

Aus der Klinik für Anästhesiologie mit Schwerpunkt operative
Intensivmedizin, Campus Charité Mitte und Campus Virchow-Klinikum,
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Evaluation eines in der Klinik eingeführten Sichtbarkeits-Scores zur
Klassifizierung von Ultraschallbildern im Zusammenhang mit
ultraschallgestützten Nervenblockaden

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Manuela Birnbaum

Datum der Promotion: 25.11.2022

Vorwort

Teilergebnisse der vorliegenden Arbeit wurden veröffentlicht in:

Juergen Birnbaum, Linda Diederich, Martin Ertmer, Felix Balzer, Friederike Hofmann, Edda Klotz, Ralf F Trauzeddel, Thomas Volk, Klaus-Dieter Wernecke, Alexander Wismayer, Manuela Birnbaum, Mario Hensel

A new score for characterizing the visibility of anatomical structures during ultrasound guided regional anesthesia: a retrospective cohort study.

Minerva Anesthesiol., 86 (9):922-929/September 2020

Inhalt

Tabellen-und Abbildungsverzeichnis.....	5
Abkürzungsverzeichnis	5
Abstract	6
1. Einleitung	10
1.1. Einführung	10
1.2. Techniken der Nervenlokalisierung.....	12
1.2.1. Landmarkentechnik	13
1.2.2. Parästhesietechnik	14
1.2.3. Elektrische Nervenstimulation	14
1.2.4. Ultraschallgestützte Regionalanästhesie	17
1.2.5. Dual guidance.....	19
1.3. Technische Grundlagen des diagnostischen Ultraschalls	20
1.3.1. Physikalische Grundlagen	20
1.3.2. Ausbreitung des Ultraschalls im Gewebe	21
1.3.3. Funktionsweise von diagnostischen Ultraschallgeräten in der Medizin	22
1.3.4. Einstellmöglichkeiten am Ultraschallgerät	23
1.4. Sichtbarkeit von anatomischen Strukturen und Nadelsichtbarkeit im Ultraschall	25
1.4.1. Nerven	26
1.4.2. Gefäße	28
1.4.3. Muskeln und Faszien.....	29
1.4.4. Knochen	29
1.4.5. Lunge und Pleura, Dura	29
1.4.6. Nadelsichtbarkeit.....	30
1.5. Möglichkeiten zur Verbesserung der Visualisierung anatomischer Strukturen	32
1.5.1. Schallkopfhaltung und -führung.....	32
1.5.2. Hydrolokalisierung	32
1.5.3. Gerätetechnische Möglichkeiten	33
1.6. Möglichkeiten zur Verbesserung der Nadelsichtbarkeit.....	34
1.6.1. Technische Lösungen	34
1.6.2. Schallkopfhaltung und -führung.....	34
1.7. Interindividuelle Variation der Abbildungsqualität bei Patienten	35
1.8. Untersucherabhängige Variation der Qualität und Bewertung des Ultraschallbildes	35
1.9. Herleitung der Aufgabenstellung.....	37
2. Methodik	38
2.1. Festlegung eines Visibility-Scores	38
2.2. Erfasste Patient*innen, Erfassung der Größe und des Gewichtes der Patient*innen	39

2.3. Statistik	40
3. Ergebnisse	41
3.1. Verteilung der Visibility-Scores für alle durchgeführten Blockaden	42
3.2. Verteilung der Visibility-Scores nach Blockadelokalisation.....	43
3.3. Verteilung der Visibility-Scores in Abhängigkeit vom BMI	44
3.4. Pearson-Korrelation und BMI	46
3.5. ROC-Kurve und BMI-Cut-Off-Wert.....	47
4. Diskussion	48
4.1. Diskussion der Ergebnisse.....	48
4.1.1. Visibility-Score	48
4.1.2. Einfluss der Adipositas auf den Visibility-Score	50
4.1.3. Blockaden und Visibility-Score	51
4.2. Diskussion der Methodik.....	52
4.2.1. Retrospektive Datenerfassung.....	52
4.2.2. Faktoren mit Einfluss auf den Visibility-Score.....	52
4.2.3. Beispiele für die mögliche Anwendung des Visibility-Scores in prospektiven Studien und exakte Definitionen	54
5. Zusammenfassung.....	57
6. Literaturverzeichnis.....	59
Publikationsliste	70
Danksagung.....	71

Tabellen-und Abbildungsverzeichnis

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Visibility-Score	Seite 39
Tabelle 2	Gewichtsklassifizierung bei Erwachsenen anhand des BMI	Seite 39
Tabelle 3	erfasste Blockaden und deren mittlerer Visibility-Score	Seite 41
Tabelle 4	Gewichtskategorien und mittlere Visibility-Scores	Seite 45
Tabelle 5	Pearson-Korrelationskoeffizienten	Seite 46

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	VIS in Bezug auf alle Blockaden	Seite 42
Abb. 2	Verteilung der Visibility-Scores bezogen auf einzelne Blockaden	Seite 43
Abb. 3	Verteilung der Visibility-Scores in Abhängigkeit vom BMI	Seite 44
Abb. 4	ROC-Kurve zur Bestimmung des BMI-Cut-off-Wertes	Seite 47

Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
4D	vierdimensional
BMI	Body-Mass-Index
LAST	Lokalanästhetika-induzierte systemische Toxizität
N.	Nervus
TAP	Transversus-abdominis-plane (-Block)
VIS	Visibility-Score

Abstract

Einleitung

Eine Grundvoraussetzung für eine möglichst sichere und effektive ultraschallgestützte Nervenblockade ist die optimale Erfassung und Bewertung der anatomischen Ziel- und Begleitstrukturen im Ultraschallbild. Hierbei spielen für die Erkennung der relevanten Strukturen neben den technischen Voraussetzungen der Ultraschallgeräte weitere Faktoren, wie die Ausbildung und Erfahrung der Untersuchenden, die Art der Nervenblockade sowie die unterschiedlichen interindividuellen Schallbedingungen bei den einzelnen Patient*innen eine Rolle.

Ziel der Untersuchung war die Evaluierung der klinischen Eignung eines bereits in die klinische Routine eingeführten Sichtbarkeits-Scores zur Bewertung und Klassifizierung von anatomischen Strukturen in Ultraschallbildern im Zusammenhang mit ultraschallgestützten Nervenblockaden.

Methodik

Der Grad der Sichtbarkeit und der Identifikation der Zielstruktur und/oder von Nachbarstrukturen wurde durch die beurteilenden Ärztinnen und Ärzte vor dem Beginn der Punktion auf einer Skala von 1 bis 5 (Schulnotensystem) bewertet. Dabei repräsentiert der VIS 1 die beste Sichtbarkeit, VIS 5 die schlechteste Sichtbarkeit.

Die Visibility-Scores wurden für verschiedenen Blockadetechniken (Plexus brachialis interskalenär, supraclavikulär, axillar, N. femoralis, N. ischiadicus infragluteal und Transversus-abdominis-Plane-Block) retrospektiv aus der klinischen Routinedokumentation analysiert.

Ergebnisse

Der Visibility-Score wurde insgesamt bei 541 Blockaden an 414 Patient*innen erfasst. Im Einzelnen wurden vergeben: VIS 1: 70,4 %; VIS 2: 20,7 %; VIS 3: 6,1 %; VIS 4: 2,2 %; VIS 5: 0,4 %.

Die Visibility beim Ischiadicusblock infragluteal unterscheidet sich signifikant von allen anderen Blockaden. Die Visibility aller anderen erfassten Blockadearten unterscheidet sich nicht signifikant.

Mit dem BMI steigt das Risiko für schlechtere Visibility-Scores. Der Cut-off-Wert für den BMI zwischen guter (VIS 1-2) und schlechter Visibility (VIS 3-5) lag bei 34,0 kg/m². Trotzdem waren die anatomischen Strukturen auch bei morbid adipösen Patient*innen (BMI \geq 40 kg/m²)

noch in 70 % der Fälle (21 von 30 Blockaden) sehr gut oder gut (VIS 1 und 2) darstellbar, in 30 % der Fälle konnten die anatomischen Strukturen hier nur unsicher oder gar nicht visualisiert werden (VIS 3 bis 5).

Schlussfolgerung

VIS eignet sich für den Einsatz in der klinischen Praxis. In dieser retrospektiven Analyse zeigte sich, dass sich mit zunehmendem BMI anatomische Strukturen schlechter darstellen lassen. Der infragluteale Zugang zum N. ischiadicus wurde im Vergleich zu allen anderen Blockaden schlechter bewertet.

VIS eröffnet vielfältige Möglichkeiten für weitere prospektive klinische Untersuchungen.

So könnten verschiedene Blockadetechniken mit ihren Zugangswegen nach ihrer Visualisierbarkeit beurteilt werden. Es ergäbe sich weiterhin auch die Möglichkeit einer Bewertung der Darstellbarkeit sonoanatomischer Strukturen abhängig von Untersuchenden und Patient*innen. Auch wären im zeitlichen Verlauf mögliche Veränderungen detektierbar (zum Beispiel Lernkurven).

Abstract

Introduction

Recognition of anatomical structures in the ultrasound image is essential for ultrasound-guided regional anaesthesia. Beside the technical requirements of the ultrasound equipment, other factors such as the training and experience of the examiner, the type of nerve block, and the different ultrasound conditions in different patients play a role in the detection of the relevant structures.

The aim of this study was to evaluate the clinical suitability of a new visibility score already introduced into clinical routine for classification of anatomical structures in ultrasound images in the context of ultrasound-guided nerve blocks.

Methods

Visibility and identification of the target structure and/or neighboring structures was evaluated by the assessing physicians on a scale from 1 to 5 (school grading system) before the start of the puncture. VIS 1 represents the best visibility, and VIS 5 represents the worst visibility.

Visibility scores were retrospectively analyzed for different block techniques (brachial plexus interscalene, supraclavicular, axillary, femoral nerve, sciatic infragluteal, and transversus abdominis plane block) from routine clinical documentation.

Results

VIS was recorded for a total of 541 blocks in 414 patients. Specifically, it was assigned to: VIS 1: 70.4 %; VIS 2: 20.7 %; VIS 3: 6.1 %; VIS 4: 2.2 %; VIS 5: 0.4 %.

Visibility for infragluteal sciatic block was significantly worse compared to all other blocks. The risk for worse visibility scores increases with BMI. The cut-off value for BMI between good (VIS 1-2) and poor visibility (VIS 3-5) was 34.0 kg/m². Nevertheless, even in morbidly obese patients (BMI ≥40 kg/m²), the anatomic structures were still visualizable very well or well (VIS 1 and 2) in 70 % of the cases (21 of 30 blockades); in 30 % of the cases, the anatomic structures could only be visualized uncertainly or not at all here (VIS 3 to 5).

Conclusion

VIS is suitable for use in clinical practice. It was shown that with increasing BMI, anatomical structures could be visualized more poorly. Infragluteal access to the sciatic nerve was rated worse compared with all other blocks.

VIS opens multiple possibilities for further prospective clinical investigations.

Thus, different blockade techniques with their access routes could be evaluated according to their visibility. Furthermore, it would be possible to evaluate the visualization of sonoanatomical structures depending on the examiner and the patient. It would also be possible to detect changes over time (e.g. learning curves).

1. Einleitung

1.1. Einführung

Die Anwendung des Ultraschalls zur Darstellung der Nervenstrukturen bei der Durchführung von Nervenblockaden ist mittlerweile zu einer Standardmethode der Regionalanästhesie geworden und findet zunehmende Anwendung im klinischen Alltag. Hierbei konnten erstmals die Nerven als Zielstruktur vor bzw. während der Nadelpunktion und -navigation sichtbar gemacht werden.

Aktuell ist die ultraschallgestützte Regionalanästhesie Gegenstand vieler experimenteller und klinischer Studien. Insbesondere steht die Frage im Vordergrund, ob der Einsatz des Ultraschalls zu einer Erhöhung der Sicherheit für die Patient*innen führt (1-3).

Viele Untersuchungen belegen mittlerweile die Vorteile dieser Methode im Vergleich zu der konventionellen Technik unter alleiniger Verwendung der elektrischen Nervenstimulation (4-7).

Durch den Einsatz des Ultraschalls konnten bei verschiedenen Blockaden eine verminderte Rate an Gefäßpunktionen (3, 8, 9), eine Reduktion der Häufigkeit eines Pneumothorax (10) und eine Verminderung der Häufigkeit unerwünschter Blockaden von benachbarten Nerven (z. B. Blockaden des N. phrenicus mit konsekutivem Zwerchfellhochstand bei Blockade des Plexus brachialis) erreicht werden (11, 12). Durch die möglich gewordene Visualisierung der Nadelspitze und Ausbreitung des Lokalanästhetikums wurde eine Reduzierung der Dosis der verwendeten Lokalanästhetika bei bestimmten Blockadearten möglich. Beispiele sind interskalenäre (13, 14), supraclaviculäre (15) und axilläre Plexusblockaden (16, 17) sowie Femoralis- (18) und Ischiadicusblockaden (19, 20). Somit sind weniger dosisabhängige Nebeneffekte der Lokalanästhetika zu erwarten. Das Risiko einer Lokalanästhetika-bedingten systemischen Toxizität (LAST) ist durch die Anwendung der ultraschallgestützten Regionalanästhesie reduziert, bleibt jedoch weiterhin nicht gänzlich ausgeschlossen (21, 22).

Bislang konnten im Vergleich zur konventionellen Regionalanästhesie nach Einführung der ultraschallgestützten Regionalanästhesie in vorliegenden Studien keine signifikanten Verringerungen der Rate von schweren und langanhaltenden Nervenschäden bestätigt werden. Perioperative, bleibende Nervenschäden sind aber insgesamt selten und oftmals multikausaler Genese, werden von verschiedenen anästhesiologischen, patientenbezogenen und chirurgischen Faktoren sowie deren Interaktionen beeinflusst. Dies erschwert hierbei oft die genaue Ursachenfindung und Diagnosestellung insbesondere im Zusammenhang mit einer retrospektiven Datenauswertung aus einem historischen Patientenkollektiv. Auch bei relativ

großen Fallzahlen sind Unterschiede und insbesondere Vorteile für die ultraschallgestützte Nervenblockade schwer nachzuweisen (22).

Eine Grundvoraussetzung für die effektive und sichere ultraschallgestützte Nervenblockade ist es, die relevanten anatomischen Strukturen im Ultraschallbild darzustellen und möglichst ohne Fehlinterpretationen zu identifizieren. Dies betrifft insbesondere die Nerven als Zielstruktur.

Die Erkennung der anatomischen Ziel- und Begleitstrukturen wird von verschiedenen Faktoren beeinflusst. Wesentlich sind hierbei die Kenntnisse, Fähigkeiten und Fertigkeiten der Anästhesist*innen zu Grundlagen der Ultraschalltechnologie, fundierte anatomische Kenntnisse und klinische Erfahrungen bei der Durchführung der ultraschallgestützten Nervenblockaden. Eine möglichst genaue Interpretation der sichtbaren anatomischen Strukturen setzt Kenntnisse der Besonderheiten der Darstellung von verschiedenen Geweben im Ultraschallbild und möglicher individueller anatomischer Normvarianten zur sicheren Differenzierung bei der subjektiven Bewertung sonoanatomischer Strukturen voraus. Des Weiteren sind als mögliche Einflussgrößen auf die Sichtbarkeit anatomischer Strukturen die Qualität des Ultraschallgerätes, Schallbedingungen bei unterschiedlichen Patienten und die Art der Nervenblockade respektive des Zugangsweges zu nennen.

Die Ausbildung von Ärzt*innen in der Anwendung der ultraschallgestützten Regionalanästhesie ist komplex und aufwendig, sie sollte frühzeitig und kontinuierlich erfolgen. Der klinische Einsatz moderner hochauflösender Ultraschallgeräte und ein regelmäßiges Training unter Supervision von Anästhesist*innen mit langjähriger klinischer Erfahrung und fundierten Kenntnissen in regionalanästhesiologischen Techniken verbessert hierbei die Lernkurve (23).

Bei der Durchführung einer Nervenblockade mittels Ultraschall ist eine Koordination zwischen visualisiertem Ultraschallbild, der Schallkopfführung und der Nadelführung per Hand nötig. Hierbei muss ein zweidimensionales Bild interpretiert und gedanklich in eine dreidimensionale Struktur des Gewebes mit der Nadel in vivo umgesetzt werden. Die Spitze der Punktionsnadel soll beim Nadelvorschub im Gewebe zwingend sichtbar sein um Komplikationen zu vermeiden. All dies wird gerade bei Anästhesist*innen mit wenig Erfahrung bei der praktischen Anwendung der Regionalanästhesie durch eine möglichst hohe Qualität des Ultraschallbildes erleichtert.

Die Sonographie in der Regionalanästhesie wird zur Single-Shot-Blockade einzelner Nerven oder eines Nervenplexus und zur Anlage eines Katheters für die intra- und postoperative kontinuierliche Anästhesie und Analgesie genutzt. Bei der jeweiligen Anlage kann unterstützend eine Elektrostimulation der betreffenden Nerven bzw. Nervenplexus

durchgeführt werden, wobei hier der Ultraschall eine größere Genauigkeit und Spezifität erlaubt (3).

Die Frage, ob sich bedeutsame Unterschiede der Sichtbarkeit bei einzelnen Blockadearten und eine körperrgewichtabhängige variable Darstellbarkeit anatomischer Strukturen im Ultraschallbild während der ultraschallgestützten Regionalanästhesie nachweisen lassen, wurde bislang nicht vorrangig in Studien untersucht und blieb im Wesentlichen außer Betracht.

Es existiert bisher keine routinemäßig in der Klinik angewandte Klassifizierung der Sichtbarkeit der anatomischen Strukturen im Ultraschall.

Wir haben den beschriebenen Visibility-Score in die klinische Praxis eingeführt, der erstmalig eine Bewertung des Ultraschallbildes in Bezug auf die Darstellbarkeit der sonoanatomischen Strukturen ermöglicht und eine Klassifizierung der Sichtbarkeit von Nachbarstrukturen und der Zielstruktur erlaubt. Hieraus ließen sich folgend weitere differenzierende Untersuchungen anschließen. Im klinischen Alltag beispielsweise könnte der Visibility-Score bei der Wahl alternativer Zugangswege angewendet werden. So könnte beispielsweise bei der Blockade des Plexus brachialis (interskalenär, supraklavikulär, infraklavikulär oder axillär) der Zugang mit dem bestem Visibility-Score gewählt werden.

Die im Rahmen der klinischen Routinedokumentationen erstmalig in die Klinik eingeführten und von ausführenden Anästhesist*innen erfassten Visibility-Scores bei durchgeführten verschiedenen, häufig angewandten Regionalblockaden wurden in der vorliegenden Arbeit ausgewertet. Die Daten hierzu wurden retrospektiv über einen Zeitraum von 6 Monaten erfasst.

1.2. Techniken der Nervenlokalisierung

In der klinischen Routine werden bei der Durchführung regionalanästhesiologischer Verfahren verschiedene Techniken angewendet, um Nerven zu lokalisieren und folgend dann ein Lokalanästhetikum in die Nähe der Nerven zu applizieren. Ziel ist meist eine Nervenblockade zur Schmerztherapie oder zur Anästhesie bei chirurgischen Eingriffen.

In den letzten Jahren findet hierbei immer mehr vor allem die ultraschallgestützte Regionalanästhesie breite Anwendung und Akzeptanz, sie ermöglichte erstmals hierbei auch ein Visualisieren der Ziel- und Begleitstrukturen.

Die zuvor als Standardverfahren alleinig angewandte, elektrische Nervenstimulation sowie die Kombination beider Verfahren haben aktuell noch im klinischen Alltag ihre Berechtigung und werden weiterhin auch empfohlen (24).

1.2.1. Landmarkentechnik

In der klinischen Routine spielt die alleinige Landmarkentechnik kaum mehr eine Rolle. Hierbei werden ausschließlich vordefinierte anatomische Landmarken bei Patient*innen erfasst, welche ein Auffinden der Nervenstrukturen erleichtern bzw. ermöglichen sollen.

