. al einen modifizierten NASA-TLX im endoskopischen Anfängertraining um Phasen höherer Belastung zu identifizieren

(Mohamed et al., 2014). Yurko et. al konnten in ihrer laparoskopischen Simulationsstudie eine signifikante (negative) Korrelation zwischen Arbeitsbelastung und Untersucherleistung feststellen, wie auch eine Abnahme der empfundenen Belastung nach Training (Yurko et al., 2010). Auch eine 2016 erschienene laparoskopische Studie konnte unter Verwendung des NASA-TLX Fragebogens eine Abnahme der Belastung unter Simulationstraining nachweisen (Hu et al., 2016).

Auch in dieser Studie konnte in der Anfängergruppe eine Zufriedenheitszunahme sowie ein leichter Abnahmetrend bezüglich der mentalen Belastung und negativen Gefühlen beobachtet werden. Die körperliche Belastung schien hingegen im Laufe der Simulationen zuzunehmen. Dies könnte daran gelegen haben, dass bei Durchführung mehrerer Simulationen in einer Sitzung hintereinander eine allgemeine Müdigkeit einsetzte und das Ergebnis so beeinflusste.

Hinsichtlich der Gesamtheit der Parameter zeigte sich keine signifikante Reduktion der Arbeitsbelastung in dieser Studie. Möglicher Grund hierfür könnten die zum Teil großen Zeitabstände zwischen den Simulationssitzungen gewesen sein, wodurch der Vergleich zu vorherigen Trainingseinheiten gemindert wurde. Da es sich bei den Probanden jedoch um Ärzte handelte, die die Simulationen neben ihren klinischen Tätigkeiten absolvierten, wurde die Einhaltung eines regelmäßigen Zeitplans erschwert.

Dennoch zeigte die Auswertung des NASA-TLX, dass Anfänger von einem Simulationstraining mental, im Sinne einer abnehmenden mentalen Belastung und einer zunehmenden Zufriedenheit bezüglich der Lösung der gegebenen Aufgabe, profitierten. Die Motivation der Anfänger mit dem Simulator zu arbeiten wurde auch durch die Angabe niedrigerer Werte zu negativ empfundenen Emotionen und ihrer höheren Anstrengung für Erfolg wiedergespiegelt.

Der ausbleibende Effekt auf die Expertengruppe lag vermutlich in deren Erfahrung selbst, da diese bereits mit der Belastung einer angiographischen Untersuchung vertraut waren und die Simulationsumgebung kritischer betrachteten. Zudem handelte es sich bei dem NASA-TLX um einen subjektiven Fragebogen, der somit individuell stark unterschiedlich ausfallen konnte.

Die Auswertung der EyeSeeCam-Daten ergab keine eindeutigen Ergebnisse bezüglich präferierter Blickbereiche. Currie et al hingegen konnten zumindest zeigen, dass Experten im Rahmen einer simulierten Katheterangiographie ihre visuelle

Aufmerksamkeit gegenüber Anfängern mehr auf die Monitore richten (Currie et al., 2019). Die analog für diese Studie ursprüngliche Annahme, Anfänger würden als Zeichen einer erhöhten Belastung durch die erforderliche Hand-Auge-Koordination neben dem Monitor häufiger ihre Hände und Füße fixieren als es Experten tun, konnte nicht bestätigt werden. Die ursprünglich geplante recht differenzierte Determinierung von regions of interest (ROI) auf jeden einzelnen Monitor, Hände und Füße konnte technisch leider nicht umgesetzt werden. Ob diese gegenüber der reduzierten Differenzierung auf Blickwinkel von unter 30° (auf Hände und Füße) bzw. über 30° (auf das Niveau der Monitore) ein anderes Ergebnis erbracht hätte bleibt somit ungeklärt. An einem zu hohen technischen Aufwand scheiterte zudem auch der Ansatz die Arbeitsbelastung anhand der Fixationsdauer bestimmter Bereiche, der Blinzelfrequenz oder der Pupillenweite zu untersuchen. Bezüglich Letzterem ließe sich die Arbeitsbelastung anhand des sog. Index of Cognitive Activity (ICA) bestimmen, welcher auf Veränderungen in der Pupillenweite während kognitiver Prozesse beruht (Marshall, 2002). Die Basis hierfür wiederum liegt in der Annahme, dass zunehmende Pupillenerweiterungen mit höherer kognitiver Belastung korrelieren (Vogels et al., 2018). Durch u.a. Erhebung des ICA konnten Richstone et al. für laparoskopische Eingriffe erfolgreich zwischen Experten und Anfängern unterscheiden. Mit höherem Erfahrungsgrad fielen die ICA-Werte entsprechend der hier zu erwartenden niedrigeren kognitiven Belastung geringer aus (Richstone et al., 2010).

Demgegenüber gut durchführbar war die Aufzeichnung der Herzfrequenz. Hierdurch konnte die vegetative Komponente der Arbeitsbelastung - unter der Auffassung, dass es bei zunehmender Belastung zu einem Anstieg kommen würde – überprüft werden. So konnten Schulz et. al nachweisen, dass eine zunehmende Arbeitsbelastung innerhalb eines simulierten Anästhesie-Szenarios durch einen Anstieg der Herzfrequenz reflektiert wurde (Schulz et al., 2011). Hierauf basierte die Annahme, dass durch Training die Belastung und somit die Herzfrequenz verringert werden könnte. Dies zeigte sich tatsächlich in einem Abnahmetrend in der Anfängergruppe, galt jedoch nicht für die Expertengruppe. Grund hierfür könnte wie auch bei der subjektiv empfundenen Arbeitsbelastung die bereits bestehende praktische Erfahrung der Experten mit der Belastung einer solchen Untersuchung gewesen sein. Zudem empfanden die Anfänger vermutlich eine höhere Anfangsnervosität, welcher man auch eine erhöhte Herzfrequenz zu Beginn zuschreiben könnte. Des Weiteren gehören zur

Herzfrequenz und deren Variabilität individuelle Unterschiede, die im Rahmen dieser Studie nicht komplett berücksichtigt werden konnten.

