

Aus der Neurochirurgischen Klinik und Poliklinik
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Optimierung der Ventrikelkatheter-Anlage durch standardisiertes Training im Rahmen der
neurochirurgischen Ausbildung

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Merih Öznur Turgut
aus Frankfurt am Main

Mainz, 2025

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

Tag der Promotion: 07. Januar 2026

Nachnutzungslizenz: CC-BY-NC-ND-4.0

Eigene Veröffentlichung

Originalarbeit im Rahmen dieser Promotion

Kosterhon, Michael MD; Turgut, Merih Ö. MD; Gielisch, Matthias DDS; Graef, Julian DMD;
Ringel, Florian MD. Training on a 3D-Printed Simulation Model Improves Accuracy in
External Ventricular Drain Placement. Operative Neurosurgery
([10.1227/ons.0000000000001491](https://doi.org/10.1227/ons.0000000000001491)), February 18, 2025. |
DOI:[10.1227/ons.0000000000001491](https://doi.org/10.1227/ons.0000000000001491)

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	i
Abbildungsverzeichnis	ii
Tabellenverzeichnis.....	iv
1 Einleitung	1
2 Literaturdiskussion	3
2.1 Anatomie des Ventrikelsystems	3
2.2 Liquor cerebrospinalis	5
2.3 Monro-Kellie-Doktrin	6
2.4 Intrakranieller Druck und Hirndurchblutung	8
2.5 Zerebraler Perfusionsdruck und zerebraler Blutfluss.....	9
2.6 Pathologische Druckwellen im ICP-Monitoring.....	10
2.7 Hydrocephalus.....	11
2.7.1 Symptome	12
2.7.2 Diagnose	13
2.7.3 Therapie	13
2.8 Historische Entwicklung der Liquorableitung	15
2.9 Externe Ventrikeldrainage	17
2.10 Ventrikulkatheterplatzierung	17
2.10.1 Blutungen.....	18
2.10.2 Infektionen.....	18
2.10.3 Katheterfehllage.....	19
2.11 Positionierung der EVD und Zielpunkte	19
2.12 Aktueller Forschungsstand und Trainingsmethoden zur Optimierung der Katheterplatzierung	22
2.13 Interne Auswertung	25
2.14 Zusammenfassung und Zielsetzung	25
3 Material und Methoden	26
3.1 Patienteneinwilligung und Ethikvotum.....	26
3.2 3D-gedruckte Modelle	26
3.3 Studienaufbau nach 3-stufigem Trainingsprotokoll.....	30
3.4 Teilnehmer der Studie	31
3.5 Trainingsprotokoll.....	31
3.5.1 Runde 1 (Pre-Training).....	31
3.5.2 Runde 2 (Training mit Neuronavigation und standardisiertem Protokoll).....	32
3.5.3 Post-Training	34
3.6 Messung	34
3.7 Fragebögen zur Selbsteinschätzung der Teilnehmer.....	35

3.8	Auswertung	37
4	Ergebnisse	40
4.1	Teilnehmerpopulation	40
4.2	Position im Ventrikelsystem	41
4.3	Entfernung zum idealen Eintritts- und Zielpunkt.....	43
4.4	Zeit zur Identifizierung des Entry und zur Punktion der Ventrikel.....	43
4.5	Variation der Trajektorien in verschiedenen Ebenen.....	44
4.6	Einfluss der Berufserfahrung	44
4.7	Einfluss der Punktionsseite (rechts vs. links).....	45
4.8	Einfluss der verwendeten Hand	46
4.9	Individuelle Verbesserung der Teilnehmer.....	46
4.10	Ergebnisse der Fragebögen	46
4.11	Vergleich des Selbstbewusstseins vor und nach dem Training.....	47
5	Diskussion	49
6	Zusammenfassung.....	55
6.1	Limitationen	55
6.2	Schlussfolgerung.....	55
7	Literaturverzeichnis.....	56
8	Danksagung.....	72

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung Beschreibung

AA	Assistenzärztin/Assistenzarzt
ANOVA	Analysis of Variance
CBF	cerebral blood flow (zerebraler Blutfluss)
CBV	cerebral blood volume (zerebrales Blutvolumen)
CCT	kraniale Computertomographie
cMRT	kraniale Magnetresonanztomographie
CPP	cerebral perfusion pressure (zerebraler Perfusionsdruck)
CVR	cerebrovascular resistance (zerebraler Gefäßwiderstand)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EM	elektromagnetische Navigation
EVD	externe Ventrikeldrainage (engl. external ventricular drain)
FDM	Fused Deposition Modeling
FH plane	Frankfurter Horizontale (engl. Frankfurt Horizontal Plane)
FM	Foramen Monroi
ICP	intracranial pressure (intrakranieller Druck)
ICB	intrazerebrale Blutung
Level-I-Studien/Evidenz	randomisierte, kontrollierte Studien
MAP	mean arterial pressure (mittlerer arterieller Blutdruck)
MJT	Material Jetting Technology
MKG	Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie
MRI	Magnetresonanzbildgebung (engl. magnetic resonance imaging)
NPH	Normaldruckhydrocephalus
OA	Oberärztin/Oberarzt
PHVD	posthaemorrhagic ventricular dilatation (posthämorrhagische ventrikuläre Dilatation)
PolyJet	Handelsname für ein Material-Jetting-Verfahren
SAB	Subarachnoidalblutung
SD	Standardabweichung (engl. standard deviation)
SHT	Schädel-Hirn-Trauma
SLA	Stereolithographie
STL	Standard Triangle Language (Dateiformat für 3D-Druck)
t-Test	auch Student's t-Test genannt: statistischer Test, der verwendet wird um Mittelwerte zweier Gruppen zu vergleichen
VP-Shunt	ventrikuloperitonealer Shunt
VA-Shunt	ventrikuloatrialer Shunt
XperCT	Cone-Beam-CT auf einem Angiographie-System (Philips „Xper“ Plattform)
ZNS	zentrales Nervensystem

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ventrikelsystem (Grafik: Stefan Kindel)	4
Abbildung 2: Monro-Kellie-Doktrin (Grafik: Stefan Kindel).....	8
Abbildung 3: Paradigma der cerebralen Autoregulation (Grafik: Stefan Kindel)	9
Abbildung 4: Lundberg Wellen (ICP-Verlauf)	11
Abbildung 5: Shuntvarianten (Grafik: Stefan Kindel)	15
Abbildung 6: cCTs der drei verschiedenen Simulationsmodelle	28
Abbildung 7: Markierung des Kocher'schen Punktes durch Teilnehmer (Foto mit freundlicher Genehmigung des Teilnehmers).....	29
Abbildung 8: Navigation der EVD-Eintrittsstelle mit Hilfe des Navigationssystems durch die Autorin dieser Arbeit.....	29
Abbildung 9: Ausmessen der Mittellinie (Grafik: Michael Kosterhon)	33
Abbildung 10: Abstand Nasion zu Mittellinie (Grafik: Michael Kosterhon)	33
Abbildung 11: Abstand nach lateral (Grafik: Michael Kosterhon).....	34
Abbildung 12: Punktionsrichtung und Tiefe (Grafik: Michael Kosterhon).....	34
Abbildung 13: Fragebogen EVD-Anlage – Pre-Training	36
Abbildung 14: Fragebogen EVD-Anlage – Post-Training.....	37
Abbildung 15: Altersverteilung der Teilnehmer	40
Abbildung 16: Trajektorien aller Teilnehmer in Modell 3.....	41
Abbildung 17: Die Verteilung der extraventrikulären, ipsilateralen und kontralateralen Platzierungen der EVDs für alle Modelle.	42
Abbildung 18: Die Verteilung der Entfernungen zum optimalen Entry (A) und Zielpunkten (B) vor und nach dem Training und während der Navigation.	43
Abbildung 19: Vergleich der Trajektorien aller Teilnehmer an Modell 1 in der Sagittal- und Frontalebene.	44
Abbildung 20: Korrelation von Berufserfahrung und Entfernung zum idealen Ziel (A), Verteilung der extraventrikulären, ipsilateralen und kontralateralen Platzierung (B).	45

Abbildung 21: Korrelation der Differenz zwischen der selbst eingeschätzten optimalen EVD-Platzierung und der tatsächlich optimalen Platzierung im Vergleich zur Erfahrung in der Gruppe vor dem Training (A). Differenz zwischen der selbst eingeschätzten optimalen EVD-Platzierung und der tatsächlich optimalen Platzierung im Vergleich zur individuellen Verbesserung (B)..... 47

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation nach Kakarla (113)	20
Tabelle 2: Teilnehmer	31

1 Einleitung

Die Anlage einer externen Ventrikeldrainage (EVD) zählt zu den häufigsten (1) und zugleich kritischsten Maßnahmen der neurochirurgischen Notfallversorgung. Sie dient sowohl der Entlastung bei akutem Hydrocephalus als auch zum intrakraniellen Neuromonitoring, der Hirndrucküberwachung (2). Die EVD-Anlage muss in vielen Fällen notfallmäßig erfolgen. Sie stellt häufig den ersten invasiven Eingriff dar, den junge AssistenzärztInnen im Verlauf ihrer neurochirurgischen Aus- und Weiterbildung durchführen. Es erfordert eine präzise neurochirurgische Intervention, um Komplikationen zu minimieren und eine optimale Patientenversorgung zu gewährleisten. Trotz der weiten Verbreitung dieser Prozedur zeigen Studien, dass die Platzierungsgenauigkeit von Ventrikelkathetern in der klinischen Routine erheblichen Schwankungen unterliegt. In einer Metaanalyse von Stuart et al. (3) lag der Anteil korrekt platzierter Ventrikelkatheter im Durchschnitt bei 73 %. Der Eingriff erfolgt in der Regel (4) als sogenannte „Freihand“-Platzierung unter Orientierung an anatomischen Landmarken. Deren individuelle Variabilität sowie die oft erschwerte Orientierung in Notfallsituationen können jedoch eine Herausforderung darstellen. Es kann zu einer erhöhten Fehleranfälligkeit führen.

Die Anlage einer externen Ventrikeldrainage erfordert ein gründliches Training für NeurochirurgInnen. In der herkömmlichen neurochirurgischen Ausbildung erfolgt das Erlernen dieses Eingriffes bislang durch direkte praktische Anwendung am Patienten unter Supervision von erfahrenen KollegInnen. In anderen chirurgischen Disziplinen, beispielsweise der laparoskopischen Chirurgie, konnte bereits gezeigt werden, dass strukturierte Trainingsmodelle mit realitätsnahen Simulationen zu einer signifikanten Verbesserung der praktischen Fertigkeiten im klinischen Setting führen (5). Auch im neurochirurgischen Kontext rückt Simulationstraining zunehmend in den Fokus, insbesondere unter Nutzung moderner 3D-Drucktechnologien zur Herstellung anatomisch realistischer Modelle (6).

Diese Arbeit soll ein standardisiertes Lernmodell für die Anlage von Ventrikelkathetern/-Drainagen im Rahmen der neurochirurgischen Aus- und Weiterbildung vorstellen. Es wurde ein neu entwickeltes Trainingsmodell erprobt, das auf realitätsnahen Schädelmodellen besteht, die auf der Basis von kranialen CT-Datensätzen mittels 3D-Druck gefertigt wurden. Diese Modelle unterscheiden sich hinsichtlich der Ventrikelweite (schmal, normal, weit) und ermöglichen somit eine praxisnahe Simulation unterschiedlicher klinischer Ausgangssituationen.

Das Trainingsprotokoll umfasste drei aufeinanderfolgende Phasen: eine initiale EVD-Anlage ohne Hilfsmittel (freihändig), eine Trainingseinheit mit Navigation und standardisierter Protokollanleitung sowie eine abschließende freie Wiederholung nach dem Training. Die Genauigkeit der Katheterplatzierung wurde dabei mit Hilfe eines optischen Navigationssystems präzise erfasst und ausgewertet.

Ziel dieser Arbeit ist es, die Effektivität eines strukturierten Trainingsmodells zur Verbesserung der Platzierungsgenauigkeit von Ventrikelkathetern im Rahmen der neurochirurgischen Ausbildung zu untersuchen. Folgende Fragestellungen stehen hierbei im Mittelpunkt: Verbessert standardisiertes Training die Genauigkeit der Katheterplatzierung? Welchen Einfluss haben individuelle Faktoren wie Berufserfahrung, Händigkeit oder Seitenwahl (rechts vs. links) auf das Ergebnis? Lässt sich durch ein solches Modelltraining ein Kompetenz-Angleich zwischen erfahrenen und unerfahrenen NeurochirurgInnen erzielen? Auf Basis dieser Fragestellungen werden folgende Arbeitshypothesen formuliert:

- Ein standardisiertes Trainingsmodell führt zu einer signifikanten Verbesserung der Platzierungsgenauigkeit von Ventrikelkathetern.
- Individuelle Faktoren wie Berufserfahrung, Händigkeit und Seitenwahl beeinflussen die Genauigkeit der Katheterplatzierung.
- Durch das strukturierte Modelltraining verringern sich die Leistungsunterschiede zwischen erfahrenen und weniger erfahrenen Neurochirurginnen und Neurochirurgen.

2 Literaturdiskussion

Die folgende Literaturdiskussion dient der Einordnung und kritischen Betrachtung anatomischer, physiologischer, technischer und klinischer Aspekte, die für die Platzierung einer externen Ventrikeldrainage von Bedeutung sind. Da sich diese Arbeit mit der Optimierung der Katheterplatzierung befasst, ist es unerlässlich, zunächst die relevanten anatomischen Grundlagen zu klären und relevante Begriffe wie Ventrikelsystem, Liquorfluss und Hydrocephalus zu erläutern. Nur vor dem Hintergrund dieser Grundlagen lassen sich Zielpunkte, Risikostrukturen und methodische Weiterentwicklungen sinnvoll bewerten. Ziel dieses Kapitels ist es daher, die bestehende Evidenzlage zu analysieren, bestehende Herausforderungen aufzuzeigen und die Bedeutung anatomischer Kenntnisse im Kontext einer präzisen und sicheren EVD-Anlage herauszuarbeiten.

2.1 Anatomie des Ventrikelsystems

Das Ventrikelsystem (Abbildung 1) besteht aus vier Ventrikeln (Hirnkammern), welche mit Liquor cerebrospinalis gefüllt und dem Ependym, einer dünnen Zellschicht, ausgekleidet sind (7). Die paarigen Seitenventrikel (1. und 2.Ventrikel) sind über das Foramen interventriculare (Foramen Monroi) mit dem 3. Ventrikel verbunden. Dieser liegt mittig im Diencephalon und steht durch den Aquaeductus mesencephali in Verbindung mit dem 4.Ventrikel, der wiederum mit den äußeren Liquorräumen verbunden ist. Der vierte Ventrikel öffnet sich über die medianen und lateralen Aperturen (Foramina Magendie und Luschkae) in die äußeren Liquorräume des Subarachnoidalraums (8, 9). Die Seitenventrikel bestehen jeweils aus einem Vorder-, Hinter- und Unterhorn sowie einem zentralen Teil. Sie beherbergen den Plexus choroideus, der wesentlich an der Liquorproduktion beteiligt ist (7).

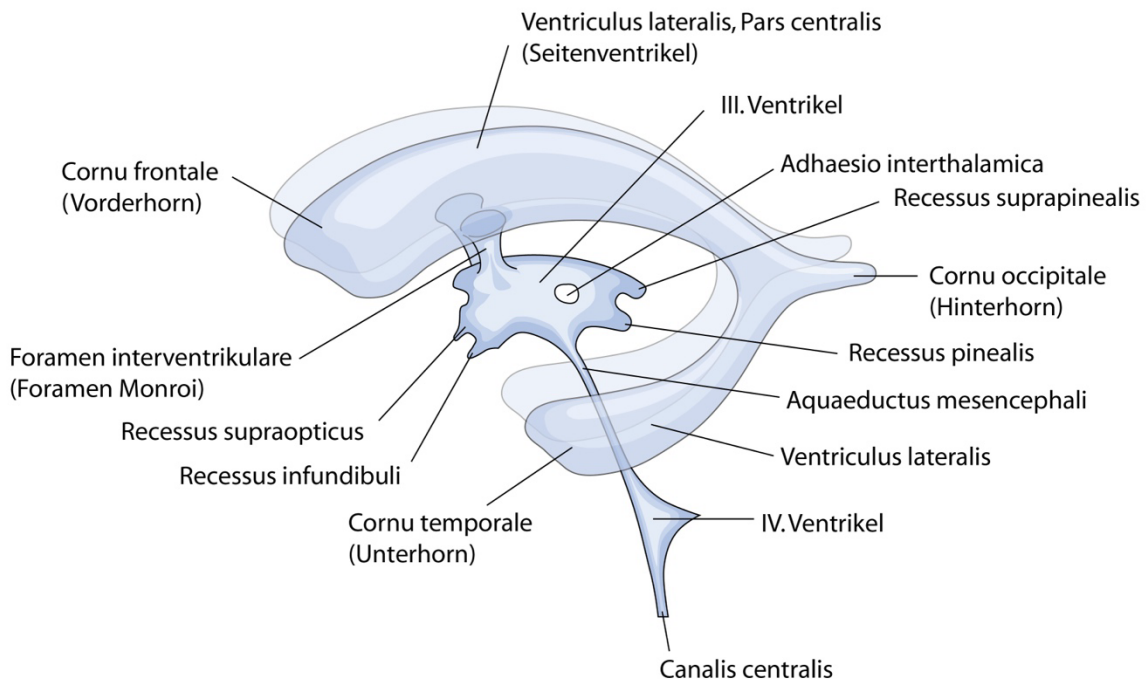


Abbildung 1: Ventrikelsystem (Grafik: Stefan Kindel)

Das Verständnis der Ventrikelanatomie ist entscheidend für die korrekte Platzierung einer Ventrikeldrainage (10). So befindet sich das Zielgebiet, das Vorderhorn des Seitenventrikels, im Frontallappen vor dem Foramen Monroi (11). Die umgebenden Strukturen (z. B. Nucleus caudatus, Thalamus und gefäßführende Ventrikelwände) müssen bei der Katheteranlage anatomisch berücksichtigt werden, um Verletzungen zu vermeiden (12). In einer Metaanalyse von Binz et al. (13), in der 1790 Ventrikeldrainagen ausgewertet wurden, lag die Rate klinisch signifikanter Blutungen bei 0,61 %. Als klinisch signifikant wurden hierbei Blutungen definiert, die ein neues neurologisches Defizit verursachten, einen chirurgischen Eingriff erforderlich machten oder zum Tod führten. Diese Definition wird auch in der Übersichtsarbeit von Tavakoli et al. (14) verwendet, die eine Rate klinisch signifikanter Blutungen mit bleibenden neurologischen Defiziten von 0,8 % berichtet. Auch Bauer et al. (15) beschreiben in ihrer Metaanalyse eine Komplikationsrate für signifikante Blutungen bei Anlage einer Ventrikeldrainage von < 1 %. Ebenfalls ist die genaue Kenntnis von Lage und Ausdehnung der Ventrikel wichtig zur korrekten Platzierung einer Ventrikeldrainage, da ihre Größe und Form interindividuell variieren und z. B. bei einem Hydrocephalus deutlich erweitert sind (16).

2.2 Liquor cerebrospinalis

Der Liquor (Liquor cerebrospinalis) ist eine klare, farblose Flüssigkeit, welche das Gehirn und Rückenmark umgibt (17). Sein Volumen liegt bei etwa 100 bis 150 ml und wird im Laufe eines Tages etwa dreimal bis fünfmal vollständig durch Neubildung und Resorption ausgetauscht (7). Die Produktion des Liquors erfolgt hauptsächlich im Plexus choroideus (7). Die Resorption findet über die Granulationes arachnoideales im Subarachnoidalraum sowie über Aussackungen an den Spinalnerven im Bereich des Rückenmarks statt (7). Der Liquor schützt das Zentralnervensystem (ZNS) auf verschiedene Weise, indem er die Stoffwechsellhomöostase, die Versorgung mit Nährstoffen und die Regulierung des intrakraniellen Drucks übernimmt (8).

Das sogenannte glymphatische System spielt eine zentrale Rolle für die Clearance des Gehirns (18), die Entgiftungsfunktion des zentralen Nervensystems. Als Konzept wurde es 2012 von Iliff et al. (19) als ‚glymphatisches System‘ beschrieben. Frühe Arbeiten hatten perivaskuläre Austauschwege bereits gezeigt, diese allerdings noch nicht als solches benannt: 1981 Bradbury et al. (20), 1985 Rennels et al. (21), 1986 CSERR et al. (22). Dieses glia-abhängige Transportsystem ermöglicht den konvektiven Einstrom von Liquor entlang periarterieller Räume (Virchow-Robin-Räume) in das Gehirnparenchym, wo er sich mit der interstitiellen Flüssigkeit vermischt (23). Der Rückfluss erfolgt über perivenöse Abflusswege, wobei neurotoxische Metabolite, insbesondere Amyloid- β , aus dem Extrazellularraum entfernt werden (24). Der Abtransport erfolgt dabei über meningeale und perineurale Wege in die zervikalen Lymphknoten, was dem glymphatischen System funktionell eine lymphatische Komponente im Gehirn verleiht (23, 24). Diesbezüglich konnten entsprechende Hinweise hierauf beim Menschen mit intrathekalen Kontrastmittel MRT gezeigt werden (25, 26). Die Aktivität des glymphatischen Systems ist besonders während des Schlafs erhöht (18, 27). Die Clearance von Stoffwechselabbauprodukten in dieser Phase ist deutlich effizienter als im Wachzustand (18). Eine Beeinträchtigung dieses Systems, etwa durch gestörte Aquaporin-4-Expression oder Schlafmangel, ist mit einer reduzierten Clearanceleistung assoziiert und wird als möglicher pathophysiologischer Faktor bei neurodegenerativen Erkrankungen wie der Alzheimer-Krankheit diskutiert (19, 24).

Der Liquor spielt also eine zentrale Rolle als Schutz-, Transport- und Regulationsmedium für Gehirn und Rückenmark (28). Bei Volumenzunahme anderer intrakranieller Komponenten wie z. B. Blut oder Tumor kann bis zu einem gewissen Grad Liquor in den spinalen Subarachnoidalraum verdrängt oder vermehrt resorbiert werden, um einen Druckanstieg auszugleichen (Monro-Kellie-Doktrin, siehe Kapitel 2.3). Umgekehrt führt eine Liquor-

Überproduktion oder Resorptionsstörung zu erhöhtem intrakraniellm Druck, was die Pathogenese des Hydrocephalus bestimmt (29).

2.3 Monro-Kellie-Doktrin

Der Inhalt des Neurokraniums besteht aus dem weichen Hirngewebe, den bindegewebigen Hirnhäuten und -gefäßen sowie den Flüssigkeiten Liquor und Blut (30). Bei einem Gesamtvolumen von ca. 1500 ml beträgt der Anteil der Hirnsubstanz etwa 1100–1200 ml (30). Blut- und Liquorvolumen tragen je etwa 150 ml bei. Beim Blutvolumen überwiegt mit 2/3 der venöse Anteil (30). Der Liquor verteilt sich im extra- und intraventrikulären Raum, wobei sich Ersterer von intrakraniell kaudalwärts in den spinalen Subarachnoidalraum fortsetzt (30). Da sich der knöcherne Hirnschädel nach Schluss der Nähte nicht ausdehnen kann, steht diesen Volumina ein begrenzter Raum zur Verfügung (30).

Bereits 1783 formulierte Alexander Monro die Annahme, dass das zirkulierende Blutvolumen im Gehirn konstant sei (31). 1824 wurde diese Hypothese durch Experimente von George Kellie unterstützt (31). Die später als „Monro-Kellie-Doktrin“ bekannte Hypothese wurde im 19. und 20. Jahrhundert weiterentwickelt. Unter anderem von Harvey Cushing (1926) präzisiert, indem auch das Liquorvolumen als kompensatorische Variable einbezogen wurde (31). Die Monro-Kellie-Doktrin besagt, dass innerhalb des starren Schädels das Gesamtvolumen aus Gehirn, Blut und Liquor konstant ist. Eine Volumenzunahme einer dieser Komponenten muss demnach durch Volumenverringerung einer anderen Komponente kompensiert werden, um einen Anstieg des intrakraniellen Drucks zu verhindern (32). Diese Beziehung ist nicht linear sondern verläuft exponentiell (33). Die Druck-Volumen-Kurve ist Abbildung 2 dargestellt.

Anfangs ist die Kompensation durch Liquorverlagerung oder venöse Blutverschiebung möglich, doch bei Erreichen der Kompensationsgrenze führt selbst eine geringe Volumenzunahme zu einem rapiden Druckanstieg (33). Wilson (34) kritisiert jedoch die starre Interpretation dieser Doktrin und schlägt ein dynamischeres Modell („Monro-Kellie 2.0“) vor. Dabei wird betont, dass die Liquorproduktion mit etwa 0,35 ml/min vergleichsweise statisch verläuft, während der zerebrale Blutfluss mit ca. 700 ml/min wesentlich dynamischer ist (34). Bereits geringe Dysbalancen zwischen arteriellem Zufluss und venösem Abfluss können unmittelbare und dramatische Veränderungen des intrakraniellen Volumens und Drucks verursachen (34). Besonders die venöse Abflussbehinderung wird als unterschätzter, aber zentraler Faktor in der Pathophysiologie erhöhter ICP-Werte dargestellt (34). Klinisch sind die Folgen gestörter ICP-Regulation schwerwiegend. Bei Überschreiten der intrakraniellen

Kompensationskapazitäten kann es zur Herniation von Hirngewebe kommen, bei der zerebrale Strukturen pathologisch durch anatomische Engstellen wie das Tentorium oder das Foramen magnum verlagert werden (35).

Man unterscheidet dabei insbesondere zwischen einer transtentoriellen Herniation (obere Einklemmung) und einer tonsilliären Herniation (untere Einklemmung). Bei der transtentoriellen Herniation wird der Temporallappen (Uncus) nach kaudal durch das Tentorium gedrückt, konsekutive folgt die Einklemmung des Nervus oculomotorius mit beginnender ipsilateraler Pupillenerweiterung (36). Im Rahmen einer tonsillären Herniation werden die Kleinhirntonsillen nach kaudal in das Foramen magnum verlagert (36). Im Bereich der Falx cerebri kann es durch Verschiebung der Frontallappen (subfalzine Herniation) zu Verschlüssen der Aa. cerebri anteriores mit resultierendem Frontalhirnsyndrom und Minderperfusion der motorischen Regionen im Bereich der Mantelkante (Beinparese) kommen (30). Okklusionen im Stromgebiet der Aa. cerebri posteriores können zu Territorialinfarkten sowie petechialen Blutungen im Mittel- und Stammhirn führen (30). Transforaminale Herniationen können zu Kompression des Hirnstamms und Atem- sowie Kreislaufstillstand führen und stellen eine unmittelbar lebensbedrohliche Situation dar (37). In der finalen Phase droht der Hirntod, bei dem es zum irreversiblen Funktionsverlust des gesamten Gehirns einschließlich des Hirnstamms kommt (37). Die klassische Cushing-Trias aus arterieller Hypertension („Wasserhammerpuls“), Bradykardie und respiratorischer Arrhythmie findet sich nur in 1/3 der Fälle mit massiv erhöhtem ICP (30).