Ein Beispiel für eine inzwischen im Wesentlichen verlassene Landmarken-gestützte Technik stellt die transarterielle Blockade des Plexus brachialis in der Achselhöhle dar. Dabei wird nach Tasten der Arteria axillaris in der Achselhöhle mit der Nadel die Arterie punktiert und unter ständiger Aspiration weiter vorgeführt, bis keine Blutaspiration mehr möglich ist. Nun wird das Lokalanästhetikum blind „hinter“ die Arterie injiziert. In geübter Hand können hier im Vergleich zur Ultraschall-geführten Technik vergleichbare Erfolgsraten erzielt werden (25).

Ein Beispiel für eine noch immer in der klinischen Routine angewendete blinde, rein auf Landmarken gestützte Technik ist die Blockade des Nervus occipitalis major im Rahmen einer Schmerztherapie bei Kopfschmerzen. Problem hierbei sind insbesondere anatomische Variationen und verschiedene Beschreibungen der topographischen Beziehungen (26).

Auch in der Regionalanästhesie bei Kindern wird die Landmarkentechnik noch eingesetzt, beispielsweise beim Peniswurzelblock (27). In der Notfallmedizin kann sie für die schnelle und effektive Behandlung von Wundschmerzen und die Wundversorgung beispielsweise bei Hand- oder Gesichtsverletzungen angewandt werden (28).

Denkbar wäre hier auch die prähospitalen Anwendung von Regionalanästhesieverfahren mit alleiniger Landmarkentechnik mangels weiterer technischer Möglichkeiten durch geübte Notfallmediziner*innen.

1.2.2. Parästhesietechnik

Diese Technik findet als alleinig angewandtes Verfahren in der Regionalanästhesie keine Verwendung mehr.

Ausgehend von der Vorstellung, dass der Kontakt der Nadelspitze mit den nervalen Zielstrukturen Parästhesien auslöst und dies auf die nahe Position der Nadelspitze am Nerven hinweist, wird bei dieser Methode dann das Lokalanästhetikum injiziert, wenn wache Patient*innen während der Punktion Parästhesien angeben. Hierbei sind eine mögliche Verletzung der Nerven und Fehlpunktionen bzw. -injektionen intraneural nicht mit Sicherheit auszuschließen. Ein höherer Injektionsdruck, schmerzhaftes Parästhesien oder ausstrahlende Schmerzen während der Blockade bzw. Injektion gelten als Warnhinweise und Risikofaktor für Nervenschäden (29, 30).

Voraussetzung für die Angabe von Parästhesien durch Patient*innen während der Punktion ist es, dass diese vorher über die Möglichkeit des Auftretens von Mißempfindungen informiert wurden und diese Parästhesien den Patient*innen zuvor verständlich gemacht worden sind. In der Praxis geben Patient*innen auftretende Parästhesien häufig nicht von selbst an (31). Andererseits war es für Akzeptanz der Methode durch die Patient*innen nicht förderlich, dass die Parästhesien auch schmerzhaft sein können.

Zu beachten ist, dass auch wenn die Nadelspitze in der unmittelbaren Nähe der nervalen Zielstruktur liegt, nicht von allen Patient*innen immer Parästhesien angegeben werden. Bei einem sonographisch verifizierten Nadel-Nerv-Kontakt in einer klinischen Studie bei axillären Plexusblockaden kam es nur in etwa 38 % zu einer Auslösung von Parästhesien. Eine elektrische Nervenstimulation mit üblichen Stimulationsströmen konnte in dieser Studie bei direktem Nadel-Nerv-Kontakt auch nur zu etwa 75 % eine motorische Antwort auslösen (32).

1.2.3. Elektrische Nervenstimulation

Vor der Verbreitung der ultraschallgestützten Nervenblockade und somit vor einer möglichen Visualisierung anatomischer Strukturen im Ultraschallbild, war die elektrische Nervenstimulation die Standardmethode zur Detektion von nervalen Strukturen. Diese Methode wird auch heute weiterhin klinisch eingesetzt. Sie kann auch zusätzliche Sicherheit bei der Durchführung von Plexus- oder peripheren Nervenblockaden bei schlechter Sichtbarkeit der anatomischen Strukturen im Ultraschallbild als alleiniges Verfahren bzw. in Kombination mit der Anwendung von Ultraschall bieten (33).

Bei der alleinigen Anwendung der elektrischen Nervenstimulation werden mittels Vorschub einer speziellen Stimulationsnadel in Richtung Nervenstruktur mit einer sich an der Nadelspitze befindlichen Elektrode Reizströme von beispielsweise 2 mA (Stromstärke) und 0,1 ms (Impulsbreite) appliziert, bis dann eine gewünschte motorische Stimulationsantwort im Zielmuskel ausgelöst wird. Anschließend wird mit einem vordefinierten Schwellenstrom ein Nadel-Nerv-Abstand gesucht, bei dem gerade noch eine motorische Antwort im entsprechenden Muskel erkennbar ist. Dieser Strom entspricht der sogenannten Stimulationsschwelle (34). Nun geht man davon aus, dass sich die Nadelspitze in einem optimalen Abstand zum Nerven befindet. Dies bedeutet dann möglichst, dass die Nadelspitze einerseits nahe genug am Nerven liegt und andererseits eine intraneurale Punktion mit der Möglichkeit einer mechanischen Läsion des Nerven durch die Nadel selbst oder durch eine intraneurale Injektion unwahrscheinlich ist. Die Stimulationsschwelle sollte nicht unterschritten werden, um einen zu nahen Nadel-Nerv-Abstand möglichst zu vermeiden. Aktuell wird als Stimulationsschwelle ein minimaler Strom von 0,5 mA bei einer Impulsbreite von 0,1 ms empfohlen (33). Im Tiermodell wurde gezeigt, dass die Stimulationsschwelle auch deutlich höher bei bis zu 1,4 mA liegen kann, wenn sich die Nadelspitze in unmittelbarer Nähe des Nerven befindet (35). Bei Patient*innen mit vorbestehenden Alterationen der peripheren Nerven (z.B. diabetische Polyneuropathie oder Niereninsuffizienz) kann diese Stimulationsschwelle weiter angehoben (bis 1,5 mA) oder die Impulsbreite z.B. auf 1 ms erhöht werden, um Nervenschäden zu vermeiden (33).

Zur besseren Sichtbarmachung der Nadel direkt oder indirekt kann auch eine Injektion von 5 %-iger Glukoselösung erfolgen (Hydrolokalisation), diese hat in geringen Mengen keinen Einfluss auf die Erregbarkeit nervaler Strukturen (36). Im Gegensatz dazu wird durch die Injektion von physiologischer Kochsalzlösung oder eines Lokalanästhetikums die Stimulation sofort erschwert oder komplett unmöglich (37).

Bei der Anwendung der elektrischen Nervenstimulation geht man idealisiert davon aus, dass ein bestimmter Stimulationsstrom, der eine definierte (zum Beispiel eine eben sichtbare) motorische Antwort erzeugt, einem zu diesem Strom korrelierenden Nadel-Nerv-Abstand entspricht. Im idealen Falle wäre dieser Abstand bei einer Stimulation mit einem Strom an der Stimulationsschwelle so optimal, dass der Nerv einerseits nicht beschädigt wird und andererseits das Lokalanästhetikum den Nerven sicher erreicht. Dieser Abstand wäre idealerweise immer und an jedem Nerven reproduzierbar. Eine klinische Untersuchung, die versuchte, Abstände zwischen der Nadelspitze und dem Nerv mit Stimulationsströmen zu korrelieren, wurde 2001 von Neuburger et al. publiziert (38). Es wurde aus einer klinischen

Untersuchung am N. ischiadicus bei 20 Patient*innen ohne Polyneuropathie bei fast konstanten Stromstärken jedoch unterschiedlichen Impulsbreiten (0,1 und 1,0 ms) geschlossen, dass sichere Blockaden mit einem Stimulationsstrom von 0,3 mA bei einer geringen Impulsbreite von 0,1 ms zu erzielen sind. Hierbei befand sich die Nadelspitze durchschnittlich 5,0 mm näher am Nerv als bei Verwendung einer Impulsbreite von 1,0 ms und etwa gleicher Stromstärke. Anders ausgedrückt entspricht die Änderung der Impulsbreite von 1 ms auf 0,1 ms einer weiteren Annäherung der Nadelspitze an den N. ischiadicus um eine Distanz von etwa 5 mm. Überträgt man diese Ergebnisse auch auf andere Nervenblockaden, müsste man davon ausgehen, dass immer und unter allen Umständen an allen Nerven derartige Stimulationserfolge zu reproduzieren wären und eine zu nahe Annäherung an diese durch eine Stimulationsantwort zu erkennen wäre. In der Praxis lassen sich aber genau diese Stimulationserfolge häufig nicht reproduzieren (36).

Durch die Anwendung klinisch gebräuchlicher Stimulationsströme lassen sich auch bei nicht rein sensiblen Nerven impulssynchrone Parästhesien ohne Muskelreaktionen auslösen. Das Auslösen von Parästhesien korreliert nicht immer gleichzeitig mit der Möglichkeit des Auslösens einer motorischen Stimulationsantwort bei Anwendung der elektrischen Nervenstimulation unter Nutzung klinisch gebräuchlicher Stimulationsströme (3). Dies bedeutet auch in der Praxis, dass sich die Elektrode der Nadelspitze nicht immer „elektrisch in der Nähe“ der Nerven befindet, obwohl die Patient*innen Parästhesien verspüren und angeben. Es ist jedoch wichtig, dennoch bei angegebenen Parästhesien die Nadellage als eine mögliche sehr nahe Nadel-Nerv-Beziehung zu sehen und die Nadelposition zu überprüfen (33).

Während der Anwendung der elektrischen Nervenstimulation kann es auch vorkommen, dass nach Erlangen einer vorerst guten Stimulationsantwort ohne erfolgte Injektionen die motorische Antwort sistiert bzw. wieder abbricht. Hierfür können mehrere Ursachen in Frage kommen, wie ein Impedanzsprung an Zielstrukturen durch eine geänderte Nadellage und eine versehentliche, intravasale Lage der Nadel, Einblutungen, Vorbeistechen an nervalen Zielstrukturen oder die Unterbrechung des Stromkreises aus anderen Gründen. Der Strom sucht sich hierbei immer den Weg des geringsten Widerstandes.

1.2.4. Ultraschallgestützte Regionalanästhesie

Mit Hilfe der Ultraschalltechnologie wurde erstmals eine Real-Time Darstellung der anatomischen Ziel- und Umgebungsstrukturen sowie der Nadel bzw. der Nadelführung ermöglicht.

In den 80er Jahren wurde zunehmend die Visualisierung von Nerven im Ultraschall hauptsächlich für diagnostische Zwecke beschrieben (39). Folgend wurden auch Nervenblockaden unter Anwendung des Ultraschalls durchgeführt. Erste Vorteile für dieses Verfahren wurden diskutiert (40), beispielsweise wurde eine schnellere Anschlagszeit und eine verbesserte sensorische Blockade für den Femoralisblock unter Anwendung des Ultraschalls im Vergleich zur Nervenstimulationstechnik gezeigt (41).

Insgesamt setzte sich der Ultraschall in der klinischen Regionalanästhesie vorerst nur zögerlich durch. In einer 2002 erfolgten Umfrage in anästhesiologischen Abteilungen von Krankenhäusern im deutschsprachigen Raum spielte die ultraschallgestützte Regionalanästhesie noch kaum eine Rolle (42).

In den folgenden Jahren konnte sich die Anwendung des Ultraschalls in der Regionalanästhesie fest etablieren und findet nunmehr breite und zunehmende Anwendung im klinischen Alltag (43). Durch die Verbesserung der Möglichkeiten der Nervenlokalisation und der Nadelkontrolle mittels Ultraschall durch technische Weiterentwicklungen wurden nun verschiedene Blockadetechniken zunehmend wieder in der klinischen Routine durchgeführt, die vorher wegen möglicher Komplikationen und Nebenwirkungen weitgehend verlassen worden waren. Dazu gehört beispielsweise die supraklavikuläre Plexusblockade, die wegen der Nähe der Punktionsstelle zur Pleurakuppel und der damit verbundenen Pneumothoraxgefahr vor der Einführung des Ultraschalls in die klinische Routine kaum noch durchgeführt wurde und nach der Einführung des Ultraschalls eine Renaissance erlebte. (10, 40, 44) Die Sichtbarkeit aller Strukturen ist neben einer möglichen individuellen anatomischen Variabilität und der Schallbarkeit der anatomischen Gewebe von der eingesetzten Ultraschalltechnologie, den angewandten Zugangswegen zu den betreffenden nervalen Zielstrukturen bei der Punktion und der Lagerung der Patient*innen, der verwendeten Punktionsnadel und vor allem von den Kenntnissen, Erfahrungen und Fertigkeiten des Untersuchenden abhängig. Die Umsetzung der bei den Patient*innen gegebenen anatomischen Strukturen in ein zweidimensionales Ultraschallbild, welches durch Reflektierung der Schallwellen an Grenzschichten und Sichtbarmachung durch verschiedene Graustufen entsteht, bedingt immer auch mögliche Fehlinterpretationen durch den Untersuchenden. Die Spannweite der möglichen

Artefaktbildungen im Ultraschallbild müssen den Anwender*innen deshalb auch bekannt sein (45).

Hochauflösende moderne Ultraschallgeräte führten in den letzten Jahren weiterhin zu einer Verbesserung der Darstellbarkeit der anatomischen Ziel- und Begleitstrukturen sowie der verwendeten Nadeln und Katheter im Ultraschallbild. Neue Entwicklungen wie die 3D Ultraschalltechnologie sind bislang zumeist nur durch die retrospektive Erzeugung eines 3D-Bildes nach der Durchführung der ultraschallgestützten Regionalanästhesie bzw. an Proband*innen in anatomischen Studien beschrieben (46). Derzeit gibt es nur wenige Daten über den Einsatz von 3D-Ultraschall und einen Mangel an randomisierten kontrollierten klinischen Studien, die den potenziellen Nutzen von 3D-Echtzeit-Ultraschall (4-D) bewerten. Dies kann zum Teil auf technische Einschränkungen im Zusammenhang mit diesen Techniken zurückzuführen sein. In der klinischen Routine der Regionalanästhesie spielen sie jedenfalls keine Rolle.

Die eingesetzten Punktionsnadeln wurden ebenfalls weiterentwickelt, um zum Beispiel durch veränderte Kanülenoberflächen und Nadelspitzen eine bessere Echogenität dieser während der ultraschallgestützten Regionalanästhesie zu ermöglichen. Einige Untersuchungen belegen Vorteile sogenannter echogener Nadeln in Bezug auf die Sichtbarkeit der Nadel im Ultraschallbild (47-50).

Ein Problem bei der ultraschallgestützten Regionalanästhesie stellt auch die Auswahl des bestmöglichen Injektionsortes am Nerven dar, ohne jeweils Schädigungen nervaler Strukturen zu verursachen. Durch den Einsatz geringerer Lokalanästhetikamengen bei einer beispielsweise intraneuralen Injektion erhofft man sich hierbei eine erhöhte Sicherheit für Patient*innen in Bezug auf mögliche systemische und lokale Toxizität der verwendeten Lokalanästhetika sowie effektivere sensomotorische Blockaden. Bislang liegen wenige klinische Studien mit geringen Fallzahlen vor und ergaben beispielsweise bei der poplitealen Ischiadicusblockade schnellere Anschlags- und Erfolgsraten im Vergleich zu extraneuralen Techniken. Jedoch wurden fortbestehende elektrophysiologische Veränderungen festgestellt, die auf mögliche axonale Schäden hinweisen und weiterführende Untersuchungen erforderlich machen (51).

1.2.5. Dual guidance

Als Dual Guidance wird der gleichzeitige Einsatz von Ultraschall und elektrischer Nervenstimulation bezeichnet. Diese Kombination wird in der klinischen Praxis auch häufig eingesetzt (43).

Obwohl in den letzten Jahren die ultraschallgestützte Regionalanästhesie ein bevorzugtes Verfahren darstellt, kann die zusätzliche elektrische Detektion nervaler Strukturen zusätzliche Informationen liefern. Vor allem wenn nervale Zielstrukturen im Ultraschall nicht sicher erkennbar sind, können beide Verfahren zusammen eingesetzt werden (33). Die kombinierte Anwendung von Ultraschall und elektrischer Nervenstimulation kann auch zusätzliche Sicherheit bieten. So gibt es Daten die zeigen, dass das Risiko für eine Lokalanästhetika-assoziierte Systemische Toxizität (LAST) bei gleichzeitigem Einsatz von Ultraschall und Nervenstimulation reduziert werden kann (52).

Durch die zusätzliche Bestätigung der korrekten Identifikation von Nervenstrukturen kann die Injektionsnadel unter Umständen näher an den Zielnerven gebracht werden. Somit lässt sich das Risiko von ungewollten Blockaden von benachbarten Nerven reduzieren. Dies spielt beispielsweise bei der interskalenären Plexusblockade eine Rolle. Hier kann die Anwendung der Dual-Guidance-Methode die Häufigkeit des Auftretens eines transienten Horner-Syndroms durch ungewollte Blockade sympathischer Fasern im Halsbereich und des Ganglion stellatum reduzieren (53).

Eine weitere Möglichkeit der Kombination von Ultraschall und elektrischer Nervenstimulation stellt die protektive Nervenstimulation dar (54). Hierbei wird an die Stimulationsnadel ein Stimulationsstrom angelegt, dessen Stromstärke während der gesamten ultraschallgestützten Punktion nicht verändert wird. Der Strom liegt mit 1 mA bei 0,1 ms Impulsbreite über der sonst verwendeten Stimulationsschwelle von etwa 0,5 mA. Primat hat der Ultraschall, die Nervenstimulation kann helfen, Nervenstrukturen durch Auslösung spezifischer muskulärer Stimulationsantworten zu identifizieren oder die Nervenstimulation „warnt“ durch Auslösung dieser Stimulationsantworten, wenn die Nadelspitze sich ungewollt und im Ultraschallbild unerkannt einer nervalen Struktur genähert hat. Die Injektion erfolgt möglichst, wenn keine Stimulationsantwort mehr ausgelöst wird, also „elektrisch entfernt“ vom Nerven, jedoch so, dass das Lokalanästhetikum den Nerven unter Ultraschallkontrolle noch erreicht. Valide klinische Daten für die Effektivität dieses Verfahren stehen zurzeit noch aus.

In unserer Klinik wird bei eingeschränkter Darstellung sonoanatomischer Strukturen ab einem Visibility-Score von 3 und schlechter zusätzlich die elektrische Nervenstimulation empfohlen.

1.3. Technische Grundlagen des diagnostischen Ultraschalls

1.3.1. Physikalische Grundlagen

Die Grundlagen für die künstliche Erzeugung von Ultraschallwellen legten 1880 die französischen Forscher Jacques und Pierre Curie mit der Entdeckung des sogenannten piezoelektrischen Effektes. Durch die Einwirkung mechanischer Energie in Form von Schallwellen auf bestimmte Kristallstrukturen (Quarz, Turmalin, Bariumtitanat, Berlinit) können durch die Verformung dieser Kristalle an ihrer Oberfläche elektrische Ladungen entstehen (55).

Zur Anwendung kamen Ultraschallwellen Anfang des letzten Jahrhunderts zunächst im technischen Bereich, 1912 wurde in England ein Patent zur Ortung von Unterwasserhindernissen durch Richardsen angemeldet. Die leidvolle Umsetzung dieser Entdeckung zeigte sich im ersten Weltkrieg, weil dann Unterseeboote geortet und zerstört werden konnten.

Im Jahre 1938 konnte der amerikanische Zoologe Donald Griffin mit Hilfe des Physikers George W. Pierce die Fähigkeit von Fledermäusen nachweisen, Ultraschallwellen auszustößen. Sie machten die Rufe der Tiere mit einem speziellen Mikrofon hörbar (56). Die Orientierung der Tiere durch das Echo der ausgesendeten Ultraschallwellen konnte Griffin dann in den 40er Jahren des letzten Jahrhunderts mit Hilfe des amerikanischen Neurowissenschaftlers und Zoologen Robert Galambos beschreiben (57).