### **4.6. Simulationsbedingte Limitationen**

In der zerebralen Angiographie wurde das VIST®-System bereits erfolgreich an Karotisstentmodellen auf Validität (Hsu et al., 2004; Van Herzeele et al., 2007) überprüft und auch wir konnten im ersten Teil dieser Studie die Validität nachweisen (siehe Partnerarbeit Ströber). Des Weiteren wurde das VIST® Lab vor allem in der Koronarangiographie mehrfach validiert (Cates & Gallagher, 2012; Jensen et al., 2013). Im Rahmen einer früheren Studie zur Augenscheins- und Inhaltsvalidität des VIST® Labs schrieben zudem 100 endovaskulär erfahrene Ärzte dem Simulator eine realistische Gesamterscheinung zu (Nicholson et al., 2006). Die verwendeten Simulationsmodelle, welche aus CT- bzw. MR-Angiographien echter Patienten generiert wurden, wurden zudem von Cates et. al (Cates & Gallagher, 2012) als äußerst realistisch bewertet. Wurde von diesen allerdings noch ein Zeitaufwand von ca. 2 Tagen pro Fall beschrieben benötigten wir ca. 3 Stunden pro Fall. Ohne Kenntnis der von Cates et al. verwendeten Software kann nicht beurteilt werden, ob der Grund für diesen Unterschied auf Anwenderseite zu suchen ist oder auf einer zwischenzeitlichen Verbesserung der Software beruht.

Dennoch mussten wir einige technische Einschränkungen bei der Erstellung und Durchführung der Simulationsfälle feststellen. In der Regel wurde der Aortenbogen in den ausgewählten Angiographien nur teilweise mitabgebildet. Das VIST® Case-It Programm ermöglichte zwar dessen Einfügen in einen Standardaortenbogen, erlaubte jedoch keine weitere Modifikation des standardisierten Aortenbogens. Beispielsweise konnten besonders steile Bogenkonfigurationen nicht adäquat nachgebildet werden. Zudem ließ sich beim Zusammenfügen von Gefäßanatomien deren Größe nicht modulieren, sodass es zu Kalibersprüngen der neu entstandenen Gefäße kommen konnte. Bei Überlagerungen von Strukturen kam es zudem zur Fusion benachbarter Gefäße, die sich im Nachhinein nicht voneinander trennen ließen. In der Zwischenzeit wurde jedoch ein Software-Update eingeführt, welches die Auswahl zwischen sechs verschiedenen Aortenbögen ermöglicht.

Während der eigentlichen Simulationssitzung wurde ein unrealistisches Materialverhalten des Sim1-Katheters beobachtet, sodass nur die Verwendung des Sim2-Katheters erlaubt war.

Neben dem eigentlichen Trainingseffekt scheint sich nach wiederholtem Arbeiten am Simulator ein Gewöhnungseffekt der Probanden an das Gerät einzustellen. Die Probanden berichteten hierbei von einer Adaption an die Bedienung der Simulatoreinheit und die Materialhandhabung. Dieser Effekt addierte sich vermutlich zum eigentlichen Trainingseffekt der wiederholten Sitzungen.

### **4.7. Allgemeine Studienlimitationen**

Die Einstufung der Schwierigkeitsgerade wurde von einem einzelnen erfahrenen Angiographen vorgenommen und der Zeitfaktor bei der Vergabe des Schwierigkeitsstufen nicht berücksichtigt. So konnte beispielsweise ein Fall trotz erschwerter Anatomie einen geringeren Zeitaufwand bedeuten, z.B. bei Fehlen oder Verschluss eines Gefäßes. Dies schlug sich insbesondere in der unterschiedlichen Auswirkung der Schwierigkeitsgerade auf Experten und Anfänger nieder, da Letztere die Möglichkeit eines Gefäßverschlusses aufgrund fehlender Erfahrung erst spät in Betracht zogen. Eine homogene Fallauswahl bzgl. der Gefäßsituation hätte dieses Problem vermieden, jedoch zugleich die Varianz der klinischen Routine nicht adäquat berücksichtigt. Ein weiterer wichtiger limitierender Faktor war außerdem die Tatsache, dass die bewusste Randomisierung der Fälle unbeabsichtigt zu einer Reihenfolge entsprechend dem aufsteigenden Schwierigkeitsgrad geführt hatte. Da alle Probanden die Fälle in der gleichen Reihenfolge durchliefen, ließ sich bei der Interpretation der verbesserten Performance ein allgemeiner Trainingseffekt nicht ausschließen, sodass retrospektiv hier eine Randomisierung hätte erfolgen sollen.

Wie zuvor erwähnt handelte es sich bei den Probanden um Ärzte, die neben ihrer klinischen Tätigkeit an dieser Studie teilnahmen. Daher wurden die Simulationssitzungen in unregelmäßigen Abständen und zu unterschiedlichen Tageszeiten in den Alltag der Teilnehmer integriert. Um den Trainingseffekt jedoch zu maximieren, wäre ein Simulationstraining in beständigen und engeren Zeitintervallen sinnvoll.

Des Weiteren bestand die wesentliche Limitation dieser Studie in der geringen Fallzahl der Simulationen und Probanden, sowie in der geringen Probandenzahl des Anfängervergleichs mit und ohne Simulationstraining im Studienteil 3. Um einen signifikanten Unterschied in Studienteil 3 zu erzielen, wäre eine weitaus größere Zahl an Probanden und Angiographien vonnöten gewesen. Bei der vorliegenden Gruppengröße bestand die Gefahr einer Verzerrung durch das individuelle Talent des Einzelnen.

### **4.8. Ausblick**

Trotz aufgeführter Einschränkungen der vorliegenden Studie konnte der Nutzen eines Simulator-basierten Trainings in der zerebralen diagnostischen Angiographie nachgewiesen werden. Um VR-Simulatoren und deren Trainingspotenzial besser für die Medizin nutzen zu können, müssen diese Gegenstand weiterer, größerer Studien werden. Der rasante Fortschritt neuer Techniken fordert den modernen, spezialisierten Arzt immer wieder heraus, sich selbst weiterzubilden und Eingriffe neu zu erlernen. Dies sollte jedoch nicht auf Kosten des Patientenwohls geschehen. VR-Simulatoren bieten eine Möglichkeit für angehende Fachärzte, in einer risikofreien Umgebung die erforderlichen Fähigkeiten zu erlernen und zu perfektionieren. Der Erwerb von VR-Simulatoren ist aber äußerst kostspielig, sodass sich die Investitionsbereitschaft für derartige Geräte bislang bescheiden darstellt. Daher muss, um diese in das Curriculum verschiedener Fachrichtungen fest integrieren zu können, zunächst die Studienlage gefestigt und in einem weiteren Schritt der direkte Patientennutzen erwiesen werden. Dazu haben bereits Autoren versucht, den Nutzen eines Simulationstrainings im realen Katheterlabor zu demonstrieren (Cates, 2007; Hseino et al., 2012; Jensen et al., 2014), mit bislang unterschiedlichen Ergebnissen. So schlossen See et. al aus ihrem Review zur Evidenz eines endovaskulären Simulationstrainings, dass ein höheres Evidenzlevel erreicht werden müsse um einen direkten Patientennutzen zu beweisen und hierfür weitere Studien vonnöten seien. Generell bestätige die derzeitige Literatur jedoch den Nutzen eines Simulationstrainings (See et al., 2016).