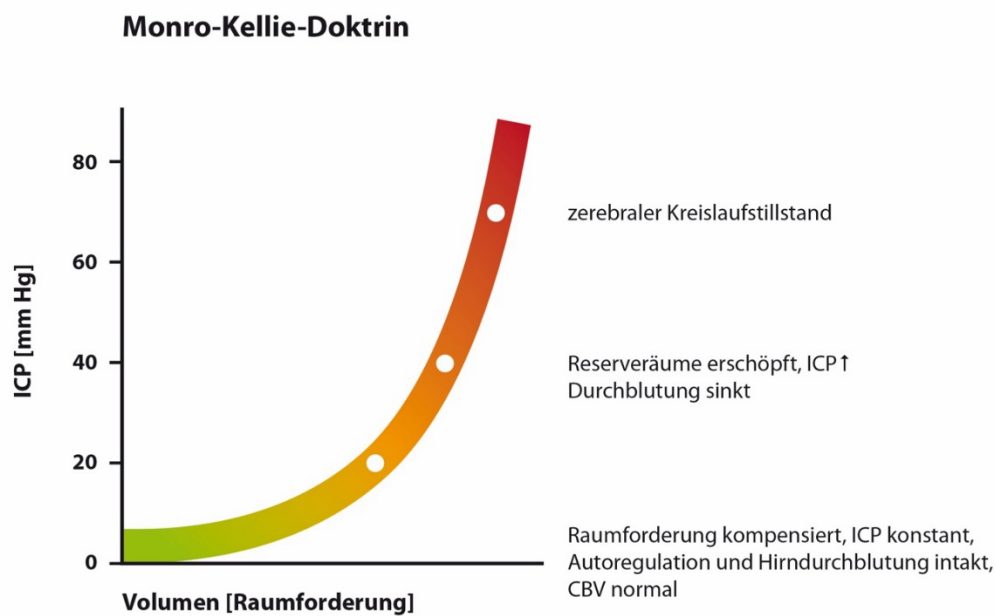


Abbildung 2: Monro-Kellie-Doktrin (Grafik: Stefan Kindel)
 ICP: intrakranieller Druck, CBV: zerebrales Blutvolumen

2.4 Intrakranieller Druck und Hirndurchblutung

Der zerebrale Perfusionsdruck (CPP) lässt sich näherungsweise als Differenz des systemischen arteriellen Mitteldrucks („mean arterial pressure“, MAP) und des intrakraniellen Drucks („intracranial pressure“, ICP) errechnen (30).

$$CPP = MAP - ICP$$

Cerebral Perfusion Pressure (CPP, MAP-ICP)

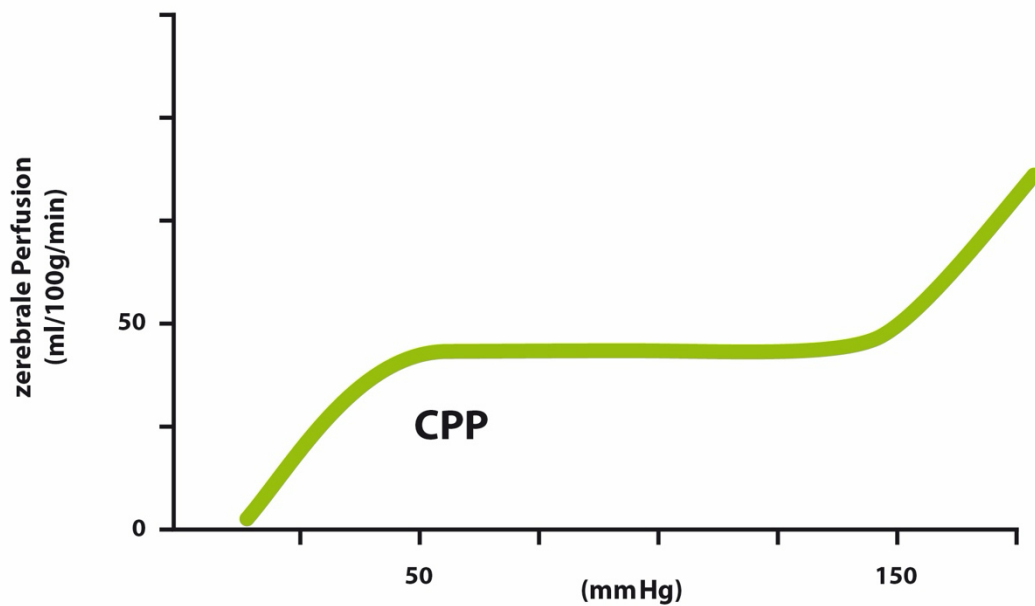


Abbildung 3: Paradigma der cerebralen Autoregulation (Grafik: Stefan Kindel)
CPP: zerebraler Perfusionsdruck, MAP: mittlerer arterieller Blutdruck, ICP: intrakranieller Druck

2.5 Zerebraler Perfusionsdruck und zerebraler Blutfluss

In einem Bereich von 50–150 mmHg ist der zerebrale Blutfluss (CBF) über die Autoregulation des intrakraniellen Gefäßwiderstands („cerebrovascular resistance“, CVR) gesichert (30) und lässt sich als Quotient aus CPP und CVR bestimmen.

$$CBF = CPP/CVR$$

Die Abbildung 3 verdeutlicht graphisch das Paradigma der zerebralen Autoregulation: Die zerebrale Perfusion (y-Achse) bleibt bei einem mittleren arteriellen Druck (MAP, x-Achse) von 50 bis 150 mmHg konstant. In diesem Bereich kann das Gehirn den Blutfluss selbstständig regulieren (Autoregulation) (38). Sinkt der Blutdruck unter 50 mmHg, fällt auch die Hirndurchblutung stark ab, was zu Ischämie führen kann (39). Steigt der Blutdruck über 150 mmHg, nimmt die Durchblutung wieder zu, wodurch ein Hirnödem oder Blutungen entstehen können (39).

2.6 Pathologische Druckwellen im ICP-Monitoring

Im Rahmen des intrakraniellen Druckmonitorings werden nach Lundberg (40) drei typische Druckwellen beschrieben (Abbildung 4). Lundberg A-Wellen (Plateauwellen) sind durch eine plötzliche, langanhaltende Drucksteigerung von 50–100 mmHg über mehrere Minuten gekennzeichnet (41, 42). Sie spiegeln eine deutlich eingeschränkte zerebrale Compliance wider und sind als kritisch zu bewerten, da sie mit einer akuten Gefährdung der zerebralen Perfusion einhergehen (42). Lundberg B-Wellen treten mit einer Frequenz von etwa 0,5–2 Zyklen pro Minute auf und sind durch Druckamplituden von 20–50 mmHg charakterisiert (42). Sie stehen im Zusammenhang mit Veränderungen der zerebralen Autoregulation und werden häufig bei pathologischen Zuständen wie Subarachnoidalblutung, Hydrozephalus oder schwerem Schädel-Hirn-Trauma beobachtet (42, 43). In manchen Situationen können sie jedoch auch auf eine noch erhaltene zerebrale Reaktivität hinweisen (43). Lundberg C-Wellen zeigen eine höhere Frequenz (4–8 Zyklen pro Minute) bei niedriger Amplitude (< 20 mmHg) (41). Sie gelten als Ausdruck physiologischer Schwankungen, die durch arteriellen Blutdruck- und Atemrhythmus bedingt sind, und haben im Gegensatz zu A- und B-Wellen keine eigenständige pathologische oder prognostische Bedeutung (44).

Zusammenfassend sind insbesondere A- und B-Wellen klinisch bedeutsam und können Hinweise auf drohende sekundäre Hirnschädigungen liefern, wohingegen C-Wellen meist als physiologische Begleiterscheinung ohne unmittelbare therapeutische Konsequenz zu werten sind (43, 44).

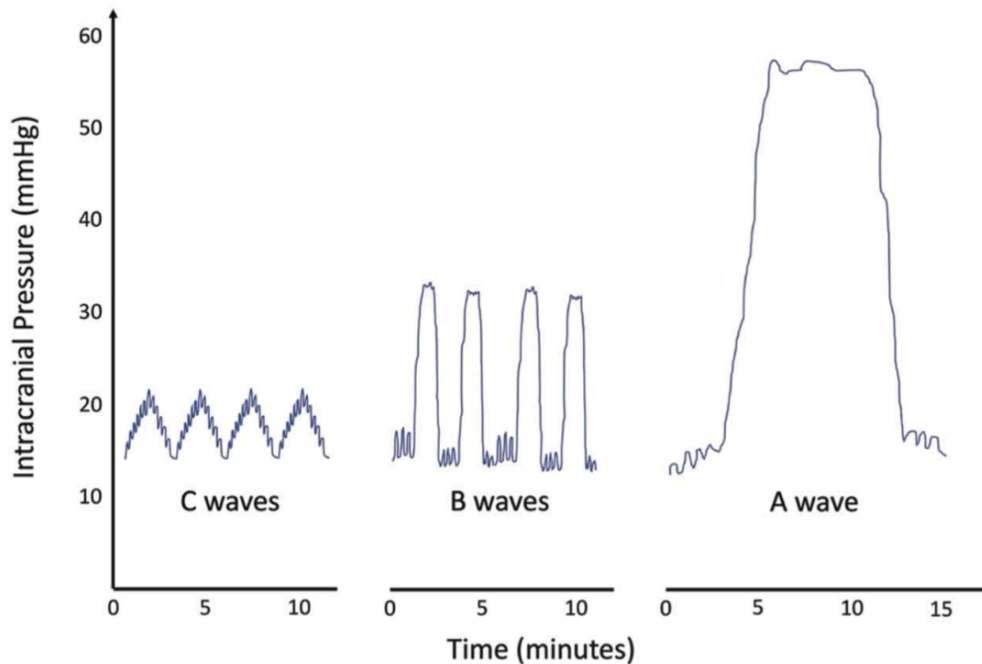


Abbildung 4: Lundberg Wellen (ICP-Verlauf)
Abbildung aus der Publikation von Liotta (45) aus dem Jahr 2021

2.7 Hydrocephalus

Ein Hydrocephalus ist eine pathologische, angeborene oder erworbene Erweiterung der Liquorräume, meist infolge gestörter Liquorproduktion, -zirkulation oder -resorption (46). Neben den häufigen Ursachen eines Hydrocephalus wie gestörter Liquorresorption oder -zirkulation existieren auch seltenere Auslöser unter anderem die sekundäre Ventrikelerweiterung infolge zerebraler Atrophie (Hydrocephalus ex vacuo) sowie angeborene Fehlbildungen, die den Liquorfluss indirekt beeinflussen. Zu den angeborenen (kongenitalen) Ursachen zählen genetische oder entwicklungsbedingte Anomalien wie die Aquäduktstenose, Dandy-Walker-Malformation (Zystenbildung im IV. Ventrikel, zerebelläre Hypoplasie) (47), Chiari-Malformation (Verlagerung der Kleinhirntonsillen mit gestörtem Liquorabfluss) (48), Enzephalozele (49) oder Neuralrohrdefekte (z.B. bei Myelomeningomyelocele). Erworbene Ursachen umfassen intraventrikuläre Blutungen (z.B. bei Frühgeborenen oder nach hämorrhagischem Schlaganfall), ZNS-Infektionen (z.B. bakterielle Meningitis), Tumoren im Bereich der Ventrikel oder des Liquorsystems (wie Kolloidzysten des 3. Ventrikels, Pinealis-Tumoren, Ventrikeltumoren (50)) und traumatische Hirnverletzungen (Schädelhirntraumen) (46). Insbesondere nach einer aneurysmatischen Subarachnoidalblutung (SAB) entwickeln ca. 20-30 % der Patienten einen akuten Hydrocephalus durch eine Liquorzirkulationsstörung (51). Ein Hydrocephalus kann je nach Alter zu einem abnormen Schädelwachstum (in der pädiatrischen Population) bis hin zu erhöhtem intrakraniell Druck führen, der mit einer

potenziellen Beeinträchtigung der zerebralen Funktion einhergeht. Es werden grundlegend zwei Formen unterschieden: der nicht-kommunizierende (obstruktive) Hydrocephalus und der kommunizierende Hydrocephalus (46). Beim obstruktiven Hydrocephalus ist der Liquorfluss innerhalb der Ventrikelwege blockiert (z.B. durch eine Stenose des Aquädukts oder Verlegung der Foramina Monroi), sodass ein proximaler Liquorstau entsteht. Demgegenüber liegt beim kommunizierenden Hydrocephalus eine Resorptionsstörung oder -insuffizienz an den Arachnoidalzotten vor, oder seltener eine Überproduktion von Liquor (z.B. bei Plexuspapillom). In diesem Fall sind alle Ventrikel miteinander kommunizierend erweitert (46). Sonderformen stellen der Hydrocephalus ex vacuo (kompensatorische Ventrikelerweiterung bei Hirnatrophie) und der idiopathische Normaldruckhydrocephalus (NPH) dar.

Der idiopathische NPH tritt vorwiegend im Alter auf und ist durch die Hakim-Trias (Gangstörung, Demenz, Harninkontinenz) gekennzeichnet, wobei initial der Liquordruck nur intermittierend erhöht ist (52). Für die Diagnosestellung eines wahrscheinlichen idiopathischen NPH sind zwei Leitsymptome der Hakim-Trias, ein allmählicher Beginn mit einer Symptombdauer von mehr als 3 Monaten, die Erweiterung der Hirnventrikel in der Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) und der Ausschluss wichtiger Differentialdiagnosen gefordert (53). In der CT oder der MRT-Bildgebung sind die Ventrikel supra- und infratentoriell erweitert (53). Der Evans-Index (max. Innendurchmesser der Frontalhörner / max. Innendurchmesser des Schädels) ist $> 0,3$ (53).

Der Evans-Index ist das Verhältnis zwischen der maximalen Weite der Vorderhörner der Seitenventrikel und dem maximalen inneren Durchmesser des Schädels (54). Gemessen wird in einer Schnittbildgebung wie CT oder MRT. Wenn der Wert des Evans-Index $> 0,3$ ist, liegt eine Erweiterung der Ventrikel vor (54). Der Wert dient allgemein als quantitatives Kriterium für die Weite der Liquorräume.

2.7.1 Symptome

Die Symptome können Kopfschmerzen, Übelkeit, Erbrechen, Sehstörungen, Gangunsicherheit, Veränderungen im Verhalten oder Bewusstseinsstörungen umfassen (55). Veränderung im Verhalten meint beispielsweise kognitive Verlangsamung oder Antriebsstörung. In schweren Fällen kann es bei Bewusstseinsstörungen bis hin zu Koma und Tod kommen (56). Bei Kindern kann sich ein Hydrocephalus zusätzlich durch eine Makrozephalie, gespannte Fontanelle und oder das „setting sun“-Zeichen äußern. Das „sunset eye“ oder „setting sun“-Zeichen

(Sonnenuntergangs-Zeichen) ist ein klinisches Phänomen, das bei Säuglingen und Kleinkindern mit erhöhtem Hirndruck auftritt (bei bis zu 40 % der Kinder mit obstruktivem Hydrozephalus und 13 % der Kinder mit Shunt Dysfunktion (57)). Hierbei handelt es sich um eine Blickparese nach oben, wobei die Augen nach unten gerichtet zu sein scheinen. Ursächlich ist eine Kompression der periaqueductalen Strukturen (57).

Beim idiopathischen Normaldruckhydrozephalus (NPH) treten Gangstörung, kognitive Defizite und Harninkontinenz als Trias auf. Kognitive Beeinträchtigung findet sich in ca. 80 % der NPH-Patienten (58).

2.7.2 Diagnose

Die Diagnosestellung beruht auf der Anamnese (zeitlicher Verlauf, Kopfschmerzcharakter, Sturzanamnese, kognitive sowie Verhaltensänderungen) und klinischer Untersuchung (Bewusstsein, Blickparese, Papillenstatus, Gangbild). Der Hydrozephalus wird mit einer Bildgebung – craniale Computertomographie (CCT) oder craniale Magnetresonanztomographie (cMRT) (59) – und/oder Hirndruckmessung gesichert. Die Hirndruckmessung kann durch eine eingebrachte intraparenchymatöse Sonde erfolgen (60). Stauungspapillen können in der augenärztlichen Untersuchung, der Fundoskopie, ein Zeichen eines erhöhten intrakraniellen Drucks sein (61, 62) und somit auf einen Hydrozephalus hinweisen.

Quantitative Ophthalmoskopie/OCT-Parameter korrelieren mit dem ICP und sind für den Verlauf und zur Objektivierung hilfreich (63).

Die Sonographie kommt insbesondere pränatal zur Detektion von Ventrikulomegalie und pränataler Abklärung zum Einsatz (64). Postnatal bei offener Fontanelle ist die kraniale Sonographie ein bewährtes und schnelles Verfahren zur Diagnosestellung sowie Verlaufskontrolle.

2.7.3 Therapie

Zu den Therapiemöglichkeiten des Hydrozephalus zählen entlastende Maßnahmen wie Lumbalpunktionen und Ventrikeldrainagen, die den Liquorüberdruck akut senken können. Osmotische Therapie mit Mannitol kann kurzfristig den Hirndruck senken, behebt aber nicht die Abflussstörung (2). Eine langfristige Behandlung erfolgt häufig durch die Implantation eines Shunts (56), der den Liquorabfluss reguliert und überschüssigen Liquor ableitet. Hierbei kann entweder ein ventrikuloperitonealer Shunt, der den Liquor in die Bauchhöhle ableitet, oder

ein ventrikuloatrialer Shunt, der den Liquor in den rechten Vorhof des Herzens ableitet, implantiert werden (55). Ebenfalls besteht die Möglichkeit eines lumboperitonealen Shunts. So wurden 2011 in Japan mehr Patienten mit idiopathischem Normaldruckhydrozephalus durch eine lumboperitoneale als durch eine ventrikuloperitoneale Shunt-Operation behandelt (65). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Platzierung eines ventrikulären Katheters mit einem Risiko von etwa 1 % für symptomatische intraparenchymatöse Hämatomate (66) verbunden ist und dass die Patienten eher bereit sind, eine lumbale Operation als eine kraniale Operation zu akzeptieren (67). In Abbildung 5 sind die zuvor beschriebenen Shuntvarianten graphisch dargestellt.

Ventrikulopleurale Shunts stellen eine weitere Alternative mit spezifischen Risiken (Pleuraerguss und Überdrainage) dar (68). Historisch wurden interne Bypass-Verfahren wie die Torkildsen-Ventrikulocisternostomie (Ableitung vom Seitenventrikel in die Cisterna magna) eingesetzt, die heute aufgrund höherer Komplikationsraten nur noch selten angewendet werden (69).

Alternativ kann eine endoskopische Ventrikulostomie durchgeführt werden, bei der ein künstlicher Abflussweg innerhalb der Ventrikel geschaffen wird, um den intrakraniellen Druck zu kontrollieren und die Liquorzirkulation zu verbessern (55). Die Kombination endoskopische Drittventrikulostomie (ETV) und Choroidplexus-Kauterisation hat sich insbesondere bei Säuglingen als wirksame endoskopische Therapiealternative bei obstruktiven Formen des Hydrozephalus erwiesen. Warf et al. (70) berichten, dass bei über 80 % der Kinder $\geq 2,5$ Monate eine Shunt-Unabhängigkeit erreicht wurde. Eine systematische Übersichtsarbeit zeigt eine durchschnittliche Erfolgsrate von ca. 59 %, bei Aquäduktstenose bis zu 71 % (71).

Bei Aquäduktstenose oder beim isolierten vierten Ventrikel kommen auch endoskopische Aquäduktoplastiken oder Stentimplantationen in Betracht (72). Eine aktuelle Studie von Ueberschaer et al. (73) konnte zeigen, dass sowohl die ETV als auch das stereotaktische prepontine Stenting (STS) bei Aquäduktstenosen eine signifikante Besserung der Leitsymptome (Gangunsicherheit, Kopfschmerzen, kognitive Einschränkungen) bewirken. Beide Verfahren erwiesen sich als sicher. In den Komplikationsraten zeigten sich keine signifikanten Unterschiede, sodass die Wahl des Verfahrens individuell anhand der Patientencharakteristika und der chirurgischen Expertise erfolgen sollte (73).

Medikamentöse Verfahren zur Reduktion der Liquorproduktion mit Acetazolamid (Carboanhydrase-Inhibitor) oder Furosemid zeigen bei Frühgeborenen mit posthämorrhagischem Hydrozephalus keinen Nutzen. So konnte in der randomisierten Studie

von Kennedy et al. (74) keine Senkung der Shuntrate, sondern eher eine Zunahme von motorischen Defiziten zeigen. Die internationale PHVD („posthaemorrhagic ventricular dilatation“) Drug Trial Group fand in ihrer *Lancet*-Studie ebenfalls keinen Nutzen und wies auf potenziell ungünstige Effekte hin (75). In einem Review fasst Shooman et al. (76) zusammen, dass beide Level-I-Studien keine Reduktion von Shunt-Operationen oder Sterblichkeit zeigten, sondern erhöhte Risiken wie z. B. motorische Beeinträchtigung oder Nephrokalzinose beschrieben wurden. Daher wird diese medikamentöse Therapie nicht empfohlen (77, 78).

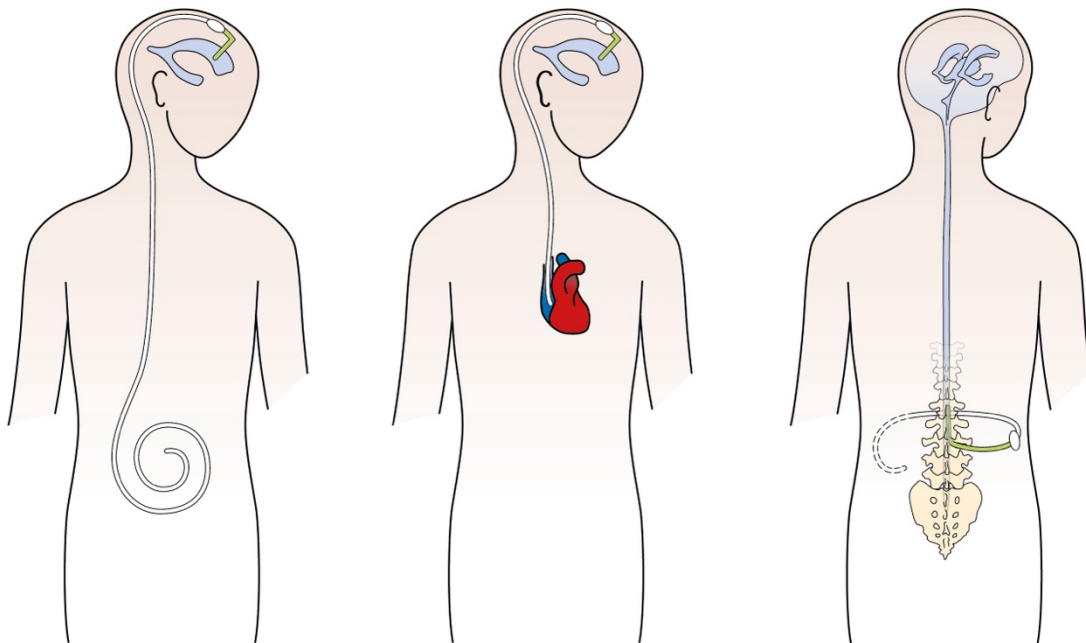


Abbildung 5: Shuntvarianten (Grafik: Stefan Kindel)
von links nach rechts: VP-Shunt; VA-Shunt; LP-Shunt

2.8 Historische Entwicklung der Liquorableitung

Zahlreiche Wissenschaftler wie Hippocrates, Claudius Galen von Pergamon, Leonardo da Vinci und Antonio Pacchioni setzten sich über die Jahrhunderte mit der Frage auseinander, wie erhöhter Hirndruck entsteht und welche therapeutischen Maßnahmen ergriffen werden sollten (79, 80). Die Geschichte der EVD reicht somit weit zurück. Erstmals wurde ein derartiger Eingriff bereits 1744 dokumentiert. Der französische Chirurg Claude-Nicolas Le Cat führte damals bei einem Neugeborenen mit Hydrocephalus eine Punktion des Seitenventrikels durch und entwickelte hierfür eine spezielle Kanüle (79).

Im 19. Jahrhundert gab es vereinzelt Berichte über Liquorpunktionen zur Entlastung. 1890 wurde von W.W. Keen (81) die Idee der Ventrikelkatheterisierung als therapeutische Maßnahme eingeführt.

Anfang des 20. Jahrhunderts verbesserten sich die technischen Möglichkeiten. Dandy (82) führte 1918 die Technik der Ventrikulographie ein, bei der Luft in die Ventrikel injiziert wurde, um den Liquorfluss bildlich darzustellen. Theodor Kocher etablierte einen Zugangsweg zum Ventrikel. Nach ihm ist der noch heute verwendete Kocher-Punkt benannt (ein frontaler Zugangsweg zur Kathetereinführung). 1927 entwickelten Adson und Lillie die Methode der intraventrikulären Druckmessung mittels eines Manometers, das an die Drainage angeschlossen wurde (79). Dieses erlaubte erstmals eine Überwachung des Hirndrucks während der Drainage. Diese frühen Ansätze ebneten den Weg für die Entwicklung moderner Ventrikeldrainageverfahren.

Ein großer Fortschritt gelang durch die Arbeiten von Nils Lundberg. Er veröffentlichte 1960 eine umfassende Analyse der intrakraniellen Druckkurven bei Hirntumorpatienten und begründete damit das moderne ICP-Monitoring (79). Lundberg zeigte, dass eine kontinuierliche Ventrikeldruckmessung via Katheter entscheidende klinische Informationen liefern kann. Er definierte, die nach ihm benannten, pathologischen Druckwellen (siehe Kapitel 2.6). In den 1960–90er Jahren weitete sich die Indikationsstellung für EVDs deutlich aus. Sie wurde vermehrt bei SAB-assoziiertem Hydrocephalus und insbesondere in der Behandlung von Schädel-Hirn-Traumen (SHT) eingesetzt (79). Somit etablierte sich die EVD als essenzielles Instrument in der Neurointensivmedizin.