Genauere Kenntnisse der physikalischen Grundlagen des Ultraschalls sind wesentlich für dessen sichere Anwendung in der klinischen Praxis. Wesentliche Zusammenhänge finden sich unter (58, 59). Die Frequenzen der mechanischen Ultraschallwellen liegen außerhalb der menschlichen Hörschwelle im Bereich von 20 kHz bis 10 GHz. Die Frequenzen der derzeit in der Regionalanästhesie angewendeten Ultraschallköpfe liegen etwa im Bereich von 2 bis 15 MHz.

Die technische Erzeugung der Ultraschallwellen in Schallköpfen erfolgt unter Ausnutzung des umgekehrten piezoelektrischen Effektes, wobei durch Anlegen einer hochfrequenten elektrischen Wechselspannung an einen Piezokristall dieser in Schwingung versetzt wird und dadurch Schallwellen erzeugt werden. Die Kristalle sind im Schallkopf entsprechend seiner Anwendung linear (Linearschallkopf) oder auch bogenförmig (curved array beim Abdomenschallkopf) angeordnet. Aus dieser Anordnung ergibt sich dann das entstehende

Schallfenster. Die Schallwellen werden im sogenannten Puls-Echo-Verfahren mit einer bestimmten Pulswiederholungsfrequenz generiert.

Im Schallkopf wird parallel zur Erzeugung der Schallwellen der piezoelektrische Effekt verwendet, um reflektierte Schallwellen zu detektieren. Dabei wird der Piezokristall durch das Auftreffen der Schallwellen minimal verformt und es entsteht durch Ladungsverschiebung eine elektrische Spannung. Im Schallkopf werden durch die angeordneten Kristalle Ort, Laufzeit und Intensität der Echosignale registriert. Diese Signale werden im Ultraschallgerät zu einem zweidimensionalen Echtzeit-Bild verrechnet.

Die Absorption des Ultraschalls im Gewebe ist stark frequenzabhängig. Je höher die Frequenz der Schallwellen ist, desto geringer ist die Eindringtiefe des Ultraschalls in das Gewebe. Gleichzeitig ist auch die axiale Auflösung (zwei in Ausbreitungsrichtung des Ultraschalls gelegene Bildpunkte können gerade noch differenziert werden) abhängig von der Wellenlänge und damit von der Frequenz. So ergibt sich bei 5 MHz eine axiale Auflösung von 0,45 mm, bei 15 MHz eine höhere axiale Auflösung von nur noch 0,15 mm. Die laterale Auflösung hängt vom Abstand zweier benachbarter Schallwellen und somit von der Anordnung der Kristalle im Schallkopf und der Zonen der Fokussierung ab und ist etwas geringer als die axiale Auflösung. Somit können mit hohen Frequenzen hochauflösende Bilder vor allem schallkopfnah dargestellt werden, während in der Tiefe mit niedrigen Frequenzen Bilder mit einer geringeren Auflösung dargestellt werden können.

1.3.2. Ausbreitung des Ultraschalls im Gewebe

Ultraschallwellen breiten sich in elastischen Medien als Longitudinalwellen mit einer konstanten Geschwindigkeit c aus, die im menschlichen Weichteilgewebe frequenzunabhängig bei etwa 1540 m/s liegt.

Der Zusammenhang zwischen Wellenlänge λ , Frequenz f und Ausbreitungsgeschwindigkeit c der Schallwellen im Gewebe stellt sich wie folgt dar:

$$\lambda=c/f$$

Die Schallwellen werden an Grenzflächen von Geweben unterschiedlicher Dichte mit dem gleichen Ausfalls- wie Einfallswinkel teilweise reflektiert. Je stärker die akustische Impedanz an den Grenzflächen zwischen verschiedenen Geweben ist, desto stärker ist die Reflexion der Schallwellen. Je stärker die Reflexion, desto heller (hyperechogen) werden die Strukturen im Ultraschallbild dargestellt. Die restlichen Wellen breiten sich, teilweise nach Brechung, weiter im Gewebe aus und werden dabei durch Verminderung der Energie der Ultraschallwellen durch

Reibung und Umwandlung in Wärmeenergie zunehmend absorbiert, je tiefer sie in das Gewebe eindringen. Sind Grenzflächen unregelmäßig strukturiert, kommt der Effekt einer Streuung zustande. Grundlage dieser Phänomene sind die physikalischen Gesetze der Wellenoptik.

1.3.3. Funktionsweise von diagnostischen Ultraschallgeräten in der Medizin

Nachdem der Ultraschall ursprünglich zur Materialprüfung verwendet wurde, beschrieb Dussik 1942 den Einsatz des Ultraschalls als diagnostisches Mittel. Dabei untersuchte er den Seitenventrikel eines Gehirn-Präparates (60).

1958 wurde die Möglichkeit beschrieben, ein für diagnostische Zwecke direkt auf die Haut aufgesetzten Kontakt-Compound-Ultraschallscanner anzuwenden und damit Organe im Bauchraum darzustellen (61). Zuvor mussten die Patient*innen noch in ein Wasserbad getaucht werden und der Schallkopf fuhr um sie herum.

Es sollte noch einige Zeit dauern, bevor dann neben der bisherigen Anwendung v.a. im technischen und militärischen Bereich die medizinische Ultraschalldiagnostik auch eine relevante Anwendung und Akzeptanz erfuhr. Vor allem ab den 1980er Jahren des letzten Jahrhunderts ist eine kontinuierliche Weiterentwicklung und Verbesserung der zur medizinischen Diagnostik eingesetzten Ultraschallgeräte und Optimierung der Qualität der Bilddarstellung sowie der Anwenderfreundlichkeit erfolgt. Waren früher Ultraschallgeräte wegen ihrer zum Teil raumfüllenden Größe schlecht zu transportieren, so erleichtern heute kleinste, transportable Geräte die Ultraschalldiagnostik an Patient*innen wesentlich.

Die Bilddarstellung am Ultraschallgerät kann je nach gewähltem Modus sowie eingesetztem Schallkopf variieren und wird durch computergestützte Datenverarbeitung erzeugt. Inzwischen sind mittels moderner Ultraschallgeräte auch 3D Darstellungen möglich.

Im Folgenden werden einige Möglichkeiten zur Beeinflussung der Bilddarstellung beschrieben.

1.3.4. Einstellmöglichkeiten am Ultraschallgerät

1.3.4.1. Frequenz

Die in der ultraschallgestützten Regionalanästhesie verwendeten Frequenzen zwischen 2 und 15 MHz, die je nach eingesetztem Schallkopf in einem vordefinierten Frequenzbereich generiert werden, können am Ultraschallgerät selbst innerhalb des jeweiligen Schallkopffrequenzbereichs zusätzlich variabel eingestellt werden.

Schallköpfe variieren in dem erzeugten Schallfeld bedingt durch ihre Bauart, die jeweilige Anordnung der Piezoelemente auf einer geraden (Linearschallköpfe) bzw. gekrümmten Oberfläche (Konvexschallköpfe) sowie durch ihr erreichbares Auflösungsvermögen und die mögliche Eindringtiefe je nach verwendeten Frequenzen. Mit steigender Frequenz verringert sich die Eindringtiefe, das axiale und laterale Auflösungsvermögen wird hingegen verbessert.

Die jeweils eingesetzten Schallköpfe werden bei der ultraschallgestützten Regionalanästhesie abhängig von der anatomischen Zielstruktur ausgewählt. Linearschallköpfe geben eher höherfrequente Schallwellen (zum Beispiel 5-15 MHz) in das Gewebe und generieren ein rechteckiges Ultraschallbild, Konvexschallköpfe mit abgerundeter Auflagefläche hingegen geben eher niedrige Frequenzen (zum Beispiel 2-5 MHz) ab und erzeugen trapezförmige Ultraschallbilder. Beide werden in der ultraschallgestützten Regionalanästhesie verwendet. Weitere mögliche Varianten, wie Sektorschallköpfe mit nur kleinem fächerförmigem Schallfenster, finden hier eher keine Anwendung und werden vor allem in der Echokardiographie eingesetzt.

1.3.4.2. Eindringtiefe

Verschiedene Ultraschallfrequenzen bedingen unterschiedliche Eindringtiefen in das Gewebe. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Schallwellen in Geweben ist konstant, jedoch werden aufgrund der physikalischen Gesetze der Wellenoptik bei hohen Frequenzen geringere Eindringtiefen erreicht als bei niederfrequenten Schallwellen. Am Ultraschallgerät selbst kann die Eindringtiefe eingestellt werden, je nach verwendetem Schallkopf wird durch das Gerät schon eine Vorauswahl getroffen. Wenn die Zielstruktur nah am Schallkopf liegt, sind Linearschallköpfe mit hohen Frequenzen und somit geringer Eindringtiefe und einem hohen Auflösungsvermögen die erste Wahl. Tiefer gelegene anatomische Strukturen, wie beispielsweise der N. ischiadicus infragluteal, werden oft besser mit Konvexschallköpfen und niedrigeren Frequenzen aufgesucht, weil so eine höhere Eindringtiefe ermöglicht wird, jedoch

wird so nur eine geringere Bildauflösung erreicht. Wichtig ist hierbei, einen guten Kompromiss zwischen Eindringtiefe und noch ausreichender Bildauflösung zu erreichen.

1.3.4.3. Verstärkung

Um eine optimale Bildhelligkeit zu erzielen, werden am Ultraschallgerät die Leistung (Sendeintensität) und Empfangsverstärkung so eingestellt, dass bei möglichst niedriger Sendeleistung (Aussendung der Ultraschallwellen in das Gewebe) und nicht zu starker Empfangsverstärkung Bildstörungen im Sinne eines „Rauschens“ vermieden werden. In Bezug auf die einstellbare Empfangsverstärkung ist nochmals eine abgestufte Einstellung möglich, einerseits eine Gesamtverstärkung und weiterhin ein Tiefenausgleich mit möglicher Variierung der Helligkeit im Ultraschallbild in verschiedenen Tiefenbereichen. Eine zu hohe Verstärkung kann ebenso wie eine zu geringe Verstärkung die Erkennbarkeit anatomischer Strukturen erschweren.

1.3.4.4. Fokus

Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung des Auflösungsvermögens im Ultraschallbild ist die Fokussierung. Schallwellen werden durch eine akustische Linse gebündelt und in der Fokuszone verdichtet. Hierdurch und durch die Verringerung der seitlichen Abstände der Ultraschallwellen wird eine Besserung der lateralen Auflösung in diesem Bereich und damit eine Scharfstellung im Ultraschallbild ermöglicht. Davor und danach liegende Zonen erlauben jeweils nur eine geringere Bildauflösung, weshalb die Zielstruktur dann auch möglichst in der Fokuszone gesucht werden sollte. Die Fokuszone kann bei vielen Geräten manuell auf eine bestimmte Tiefe im Ultraschallbild justiert werden. Die Fokuszone kann aber auch auf einen bestimmten Bereich im Ultraschallbild festgelegt sein, zum Beispiel kann sie in der Mitte der Eindringtiefe liegen. Hierzu sind die Angaben des Geräteherstellers zu beachten.

1.3.4.5. Presets

Moderne Ultraschallgeräte ermöglichen Voreinstellungen (Presets) für verschiedene Untersuchungen, die beispielsweise abhängig vom verwendeten Schallkopf sind. So können geräteseitig optimale Grundeinstellungen für die Frequenz, Verstärkung, Eindringtiefe etc. voreingestellt sein. Die hauptsächlich in unserer Untersuchung verwendeten Geräte M-Turbo®

(FUJIFILM SonoSite Europe, Amsterdam, Niederlande) ermöglichen beispielsweise für den Linearschallkopf eine Voreinstellung „Nerv“, dieses Preset kann insbesondere beim Einsatz in der Regionalanästhesie verwendet werden.

1.4. Sichtbarkeit von anatomischen Strukturen und Nadelsichtbarkeit im Ultraschall

Neben grundlegenden Kenntnissen der Ultraschalltechnologie sind anatomische, topographische sowie sonomorphologische Kenntnisse grundlegend für die klinische Anwendung des Verfahrens der ultraschallgestützten Regionalanästhesie. Nur so lässt sich auch eine sichere Darstellung, Differenzierung und Zuordnung der anatomischen Ziel- und Begleitstrukturen sowie der Punktionsnadel erreichen. Eine Übersicht über relevante technische Grundlagen findet sich unter (59).

Die während einer Ultraschalluntersuchung zu detektierenden anatomischen Strukturen unterscheiden sich durch ihre verschiedenen Grenzschichten und ihre spezifische Impedanz. An Grenzschichten werden Schallwellen reflektiert. Das Ausmaß der Reflexion ist abhängig von der akustischen Impedanz an der Grenzfläche. Je höher die akustische Impedanz, desto höher der Grad der Reflexion der Schallwellen (beispielsweise sehr hoch zwischen Muskel und Knochen). Entsprechend dem Ausmaß der Reflexion der Schallwellen an den Gewebe- und Grenzflächen, nach Umwandlung der an den Schallkopf zurückgesendeten Schallwellen und folgender Berechnung und Umsetzung in ein Sonogramm ergeben sich so typische Morphologien im Ultraschallbild, die eine Differenzierung der zu untersuchenden Strukturen ermöglichen. Hierbei sind neben der lageabhängigen Variabilität der Strukturen auch immer individuelle Normvarianten und mögliche Artefakte in der Ultraschallbildgebung zu berücksichtigen. Diese können durch unterschiedliche Schalleitungsgeschwindigkeiten und Brechungen der Schallwellen an Grenzflächen auftreten, sie lassen Gewebe und Grenzschichten nicht genau realitätsgerecht erscheinen. So tritt „hinter“ einem Gefäß (zum Beispiel Arterien) im Ultraschallbild oft eine dorsale Schallverstärkung auf, die als Artefakt kein direktes anatomisches Korrelat hat. Auch artifizielle Auslöschungen im Ultraschallbild sind möglich.

Bedingt vor allem durch den unterschiedlichen Bindegewebs- und Flüssigkeitsgehalt der im Ultraschallbild dargestellten Gewebe und Organe ergeben sich unterschiedliche Echogenitäten, die eine Zuordnung der Gewebe und Organe ermöglichen. Echoarme, hypoechogene, relativ homogene Strukturen, wie beispielsweise Fettgewebe und Muskelgewebe, stellen sich im Ultraschallbild durch geringe Reflexion der Schallwellen dunkel dar. Echoreiche,

hyperechogene Strukturen wie Knochen und Faszien hingegen stellen sich bei hoher Reflexion der Schallwellen an Grenzschichten entsprechend hell dar. In Flüssigkeiten stoßen Schallwellen auf nur geringe Widerstände und werden kaum reflektiert. So erscheinen flüssigkeitsgefüllte Hohlräume im Bild dunkel und echoarm, mit deutlicher Begrenzung bedingt durch ihre jeweilige bindegewebige Umhüllung.

Da Ultraschallwellen an Grenzschichten mit großem Dichteunterschied auch total reflektiert oder absorbiert werden, wird bei jeder Ultraschalluntersuchung ein Ultraschallgel auf der Haut eingesetzt, um Schallverluste an der Grenzschicht Luft/Haut zu vermeiden.

1.4.1. Nerven

In den letzten Jahren hat sich die Ultraschalltechnologie zur Visualisierung von Nerven stark weiterentwickelt. So lassen sich inzwischen mit Hochfrequenz-Ultraschall-Systemen (>22 MHz) in Nerven einzelne Fasern und Faszikel darstellen. Mit Erhöhung der Frequenz verbessert sich die Auflösung des Ultraschallbildes. So erreicht inzwischen ein 100 MHz-Schallkopf eine axiale Auflösung (Diskrimination zweier Bildpunkte) von 16 µm und eine laterale Auflösung von 32 µm (62).

Zum Vergleich: In unserer Untersuchung wurden Schallköpfe mit einer maximalen Frequenz von 15 MHz eingesetzt.

Abhängig von ihrer Lokalisation, der Schallebene, dem anatomischen Aufbau und möglicher individueller Variabilität und Echogenität auch der umliegenden Gewebe ergibt sich bei Nerven und Nervengeflechten eine unterschiedliche Darstellung dieser im Ultraschallbild. Bindegewebshaltige Strukturen der Nerven, wie das Epi- und Perineurium, stellen sich echoreich, die Nervenfasern selbst sowie umliegendes Fettgewebe dagegen als echoarme Strukturen dar.

Auch abhängig von der Lokalisation der Nervengeflechte oder Einzelnerven variiert die Echogenität der Nervenstrukturen. In Sonogrammen peripherer Nerven findet sich oft eine typische wabenartige Binnenstruktur, die aus einer Mischung hypoechogener und hyperechogener Strukturen in variabler Ausprägung resultiert. Bedingt durch unterschiedlich starke Bindegewebsanteile der Nerven der oberen und unteren Extremitäten ergeben sich so auch regional verschiedene typische Darstellungsmuster dieser im Ultraschallbild. Zervikale Nerven und Nerven der proximalen oberen Extremität stellen sich hierbei eher hypoechogen, Nerven der unteren Extremitäten eher hyperechogen dar (63). So kann beispielsweise der N. ischiadicus infragluteal als relativ große, solide Struktur mit einem hohen Bindegewebsanteil

echoreich dargestellt werden (64). Die Nerven der oberen Extremität stellen sich auch jeweils weiter peripher am Unterarm echoreicher dar, als die Nerven des Plexus brachialis im Halsbereich (65).

Die relativ großen mono- bis oligofaszikulären Trunci und Faszikel des proximalen Plexus brachialis (zum Beispiel interskalenär) stellen sich im Ultraschallbild eher dunkel (hypoechogen) dar, die relativ kleinen multifaszikulären Nervenstrukturen im Bereich des distaleren Plexus brachialis (zum Beispiel axillär) dagegen eher hell (hyperechogen) (66).

Der anatomische Aufbau der Nerven, wie er sich makroskopisch und insbesondere in anatomischen Schnitten findet, korreliert gut mit den resultierenden Abbildungen im Sonogramm (66, 67).

Ein Nervengeflecht ist als traubenartige Struktur darstellbar (z. B. Plexus brachialis supraklavikulär). Auch relativ kleine Nerven (z. B. axillär) können bei entsprechend hoher Auflösung im Ultraschallbild noch eine im Sonogramm sichtbare Binnenstruktur (einzelne Nervenfaserbündel) aufweisen (68), teilweise sind auch die Vasa nervorum im Ultraschallbild gut sichtbar.

Wie exakt die Binnenstruktur der Nerven im optimalen Fall dargestellt werden kann, hängt beispielsweise auch vom räumlichen Auflösungsvermögen des verwendeten Ultraschallgerätes ab, hierbei spielt die verwendete Ultraschallfrequenz eine wesentliche Rolle. Wegen der mit der Verwendung von hohen Frequenzen verbundenen relativ geringen Gewebeeindringtiefe können nahe der Hautoberfläche gelegene Nervenstrukturen und insbesondere deren Binnenstrukturen dargestellt werden (zum Beispiel mittels eines Linearschallkopfes, maximale Untersuchungstiefe 6 cm, Frequenz 15 MHz), tiefer gelegene Strukturen hingegen wie beispielsweise der N. ischiadicus proximal auch unter Verwendung von niedrigeren Frequenzen mit 2-5 MHz. Hier wird eine größere Eindringtiefe ermöglicht, aber durch die niedrigere Frequenz und die Erweiterung des Schallfensters womöglich die räumliche Auflösung, und damit die Sichtbarkeit, beeinträchtigt.

Die Darstellung der Nerven im Ultraschallbild ist weiterhin abhängig von der Schallkopfhaltung. Der Ultraschall sollte beim Aufsuchen des Zielnerven primär senkrecht zu diesem auftreffen, da hierbei das beste Reflexionsvermögen der Schallwellen gegeben ist. Letztere können an Nerven bzw. deren Kollagenfasern sowohl reflektiert als auch gebrochen werden- abhängig vom Einfallswinkel der Schallwellen. Mögliche Auslöschungen der Sichtbarkeit der Nerven im Ultraschallbild bei sehr flachen Einfallswinkeln der Schallwellen sind zu beachten. Sowohl bei Sehnen als auch bei Nerven tritt oft recht ausgeprägt das Phänomen der Anisotropie auf. Das bedeutet, dass sich die Schallwellen nach Auftreffen auf

den Nerv in verschiedene Richtungen ausbreiten. Bereits geringe Bewegungen des Schallkopfes, wie beispielsweise geringes Kippen können dann dazu führen, dass Nervenstrukturen zunächst sehr gut und nach Bewegung plötzlich gar nicht mehr darzustellen sind.