### 5. Zusammenfassung

Durch den heutigen medizinischen Fortschritt und die Zunahme an minimal-invasiven Verfahren besteht ein wachsender Ausbildungsbedarf an hierfür erforderlichen Techniken. Dabei scheint das Prinzip, den Untersuchungsvorgang erst am Patienten zu erlernen, veraltet. In der Pilotenausbildung sind VR-Simulatoren bereits fest etabliert. Auch in der Medizin ermöglichen diese Anfängern Eingriffe wie katheterbasierte Verfahren in einer realistischen Umgebung zu üben, ohne das Patientenwohl zu gefährden. Ein möglicher Anwendungsbereich hierfür ist die interventionelle Neuroradiologie, die insbesondere durch die rekanalisierende Therapie des ischämischen Schlaganfalls an Bedeutung gewonnen hat.

Ziel dieser Studie war es, das Trainingspotenzial von VR-Simulatoren in der zerebralen diagnostischen Angiographie zu untersuchen. Der Trainingseffekt selbst wurde anhand der quantitativen Messgrößen Gesamtdauer, Durchleuchtungszeit und applizierte Kontrastmittelmenge bestimmt. Des Weiteren wurden die Herzfrequenz, die grobe Blickrichtung des Probanden sowie die subjektiv empfundene Arbeitsbelastung mittels NASA-TLX-Fragebögen erhoben. Es wurde in eine Anfänger- und Expertengruppe unterschieden. In einem weiteren Schritt erfolgte ein retrospektiver Vergleich realer Angiographiedaten von Anfängern mit und ohne Simulationstraining. Über alle Simulationen hinweg konnte eine Reduktion der Gesamtdauer, Durchleuchtungszeit und Kontrastmittelmenge beobachtet werden. Im Gruppenvergleich profitierten in allererster Linie die Anfänger, was sich in einer Reduktion von Dauer und Durchleuchtungszeit auswirkte. Im Vergleich von unbekanntem und bekanntem Fällen erzielten Letztere geringere Werte für Dauer, Durchleuchtungszeit und Kontrastmittelmenge. Bei alleiniger Betrachtung der wiederholten Fälle zeigte sich ein signifikanter Abfall der Zeitparameter. Die Auswertung der Herzfrequenzen und der Kameradaten ergab keine wegweisenden Resultate. Laut Auswertung der NASA-TLX-Fragebögen profitierten Anfänger mehr von einem Simulationstraining.

Im retrospektiven Vergleich der Angiographieanfänger zeigte die Gruppe mit Simulationstraining bessere Ergebnisse vor allem hinsichtlich Gesamtdauer und Strahlenbelastung.

In der Medizin wurden VR-Simulatoren bereits für verschiedene endovaskuläre Eingriffe angewendet, insbesondere häufig in der interventionellen Kardiologie, aber auch für zerviko-zerebrale Angiographien. Die Studien unterschieden sich hierbei im Studiendesign und in der Aufteilung von Probandengruppen. Erfolgte eine solche Aufteilung, profitierten in der Regel die Anfänger, wie auch in dieser Studie. Der Hauptgrund hierfür lag vermutlich in dem größeren Verbesserungspotenzial dieser Gruppe. Auch hier zeichnete sich der Trainingseffekt vor allem in den quantitativen Angiographieparametern ab. Die Auswertung von NASA-TLX-Fragebögen erbrachte in anderen Studien signifikante Zusammenhänge, die im Rahmen dieser Arbeit nur in Trends angedeutet wurden.

Auch wenn es sich bei dem verwendeten VIST®-Simulator bereits um ein äußerst realistisches System handelt, ergab sich zum Zeitpunkt dieser Studie noch Verbesserungspotential bezüglich der Implementierung realer Patientendatensätze und des Materialverhaltens. Die wesentliche Limitation dieser Studie lag jedoch in der geringen Fallzahl und der nicht ausreichenden Randomisierung der Fälle.

Dennoch konnte der Nutzen eines Simulator-basierten Trainings in der zerebralen diagnostischen Angiographie nachgewiesen werden. Das Trainingspotenzial von VR-Simulatoren und deren direkter Nutzen für den Patienten sollten zum Gegenstand weiterer Studien gemacht und die Etablierung eines Simulationstrainings in das Ausbildungscurriculum aller neuroradiologischer Abteilungen angestrebt werden.



## 6. Summary

Due to the ever-ongoing progress in medicine and increasing numbers of minimal-invasive procedures there has been a rising demand for the corresponding instructional training. At the same time, the principle of having the apprentice learn the procedure on the patient first seems to be outdated. In aviation training, the use of Virtual Reality Simulators has long been established. Likewise in medicine, Virtual Reality Simulators offer a realistic environment for trainees to acquire catheter-based skills without risking any harm to the patient. Interventional neuroradiology appears to be a reasonable area of application, especially since the rise of recanalization therapy for acute ischemic stroke.

The purpose of this study was to evaluate the training potential of VR Simulation in cerebral diagnostic angiography. The training effect itself was measured in quantitative measurement variables such as procedure time, fluoroscopy time as well as the amount of contrast agent applied. In addition mean heart rate was measured as well as the perceived work load using NASA TLX - questionnaires. A head-mounted camera was used to determine the general viewing direction. The study participants were divided into an expert and a novice group. Furthermore in a retrospective study performance in reality of novices with and without prior simulator training were compared.

The study results demonstrated an overall training effect regarding all simulations which was shown in a reduction of total time as well as fluoroscopy time. In general novices experienced greater benefit from simulator training which was further expressed subjectively through the NASA TLX-questionnaires. Regarding repeated cases only, a significant decrease in total time and fluoroscopy time could be observed. The analysis of the camera data and mean heart rate however showed no significant results.

The additional retrospective comparison between the two groups of novices resulted in the simulation group displaying better outcomes regarding total time and radiation exposure.

VR simulation has already been used for several endovascular procedures, especially in interventional cardiology but also for cervico-cerebral angiography. These studies differed in study design as well whether observation of a single cohort or a group

comparison was conducted. If the latter applied, novices generally tended to benefit more in accordance to our study results with the main reason probably being the greater span in improvement potential for beginners. Measuring a training effect in quantitative parameters of angiography was a common approach. Regarding the NASA TLX - results some studies showed significant correlation whereas in this study only trends were observed.