Seit den 1950er Jahren wurden insbesondere durch die Arbeiten von Nulsen und Spitz (1952) permanente Shuntsysteme für chronischen Hydrocephalus erfunden (80). Durch Holter wurde 1956 das erste ventrikuloperitoneale Shuntventil eingeführt (80). Diese Ventilsysteme ermöglichten eine dauerhafte Ableitung des Liquors und reduzierten die Notwendigkeit langfristiger externer Drainagen bei Hydrocephalus-Patienten.

Die Erhöhung der Platzierungsgenauigkeit und Sicherheit der Ventrikelkatheter rückte immer mehr in den Fokus. 1985 entwickelte Jamshid Ghajar (83) einen mechanischen Zielapparat, den Ghajar-Guide, zur standardisierten Kathetereinführung in den Seitenventrikel. Dieses am Schädel fixierbare Führungsinstrument half, die Katheter entlang einer definierten Bahn (meist Kocher-Punkt zum Foramen Monroi) einzusetzen. Der Ghajar-Guide reduzierte die Fehlplatzierungsrate deutlich (84). Die Effektivität des Ghajar-Guides wurde in der prospektiven Studie von O'Leary (84) bestätigt.

Seit den 1990er Jahren kamen vermehrt Maßnahmen zur Infektionsprävention hinzu (85). Hierzu zählen z. B. strengere aseptische Techniken, verkürzte Verweildauern und die Entwicklung antibiotika-beschichteter Katheter (eingeführt um ca. 2002). Diese imprägnierten

Katheter senken das Risiko einer Ventrikulitis signifikant und wurden rasch zum Standard in vielen Kliniken (86).

2.9 Externe Ventrikeldrainage

Eine externe Ventrikeldrainage (EVD) ist ein Katheter, der die Ableitung von Liquor cerebrospinalis aus dem Ventrikelsystem nach außen ermöglicht. Die Anlage einer EVD zählt zu den häufigsten Eingriffen in der Neurochirurgie (1). Durch das Ablassen von Liquor wird ein erhöhter intrakranieller Druck schnell und effektiv gesenkt (87). Eine EVD wird somit zur Liquordrainage bei einem Hydrocephalus sowie zur Überwachung des intrakraniellen Drucks (ICP) verwendet (2). Zudem wird sie auch zur Behandlung einer intrakraniellen Hypertonie bei traumatischen Hirnverletzungen, Subarachnoidalblutungen (SAB), intrazerebralen Blutungen (ICB), Ventrikulitis und Hirntumoren benötigt (88).

Da EVDs häufig unter Notfallbedingungen platziert werden und eine falsche Positionierung des Katheters für etwa zwei Drittel der nicht-infektiösen Komplikationen verantwortlich ist (84), stellt die korrekte Platzierung eine besondere Herausforderung dar. Die Anlage einer EVD muss rasch erfolgen, ohne dass Genauigkeit und Funktionalität darunter leiden (89). Die am häufigsten angewandte Platzierungstechnik besteht aus einem Handbohrer (Spiralbohrer) und der Einführung der EVD am sogenannten Kocher-Punkt, der 2,5 cm lateral der Mittellinie und 1 cm anterior der Koronarnaht liegt (90). Dieser Punkt zielt darauf ab, den primären motorischen Kortex des Frontallappens sowie den Sinus sagittalis superior zu umgehen. Er wird außerdem auf der rechten Seite gewählt, um die Sprachbereiche der dominanten Hemisphäre zu vermeiden (89).

2.10 Ventrikelkatheterplatzierung

Die korrekte Platzierung eines Ventrikelkatheters ist entscheidend für den Therapieerfolg und die Vermeidung von Komplikationen. Eine präzise Platzierung des Ventrikelkatheters, etwa im Rahmen einer ventrikuloperitonealen (VP-) Shunt-Operation oder bei Anlage einer EVD, soll den intrakraniellen Druck regulieren und eine zuverlässige Ableitung des Liquors gewährleisten. Falsche Platzierungen können jedoch Komplikationen verursachen, die die Funktion des Shunts beeinträchtigen und das Risiko für neurologische Defizite erhöhen (91). Zu den häufigen Komplikationen nach EVD-Anlage gehören Blutungen, Fehllagen, Verschiebungen, Verstopfungen und Infektionen, die durch eine Ventrikulitis, Meningitis, Hirnabszesse oder subdurale Empyeme weiter verkompliziert werden können (92). Dies führt

zu einer längeren Verweildauer im Krankenhaus sowie zu höherer Morbidität und Mortalität (93, 94). Eine Fehlplatzierung von Ventrikelkathetern tritt in 40 % der Freihandtechnik auf und ist ein Risikofaktor für das Versagen eines implantierten VP-Shunts (94).

2.10.1 Blutungen

Entlang des EVD-Einstichkanals können Einblutungen auftreten. Kleine, asymptomatische Stichkanalblutungen sind häufig (95). Studien berichten in der CCT-Kontrolle von Inzidenzen zwischen etwa 10 % und 40 % (95, 96). Diese Mikroblutungen bleiben meist klinisch stumm und werden oft nur durch das postoperative CT entdeckt. Größere intrakranielle Hämatome infolge einer EVD-Anlage sind deutlich seltener (1–5 %) (96). Risikofaktoren für Blutungen sind Koagulopathien, mehrfache Stichversuche und ein hohes Lebensalter des Patienten (95). Auch das Entfernen eines länger liegenden Katheters kann in seltenen Fällen zu Nachblutungen führen (95). Studien berichten bei Kindern eine Rate von 21,9 % (asymptomatische Hämatome) (97). Bei Erwachsenen liegt die Inzidenz einer Blutung nach EVD-Entfernung zwischen 7,8 % und 22,5 % (96, 98). Klinisch relevante bzw. große Hämatome blieben selten (0-2 %) (98).

2.10.2 Infektionen

Eine der gefürchtetsten Komplikationen ist die Ventrikulitis bzw. Meningitis bei einer Katheter-assoziierten bakteriellen Infektion. Diese kann sich mit Fieber, trübem Liquor und klassischem Liquorbefund (zellreich/pleozytär, erniedrigte Glucose und/oder erhöhtes Lactat) präsentieren. Zellzahl (normal 0-4 Leukozyten/ μ l), Glucose (normal 45-80 mg/dl bzw. 50-70 % des Serumwertes), Laktat (normal < 2,1 mmol/l). Kriterien wie Zellzahl, Glukose und Laktat gehören zu den diagnostischen Parametern aktuellen Leitlinien, wobei eine positive Liquorkultur weiterhin den Goldstandard darstellt (99). In einer retrospektiven Untersuchung mit 396 Patienten lag die mittlere Liquorzellzahl bei etwa 1351 Zellen/ μ l (über Norm bei 96,9 % der Infektionen), das Laktat bei 3,7 mmol/L (über Norm bei 78,1 %) und Fieber war bei 75 % der Fälle dokumentiert (100). Die Inzidenz von EVD-assoziierten Infektionen variiert in der Literatur zwischen 0 % und bis zu 27 % (85). Eine Metaanalyse von 35 Studien (101) ergab eine gepoolte Infektionsrate von etwa 11,4 pro 1000 Kathetertagen. Je nach Liegedauer entspricht das ungefähr 5–15 % EVD-assoziierte Infektionen. Die große Spannweite spiegelt Unterschiede in Dauer der Drainage, Antibiotikaprophylaxe und Hygienestandards wider. Als Hauptrisikofaktoren gelten eine lange Liegedauer der Drainage (> 5–7 Tage), häufige Manipulationen am System (z. B. wiederholte Liquorentnahmen), Kopfhautinfektionen an der Austrittsstelle und inadäquate sterile Techniken (102). Eine ausreichende subkutane Tunnelierung des EVD-Katheters stellt einen wichtigen modifizierbaren Faktor zur Reduktion

der Katheter-assoziierten Infektionen dar. In einer Metaanalyse von Garg et al. (103) wurde eine Tunnellänge von 5-10 cm mit dem geringsten Infektionsrisiko assoziiert. Die Verwendung von antimikrobiell imprägnierten Kathetern (mit Antibiotika oder Silber) hat die Infektionsrate signifikant reduziert (86, 104). Eine Metaanalyse fand eine Reduktion von 13,7 % bei Standardkatheter auf 3,6 % bei imprägnierten Kathetern, d.h. eine relative Reduktion um rund 74 % (105).

2.10.3 Katheterfehllage

Technisches Versagen oder Fehlplatzierung treten in 5 % der Fälle auf (106). In einer Studie wurde festgestellt, dass 22,4 % der Katheterspitzen bei einer freihändigen Platzierung in extraventrikulären Räumen lagen, was auf ein großes Verbesserungspotenzial hindeutet (90). Es besteht auch ein Zusammenhang zwischen fehlplatzierten Katheterspitzen und dem späteren Risiko einer Shunt-Okklusion (107).

Da die korrekte Lagekontrolle und gezielte Platzierung entscheidend für den Therapieerfolg sind, werden diese Aspekte ausführlich im folgenden Kapitel dargestellt.

2.11 Positionierung der EVD und Zielpunkte

Für die erfolgreiche Ventrikelkatheter-Anlage ist die Wahl des richtigen Einstichpunkts am Schädel und die optimale Trajektorie (Zielrichtung) sowie Tiefe des Einbringens wesentlich. Eine anatomische Landmarke ist beispielsweise der Kocher-Punkt, benannt nach dem Schweizer Neurochirurgen Emil Theodor Kocher (1841-1917) (108). Nach Morone et al. (109) befindet sich dieser Punkt etwa 2–3 cm lateral der Mittellinie und 1 cm anterior zur Koronarnaht im Bereich des Os frontale. Er wird häufig als Zugangspunkt für die frontale Bohrlochtrepanation bei Ventrikeldrainagen verwendet. Die Katheterführung erfolgt senkrecht zur Linie zwischen medialem Augenwinkel und äußerem Gehörgang und wird bis zur Tiefe des ipsilateralen Seitenventrikels geführt (110). Der Kocher'sche Punkt wird genutzt, um kritische Bereiche wie den Sinus sagittalis superior und den primären motorischen Kortex zu vermeiden. Dennoch bleiben Platzierungsungenauigkeiten bestehen, da interindividuelle anatomische Unterschiede des Craniums zu Fehlplatzierungen führen können (90). Daher empfiehlt es sich, anatomische Landmarken wie den Kocher-Punkt mit bildgebender Unterstützung zu kombinieren, um die Genauigkeit der Katheterplatzierung zu erhöhen (90, 111).

Neben dem Kocher'schen Punkt sind weitere Zugänge beschrieben (112):

- Keen's Punkt: ca. 2,5–3 cm oberhalb und hinter der Ohrmuschel. Hier wird das Hinterhorn des Seitenventrikels angesteuert.
- Dandy's Punkt: okzipitaler Zugang, etwa 3 cm oberhalb und 2 cm lateral des Inions (äußerer Hinterhaupthöcker).
- Frazier's Punkt: ebenfalls okzipital, etwa 6 cm über dem Inion und 4 cm lateral.
- Tubb's Punkt: transorbitaler Zugang zum Seitenventrikel. Am oberen Rand der Augenhöhle (Orbitadach) medial zur Mittelpupillenlinie, wobei die Einstichrichtung 45° in der horizontalen Ebene und 15-20° medial zur vertikalen Ebene gerichtet wird (113).

Die exakte Positionierung des Ventrikelkatheters stellt insbesondere für weniger erfahrene NeurochirurgInnen eine Herausforderung dar. Traditionell erfolgt die Platzierung mithilfe anatomischer Landmarken, was jedoch aufgrund interindividueller Unterschiede im Aufbau des Schädels zu Fehlplatzierungen und somit zur Dysfunktion führen kann.

Kakarla et al. (114) stuften die korrekte Platzierung der Ventrikelkatheter in drei Grade ein. Grad 1 beschreibt die optimale Platzierung im ipsilateralen Frontalhorn oder dritten Ventrikel; Grad 2 definiert eine suboptimale Lage in nicht eloquentem Hirnparenchym, also die Platzierung im kontralateralen Ventrikel oder im Corpus callosum oder Interhemisphärenspalt. Grad 3 ist die suboptimale Lage im eloquenten Kortex mit oder ohne funktionelle Drainage (Hirnstamm, Basalganglien, Capsula interna, Thalamus, occipitaler Kortex, basale Zisternen). In einer retrospektiven Analyse von 346 Freihand-Platzierungen am Patientenbett, welche größtenteils von AssistenzärztInnen vorgenommen wurden, berichten sie von über 77 % Grad 1, 10 % Grad 2 und 13 % Grad 3 Katheterplatzierungen.

Tabelle 1: Klassifikation nach Kakarla (114)

Kakarla Grad	Lagebezeichnung	EVD-Lage
Grad 1	Optimale Lage	Ipsilaterales Frontalhorn als auch Spitze des dritten Ventrikels
Grad 2	Suboptimale Lage in nicht eloquentem Hirngewebe	Kontralateraler Seitenventrikel, Corpus callosum oder interhemisphärischer Spalt
Grad 3	Suboptimale Lage in eloquentem Hirngewebe	Hirnstamm, Cerebellum, Capsula interna, Basalganglien, Thalamus, Occipitaler Cortex, basale Zisternen

In der Literatur zeigen Studien eine signifikante Variabilität in der Platzierungsgenauigkeit von EVDs, die mit der Freihand-Technik eingeführt werden. Eine Metaanalyse von Nawabi et al. (115) ergab, dass etwa 72 % der EVDs mit der Freihand-Technik optimal platziert wurden, basierend auf Kakarla-Klassifikation, welche die Platzierung der Katheterspitze in der ipsilateralen Frontalhornposition als ideal definiert (114). Eine weitere systematische Übersicht von Stuart et al. (3) bestätigt diese Ergebnisse und zeigt ebenfalls, dass die Freihand-Technik eine optimale Platzierungsrate von etwa 73 % erreicht. Wilson et al. (116) hebt jedoch hervor, dass Fehlplatzierungen bei der Freihand-Technik häufiger bei Patienten mit schmalen Ventrikeln, einem niedrigen Evan's Index und einer ausgeprägten Mittellinienverlagerung auftreten.

Andere Studien zur Freihand-Platzierungstechnik berichten von Grad 1/Grad 3 Platzierungsraten von 49 % /23 %, 56 % /22,4 %, 76 % /4 % und 79 % /7 % (90, 117-119). Anatomische Landmarken, welche im Rahmen der Freihand-Platzierung benutzt werden, können die EVD-Lage beeinflussen (2).

In einer Studie von Muirhead (120) wurde mittels 3D-Rekonstruktionen von CT-Angiographien von 10 Patienten mit normal großen Ventrikeln untersucht, wie effektiv unterschiedliche anatomische Landmarken zur Freihand-Technik geeignet sind. Dabei zeigte sich, dass eine Ausrichtung des Katheters am ipsilateralen medialen Canthus (Augenwinkel) in 90 % der Fälle dazu führte, dass der Seitenventrikel verfehlt wurde. Im Gegensatz dazu waren Trajektorien, die auf den kontralateralen medialen Canthus zielten (nur 10 % Fehllage), sowie senkrecht zur Schädelkalotte geführte Trajektorien (0 % Fehllage) deutlich präziser und zuverlässiger.

Die Studie von Rehman et al. (121) mit Bildgebungssimulation an 101 Patienten mit unauffälligem CT-Befund untersuchte die Platzierung von Ventrikelkathetern über eine senkrecht zur Schädeloberfläche ausgerichtete Trajektorie. Der Eintrittspunkt entsprach dabei dem Kocher-Punkt (bei Erwachsenen in dieser Studie definiert mit: 2–3 cm lateral der Mittellinie, 11 cm posterior des Nasions und 1 cm anterior der Koronarnaht). Diese Technik führte in 67,8 % der Fälle zu einer Platzierung der Kategorie 1, in 20,8 % zur Kategorie 2 und in 10,4 % zur Kategorie 3. In keinem einzigen Fall führte ein Verschieben des Katheters auf eine Tiefe von mehr als 6,5 cm nach initialem Verfehlen doch noch zum Erreichen des Ventrikels.

In der kleinen, monozentrischen, randomisierten Studie von O'Leary et al. (84) wurden Patienten entweder einer Freihand-EVD-Anlage oder einer EVD-Anlage mittels einer kleinen

Führungsvorrichtung dem sogenannten „Ghajar-Guide“ zugeteilt. Die Anzahl der Versuche bis zur erfolgreichen Katheterplatzierung wurde dokumentiert und die Genauigkeit der Lage anhand des Abstandes der Katheterspitze zum Foramen Monroi beurteilt. Dabei zeigte sich bei Verwendung des Ghajar-Guides eine geringere Anzahl von Punktionen sowie eine bessere Genauigkeit der Katheterlage. Allerdings konnten die Untersucher keine eindeutigen Rückschlüsse auf die klinische Relevanz dieser Ergebnisse ziehen.

Der Einsatz technischer Hilfsmittel wie CT-gesteuerte Navigation (122, 123), intraoperativer Ultraschall (124), elektromagnetische Navigation (125-127) und die Ventrikulostomie über eine Bolt-Fixierung (118, 128) wurde jeweils mit einer verbesserten Genauigkeit der externen Ventrikeldrainage (EVD)-Anlage in Verbindung gebracht. Allerdings sind die vorhandenen Daten hierzu von geringer Qualität, potenziell widersprüchlich und ohne aussagekräftige Vergleichsgruppen (2).

Zu rahmenbasierten stereotaktischen Verfahren konnte Niedermeyer et al. (129) zeigen, dass die stereotaktische Drittventrikulostomie mit internem Shunt bei tumorassoziertem obstruktiven Hydrocephalus eine hohe Genauigkeit und Sicherheit aufweist. In dieser Serie stellte die rahmenbasierte Technik eine präzise und effektive Alternative zur klassischen EVD-Anlage dar (129).

Somit geben Fried et al. (2) in ihrem Konsensus-Statement von 2015 folgende Empfehlungen: Wenn die ventrikuläre Anatomie normal ist, wird die Verwendung des Kocher'schen Punkt oder das Anvisieren des kontralateralen medialen Canthus empfohlen, um die höchste Wahrscheinlichkeit einer optimalen EVD-Platzierung zu erlangen. Der Katheter sollte nicht mehr als 6,5 cm von der Schädeloberfläche vorgeschoben werden, bevor er Liquor fördert. In Fällen einer verzerrten Ventrikel-Anatomie oder ungewöhnlich kleinen Ventrikel sollte die Verwendung einer Navigation in Betracht gezogen werden, sofern verfügbar (2). Klinische Beobachtungsstudien (114, 119) und Computersimulationen (120, 121) zeigen, dass die genannten Orientierungspunkte die höchsten Erfolgsquoten bei der Platzierung des Katheters im Frontalhorn haben.

2.12 Aktueller Forschungsstand und Trainingsmethoden zur Optimierung der Katheterplatzierung

Moderne Ansätze in der Neurochirurgie umfassen den Einsatz von Bildgebungstechnologien und neuronavigationsgestützten Methoden zur Verbesserung der Katheterplatzierung. Bereits in den 1980er Jahren entwickelte Ghajar (83) ein Gerät zur Führung des Katheters, das bis heute

in verschiedenen Formen eingesetzt wird. In den letzten Jahrzehnten wurden Technologien wie die elektromagnetische Stereotaxie und neuronavigationsgestützte Systeme zunehmend genutzt, um eine präzisere Platzierung des Katheters zu ermöglichen. Kandasamy et al. (130) zeigten, dass die elektromagnetische stereotaktische Navigation bei ventrikuloperitonealen Shunt-Operationen erfolgreich angewandt werden kann. Darüber hinaus stellte Thomale et al. (131) ein Smartphone-unterstütztes Führungsinstrument vor, das die Katheterplatzierung bei pädiatrischen Patienten erleichtern soll.

Parallel zu diesen technologischen Fortschritten hat die Integration von 3D-gedruckten Modellen in die medizinische Ausbildung in den letzten Jahren erheblich zugenommen. Studien zeigen, dass diese Modelle die Genauigkeit bei der Katheterplatzierung signifikant verbessern können (132). Allerdings sind die Daten zur Effektivität solcher Trainingsmethoden in der klinischen Ausbildung bislang begrenzt (132).

Tai et al. (133) entwickelten bereits 2015 ein 3D-gedrucktes Phantom zur EVD-Platzierung und konnten dessen technische Machbarkeit sowie die didaktische Validität für das neurochirurgische Training belegen. Neuere Entwicklungen wie das 3D-gedruckte Schädelmodell von Scheidt et al. (132) zeigten eine hohe Akzeptanz und Realitätsnähe in der Evaluation durch NeurochirurgInnen. Liang et al. (134) stellten einen 3D-gedruckten Führungs-Guide vor, der die Erfolgsrate bei Junior-NeurochirurgInnen deutlich verbessern konnte.

Fedorov et al. (135) entwickelten die 3D-Slicer-Plattform, die als Grundlage für die Erstellung von 3D-Modellen in der medizinischen Ausbildung dient. Diese Modelle ermöglichen eine realitätsnahe Nachbildung der anatomischen Strukturen und bieten insbesondere jungen NeurochirurgInnen eine sichere Möglichkeit zur Vorbereitung.

Auch virtuelle Trainingsumgebungen rücken mehr in den Fokus. Rossitto et al. (136) zeigten 2023 in einer Kohorte von Medizinstudierenden, dass Virtual-Reality-Simulationen (VR) die Genauigkeit der Katheterplatzierung signifikant verbessern und die Distanz zum Foramen Monroi verringern.

Eine Studie von Schirmer et al. (137) untersuchte den Einsatz von Virtual-Reality-basierten Simulationen zur Verbesserung der Genauigkeit bei der Ventrikulostomie und betonte die Bedeutung von Simulationen für die neurochirurgische Ausbildung.

Banerjee et al. (126) evaluierten die Genauigkeit der Katheterplatzierung durch die Nutzung eines hochauflösenden Virtual-Reality-Simulators mit haptischem Feedback, was nahelegt,

dass simulationsbasierte Trainingsmethoden die Fähigkeiten bei der Katheterplatzierung verbessern können.

Ergänzend berichteten Van Gestel et al. (138), dass ein Augmented-Reality-System (AR) in einer Pilotserie bei EVD-Anlagen zu höherer Platzierungsgenauigkeit und geringerer Revisionsrate führte.

Eine systematische Übersicht und Metaanalyse von Stuart et al. (3) zur Genauigkeit der EVD-Platzierung betrachtete auch die Wirksamkeit verschiedener Trainingsmethoden. Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass simulationsgestützte Trainings die Genauigkeit verbessern können. Sie weisen jedoch auf die begrenzte Verfügbarkeit umfassender Daten zur klinischen Wirksamkeit solcher Modelle hin.

Eine weitere Studie von Robertson et al. (139) untersuchte radiografische Simulationen und zeigte, dass diese das Risiko für ventrikulostomieassoziierte Blutungen abschätzen und minimieren können. Dies unterstreicht die Bedeutung von simulationsbasiertem Trainingsmethoden, um das Risiko für Komplikationen zu reduzieren und die Sicherheit für Patienten zu erhöhen.

Eine Umfrage unter Mitgliedern des EANS Young Neurosurgeons Committees zeigt, dass Hands-on Training im Operationssaal nach wie vor als deutlich wertvoller eingeschätzt wird als moderne simulierte Trainingsmethoden wie AR/VR, Simulatoren oder Cadaver-Training (140). Gleichzeitig wird allerdings von einem Rückgang der praktischen OP-Zeit in der Weiterbildung berichtet. Um diesen Nachteil auszugleichen, wird die Entwicklung und Implementierung hochwertiger Trainingsmodelle (z. B. Simulation, strukturierte Kurse) notwendig (140).

Zusammenfassend zeigen diese Studien, dass 3D-gedruckte Modelle und simulationsbasierte Trainingsmethoden einen wichtigen Beitrag zur Verbesserung der Genauigkeit bei der Katheterplatzierung leisten können. Die Datenlage weist jedoch auf den Bedarf weiterer klinischer Studien hin, um die Effektivität dieser Trainingsmethoden in der Praxis umfassend zu belegen. Insgesamt verdeutlicht der aktuelle Forschungsstand, dass sowohl technische Hilfsmittel wie neuronavigationsgestützte Verfahren als auch Simulationstrainings mit Virtual Reality und 3D-gedruckten Modellen einen wichtigen Baustein zur Optimierung der Katheterplatzierung darstellen. Künftig sollten diese Ansätze noch stärker in standardisierte Trainingsprogramme integriert werden, um die Patientensicherheit und die Präzision der Katheterplatzierung langfristig zu verbessern.

2.13 Interne Auswertung

In einer internen Auswertung der neurochirurgischen Klinik und Poliklinik der Universitätsmedizin Mainz wurden alle Shuntkatheter aus den Jahren 2020-2022 hinsichtlich ihrer Position beurteilt (unveröffentlichte interne Daten). Insgesamt wurden 230 Patienten retrospektiv analysiert, die sich von 2020 bis 2022 einer ventrikuloperitonealen Shunt-Operation in der Klinik unterzogen haben. Die Position der Ventrikelkatheterspitze ist ein wichtiger Faktor für die Funktion des Shunts. Die ventrikulären Shuntkatheter wurden anhand von den vorliegenden postoperativen CCT-Verlaufsbildgebungen hinsichtlich ihrer Lageposition ausgewertet. Hierfür wurde die Kakarla-Klassifikation (Grad 1 bis 3) verwendet. Nach der Kakarla-Klassifikation lag die Position der Katheter zu 76 % bei Grad 1 (optimal), zu 21 % bei Grad 2 (suboptimal, nicht eloquent) und zu 3 % bei Grad 3 (suboptimal, eloquent).

Zwar deckten sich die Ergebnisse der retrospektiven Analyse der Neurochirurgie in Mainz mit den Daten aus der Literatur, die eine signifikante Variabilität in der Platzierungsgenauigkeit von EVDs zeigen. Dennoch wurde die Notwendigkeit erkannt, die Genauigkeit der Katheterplatzierung weiter zu verbessern. Daher wurde ein spezielles Trainingsmodell entwickelt, das dazu dient, die Einstichrichtung zu üben und somit die Präzision der Katheterplatzierung zu erhöhen. Dieses Trainingsmodell wurde an einer Gruppe von NeurochirurgInnen angewandt. Der Fortschritt wurde dokumentiert, um die Wirksamkeit des Trainings zu evaluieren.

2.14 Zusammenfassung und Zielsetzung

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die traditionelle Freihand-Technik für die EVD-Anlage zwar etabliert ist, jedoch weiterhin fehleranfällig bleibt. Moderne neuronavigationsgestützte Techniken sowie das Training an virtuellen und 3D-gedruckten Modellen zeigen vielversprechende Ergebnisse zur Verbesserung der Platzierungsgenauigkeit. Dennoch fehlen umfassende, standardisierte Ausbildungsprotokolle, die eine hohe Praktikabilität und Verfügbarkeit im klinischen Alltag gewährleisten. Die vorliegende Arbeit zielt darauf ab, durch die Entwicklung eines strukturierten 3D-gedruckten Trainingsmodells zur EVD-Platzierung einen Beitrag zur neurochirurgischen Ausbildung und zur Patientensicherheit zu leisten.

3 Material und Methoden

Das vorliegende Kapitel beschreibt die methodische Vorgehensweise der durchgeführten Studie zur Erhebung von Parametern zur Genauigkeit der Platzierung externer Ventrikeldrainagen (EVD) im Rahmen eines standardisierten Trainingsprotokolls. Grundlage der Untersuchung bildeten anatomisch realitätsnahe 3D-gedruckte Schädelmodelle auf Basis patientenspezifischer CT-Daten. Im Folgenden werden die Konstruktion der Simulationsmodelle, das Studien- und Trainingsdesign, die Zusammensetzung der Teilnehmergruppe, die Erhebungsinstrumente sowie die angewandten Verfahren zur Datenauswertung detailliert dargestellt.

3.1 Patienteneinwilligung und Ethikvotum

Es handelt sich um eine retrospektive Auswertung bereits erhobener CT-Daten. Da bei der Reproduktion von CCT-Scans mit einem 3D-Drucker auch das Gesicht der PatientInnen abgebildet wird, war eine gesonderte Einwilligung erforderlich. Alle drei hier beschriebenen PatientInnen wurden durch eine entsprechende 3D-Visualisierung wie ihr jeweiliges spätere 3D-Modell aussehen würde, aufgeklärt und informiert. Sie haben ihre schriftliche Zustimmung für die Verwendung ihrer Bilddaten für die medizinische Ausbildung und Abbildung der 3D-Modelle erteilt. In Übereinstimmung mit dem Landeskrankenhausgesetz war für die retrospektive Datenauswertung keine Genehmigung der Ethikkommission erforderlich. Die Studie wurde unter Beachtung sämtlicher institutioneller und ethischer Richtlinien durchgeführt.

3.2 3D-gedruckte Modelle

Für die Erstellung der Trainingsmodelle wurden zunächst geeignete CCT-Datensätze ausgewählt. Entscheidend für das Projekt war, dass die Scans den gesamten Kopf inklusive des Gesichtes und der Ohren abbildeten. Zusätzlich wurde eine Schichtdicke der CT-Scans von mindestens 0,5 mm als Einschlusskriterium festgelegt, um eine qualitativ hochwertige 3D-Rekonstruktion zu gewährleisten. Ausgehend von diesen Vorgaben wurden CCTs aus dem internen Archiv nach CTA und Navigations-CTs durchsucht, bis jeweils ein Fall mit engen Ventrikeln (Schlitzventrikel), weiten Ventrikeln (Normaldruckhydrocephalus) und normaler Ventrikelweite gefunden war. Auf dieser Basis konnten drei Modelle unterschiedlicher Schwierigkeitsstufen simuliert werden. Diese ermöglichen es, NeurochirurgInnen gezielt auf verschiedene anatomische Bedingungen vorzubereiten: Modell 1 (enge Ventrikel/Schlitz-

Ventrikel), Modell 2 (breite Ventrikel/Normaldruckhydrozephalus) und Modell 3 (normale Ventrikelweite). Die CCTs der drei Modelle sind in Abbildung 6 zu sehen.

Die Generierung der 3D-Modelle erfolgte in einem mehrstufigen Prozess, der von der digitalen Aufbereitung der CT-Daten bis hin zur additiven Fertigung reichte. Zunächst wurden die CT-Daten in 3D Slicer (<https://www.slicer.org>) (135) importiert und die Hautoberfläche mittels Schwellenwertsegmentierung bei -200 HU extrahiert. Das resultierende polygonale Mesh wurde anschließend in Netfabb Premium (Autodesk, San Rafael, USA) weiterbearbeitet, wobei eine automatische Netzkorrektur durchgeführt wurde. In diesem Schritt wurden kleine Löcher geschlossen sowie interne Flächen und nicht-mannigfaltige Dreiecke entfernt.

Durch die Segmentierung wurden zudem natürliche anatomische Öffnungen, wie äußere Gehörgänge, Mastoidzellen, Nasenlöcher, Nasennebenhöhlen sowie Mund- und Rachenraum, irrtümlich vollständig erfasst. Zur Eliminierung dieser Strukturen wurden in Netfabb zylindrische Objekte an den äußeren Gehörgängen und hinter den Nasenlöchern platziert und mittels boolescher Operation mit dem Kopfmodell verschmolzen, sodass die innenliegenden Hohlräume geometrisch vom restlichen Modell getrennt und anschließend entfernt werden konnten.

Um eine Standardisierung der Modelle zu gewährleisten, wurden diese mit einer einheitlichen Basisplattform (10×10 cm) versehen und so ausgerichtet, dass die Frankfurter Horizontale um 45° nach ventral geneigt war.

Die Frankfurter Horizontale, auch bekannt als Deutsche Horizontale, ist eine gedachte Ebene, die vom tiefsten Punkt des unteren Randes der Augenhöhle (Orbita) bis zum höchsten Punkt des oberen Randes des äußeren Gehörgangs (Meatus acusticus externus) verläuft (141). Damit bildet sie eine Referenzebene, die dem horizontalen Blick des Menschen entspricht. Die Frankfurter Horizontale wurde 1882 von Anthropologen auf einem Kongress in Frankfurt am Main als Standard-Bezugsebene in der Kranioimetrie definiert (141). In der englischsprachigen Literatur wird sie entsprechend als Frankfurt Horizontal Plane (FH plane) bezeichnet.

Die oben genannte Ausrichtung wurde durch die Fusion eines Quaders mit dem Kopfmodell realisiert. Zur Reduktion des Materialverbrauchs bei gleichzeitiger Wahrung der strukturellen Stabilität erfolgte anschließend eine Aushöhlung des Modells mithilfe der Funktionen *generate shell* und *hollow part* (Wandstärke 5 mm). Auf diese Weise konnte das Materialvolumen erheblich reduziert werden, ohne die mechanische Integrität der Modelle zu beeinträchtigen.

Aufgrund der begrenzten Bauplattform des verwendeten 3D-Druckers (Stratasys J5 MediJet, PolyJet-Technologie; Durchmesser 200 mm, Höhe 187 mm) mussten die Modelle in zwei

Hälften geteilt werden, was mithilfe der Funktion *plane cut* umgesetzt wurde. Zur Gewährleistung einer präzisen Reassemblierung wurden zusätzlich Passstifte sowie korrespondierende Vertiefungen an den Schnittkanten generiert (*generate surface features for alignment and assembly: pins & holes*).

Die finalen Modelle wurden anschließend im STL-Format exportiert und in GrabCAD Print (Stratasys, Minnesota, USA) für das Slicing und die Verschachtelung aufbereitet. Der Druck erfolgte auf dem Stratasys MediJet J5 unter Verwendung von DraftWhite (MED837) als Grundmaterial in Kombination mit den farbigen Photopolymeren VeroMagenta™, VeroYellow™ und VeroCyan™ (Stratasys, Minnesota, USA) bei einer Schichtdicke von 18 µm. Nach Abschluss des Druckvorgangs wurden die Modelle mit Kunststoffprimer behandelt und mit Klarlack versiegelt, um spätere Oberflächenmarkierungen mit wasserlöslichen Stiften vornehmen und rückstandslos entfernen zu können.

Die Druckarbeiten wurden von Mathias Gielisch und Julian Graef (Klinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, Universitätsmedizin Mainz) durchgeführt. Die Kosten pro Modell beliefen sich auf etwa 640 €. Eine Einordnung dieser Kosten im Vergleich zu alternativen Druckverfahren (z. B. kostengünstiger, jedoch weniger präziser FDM/Filamentdruck versus hochauflösender PolyJet-Druck) erfolgt im Diskussionsteil.

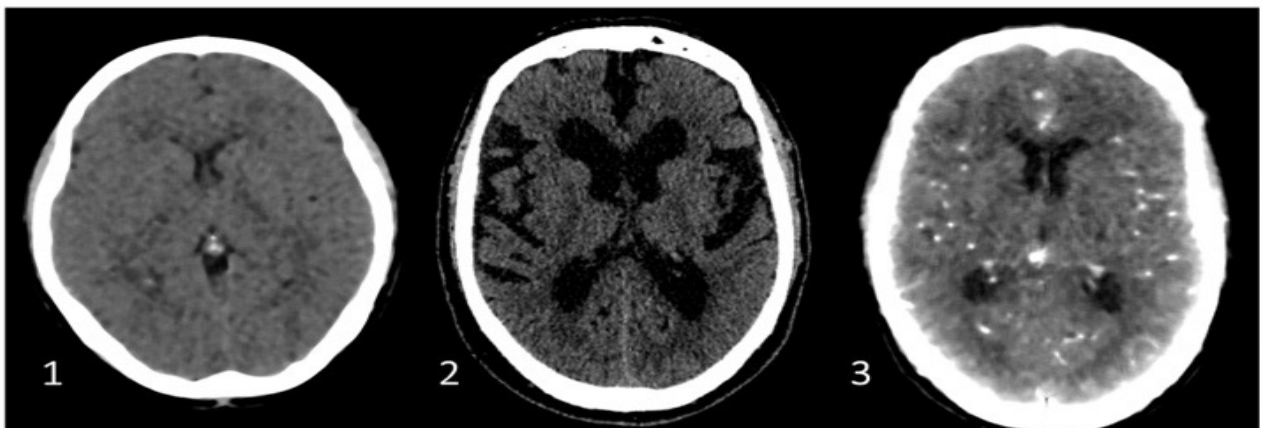


Abbildung 6: cCTs der drei verschiedenen Simulationsmodelle
Modell 1 (links), Modell 2 (Mitte) und Modell 3 (rechts)



Abbildung 7: Markierung des Kocher'schen Punktes durch Teilnehmer (Foto mit freundlicher Genehmigung des Teilnehmers)

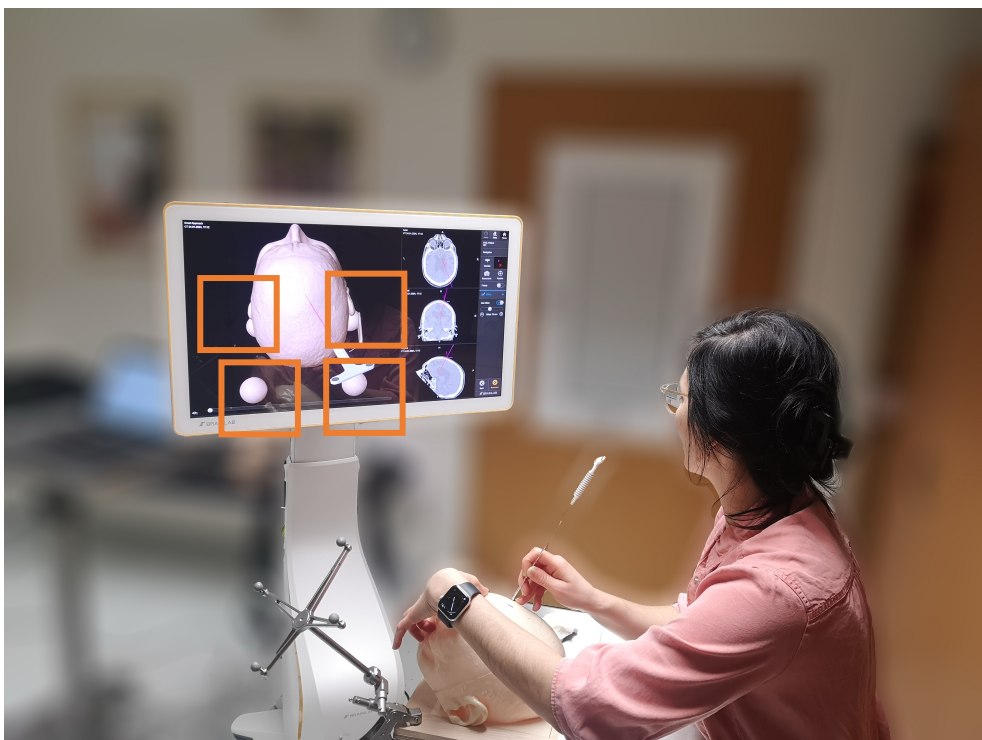


Abbildung 8: Navigation der EVD-Eintrittsstelle mit Hilfe des Navigationssystems durch die Autorin dieser Arbeit

3.3 Studienaufbau nach 3-stufigem Trainingsprotokoll

Die CT-Datensätze wurden in ein optisches Navigationssystem (Brainlab, München, Deutschland) geladen. Es wurde eine Halteplattform aus Holz konstruiert, in deren Vertiefung die zuvor erwähnte Basisplatte jedes Kopfmodells genau einrasten konnte. Damit wurde eine konsistente Positionierung der verschiedenen Modelle sichergestellt. Der Referenzmarker des Navigationssystems wurde an dieser Plattform befestigt (Abbildung 7). Eine EVD wurde über ein navigierbares Stilet gezogen und mit Nähten auf das Stilet fixiert. Alle 3 Modelle wurden im Navigationssystem so angepasst, dass sie an der Basis übereinstimmen. Diese Basis passt genau in die Halteplattform. Dadurch ist es möglich, ein Kopfmodell einmalig zu registrieren und anschließend andere Modelle auszutauschen. Jedes neue Modell zeigt dann automatisch den passenden Datensatz im Navigationssystem an. Modell 1 wurde immer mit einem Navigationspointer des Herstellers Brainlab und Oberflächenpunkten im Navigationssystem registriert.

In der Standardanwendung erfordert die Software von Brainlab die individuelle Registrierung jedes einzelnen CT-Datensatzes mithilfe eines Navigationspointers. Dieses Vorgehen hätte den Ablauf der Studie jedoch erheblich verlangsamt und mit entsprechenden Wartezeiten für die Teilnehmenden verbunden. Zur Lösung dieses Problems wurden alle 3D-Drucke mit einer einheitlichen Basisplatte versehen, wobei der Referenzstern nicht direkt am Modell, sondern an der hölzernen Plattform fixiert wurde. Dadurch befand sich die Basisplatte bei jedem Modellwechsel stets in derselben räumlichen Relation zum Referenzstern. Um die Kopfmodelle problemlos austauschen zu können, war es erforderlich, die drei verwendeten Datensätze so zu registrieren, dass die Basisplatten exakt übereinanderlagen.

Da in Brainlab die Funktion *Image Fusion* lediglich die Registrierung unterschiedlicher Bildmodalitäten desselben Patienten (z. B. MRT und CT) erlaubt, wurde ein alternativer Ansatz gewählt: Die aus Netfabb exportierten Kopfmodelle mit den Basisplatten wurden zunächst in die Software *Amira* importiert. Dort erfolgte die Registrierung der originalen CT-Datensätze auf die entsprechenden 3D-Modelle. Zur Erhöhung der Präzision wurden zusätzlich vier große Markierungskugeln an den Ecken der Basisplatte platziert (vgl. Abbildung 8, oranger Rahmen). In einem weiteren Schritt wurden diese Kugeln mit sehr hohen Hounsfield Units in die ursprünglichen DICOM-Datensätze integriert (Funktion *Scan Convert* in *Amira*). Weitere methodische Details sind bei Kosterhon et al. (142) beschrieben.

Diese vier Kugeln sollten später als Referenzmarker in der Navigation dienen, um alle drei Modelle an der gleichen Position aufeinander zu registrieren. Diese neuen DICOM-Datensätze

der drei Patienten wurden dann mit Amira im DICOM-Format exportiert und anschließend in Brainlab importiert. Modell 2 und Modell 3 wurden dann mit der Funktion *Image Fusion* so aufeinander registriert, dass nicht die Schädel übereinanderlagen, sondern dass die vier Kugeln jeweils aufeinander lagen. So war es möglich mit nur einer Registrierung (Modell 1) später alle drei Modelle durch einfaches Auswechseln navigieren zu können.

3.4 Teilnehmer der Studie

Das gesamte ärztliche Personal der Neurochirurgischen Klinik der Universitätsmedizin Mainz wurde gebeten, an der Studie teilzunehmen. Die Teilnahme war freiwillig. Es nahmen im Februar und März 2024 25 TeilnehmerInnen mit unterschiedlicher Berufserfahrung teil: 13 AssistenzärztInnen (0-6 Jahre Berufserfahrung; 7 weibliche Teilnehmerinnen, 6 männliche Teilnehmer) und 12 OberärztInnen (mehr als 6 Jahre Berufserfahrung, davon 1 weibliche Teilnehmerin).

Tabelle 2: Teilnehmer

Teilnehmergruppe	Gesamtzahl	Weiblich n (%)	Männlich n (%)
AssistenzärztInnen (Berufserfahrung 0 - 6 Jahre)	13	7 (53,8)	6 (46,2)
OberärztInnen (Berufserfahrung > 6 Jahre)	12	1 (8,3)	11 (91,7)
Gesamt	25	8 (32)	17 (68)

3.5 Trainingsprotokoll

Die Reihenfolge, in der die Modelle präsentiert wurden, wurde für jeden Teilnehmer zufällig bestimmt. Dazu zogen die Teilnehmer Lose. Jeder Teilnehmer durchlief insgesamt drei Runden mit jedem der drei Modelle. Somit absolvierte jede Person das Verfahren dreimal pro Modell (3x3 Verfahren pro Teilnehmer): Runde 1 (Pre-Training - Freihand), Runde 2 (Training mit Neuronavigation und standardisiertem Protokoll), Runde 3 (Post-Training - Freihand).

3.5.1 Runde 1 (Pre-Training)

Das erste ausgewählte Modell wurde auf der Plattform fixiert. Es wurde gebeten, auf dem Modell beidseitig den Kocher-Punkt zu markieren. Dafür stand ein wasserlöslicher Stift und ein 15 cm langes flexibles Lineal zur Verfügung (beides Teil eines sterilen Verpackungssets (Hersteller: Aspen Surgical Products Inc.; Secureline Surgical Skin Marker), welches für Hautmarkierungen in der Chirurgie verwendet wird, Abbildung 7). Es wurden keine weiteren

Anweisungen gegeben. Die Teilnehmer hatten keine Informationen über die CT-Bilder der Modelle und wurden nur darüber informiert, dass es sich um ein symmetrisches Ventrikelsystem handelte. Mit dem navigierten Stilett steuerte der Teilnehmer die Punktionsrichtung vom markierten Eintrittspunkt (entry point) aus an. Sobald er damit zufrieden war, wurde diese Trajektorie im Navigationssystem gespeichert. Beim Platzieren sah der Teilnehmer die gesetzte Trajektorie nicht. Der Teilnehmer wurde zuvor gefragt, wie tief (Angabe in cm) er die EVD vom Hautniveau aus platzieren würde. Dieser Vorgang wurde für alle drei Modelle wiederholt.

3.5.2 Runde 2 (Training mit Neuronavigation und standardisiertem Protokoll)

In der zweiten Runde begann jeder Teilnehmer wieder mit dem ursprünglich zugewiesenen Modell. Den Teilnehmer wurde ein standardisiertes Protokoll mit Abbildungen als Anleitung zur EVD-Anlage ausgehändigt. Zunächst wurde der Mittelpunkt des Kopfes mit dem 15 cm langen Lineal gemessen, und zwar vom rechten und linken Ohransatz bis zur Sagittallinie (Abbildung 9). Der Mittelpunkt dieser Punkte definierte die Mittellinie des Kopfes (Abbildung 9). Von diesem Punkt aus wurden 12 cm vom Nasenrücken (Nasion) nach oben (Abbildung 10) und dann 2,5 cm seitlich auf beiden Seiten gemessen, um den Kocher-Punkt zu markieren (Abbildung 11). Das Protokoll beschrieb den optimalen Eintrittspunkt mit Punktionsrichtung (Abbildung 12). Dieser zielt in der Frontalebene Richtung ipsilateralen medialen Epikanthus und in der Sagittalebene den äußeren Gehörgang. Die Punktionstiefe beträgt 7 cm ab Hautniveau (Abbildung 12). Nach Markierung des Eintrittspunktes konnten die Teilnehmer die optimale Einstichrichtung/Punktionsrichtung auf dem Navigationsmonitor beobachten und optimieren. Hierbei konnte zeitlich so lange wie gewünscht geübt und ausprobiert werden (Abbildung 8). Sobald die Teilnehmer zufrieden waren, wurde die navigierte Trajektorie im Navigationssystem gespeichert.

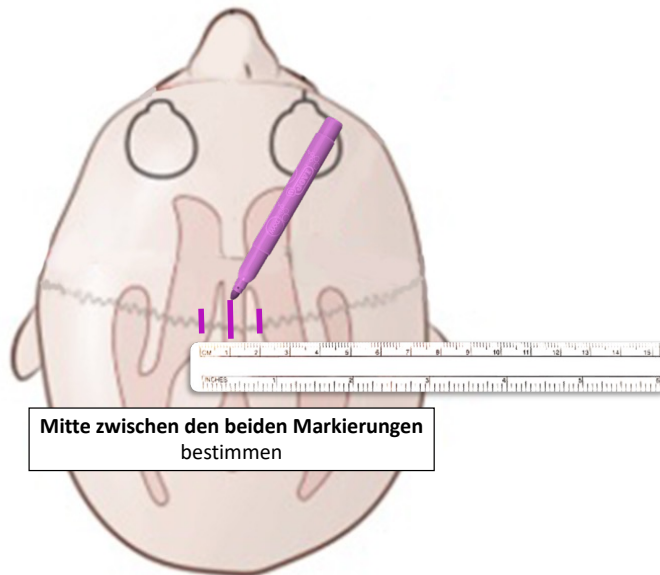
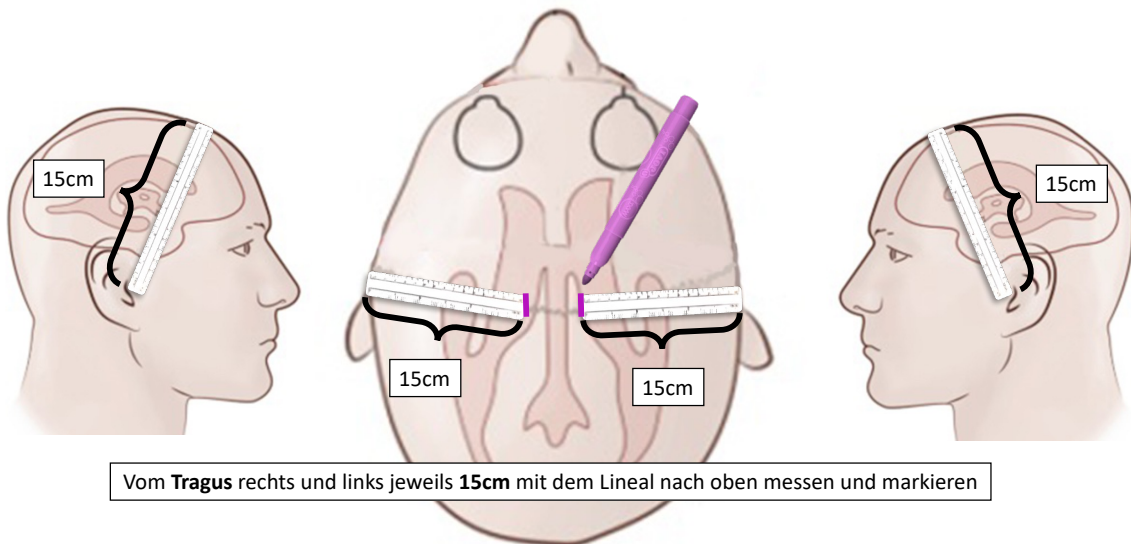


Abbildung 9: Ausmessen der Mittellinie (Grafik: Michael Kosterhon)

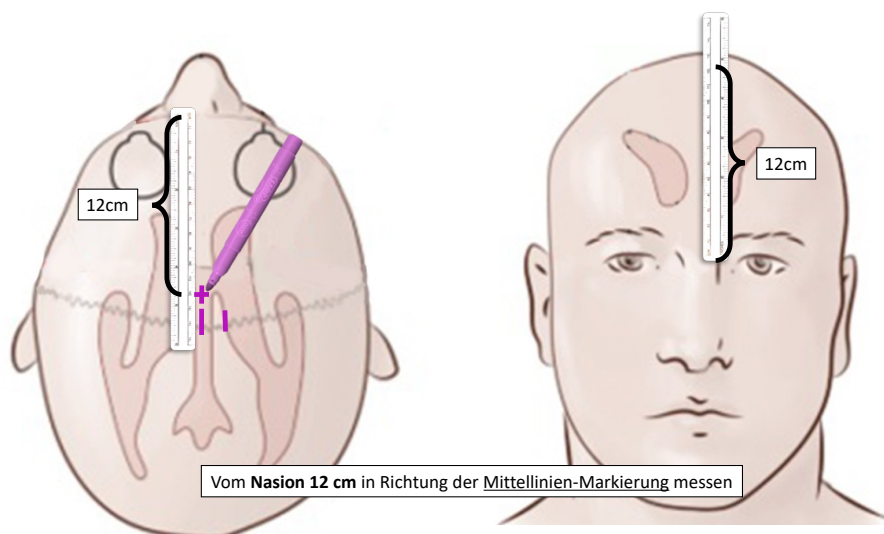


Abbildung 10: Abstand Nasion zu Mittellinie (Grafik: Michael Kosterhon)

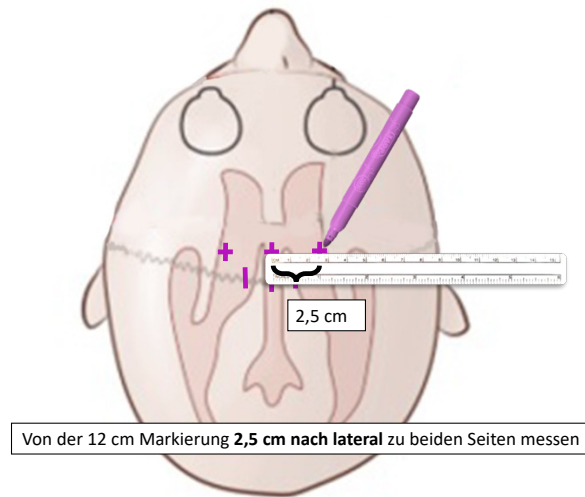


Abbildung 11: Abstand nach lateral (Grafik: Michael Kosterhon)

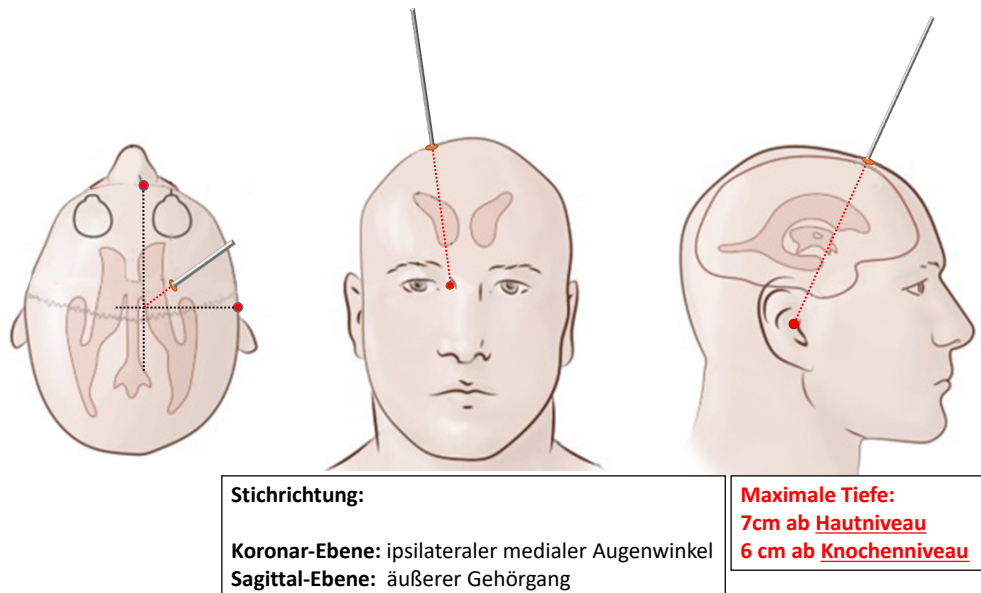


Abbildung 12: Piktionsrichtung und Tiefe (Grafik: Michael Kosterhon)

3.5.3 Post-Training

In der letzten Runde markierten die Teilnehmer die Eintrittspunkte gemäß dem Protokoll und richteten dann die Piktionsrichtung für jedes Modell mit dem Stilet aus, ohne auf den Navigationsbildschirm zu schauen. Sobald sie mit jeder Trajektorie zufrieden waren, wurde diese im Navigationssystem gespeichert.

3.6 Messung

In jeder Runde wurde die Zeit gemessen, die für die Markierung und Piktions beider Ventrikel benötigt wurde. Außerdem wurde dokumentiert, ob die Teilnehmer in der Runde 1 zunächst den Mittelpunkt des Kopfes ermittelt hatten und welche Hand (rechts vs. links) für jede

Ventrikelpunktion verwendet wurde. Wie bereits zuvor in den Absätzen beschrieben wurden die jeweiligen navigierten Trajektorien (Eintrittspunkt mit Punktionsrichtung und Katheterlänge = EVD-Tiefe vom Hautniveau aus gemessen) im Navigationssystem gespeichert.

3.7 Fragebögen zur Selbsteinschätzung der Teilnehmer

Jeder Teilnehmer erhielt zu Beginn und am Ende des Trainings einen Fragebogen (Abbildung 13 und Abbildung 14) zum Ausfüllen. Im Fragebogen wurden persönliche Daten wie Berufserfahrung, Händigkeit und die Anzahl der bisherigen platzierten EVDs abgefragt. Die Teilnehmer wurden ebenfalls gebeten, ihre persönliche Rate an Fehlplatzierungen (alles andere als optimale Platzierungen = Kakarla Grad 1) in Prozent zu schätzen (1 %, 5 %, 10 %, 20 %, 30 %, 40 %, 50 %). Außerdem wurden erhoben, wie sicher sich die Teilnehmer bei der Platzierung der EVDs insgesamt, beim Auffinden der Einstichstelle und bei der Einstichrichtung fühlten (sehr sicher, sicher, eher sicher, eher unsicher, unsicher, sehr unsicher).

Nr. des Studienteilnehmers:			
Datum der Befragung			
Fragen			
Wie alt sind Sie?	Jahre		
Seit wann arbeiten Sie aktiv als NeurochirurgIn?	Jahr		
Geschlecht	<input type="checkbox"/> männlich	<input type="checkbox"/> weiblich	<input type="checkbox"/> divers
Wie ist Ihre derzeitige Position?	<input type="checkbox"/> AA	<input type="checkbox"/> FA	<input type="checkbox"/> OA
Wie viele EVDs/ Ventrikel-katheter (auch bei Shunts) haben Sie schon gelegt?	(Bitte möglichst genaue Angabe z.B. anhand des eigenen OP-Katalogs)		

Sind Sie Rechts- oder LinkshänderIn	<input type="checkbox"/> links			<input type="checkbox"/> rechts			
Wie sicher fühlen Sie sich beim Legen von EVDs/ Ventrikelkathetern insgesamt?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher	
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. des Auffindens des richtigen Punktionsortes (Entry Point)	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher	
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. der Anlage des Bohrlochs?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher	
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. der richtigen Punktionsrichtung des Katheters?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher	
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. der richtigen Punktionstiefe des Katheters?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher	
Wie schätzen Sie ihre persönliche Rate an Fehllagen insgesamt ein (alles außer optimale Lagen)	1 v. 100	5 v. 100	1 v. 10	2 v. 10	3 v. 10	4 v. 10	5 v. 10

Abbildung 13: Fragebogen EVD-Anlage – Pre-Training

Nr. des Studienteilnehmers:						
Datum der Befragung						
Fragen						
Wie sicher fühlen Sie sich beim Legen von EVDs/ Ventrikelkathetern insgesamt?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. des Auffindens des richtigen Punktionsortes (Entry Point)	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. der richtigen Punktionsrichtung des Katheters?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher
Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. der richtigen Punktionstiefe des Katheters?	sehr sicher	sicher	eher sicher	eher unsicher	unsicher	sehr unsicher

Abbildung 14: Fragebogen EVD-Anlage – Post-Training

3.8 Auswertung

Nach Abschluss der Aufzeichnungen aller Teilnehmenden wurden die im Navigationssystem gespeicherten Trajektorien als Excel-Datei exportiert. Für jede Trajektorie lagen die X-, Y- und Z-Koordinaten sowohl des Eintritts- als auch des Zielpunktes vor. Unter Berücksichtigung von 25 Teilnehmenden, drei Modellen, drei Durchgängen sowie jeweils einer links- und rechtsseitigen Platzierung ergaben sich insgesamt $2 \times 25 \times 3 \times 3 \times 2 = 900$ Messpunkte, entsprechend 450 vollständigen Trajektorien.

Die Daten wurden mit einem Python-Skript in die Software *3D Slicer* als sogenannte Mark-up-Punkte importiert. Dort erfolgte die Segmentierung der Ventrikel sowie die weitere Auswertung der Trajektorien. Die Analyse umfasste sowohl quantitative als auch qualitative Aspekte.

Im Rahmen der qualitativen Analyse wurde geprüft, ob sich die Spitze der EVD im Ventrikel befand. Hierfür wurden die Ventrikel für jedes Modell separat segmentiert. Mithilfe eines Python-Skripts wurde überprüft, ob die Zielpunkte innerhalb oder außerhalb der Segmentierung lagen. Dabei erfolgte eine differenzierte Zuordnung: außerhalb des Ventrikels, innerhalb des ipsilateralen Ventrikels oder innerhalb des kontralateralen Ventrikels.

Inside-out-Platzierungen wurden als korrekt gewertet, sofern die Spitze nicht mehr als 5 mm außerhalb des ipsilateralen Ventrikels lag. Cross-over-Platzierungen wurden dem kontralateralen Ventrikel zugeordnet, wenn die Spitze mehr als 2,5 mm innerhalb des kontralateralen Ventrikels lag. Diese Klassifikation wurde manuell überprüft.

Für die quantitative Auswertung wurde die Abweichung von der Idealtrajektorie bestimmt. Dazu mussten zunächst ideale Eintritts- und Zielpunkte definiert werden. Der optimale Eintrittspunkt wurde für jedes Modell gemäß dem vorgegebenen Protokoll anhand der Hautoberfläche digital bestimmt. Der ideale Zielpunkt wurde als ein Punkt definiert, der 7 cm vom Eintrittspunkt entlang der Linie zwischen diesem und dem Foramen Monroi (FM) lag. Diese idealen Eintritts- und Zielpunkte wurden ebenfalls als Mark-ups in *3D Slicer* angelegt. Somit lagen auch für diese Referenzpunkte dreidimensionale Koordinaten vor.

Auf dieser Grundlage wurden die Abstandsvektoren jeder Trajektorie zum idealen Eintritts- und Zielpunkt berechnet. Dazu wurde für jede Trajektorie die euklidische Distanz zwischen den tatsächlichen Eintritts- bzw. Zielpunkten und den ideal definierten Punkten berechnet. Die euklidische Distanz berechnet sich für zwei Punkte $P_1(x_1, y_1, z_1)$ und $P_2(x_2, y_2, z_2)$ in einem dreidimensionalen Raum nach dem Satz des Pythagoras wie folgt:

$$d(P_1, P_2) = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Die Datenanalyse und Visualisierung erfolgten mit der Statistiksoftware *Orange* (<https://orangedatamining.com>, (143)). Eine Fallzahlplanung wurde nicht durchgeführt, da die Studie deskriptiv angelegt war und keine spezifische Hypothese vorab definiert wurde.

Die räumliche Variation der Trajektorien wurde anhand der mittleren Abweichungen in X-, Y- und Z-Achse sowie deren Standardabweichungen beschrieben. Zur quantitativen Bewertung dieser Unterschiede wurde die Streuung der Koordinaten (Standardabweichung) vor und nach dem Training berechnet, um Trainingseffekte sichtbar zu machen. Zur Überprüfung möglicher Unterschiede in den Varianzen der Trajektorien zwischen Vor- und Nachuntersuchung wurde der Levene-Test angewendet. Dieses Verfahren prüft die Homogenität der Varianzen zwischen Gruppen und ist gegenüber Abweichungen von der Normalverteilung robust.

Zur Auswertung des Einflusses der Berufserfahrung wurden die Teilnehmer in Gruppen mit weniger als 6 Jahren bzw. mehr als 6 Jahren Berufserfahrung eingeteilt.

Zur Untersuchung des Einflusses der Punktionsseite wurden rechts- und linksseitige Punktionen getrennt ausgewertet. Zusätzlich wurde die verwendete Hand dokumentiert.

Das subjektive Vertrauen in die eigene Technik wurde mithilfe einer 6-stufigen ordinalen Skala erfasst, die von „sehr unsicher“ (Wert 6) bis „sehr sicher“ (Wert 1) reichte. Für die statistische Analyse wurden die Antworten in eine numerische Ordinalskala überführt. So konnte die Veränderung des Selbstbewusstseins vor und nach dem Training quantifiziert werden.

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit deskriptiven und inferenzstatistischen Verfahren. Kontinuierliche Variablen wurden als Mittelwert \pm Standardabweichung (SD) angegeben. Für kategoriale Daten wurden absolute und relative Häufigkeiten dargestellt.

Zur Prüfung von Unterschieden in kategorialen Variablen (z. B. intra- vs. extraventrikuläre Trajektorien) kam der Chi²-Test nach Pearson zur Anwendung. Bei kontinuierlichen Messungen, die vor und nach dem Training an denselben Probanden erhoben wurden (z. B. Entfernung zum idealen Eintritts- und Zielpunkt, Zeitmaße), wurde der t-Test für verbundene Stichproben (Student's t-Test) eingesetzt. Auch wenn die Differenzen nicht in allen Fällen streng normalverteilt waren, gilt der t-Test aufgrund des zentralen Grenzwertsatzes und der vorliegenden großen Stichprobe ($n = 150$ pro Bedingung) als robust gegenüber Abweichungen von der Normalverteilungsannahme. Dennoch handelt es sich hierbei um eine methodische Einschränkung, die berücksichtigt werden muss.

Für den Vergleich mehrerer unabhängiger Gruppen (z. B. Modelle mit unterschiedlichen Ventrikelkonfigurationen) wurde eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Bei signifikanten Ergebnissen einer Varianzanalyse (ANOVA) wären zusätzlich Post-hoc-Tests zur Identifizierung der spezifischen Gruppenunterschiede vorgesehen gewesen. Da in den vorliegenden Analysen jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Modellen festgestellt wurde, war die Durchführung von Post-hoc-Tests nicht erforderlich. Korrelationen zwischen metrischen Variablen (z. B. Berufserfahrung und Genauigkeit der Trajektorien) wurden mit dem Pearson-Korrelationskoeffizienten (r) berechnet.

Das Signifikanzniveau wurde für alle Tests auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Ergebnisse mit einem p-Wert $< 0,05$ wurden als statistisch signifikant gewertet, Ergebnisse mit einem p-Wert $< 0,001$ als hochsignifikant.

4 Ergebnisse

Die nachfolgend dargestellten Ergebnisse geben einen Überblick über die Effekte des standardisierten EVD-Trainingsprotokolls auf die Platzierungsgenauigkeit und das Sicherheitsempfinden der teilnehmenden NeurochirurgInnen. Neben der Analyse der Trajektorien im Ventrikelsystem wurden Abweichungen von idealen Eintritts- und Zielpunkten, zeitliche Parameter sowie individuelle Einflussfaktoren wie Berufserfahrung, Punktionsseite und Händigkeit untersucht. Ergänzend wurden die subjektiven Einschätzungen der Teilnehmenden vor und nach dem Training ausgewertet, um Veränderungen im wahrgenommenen Vertrauen in die eigene Technik zu erfassen. Die wichtigsten Befunde werden im Folgenden systematisch zusammengefasst.

4.1 Teilnehmerpopulation

Insgesamt nahmen 13 AssistenzärztInnen und 12 OberärztInnen mit einer Berufserfahrung von 0 bis 30 Jahren an der Studie teil. Das mittlere Alter der Teilnehmer betrug 38,1 Jahre (Median 35 Jahre). Die Altersverteilung war nicht normalverteilt. Daher wird ergänzend der Interquartilsabstand angegeben: die mittleren 50 % der Probanden lagen zwischen 30 und 44 Jahren (IQR = 14). Das Alter reichte insgesamt von 26 bis 63 Jahren (Abbildung 15).

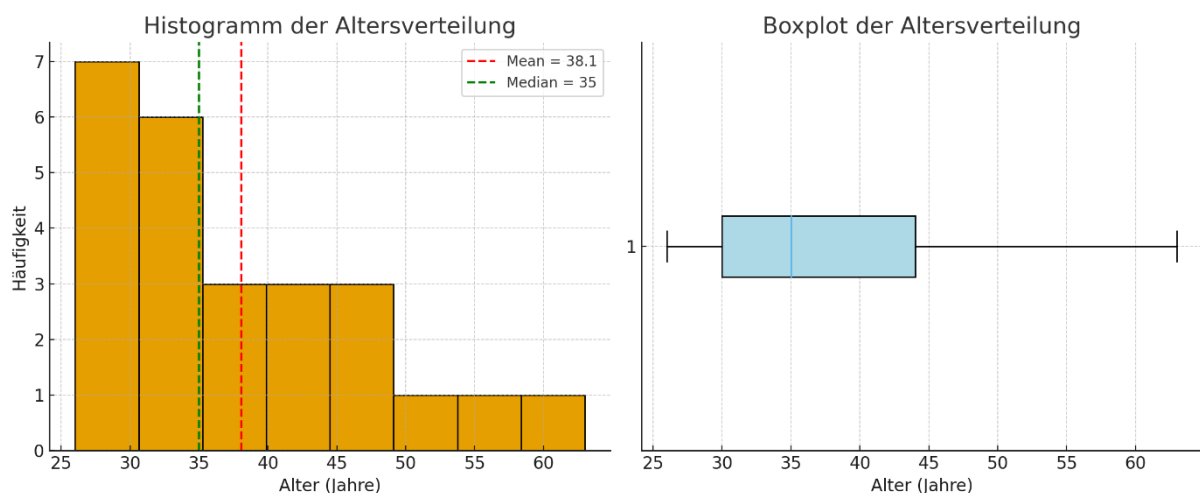


Abbildung 15: Altersverteilung der Teilnehmer

Die Berufserfahrung unterschied sich deutlich zwischen AssistenzärztInnen (AA) und OberärztInnen (OA). Die Assistenzärzte ($n = 13$) wiesen eine durchschnittliche Berufserfahrung von 2,7 Jahren ($SD = 1,9$) auf, bei einem Minimum von 0 und einem Maximum von 6 Jahren (Median = 2,5; Interquartilsabstand IQR = 1,3–3,5). Die Oberärzte ($n = 12$) verfügten über eine mittlere Berufserfahrung von 17,9 Jahren ($SD = 5,9$), mit einem Minimum von 10 und einem Maximum von 30 Jahren (Median = 17,5; IQR = 13,8–22).

In der Gruppe der AssistenzärztInnen waren 7 Frauen und 6 Männer vertreten, während die Oberärzte überwiegend männlich waren (11 Männer, 1 Frau). Bezüglich der Händigkeit zeigte sich eine klare Rechtsdominanz: 12 Assistenzärzte waren rechtshändig, eine Person linkshändig; alle Oberärzte waren rechtshändig.

4.2 Position im Ventrikelsystem

Bei allen Modellen wurden während des Trainings mit Navigation die besten Ergebnisse erzielt. Nach dem Training war die Streuung der Trajektorien deutlich geringer als vor dem Training (Abbildung 16). Vor dem Training gab es 83 (55,3 %) intraventrikuläre Positionen (10 im kontralateralen Ventrikel) und 126 (84,0 %) nach dem Training (16 im kontralateralen Ventrikel). Der Unterschied zwischen den Runden war hoch signifikant (χ^2 -Test: 29,18, $p < 0,001$, dof = 2). Auch die Unterschiede vor und nach dem Training waren für jedes einzelne Modell hoch signifikant. Modell 1 war das schwierigste Modell, gefolgt von Modell 3 und Modell 2 (Abbildung 17).

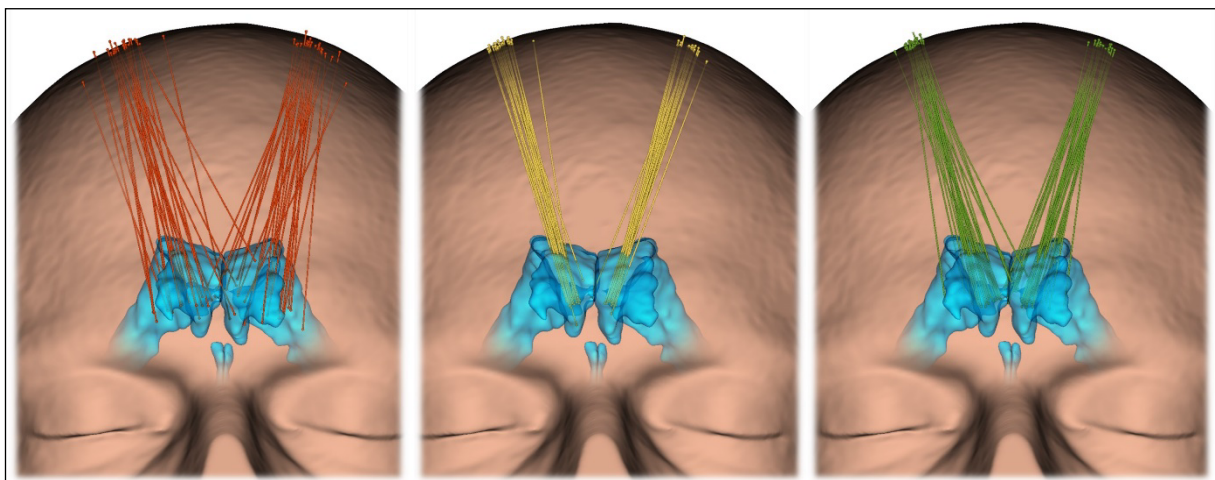


Abbildung 16: Trajektorien aller Teilnehmer in Modell 3
Pre-Training (rot), Training mit Navigation (gelb), Post-Training (grün)

In Modell 1 (Schlitzventrikel) zeigte sich ein deutlicher Effekt: Vor dem Training befanden sich 36 Trajektorien außerhalb, 13 im ipsilateralen und 1 im kontralateralen Ventrikel. Nach dem Training sank die Zahl der extraventrikulären Trajektorien auf 17, während die ipsilateralen Treffer auf 27 anstiegen. Auch hier war der Unterschied hochsignifikant ($\chi^2 = 68,84$, $p < 0,001$, dof = 2). Bei Modell 2 (Hydrocephalus) lagen vor dem Training 6 Trajektorien außerhalb, 40 ipsilateral und 4 kontralateral. Nach dem Training wurden keine Trajektorien mit extraventrikulärer Lage beobachtet, stattdessen 45 ipsilateral und 5 kontralateral. Der Chi²-Test bestätigte einen signifikanten Unterschied ($\chi^2 = 17,78$, $p = 0$,

dof = 2). In Modell 3 (normale Ventrikelweite) befanden sich vor dem Training 25 Trajektorien extraventrikulär, 20 ipsilateral und 5 kontralateral. Nach dem Training reduzierte sich die Zahl außerhalb gelegener Trajektorien deutlich auf 7, während die ipsilateralen Treffer auf 38 zunahmen. Der Chi²-Test zeigte einen hochsignifikanten Unterschied ($\chi^2 = 48,85$, $p < 0,001$, dof = 2).

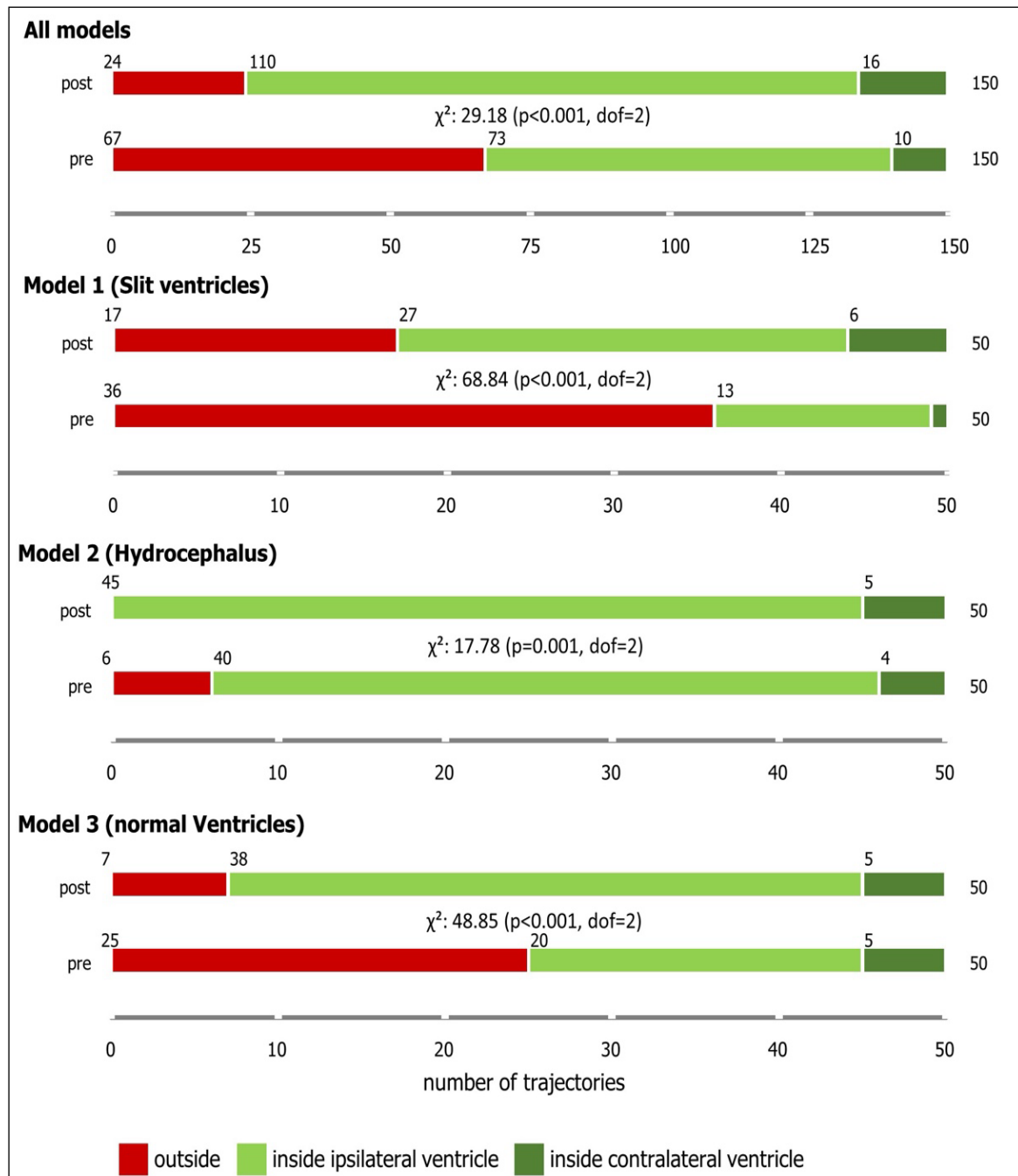


Abbildung 17: Die Verteilung der extraventrikulären, ipsilateralen und kontralateralen Platzierungen der EVDs für alle Modelle.

4.3 Entfernung zum idealen Eintritts- und Zielpunkt

Betrachtet man nicht nur die drei Varianten möglicher intra- oder extraventrikulärer Positionen, sondern auch den Abstandsvektor jeder Trajektorie zu den idealen Eintritts- und Zielpunkten, kann eine differenziertere Bewertung des Trainingserfolgs vorgenommen werden. Die individuellen Abstände zum idealen Eintritts- und Zielpunkt verbesserten sich vor und nach dem Training signifikant. Der Abstand zum idealen Eintritt betrug 5,8 mm (SD \pm 3,7 mm) vor dem Training und 3,8 mm (SD \pm 1,6 mm) nach dem Training (Student's t: 5,490 ($p < 0,001$)) (Abbildung 18 A) Die Entfernung zum idealen Zielpunkt verbesserte sich ebenfalls signifikant, im Durchschnitt 12,6 mm (SD \pm 5,8 mm) vor dem Training und 6,6 mm (SD \pm 3,2 mm) nach dem Training (Student's t: 7,415 ($p < 0,001$)) (Abbildung 18 B). Es wurde kein signifikanter Unterschied in der Entfernung zum optimalen Ziel (Foramen Monroi, FM) zwischen den drei Modellen vor dem Training festgestellt (ANOVA: $F = 0,313$, $p = 0,732$, $n = 150$). Dies deutet daraufhin, dass die unterschiedlichen Kopfformen der Modelle keinen Einfluss auf das Anvisieren des optimalen Punktes hatten.