1.4.2. Gefäße

Die Ultraschalluntersuchung von Gefäßen stellt in der klinischen Routine ein Standardverfahren dar.

Im Rahmen der Regionalanästhesie können Blutgefäße wichtige Leitstrukturen sein. So findet sich der Plexus brachialis beim supraklavikulären Zugang unmittelbar lateral der A. subclavia, im Bereich der Ellenbeuge findet sich der N. medianus unmittelbar lateral der A. brachialis.

Oft kommt es auch darauf an, Blutgefäße zu erkennen, um eine versehentliche Punktion von Gefäßen und damit Blutung und Bildung von Hämatomen zu vermeiden. Auch kann eine versehentliche intravasale Injektion von Lokalanästhetika zu einer systemischen Intoxikation (LAST) führen.

Das Risiko für versehentliche Gefäßpunktionen während der Durchführung von Nerven- und Plexusblockaden kann durch die Anwendung des Ultraschalles reduziert werden (8).

Das nicht pathologisch veränderte Gefäßlumen stellt sich im Ultraschallbild wie andere flüssigkeitsgefüllte Hohlräume echoarm, das umgebende Gewebe echoreicher dar. Dadurch entsteht ein relativ großer Kontrast und die Gefäße sind so oft recht leicht darzustellen. Eine dorsale Schallverstärkung tritt insbesondere hinter Arterien auf. Diese Artefakte im Ultraschallbild sind bedingt durch eine verminderte Schallabschwächung nach flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen.

Ein unterschiedlicher Wandaufbau von Arterien und Venen sowie deren Komprimierbarkeit bedingen weitere Unterscheidungsmöglichkeiten. Venen sind relativ leicht komprimierbar. Dies muss bei der Untersuchung beachtet werden, weil insbesondere kleine Venen bereits durch das Aufsetzen des Schallkopfes vollständig komprimiert werden können. Arterien sind erst durch stärkeren Druck (über den systolischen Blutdruck) vollständig komprimierbar, unterhalb dieses Druckes ist eine Pulsation des Gefäßes sichtbar.

Mittels farbcodierter Dopplersonographie lassen sich die Gefäße unter Umständen besser auffinden. Auch lässt sich hiermit die Ausbreitung des Injektates darstellen.

1.4.3. Muskeln und Faszien

Muskeln lassen sich im Ultraschallbild sehr gut darstellen und sind in der klinischen Praxis oft Gegenstand von Ultraschalluntersuchungen (69-71).

Im Ultraschallbild zeigt sich hierbei entsprechend dem anatomischen Aufbau der Muskeln eine gefiederte Struktur des Muskelgewebes. Grenzen zwischen Muskelfasern und Muskelbündeln stellen sich oft als helle Linien dar und entsprechen beispielsweise bindegewebigen Strukturen wie Perimysium oder Faszien.

Muskeln werden eher hypoechogen dargestellt, eine zunehmende Hyperechogenität kann Korrelat einer Muskelpathologie sein, beispielsweise wenn zunehmend Fett oder Bindegewebe in den Muskel eingebaut wird (69).

1.4.4. Knochen

Bedingt durch die hohe Impedanz der Knochenstruktur im Vergleich zu anderen Geweben erfolgt an der Grenzfläche des Knochens eine starke Reflexion der Schallwellen und folgend kommt es im Ultraschallbild zu einer Auslöschung hinter der Knochengrenze. Die oberflächliche Knochenkontur erscheint im Ultraschallbild als hyperechogene Struktur. Die Strukturen der Oberfläche der Knochen sind hier dementsprechend relativ leicht darstellbar. Im Zusammenhang mit der Regionalanästhesie werden sie oft als Orientierungshilfe verwendet.

Auch zur Detektion von Frakturen bei Kindern aber auch bei Erwachsenen kann der Ultraschall eingesetzt werden. Hier zeigen sich im Ultraschallbild Kontinuitätsunterbrechungen der Knochenoberfläche, aber auch Pathologien des umliegenden Gewebes, wie etwa Hämatome (72).

Prinzipiell kann Ultraschall auch an Knochen als quantitative Ultraschalluntersuchung durchgeführt werden. Hier wird keine bildliche Darstellung der Knochenbinnenstruktur vorgenommen. Vielmehr wird durch die Abschwächung des Ultraschallsignals bei dem Durchtritt durch die Knochenstruktur auf die Knochendichte geschlossen (73).

1.4.5. Lunge und Pleura, Dura

Luftgefüllte Hohlräume reflektieren die Schallwellen sehr stark. Trotzdem lassen sich insbesondere pulmonale Pathologien, wie Ergüsse und Atelektasen darstellen, vor allem wenn sich Flüssigkeit im Lungengewebe ansammelt. Die Bedeutung des Lungens ultrasonics als

bettseitige nichtinvasive Untersuchungsmethode hat in den letzten Jahren stetig zugenommen (74, 75).

Im Zusammenhang mit der Regionalanästhesie spielt die Identifikation des Pleuraspaltes bei allen Blockaden, die lungennah durchgeführt werden (zum Beispiel: Paravertebralblock, supra- und infraklavikulärer Block, Blockaden an der Brustwand usw.) eine wichtige Rolle. Hier gilt es, eine versehentliche Punktion des Pleuraspaltes oder der Lunge mit der Folge eines Pneumothorax zu vermeiden. Der Pleuraspalt lässt sich im Ultraschall gut als hyperechogene Linie darstellen. Hier wird auch das Pleuragleiten bei Atemexkursionen gut sichtbar. Mit diesem Nachweis des Pleuragleitens lässt sich ein Pneumothorax recht sicher ausschließen. So hat beispielweise die supraklavikuläre Blockade mit Einführung des Ultraschalls wieder eine Renaissance erlebt, weil die Pleurakuppel nun zuverlässig dargestellt werden kann (76).

Auch die Dura mater spinalis kann im Ultraschallbild gut dargestellt werden. Das ist besonders bei der ultraschallgestützten Spinal- und Epiduralanästhesie von Vorteil.

Die Dura ist oft recht gut als helle Linie vor dem flüssigkeitsgefüllten Liquorraum wegen der unterschiedlichen akustischen Impedanz zwischen Bindegewebe und Flüssigkeit abgrenzbar.

Der Einsatz des Ultraschalls bei der Spinal- und Epiduralanästhesie kann bei der anatomischen Orientierung helfen, die Tiefe der Dura kann genau bestimmt werden und der Zugangsweg kann dargestellt werden. Die Verwendung der Sonographie kann die Erfolgsrate dieser Blockaden erhöhen und technische Schwierigkeiten und damit das Risiko für relativ traumatische Punktionen reduzieren (77).

1.4.6. Nadelsichtbarkeit

Die in der ultraschallgestützten Regionalanästhesie verwendeten Punktionsnadeln sind Hohladeln mit verschiedenen Spitzen (Facettenschliff, Tuohyschliff) und Dicken. Für die elektrische Nervenstimulation eingesetzte Kanülen sind mit einem isolierenden Überzug versehen (z. B. Kunststoffüberzug, spezielle Dünnschicht-Polymerbeschichtung). Nur an der Spitze befindet sich eine kleine unisolierte Fläche, die als Stimulationselektrode dient.

Die Außendurchmesser der klinisch verwendeten Nadeln für Nervenblockaden liegen etwa im Bereich von 18 bis 22 Gauge, das entspricht 1,2 bis 0,7 mm, wobei kleine Nadeldurchmesser eine schlechtere Sichtbarkeit im Ultraschallbild ergeben (78).

Für die Gewährleistung einer sicheren Regionalanästhesie sollte die Nadel bei der Punktion bzw. dem Nadelvorschub im Ultraschallbild immer visualisiert werden, um nicht versehentlich Gefäße oder Nachbarorgane, wie die Pleura oder Nerven, zu punktieren. Grundsätzlich werden

zwei verschiedene Punktionstechniken angewandt. Bei der In-Plane-Darstellung erfolgt die Punktion und Nadelführung in der Schallebene, bei der Out-of-Plane-Darstellung quer zu dieser.

Studien zeigen an Gelphantomen bei der sogenannten In-Plane-Technik (die Nadel wird im Längsschnitt in der Schallebene dargestellt) und flachen Einstichwinkeln unter 30° sowie bei der Out-of-Plane-Technik und Winkeln über 60° (zur Oberfläche des genutzten Phantoms) die beste Sichtbarkeit der Nadel (78). In einer Pilotstudie zur Nadelsichtbarkeit in verschiedenen Gewebemodellen, wie Putenbrust, Schweinefleisch oder synthetischen Gelmodellen war die Nadelsichtbarkeit in diesen Modellen signifikant besser als in humanem Gewebe. Dies ist jeweils unter Trainingsbedingungen zu beachten (79).

Die Kanülenführung während der Schallkopfhaltung bzw.-bewegung bei einer In-Plane-Darstellung erfolgt so, dass die Kanülenachse der Schallebene entspricht und während der Untersuchung die Kanüle exakt in der Schallebene gehalten werden soll. Wenn die Übereinstimmung von Punktions- und Schallebene nicht genau gegeben ist, wird hierbei immer nur ein Teil der Punktionsnadel dargestellt. Die genaue Führung der Punktionsnadel und das Halten dieser im Schallfenster während der Punktion erfordert Übung von dem Untersuchenden. Der Vorteil dieser Technik liegt bei exakter Ausführung in der möglichst kontinuierlichen Visualisierung eines großen Anteils der Nadel inklusive der Nadelspitze während der Punktion. Bedingt durch Reflexionen an Grenzflächen können dabei auch mögliche Schatteneffekte und Echophänomene (Reverberationseffekt) unterhalb der Punktionsnadel die Sicht erschweren.

Erfolgt die Punktion außerhalb der Schallebene (Out-of-Plane-Technik), im Idealfall im Winkel von 90° zur Schallebene, wird im Ultraschallbild jeweils nur ein Nadelquerschnitt sichtbar. Dieser stellt sich hierbei echoreich mit dorsalem Schallschatten dar. Hierbei ist es besonders wichtig, die Nadelspitze genau zu visualisieren, da sich der Nadelschaft ähnlich wie die Nadelspitze darstellen kann. Insbesondere das Verfolgen der Nadelspitze erfordert einige Übung, sowohl die Zielstruktur als auch die Nadelspitze im Blick zu behalten (80).

Genauere Vorgaben zur Anwendung der jeweiligen Punktionstechnik bzw. Überlegenheit einer Punktionstechnik der anderen gegenüber bei den verschiedenen Blockadearten existieren bislang nicht, bis auf wenige Ausnahmen.

Die Nadelsichtbarkeit im Ultraschallbild wird u.a. abhängig vom Einstichwinkel auch wesentlich durch Schallkopfhaltung und -führung und somit Änderung der Schallebene beeinflusst.

1.5. Möglichkeiten zur Verbesserung der Visualisierung anatomischer Strukturen

1.5.1. Schallkopfhaltung und –führung

Um eine möglichst optimale Sichtbarkeit der Zielstrukturen zu erzielen, haben sich verschiedene Schallkopfführungen etabliert.

Variante aber standardisierte Schallkopfführungen gewährleisten unterschiedliche Bildausschnitte, Bildstabilitäten und Übersicht über die entsprechende anatomische Region. Sie dienen der gezielten Darstellung der Zielstruktur und der Begleitstrukturen für die jeweilige Blockade.

Um größere Distanzen zu überbrücken, ist ein Verschieben des Schallkopfes geeignet. Mittels dieser Technik, variierend durch horizontale oder vertikale Verschiebung (Gleiten, Alignment) lassen sich auch größere Distanzen überwinden und anatomische Strukturen können im Verlauf verfolgt werden.

Bei konstant beibehaltener Auflagefläche kann der Schallkopf verkippt werden (Tilting). Das Bild ist hierbei relativ stabil und insbesondere kleine Strukturen wie Nerven, die sich aufgrund ihrer ausgeprägten Anisotropie schon durch geringes Verkippen des Schallkopfes der Darstellung entziehen können, lassen sich hiermit gut darstellen. Anisotropie bedeutet hier die Abhängigkeit der Darstellung der Nerven von dem Einfallswinkel der Schallwellen.

Um einen Wechsel der Quer- und Längsdarstellung zu erhalten, wird der Schallkopf um seine Längsachse um 90° gedreht (Rotating), praktisch hilft es dabei, die Zielstruktur (zum Beispiel ein Nerv oder ein Gefäß) immer im Zentrum des Ultraschallfensters zu halten.

1.5.2. Hydrolokalisation

Mittels Installation geringer Mengen (ca. 0,5ml) von 5%-iger Glucoselösung, Kochsalzlösung oder eines Lokalanästhetikums soll durch verbesserten Kontrast die Darstellbarkeit einer Zielstruktur oder der Nadelspitze erreicht werden (81, 82).

Auch kann die Lokalisation der Nadelspitze im Ultraschallbild erleichtert werden, wenn die Ausbreitung des Injektates in der Nähe der Nadelspitze sichtbar wird.

Bei Einsatz der elektrischen Nervenstimulation empfiehlt sich dazu die Anwendung einer

5%-igen Glucoselösung, um nicht die Stimulierbarkeit der nervalen Zielstruktur durch Injektion eines Lokalanästhetikums oder einer Kochsalzlösung zu erschweren (36, 37).

1.5.3. Gerätetechnische Möglichkeiten

Die Einstellmöglichkeiten am Ultraschallgerät wurden bereits im Kapitel 1.3.4. erörtert.

Um anatomische Strukturen im Ultraschallbild möglichst optimal darzustellen, müssen die technischen Möglichkeiten des Ultraschallgerätes gut genutzt werden. Erstrangig ist hierbei die Auswahl des geeigneten Schallkopfes und damit die Auswahl des geeigneten Frequenzbereiches. Für relativ kleine und relativ oberflächliche Strukturen bietet sich hier ein Linearschallkopf (Frequenz bis etwa 15 MHz) an. Durch kürzere Wellenlängen bei hohen Frequenzen ist eine größere örtliche (axiale) Auflösung in Längsrichtung der Schallwellen möglich. Höhere Frequenzen ermöglichen eine gute Darstellung kleiner oberflächlich gelegener anatomischer Strukturen wie der Nerven als Zielstruktur und kommen für die Darstellung beispielsweise von Plexus brachialis, Nervus femoralis, der Bauchwand bei TAP-Blöcken und peripheren Nerven zum Einsatz. Tiefer gelegene nervale Strukturen wie der proximale Nervus ischiadicus oder der Plexus lumbalis werden dagegen mit niedrigen Frequenzen zwischen 2-5 MHz unter Verwendung eines Konvexschallkopfes aufgesucht.

Moderne Ultraschallgeräte bieten verschiedene technische Möglichkeiten, die resultierenden Ultraschallbilder im Vergleich zur ursprünglichen Ultraschalltechnologie weiter zu verbessern. Als Beispiele sollen hier das Compound-Imaging und das Tissue Harmonic Imaging genannt werden.

Die räumliche (Spatial) Compound-Imaging-Technologie kann verwendet werden, um sowohl Punktionsnadeln als auch anatomische Strukturen im Ultraschallbild besser darzustellen (47). Dabei werden die Ultraschallwellen vom Schallkopf in verschiedene Richtungen in das Gewebe abgeben. Aus den aus verschiedenen Winkeln zurückkehrenden Signalen wird dann das Ultraschallbild generiert.

Durch die Technologie des Tissue Harmonic Imaging kann ebenfalls die Darstellung anatomischer Strukturen verbessert werden (83). Dabei werden Echos in Höhe der doppelten ursprünglich emittierten Frequenz genutzt, die durch die nichtlineare Ausbreitung der Schallwellen in Geweben entstehen, um ein klareres Ultraschallbild zu generieren (84).

Verschiedene derartige Technologien, die in modernen Ultraschallgeräten verwendet werden, um die Bildqualität zu verbessern, werden unter dem Begriff Speckle Reduction subsummiert (85).

1.6. Möglichkeiten zur Verbesserung der Nadelsichtbarkeit

1.6.1. Technische Lösungen

In den letzten Jahren erfolgten Veränderungen der Struktur der Oberflächen einiger eingesetzter Kanülen mit dem Ziel die Echogenität durch verstärkte Reflexion der Schallwellen bei aufgerauter Kanülenoberfläche und somit die Nadelsichtbarkeit zu verbessern. Hochwertige Materialien gewährleisten einen geringen Nadelquerschnitt und sichere Anwendung durch extreme Biegsamkeit und Bruchsicherheit. Weiterhin wurden auch die Nadelspitzen optimiert. Studien zur Sichtbarkeit der sogenannten echogenen Punktionsnadeln erfolgten zumeist an Phantomen (50, 86), nur wenige als klinische Studien oder an Kadavern (47, 87). Eine verbesserte Sichtbarkeit echogener Nadeln zeigte sich insbesondere bei der In-Plane Technik (49) an Patienten, beispielsweise im Rahmen axillärer Plexusblockaden, aber auch an Phantomen bei Einführungswinkeln gegenüber der Phantomoberfläche von $30-45^\circ$ und $\geq 45^\circ$ (48).

Keine Überlegenheit bei der Verwendung echogener Nadeln bzw. echogener Stimulationskatheter in Bezug auf die Sichtbarkeit ergab sich in einer klinischen Studie von Brookes im Zusammenhang mit der proximalen Ischiadicusblockade bei Kniearthroskopien (88).

Inzwischen wurden auch geräteseitig Methoden entwickelt, um die Nadelnavigation und insbesondere die Erkennung der Nadelspitze im Ultraschallbild zu verbessern (89, 90).

Eine Möglichkeit ist ein Piezo-Tracker, der an der Spitze der Punktionsnadel angebracht ist. Das Ultraschallsystem erkennt die Lage des Piezo-Trackers und kann die Nadelspitze im Ultraschallbild markieren. Somit wird die Erkennung der Nadelspitze vereinfacht (91).

1.6.2. Schallkopfhaltung und -führung

Die Erkennung und Führung der Nadel im Ultraschallbild erfordert im hohen Maße Übung und Erfahrung des Untersuchenden. Sowohl bei der In-Plane- als auch bei der Out-of-Plane Darstellung kommt es insbesondere auf die exakte Identifikation und Verfolgung der

Nadelspitze während der Punktion an. Hierbei spielen die Winkel, in denen die Nadeln angeschallt werden, eine wichtige Rolle. Bei der In-Plane-Technik werden eher flachere Einstichwinkel gegenüber der Oberfläche $<30^\circ$ verwendet, bei der Out-of-Plane-Technik führen Einstichwinkel $>60^\circ$ zu einer verbesserten Nadelsichtbarkeit (78). Hiermit kann die Nadelsichtbarkeit deutlich verbessert werden. Insgesamt ist die Punktion ein sehr dynamisches Geschehen, weshalb die Schallkopfhaltung während der Punktion ständig angepasst werden muss. Das bedeutet unter Umständen ein Verschieben des Schallkopfes oder bei der Out-of-Plane-Technik ein leichtes Kippen des Schallkopfes, um die Nadelspitze beim Vorschieben im Schallfenster zu halten. Hierbei kommt die sogenannte Walk-Down-Technik zum Einsatz. Dabei wird die Nadelspitze schrittweise vorgeschoben und der Schallkopf entsprechend verschoben oder gekippt, wobei die Nadelspitze kontinuierlich im Ultraschallbild verfolgt werden kann (80).

1.7. Interindividuelle Variation der Abbildungsqualität bei Patienten

Interindividuell kann die Abbildungsqualität von anatomischen Strukturen schwanken. Insbesondere bei adipösen Patient*innen kann die Erkennbarkeit von anatomischen Strukturen eingeschränkt sein (92).

Verschiedene Strukturen sind besonders dann gut zu erkennen, wenn sich im Ultraschallbild starke Kontraste und Helligkeitsunterschiede zwischen den Strukturen finden. Diese Kontrastierung kann bei adipösen Patient*innen im Vergleich zu normalgewichtigen geringer ausfallen. In einer Untersuchung bei adipösen im Vergleich zu normalgewichtigen Patient*innen wurde dies an Hand einer Grauton-Skalierung für den N. ischiadicus im Vergleich zum umliegenden Gewebe gezeigt. Im Ergebnis fand sich in der Gruppe der adipösen Patient*innen eine schlechtere Sichtbarkeit für den N. ischiadicus, nicht jedoch für den N. medianus (93). Somit haben sich für den N. ischiadicus offenbar die Grautöne von Nervengewebe und umgebendem Muskelgewebe (durch Fetteinlagerung) im Ultraschallbild angeglichen, so dass eine deutliche Unterscheidung dieser Strukturen erschwert wird.