Even though the simulator system being used in this study already provided a high level of realism, further improvement in regards to implementation of real patient data and material response is needed. The small number as well as the non-sufficient randomization of cases proved to be the most considerable limitations of this study. However, simulator benefit for training in cerebral diagnostic angiography could be shown effectively. The training potential of VR Simulators as well as direct patient benefit should be subject of further studies. Moreover, simulator training should be part of training curricula of all neuroradiological departments.

## 7. Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b>	Schematische Darstellung der Abgänge der Halsgefäße aus dem Aortenbogen (Linn, 2011)	8
<b>Abbildung 2:</b>	Zerebrale DSA ohne pathologischen Befund in p.a.- und lateraler Ansicht	10
<b>Abbildung 3:</b>	VR- Simulator Mentice VIST®-Lab	12
<b>Abbildung 4:</b>	Kontrastmittel-unterstützte 3D-MR-Angiographie der zerviko-zerebralen arteriellen Gefäße	13
<b>Abbildung 5:</b>	Semiautomatischer Segmentierungsprozess im IntelliSpacePortal	14
<b>Abbildung 6:</b>	Erstellung von Simulationsfällen mit der Simulator-integrierten Software Mentice Vist® Case-It	15
<b>Abbildung 7:</b>	EyeSeeCamera Sci und Herzfrequenzgurt Zephyr™ BioModule™ Sensor und Strap	16
<b>Abbildung 8:</b>	Schema zur Fallabfolge im Rahmen der Simulations-Sitzungen. Modifiziert nach Kreiser, 2016	20
<b>Abbildung 9:</b>	Übungssitzung am Simulator mit montierter Kopfkamera	22
<b>Abbildung 10:</b>	Einfacher Boxplot zur Gegenüberstellung der Gesamtdauer der Simulationseinheiten von Studienteil 1 und 2	25
<b>Abbildung 11:</b>	Einfaches Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der Gesamtdauer aller Simulationen	26
<b>Abbildung 12:</b>	Einfacher Boxplot zur Gegenüberstellung der Durchleuchtungszeit der Simulationseinheiten von Studienteil 1 und 2	26
<b>Abbildung 13:</b>	Einfaches Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der Durchleuchtungszeit aller Simulationen	27
<b>Abbildung 14:</b>	Einfacher Boxplot zur Gegenüberstellung der Kontrastmittelmenge der Simulationseinheiten von Studienteil 1 und 2	27
<b>Abbildung 15:</b>	Einfaches Streudiagramm mit Regressionslinie und 95%-KI zur Darstellung der Kontrastmittelmenge aller Simulationen	28

<b>Abbildung 16:</b>	Gruppiertes Streudiagramm mit Regressionslinien und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten (ln) Gesamtdauer aller Simulationen	29
<b>Abbildung 17:</b>	Gruppiertes Streudiagramm mit Regressionslinien und 95%-KI zur Darstellung der logarithmierten (ln) Durchleuchtungszeit aller Simulationen	29
<b>Abbildung 18:</b>	Einfacher Boxplots zur Darstellung der Dauer im Subgruppenvergleich	31
<b>Abbildung 19:</b>	Einfacher Boxplots zur Darstellung der Durchleuchtungszeit im Subgruppenvergleich	32
<b>Abbildung 20:</b>	Gruppiertes Boxplot zur Gegenüberstellung der Gesamtdauer nur für die Simulationen bekannter Fälle	33
<b>Abbildung 21:</b>	Gruppiertes Boxplot zur Gegenüberstellung der Durchleuchtungszeit nur für die Simulationen bekannter Fälle	33
<b>Abbildung 22:</b>	Einfacher Boxplot zur Darstellung des Dosisflächenprodukts für Anfänger mit und ohne Simulationstraining	36
<b>Abbildung 23:</b>	Einfacher Boxplot zur Darstellung der Durchleuchtungszeit für Anfänger mit und ohne Simulationstraining	37
<b>Abbildung 24:</b>	Einfacher Boxplot zur Darstellung der Anzahl der angefertigten Bilder für Anfänger mit und ohne Simulationstraining	37

## 8. Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 1:</b>	Übersichtstabelle aller quantitativer Parameter unterteilt nach Studienteil und Gruppe	30
<b>Tabelle 2:</b>	Übersichtstabelle NASA-TLX-Werte unterteilt nach Studienteil und Gruppe	35
<b>Tabelle 3:</b>	Übersichtstabelle zum Vergleich von Anfänger mit und ohne Simulationstraining	38

## 9. Literaturverzeichnis

- Aebbersold, M. (2016). The History of Simulation and Its Impact on the Future. *AACN Adv Crit Care*, 27(1), 56-61. doi:10.4037/aacnacc2016436
- Aggarwal, R., Black, S. A., Hance, J. R., Darzi, A., & Cheshire, N. J. (2006). Virtual reality simulation training can improve inexperienced surgeons' endovascular skills. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 31(6), 588-593. doi:10.1016/j.ejvs.2005.11.009
- Ahmed, K., Keeling, A. N., Fakhry, M., Ashrafian, H., Aggarwal, R., Naughton, P. A., Darzi, A., Cheshire, N., Athanasiou, T., & Hamady, M. (2010). Role of virtual reality simulation in teaching and assessing technical skills in endovascular intervention. *J Vasc Interv Radiol*, 21(1), 55-66. doi:10.1016/j.jvir.2009.09.019
- Anderson, J. H., & Raghavan, R. (1998). A vascular catheterization simulator for training and treatment planning. *J Digit Imaging*, 11(3 Suppl 1), 120-123.
- Bagai, A., O'Brien, S., Al Lawati, H., Goyal, P., Ball, W., Grantcharov, T., & Fam, N. (2012). Mentored simulation training improves procedural skills in cardiac catheterization: a randomized, controlled pilot study. *Circ Cardiovasc Interv*, 5(5), 672-679. doi:10.1161/CIRCINTERVENTIONS.112.970772
- Berkhemer, O. A., Fransen, P. S. S., Beumer, D., van den Berg, L. A., Lingsma, H. F., Yoo, A. J., Schonewille, W. J., Vos, J. A., Nederkoorn, P. J., Wermer, M. J. H., van Walderveen, M. A. A., Staals, J., Hofmeijer, J., van Oostayen, J. A., Lycklama à Nijeholt, G. J., Boiten, J., Brouwer, P. A., Emmer, B. J., de Bruijn, S. F., van Dijk, L. C., Kappelle, L. J., Lo, R. H., van Dijk, E. J., de Vries, J., de Kort, P. L. M., van Rooij, W. J. J., van den Berg, J. S. P., van Hasselt, B. A. A. M., Aerden, L. A. M., Dallinga, R. J., Visser, M. C., Bot, J. C. J., Vroomen, P. C., Eshghi, O., Schreuder, T. H. C. M. L., Heijboer, R. J. J., Keizer, K., Tielbeek, A. V., den Hertog, H. M., Gerrits, D. G., van den Berg-Vos, R. M., Karas, G. B., Steyerberg, E. W., Flach, H. Z., Marquering, H. A., Sprengers, M. E. S., Jenniskens, S. F. M., Beenen, L. F. M., van den Berg, R., Koudstaal, P. J., van Zwam, W. H., Roos, Y. B. W. E. M., van der Lugt, A., van Oostenbrugge, R. J., Majoie, C. B. L. M., & Dippel, D. W. J. (2015). A Randomized Trial of Intraarterial Treatment for Acute Ischemic Stroke. *New England Journal of Medicine*, 372(1), 11-20. doi:10.1056/NEJMoa1411587