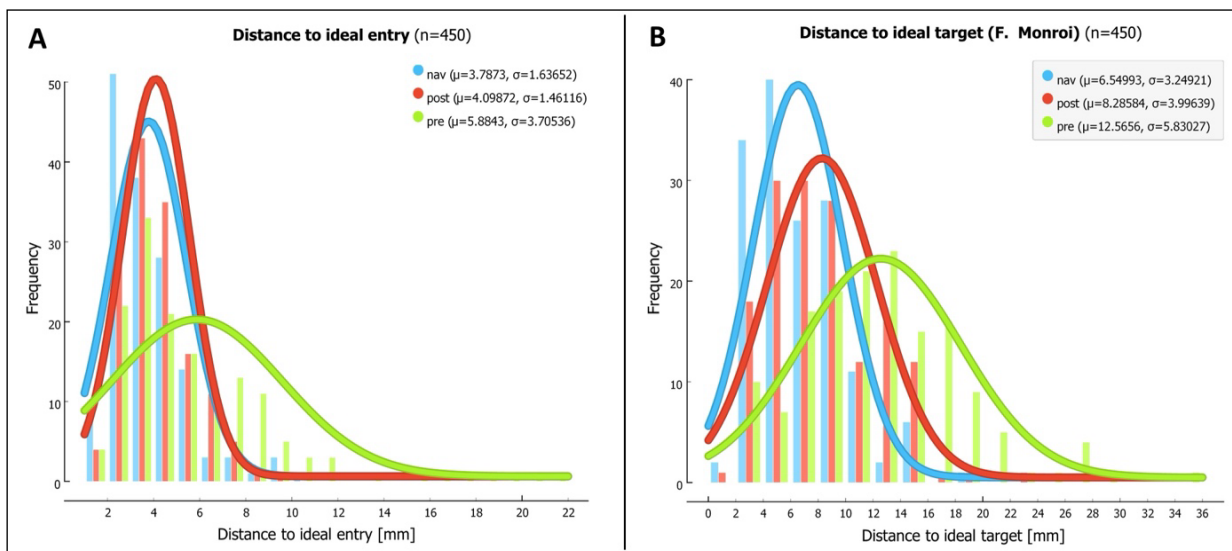


Abbildung 18: Die Verteilung der Entfernungen zum optimalen Entry (A) und Zielpunkten (B) vor und nach dem Training und während der Navigation.

4.4 Zeit zur Identifizierung des Entry und zur Punktion der Ventrikel

Die Zeit zum Markieren und Finden des Entry betrug 67,1 s (\pm 28,8 s) vor dem Training und 50,8 s (\pm 18,2 s) nach dem Training (Student's t: 4.154 ($p < 0.001$)). Die Zeit bis zur Punktion des Ventrikels betrug 26,1 s (\pm 19,1 s) vor dem Training und 14,2 s (\pm 8,2 s) nach dem Training (Student's t: 6,057 ($p < 0,001$)).

Die Identifikation des Eintrittspunkts erforderte insgesamt mehr Zeit als die Bestimmung der Punktionsrichtung zur Zielerreichung.

4.5 Variation der Trajektorien in verschiedenen Ebenen

Zur Analyse der Varianzunterschiede der Trajektorien in den Raumachsen zwischen pre- und post-Training wurde ein Levene-Test durchgeführt. Dabei ergaben sich weder in der X-Achse ($F = 1,43$; $p = 0,231$), noch in der Y-Achse ($F = 0,63$; $p = 0,426$) oder in der Z-Achse ($F = 0,98$; $p = 0,322$) signifikante Unterschiede. Somit zeigte sich kein Hinweis darauf, dass sich die Streuungen der Trajektorien zwischen vor und nach dem Training verändert hätten. Die Analyse der Variation der verschiedenen Trajektorien mit der Streuung in der Sagittalebene im Vergleich zur Frontalebene wird in Abbildung 19 gezeigt. Die X-Koordinaten der Zielpunkte entsprechen der anatomischen Links-Rechts-Achse und zeigen eine Streuung vor dem Training mit einer Standardabweichung von 6,4 mm. Für die Y-Koordinaten, die der anatomischen Anterior-Posterior-Achse entsprechen, betrug die Standardabweichung vor dem Training 15,1 mm. Nach dem Training wurde in beiden Ebenen eine leichte Verbesserung festgestellt: 4,8 mm (koronale Ebene, $p > 0,2$) und 14,1 mm (sagittale Ebene, $p > 0,4$). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass es für die Teilnehmer sowohl vor als auch nach dem Training schwieriger war, die EVD in der anterior-posterioren Richtung zu kontrollieren als in der Links-Rechts-Richtung, basierend auf den anatomischen Orientierungspunkten. Diese Unterschiede waren im Levene-Test jedoch nicht signifikant.

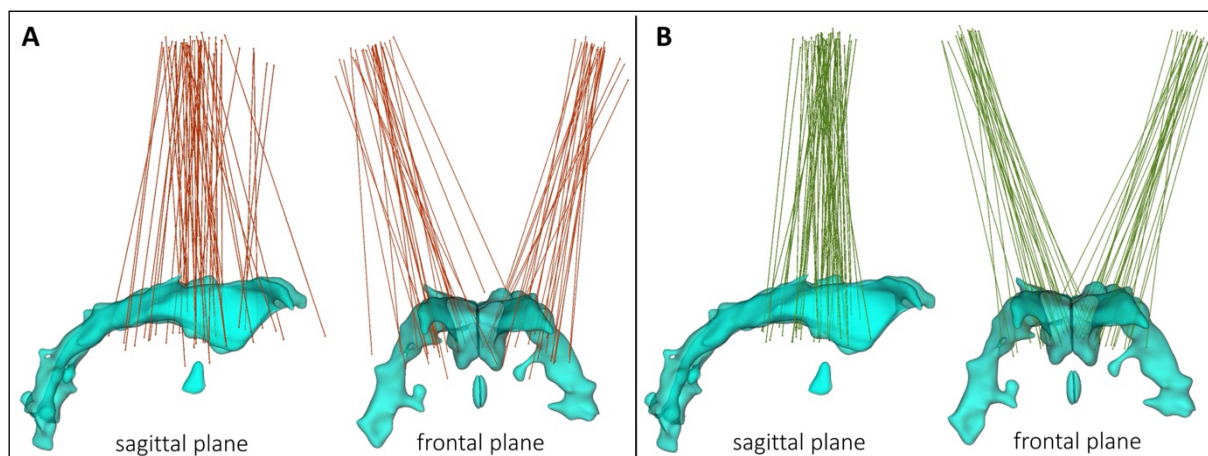


Abbildung 19: Vergleich der Trajektorien aller Teilnehmer an Modell 1 in der Sagittal- und Frontalebene. Vor dem Training (A rot) und nach dem Training (B grün).

4.6 Einfluss der Berufserfahrung

Zunächst wurde keine Korrelation zwischen der Berufserfahrung und der Entfernung zum idealen Ziel gefunden ($r = -0,02$, $p = 0,83$, $n = 150$). Bei Teilnehmern mit mehr als 6 Jahren Berufserfahrung zeigte eine Korrelation von $r = 0,34$ ($p < 0,01$, $n = 72$), dass der Abstand zum Ziel mit der Erfahrung zunahm (Abbildung 20 A, rote Linie). Dies zeigt, dass erfahrenere

Teilnehmer nicht präziser, sondern eher weniger exakt zielten. Bei den Teilnehmern mit weniger als 6 Jahren Erfahrung konnte kein eindeutiger Zusammenhang festgestellt ($r = -0,05$, $p = 0,63$, $n = 78$) werden (Abbildung 20 A, blaue Linie).

Dies zeigte sich auch bei der Analyse der intraventrikulären Positionierung. Vor dem Training waren 35 % der EVDs in der Teilnehmergruppe mit weniger als 6 Jahren Berufserfahrung extraventrikulär gelegen, verglichen mit 55 % in der Gruppe mit mehr als 6 Jahren Berufserfahrung ($\chi^2: 11,85$ ($p = 0,003$, $dof = 2$)). Post-Training konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden ($\chi^2: 0,21$ ($p = 0,899$, $dof = 2$)) (Abbildung 20 B).

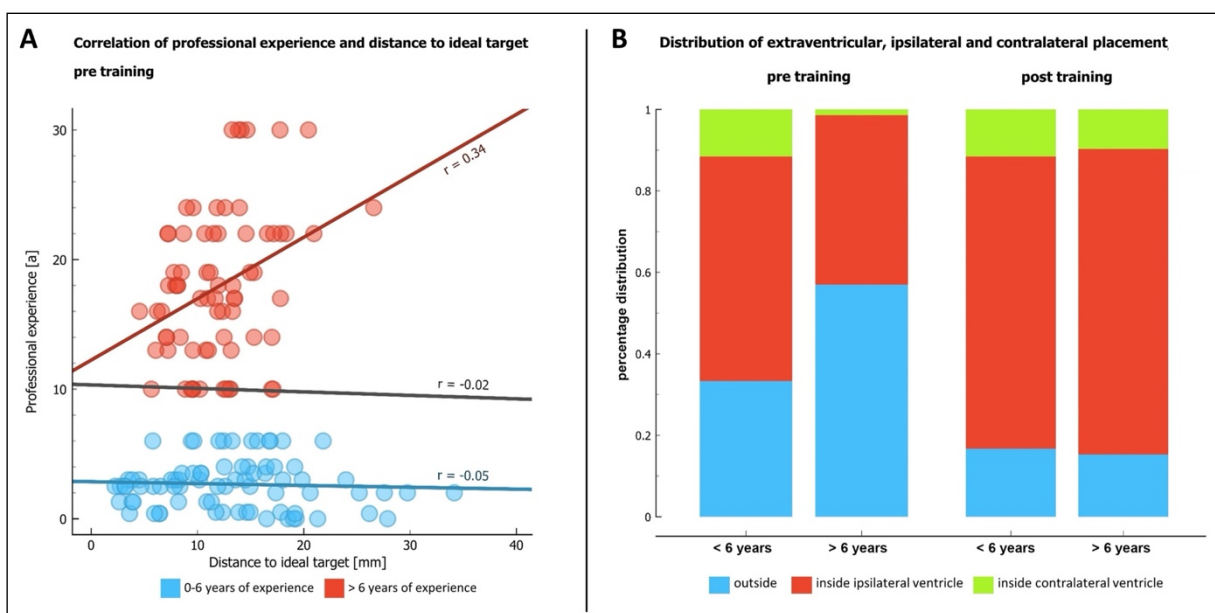


Abbildung 20: Korrelation von Berufserfahrung und Entfernung zum idealen Ziel (A), Verteilung der extraventrikulären, ipsilateralen und kontralateralen Platzierung (B).

4.7 Einfluss der Punktionsseite (rechts vs. links)

Es wurde ein statistisch signifikanter Unterschied in der intraventrikulären Positionierung zwischen rechts- und linksseitigen EVDs festgestellt. Vor der Schulung lagen 36,0 % der rechtsseitigen EVDs und 53,3 % der linksseitigen EVDs außerhalb des Ventrikels ($\chi^2: 6,79$ ($p = 0,033$, $dof = 2$)). Nach dem Training veränderten sich diese Werte auf 13,3 % bei den rechtsseitigen EVDs und 18,8 % bei den linksseitigen EVDs, wobei es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen gab ($\chi^2: 1,67$ ($p = 0,435$, $dof = 2$)).

4.8 Einfluss der verwendeten Hand

Während des Experiments wurde die für die Punktion verwendete Hand notiert. Der einzige linkshändige Teilnehmer wurde von der Analyse ausgeschlossen, da aufgrund der geringen Fallzahl ($n = 1$) keine statistisch aussagekräftige Auswertung möglich gewesen wäre. Der Ausschluss erfolgte ausschließlich aus methodischen Gründen, um eine Verzerrung der Ergebnisse zu vermeiden, und stellt keine Benachteiligung dar. Alle rechtshändigen Teilnehmer benutzten ihre rechte Hand für rechtsseitige EVD-Punktionen ($n = 24$, 3 Modelle, 72 Trajektorien). Für linksseitige Punktionen benutzten sie vor dem Training 25-mal die linke Hand und 47-mal die rechte Hand. Nach dem Training benutzten sie die linke Hand 34-mal und die rechte Hand 38-mal für linksseitige EVDs. Die Teilnehmer, die vor dem Training ihre linke Hand für die linksseitige EVD-Platzierung benutzten, platzierten 68,0 % der EVDs außerhalb des Ventrikels, verglichen mit 49,0 %, wenn sie ihre rechte Hand benutzten. Dies deutet darauf hin, dass es für Rechtshänder von Vorteil sein könnte, auch die rechte Hand für linksseitige EVDs zu verwenden.

4.9 Individuelle Verbesserung der Teilnehmer

Betrachtet man die Anzahl der korrekt platzierten EVDs (nur EVDs im ipsilateralen Ventrikel) im Verhältnis zu allen EVDs, die jeder Teilnehmer vor dem Training platziert hatte ($n = 6$), so betrug die durchschnittliche korrekt platzierte EVD-Rate 49 %. Nach dem Training stieg diese Rate auf 73 %. Im Durchschnitt verbesserte sich jeder Teilnehmer durch die Schulung um etwa 25 %. Der Unterschied war hochsignifikant (χ^2 -Test, $p < 0,001$), wobei berücksichtigt werden muss, dass es sich um abhängige Messungen handelt.

4.10 Ergebnisse der Fragebögen

Zu Beginn des Experiments schätzten die Teilnehmer den Prozentsatz der optimal platzierten EVDs (EVDs nur im ipsilateralen Ventrikel) bei ihren früheren Prozeduren. Es zeigte sich ein positiver, aber nicht signifikanter Trend zwischen Erfahrung und geschätzter optimaler Platzierungsrate ($r = 0,33$, $p = 0,11$, $n = 25$). Bei Teilnehmern mit bis zu 6 Jahren Erfahrung zeigte sich ein starker und signifikanter Zusammenhang ($r = 0,73$, $p = 0,005$, $n = 13$). Für Teilnehmer mit mehr als 6 Jahren Erfahrung konnte hingegen kein Zusammenhang nachgewiesen werden ($r = 0,10$, $p = 0,75$, $n = 12$).

Während in der Gesamtgruppe kein signifikanter Zusammenhang zwischen Berufserfahrung und Erwartung bestand, zeigte sich bei Teilnehmern mit bis zu 6 Jahren Erfahrung ein klarer Trend zu kritischerer, weniger sicherer Selbsteinschätzung mit wachsender Erfahrung. Bei den

erfahreneren Teilnehmern spielte somit die Berufserfahrung keine erkennbare Rolle für die Selbsteinschätzung.

Der Unterschied zwischen der erwarteten und der tatsächlichen optimalen Platzierung vor dem Training wurde ebenfalls analysiert. Werte größer als 0 deuten auf eine Überschätzung, Werte kleiner als 0 auf eine Unterschätzung hin. Teilnehmer mit mehr Erfahrung neigten häufiger dazu, ihre Fähigkeiten zu überschätzen ($r = 0,46$, $p = 0,02$, $n = 25$) (Abbildung 21 A).

Vergleicht man diesen Unterschied mit der individuellen Verbesserung, so zeigte sich, dass Teilnehmer mit einer höheren anfänglichen Fehleinschätzung eine größere Verbesserung zeigten als Teilnehmer mit einer niedrigeren Fehleinschätzung ($r = 0,68$, $p < 0,001$, $n = 25$) (Abbildung 21 B).

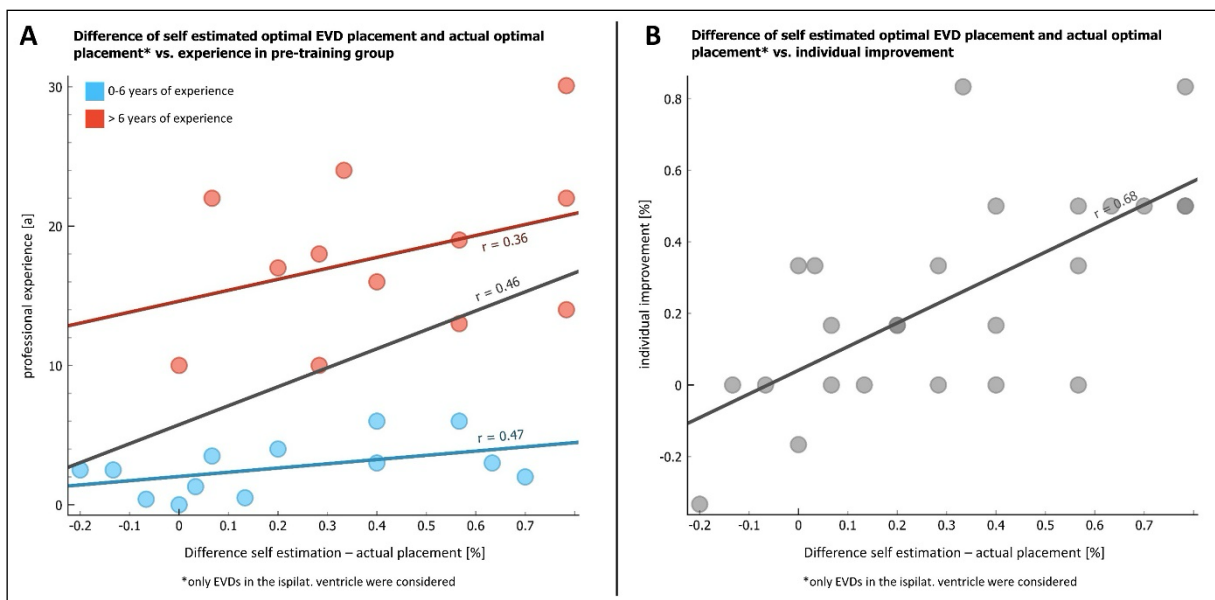


Abbildung 21: Korrelation der Differenz zwischen der selbst eingeschätzten optimalen EVD-Platzierung und der tatsächlich optimalen Platzierung im Vergleich zur Erfahrung in der Gruppe vor dem Training (A). Differenz zwischen der selbst eingeschätzten optimalen EVD-Platzierung und der tatsächlich optimalen Platzierung im Vergleich zur individuellen Verbesserung (B).

4.11 Vergleich des Selbstbewusstseins vor und nach dem Training

Die Teilnehmer bewerteten ihr Selbstvertrauen auf einer 6-stufigen Skala: sehr sicher, sicher, eher sicher, eher unsicher, unsicher, sehr unsicher. Diese kategoriale Skala wurde für die Auswertung in eine Ordinalskala mit den Werten 1-6 umgewandelt. Die Teilnehmer wurden gefragt:

„Wie sicher fühlen Sie sich beim Legen von EVDs/ Ventrikelkathetern insgesamt?“

Pre-Training: $2,8 (\pm 1,5)$, Post-Training: $2,36 (\pm 1,0)$; Student's t: 1,202, ($p = 0,236$).

Vor dem Training gaben Teilnehmer mit mehr als 6 Jahren Erfahrung ein durchschnittliches Vertrauen von 2,17 ($\pm 1,4$) an, während Teilnehmer mit weniger als 6 Jahren 3,38 ($\pm 1,4$) angaben (Student's t: 2,138, $p = 0,043$).

„Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. des Auffindens des richtigen Punktionsortes (Entry Point)“

Pre-Training: 2,36 ($\pm 1,4$), Post-Training: 2,0 ($\pm 0,8$); Student's t: 1,145, ($p = 0,259$).

Es wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen Teilnehmern mit weniger als und mehr als 6 Jahren Erfahrung vor dem Training festgestellt.

„Wie sicher fühlen Sie sich bzgl. der richtigen Punktionsrichtung des Katheters?“

Pre-Training: 2,8 ($\pm 1,4$), Post-Training: 2,0 ($\pm 0,7$); Student's t: 2,540, ($p = 0,015$).

Vor dem Training gaben die Teilnehmer mit mehr als 6 Jahren Erfahrung ein durchschnittliches Vertrauen von 2,17 ($\pm 1,4$) an, während die Teilnehmer mit weniger als 6 Jahren Erfahrung 3,38 ($\pm 1,1$) angaben (Student's t: 2,419, $p = 0,025$).

Bemerkenswert ist, dass die Teilnehmer nach der Schulung eine statistisch signifikante Zunahme ihres Selbstbewusstseins in Bezug auf die Einstichrichtung feststellten. Nach dem Training konnten bei den drei Fragen keine signifikanten Unterschiede zwischen Teilnehmern mit weniger als und mehr als 6 Jahren Erfahrung festgestellt werden.

5 Diskussion

Unsere Studienergebnisse zeigen, dass sich die Genauigkeit der EVD-Platzierung durch einen standardisierten Ansatz und die Einführung eines systematischen Protokolls erheblich verbessern lässt. Vor dem Training lag die Rate der optimal platzierten EVDs in unserer Studie gemäß der Kakarla-Klassifikation bei 48,7 %. Nach dem Training stieg diese Rate auf 73 % (n = 150, Kakarla Grad 1). Dieses Ergebnis deckt sich mit den Lernfortschritten, die in anderen Studien zur EVD-Platzierung mit standardisierten Trainingsmodellen beobachtet wurden (137). Bezüglich der Positionierung der EVD-Spitze im Verhältnis zum Foramen Monroi, stellte unsere Studie eine anfängliche Abweichung von 12,6 mm ($\pm 5,8$ mm) fest. Diese liegt im Bereich vergleichbarer Studien, in denen eine durchschnittliche Spitzenabweichung von 16 mm ($\pm 9,6$ mm) dokumentiert wurde (126). Nach dem Training betrug der mittlere Abstand zum Foramen Monroi in unserer Kohorte 8,3 mm ($\pm 4,0$ mm). Dies zeigt, dass das Training dazu beiträgt, die Präzision der Katheterplatzierung zu verbessern und die Positionierung näher an die Zielstruktur heranzuführen.

Eine umfassende Meta-Analyse von Stuart et al. (3), die 19 Studien zur EVD-Platzierungsgenauigkeit analysierte, berichtet eine Rate von 73 % korrekt platzierter EVDs gemäß Kakarla Grad 1 (± 7 %). Unsere Ergebnisse erscheinen im Vergleich dazu auf den ersten Blick etwas niedriger. Jedoch sollten dabei mehrere Faktoren berücksichtigt werden. In der klinischen Praxis wird bei einem fehlenden Liquorfluss, der vermutlich auf eine suboptimale Platzierung (Kakarla Grad 3) zurückzuführen ist, in der Regel eine erneute Punktion durchgeführt. In vielen der bereits genannten Studien wird jedoch nicht eindeutig angegeben, ob das Kakarla-Grading nach der ersten Punktion oder nach mehreren Punktionsversuchen aufgezeichnet wurde. In unserem Versuchsaufbau hatten die Probanden jedoch nur einen einzigen Punktionsversuch. Ein weiterer erschwerender Faktor in unserem Setup war, dass den Probanden, insbesondere in der ersten Runde, keine cCT-Aufnahme des Modells gezeigt wurde. Sie erhielten lediglich die Information, dass es sich um ein symmetrisches Ventrikelsystem handelt. Auch bleibt in der Literatur oft unklar, ob zum Zeitpunkt der Punktion ein schmales oder breites Ventrikelsystem vorlag. In Notfallsituationen, in denen eine EVD mithilfe der Freihand-Technik platziert wird, handelt es sich oft um ein erweitertes Ventrikelsystem mit einer akuten Liquorzirkulationsstörung. In der klinischen Praxis wird bei sehr engen Ventrikeln häufig die Neuronavigation zur Unterstützung verwendet.

Betrachtet man nur die Modelle mit normaler oder weiter Ventrikelweite (ohne Modell 1, welches die Schlitzventrikel simuliert), lag die Rate der optimal platzierten EVDs in unserer Studie vor dem Training bei 60 % und stieg nach dem Training auf 83 %. Dies übertrifft die

Erfolgsquote von 76 %, die in anderen Studien ohne Berücksichtigung von Schlitzventrikeln angegeben wird.

Die Ergebnisse des Experiments zeigen, dass zwei anfänglich unterschiedliche Gruppen – Teilnehmer mit weniger als und solche mit mehr als 6 Jahren Berufserfahrung – am Ende des Trainings ähnliche Erfolgsquoten erreichten. Dies legt nahe, dass das Training effektiv dazu beiträgt, berufliche Erfahrungsunterschiede auszugleichen. Eine mögliche Erklärung dafür, dass erfahrene NeurochirurgInnen zu Beginn schlechter abschnitten als ihre weniger erfahrenen KollegInnen, könnte darin liegen, dass die Platzierung von EVDs in der Regel von AssistenzärztInnen durchgeführt wird. Erfahrenere NeurochirurgInnen mit zunehmender Berufserfahrung legen seltener EVDs.

Die kontinuierliche Verfügbarkeit von realen Lerngelegenheiten für die EVD-Anlage nimmt in vielen Weiterbildungsprogrammen ab (144). Gründe sind u. a. Arbeitszeitregelungen und Spezialisierungen, was insgesamt zu geringeren Eingriffszahlen in der Weiterbildung führt (144, 145). Befragungen und Analysen aus der Neurochirurgie berichten seit Jahren über spürbare Rückgänge der operativen Exposition von AssistenzärztInnen (145). Dieser Trend wurde durch die COVID-19-Pandemie zeitweise noch verstärkt (146). Vor allem in frühen Weiterbildungsjahren ist dadurch ein strukturiertes, standardisiertes Simulationstraining besonders bedeutsam (146), um Basiskompetenzen wie die sichere, zielgenaue Ventrikelpunktion zu festigen.

In der Neurochirurgie liegen inzwischen mehrere Arbeiten zu EVD-Simulationen vor. Von kostengünstigen 3D-gedruckten Schädel-/Ventrikelmodellen über validierte Phantome bis zu hochrealistischen, multimodalen Setups (132, 147, 148). Solche Modelle erlauben wiederholtes Üben mit unmittelbarem Feedback und zeigen konsistent Lernkurven, die sich wie in unserer Studie in verbesserte Zielgenauigkeit übersetzen. Eine Leipziger Arbeit beschreibt realistische haptische Rückmeldungen und deutliche Kompetenzgewinne nach strukturiertem Training (133). Neuere Studien betonen zudem die Möglichkeit, patientenspezifische Phantome schnell und kosteneffizient zu erstellen (147).

Für die breite Implementierung ist die Kosten- und Ressourcenfrage entscheidend (149). FDM/Filamentdruck ermöglicht robuste, sehr günstige Trainingsmodelle, ist jedoch in Auflösung und Oberflächenqualität limitiert. PolyJet/Material-Jetting bietet hohe Detailtreue, Mehrfarbigkeit und Multimaterialität, ist aber deutlich kostenintensiver (150). Vergleichsarbeiten über Drucker und Verfahren zeigen Kostenunterschiede um ein bis zwei Größenordnungen (Faktor 10 bis 100) zwischen FDM und PolyJet (150). FDM-Modelle liegen

bei 2 bis 30 US-Dollar, wohin gegen PolyJet-Anwendung 100 bis 300 US-Dollar betragen können (150). Für den curricularen Einsatz empfiehlt sich somit folgendes Konzept: FDM für breites, häufiges Basistraining. PolyJet/SLA/MJT für spezifische, komplexe Trainings oder Forschung mit Bedarf an hoher anatomischer Präzision, bei denen Oberflächendetails und Materialkontraste didaktisch entscheidend sind.

Es zeigte sich zudem eine Diskrepanz zwischen der subjektiv wahrgenommenen Genauigkeit und der tatsächlichen Platzierungsgenauigkeit, die mit zunehmender Berufserfahrung größer wurde. Teilnehmer, die ihre Leistung anfänglich überschätzten, erzielten jedoch nach dem Training eine größere individuelle Verbesserung.

Ein weiterer Aspekt, der in unserer Studie auffiel, war die Genauigkeit der Platzierung in Bezug auf die Seite, auf der die Punktion durchgeführt wurde. Die Präzision war bei rechtsseitigen Drainagen höher als bei linksseitigen. Bei linksseitigen EVDs erzielten die rechtshändigen Teilnehmer bessere Ergebnisse, wenn sie die Punktion mit der rechten Hand durchführten.

Unsere Daten zeigen eine höhere Präzision bei rechtsseitiger Drainage sowie Vorteile rechtshändiger OperateurInnen, wenn die Punktion, auch links, mit der dominanten rechten Hand erfolgt. Die Literatur zur gezielten Schulung der nicht-dominanten Hand in der Neurochirurgie ist begrenzt. Aus chirurgischer Simulationsforschung (v. a. laparoskopische/VR-Setups) gibt es Hinweise, dass ein strukturiertes Training der nicht-dominanten Hand die Performance bei komplexen Aufgaben verbessern kann (151). Zugleich berichten linkshändige ChirurgInnen häufiger von praktischen Hürden in überwiegend rechtshändig designten Umgebungen (152). Übertragbar erscheint somit ein Basistraining der nicht-dominanten Hand sinnvoll. Doch die Effekte sind kleiner als bei Dominanzkonformer Ausführung und variieren interindividuell.

Für die EVD-Anlage bleibt die Primärstrategie bei engen Ventrikeln weniger die Umerziehung auf die nicht-dominante Hand als vielmehr der konsequente Einsatz von Hilfsmitteln (z. B. Führungshilfen nach Ghajar/Thomale) oder Navigationsunterstützung, sofern verfügbar und ohne eine kritische Zeitverzögerung auszulösen. Daten zeigen, dass Führungshilfen die Zielgenauigkeit verbessern und teils an Navigationslösungen heranreichen, bei gleichzeitig geringer Komplexität und guter Verfügbarkeit (83, 153).

Bei der Entwicklung des Protokolls für die „optimale“ Platzierung einer EVD orientierten wir uns an dem Standardverfahren in unserer Klinik zur Lokalisierung des Kocher-Punktes (12,5 cm oberhalb des Nasion und 2,5 cm parasagittal) und der etablierten anatomischen Orientierungspunkte für die Punktionsrichtung (ipsilateraler medialer Canthus und äußerer

Gehörgang). In der Literatur gibt es verschiedene Empfehlungen für den „richtigen“ Eintritts- und Zielpunkt (139). Historisch gesehen wurde die Ventrikulostomie durch eine Freihand-Katheterisierung unter Verwendung der Schädeloberflächenanatomie vorgenommen, um eine geeignete Eintrittsstelle abzuschätzen. Der erste beschriebene Ansatz stammt erstmals von Keen aus dem Jahr 1890 (81, 154). Später verwendete Kocher ein Kraniometer, um die Lage des Ventrikels anhand anatomischer Schädelmerkmale zu bestimmen. Dandy folgte 1918 mit der Kanülierung der vorderen und hinteren Ventrikelhörner (82). Bis hin zur gerätegestützten Methode, die 1985 von Ghajar (83) beschrieben wurde. Ghajars Ansatz beinhaltet eine Katheterisierung senkrecht zur Schädeloberfläche am Kocher-Punkt, der 1 cm vor der Koronarnaht in der Mittellinie der Pupille oder 10 cm über dem Nasion und etwa 3 cm seitlich der Sagittalnaht liegt. Für die Richtung der Punktion werden hauptsächlich zwei Techniken beschrieben: basierend auf anatomischen Orientierungspunkten oder senkrecht zur Schädeloberfläche. Für die erste Technik beschreiben die meisten Autoren, dass die EVD in einer koronaren Ebene auf den medialen Augenwinkel des ipsilateralen Auges und in der anteroposterioren Ebene auf einen Punkt 1,5 cm vor dem ipsilateralen Tragus zielt (155). In der klinischen Praxis ist die senkrechte Kanülierung zum Kocher-Punkt vorherrschend (1, 83, 90, 130, 156, 157). In der klinischen Anwendung hat sich gezeigt, dass die freie, senkrechte Platzierung der EVD am Kocher-Punkt ohne eine geeignete Punktionshilfe (z.B. Thomale- oder Ghajar-Führungshilfe (83, 131)) aufgrund möglicher Störungen wie eine freie Schädeloberfläche weniger geeignet ist.

Die Freihand-Platzierung anhand anatomischer Landmarken ist weltweit Standard, zeigt jedoch erhebliche Variabilität in der Genauigkeit. Eine Meta-Analyse berichtet Raten optimaler Platzierung (Kakarla Grad 1) um etwa 70–75 %, mit deutlicher Heterogenität über Studien hinweg (3). Faktoren wie Ventrikelweite, Mittellinienverschiebung und Erfahrung beeinflussen die Erfolgsraten. Demgegenüber steigern Führungshilfen, Navigations- oder bildgestützte Ansätze die Präzision, senken die Re-Punktionen und reduzieren Malpositionen (3, 84, 127, 153).

Einfache, verstellbare Führungen verbessern konsistent die Trajektorienkontrolle und die Zielnähe zum Foramen Monroi (153). Bei geringem logistischem Aufwand stellt dies einen attraktiven Ansatz für Notfallsituationen dar (158). Prospektive und randomisierte Daten zeigen Vorteile gegenüber Freihand-Technik (158). Berichte aus klinischer Anwendung und Simulation bestätigen die Genauigkeitsgewinne (159).

CT- bzw. XperCT-geführte (160), EM-/optisch-navigierte oder AR-unterstützte EVD-Anlagen erreichen sehr hohe Zielgenauigkeiten (mit Tip-Abständen im niedrigen Millimeterbereich). Cadaver- und klinische Serien belegen die Machbarkeit auch am Bett (161), gleichwohl sind zusätzliche Prozessschritte (Bildgebung, Registrierung, Planung) potenziell zeitkritisch. Solange dadurch die Zeit bis zur Entlastung nicht kritisch verlängert wird, ist Navigation bei engen Ventrikeln oder komplexer Anatomie sinnvoll. Einige Arbeiten berichten implantationsnahe Zeiten im Bereich von rund 15 Minuten (nach vorangehender Planung/Registrierung)(162), andere zeigen in Fallserien keine Revisionsbedürftigkeit wegen Malposition unter mobiler Navigation, was die praktische Nutzbarkeit unterstreicht (161).

Übersichtsarbeiten und Kohortenstudien deuten auf überlegene Genauigkeit navigierter bzw. EM-geführter EVDs gegenüber Freihand hin (125, 163, 164). Gleichzeitig warnen Reviews vor möglichen Verzögerungen durch Bildakquise/Setup (3, 165). Eine Abwägung, die insbesondere im Notfall zu berücksichtigen ist. Intraoperative Ultraschall-Navigation wird als schnellere Alternative diskutiert (127, 166). Insgesamt ist die Evidenz wachsend, doch randomisierte, pragmatische Studien in der akuten Versorgungssituation bleiben hierbei aus (3, 165).

Bei sehr engen Ventrikeln kann eine Lumbaldrainage (LD) technisch einfacher und weniger invasiv sein. Hierbei sind nur Kontraindikationen wie z. B. drohende Herniation strikt zu beachten. Randomisierte und kontrollierte Studien sowie aktuelle Reviews zeigen bei aneurysmatischer SAB, dass eine prophylaktische LD das Risiko verzögerter Ischämie senken und funktionelle Ergebnisse verbessern kann (167). Da sich die Indikationen für eine EVD und eine LD sowie die klinische Ausgangssituation der behandelten PatientInnen deutlich unterscheiden, sind direkte Vergleiche zwischen beiden Verfahren nur eingeschränkt sinnvoll (106, 165). In geeigneten Fällen ist LD eine valide Option, insbesondere wenn Navigations-/Hilfsmittel die Zeit bis zur Anlage unverträglich verzögern würden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass ein standardisiertes Trainingsprotokoll, welches auf allgemeinen Richtlinien und bewährten Verfahren der Literatur basiert, konsistente und gute Ergebnisse bei der EVD-Platzierung fördern kann. Es scheint weniger wichtig, millimetergenaue Eintritts- und Zielpunkte festzulegen. Relevanter ist eine standardisierte Herangehensweise zu entwickeln, die die Flexibilität und das sichere Arbeiten im klinischen Alltag unterstützt.

Bei verringerten „hands-on“-Exposition in der Weiterbildung ist somit ein komplementärer Ansatz sinnvoll: standardisierte Freihand-Protokolle plus Simulation. Zudem sollte ein selektiver, zeitkritisch abgewogener Einsatz von Hilfsmitteln/Navigations- oder bildgestützten

Verfahren bei schwieriger Anatomie (schmale Ventrikel, Mittellinienverschiebung) abgewogen werden. In akuten Situationen sollte die Zeit bis zur Entlastung leitend sein. Wenn die Navigation die Genauigkeit erhöht, ohne eine kritische Verzögerung zu verursachen, sollte ihr Einsatz bevorzugt werden. Alternativ bleibt die Lumbaldrainage eine valide Option bei geeigneter Indikation.

6 Zusammenfassung

6.1 Limitationen

Diese Studie ist eine Modellstudie und bringt einige Einschränkungen mit sich. Die verwendeten 3D-Modelle ermöglichten kein tatsächliches Bohren der Schädelkalotte oder eine tatsächliche Punktion. Diese Schritte bergen ein weiteres Komplikationspotenzial, wie z. B. das Verursachen von Blutungen mit dem Bohrer oder das Ablenken des EVD aufgrund eines falsch angewinkelten Bohrlochs. Darüber hinaus kann das Verschieben des EVD zu einer Katheterablenkung innerhalb des Hirngewebes führen, was in diesem Modell nicht berücksichtigt wurde. In der Realität gibt es weitere Ursachen für Ungenauigkeiten. Zum Beispiel sollten beim Markieren mit dem Lineal individuelle Abweichungen berücksichtigt werden. Der Eintrittspunkt kann aufgrund von starker Kopfbehaarung oder einer asymmetrischen Schädelform (beispielsweise aufgrund einer Schwellung durch ein Schädelhirntrauma) verändert sein. Obwohl der nachgewiesene Trainingseffekt in dieser Studie statistisch signifikant war, kann seine Auswirkung auf die klinische Platzierungsgenauigkeit nicht nachgewiesen werden. Zweifellos ist eine einzige Trainingseinheit nicht ausreichend für das gesamte Klinikpersonal. Aber diese Studie zeigt, dass insbesondere junge, angehende NeurochirurgInnen (und sogar erfahrene KollegInnen) ihre Leistung in der klinischen Praxis durch regelmäßiges Modelltraining verbessern können.

6.2 Schlussfolgerung

Durch ein systematisches Training konnte eine signifikante Besserung der Genauigkeit der Platzierung einer EVD an einem anatomischen Model erreicht werden. Trainings sind von entscheidender Bedeutung, insbesondere für junge, unerfahrene KollegInnen. Auch erfahrene KollegInnen profitieren von Trainings. In der Literatur finden sich verschiedene Empfehlungen zu den „richtigen“ Einstich- und Zielpunkten. Mit standardisierten Trainings kann eine höhere Rate korrekt platzierter EVDs erreicht werden. Rechtshändige NeurochirurgInnen können eine EVD bevorzugt mit der rechten Hand platzieren, auch wenn diese auf der linken Seite gelegt wird. Bei engen Ventrikeln ist die Erfolgsrate der freien Platzierung einer EVD auch nach dem Training begrenzt. Wenn verfügbar, ist daher der Einsatz einer Navigation oder anderer Hilfsmittel sinnvoll, solange dadurch die Zeit bis zur Anlage nicht kritisch verzögert wird. In ausgewählten Fällen kann alternativ auch eine lumbale Drainage erwogen werden. Falls bereits ein EVD eingesetzt wurde, sollte diese vor einer Operation wieder geschlossen werden, um die Ventrikel zu erweitern.

7 Literaturverzeichnis

1. Lind CR, Correia JA, Law AJ, Kejriwal R. A survey of surgical techniques for catheterising the cerebral lateral ventricles. *J Clin Neurosci.* 2008;15(8):886-90.
2. Fried HI, Nathan BR, Rowe AS, Zabramski JM, Andaluz N, Bhimraj A, et al. The Insertion and Management of External Ventricular Drains: An Evidence-Based Consensus Statement : A Statement for Healthcare Professionals from the Neurocritical Care Society. *Neurocrit Care.* 2016;24(1):61-81.
3. Stuart MJ, Antony J, Withers TK, Ng W. Systematic review and meta-analysis of external ventricular drain placement accuracy and narrative review of guidance devices. *J Clin Neurosci.* 2021;94:140-51.
4. Jayasekera BAP, Al-Mousa A, Shtaya A, Pereira E. Freehand external ventricular drain insertion - is there a learning curve? *Surg Neurol Int.* 2021;12:193.
5. Seymour NE, Gallagher AG, Roman SA, O'Brien MK, Bansal VK, Andersen DK, et al. Virtual reality training improves operating room performance: results of a randomized, double-blinded study. *Ann Surg.* 2002;236(4):458-63; discussion 63-4.
6. Vakharia VN, Vakharia NN, Hill CS. Review of 3-Dimensional Printing on Cranial Neurosurgery Simulation Training. *World Neurosurg.* 2016;88:188-98.
7. Stratchko L, Filatova I, Agarwal A, Kanekar S. The Ventricular System of the Brain: Anatomy and Normal Variations. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI.* 2016;37(2):72-83.
8. Tumani H, Huss A, Bachhuber F. Chapter 2 - The cerebrospinal fluid and barriers – anatomic and physiologic considerations. In: Deisenhammer F, Teunissen CE, Tumani H, editors. *Handbook of Clinical Neurology.* 146: Elsevier; 2018. p. 21-32.
9. Shenoy SS, Lui F. *Neuroanatomy, Ventricular System.* StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing
Copyright © 2025, StatPearls Publishing LLC.; 2025.
10. Dossani RH, Patra DP, Terrell DL, Willis B. Placement of an External Ventricular Drain. *N Engl J Med.* 2021;384(2):e3.
11. Scelsi CL, Rahim TA, Morris JA, Kramer GJ, Gilbert BC, Forseen SE. The Lateral Ventricles: A Detailed Review of Anatomy, Development, and Anatomic Variations. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2020;41(4):566-72.

12. Raabe C, Fichtner J, Beck J, Gralla J, Raabe A. Revisiting the rules for freehand ventriculostomy: a virtual reality analysis. *Journal of Neurosurgery JNS*. 2018;128(4):1250-7.
13. Binz DD, Toussaint LG, Friedman JA. Hemorrhagic Complications of Ventriculostomy Placement: A Meta-Analysis. *Neurocritical Care*. 2009;10(2):253-6.
14. Tavakoli S, Peitz G, Ares W, Hafeez S, Grandhi R. Complications of invasive intracranial pressure monitoring devices in neurocritical care. *Neurosurgical focus*. 2017;43(5):E6.
15. Bauer DF, Razdan SN, Bartolucci AA, Markert JM. Meta-Analysis of Hemorrhagic Complications From Ventriculostomy Placement by Neurosurgeons. *Neurosurgery*. 2011;69(2):255-60.
16. Yamada S, Ishikawa M, Nozaki K. Exploring mechanisms of ventricular enlargement in idiopathic normal pressure hydrocephalus: a role of cerebrospinal fluid dynamics and motile cilia. *Fluids and Barriers of the CNS*. 2021;18(1):20.
17. Czarniak N, Kamińska J, Matowicka-Karna J, Koper-Lenkiewicz OM. Cerebrospinal Fluid-Basic Concepts Review. *Biomedicines*. 2023;11(5).
18. Hablitz LM, Nedergaard M. The Glymphatic System: A Novel Component of Fundamental Neurobiology. *The Journal of Neuroscience*. 2021;41(37):7698-711.
19. Iliff JJ, Wang M, Liao Y, Plogg BA, Peng W, Gundersen GA, et al. A paravascular pathway facilitates CSF flow through the brain parenchyma and the clearance of interstitial solutes, including amyloid β . *Science translational medicine*. 2012;4(147):147ra11-ra11.
20. Bradbury MW, Cserr HF, Westrop RJ. Drainage of cerebral interstitial fluid into deep cervical lymph of the rabbit. *American Journal of Physiology-Renal Physiology*. 1981;240(4):F329-F36.
21. Rennels ML, Gregory TF, Blaumanis OR, Fujimoto K, Grady PA. Evidence for a 'Paravascular' fluid circulation in the mammalian central nervous system, provided by the rapid distribution of tracer protein throughout the brain from the subarachnoid space. *Brain Research*. 1985;326(1):47-63.
22. CSERR HF, DEPASQUALE M, PATLAK CS, PULLEN RGL. Convection of Cerebral Interstitial Fluid and Its Role in Brain Volume Regulation. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 1986;481(1):123-34.

23. Jessen NA, Munk AS, Lundgaard I, Nedergaard M. The Glymphatic System: A Beginner's Guide. *Neurochem Res.* 2015;40(12):2583-99.
24. Rasmussen MK, Mestre H, Nedergaard M. The glymphatic pathway in neurological disorders. *Lancet Neurol.* 2018;17(11):1016-24.
25. Ringstad G, Valnes LM, Dale AM, Pripp AH, Vatnehol S-AS, Emblem KE, et al. Brain-wide glymphatic enhancement and clearance in humans assessed with MRI. *JCI Insight.* 2018;3(13).
26. Eide PK, Vatnehol SAS, Emblem KE, Ringstad G. Magnetic resonance imaging provides evidence of glymphatic drainage from human brain to cervical lymph nodes. *Scientific reports.* 2018;8(1):7194.
27. Xie L, Kang H, Xu Q, Chen MJ, Liao Y, Thiyagarajan M, et al. Sleep drives metabolite clearance from the adult brain. *Science.* 2013;342(6156):373-7.
28. Bothwell SW, Janigro D, Patabendige A. Cerebrospinal fluid dynamics and intracranial pressure elevation in neurological diseases. *Fluids and Barriers of the CNS.* 2019;16(1):9.
29. Filis AK, Aghayev K, Vrionis FD. Cerebrospinal Fluid and Hydrocephalus: Physiology, Diagnosis, and Treatment. *Cancer Control.* 2017;24(1):6-8.
30. Sakowitz OW, Unterberg AW. Intensivtherapie bei erhöhtem intrakraniellen Druck. In: Marx G, Muhl E, Zacharowski K, editors. *Die Intensivmedizin.* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2015. p. 1-15.
31. Mokri B. The Monro-Kellie hypothesis: applications in CSF volume depletion. *Neurology.* 2001;56(12):1746-8.
32. Benson JC, Madhavan AA, Cutsforth-Gregory JK, Johnson DR, Carr CM. The Monro-Kellie Doctrine: A Review and Call for Revision. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2023;44(1):2-6.
33. Czosnyka M, Pickard JD. Monitoring and interpretation of intracranial pressure. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2004;75(6):813-21.
34. Wilson MH. Monro-Kellie 2.0: The dynamic vascular and venous pathophysiological components of intracranial pressure. *J Cereb Blood Flow Metab.* 2016;36(8):1338-50.
35. Pinto VL, Tadi P, Adeyinka A. *Increased Intracranial Pressure: StatPearls Publishing, Treasure Island (FL); 2025 2025.*

36. Munakomi S, Das J. Brain Herniation. 2020.
37. Maiese K. Brain Herniation Merck Manual Professional Edition: Merck Manual; 2024 [updated 2024/04. Available from: <https://www.merckmanuals.com/professional/neurologic-disorders/coma-and-impaired-consciousness/brain-herniation>.
38. Armstead WM. Cerebral Blood Flow Autoregulation and Dysautoregulation. *Anesthesiol Clin*. 2016;34(3):465-77.
39. Ruland S, Aiyagari V. Cerebral Autoregulation and Blood Pressure Lowering. *Hypertension*. 2007;49(5):977-8.
40. Lundberg N. Continuous recording and control of ventricular fluid pressure in neurosurgical practice. *Acta Psychiatr Neurol Scand*. 1960;36:1-193.
41. Lundberg N. Continuous Recording and Control of Ventricular Fluid Pressure in Neurosurgical Practice. *Journal of Neuropathology & Experimental Neurology*. 1962;21(3):489-.
42. Lescot T, Naccache L, Bonnet MP, Abdennour L, Coriat P, Puybasset L. The relationship of intracranial pressure Lundberg waves to electroencephalograph fluctuations in patients with severe head trauma. *Acta Neurochirurgica*. 2005;147(2):125-9.
43. Martinez-Tejada I, Arum A, Wilhjelm JE, Juhler M, Andresen M. B waves: a systematic review of terminology, characteristics, and analysis methods. *Fluids and Barriers of the CNS*. 2019;16(1):33.
44. Newell DW, Nedergaard M, Aaslid R. Physiological Mechanisms and Significance of Intracranial B Waves. *Frontiers in Neurology*. 2022;Volume 13 - 2022.
45. Liotta EM. Management of Cerebral Edema, Brain Compression, and Intracranial Pressure. *Continuum (Minneap Minn)*. 2021;27(5):1172-200.
46. Koleva M, De Jesus O. Hydrocephalus. *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing
Copyright © 2025, StatPearls Publishing LLC.; 2025.
47. Jadhav SS, Dhok A, Mitra K, Khan S, Khandaitkar S. Dandy-Walker Malformation With Hydrocephalus: Diagnosis and Its Treatment. *Cureus*. 2022;14(5):e25287.
48. Sharma H, Treiber JM, Bauer DF. Chiari 1 and Hydrocephalus - A Review. *Neurol India*. 2021;69(Supplement):S362-s6.

49. Protzenko T, Dos Santos Gomes Junior SC, Bellas A, Salomão JFM. Hydrocephalus and occipital encephaloceles: presentation of a series and review of the literature. *Childs Nerv Syst.* 2021;37(11):3437-45.
50. Ahmed SI, Javed G, Laghari AA, Bareeqa SB, Aziz K, Khan M, et al. Third Ventricular Tumors: A Comprehensive Literature Review. *Cureus.* 2018;10(10):e3417.
51. Capion T, Lilja-Cyron A, Juhler M, Møller K, Sorteberg A, Rønning PA, et al. Prompt closure versus gradual weaning of external ventricular drain for hydrocephalus following aneurysmal subarachnoid haemorrhage: a statistical analysis plan for the DRAIN randomised clinical trial. *Trials.* 2024;25(1):479.
52. Kiefer M, Unterberg A. The Differential Diagnosis and Treatment of Normal-Pressure Hydrocephalus. *Dtsch Arztebl International.* 2012;109(1-2):15-26.
53. Fichtner J, Hni L, Raabe A, Zraggen W. Normaldruck-Hydrozephalus. *Swiss Medical Forum – Schweizerisches Medizin-Forum.* 2019.
54. EVANS WA, Jr. AN ENCEPHALOGRAPHIC RATIO FOR ESTIMATING VENTRICULAR ENLARGEMENT AND CEREBRAL ATROPHY. *Archives of Neurology & Psychiatry.* 1942;47(6):931-7.
55. Hochstetler A, Raskin J, Blazer-Yost BL. Hydrocephalus: historical analysis and considerations for treatment. *European Journal of Medical Research.* 2022;27(1):168.
56. Karimy JK, Reeves BC, Damisah E, Duy PQ, Antwi P, David W, et al. Inflammation in acquired hydrocephalus: pathogenic mechanisms and therapeutic targets. *Nature Reviews Neurology.* 2020;16(5):285-96.
57. Boragina M, Cohen E. An infant with the "setting-sun" eye phenomenon. *Cmaj.* 2006;175(8):878.
58. Horáková H, Vyhňálek M, Tegelová V. Cognitive and Neuropsychiatric Features of Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. In: Bradac O, editor. *Normal Pressure Hydrocephalus: Pathophysiology, Diagnosis, Treatment and Outcome.* Cham: Springer International Publishing; 2023. p. 169-95.
59. Farb R, Rovira À. Hydrocephalus and CSF Disorders. In: Hodler J, Kubik-Huch RA, von Schulthess GK, editors. *Diseases of the Brain, Head and Neck, Spine 2020–2023: Diagnostic Imaging.* Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 11-24.

60. Chari A, Dasgupta D, Smedley A, Craven C, Dyson E, Matloob S, et al. Intraparenchymal intracranial pressure monitoring for hydrocephalus and cerebrospinal fluid disorders. *Acta neurochirurgica*. 2017;159.
61. Rigi M, Almarzouqi SJ, Morgan ML, Lee AG. Papilledema: epidemiology, etiology, and clinical management. *Eye Brain*. 2015;7:47-57.
62. Reier L, Fowler JB, Arshad M, Hadi H, Whitney E, Farmah AV, et al. Optic Disc Edema and Elevated Intracranial Pressure (ICP): A Comprehensive Review of Papilledema. *Cureus*. 2022;14(5):e24915.
63. Costello F, Hamann S. Advantages and Pitfalls of the Use of Optical Coherence Tomography for Papilledema. *Current Neurology and Neuroscience Reports*. 2024;24(3):55-64.
64. Norton ME, Fox NS, Monteagudo A, Kuller JA, Craig S. Fetal Ventriculomegaly. *American Journal of Obstetrics & Gynecology*. 2020;223(6):B30-B3.
65. Nakajima M, Miyajima M, Ogino I, Sugano H, Akiba C, Domon N, et al. Use of External Lumbar Cerebrospinal Fluid Drainage and Lumboperitoneal Shunts with Strata NSC Valves in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus: A Single-Center Experience. *World Neurosurgery*. 2015;83(3):387-93.
66. Eide PK, Sorteberg W. Diagnostic Intracranial Pressure Monitoring and Surgical Management in Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus: A 6-Year Review of 214 Patients. *Neurosurgery*. 2010;66(1):80-91.
67. Kazui H, Miyajima M, Mori E, Ishikawa M. Lumboperitoneal shunt surgery for idiopathic normal pressure hydrocephalus (SINPHONI-2): an open-label randomised trial. *The Lancet Neurology*. 2015;14(6):585-94.
68. Brenner LBO, Porto S, Andreão FF, Ferreira MY, Bocanegra-Becerra JE, Verly G, et al. Are ventriculopleural shunts the second option for treating hydrocephalus? A meta-analysis of 543 patients. *Clinical Neurology and Neurosurgery*. 2024;244:108396.
69. Morota N, Ihara S, Araki T. Torkildsen shunt: Re-evaluation of the historical procedure. *Child's nervous system : ChNS : official journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery*. 2010;26:1705-10.
70. Warf BC, Weber DS, Day EL, Riordan CP, Staffa SJ, Baird LC, et al. Endoscopic third ventriculostomy with choroid plexus cauterization: predictors of long-term success and

comparison with shunt placement for primary treatment of infant hydrocephalus. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*. 2023;32(2):201-13.

71. Albalkhi I, Garatli S, Helal B, Saleh T, AlRamadan AH, Warf BC. Morbidity and etiology-based success rate of combined endoscopic ventriculostomy and choroid plexus cauterization: a systematic review and meta-analysis of 1918 infants. *Neurosurgical Review*. 2023;46(1):180.

72. Cinalli G, Spennato P, Savarese L, Ruggiero C, Aliberti F, Cuomo L, et al. Endoscopic aqueductoplasty and placement of a stent in the cerebral aqueduct in the management of isolated fourth ventricle in children. *J Neurosurg*. 2006;104(1 Suppl):21-7.

73. Ueberschaer M, Wirthensohn K, Niedermeyer S, Forbrig R. Comparison of endoscopic third ventriculostomy with stereotactic prepontine stenting in patients with aqueductal stenosis. *J Neurosurg*. 2025:1.

74. Kennedy CR, Ayers S, Campbell MJ, Elbourne D, Hope P, Johnson A. Randomized, controlled trial of acetazolamide and furosemide in posthemorrhagic ventricular dilation in infancy: follow-up at 1 year. *Pediatrics*. 2001;108(3):597-607.

75. International randomised controlled trial of acetazolamide and furosemide in posthaemorrhagic ventricular dilatation in infancy. *The Lancet*. 1998;352(9126):433-40.

76. Shooman D, Portess H, Sparrow O. A review of the current treatment methods for posthaemorrhagic hydrocephalus of infants. *Cerebrospinal Fluid Research*. 2009;6(1):1.

77. Whitelaw A, Kennedy CR, Brion LP. Diuretic therapy for newborn infants with posthemorrhagic ventricular dilatation. *Cochrane Database Syst Rev*. 2001;2001(2):Cd002270.

78. Mazzola CA, Choudhri AF, Auguste KI, Limbrick DD, Rogido M, Mitchell L, et al. Pediatric hydrocephalus: systematic literature review and evidence-based guidelines. Part 2: Management of posthemorrhagic hydrocephalus in premature infants. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics PED*. 2014;14(Supplement_1):8-23.

79. Srinivasan VM, O'Neill BR, Jho D, Whiting DM, Oh MY. The history of external ventricular drainage: Historical vignette. *Journal of Neurosurgery*. 2014;120(1):228-36.

80. Aschoff A, Kremer P, Hashemi B, Kunze S. The scientific history of hydrocephalus and its treatment. *Neurosurgical Review*. 1999;22(2):67-93.

81. Keen WW. SURGERY OF THE LATERAL VENTRICLES OF THE BRAIN. *Medical Record (1866-1922)*. 1890;38(12):317.
82. Dandy WE. VENTRICULOGRAPHY FOLLOWING THE INJECTION OF AIR INTO THE CEREBRAL VENTRICLES. *Ann Surg*. 1918;68(1):5-11.
83. Ghajar JB. A guide for ventricular catheter placement. Technical note. *J Neurosurg*. 1985;63(6):985-6.
84. O'Leary ST, Kole MK, Hoover DA, Hysell SE, Thomas A, Shaffrey CI. Efficacy of the Ghajar Guide revisited: a prospective study. *J Neurosurg*. 2000;92(5):801-3.
85. Champey J, Mourey C, Francony G, Pavese P, Gay E, Gergele L, et al. Strategies to reduce external ventricular drain–related infections: a multicenter retrospective study. *Journal of Neurosurgery JNS*. 2019;130(6):2034-9.
86. Zabramski JM, Whiting D, Darouiche RO, Horner TG, Olson J, Robertson C, et al. Efficacy of antimicrobial-impregnated external ventricular drain catheters: a prospective, randomized, controlled trial. *J Neurosurg*. 2003;98(4):725-30.
87. Muench E VP, Quintel M. Therapie des erhöhten intrakraniellen Druckes - Innovative Ansätze und Aussichten. *Anästhesiologie & Intensivmedizin*. 2001;42:587-96.
88. Pishjoo M, Khatibi K, Etemadrezaie H, Zabihiyan S, Ganjeifar B, Safdari M, et al. Determinants of accuracy of freehand external ventricular drain placement by neurosurgical trainees. *Acta Neurochirurgica*. 2021;163(4):1113-9.
89. Ofoma H, Cheaney B, Brown NJ, Lien BV, Himstead AS, Choi EH, et al. Updates on techniques and technology to optimize external ventricular drain placement: A review of the literature. *Clinical Neurology and Neurosurgery*. 2022;213:107126.
90. Huyette DR, Turnbow BJ, Kaufman C, Vaslow DF, Whiting BB, Oh MY. Accuracy of the freehand pass technique for ventriculostomy catheter placement: retrospective assessment using computed tomography scans. *J Neurosurg*. 2008;108(1):88-91.
91. Moshref R, Algethmi RA. Systemic Review: Neurological Deficits following Ventriculoperitoneal Shunt (VPS) Insertion. *Asian J Neurosurg*. 2023;18(3):444-53.
92. Hagel S, Bruns T, Pletz MW, Engel C, Kalff R, Ewald C. External ventricular drain infections: risk factors and outcome. *Interdiscip Perspect Infect Dis*. 2014;2014:708531.

93. Edwards NC, Engelhart L, Casamento EM, McGirt MJ. Cost-consequence analysis of antibiotic-impregnated shunts and external ventricular drains in hydrocephalus. *J Neurosurg*. 2015;122(1):139-47.
94. Beez T, Sarikaya-Seiwert S, Steiger H-J, Hänggi D. Real-time ultrasound guidance for ventricular catheter placement in pediatric cerebrospinal fluid shunts. *Child's Nervous System*. 2015;31(2):235-41.
95. Miller C, Tummala RP. Risk factors for hemorrhage associated with external ventricular drain placement and removal. *Journal of Neurosurgery JNS*. 2017;126(1):289-97.
96. Aten Q, Killeffer J, Seaver C, Reier L. Causes, Complications, and Costs Associated with External Ventricular Drainage Catheter Obstruction. *World Neurosurgery*. 2020;134:501-6.
97. Miller C, Guillaume D. Incidence of hemorrhage in the pediatric population with placement and removal of external ventricular drains. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*. 2015;16(6):662-7.
98. Plakopitis N, Themistoklis K, Melanis K, Spartalis E, Patrikelis P, Papisilekas T. Hemorrhagic complications after removal of an external ventricular drain: A case report and literature review. *Surg Neurol Int*. 2023;14:298.
99. Tunkel AR, Hasbun R, Bhimraj A, Byers K, Kaplan SL, Scheld WM, et al. 2017 Infectious Diseases Society of America's Clinical Practice Guidelines for Healthcare-Associated Ventriculitis and Meningitis. *Clin Infect Dis*. 2017;64(6):e34-e65.
100. Khalaveh F, Fazel N, Mischkulnig M, Vossen MG, Reinprecht A, Dorfer C, et al. Risk Factors Promoting External Ventricular Drain Infections in Adult Neurosurgical Patients at the Intensive Care Unit—A Retrospective Study. *Frontiers in Neurology*. 2021;Volume 12 - 2021.
101. Ramanan M, Lipman J, Shorr A, Shankar A. A meta-analysis of ventriculostomy-associated cerebrospinal fluid infections. *BMC Infect Dis*. 2015;15:3.
102. Citerio G, Signorini L, Bronco A, Vargiolu A, Rota M, Latronico N, et al. External Ventricular and Lumbar Drain Device Infections in ICU Patients: A Prospective Multicenter Italian Study. *Critical Care Medicine*. 2015;43(8):1630-7.

103. Garg K, Verma SK, Singh PK, Singh M, Chandra PS, Kale SS. Effect of External Ventricular Drain Tunnel Length on Cerebrospinal Fluid Infection Rates—A Bayesian Network Meta-Analysis. *World Neurosurgery*. 2022;158:268-78.e4.
104. Harrop JS, Sharan AD, Ratliff J, Prasad S, Jabbour P, Evans JJ, et al. Impact of a Standardized Protocol and Antibiotic-Impregnated Catheters on Ventriculostomy Infection Rates in Cerebrovascular Patients. *Neurosurgery*. 2010;67(1):187-91.
105. Wang X, Dong Y, Qi X-Q, Li Y-M, Huang C-G, Hou L-J. Clinical review: Efficacy of antimicrobial-impregnated catheters in external ventricular drainage - a systematic review and meta-analysis. *Critical Care*. 2013;17(4):234.
106. Lele AV, Hoefnagel AL, Schloemerker N, Wyler DA, Chaikittisilpa N, Vavilala MS, et al. Perioperative Management of Adult Patients With External Ventricular and Lumbar Drains: Guidelines From the Society for Neuroscience in Anesthesiology and Critical Care. *J Neurosurg Anesthesiol*. 2017;29(3):191-210.
107. Thomale UW, Schaumann A, Stockhammer F, Giese H, Schuster D, Kästner S, et al. GAVCA Study: Randomized, Multicenter Trial to Evaluate the Quality of Ventricular Catheter Placement with a Mobile Health Assisted Guidance Technique. *Neurosurgery*. 2018;83(2):252-62.
108. Hildebrandt G, Surbeck W, Stienen MN. Emil Theodor Kocher: the first Swiss neurosurgeon. *Acta Neurochir (Wien)*. 2012;154(6):1105-15; discussion 15.
109. Morone PJ, Dewan MC, Zuckerman SL, Tubbs RS, Singer RJ. Craniometrics and Ventricular Access: A Review of Kocher's, Kaufman's, Paine's, Menovksy's, Tubbs', Keen's, Frazier's, Dandy's, and Sanchez's Points. *Operative Neurosurgery*. 2020;18(5):461-9.
110. Sulaiman, II. Neuroanatomical refinement of Kocher's point for enhanced precision in ventriculostomy: A technical note and a literature review. *Surg Neurol Int*. 2024;15:274.
111. O'Neill BR, Velez DA, Braxton EE, Whiting D, Oh MY. A survey of ventriculostomy and intracranial pressure monitor placement practices. *Surgical Neurology*. 2008;70(3):268-73.
112. Mortazavi MM, Adeeb N, Griessenauer CJ, Sheikh H, Shahidi S, Tubbs RI, et al. The ventricular system of the brain: a comprehensive review of its history, anatomy, histology, embryology, and surgical considerations. *Childs Nerv Syst*. 2014;30(1):19-35.

113. Cardona JJ, Shekhawat D, Chaiyamoon A, McCormack E, Anadkat S, Iwanaga J, et al. Revisiting the transorbital approach for emergency external ventricular drainage: an anatomical study of relevant parameters and their effect on the effectiveness of using Tubbs' point. *Neurosurgical Review*. 2023;46(1):233.
114. Kakarla UK, Kim LJ, Chang SW, Theodore N, Spetzler RF. Safety and accuracy of bedside external ventricular drain placement. *Neurosurgery*. 2008;63(1 Suppl 1):ONS162-6; discussion ONS6-7.
115. Nawabi NLA, Stopa BM, Lassaren P, Bain PA, Mekary RA, Gormley WB. External ventricular drains and risk of freehand placement: A systematic review and meta-analysis. *Clin Neurol Neurosurg*. 2023;231:107852.
116. Wilson MP, O'Kelly C, Jack AS, Rempel J. Utilizing preprocedural CT scans to identify patients at risk for suboptimal external ventricular drain placement with the freehand insertion technique. *Journal of Neurosurgery JNS*. 2019;130(6):2048-54.
117. Patil V, Gupta R, San Jose Estepar R, Lacson R, Cheung A, Wong JM, et al. Smart stylet: the development and use of a bedside external ventricular drain image-guidance system. *Stereotact Funct Neurosurg*. 2015;93(1):50-8.
118. Bergdal O, Springborg JB, Holst AV, Hauerberg J, Way S, Breum P, et al. Accuracy of tunnelled vs. bolt-connected external ventricular drains. *Clinical Neurology and Neurosurgery*. 2013;115(10):1972-5.
119. Abdoh MG, Bekaert O, Hodel J, Diarra SM, Le Guerinel C, Nseir R, et al. Accuracy of external ventricular drainage catheter placement. *Acta Neurochirurgica*. 2012;154(1):153-9.
120. Muirhead WR, Basu, Surajit. Trajectories for frontal external ventricular drain placement: virtual cannulation of adults with acute hydrocephalus. *British Journal of Neurosurgery*. 2012;26(5):710-6.
121. Rehman T, Rehman Au, Ali R, Rehman A, Bashir H, Ahmed Bhimani S, et al. A Radiographic Analysis of Ventricular Trajectories. *World Neurosurgery*. 2013;80(1):173-8.
122. Ruchholtz S, Waydhas C, Muller A, Lewan UM, Nast-Kolb D, Euler E, et al. Percutaneous Computed Tomographic-Controlled Ventriculostomy in Severe Traumatic Brain Injury. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*. 1998;45(3).

123. Krötz M, Linsenmaier U, Kanz KG, Pfeifer KJ, Mutschler W, Reiser M. Evaluation of minimally invasive percutaneous CT-controlled ventriculostomy in patients with severe head trauma. *European Radiology*. 2004;14(2):227-33.
124. Greenfield JP, Schwartz TH. Catheter placement for Ommaya reservoirs with frameless surgical navigation: technical note. *Stereotact Funct Neurosurg*. 2008;86(2):101-5.
125. Mahan M, Spetzler RF, Nakaji P. Electromagnetic stereotactic navigation for external ventricular drain placement in the intensive care unit. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2013;20(12):1718-22.
126. Banerjee PP, Luciano CJ, Lemole GM, Jr., Charbel FT, Oh MY. Accuracy of ventriculostomy catheter placement using a head- and hand-tracked high-resolution virtual reality simulator with haptic feedback. *J Neurosurg*. 2007;107(3):515-21.
127. Hayhurst C, Beems T, Jenkinson MD, Byrne P, Clark S, Kandasamy J, et al. Effect of electromagnetic-navigated shunt placement on failure rates: a prospective multicenter study: Clinical article. *Journal of Neurosurgery JNS*. 2010;113(6):1273-8.
128. Schödel P, Proescholdt M, Ullrich O-W, Brawanski A, Schebesch K-M. An outcome analysis of two different procedures of burr-hole trephine and external ventricular drainage in acute hydrocephalus. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2012;19(2):267-70.
129. Niedermeyer S, Terpolilli NA, Nerlinger P, Weller J, Schmutzer M, Quach S, et al. Minimally invasive third ventriculostomy with stereotactic internal shunt placement for the treatment of tumor-associated noncommunicating hydrocephalus. *Acta Neurochirurgica*. 2023;165(12):4071-9.
130. Kandasamy J, Hayhurst C, Clark S, Jenkinson MD, Byrne P, Karabatsou K, et al. Electromagnetic stereotactic ventriculoperitoneal csf shunting for idiopathic intracranial hypertension: a successful step forward? *World Neurosurg*. 2011;75(1):155-60; discussion 32-3.
131. Thomale UW, Knitter T, Schaumann A, Ahmadi SA, Ziegler P, Schulz M, et al. Smartphone-assisted guide for the placement of ventricular catheters. *Childs Nerv Syst*. 2013;29(1):131-9.
132. Scheidt K, Kropla F, Winkler D, Möbius R, Vychopen M, Wach J, et al. 3D-printed skull model for enhancing training in external ventricular drainage within medical education. *3D Printing in Medicine*. 2025;11(1):16.

133. Tai BL, Rooney D, Stephenson F, Liao P-S, Sagher O, Shih AJ, et al. Development of a 3D-printed external ventricular drain placement simulator: technical note. *Journal of Neurosurgery JNS*. 2015;123(4):1070-6.
134. Liang S, Lee RZ, Lim YG, Lim H, Misbaah F, Wan KR. Improving Successful Cannulation of External Ventricular Drain: 3D-Printed Surgical Guide for Inexperienced Neurosurgeons. *World Neurosurgery*. 2025;193:715-21.
135. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*. 2012;30(9):1323-41.
136. Rossitto CP, Odland IC, Oemke H, Cruz D, Kalagara R, Schupper AJ, et al. External Ventricular Drain Training in Medical Students Improves Procedural Accuracy and Attitudes Toward Virtual Reality. *World Neurosurgery*. 2023;175:e1246-e54.
137. Schirmer CM, Elder JB, Roitberg B, Lobel DA. Virtual reality-based simulation training for ventriculostomy: an evidence-based approach. *Neurosurgery*. 2013;73 Suppl 1:66-73.
138. Van Gestel F, Frantz T, Buyck F, Gallagher AG, Geens W, Neuville Q, et al. High-Accuracy Augmented Reality Guidance for Intracranial Drain Placement Using a Standalone Head-Worn Navigation System: First-in-Human Results. *Neurosurgery*. 2025;96(6):1217-26.
139. Robertson FC, Abd-El-Barr MM, Mukundan S, Jr., Gormley WB. Ventriculostomy-associated hemorrhage: a risk assessment by radiographic simulation. *J Neurosurg*. 2017;127(3):532-6.
140. Stengel F, Gandía-González M, Aldea C, Bartek J, Belo D, Ben-Shalom N, et al. Transformation of neurosurgical training from “see one, do one, teach one” to AR/VR & simulation – A survey by the EANS Young Neurosurgeons. *Brain and Spine*. 2022;2:100929.
141. Shetty SS, Kamath A, Shetty P, Quadras DD, Siddartha R, Rao A. SIDS plane: A simple and innovative alternative to Frankfurt horizontal plane. *Journal of Orthodontic Science*. 2023;12(1):27.
142. Kosterhon M, Gutenberg A, Kantelhardt SR, Conrad J, Nimer Amr A, Gawehn J, et al. Three-dimensional Cross-Platform Planning for Complex Spinal Procedures: A New Method Adaptive to Different Navigation Systems. *Clin Spine Surg*. 2017;30(7):E1000-e9.

143. Demšar J, Curk T, Erjavec A, Gorup C, Hocevar T, Milutinovic M, et al. Orange: Data Mining Toolbox in Python. *Journal of Machine Learning Research*. 2013;14:2349-53.
144. Burkhardt E, Adeb N, Terrell D, Proctor C, Musmar B, Griessenauer CJ, et al. Factors impacting neurosurgery residents' operative case volume: a nationwide survey. *Journal of Neurosurgery*. 2024;140(2):570-5.
145. Fargen KM, Tomei KL. Duty hour reform through the eyes of neurological surgery residents. *J Grad Med Educ*. 2012;4(4):415-6.
146. Haji FA. Simulation in Neurosurgical Education During the COVID-19 Pandemic and Beyond. *Can J Neurol Sci*. 2021;48(2):152-4.
147. van Doormaal JAM, Fick T, Boskovic E, Hoving EW, Robe PAJT, van Doormaal TPC. Development and Validation of a Neurosurgical Phantom for Simulating External Ventricular Drain Placement. *Journal of Medical Systems*. 2025;49(1):1.
148. Cascarano P, Loretta A, Martinoni M, Zanuttini L, Di Pasquale A, Marfia G. Towards the target and not beyond: 2d vs 3d visual aids in mr-based neurosurgical simulation. *arXiv preprint arXiv:250605164*. 2025.
149. Hoang D, Perrault D, Stevanovic M, Ghiassi A. Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started. *Ann Transl Med*. 2016;4(23):456.
150. Chen JV, Dang ABC, Dang A. Comparing cost and print time estimates for six commercially-available 3D printers obtained through slicing software for clinically relevant anatomical models. *3D Printing in Medicine*. 2021;7(1):1.
151. Nieboer TE, Sari V, Kluivers KB, Weinans MJN, Vierhout ME, Stegeman DF. A randomized trial of training the non-dominant upper extremity to enhance laparoscopic performance. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*. 2012;21(4):259-64.
152. Sabharwal S, MacKenzie JS, Sterling RS, Ficke JR, LaPorte DM. Left-Handedness Among Orthopaedic Surgeons and Trainees. *JB JS Open Access*. 2020;5(2).
153. Yoon S-Y, Kwak Y, Park J. Adjustable Ghajar Guide Technique for Accurate Placement of Ventricular Catheters: A Pilot Study. *jkns*. 2017;60(5):604-9.
154. Srinivasan VM, O'Neill BR, Jho D, Whiting DM, Oh MY. The history of external ventricular drainage. *J Neurosurg*. 2014;120(1):228-36.

155. Muralidharan R. External ventricular drains: Management and complications. *Surg Neurol Int.* 2015;6(Suppl 6):S271-4.
156. McWilliam RC, Stephenson JB. Rapid bedside technique for intracranial pressure monitoring. *Lancet.* 1984;2(8394):73-5.
157. Woo H, Kang DH, Park J. Preoperative determination of ventriculostomy trajectory in ventriculoperitoneal shunt surgery using a simple modification of the standard coronal MRI. *J Clin Neurosci.* 2013;20(12):1754-8.
158. Sarrafzadeh A, Smoll N, Schaller K. Guided (VENTRI-GUIDE) versus freehand ventriculostomy: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials.* 2014;15:478.
159. Ozerov S, Samarin A, Mel'nikov A, Kumirova E. Placement of a ventricular catheter into narrow lateral ventricles. Popular navigation. *Zh Vopr Neurokhir Im NN Burdenko.* 2017;81(2):72-6.
160. Barath AS, Rusheen AE, Cabrera JMR, Shin H, Blaha CD, Bennet KE, et al. Development and validation of a rapidly deployable CT-guided stereotactic system for external ventricular drainage: preclinical study. *Scientific Reports.* 2021;11(1):17492.
161. Sargut TA, Thomale UW, Schulz M, Schaumann A, Schneider UC, Bayerl SH, et al. Navigated bedside implantation of external ventricular drains with mobile health guidance: technical note and case series. *Acta Neurochir (Wien).* 2024;166(1):76.
162. Konovalov A, Okishev D, Shekhtman O, Pilipenko Y, Eliava S. Neuronavigation device for stereotaxic external ventricular drainage insertion. *Surg Neurol Int.* 2021;12:266.
163. Eisenring CV, Burn F, Baumann M, Stieglitz LH, Kockro RA, Beck J, et al. sEVD—smartphone-navigated placement of external ventricular drains. *Acta neurochirurgica.* 2020;162(3):513-21.
164. Nielsen SH, Henriksen KA, Rasmussen R. Superior accuracy of external ventricular drain placement using electromagnetic navigation compared to freehand insertion: A retrospective cohort study. *Brain and Spine.* 2025;5:104313.
165. Bertuccio A, Marasco S, Longhitano Y, Romenskaya T, Elia A, Mezzini G, et al. External Ventricular Drainage: A Practical Guide for Neuro-Anesthesiologists. *Clinics and Practice.* 2023;13(1):219-29.

166. Zhang L, Mu Z, Shen G, Yang M. The accuracy and safety of intraoperative ultrasound-guided external ventricular drainage in intraventricular hemorrhage. *Scientific Reports*. 2023;13(1):11525.

167. Wolf S, Mielke D, Barner C, Malinova V, Kerz T, Wostrack M, et al. Effectiveness of Lumbar Cerebrospinal Fluid Drain Among Patients With Aneurysmal Subarachnoid Hemorrhage: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Neurology*. 2023;80(8):833-42.

8 Danksagung

Einen besonderen Dank möchte ich meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Darius Kalasauskas aussprechen. Darius, du bist einer meiner größten neurochirurgischen und wissenschaftlichen Vorbilder. Ich bewundere dich nicht nur als Arzt, sondern auch als Mensch, deine Art und wie du immer eine Lösung für alle Probleme findest.

Ich bedanke mich ganz besonders bei Dr. med. Michael Kosterhon, der Betreuer meiner Doktorarbeit. Michael, ohne dich wäre dieses Projekt gar nicht umsetzbar gewesen. Ich bewundere deine kreativen Ideen, deinen Fleiß und die Arbeit, die du in dieses Projekt gesteckt hast. Vielen Dank für unsere konstruktiven Gespräche und deine Geduld, die du mir entgegengebracht hast.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinem ehemaligen Klinikdirektor. Er hatte die Grundidee für dieses Projekt. Durch sein stets bewundernswertes wissenschaftliches Bestreben wurde dieses letztlich in die Tat umgesetzt. Es war mir eine große Ehre, die ersten fünf Jahre meiner neurochirurgischen Ausbildung in der Universitätsmedizin Mainz unter ihm als Klinikdirektor absolvieren zu dürfen. Es war eine sehr prägende und intensive Weiterbildungszeit.

Ganz herzlich möchte ich mich bei meinen Oberärzten bedanken, die mich immer wieder operativ inspirieren und prägen. Danke für euer Mentoring in den vergangenen Jahren.

Vielen Dank an Herr Stefan Kindel für die Bereitstellung der Abbildungen 1-3 und 5 in dieser Arbeit.

Ich danke meiner Mutter und meinen Geschwistern, die nie den Glauben an das Gute verlieren und immer an meiner Seite stehen.

Zuletzt möchte ich mich auch in einem besonderen Maße bei Tobias für seine bedingungslose und immerwährende Unterstützung bedanken. Mein bester Freund und größter Kritiker. Nur Liebe.