1.8. Untersucherabhängige Variation der Qualität und Bewertung des Ultraschallbildes

Der Untersuchende stellt einen wesentlichen Aspekt im Zusammenhang mit der Sichtbarkeit und Erkennbarkeit anatomischer Strukturen im Ultraschallbild dar.

Wesentlich sind das Erzeugen eines adäquaten Ultraschallbildes, die richtige Interpretation der Sonoanatomie und folgend während der Punktion eine gute Auge-Hand-Koordination.

Hier spielen vielfältige Aspekte eine Rolle, die von den Untersuchenden berücksichtigt werden müssen. Neben anatomischen Kenntnissen und der Berücksichtigung der physikalischen Grundlagen des Ultraschalls sind manuelle Skills (Nadelführung, Nadelerkennung) notwendig, um erfolgreich Regionalanästhesie durchführen zu können.

Die Ausbildung im Bereich ultraschallgestützte Regionalanästhesie ist wegen ihrer Relevanz zunehmend Gegenstand der Forschung (94).

Für die Ausbildung im Bereich ultraschallgestützter Regionalanästhesie sind umfangreiche Ausbildungskonzepte notwendig, die sowohl theoretisches Wissen als auch praktische Fähigkeiten beinhalten (95).

1.9. Herleitung der Aufgabenstellung

Im Zusammenhang mit der Sichtbarkeit von Strukturen bei der Durchführung von ultraschallgestützten Regionalanästhesieverfahren lag bisher ein Untersuchungsschwerpunkt auf der Sichtbarkeit von Punktionsnadeln und Kathetern im Ultraschallbild (47-50, 78, 79, 81, 88).

Einige Studien beschäftigten sich mit der Sichtbarkeit von anatomischen Strukturen. Eine Vergleichbarkeit dieser Untersuchungen ist nur bedingt gegeben, da verschiedene Scores für die Sichtbarkeit der anatomischen Strukturen verwendet wurden. Diese Scores wurden spezifisch für die jeweilige Untersuchung definiert (64, 65, 68, 96).

In der klinischen Routine der Klinik für Anästhesiologie mit Schwerpunkt operative Intensivmedizin am Campus Charité Mitte wurde bereits im Jahr 2012 ein Visibility-Score (VIS) für die Sichtbarkeit anatomischer Strukturen im Ultraschallbild eingeführt, der universell für alle Regionalanästhesieverfahren angewendet werden kann.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die Eignung dieses Scores in der klinischen Routine zu untersuchen. Weiterhin sollte mittels dieser retrospektiven Datenerfassung untersucht werden, ob sich erste Hinweise darauf ergeben, dass sich bei verschiedenen Blockadetechniken die jeweiligen anatomischen Strukturen unterschiedlich gut im Ultraschallbild darstellen lassen. Auch sollte evaluiert werden, ob sich mit zunehmendem Körpergewicht bei Adipositas die Sichtbarkeit der anatomischen Strukturen verschlechtert.

2. Methodik

2.1. Festlegung eines Visibility-Scores

Die retrospektive Auswertung der Visibility-Scores erfolgte nach vorliegender Genehmigung durch die Ethikkommission der Charité (EA1/262/11) und nach zentraler Registrierung (clinicaltrials.gov identifier NCT03231696) aus der klinischen Routedokumentation peripherer Nervenblockaden über einen Zeitraum von insgesamt 6 Monaten (28.02 bis 31.08. 2012).

Der Visibility-Score repräsentiert den Grad der Sichtbarkeit und der Identifikation der Zielstruktur und/oder von Nachbarstrukturen durch die beurteilenden Ärztinnen und Ärzte vor dem Beginn der Punktion auf einer Skala von 1 bis 5 (Schulnotensystem).

Hierbei repräsentiert der Wert 1 die beste Sichtbarkeit (aller Strukturen), der Wert 5 die schlechteste Sichtbarkeit mit fehlender Darstellung der Ziel- und Nachbarstrukturen (Tabelle 1). Es wurde jede Anästhesistin und jeder Anästhesist aufgefordert, vor der Durchführung einer Punktion im Rahmen der ultraschallgestützten Regionalanästhesie das Ultraschallbild einer der fünf visuellen Erkennbarkeitsscores (VIS 1 bis 5) zuzuordnen. Dieser Score sollte stets vor Beginn der Punktion vergeben und später nicht mehr korrigiert werden.

Die jeweilige klinische Erfahrung der die ultraschallgestützte Regionalanästhesie durchführenden Ärztinnen und Ärzte wurde in unserer Untersuchung nicht bewertet.

Standardmäßig kamen in unserer Klinik hierbei Geräte M-Turbo[®] (FUJIFILM SonoSite Europe, Amsterdam, Niederlande) zum Einsatz. Periphere Nervenblockaden, die insgesamt nur weniger als 10mal durchgeführt wurden, wurden teilweise aus der Betrachtung ausgeschlossen. Festlegungen, welche Strukturen bei den jeweiligen Blockaden erkennbar sein müssen, sind nicht erfolgt.

Tabelle 1

Visibility-Score

1	Alle Strukturen sind sofort oder nach wenigen Korrekturen der Schallkopfhaltung und –position sicher erkennbar
2	Die Zielstruktur ist erst nach mehreren Korrekturen der Schallkopfhaltung und –position sicher erkennbar
3	Die Zielstruktur ist nur unsicher erkennbar
4	Die Zielstruktur ist nicht erkennbar, nur Nachbarstrukturen sind erkennbar
5	Keine Struktur ist erkennbar

2.2. Erfasste Patient*innen, Erfassung der Größe und des Gewichtes der Patient*innen

Gewicht und Größe der Patienten*innen wurden erfasst, um eine mögliche Korrelation zwischen festgelegtem Visibility-Score und dem Body-Mass-Index (BMI) der Patienten*innen zu untersuchen. Dazu wurde die in Tabelle 2 genannte Klassifizierung der WHO verwendet. 10 untergewichtige Patienten*innen ($BMI < 18,5 \text{ kg/m}^2$) wurden nicht in die Berechnungen einbezogen.

Tabelle 2

Gewichtsklassifizierung bei Erwachsenen anhand des BMI

BMI [kg/m^2]	Gewichtsklassifikation
18,5-24,9	Normalgewicht
25–29,9	Übergewicht/Präadipositas
30-34,9	Adipositas Grad 1
35-39,9	Adipositas Grad 2
≥ 40	Adipositas Grad 3

BMI: Body-Mass-Index

2.3. Statistik

Die deskriptive Analyse und Darstellung der Daten erfolgte in Abhängigkeit von Skalenniveau und der grafischen Prüfung auf Normalverteilung mittels Histogrammen. Bei binären Variablen erfolgte eine Angabe als absolute Anzahl und in Prozent. Ordinal skalierte Daten sowie stetige Größen nach Ausschluss der Normalverteilung wurden als Median mit korrespondierendem Interquartilen-Abstand dargestellt, bei Normalverteilung dagegen Mittelwert und Standardabweichung angegeben. Zur Prüfung auf statistische Signifikanz wurde das nicht-adjustierte Signifikanzniveau mit $\alpha=5\%$ definiert und stets zweiseitig getestet. Hierzu erfolgten nicht-parametrische Kruskal-Wallis-Tests mit post-hoc-Bonferroni-Korrektur, um statistisch signifikante Unterschiede in der Visibility bezüglich Blockadearten und BMI zu evaluieren. Einbezogen wurden die Visibility-Werte der Blockadearten, die in der Erhebung mindestens 10-mal durchgeführt wurden.

Es wurde ein Cut-Off-Wert für jenen BMI bestimmt, ab dem die Visibility für den jeweiligen Zugang schlechter wird. Der Cut-Off-Wert wurde mittels ROC-Kurven-Analyse (Receiver Operation Characteristic) bestimmt (97). Als gute Sichtbarkeit wurden Visibility-Werte von 1 und 2 definiert, als schlechte Visibility wurden Werte von 3 bis 5 definiert.

Die Korrelation zwischen BMI und VIS für verschiedene Blockaden wurde mittels Pearson-Korrelation ermittelt. Alle Analysen erfolgten mit dem Programm SPSS 23.0.

3. Ergebnisse

Bei den Daten von 414 Patientinnen und Patienten wurden insgesamt 541 Nervenblockaden bewertet.

Im Schnitt waren die erfassten Patient*innen 60 ± 16 Jahre alt, hatten ein Körpergewicht von 84 ± 19 kg und eine Körpergröße von 171 ± 11 cm sowie einen BMI von $28,7 \pm 6,0$ kg/m².

In Tabelle 3 sind die erfassten Blockaden mit mittleren Visibility-Scores dargestellt.

Tabelle 3
Erfasste Blockaden und deren mittlerer Visibility-Score

Blockade	Anzahl	%	VIS
N. femoralis	187	34,6	$1,2 \pm 0,45$ *
N. ischiadicus infragluteal	119	22,0	$1,91 \pm 1,08$
Plexus brachialis interskalenär	137	25,3	$1,29 \pm 0,52$ *
Plexus brachialis axillär	42	7,8	$1,33 \pm 0,57$ *
TAP	23	4,3	$1,26 \pm 0,45$ *
Plexus brachialis supraclavikulär	13	2,4	$1,23 \pm 0,44$ *

* $p < 0,05$ vs. N. ischiadicus infragluteal

TAP: Transversus-abdominis-Plane-Block

VIS: Visibility-Score

Der mittlere VIS beim infraglutealen Zugang zum N. ischiadicus ($VIS 1,91 \pm 1,08$) lag im Vergleich der VIS zu allen anderen Blockaden ($VIS 1,25 \pm 0,5$) höher.

Nicht dargestellt sind hier die Blockaden, die weniger als 10-mal durchgeführt wurden ($n = 20$).

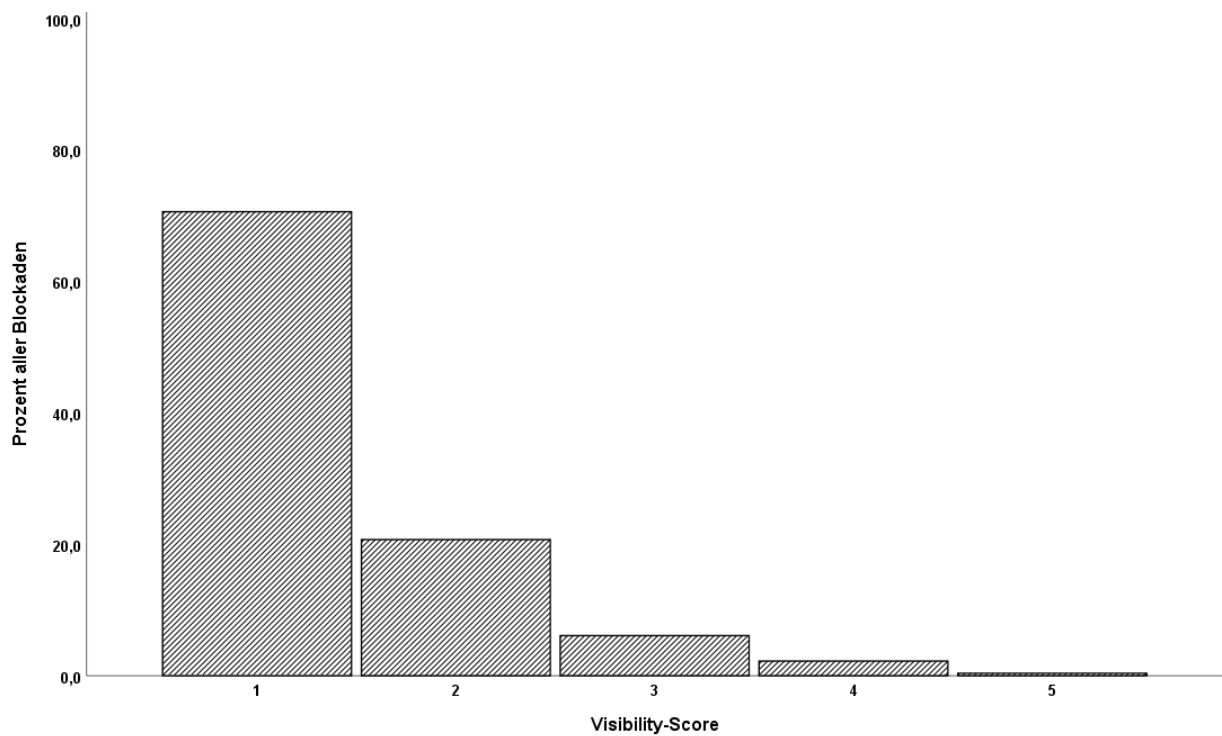
3.1. Verteilung der Visibility-Scores für alle durchgeführten Blockaden

Die meisten Blockaden wurden mit einer sehr guten und guten Sichtbarkeit (Visibility 1-2) bewertet (494 Blockaden, 91,3%), eine schlechte Sichtbarkeit (Visibility 3-5) war wesentlich seltener festzustellen (47 Blockaden, 8,7%).

In Abb. 1 ist die Häufigkeit der Visibility-Scores in Bezug auf alle durchgeführten Blockaden dargestellt.

Abb. 1

VIS in Bezug auf alle Blockaden

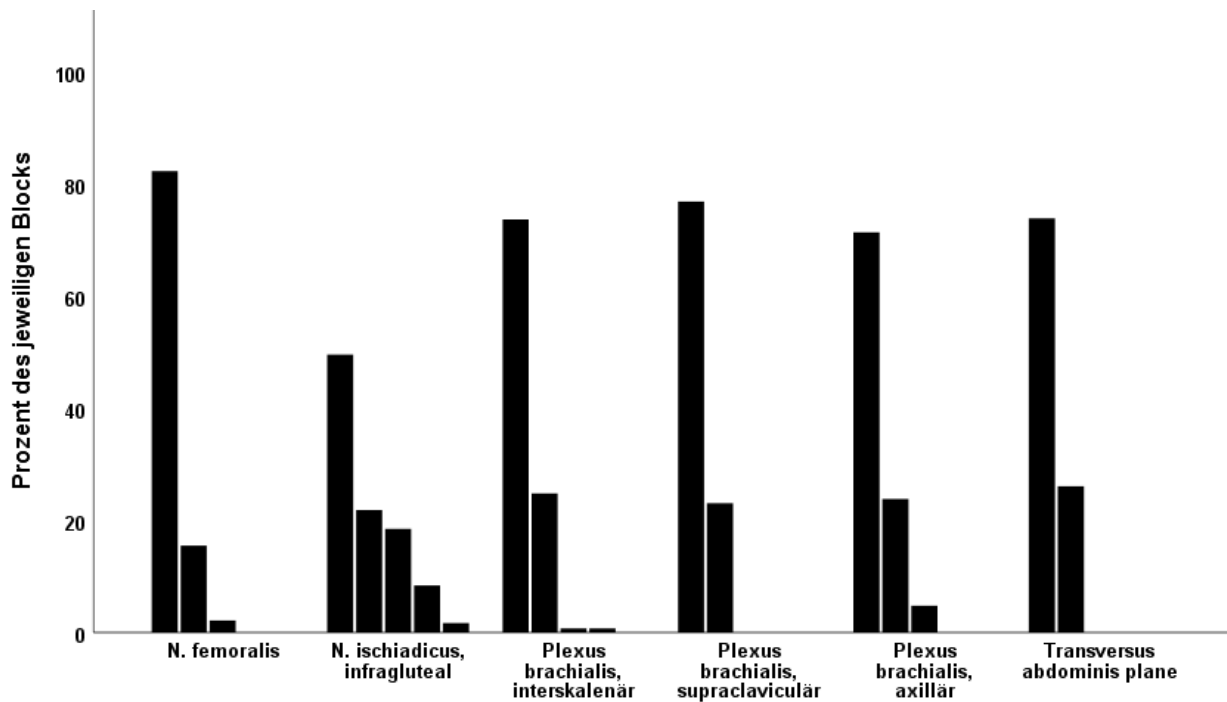


3.2. Verteilung der Visibility-Scores nach Blockadelokalisation

Die Abb. 2 zeigt die Verteilung der Visibility-Scores bei den einzelnen Blockaden.

Abb. 2

Verteilung der Visibility-Scores bezogen auf einzelne Blockaden



Prozentuale Häufigkeit der Visibility-Scores bezogen auf die einzelnen Blockaden; Säulen beginnend von ganz links (VIS 1) nach ganz rechts (VIS 5).

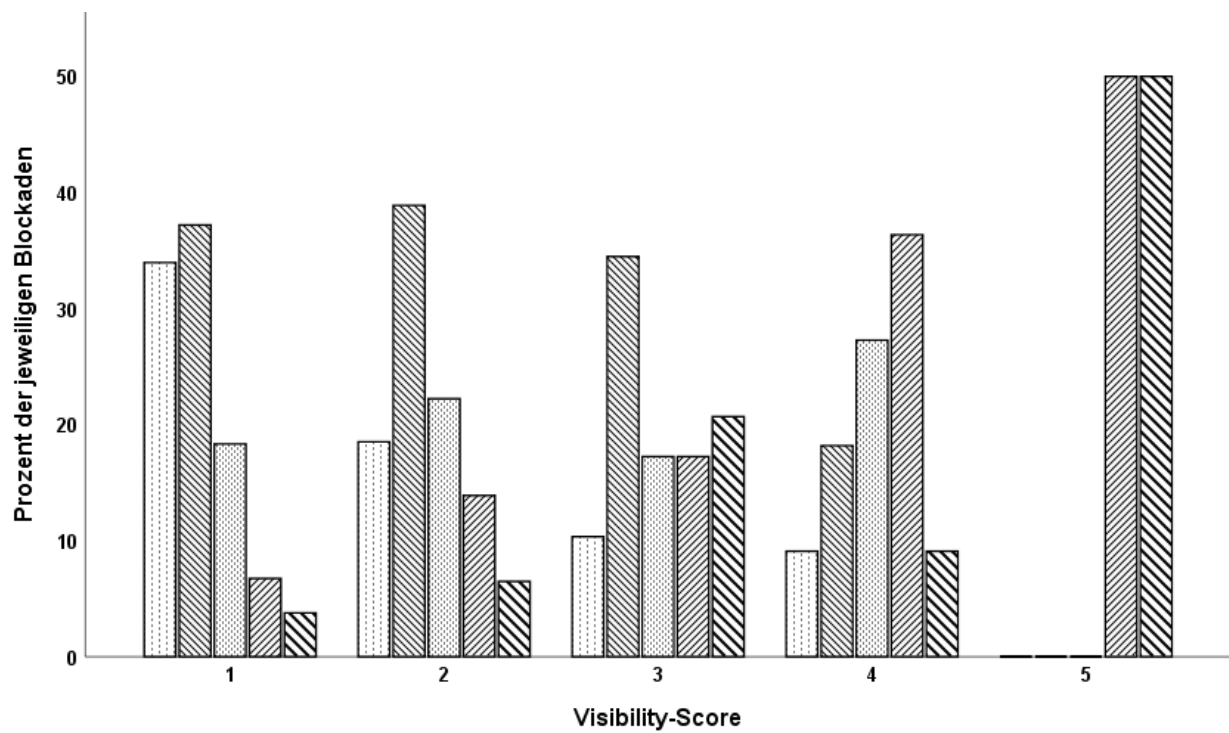
Nicht dargestellt sind hier die Blockaden, die weniger als 10-mal durchgeführt wurden (n = 20).

3.3. Verteilung der Visibility-Scores in Abhängigkeit vom BMI

Die Visibility-Scores in Bezug zum BMI sind in Abb. 3 dargestellt.