- Berry, M., Reznick, R., Lystig, T., & Lonn, L. (2008). The use of virtual reality for training in carotid artery stenting: a construct validation study. *Acta Radiol*, *49*(7), 801-805. doi:10.1080/02841850802108438
- Boyle, E., O'Keeffe, D. A., Naughton, P. A., Hill, A. D., McDonnell, C. O., & Moneley, D. (2011). The importance of expert feedback during endovascular simulator training. *J Vasc Surg*, *54*(1), 240-248 e241. doi:10.1016/j.jvs.2011.01.058
- Bradley, P. (2006). The history of simulation in medical education and possible future directions. *Medical Education*, *40*(3), 254-262. doi:10.1111/j.1365-2929.2006.02394.x
- Broderick, J. P., Palesch, Y. Y., Demchuk, A. M., Yeatts, S. D., Khatri, P., Hill, M. D., Jauch, E. C., Jovin, T. G., Yan, B., Silver, F. L., von Kummer, R., Molina, C. A., Demaerschalk, B. M., Budzik, R., Clark, W. M., Zaidat, O. O., Malisch, T. W., Goyal, M., Schonewille, W. J., Mazighi, M., Engelter, S. T., Anderson, C., Spilker, J., Carrozzella, J., Ryckborst, K. J., Janis, L. S., Martin, R. H., Foster, L. D., Tomsick, T. A., & Interventional Management of Stroke, I. I. I. (2013). Endovascular therapy after intravenous t-PA versus t-PA alone for stroke. *N Engl J Med*, *368*(10), 893-903. doi:10.1056/NEJMoa1214300
- Busch, M. A., Schienkiewitz, A., Nowossadeck, E., & Gosswald, A. (2013). [Prevalence of stroke in adults aged 40 to 79 years in Germany: results of the German Health Interview and Examination Survey for Adults (DEGS1)]. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, *56*(5-6), 656-660. doi:10.1007/s00103-012-1659-0
- Campbell, B. C. V., Mitchell, P. J., Kleinig, T. J., Dewey, H. M., Churilov, L., Yassi, N., Yan, B., Dowling, R. J., Parsons, M. W., Oxley, T. J., Wu, T. Y., Brooks, M., Simpson, M. A., Miteff, F., Levi, C. R., Krause, M., Harrington, T. J., Faulder, K. C., Steinfort, B. S., Priglinger, M., Ang, T., Scroop, R., Barber, P. A., McGuinness, B., Wijeratne, T., Phan, T. G., Chong, W., Chandra, R. V., Bladin, C. F., Badve, M., Rice, H., de Villiers, L., Ma, H., Desmond, P. M., Donnan, G. A., & Davis, S. M. (2015). Endovascular Therapy for Ischemic Stroke with Perfusion-Imaging Selection. *New England Journal of Medicine*, *372*(11), 1009-1018. doi:10.1056/NEJMoa1414792
- Cates, C. U. (2007). Virtual reality simulation in carotid stenting: a new paradigm for procedural training. *Nat Clin Pract Cardiovasc Med*, *4*(4), 174-175. doi:10.1038/ncpcardio0837

- Cates, C. U., & Gallagher, A. G. (2012). The future of simulation technologies for complex cardiovascular procedures. *Eur Heart J*, *33*(17), 2127-2134.  
doi:10.1093/eurheartj/ehs155
- Chaer, R. A., Derubertis, B. G., Lin, S. C., Bush, H. L., Karwowski, J. K., Birk, D., Morrissey, N. J., Faries, P. L., McKinsey, J. F., & Kent, K. C. (2006). Simulation improves resident performance in catheter-based intervention: results of a randomized, controlled study. *Ann Surg*, *244*(3), 343-352. doi:10.1097/01.sla.0000234932.88487.75
- Cohen, A. R., Lohani, S., Manjila, S., Natsupakpong, S., Brown, N., & Cavusoglu, M. C. (2013). Virtual reality simulation: basic concepts and use in endoscopic neurosurgery training. *Childs Nerv Syst*, *29*(8), 1235-1244. doi:10.1007/s00381-013-2139-z
- Currie, J., Bond, R. R., McCullagh, P., Black, P., Finlay, D. D., Gallagher, S., Kearney, P., Peace, A., Stoyanov, D., Bicknell, C. D., Leslie, S., & Gallagher, A. G. (2019). Wearable technology-based metrics for predicting operator performance during cardiac catheterisation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, *14*(4), 645-657. doi:10.1007/s11548-019-01918-0
- Dawson, D. L., Meyer, J., Lee, E. S., & Pevec, W. C. (2007). Training with simulation improves residents' endovascular procedure skills. *Journal of Vascular Surgery*, *45*(1), 149-154.  
doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2006.09.003
- Dayal, R., Faries, P. L., Lin, S. C., Bernheim, J., Hollenbeck, S., DeRubertis, B., Trocciola, S., Rhee, J., McKinsey, J., Morrissey, N. J., & Kent, K. C. (2004). Computer simulation as a component of catheter-based training. *Journal of Vascular Surgery*, *40*(6), 1112-1117.  
doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2004.09.028
- de Angelo, J. (2000, May, 2000). The Link Flight Trainer  
A Historic Mechanical Engineering Landmark. Retrieved from  
<https://www.asme.org/getmedia/d75b81fd-83e8-4458-aba7-166a87d35811/210-Link-C-3-Flight-Trainer.aspx>
- DeMaria, A. N. (2011). Medicine, Aviation, and Simulation. *Journal of the American College of Cardiology*, *57*(11), 1328-1329. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2011.02.007
- Deutsche Gesellschaft für Neurologie; Prof. Dr. Peter A. Ringleb, H. P. D. R. V., London.  
(2016). Akuttherapie des ischämischen Schlaganfalls – Ergänzung 2015 –  
Rekanalisierende Therapie – Leitlinien für Diagnostik und Therapie in der Neurologie.  
Retrieved from