Abb. 3

Verteilung der Visibility-Scores in Abhängigkeit vom BMI



Säulen jeweils von links nach rechts:

Normalgewicht; Übergewicht; Adipositas Grad 1; Adipositas Grad 2; Adipositas Grad 3

Tabelle 4 zeigt die Zuordnung der mittleren Visibility-Scores zu den Gewichtskategorien

Tabelle 4
Gewichtskategorien und mittlere Visibility-Scores

Kategorie	BMI	n	VIS
Normalgewicht	18,5-24,9 kg/m ²	159	1,21 ± 0,5
Übergewicht	25-29,9 kg/m ²	199	1,37 ± 0,64
Adipositas Grad 1	30-34,9 kg/m ²	103	1,45 ± 0,74
Adipositas Grad 2	35-39,9 kg/m ²	50	1,82 ± 1,04
Adipositas Grad 3	über 40 kg/m ²	30	1,97 ± 1,13

BMI: Body-Mass-Index; VIS: Visibility-Score

3.4. Pearson-Korrelation und BMI

Tabelle 5 zeigt die Korrelationskoeffizienten nach Pearson für den BMI und VIS bei den Blockaden, die häufiger als 10-mal durchgeführt wurden.

Tabelle 5

Pearson-Korrelationskoeffizienten

Blockade	Pearson	p
supraklavikuläre Plexusblockade	0,052	0,87
N.ischiadicus infragluteal	0,445	<0,01*
TAP	0,443	0,03*
axilläre Plexusblockade	0,256	0,1
interskalenäre Plexusblockade	0,177	0,04*
N. femoralis	0,176	0,02*

*signifikante Korrelation; TAP: Transversus-abdominis-plane-Block

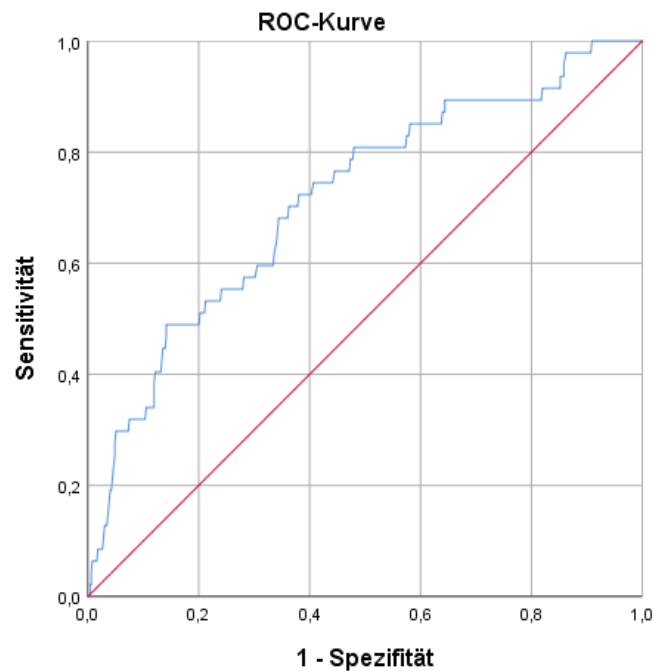
Eine signifikante Korrelation zwischen dem BMI und der Visibility wurde bei folgenden Blockadearten gefunden:

N. ischiadicus infragluteal; TAP; interskalenäre Plexusblockade; N. femoralis (abnehmende Korrelation in der Reihenfolge der Aufzählung)

3.5. ROC-Kurve und BMI-Cut-Off-Wert

Abb. 4

ROC-Kurve zur Bestimmung des BMI-Cut-off-Wertes



Der Cut-off-Wert für den BMI zwischen guter (VIS 1-2) und schlechter Visibility (VIS 3-5) lag bei $34,0 \text{ kg/m}^2$. Die Fläche unter der Kurve (area under the curve; AUC) beträgt 0,715 ($p < 0,01$).

Die Bestimmung des Cut-off-Wertes zwischen guter (VIS 1 und 2) und schlechter Visibility (VIS 3 bis 5) für den BMI erfolgte mit Hilfe der höchsten Summe aus Sensitivität und Spezifität.

4. Diskussion

4.1. Diskussion der Ergebnisse

4.1.1. Visibility-Score

Der Visibility-Score entsprechend unserer Erhebung eignete sich in der Praxis zur Klassifizierung der Erkennbarkeit anatomischer Strukturen bei der Durchführung ultraschallgestützter Regionalanästhesien.

Insgesamt wurden die meisten Blockaden in gut 91 % mit einer guten und sehr guten Sichtbarkeit im Ultraschallbild (VIS 1 und VIS 2) bewertet. Nur in gut 8 % der Fälle wurden VIS 3 bis VIS 5 vergeben (siehe Abb. 1) Somit wäre die überwiegende Mehrheit der Blockaden bei VIS 1 und 2 alleinig ultraschallgestützt ohne zusätzliche Nervenstimulation durchführbar. Jedoch könnte die zusätzliche Nervenstimulation (dual guidance oder protektive Nervenstimulation) zusätzliche Informationen zur Position der Nadelspitze in Bezug zu Nervenstrukturen liefern (54).

Auffällig ist, dass die große Mehrzahl der Blockaden gut und sehr gut eingeschätzt wurde. So bleiben nur gut 8 % der Fälle, in denen die Sichtbarkeit der Strukturen mit 3 bis 5 bewertet wurde. Eventuell könnte hier eine Anpassung des Scores zu einer größeren Trennschärfe bei VIS 3 bis 5 führen. Welchen Einfluss dabei eine exakte Definition der Ziel- und Begleitstrukturen hätte, könnte Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

Bislang wurde die Sichtbarkeit anatomischer Strukturen im Ultraschallbild für die Belange der Regionalanästhesie nur wenig in Studien untersucht. Vorliegende Studien konzentrieren sich oft auf die Sichtbarkeit der während der Regionalanästhesie verwendeten Punktionsnadeln bzw. Katheter in Bezug zur anatomischen Ziel- und Begleitstruktur sowie der verwendeten Ultraschalltechnologie. Zur Verbesserung der Nadelerkennung wurden inzwischen verschiedene Technologien entwickelt, die den Umgang mit Punktionsnadeln bei ultraschallgestützten Punktionen erleichtern sollen (89).

Inwieweit diese Technologien tatsächlich einen Vorteil in der klinischen Praxis bieten können, ist Gegenstand weiterer Untersuchungen (98).

Es finden sich jedoch wenige aussagefähige Studien zur Klassifizierung von anatomischen Strukturen in Ultraschallbildern im Zusammenhang mit der ultraschallgestützten Regionalanästhesie.

Die Beurteilung der Darstellbarkeit spinaler anatomischer Strukturen war Ziel einer prospektiven Studie mit 80 Kindern (99). Eine Einteilung der Visibility erfolgte hier in 3 Kategorien: schlecht (Zielstruktur auch durch Änderung der Schallkopfposition nicht sichtbar), suffizient (durch Korrektur der Schallkopfposition sichtbar) sowie gut (deutlich sichtbar). Die Untersuchung erfolgte auf 3 verschiedenen Höhen (L 4/5, L1/2 und Th10/11) jeweils durch gleichen erfahrene Untersucher*innen. Verwendet wurde ein Linearschallkopf mit 8-13 MHz. Der Conus medullaris und der Duralsack waren bei den meisten Kindern leicht darzustellen (97,5 % gut und suffizient). Das Ligamentum flavum war abhängig von der untersuchten Höhe unterschiedlich gut darstellbar und die Sichtbarkeit verschlechterte sich deutlich mit zunehmender Vertebralhöhe. Es fand sich eine Abhängigkeit der Darstellbarkeit von Alter und dem Gewicht der Kinder (schlechtere thorakale Darstellbarkeit bei Kindern mit einem Alter ab 7 Monaten und ab einem Körpergewicht ab 8,5 kg). Die Sichtbarkeit der Dura nahm ebenfalls mit ansteigender Vertebralhöhe ab.

Eine weitere klinische Studie untersuchte die Sichtbarkeit von peripheren Nerven der oberen Extremität (interskalenär, supraklavikulär, N. radialis, N. ulnaris und N. medianus) (65). Dabei schätzten die Untersuchenden einerseits die Echogenität der Nerven ein (hypo-, hyperechogen oder gemischte Echogenität) und andererseits wurde die Sichtbarkeit der Nerven subjektiv mittels einer 5-Punkt-Likert-Skala beschrieben. Dabei reichte der Sichtbarkeits-Score von Grad 1 (Nerv kann nicht visualisiert werden) über eine schlechte (Grad 2), adäquate (Grad 3), gute (Grad 4) bis exzellente Visualisierbarkeit (Grad 5). Dieser Sichtbarkeits-Score beschreibt dabei nur die Sichtbarkeit der Nerven, andere Zielstrukturen (Faszien, Muskeln etc.) wurden jedoch nicht in die Betrachtung einbezogen. In dieser Untersuchung von insgesamt 395 peripheren Nerven fand sich eine erhöhte Echogenität der Nerven mit zunehmendem Umfang des Unterarmes, die Sichtbarkeit selbst war davon nicht beeinflusst. BMI, Diabetes mellitus und Geschlecht hatten weder Einfluss auf die Echogenität noch auf die Sichtbarkeit.

Die Beeinflussung der Sichtbarkeit nervaler Zielstrukturen durch verschiedene Lagerungstechniken der Patient*innen während einer axillären Plexus-brachialis –Blockade waren Gegenstand einer Studie an freiwilligen Proband*innen (96).

Die Nerven wurden nach ihrer Sichtbarkeit auf einer 6-Punkt-Skala klassifiziert. Diese reichte von 0 (Nerv nicht identifiziert) bis 5 (Nerv komplett sichtbar und multiple Faszikel identifizierbar). Die Darstellbarkeit von N. musculocutaneus und N. radialis stellte sich als nicht lagerungsabhängig dar. Bei der Sichtbarkeit von N. ulnaris und N. medianus hingegen fanden sich Unterschiede bei den verschiedenen Armlagerungen.

Eine Einschätzung der Sichtbarkeit peripherer Nerven ist in einigen Studien durch die Beurteilung der Echogenität als subjektiver Score in einer 4-Punkte-Skala angegeben worden. Dieser Score variiert von 0 bis 3 entsprechend von nicht visualisierbar über hypoechogen, gemischt echogen bis hyperechogen (63, 65).

4.1.2. Einfluss der Adipositas auf den Visibility-Score

Bei übergewichtigen und adipösen Patient*innen steigt mit dem BMI erwartungsgemäß das Risiko für schlechtere Visibility-Scores.

Der Cut-Off-Wert zwischen guter (Visibility-Score 1 bis 2) und schlechter Sichtbarkeit (Visibility-Score 3 bis 5) liegt in unserer Untersuchung bei einem BMI von 34,0 kg/m².

Die sonoanatomischen Ziel- und Begleitstrukturen waren hier bei morbid adipösen Patient*innen (BMI \geq 40) noch in 70 % der Fälle (21 von 30 Blockaden) sehr gut oder gut darstellbar, in 30 % der Fälle (9 Blockaden) konnten die betreffenden anatomischen Strukturen bei morbid adipösen Patient*innen nur unsicher oder gar nicht visualisiert werden. Bei fehlender Darstellbarkeit dieser Strukturen im Ultraschallbild wäre somit eine alleinige ultraschallgestützte Blockade bei den betroffenen Patient*innen nicht möglich gewesen.

Für folgende Blockadetypen fand sich eine Korrelation zwischen BMI und VIS (abfallende Korrelation in der Reihenfolge der Auflistung): N. ischiadicus infragluteal, TAP-Block, interskalenäre Plexusblockade, N. femoralis-Blockade.

Das bedeutet, dass sich die anatomischen Strukturen mit zunehmender Adipositas schlechter darstellen lassen.

Keine Korrelation fand sich hingegen beim supraklavikulären und beim axillären Zugang zum Plexus brachialis. Dies deckt sich auch mit den klinischen Erfahrungen, da hier die Zielstrukturen auch bei adipösen Patient*innen recht nah unter der Hautoberfläche liegen und mit einem hochauflösenden Linearschallkopf relativ einfach darzustellen sind.

In Tabelle 4 zeigt sich, dass der VIS mit zunehmendem BMI tendenziell ansteigt, das heißt, die Sichtbarkeit wird schlechter. Gleichzeitig nimmt auch die Standardabweichung zu, was darauf hindeutet, dass auch bei stark adipösen Patient*innen oft eine gute Darstellbarkeit der anatomischen Strukturen zu erreichen ist.

In einer Untersuchung bei adipösen im Vergleich zu normalgewichtigen Patient*innen wurde versucht, die Sichtbarkeit von Nervenstrukturen zu objektivieren. Dabei wurde ein Histogramm

von Graustufenwerten benutzt, um die Nervenstrukturen mit dem umliegenden Gewebe zu vergleichen. Hier zeigte sich ebenfalls eine schlechtere Sichtbarkeit des N. ischiadicus auf Höhe Mitte des Oberschenkels bei adipösen im Vergleich zu normalgewichtigen Patient*innen. Kein Unterschied fand sich bei der Evaluation des N. medianus (93).

Dass die Darstellbarkeit anatomischer Strukturen bei adipösen Patient*innen erschwert sein kann, zeigte sich auch in einer Untersuchung, bei der eine ultraschallgestützte interskalenäre Blockade des Plexus brachialis erfolgte. Hier dauerte die Durchführung der Blockade etwas länger als bei normalgewichtigen Patient*innen (100).

4.1.3. Blockaden und Visibility-Score

Interessant war die Frage, ob bestimmte Blockaden in Bezug auf die Darstellbarkeit anatomischer Strukturen als besonders schwierig zu bewerten sind. Es wurde in unserer Untersuchung deutlich, dass die Noten 3 bis 5 beim posterioren infraglutealen Zugang zum Nervus ischiadicus bei allen Patient*innen im Vergleich zu allen anderen Blockaden signifikant häufiger vergeben wurden.

Bei fast allen Blockadetechniken zeigt sich eine Dominanz von VIS1 und VIS 2 (siehe auch Abb. 2). Nur bei der Blockade des N. ischiadicus infragluteal imponiert eine Abnahme der Häufigkeit für VIS 1 und eine Zunahme des Anteils von VIS 3 bis 5, also sozusagen eine „Rechtsverschiebung“ der Säulen im Vergleich zu den anderen Blockaden. Der VIS-Score lag beim infraglutealen Zugang zum N. ischiadicus mit $1,91 \pm 1,08$ im Vergleich zu den anderen Blockaden höher. Der VIS-Score der übrigen Blockaden lag bei $1,25 \pm 0,5$. Somit waren die Strukturen beim infraglutealen Zugangsweg zum N. ischiadicus schlechter darstellbar. Das deckt sich auch mit den Erfahrungen in der klinischen Praxis, beispielsweise im Vergleich zum N. femoralis, der sich nur wenige cm unter der Hautoberfläche befindet. Infragluteal muss insbesondere bei adipösen Patient*innen oft zur Verbesserung der Übersicht und zum Erreichen einer ausreichenden Eindringtiefe ein Abdomenschallkopf verwendet werden, welcher mit einer maximalen Frequenz von 5 MHz arbeitet. Dementsprechend wird dann im Vergleich zum Linearschallkopf mit maximal 15 MHz eine geringere Auflösung im Ultraschallbild erreicht. Der Abdomenschallkopf kann auch beim TAP-Block eingesetzt werden. Bei allen anderen Zugängen wird in der Regel der hochauflösendere Linearschallkopf benutzt.

4.2. Diskussion der Methodik

4.2.1. Retrospektive Datenerfassung

Die Datenerfassung erfolgte in unserer Untersuchung retrospektiv. Durch die Analyse der klinischen Routinedokumentationen erhielten wir Hinweise auf mögliche Verteilungsmuster der Visibility-Scores bei verschiedenen Blockaden und zum Einfluss des BMI. Jedoch ist die Aussagekraft der Ergebnisse hier sehr begrenzt und möglichen Fehlerquellen unterworfen. Eine Hypothese wäre nicht ausreichend zu beweisen gewesen, diese wurde bei unserer Untersuchung aber auch nicht aufgestellt. Im Rahmen der durch uns erfassten retrospektiven Daten lässt sich nicht mehr sicher überprüfen, ob alle Untersuchenden relevante, aber auch methodisch nicht exakt definierte Kriterien der jeweiligen Visibility-Scores exakt interpretiert und dokumentiert haben. Die klinischen Erfahrungen der Untersuchenden mit Regionalanästhesieverfahren allgemein sowie speziell bei den erfassten verschiedenen Blockadearten variieren. Weitere spezielle Kriterien bei der Erfassung der Scores (zum Beispiel exakte Definition von Ziel- und Begleitstrukturen für die jeweiligen Blockadearten) wurden durch uns nicht definiert. Um die Aussagekraft einer derartigen Erhebung zu erhöhen, wäre eine prospektive Erfassung der Visibility-Scores angezeigt.

4.2.2. Faktoren mit Einfluss auf den Visibility-Score

Bei dem verwendeten Schulnotensystem handelt es sich um einen empirisch entwickelten Score, der einen subjektiven Charakter trägt. Mit der Klassifizierung der Sichtbarkeit sonoanatomischer Strukturen in 5 Abstufungen des Visibility-Scores wurden den Ärztinnen und Ärzten Entscheidungshilfen zur Einordnung gegeben. Dies schien uns für die klinischen Belange und eine erste Übersicht zunächst völlig ausreichend.

Erstmals wurden die Untersuchenden angehalten, die Sichtbarkeit der sonoanatomischen Strukturen im Ultraschallbild vor Punktionsbeginn zu klassifizieren. In der Praxis ergaben sich daraus in unserer Klinik durchaus Konsequenzen. So haben wir intern festgelegt, dass ab Visibility-Score 3 (oder schlechter) zusätzlich zum Ultraschall eine elektrische Nervenstimulation verwendet werden muss. Bei Grad 4 oder 5 kann der Ultraschall allenfalls unterstützend eingesetzt werden und es sollte abgewogen werden, ob überhaupt eine Regionalanästhesie durchführbar ist, wenn eine reine Landmarken- und stimulationsgestützte Durchführung ebenfalls schwierig erscheint.

Den wichtigsten Faktor für die Validität des Visibility-Scores stellen die Untersuchenden selbst dar. Versierte Untersuchende sind wahrscheinlicher geübter in der Erkennung und Bewertung der darzustellenden sonoanatomischen Strukturen sowie in Bezug auf die theoretischen Grundlagen und die praktische Umsetzung.

Unabdingbar zur sicheren Ausführung der möglichen verschiedenen Blockadearten in der Regionalanästhesie ist eine qualifizierte Einarbeitung der die Blockade durchführenden Anästhesistinnen und Anästhesisten. Kenntnisse der Grundlagen der Ultraschalltechnologie und der Entstehung zweidimensionaler Ultraschallbilder sowie der Anatomie und Sonoanatomie, die Einordnung möglicher Normabweichungen und Variabilitäten anatomischer Strukturen bzw. Pathologien sind unabdingbar, um eine richtige Interpretation des Ultraschallbildes vornehmen zu können. Die Darstellung anatomischer Strukturen im Ultraschallbild spiegelt nicht vollständig die realen anatomischen Verhältnisse dar. Kenntnisse der physikalischen Phänomene bei der Schallwellenausbreitung im Gewebe und dabei entstehender Artefakte, sogar möglicher Bildauslöschungen, abhängig beispielsweise von der Schallkopfhaltung während der Anwendung der ultraschallgestützten Regionalanästhesie, sind unbedingt erforderlich.

In unserer Studie haben sowohl Fachärztinnen und Fachärzte als auch Ausbildungsassistentinnen und -assistenten mit und ohne langjährige Erfahrung in der Regionalanästhesie, aber vorhandenen grundlegenden Kenntnissen die Visibility bewertet. Der Ausbildungsstand der Untersuchenden wurde in unserer Arbeit nicht weiter berücksichtigt. Die Evaluation des Ausbildungsstandes der Untersuchenden und dessen Einfluss auf den erhobenen Visibility-Score wäre aber denkbarer Gegenstand weiterer Studien, da Ausbildungsstand und Erfahrung relevante subjektive Faktoren sein können.

In unserer Studie wurden verschiedene Ultraschallgeräte in der klinischen Routine eingesetzt. Hauptsächlich kam das Ultraschallgerät M-Turbo[®] (FULIFILM Sonosite Europe, Amsterdam, Niederlande) zur Anwendung. Andere Geräte wurden nur im Ausnahmefall benutzt. Möglicherweise ergeben sich auch bei den Ultraschallgeräten der neuesten Generation durch den Einsatz moderner Technologien Verbesserungen der Bildqualität in Bezug auf die Sichtbarkeit anatomischer Strukturen (62).