- [https://www.dgn.org/images/red\\_leitlinien/LL\\_2015/PDFs\\_Download/030140\\_LL\\_akter-ischamischer-schlaganfall\\_final.pdf](https://www.dgn.org/images/red_leitlinien/LL_2015/PDFs_Download/030140_LL_akter-ischamischer-schlaganfall_final.pdf)
- Dion, J. E., Gates, P. C., Fox, A. J., Barnett, H. J., & Blom, R. J. (1987). Clinical events following neuroangiography: a prospective study. *Stroke*, *18*(6), 997-1004.
- Fargen, K. M., Arthur, A. S., Bendok, B. R., Levy, E. I., Ringer, A., Siddiqui, A. H., Veznedaroglu, E., & Mocco, J. (2013). Experience with a simulator-based angiography course for neurosurgical residents: beyond a pilot program. *Neurosurgery*, *73 Suppl 1*, 46-50. doi:10.1227/NEU.0000000000000059
- Fargen, K. M., Siddiqui, A. H., Veznedaroglu, E., Turner, R. D., Ringer, A. J., & Mocco, J. (2012). Simulator based angiography education in neurosurgery: results of a pilot educational program. *Journal of NeuroInterventional Surgery*, *4*(6), 438.
- Gaba, D. M. (2004). The future vision of simulation in health care. *Quality and Safety in Health Care*, *13*(suppl 1), i2-i10. doi:10.1136/qshc.2004.009878
- Gallagher, A. G., Ritter, E. M., Champion, H., Higgins, G., Fried, M. P., Moses, G., Smith, C. D., & Satava, R. M. (2005). Virtual reality simulation for the operating room: proficiency-based training as a paradigm shift in surgical skills training. *Ann Surg*, *241*(2), 364-372.
- Gosai, J., Purva, M., & Gunn, J. (2015). Simulation in cardiology: state of the art. *Eur Heart J*, *36*(13), 777-783. doi:10.1093/eurheartj/ehu527
- Goyal, M., Demchuk, A. M., Menon, B. K., Eesa, M., Rempel, J. L., Thornton, J., Roy, D., Jovin, T. G., Willinsky, R. A., Sapkota, B. L., Dowlatshahi, D., Frei, D. F., Kamal, N. R., Montanera, W. J., Poppe, A. Y., Ryckborst, K. J., Silver, F. L., Shuaib, A., Tampieri, D., Williams, D., Bang, O. Y., Baxter, B. W., Burns, P. A., Choe, H., Heo, J. H., Holmstedt, C. A., Jankowitz, B., Kelly, M., Linares, G., Mandzia, J. L., Shankar, J., Sohn, S. I., Swartz, R. H., Barber, P. A., Coutts, S. B., Smith, E. E., Morrish, W. F., Weill, A., Subramaniam, S., Mitha, A. P., Wong, J. H., Lowerison, M. W., Sajobi, T. T., Hill, M. D., & Investigators, E. T. (2015). Randomized assessment of rapid endovascular treatment of ischemic stroke. *N Engl J Med*, *372*(11), 1019-1030. doi:10.1056/NEJMoa1414905
- Green, S. M., Klein, A. J., Pancholy, S., Rao, S. V., Steinberg, D., Lipner, R., Marshall, J., & Messenger, J. C. (2014). The current state of medical simulation in interventional cardiology: a clinical document from the Society for Cardiovascular Angiography and

- Intervention's (SCAI) Simulation Committee. *Catheter Cardiovasc Interv*, 83(1), 37-46.  
doi:10.1002/ccd.25048
- Hart, S. G. (2006). *NASA-task load index (NASA-TLX); 20 years later*. Paper presented at the Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society.
- Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research. In *Advances in Psychology* (Vol. 52, pp. 139-183).
- Hseino, H., Nugent, E., Lee, M. J., Hill, A. D., Neary, P., Tierney, S., Moneley, D., & Given, M. (2012). Skills transfer after proficiency-based simulation training in superficial femoral artery angioplasty. *Simul Healthc*, 7(5), 274-281.  
doi:10.1097/SIH.0b013e31825b6308
- Hsu, J. H., Younan, D., Pandalai, S., Gillespie, B. T., Jain, R. A., Schippert, D. W., Narins, C. R., Khanna, A., Surowiec, S. M., Davies, M. G., Shortell, C. K., Rhodes, J. M., Waldman, D. L., Green, R. M., & Illig, K. A. (2004). Use of computer simulation for determining endovascular skill levels in a carotid stenting model. *Journal of Vascular Surgery*, 40(6), 1118-1125. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2004.08.026
- Hu, J. S. L., Lu, J., Tan, W. B., & Lomanto, D. (2016). Training improves laparoscopic tasks performance and decreases operator workload. *Surgical Endoscopy*, 30(5), 1742-1746. doi:10.1007/s00464-015-4410-8
- Jensen, U. J., Jensen, J., Olivecrona, G., Ahlberg, G., Lagerquist, B., & Tornvall, P. (2014). The role of a simulator-based course in coronary angiography on performance in real life cath lab. *BMC Med Educ*, 14, 49. doi:10.1186/1472-6920-14-49
- Jensen, U. J., Jensen, J., Olivecrona, G. K., Ahlberg, G., & Tornvall, P. (2013). Technical skills assessment in a coronary angiography simulator for construct validation. *Simul Healthc*, 8(5), 324-328. doi:10.1097/SIH.0b013e31828fdedc
- Joshi, A., & Wragg, A. (2016). Simulator Training in Interventional Cardiology. *Interventional Cardiology Review*, 11(1), 70-73. doi:10.15420/icr.2016.11.1.70
- Jovin, T. G., Chamorro, A., Cobo, E., de Miquel, M. A., Molina, C. A., Rovira, A., San Roman, L., Serena, J., Abilleira, S., Ribo, M., Millan, M., Urra, X., Cardona, P., Lopez-Cancio, E., Tomasello, A., Castano, C., Blasco, J., Aja, L., Dorado, L., Quesada, H., Rubiera, M., Hernandez-Perez, M., Goyal, M., Demchuk, A. M., von Kummer, R., Gallofre, M., Davalos, A., & Investigators, R. T. (2015). Thrombectomy within 8 hours after

- symptom onset in ischemic stroke. *N Engl J Med*, 372(24), 2296-2306.  
doi:10.1056/NEJMoa1503780
- Kaufmann, T., Sütterlin, S., Schulz, S. M., & Vögele, C. (2011). ARTiiFACT: a tool for heart rate artifact processing and heart rate variability analysis. *Behavior Research Methods*, 43(4), 1161-1170. doi:10.3758/s13428-011-0107-7
- Kehlet, H., & Wilmore, D. W. (2002). Multimodal strategies to improve surgical outcome. *The American Journal of Surgery*, 183(6), 630-641. doi:10.1016/S0002-9610(02)00866-8
- Keus, F., de Jong, J. A., Gooszen, H. G., & van Laarhoven, C. J. (2006). Laparoscopic versus open cholecystectomy for patients with symptomatic cholecystolithiasis. *Cochrane Database Syst Rev*(4), CD006231. doi:10.1002/14651858.CD006231
- Kluiwers, K. B., Hendriks, J. C., Mol, B. W., Bongers, M. Y., Bremer, G. L., de Vet, H. C., Vierhout, M. E., & Brolmann, H. A. (2007). Quality of life and surgical outcome after total laparoscopic hysterectomy versus total abdominal hysterectomy for benign disease: a randomized, controlled trial. *J Minim Invasive Gynecol*, 14(2), 145-152. doi:10.1016/j.jmig.2006.08.009
- Linn, J. (2011). Atlas klinische Neuroradiologie des Gehirns. In M. Wiesmann & H. Brückmann (Eds.): Berlin [u.a.]: Springer.
- Lipner, R. S., Messenger, J. C., Kangilaski, R., Baim, D. S., Holmes, D. R., Jr., Williams, D. O., & King, S. B., 3rd. (2010). A technical and cognitive skills evaluation of performance in interventional cardiology procedures using medical simulation. *Simul Healthc*, 5(2), 65-74. doi:10.1097/SIH.0b013e3181c75f8e
- Marshall, S. P. (2002, 19-19 Sept. 2002). *The Index of Cognitive Activity: measuring cognitive workload*. Paper presented at the Proceedings of the IEEE 7th Conference on Human Factors and Power Plants.
- Mohamed, R., Raman, M., Anderson, J., McLaughlin, K., Rostom, A., & Coderre, S. (2014). Validation of the National Aeronautics and Space Administration Task Load Index as a tool to evaluate-the learning curve for endoscopy training. *Canadian Journal of Gastroenterology & Hepatology*, 28(3), 155-160.
- Mortality, G. B. D., & Causes of Death, C. (2016). Global, regional, and national life expectancy, all-cause mortality, and cause-specific mortality for 249 causes of death, 1980-2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet*, 388(10053), 1459-1544. doi:10.1016/S0140-6736(16)31012-1

- Nagendran, M., Gurusamy, K. S., Aggarwal, R., Loizidou, M., & Davidson, B. R. (2013). Virtual reality training for surgical trainees in laparoscopic surgery. *Cochrane Database Syst Rev*(8), CD006575. doi:10.1002/14651858.CD006575.pub3
- Nicholson, W. J., Cates, C. U., Patel, A. D., Niazi, K., Palmer, S., Helmy, T., & Gallagher, A. G. (2006). Face and content validation of virtual reality simulation for carotid angiography: results from the first 100 physicians attending the Emory NeuroAnatomy Carotid Training (ENACT) program. *Simul Healthc*, 1(3), 147-150.
- Patel, A. D., Gallagher, A. G., Nicholson, W. J., & Cates, C. U. (2006). Learning curves and reliability measures for virtual reality simulation in the performance assessment of carotid angiography. *J Am Coll Cardiol*, 47(9), 1796-1802. doi:10.1016/j.jacc.2005.12.053
- Richstone, L., Schwartz, M. J., Seideman, C., Cadeddu, J., Marshall, S., & Kavoussi, L. R. (2010). Eye Metrics as an Objective Assessment of Surgical Skill. *Annals of Surgery*, 252(1), 177-182. doi:10.1097/SLA.0b013e3181e464fb
- Rosen, K. R. (2008). The history of medical simulation. *Journal of Critical Care*, 23(2), 157-166. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrc.2007.12.004
- Rudarakanchana, N., Van Herzeele, I., Desender, L., & Cheshire, N. J. (2015). Virtual reality simulation for the optimization of endovascular procedures: current perspectives. *Vasc Health Risk Manag*, 11, 195-202. doi:10.2147/VHRM.S46194
- Satava, R. M. (1993). Virtual reality surgical simulator. The first steps. *Surg Endosc*, 7(3), 203-205.
- Saver, J. L., Goyal, M., Bonafe, A., Diener, H. C., Levy, E. I., Pereira, V. M., Albers, G. W., Cognard, C., Cohen, D. J., Hacke, W., Jansen, O., Jovin, T. G., Mattle, H. P., Nogueira, R. G., Siddiqui, A. H., Yavagal, D. R., Baxter, B. W., Devlin, T. G., Lopes, D. K., Reddy, V. K., du Mesnil de Rochemont, R., Singer, O. C., Jahan, R., & Investigators, S. P. (2015). Stent-retriever thrombectomy after intravenous t-PA vs. t-PA alone in stroke. *N Engl J Med*, 372(24), 2285-2295. doi:10.1056/NEJMoa1415061
- Sawiris, N., Venizelos, A., Ouyang, B., Lopes, D., & Chen, M. (2014). Current Utility of Diagnostic Catheter Cerebral Angiography. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 23(3), e145-e150. doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2013.09.012

- Schimmel, D. R., Sweis, R., Cohen, E. R., Davidson, C., & Wayne, D. B. (2016). Targeting clinical outcomes: Endovascular simulation improves diagnostic coronary angiography skills. *Catheter Cardiovasc Interv*, *87*(3), 383-388. doi:10.1002/ccd.26089
- Schulz, C. M., Schneider, E., Fritz, L., Vockeroth, J., Hapfelmeier, A., Wasmaier, M., Kochs, E. F., & Schneider, G. (2011). Eye tracking for assessment of workload: a pilot study in an anaesthesia simulator environment. *British Journal of Anaesthesia*, *106*(1), 44-50. doi:10.1093/bja/aeq307
- 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. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, *51*(3), 441-451. doi:https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2015.10.011
- Seymour, N. E., Gallagher, A. G., Roman, S. A., O'Brien, M. K., Bansal, V. K., Andersen, D. K., & Satava, R. M. (2002). Virtual Reality Training Improves Operating Room Performance: Results of a Randomized, Double-Blinded Study. *Annals of Surgery*, *236*(4), 458-464.
- Spiotta, A. M., Rasmussen, P. A., Masaryk, T. J., Benzel, E. C., & Schlenk, R. (2013). Simulated diagnostic cerebral angiography in neurosurgical training: a pilot program. *J Neurointerv Surg*, *5*(4), 376-381. doi:10.1136/neurintsurg-2012-010319
- Taylor, H. L., Lintern, G., Hulin, C. L., Talleur, D. A., Emanuel Jr, T. W., & Phillips, S. I. (1999). Transfer of Training Effectiveness of a Personal Computer Aviation Training Device. *The International Journal of Aviation Psychology*, *9*(4), 319-335. doi:10.1207/s15327108ijap0904\_1
- Van Herzeele, I., Aggarwal, R., Choong, A., Brightwell, R., Vermassen, F. E., & Cheshire, N. J. (2007). Virtual reality simulation objectively differentiates level of carotid stent experience in experienced interventionalists. *Journal of Vascular Surgery*, *46*(5), 855-863. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2007.06.028
- Vogels, J., Demberg, V., & Kray, J. (2018). The Index of Cognitive Activity as a Measure of Cognitive Processing Load in Dual Task Settings. *Frontiers in Psychology*, *9*, 2276.
- Willaert, W. I., Aggarwal, R., Van Herzeele, I., Plessers, M., Stroobant, N., Nestel, D., Cheshire, N., & Vermassen, F. (2012). Role of patient-specific virtual reality rehearsal in carotid artery stenting. *Br J Surg*, *99*(9), 1304-1313. doi:10.1002/bjs.8858
- Willinsky, R. A., Taylor, S. M., TerBrugge, K., Farb, R. I., Tomlinson, G., & Montanera, W. (2003). Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of

2,899 procedures and review of the literature. *Radiology*, 227(2), 522-528.

doi:10.1148/radiol.2272012071

Wojak, J. C., Abruzzo, T. A., Bello, J. A., Blackham, K. A., Hirsch, J. A., Jayaraman, M. V., Dariushnia, S. R., Meyers, P. M., Midia, M., Russell, E. J., Walker, T. G., & Nikolic, B. (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). *Journal of Vascular and Interventional Radiology*, 26(11), 1596-1608. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jvir.2015.07.002>

Yurko, Y. Y., Scerbo, M. W., Prabhu, A. S., Acker, C. E., & Stefanidis, D. (2010). Higher mental workload is associated with poorer laparoscopic performance as measured by the NASA-TLX tool. *Simul Healthc*, 5(5), 267-271. doi:10.1097/SIH.0b013e3181e3f329

Zeileis, A., Hothorn, T., & Hornik, K. (2008). Model-Based Recursive Partitioning. *Journal of Computational and Graphical Statistics*, 17(2), 492-514.

doi:10.1198/106186008X319331

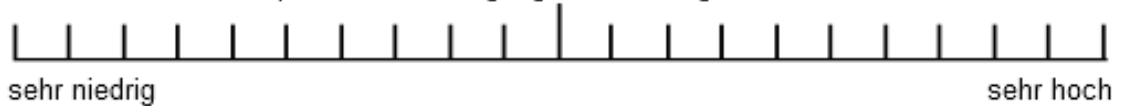
## 10. Anhang

### Anhang 1: NASA-TLX Fragebogen, deutsche Version

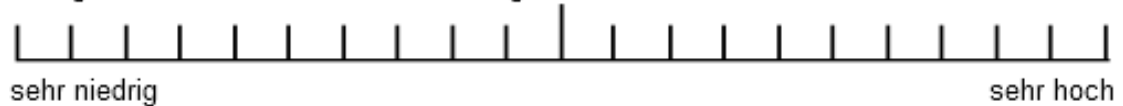
Wie hoch war die mentale Anstrengung bei der Tätigkeit?



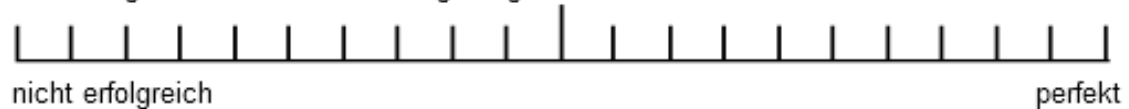
Wie hoch war die körperliche Anstrengung bei der Tätigkeit?



Wie groß war der Zeitdruck bei der Tätigkeit?



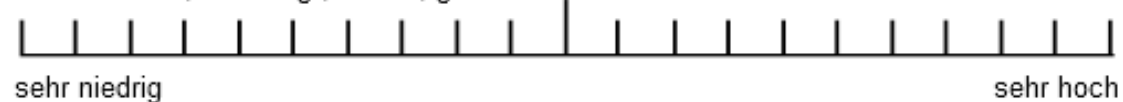
Wie erfolgreich haben Sie die Aufgabe gelöst?



Wie sehr haben Sie sich angestrengt dafür?



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



## Anhang 2: Arbeitsauftrag

### 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 (ap, 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 Vertebraliskatheter 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



## 11. Danksagung

Zum Abschluss ist es mir eine Freude, den zahlreichen Personen zu danken, die an der Entstehung dieser Arbeit mitgewirkt haben.

Hier möchte ich zuerst meinen Betreuer Herrn Professor Dr. Jan Kirschke nennen, der mir dieses Dissertationsthema zur Verfügung stellte. An dieser Stelle gilt auch mein herzlicher Dank Frau Dr. Kornelia Kreiser, die gemeinsam mit Professor Dr. Kirschke den gesamten Dissertationsprozess begleitete und stets für jegliche Fragestellung ein offenes Ohr bot. Die stetige Unterstützung und Geduld dieser beiden Personen haben diese Arbeit erst ermöglicht.

Ebenso zu Dank verpflichtet bin ich meiner Mitdoktorandin Lea Ströber, mit der ich jederzeit gerne im Team agiert habe.

Außerdem gilt mein Dank auch Herrn PD Dr. Christian Schulz, der diese Studie zum Einen durch das von ihm zur Verfügung gestellte Material, zum Anderen durch seine Erfahrung und konstruktive Kritik als Mentor bereichert hat.

Aus der Abteilung für Diagnostische und Interventionelle Radiologie möchte ich mich zudem bei Herrn Professor Dr. Claus Zimmer für die Möglichkeit bedanken, die Räumlichkeiten seiner Abteilung sowie die hier zu Forschungszwecken generierten Daten nutzen zu dürfen. Mein Dank gilt hier auch allen Mitarbeitern dieser Abteilung wie auch denjenigen aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie des Klinikums rechts der Isar, die sich als Studienprobanden in Ihrer Freizeit zur Verfügung stellten.

Vielen Dank auch an Herrn S. Kohlbecher für die zur Verfügung gestellte Kamerasoftware und an Herrn Dr. A. Hapfelmeier für die statistische Unterstützung.

Zuletzt bin ich meinen Eltern für Ihre liebevolle Unterstützung und kontinuierliche Ermutigung in allen Lebenslagen dankbar.