Neben rein technischen Untersuchungen der Leistungsfähigkeit von Ultraschallsystemen beispielsweise an Phantomen (101) könnten mit unserem Score auch verschiedene Ultraschallsysteme oder auch Schallköpfe mit verschiedenen Frequenzen in Bezug auf die Visibility in klinischen Untersuchungen getestet werden.

Einen weiteren wichtigen Faktor mit Einfluss auf die Visibility stellen die Patientenpopulationen dar. Wie wir in unserer Untersuchung gezeigt haben, stellt beispielsweise die Adipositas einen relevanten Faktor dar. Auch in einer anderen klinischen Untersuchung konnte anhand einer Grauwert-Messung zwischen Nerv und umgebendem Gewebe gezeigt werden, dass der N. ischiadicus bei adipösen Patient*innen schlechter von der Umgebung zu diskriminieren war, als bei normalgewichtigen (93). Dieser Umstand wurde bereits diskutiert.

4.2.3. Beispiele für die mögliche Anwendung des Visibility-Scores in prospektiven Studien und exakte Definitionen

Die Einführung eines Scores für die Sichtbarkeit sonoanatomischer Strukturen eröffnet vielfältige Möglichkeiten für die wissenschaftliche Evaluierung der Methodik der ultraschallgestützten Regionalanästhesie, aber auch für die klinische Praxis.

So wäre es denkbar, verschiedene Blockadetechniken mit ihren Zugangswegen prospektiv nach der Visualisierbarkeit der anatomischen Strukturen zu beurteilen. Hier könnte klarer herausgearbeitet werden, welche Zugangswege zu den jeweiligen Nervenstrukturen mit ihren sonoanatomischen Morphologien im Ultraschallbild einfacher und welche schwieriger darzustellen und identifizierbar sind.

Wenn sich die anatomischen Strukturen bei verschiedenen Zugangswegen, beispielsweise zum Plexus brachialis (interskalenär, supraklavikulär, infraklavikulär, axillär) unterschiedlich gut darstellen, könnte dann in der klinischen Praxis dem „einfacheren“ Zugangsweg der Vorrang gegeben werden.

Verschiedene Patientenpopulationen (wie hier unterschiedlicher BMI, aber auch verschiedene Altersgruppen, Kinder oder Erwachsene) könnten verglichen werden.

Untersuchungsgegenstand könnte ebenfalls der Einfluss unterschiedlicher Ultraschallgeräte auf die Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen sein. Auch die Frage, welcher Schallkopf für bestimmte Blockadearten besser geeignet ist, könnte beantwortet werden. So kann für den infraglutealen Zugang zum N. ischiadicus sowohl ein Linearschallkopf mit einer maximalen Frequenz von 15 MHz und einer maximalen Eindringtiefe von 6 cm verwendet werden. Alternativ kommt, insbesondere bei adipösen Patient*innen, ein Abdomenschallkopf (Curved

Array) zum Einsatz. Dessen maximale Frequenz liegt bei 5 MHz. In unserer Klinik wurden derartige Schallköpfe routinemäßig für die Regionalanästhesie verwendet (HFL50x/15-6 MHz Linearschallkopf; C60x/5-2 MHz Abdomenschallkopf, Fa. Fujifilm SonoSite, Inc. Bothell, USA).

Die Ausbildung in der ultraschallgestützten Regionalanästhesie ist zunehmend Gegenstand wissenschaftlicher Arbeiten (23, 102-104).

In Bezug auf die Auszubildenden wäre das Erfassen von Lernkurven im Zusammenhang mit dem Visibility-Score denkbar. Der Visibility-Score könnte als Parameter zur Erfolgskontrolle verschiedener Trainingsmethoden herangezogen werden. Hier wäre die Frage, ob zum Beispiel im Verlauf von vielfachen Darstellungen bestimmter Zugangswege im Verlauf der Zeit die Häufigkeit der Vergabe von guten und sehr guten Visibility-Scores (VIS1 und VIS2) steigt und die Häufigkeit von schlechteren Scores (VIS3 bis VIS5) abnimmt. Es könnte auch untersucht werden, ob mit zunehmender Erfahrung der Untersuchenden die Zeit vom Beginn der Ultraschall-Untersuchung bis zum Festlegen des Visibility-Scores abnimmt.

Die Beantwortung der Frage, ob der Visibility-Score einen prädiktiven Wert für die Voraussage der Erfolgsrate einer Blockade hat, könnte ebenfalls von Interesse sein. So wäre es denkbar, dass mit schlechterem Visibility-Score wegen der schlechteren Visualisierbarkeit der Zielstrukturen auch die Erfolgsrate der Blockaden abnimmt.

Für die Beantwortung wissenschaftlicher Fragestellungen ist eine genaue Definition der Kriterien für die Visibility notwendig. So müssten zunächst für die einzelnen Blockaden auch die Ziel- und Begleitstrukturen genauer definiert werden. Diese Zielstruktur kann ein einzelner Nerv sein (z. B. infraglutealer Zugang zum Nervus ischiadicus). Unter Umständen müssten aber auch mehrere Zielstrukturen definiert werden. Dies wäre bei der axillären Blockade des Plexus brachialis der Fall, wenn man die bessere oder schlechtere Sichtbarkeit der einzelnen Nerven bei diesem Zugang, jeweils im Vergleich, möglichst konkret beurteilen wollte. Auch eine Durchschnittsnote aller vier Nerven des axillären Plexus brachialis (N. radialis, N. ulnaris, N. medianus, N. musculocutaneus) für den Vergleich dieses Zugangs mit anderen Blockadetechniken wäre denkbar.

Zielstruktur kann aber auch eine Faszienlinie (Fascia-iliaca-Block als Variante der N.-femoralis-Blockade) oder die Grenze zwischen 2 Muskeln (TAP-Block) sein. Beim Fascia-iliaca-Block wird das Lokalanästhetikum nicht unbedingt an den Nerven, sondern unter die

Fascia iliaca injiziert. Der N. femoralis selbst könnte hierbei als Begleitstruktur definiert werden.

Die Definition von Begleitstrukturen hat neben dem wissenschaftlichen Aspekt auch einen Sicherheitsaspekt. So ist es wichtig, im Ultraschallbild auch relevante Nachbarstrukturen zu erkennen, die es während der Punktion zu schonen gilt. Dazu können neben Nerven beispielsweise Gefäße, die Pleura, das Peritoneum oder andere Nachbarorgane gehören.

5. Zusammenfassung

Die ultraschallgestützte Regionalanästhesie ist inzwischen zu einer Standardmethode geworden. Diese Technik ist einer stetigen und rasanten Weiterentwicklung unterworfen. Neue Blockadetechniken werden möglich, andere erleben wegen des Gewinns an Sicherheit durch den Einsatz des Ultraschalls eine Renaissance.

Die Erkennung der anatomischen Strukturen im Ultraschallbild ist eine der Grundvoraussetzungen für die erfolgreiche Durchführung von Nervenblockaden. Dazu ist ein tiefes anatomisches Wissen notwendig. Aber auch die Erzeugung eines möglichst optimierten Ultraschallbildes ist von großer Wichtigkeit. Dazu ist einerseits technisches Grundwissen nötig, andererseits sind praktische Fertigkeiten gefragt. Für die erfolgreiche Durchführung ultraschallgestützter Nervenblockaden sind neben der Darstellung anatomischer Strukturen auch praktische Fertigkeiten bei der Koordination von Punktionsnadel und Schallkopf notwendig.

Ein universeller Score zur Bewertung der Sichtbarkeit anatomischer Strukturen im Zusammenhang mit der ultraschallgestützten Regionalanästhesie existierte bisher nicht.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurde ein, in die klinische Praxis eingeführter, Visibility-Score (VIS) retrospektiv aus der klinischen Routedokumentation erfasst und ausgewertet. Der VIS wird anhand der Sichtbarkeit anatomischer Ziel- und Begleitstrukturen im Ultraschallbild für die jeweiligen Blockadetechniken festgelegt. Ähnlich einem Schulnotensystem stellt VIS 1 die beste und VIS 5 die schlechteste Sichtbarkeit dar.

Dieser, in die klinische Routine eingeführte Visibility-Score, eignet sich für den Einsatz in der Praxis.

Aus der vorliegenden retrospektiven Datenanalyse ergeben sich erste Hinweise für die Bewertung der Sichtbarkeit anatomischer Strukturen für verschiedene Zugangswege im Zusammenhang mit Nerven- und Plexusblockaden. Beim Vergleich der verschiedenen Blockadetechniken (Blockaden von Plexus brachialis interskalenär, supraclavikulär, axillar, N. femoralis, N. ischiadicus infragluteal und Transversus-abdominis-Plane-Block) zeigt sich, dass der infragluteale Zugang zum N. ischiadicus schlechter bewertet wird, als die anderen Zugangswege.

Mit zunehmendem BMI steigt auch das Risiko für einen schlechteren VIS. In der Untersuchung liegt der Cut-Off-Wert zwischen guter (VIS 1 bis 2) und schlechterer (VIS 3 bis 5) Sichtbarkeit bei einem BMI von $34,0 \text{ kg/m}^2$. Trotzdem lassen sich auch bei adipösen Patient*innen in etwa 70 % der Fälle die anatomischen Strukturen gut bis sehr gut darstellen.

Für weitere prospektive Untersuchungen sind genauere Definitionen der Ziel- und Begleitstrukturen für die jeweiligen Zugangswege notwendig. Viele weitere Untersuchungen könnten mit Hilfe des VIS durchgeführt werden. So könnten verschiedene Zugangswege, verschiedene Patientenpopulationen oder auch unterschiedliche Ultraschallgeräte verglichen werden und im Zusammenhang mit der Ausbildung der Untersuchenden Lernkurven erfasst werden.

Somit eröffnet der Einsatz des VIS verschiedene Möglichkeiten für die weitere klinische Forschung.

6. Literaturverzeichnis

1. Barrington MJ, Uda Y. Did ultrasound fulfill the promise of safety in regional anesthesia? *Curr Opin Anaesthesiol*. 2018.
2. Neal JM, Brull R, Horn JL, Liu SS, McCartney CJ, Perlas A, Salinas FV, Tsui BC. The Second American Society of Regional Anesthesia and Pain Medicine Evidence-Based Medicine Assessment of Ultrasound-Guided Regional Anesthesia: Executive Summary. *Reg Anesth Pain Med*. 2016;41(2):181-94.
3. Bomberg H, Wetjen L, Wagenpfeil S, Schope J, Kessler P, Wulf H, Wiesmann T, Standl T, Gottschalk A, Doffert J, Hering W, Birnbaum J, Kutter B, Winkelmann J, Liebl-Biereige S, Meissner W, Vicent O, Koch T, Burkle H, Sessler DI, Volk T. Risks and Benefits of Ultrasound, Nerve Stimulation, and Their Combination for Guiding Peripheral Nerve Blocks: A Retrospective Registry Analysis. *Anesth Analg*. 2018;127(4):1035-43.
4. Rajpal G, Winger DG, Cortazzo M, Kentor ML, Orebaugh SL. Neurologic Outcomes After Low-Volume, Ultrasound-Guided Interscalene Block and Ambulatory Shoulder Surgery. *Reg Anesth Pain Med*. 2016;41(4):477-81.
5. Qin Q, Yang D, Xie H, Zhang L, Wang C. Ultrasound guidance improves the success rate of axillary plexus block: a meta-analysis. *Braz J Anesthesiol*. 2016;66(2):115-9.
6. Munirama S, McLeod G. A systematic review and meta-analysis of ultrasound versus electrical stimulation for peripheral nerve location and blockade. *Anaesthesia*. 2015;70(9):1084-91.
7. Lam DK, Corry GN, Tsui BC. Evidence for the Use of Ultrasound Imaging in Pediatric Regional Anesthesia: A Systematic Review. *Reg Anesth Pain Med*. 2016;41(2):229-41.
8. Lewis SR, Price A, Walker KJ, McGrattan K, Smith AF. Ultrasound guidance for upper and lower limb blocks. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015(9):Cd006459.
9. Barrington MJ, Watts SA, Gledhill SR, Thomas RD, Said SA, Snyder GL, Tay VS, Jamrozik K. Preliminary results of the Australasian Regional Anaesthesia Collaboration: a prospective audit of more than 7000 peripheral nerve and plexus blocks for neurologic and other complications. *Reg Anesth Pain Med*. 2009;34(6):534-41.
10. Kakazu C, Tokhner V, Li J, Ou R, Simmons E. In the new era of ultrasound guidance: is pneumothorax from supraclavicular block a rare complication of the past? *Br J Anaesth*. 2014;113(1):190-1.
11. Renes SH, Spoormans HH, Gielen MJ, Rettig HC, van Geffen GJ. Hemidiaphragmatic paresis can be avoided in ultrasound-guided supraclavicular brachial plexus block. *Reg Anesth Pain Med*. 2009;34(6):595-9.
12. Renes SH, Rettig HC, Gielen MJ, Wilder-Smith OH, van Geffen GJ. Ultrasound-guided low-dose interscalene brachial plexus block reduces the incidence of hemidiaphragmatic paresis. *Reg Anesth Pain Med*. 2009;34(5):498-502.
13. Gautier P, Vandepitte C, Ramquet C, DeCoopman M, Xu D, Hadzic A. The minimum effective anesthetic volume of 0.75% ropivacaine in ultrasound-guided interscalene brachial plexus block. *Anesth Analg*. 2011;113(4):951-5.
14. McNaught A, Shastri U, Carmichael N, Awad IT, Columb M, Cheung J, Holtby RM, McCartney CJ. Ultrasound reduces the minimum effective local anaesthetic volume compared with peripheral nerve stimulation for interscalene block. *Br J Anaesth*. 2011;106(1):124-30.
15. Duggan E, El Beheiry H, Perlas A, Lupu M, Nuica A, Chan VW, Brull R. Minimum effective volume of local anesthetic for ultrasound-guided supraclavicular brachial plexus block. *Reg Anesth Pain Med*. 2009;34(3):215-8.

16. Marhofer P, Eichenberger U, Stockli S, Huber G, Kapral S, Curatolo M, Kettner S. Ultrasonographic guided axillary plexus blocks with low volumes of local anaesthetics: a crossover volunteer study. *Anaesthesia*. 2010;65(3):266-71.
17. O'Donnell BD, Iohom G. An estimation of the minimum effective anesthetic volume of 2% lidocaine in ultrasound-guided axillary brachial plexus block. *Anesthesiology*. 2009;111(1):25-9.
18. Casati A, Baciarello M, Di Cianni S, Danelli G, De Marco G, Leone S, Rossi M, Fanelli G. Effects of ultrasound guidance on the minimum effective anaesthetic volume required to block the femoral nerve. *Br J Anaesth*. 2007;98(6):823-7.
19. Latzke D, Marhofer P, Zeitlinger M, Machata A, Neumann F, Lackner E, Kettner SC. Minimal local anaesthetic volumes for sciatic nerve block: evaluation of ED 99 in volunteers. *Br J Anaesth*. 2010;104(2):239-44.
20. Keplinger M, Marhofer P, Marhofer D, Schroegendorfer K, Haslik W, Zeitlinger M, Mayer CV, Kettner SC. Effective local anaesthetic volumes for sciatic nerve blockade: a clinical evaluation of the ED99. *Anaesthesia*. 2015;70(5):585-90.
21. Barrington MJ, Kluger R. Ultrasound guidance reduces the risk of local anesthetic systemic toxicity following peripheral nerve blockade. *Reg Anesth Pain Med*. 2013;38(4):289-99.
22. Melnyk V, Ibinson JW, Kentor ML, Orebaugh SL. Updated Retrospective Single-Center Comparative Analysis of Peripheral Nerve Block Complications Using Landmark Peripheral Nerve Stimulation Versus Ultrasound Guidance as a Primary Means of Nerve Localization. *J Ultrasound Med*. 2018.
23. de Oliveira Filho GR, Mettrau FAC. The Effect of High-Frequency, Structured Expert Feedback on the Learning Curves of Basic Interventional Ultrasound Skills Applied to Regional Anesthesia. *Anesth Analg*. 2018;126(3):1028-34.
24. Steinfeldt T, Volk T, Kessler P, Vicent O, Wulf H, Gottschalk A, Lange M, Schwartzkopf P, Huttemann E, Tessmann R, Marx A, Souquet J, Hager D, Nagel W, Biscopig J, Schwemmer U. Peripheral nerve blocks on the upper extremity: Technique of landmark-based and ultrasound-guided approaches. *Anaesthesist*. 2015;64(11):846-54.
25. Tedore TR, YaDeau JT, Maalouf DB, Weiland AJ, Tong-Ngork S, Wukovits B, Paroli L, Urban MK, Zayas VM, Wu A, Gordon MA. Comparison of the transarterial axillary block and the ultrasound-guided infraclavicular block for upper extremity surgery: a prospective randomized trial. *Reg Anesth Pain Med*. 2009;34(4):361-5.
26. Becser N, Bovim G, Sjaastad O. Extracranial nerves in the posterior part of the head. Anatomic variations and their possible clinical significance. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1998;23(13):1435-41.
27. O'Sullivan MJ, Mislovic B, Alexander E. Dorsal penile nerve block for male pediatric circumcision--randomized comparison of ultrasound-guided vs anatomical landmark technique. *Paediatr Anaesth*. 2011;21(12):1214-8.
28. Siaffa R, Bordes J, Vatin L, Prunet B, Vinciguerra D, Meaudre E, Lacroix G. Effectiveness of regional anaesthesia for treatment of facial and hand wounds by emergency physicians: A 9-month prospective study. *Anaesth Crit Care Pain Med*. 2018.
29. Neal JM, Bernardis CM, Hadzic A, Hebl JR, Hogan QH, Horlocker TT, Lee LA, Rathmell JP, Sorenson EJ, Suresh S, Wedel DJ. ASRA Practice Advisory on Neurologic Complications in Regional Anesthesia and Pain Medicine. *Reg Anesth Pain Med*. 2008;33(5):404-15.
30. Carassiti M, De Filippis A, Palermo P, Valenti C, Costa F, Massaroni C, Schena E. Injection pressures measuring for a safe peripheral nerve block. *Minerva Anesthesiol*. 2019;85(9):1003-13.

31. Karaca P, Hadzic A, Yufa M, Vloka JD, Brown AR, Visan A, Sanborn K, Santos AC. Painful paresthesiae are infrequent during brachial plexus localization using low-current peripheral nerve stimulation. *Reg Anesth Pain Med.* 2003;28(5):380-3.
32. Perlas A, Niazi A, McCartney C, Chan V, Xu D, Abbas S. The sensitivity of motor response to nerve stimulation and paresthesia for nerve localization as evaluated by ultrasound. *Reg Anesth Pain Med.* 2006;31(5):445-50.
33. Steinfeldt T, Schwemmer U, Volk T, Neuburger M, Wiesmann T, Heller AR, Vicent O, Stanek A, Franz M, Wulf H, Kessler P. Nerve localization for peripheral regional anesthesia. Recommendations of the German Society of Anaesthesiology and Intensive Care Medicine. *Anaesthesist.* 2014;63(7):597-602.
34. De Andres J, Alonso-Inigo JM, Sala-Blanch X, Reina MA. Nerve stimulation in regional anesthesia: theory and practice. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol.* 2005;19(2):153-74.
35. Steinfeldt T, Graf J, Vassiliou T, Nimphius W, Sturm K, Kill C, Wiesmann T, Wulf H, Muller HH. Systematic evaluation of the highest current threshold for regional anaesthesia in a porcine model. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2010;54(6):770-6.
36. Habicher M, Ocken M, Birnbaum J, Volk T. [Electrical nerve stimulation for peripheral nerve blocks. Ultrasound-guided needle positioning and effect of 5% glucose injection]. *Anaesthesist.* 2009;58(10):986-91.
37. Tsui BCH, Wagner A, Finucane B. Electrophysiologic effect of injectates on peripheral nerve stimulation. *Regional Anesthesia and Pain Medicine.* 2004;29(3):189-93.
38. Neuburger M, Rotzinger M, Kaiser H. [Electric nerve stimulation in relation to impulse strength. A quantitative study of the distance of the electrode point to the nerve]. *Anaesthesist.* 2001;50(3):181-6.
39. Fornage BD. Peripheral nerves of the extremities: imaging with US. *Radiology.* 1988;167(1):179-82.
40. Kapral S, Krafft P, Eibenberger K, Fitzgerald R, Gosch M, Weinstabl C. Ultrasound-guided supraclavicular approach for regional anesthesia of the brachial plexus. *Anesth Analg.* 1994;78(3):507-13.
41. Marhofer P, Schrogendorfer K, Koinig H, Kapral S, Weinstabl C, Mayer N. Ultrasonographic guidance improves sensory block and onset time of three-in-one blocks. *Anesth Analg.* 1997;85(4):854-7.
42. Grau T, Fatehi S, Motsch J, Bartussek E. [Survey on current practice of regional anaesthesia in Germany, Austria, and Switzerland. Part 2: Use, success rates and techniques]. *Anaesthesist.* 2004;53(9):847-55.
43. Luedi MM, Upadek V, Vogt AP, Steinfeldt T, Eichenberger U, Sauter AR. A Swiss nationwide survey shows that dual guidance is the preferred approach for peripheral nerve blocks. *Sci Rep.* 2019;9(1):9178.
44. Vermeylen K, Engelen S, Sermeus L, Soetens F, Van de Velde M. Supraclavicular brachial plexus blocks: review and current practice. *Acta Anaesthesiol Belg.* 2012;63(1):15-21.
45. Sites BD, Brull R, Chan VW, Spence BC, Gallagher J, Beach ML, Sites VR, Abbas S, Hartman GS. Artifacts and pitfall errors associated with ultrasound-guided regional anesthesia. Part II: a pictorial approach to understanding and avoidance. *Reg Anesth Pain Med.* 2007;32(5):419-33.
46. Gebhard RE, Eubanks TN, Meeks R. Three-dimensional ultrasound imaging. *Curr Opin Anaesthesiol.* 2015;28(5):583-7.
47. Wiesmann T, Borntrager A, Zoremba M, Neff M, Wulf H, Steinfeldt T. Compound imaging technology and echogenic needle design: effects on needle visibility and tissue imaging. *Reg Anesth Pain Med.* 2013;38(5):452-5.

48. Abbal B, Choquet O, Gourari A, Bouic N, Massone A, Biboulet P, Bringuier S, Capdevila X. Enhanced visual acuity with echogenic needles in ultrasound-guided axillary brachial plexus block: a randomized, comparative, observer-blinded study. *Minerva Anesthesiol.* 2015;81(4):369-78.
49. Hebard S, Hocking G. Echogenic technology can improve needle visibility during ultrasound-guided regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med.* 2011;36(2):185-9.
50. Nakagawa K, Kamiya T, Arakawa K, Akiyama S, Sakai K. Objective and subjective comparison of the visibility of three echogenic needles and a nonechogenic needle on older ultrasound devices. *Acta Anaesthesiol Taiwan.* 2015;53(1):1-6.
51. Cappelleri G, Ambrosoli AL, Gemma M, Cedrati VLE, Bizzarri F, Danelli GF. Intra-neural Ultrasound-guided Sciatic Nerve Block: Minimum Effective Volume and Electrophysiologic Effects. *Anesthesiology.* 2018;129(2):241-8.
52. Zhang XH, Li YJ, He WQ, Yang CY, Gu JT, Lu KZ, Yi B. Combined ultrasound and nerve stimulator-guided deep nerve block may decrease the rate of local anesthetics systemic toxicity: a randomized clinical trial. *BMC Anesthesiol.* 2019;19(1):103.
53. Stasiowski M, Zuber M, Marciniak R, Kolny M, Chabierska E, Jalowiecki P, Pluta A, Missir A. Risk factors for the development of Horner's syndrome following interscalene brachial plexus block using ropivacaine for shoulder arthroscopy: a randomised trial. *Anaesthesiol Intensive Ther.* 2018;50(3):215-20.
54. Ertmer M, Klotz E, Birnbaum J. The concept of protective nerve stimulation for ultrasound guided nerve blocks. *Med Hypotheses.* 2017;107:72-3.
55. Curie JC, P. Development, via compression, of electric polarization in hemihedral crystals with inclined faces. *Bulletin de la Societe de Minerologie de France.* 1880;3:90-3.
56. Pierce GW, Griffin DR. Experimental Determination of Supersonic Notes Emitted by Bats. *J. Mammal.* 1938;19(4):454-5.
57. Griffin DR, Galambos R. The sensory basis of obstacle avoidance by flying bats. *Journal of Experimental Zoology.* 1941;86(3):481-506.
58. Einhaus F, Greim CA. [General principles of sonography, part 1. Basic physics, imaging and Doppler techniques]. *Anaesthesist.* 2015;64(10):795-806; quiz 7-9.
59. Aldrich JE. Basic physics of ultrasound imaging. *Crit Care Med.* 2007;35(5 Suppl):S131-7.
60. Dussik KT. Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwerten. *Zeitschrift für die gesamte Neurologie und Psychiatrie.* 1942;174:153-68.
61. Donald I, Macvicar J, Brown TG. Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound. *Lancet.* 1958;1(7032):1188-95.
62. Hobson-Webb LD. Emerging technologies in neuromuscular ultrasound. *Muscle Nerve.* 2020;61(6):719-25.
63. Lee SH, Lee SH, Chan VW, Lee JO, Kim HI. Echotexture and correlated histologic analysis of peripheral nerves important in regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med.* 2011;36(4):382-6.
64. Chan VW, Nova H, Abbas S, McCartney CJ, Perlas A, Xu DQ. Ultrasound examination and localization of the sciatic nerve: a volunteer study. *Anesthesiology.* 2006;104(2):309-14, discussion 5A.
65. Stolz LA, Acuna JG, Gaskin K, Murphy AM, Friedman L, Stears-Ellis S, Javedani P, Stolz U, Adhikari S. Echogenicity and ultrasound visibility of peripheral nerves of the upper extremity. *Med Ultrason.* 2018;20(2):199-204.
66. van Geffen GJ, Moayeri N, Bruhn J, Scheffer GJ, Chan VW, Groen GJ. Correlation between ultrasound imaging, cross-sectional anatomy, and histology of the brachial plexus: a review. *Reg Anesth Pain Med.* 2009;34(5):490-7.

67. Moayeri N, van Geffen GJ, Bruhn J, Chan VW, Groen GJ. Correlation among ultrasound, cross-sectional anatomy, and histology of the sciatic nerve: a review. *Reg Anesth Pain Med.* 2010;35(5):442-9.
68. Perlas A, Chan VW, Simons M. Brachial plexus examination and localization using ultrasound and electrical stimulation: a volunteer study. *Anesthesiology.* 2003;99(2):429-35.
69. Pillen S, van Alfen N. Skeletal muscle ultrasound. *Neurol Res.* 2011;33(10):1016-24.
70. Pillen S, Boon A, Van Alfen N. Muscle ultrasound. *Handb Clin Neurol.* 2016;136:843-53.
71. Pillen S, van Alfen N, Zwarts MJ. Muscle ultrasound: a grown-up technique for children with neuromuscular disorders. *Muscle Nerve.* 2008;38(3):1213-4.
72. Champagne N, Eadie L, Regan L, Wilson P. The effectiveness of ultrasound in the detection of fractures in adults with suspected upper or lower limb injury: a systematic review and subgroup meta-analysis. *BMC Emerg Med.* 2019;19(1):17.
73. Oei L, Koromani F, Rivadeneira F, Zillikens MC, Oei EH. Quantitative imaging methods in osteoporosis. *Quant Imaging Med Surg.* 2016;6(6):680-98.
74. Mojoli F, Bouhemad B, Mongodi S, Lichtenstein D. Lung Ultrasound for Critically Ill Patients. *Am J Respir Crit Care Med.* 2019;199(6):701-14.
75. Armbruster W, Eichholz R, Notheisen T. [Lung Ultrasound for Anesthesia, Intensive Care and Emergency Medicine]. *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther.* 2019;54(2):108-27.
76. Hanumanthaiah D, Vaidyanathan S, Garstka M, Szucs S, Iohom G. Ultrasound guided supraclavicular block. *Med Ultrason.* 2013;15(3):224-9.
77. Perlas A, Chaparro LE, Chin KJ. Lumbar Neuraxial Ultrasound for Spinal and Epidural Anesthesia: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Reg Anesth Pain Med.* 2016;41(2):251-60.
78. Schafhalter-Zoppoth I, McCulloch CE, Gray AT. Ultrasound visibility of needles used for regional nerve block: an in vitro study. *Reg Anesth Pain Med.* 2004;29(5):480-8.
79. Wiesmann T, Borntrager A, Neff M, Wulf H, Steinfeldt T. Needle visibility in different tissue models for ultrasound-guided regional anaesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2012;56(9):1152-5.
80. Tsui BC, Dillane D. Needle puncture site and a "walkdown" approach for short-axis alignment during ultrasound-guided blocks. *Reg Anesth Pain Med.* 2006;31(6):586-7.
81. Bloc S, Ecoffey C, Dhonneur G. Controlling needle tip progression during ultrasound-guided regional anesthesia using the hydrolocalization technique. *Reg Anesth Pain Med.* 2008;33(4):382-3.
82. Bloc S, Mercadal L, Dessieux T, Garnier T, Estebe JP, Le Naoures A, Komly B, Leclerc P, Morel B, Ecoffey C, Dhonneur G. The learning process of the hydrolocalization technique performed during ultrasound-guided regional anesthesia. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2010;54(4):421-5.
83. Blaivas M, DeBehnke D, Sierzynski PR, Phelan MB. Tissue harmonic imaging improves organ visualization in trauma ultrasound when compared with standard ultrasound mode. *Acad Emerg Med.* 2002;9(1):48-53.
84. Desser TS, Jeffrey RB. Tissue harmonic imaging techniques: physical principles and clinical applications. *Semin Ultrasound CT MR.* 2001;22(1):1-10.
85. Park JK, J.B.; Chang, J.H.; Yoo, Y. Speckle reduction techniques in medical ultrasound imaging. *Biomedical Engineering Letters.* 2014;4:32-40.
86. Hocking G, Hebard S, Mitchell CH. A review of the benefits and pitfalls of phantoms in ultrasound-guided regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med.* 2011;36(2):162-70.
87. Munirama S, Joy J, Columb M, Habershaw R, Eisma R, Corner G, Cochran S, McLeod G. A randomised, single-blind technical study comparing the ultrasonic

- visibility of smooth-surfaced and textured needles in a soft embalmed cadaver model. *Anaesthesia*. 2015;70(5):537-42.
88. Brookes J, Sondekoppam R, Armstrong K, Uppal V, Dhir S, Terlecki M, Ganapathy S. Comparative evaluation of the visibility and block characteristics of a stimulating needle and catheter vs an echogenic needle and catheter for sciatic nerve block with a low-frequency ultrasound probe. *Br J Anaesth*. 2015;115(6):912-9.
 89. McLeod GA. Novel approaches to needle tracking and visualisation. *Anaesthesia*. 2021;76 Suppl 1:160-70.
 90. Abad-Gurumeta A, Casans-Frances R, Roca-Castillo E, Ripolles-Melchor J, Calvo-Vecino JM. Effect of ultrasound image enhancement software on the quality of vision of regional anesthesia needles. *Minerva Anesthesiol*. 2019;85(1):53-9.
 91. McLeod GA, McKendrick M, Taylor A, Sadler A, Halcrow J, Mustafa A, Seeley J, Raju P, McKendrick G. An initial evaluation of the effect of a novel regional block needle with tip-tracking technology on the novice performance of cadaveric ultrasound-guided sciatic nerve block. *Anaesthesia*. 2020;75(1):80-8.
 92. Maxwell C, Dunn E, Tomlinson G, Glanc P. How does maternal obesity affect the routine fetal anatomic ultrasound? *J Matern Fetal Neonatal Med*. 2010;23(10):1187-92.
 93. Marhofer P, Pilz-Lubczyk B, Lonnqvist PA, Fleischmann E. Ultrasound-guided peripheral regional anaesthesia: a feasibility study in obese versus normal-weight women. *Int J Obes (Lond)*. 2014;38(3):451-5.
 94. Nix CM, Margarido CB, Awad IT, Avila A, Cheung JJ, Dubrowski A, McCartney CJ. A scoping review of the evidence for teaching ultrasound-guided regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med*. 2013;38(6):471-80.
 95. Kim TE, Tsui BCH. Simulation-based ultrasound-guided regional anesthesia curriculum for anesthesiology residents. *Korean J Anesthesiol*. 2019;72(1):13-23.
 96. Frkovic V, Ward C, Preckel B, Lirk P, Hollmann MW, Stevens MF, Wegener JT. Influence of arm position on ultrasound visibility of the axillary brachial plexus. *Eur J Anaesthesiol*. 2015;32(11):771-80.
 97. Fluss R, Faraggi D, Reiser B. Estimation of the Youden Index and its associated cutoff point. *Biom J*. 2005;47(4):458-72.
 98. Kasine T, Romundstad L, Rosseland LA, Fagerland MW, Kessler P, Omenas IN, Holmberg A, Sauter AR. Ultrasonographic needle tip tracking for in-plane infraclavicular brachialis plexus blocks: a randomized controlled volunteer study. *Reg Anesth Pain Med*. 2020;45(8):634-9.
 99. Shin S, Kim JY, Kim WO, Kim SH, Kil HK. Ultrasound visibility of spinal structures and local anesthetic spread in children undergoing caudal block. *Ultrasound Med Biol*. 2014;40(11):2630-6.
 100. Schwemmer U, Papenfuss T, Greim C, Brederlau J, Roewer N. Ultrasound-guided interscalene brachial plexus anaesthesia: differences in success between patients of normal and excessive weight. *Ultraschall Med*. 2006;27(3):245-50.
 101. Fabiszewska E, Pasicz K, Grabska I, Skrzynski W, Slusarczyk-Kacprzyk W, Bulski W. Evaluation of Imaging Parameters of Ultrasound Scanners: Baseline for Future Testing. *Pol J Radiol*. 2017;82:773-82.
 102. Rueda Rojas VP, Melendez Florez HJ, Orozco Galvis E. Analysis of previous training with simulated models on the success rate of ultrasound-guided supraclavicular block. Prospective cohort study. *Rev Esp Anesthesiol Reanim*. 2019;66(5):241-9.
 103. Barrington MJ, Viero LP, Kluger R, Clarke AL, Ivanusic JJ, Wong DM. Determining the Learning Curve for Acquiring Core Sonographic Skills for Ultrasound-Guided Axillary Brachial Plexus Block. *Reg Anesth Pain Med*. 2016;41(6):667-70.

104. Kollmann-Camaiora A, Brogly N, Alsina E, Gilsanz F. Use of the cumulative sum method (CUSUM) to assess the learning curves of ultrasound-guided continuous femoral nerve block. *Rev Esp Anesthesiol Reanim.* 2017;64(8):453-9.

Eidesstattliche Versicherung

„Ich, Manuela Birnbaum, versichere an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Evaluation eines in der Klinik eingeführten Sichtbarkeits-Scores zur Klassifizierung von Ultraschallbildern im Zusammenhang mit ultraschallgestützten Nervenblockaden“, "Evaluation of a visibility score introduced in the clinic for the classification of ultrasound images in the context of ultrasound-guided nerve blockades", selbstständig und ohne nicht offengelegte Hilfe Dritter verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel genutzt habe.

Alle Stellen, die wörtlich oder dem Sinne nach auf Publikationen oder Vorträgen anderer Autoren/innen beruhen, sind als solche in korrekter Zitierung kenntlich gemacht. Die Abschnitte zu Methodik (insbesondere praktische Arbeiten, Laborbestimmungen, statistische Aufarbeitung) und Resultaten (insbesondere Abbildungen, Graphiken und Tabellen) werden von mir verantwortet.

Ich versichere ferner, dass ich die in Zusammenarbeit mit anderen Personen generierten Daten, Datenauswertungen und Schlussfolgerungen korrekt gekennzeichnet und meinen eigenen Beitrag sowie die Beiträge anderer Personen korrekt kenntlich gemacht habe (siehe Anteilserklärung). Texte oder Textteile, die gemeinsam mit anderen erstellt oder verwendet wurden, habe ich korrekt kenntlich gemacht.

Meine Anteile an etwaigen Publikationen zu dieser Dissertation entsprechen denen, die in der untenstehenden gemeinsamen Erklärung mit dem/der Erstbetreuer/in, angegeben sind. Für sämtliche im Rahmen der Dissertation entstandenen Publikationen wurden die Richtlinien des ICMJE (International Committee of Medical Journal Editors; www.icmje.org) zur Autorenschaft eingehalten. Ich erkläre ferner, dass ich mich zur Einhaltung der Satzung der Charité – Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis verpflichte.

Weiterhin versichere ich, dass ich diese Dissertation weder in gleicher noch in ähnlicher Form bereits an einer anderen Fakultät eingereicht habe.

Die Bedeutung dieser eidesstattlichen Versicherung und die strafrechtlichen Folgen einer unwahren eidesstattlichen Versicherung (§§156, 161 des Strafgesetzbuches) sind mir bekannt und bewusst.“

Datum : 21.04.2021

Unterschrift

Anteilerklärung an etwaigen erfolgten Publikationen

Manuela Birnbaum hatte folgenden Anteil an den folgenden Publikationen:

Juergen Birnbaum, Linda Diederich, Martin Ertmer, Felix Balzer, Friederike Hofmann, Edda Klotz, Ralf F Trauzeddel, Thomas Volk, Klaus-Dieter Wernecke, Alexander Wismayer, Manuela Birnbaum, Mario Hensel

A new score for characterizing the visibility of anatomical structures during ultrasound guided regional anesthesia: a retrospective cohort study

Minerva Anesthesiol. 2020 Sep

Beitrag im Einzelnen (bitte detailliert ausführen):

- Erarbeiten und Revision des Abschnittes „Materials and methods“ (außer statistische Methoden), Revision des Manuskriptes
- Erstellen Table I und II
- Konzeption und Umsetzung Figure 1 (A-F)
- Literaturrecherche

Unterschrift, Datum und Stempel des/der erstbetreuenden Hochschullehrers/in

Unterschrift des Doktoranden/der Doktorandin

Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

Publikationsliste

Juergen Birnbaum, Linda Diederich, Martin Ertmer, Felix Balzer, Friederike Hofmann, Edda Klotz, Ralf F Trauzeddel, Thomas Volk, Klaus-Dieter Wernecke, Alexander Wismayer, Manuela Birnbaum, Mario Hensel

A new score for characterizing the visibility of anatomical structures during ultrasound guided regional anesthesia: a retrospective cohort study

Minerva Anesthesiol. 2020 Sep;86(9):922-929.

Danksagung

Berührungspunkte mit dem interessanten Gebiet der Regionalanästhesie ergaben sich schon immer während meiner eigenen ärztlichen Tätigkeit sowie durch die klinische, wissenschaftliche und lehrende Tätigkeit meines Mannes, PD Dr. Jürgen Birnbaum, und durch den gemeinsamen fachlichen Austausch. Dies weckte meine Neugier zur intensiveren Beschäftigung mit diesem Fachgebiet. Mein ganz besonderer Dank gilt ihm für die Überlassung des Themas sowie für die spannende, hervorragend fachlich kompetente und persönliche Betreuung, seine Geduld und liebevolle Zusprache bei der Begleitung der Bearbeitung meiner Dissertation.

Auch bei meinen weiteren Betreuern Prof. Dr. Mario Hensel und Prof. Dr. Dr. Felix Balzer möchte ich mich ganz herzlich bedanken für ihre kompetente, wertvolle Hilfe und Unterstützung und die vielen konstruktiven Hinweise.

Danken möchte ich auch Martin Ertmer, der mir immer mit kollegialem Rat zur Seite stand.

Nicht zuletzt gilt meiner Familie und meinen Freunden mein herzlicher Dank für ihre hilfreiche emotionale Unterstützung und Ermutigung, nach vielen Berufsjahren diese Dissertation in Angriff zu nehmen und auch in schwierigen Zeiten nicht das Ziel aus den Augen zu verlieren. Sie haben so auch zur Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen.