

Aus der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie
der Universität Würzburg
Direktor: Prof. Dr. med. Norbert Roewer

Systematische Analyse der Sichtbarkeit von
Regionalanästhesienadeln
mittels Ultraschall – eine in vitro Studie

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
vorgelegt von
Thomas Geppert
aus Neckarsulm

Würzburg, Oktober 2013

Referent:

Priv.-Doz. Dr. med. Ulrich Schwemmer

Korreferent:

Dekan:

Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung:

Der Promovend ist Arzt.

Widmung

Diese Dissertation widme ich meinen Eltern Maria und Manfred Geppert. Vielen Dank für Eure treue Begleitung.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	1
1.1	Die Geschichte der peripheren Nervenblockade	1
1.2	Die Geschichte des medizinischen Ultraschalls	2
1.3	Wie funktioniert Ultraschall?	5
1.4	Hinführung zum Ziel der Arbeit	6
1.5	Ziel der Arbeit.....	7
2.	Material & Methoden	8
2.1	Ultraschallgerät	8
2.2	Ultraschallkopf	8
2.3	Ultraschallgel	8
2.4	Ultraschallphantom	8
2.5	Gussformen	9
2.6	Nadelausrichtung	10
2.7	Nadelhalterung.....	10
2.8	Auswahl der Nadeln (Auswahlkriterien).....	11
2.9	Verblindung.....	13
2.10	Methoden	13
2.10.1	Subjektive Sichtbarkeitsbewertung.....	13
2.10.2	Objektive Sichtbarkeitsbewertung	14
2.10.3	Statistik	17
3.	Ergebnisse.....	18
3.1	Subjektiver Ergebnisteil – Nadelspitze.....	18
3.1.1	Einstellungsmodi	18
3.1.2	Nadelmodi	19
3.2	Subjektiver Ergebnisteil – Nadelspitze vs. Nadelschaft	21
3.2.1	Einstellungsmodi	21
3.2.2	Nadelmodi	22
3.3	Objektiver Ergebnisteil – Nadelspitze	24
3.3.1	Einstellungsmodi	24
3.3.2	Nadelmodi	25
3.4	Objektiver Ergebnisteil - Nadelspitze vs. Nadelschaft	26
3.4.1	Einstellungsmodi	26

3.4.2	Nadelmodi	27
3.5	Phantomhomogenität.....	28
4.	Diskussion	29
4.1	Zusammenfassung der Ziele und Ergebnisse	29
4.2	Sichtbarkeitsverbessernde Faktoren in der USRA	33
4.3	Stärken und Schwächen dieser Arbeit.....	41
5.	Zusammenfassung	42
6.	Literaturverzeichnis	43
7.	Abkürzungsverzeichnis.....	47
	Danksagung	
	Lebenslauf	

1. Einleitung

1.1 Die Geschichte der peripheren Nervenblockade

Gegenstand dieser Arbeit ist die Untersuchung der Kanülenoberflächen für den Einsatz bei der ultraschallgesteuerten Regionalanästhesie (USRA). Diese hat ihre historischen Wurzeln in der Entwicklung der Lokalanästhesie sowie der Sonographie. Einleitend sollen die wichtigsten geschichtlichen Entwicklungen aufgezeigt werden.

Die Regionalanästhesie war Anfang des 19. Jahrhunderts zunächst eine reine Oberflächenanästhesie. Der österreichische Augenarzt Carl Koller (1857-1944) verwendete als Erster in das Auge eingeträufeltes Kokain (isoliert aus der Coca-Pflanze 1859) um damit Kataraktoperationen durchführen zu können. Er gilt somit als einer der Begründer der Regionalanästhesie. Der amerikanische Chirurg William Stewart Halstead (1852-1922) verwendete Kokain zur Injektionsblockade einzelner Nerven. 1891 wurde durch den deutschen Arzt Heinrich Irenaeus Quincke (1842-1922) die erste Lumbalpunktion durchgeführt. Nach ihm ist eine der gängigen Nadelschliffformen der Punktionskanülen (Quincke-Schliff) benannt. Erstmals beschrieben wird die Infiltrationsanästhesie von dem deutschen Chirurgen und Schriftsteller Carl Ludwig Schleich (1859-1922), der seine Entdeckung auf einem Chirurgenkongress in Berlin 1892 vorstellte. Wie jedoch viele umwälzende Neuerungen in der (Medizin-)Geschichte, bedurfte es auch hier erst der Anerkennung im Laufe der Zeit, bis sich diese neue Anästhesieform etablieren konnte [31].

Der deutsche Chirurg August Karl Gustav Bier (1861-1949) führte gemeinsam mit seinem Assistenten August Hildebrandt 1898 in Kiel erstmals eine erfolgreich beschriebene Spinalanästhesie durch [2]. Auch hier wurde Kokain als Injektionsnarkotikum verwendet. Die Franzosen Jean-Athanase Sicard (1872-1929) und Fernand Cathelin (1873-1945) veröffentlichten 1901 unabhängig voneinander erste Erfahrungen mit der Periduralanästhesie [31] [5]. 1908 war es erneut August Bier, der die erste intravenöse Regionalanästhesie durchführte. Georg Hirschel (1897-1963), ein Chirurg aus Heidelberg, beschrieb 1911 als erster den axillären

Zugangsweg zur Blockade des Plexus brachialis. Unabhängig von Hirschel zeigte im selben Jahr Dietrich Kulenkampff (1880-1963) die supraklavikuläre Blockadeform des Plexus brachialis.

1.2 Die Geschichte des medizinischen Ultraschalls

Entscheidend für die Entwicklung der Sonographie war das von den Gebrütern Curie 1880 entdeckte „reziproke piezoelektrische Phänomen“. Ausgehend davon fand diese Entdeckung, zunächst entwickelt vom deutschen Physiker Alexander Behm (1880-1952), in der Marine in Form des Echolots seine Anwendung [10].

In der medizinischen Diagnostik erstmals genutzt wurde der Ultraschall von dem Wiener Neurologen Karl Theo Dussik (1908-1968) (bildgebende Methode zur Ausmessung der Hirnhöhlen 1937).

Zahlreiche apparative Umsetzungen wie 1950 der erste Wasserbad-Scanner („Cattle tank scanner“) von D. Howry und R. Bliss, 1954 der erste zweidimensionale „Compound-scanner“ („B 29 gun turret scanner“) von J. Holmes (1902-1982) sowie 1965 das erste Echtzeitgerät „Vidoson“ der Firma Siemens und viele weitere markieren den Entwicklungsweg der medizinischen Sonographie bis hin zu den hochauflösenden 4D-Ultraschallgeräten der Gegenwart [37].

Medizinischer Ultraschall wird in der klinischen Praxis in zahlreichen Gebieten angewendet. Nicht nur zu diagnostischen Zwecken (transthorakale / transösophageale Echokardiographie, thorako-abdominelle Sonographie, Duplex- und Doppler-Sonographie), sondern auch zur Anlage von peripheren und zentralvenösen Zugängen wird Ultraschall in vielen medizinischen Fachbereichen eingesetzt [11].

Die Neurosonographie ist ein relativ junger Einsatzbereich, weil die ultraschallunterstützte Darstellung von Nerven erst durch den Einsatz hochauflösender Ultraschallgeräte ermöglicht wurde. Der Franzose La Grange P gilt als Begründer der USRA. In seinen Arbeiten wies er die ultraschallunterstützte supraklavikuläre Blockade des Plexus brachialis (1978) [17] als eine Alternative zu den bisherigen Verfahrenstechniken (anatomische Landmarken, Nervenstimulation) aus.

Seit 1989 entwickelt sich die ultraschallgesteuerte Nervendetektion zu einem alternativen Verfahren zur Elektrostimulation. Die Regionalanästhesie ist ein zentraler Bestandteil der klinischen operativen Anästhesie und Schmerztherapie und macht einen Anteil von mehr als 30% aller Anästhesieverfahren aus.

War bis Mitte der 1990er Jahre die Nervendetektion mithilfe von anatomischen Landmarken und elektrische Nervenstimulation der Gold-Standard, so entwickelte sich seitdem die USRA zu der Verfahrenstechnik erster Wahl [19][20]. Dies liegt vor allem an den Vorteilen dieses Verfahrens [16]:

1. die Zielnerven können visualisiert und identifiziert werden, auch im Kontext zu den umgebenden Strukturen (z. B. Arterien, Venen, Knochen)
2. die anatomischen Unterschiede der Patienten werden berücksichtigt (z. B. Lage- und Verlaufs-Variationen)
3. die Einstichtiefe, der Winkel, und der Weg der Nadel zum Zielnerven kann bestimmt werden
4. Echtzeit-Visualisierung der Technik und Führung der Nadel auf das Ziel
5. das applizierte Lokalanästhetikum um den/die Zielnerv/Zielnerven kann bildlich dargestellt werden; die Platzierung eines Katheters kann bildlich kontrolliert werden
6. die Menge der Lokalanästhetika kann reduziert werden
7. mobile Einsatzmöglichkeit und Sicherheit (nicht-ionisierende Strahlung).

Um die Sichtbarkeit der Punktionskanülen zur Nervenblockade zu verbessern, wurde und wird auf vielfältige Weise weltweit geforscht und entwickelt. Dazu gehören neue Blockadetechniken, verbesserte Oberflächen der Anästhesienadeln [13], verbesserte Ultraschallgeräte [6][9][36] sowie Lehrgänge und Workshops zur USRA [21][24].

Die sonographische Darstellung von Nerven erfordert für den Anfänger einige Übung und Kenntnisse über die (Neuro-)Anatomie. Im Ultraschallbild sind Nerven „ein Gemisch aus echoarmen Nervenfasern und echoreichen Binde- und Fettgewebsanteilen (Myelinscheiden). Die Echogenität hängt wesentlich vom Anteil der echoreichen Bindegewebsanteile ab. Charakteristischerweise ist bei größeren

Nerven und Plexus häufig eine blasige Innenstruktur erkennbar, die durch die einzelnen Faszikel hervorgerufen wird.“ [3]

Für die Sonographie von Nerven werden üblicherweise Frequenzen im Bereich von 7-13 MHz verwendet. Eine hohe Frequenz bedeutet eine kurze Eindringtiefe bei hoher Auflösung, die notwendig ist, um die Sono-Anatomie der Nerven zu erfassen. Dies trifft für oberflächlich verlaufende Nerven zu (z. B. der Nervus radialis in der Ellenbeuge).

Niedrigere Schallfrequenzen sind bei der Anästhesie tiefer gelegener Nerven oder Nervenbündel (zum Beispiel beim Psoaskompartiment-Block) erforderlich. Dort werden entsprechend der Eindringtiefe des Ultraschalls niedrigere Frequenzen (z. B. 5 MHz) gewählt.

Für die USRA werden üblicherweise Linearschallköpfe verwendet. Ihr Vorteil besteht darin, dass sie ein gutes Nahfeld abbilden, weil sie in Schallkopfnähe eine hohe Auflösung erreichen. Ihr Nachteil liegt jedoch in dem schmalen Blickfeld (gemessen zu einem Spektorschallkopf). Darunter leidet allerdings die Tiefendarstellung.

1.3 Wie funktioniert Ultraschall?

Als Ultraschall wird der für das menschliche Gehör nicht wahrnehmbare akustische Bereich von $> 20\text{kHz}$ bis 30 MHz bezeichnet. Grundlage der medizinischen sonographischen Bildgebung ist das sogenannte Puls-Echo-Prinzip: ein Ultraschallpuls wird ausgesendet und reflektierende Echos werden eingefangen, beides jeweils vom Ultraschallkopf, der mit piezoelektrischen Kristallen bestückt ist. Diese Kristalle (zum Beispiel Quarz, Bariumtitanat und Blei-Zirkonat-Titanat) haben die Eigenschaft, auf eine an sie angelegte elektrische Spannung mit Verformung zu reagieren.

Die Laufzeit des Ultraschallpulses kann bei bekannter Schallgeschwindigkeit zum Berechnen der Tiefe, aus der das Echo stammt, herangezogen werden. Die Impedanz des reflektierenden Objektes erschließt sich aus der Stärke des Echos. Die Geschwindigkeit, mit der sich der Ultraschall im Gewebe ausbreitet, hängt von dessen Konsistenz ab. Allgemein gilt: je dichter das Gewebe, desto höher ist die Geschwindigkeit des durchgehenden Ultraschalls. So ist Ultraschall am langsamsten durch Luft (ca. 330 c (m/s)). Dies ist der Grund dafür, warum Ultraschallkontaktgel verwendet werden muss, um einen bilderzeugenden Kontakt mit dem Gewebe aufzubauen. Eine Übersicht über die unterschiedlichen Geschwindigkeiten des Ultraschalls durch verschiedene Gewebe zeigt Tabelle 1.

Luft	331 c (m/s)
Fett	1476 c (m/s)
Wasser	1496 c (m/s)
Niere	1560 c (m/s)
Milz	1565 c (m/s)
Muskel	1568 c (m/s)
Leber	1570 c (m/s)
Knochen	3360 c (m/s)

Tabelle 1: Geschwindigkeiten der Ausbreitung des Ultraschalls in verschiedenen Geweben. [3]

1.4 Hinführung zum Ziel der Arbeit

Die Injektionskanülen zur Lokalanästhesie können im Ultraschall in zwei Varianten abgebildet werden: in der „out of plane“-Darstellung (OoPlane) und in der „in plane“-Darstellung (IPlane) (siehe Abbildung 1). Bei der „out of plane“-Darstellung steht der Ultraschallkopf 90° verdreht zur Ultraschallspitze und erfasst diese nur isoliert. Bei der „in plane“-Darstellung wird die Spitze und der gesamte Schaft visualisiert. Die OoPlane-Darstellung lässt durch die Abbildung eines einzelnen Punktes mit dorsaler Schallauslöschung nur eine Aussage über die Tiefe der Nadelspitze im Gewebe zu. Hingegen kann mit der IPlane-Darstellung der Einstichwinkel besser abgeschätzt werden. Auch gelingt in der IPlane-Darstellung besser die eigentliche visuelle Abgrenzung der Nadelspitze vom Nadelschaft.

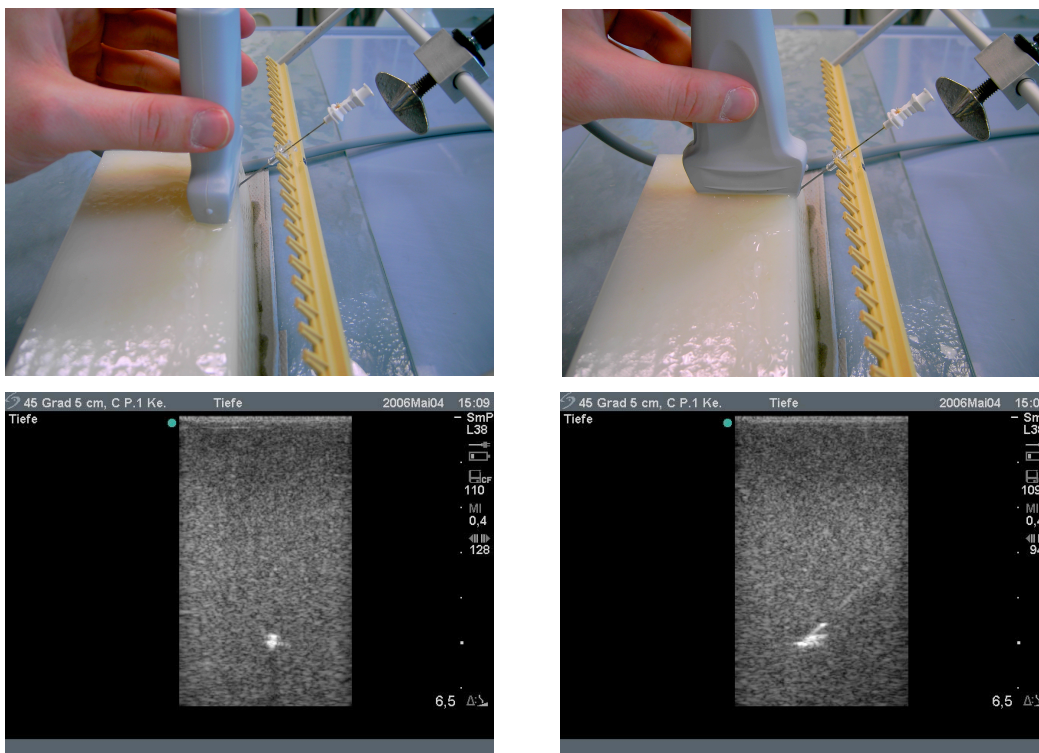


Abbildung 1: Links (oben und unten) die "out of plane"-Darstellung
rechts (oben und unten) die "in plane"-Darstellung.

In dieser Arbeit wurden ausschließlich die IPlane-Darstellungen untersucht, da auch der Frage nachgegangen werden sollte, wie gut sich die Nadelspitze vom Nadelschaft in den Einzelfällen unterscheiden lässt.

1.5 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit war es, ausgewählte nadelspezifische Faktoren und Einstellungs-Faktoren systematisch nach ihrer Bedeutung für die Sichtbarkeit im Ultraschall zu bewerten. Untersucht wurden die zum Zeitpunkt für periphere Nervenblockaden verfügbaren Kanülen. Folgende Faktoren wurden dabei untersucht (siehe Tabelle 2):

E Einstellungsfaktoren:	
E1 Einstichtiefe im Ultraschallphantom	E1.1 1 cm
	E1.2 3 cm
	E1.3 5 cm
E2 Einstichwinkel	E2.1 30° zur Horizontalen
	E2.2 45° zur Horizontalen
	E2.3 60° zur Horizontalen
E3 Ultraschallfrequenz	E3.1 5 MHz
	E3.2 7,5 MHz
	E3.3 10 MHz
E4 Beurteilung der Phantomhomogenität in Bezug auf die Ultraschallfrequenzen	E4.1 5 MHz
	E4.2 7,5 MHz
	E4.3 10 MHz
E5 Position der Nadelöffnung zum Ultraschallkopf	E5.1 Kanülenlumen zum Ultraschallkopf
	E5.2 Kanülenlumen um 180° zum Schallkopf gedreht
N Nadelfaktoren:	
N1 Nadelbeschichtung	N1.1 Nanoline
	N1.2 Stahl
	N1.3 Weißlack
N2 Nadelgröße	N2.1 17.0 Gauge
	N2.2 18.0 Gauge
	N2.3 19.0 Gauge
	N2.4 19.5 Gauge
	N2.5 20.0 Gauge
	N2.6 22.0 Gauge
	N2.7 23.0 Gauge
	N2.8 24.0 Gauge
N3 Nadelschliff	N3.1 Facette (sowie Facette Uniplex)
	N3.2 Schliffwinkel 15° (Contiplex)
	N3.3 Sprotte (sowie Sprotte Uniplex)
	N3.4 Tuohy (sowie Tuohy Contiplex)
N4 Abgrenzbarkeit Nadelspitze vs. Nadelschaft	

Tabelle 2: Übersicht Einstellungs-/Nadelfaktoren

2. Material & Methoden

2.1 Ultraschallgerät

Für die Untersuchung wurde das mobile Ultraschallgerät Titan® der Firma SonoSite (SonoSite Inc. 21919 30th Drive SE Bothell, WA 98021-3904 United States) verwendet. Die verwendete Technik ist für die ultraschallgesteuerte Regionalanästhesie der etablierte Standard.

2.2 Ultraschallkopf

Als Schallkopf wurde ein linearer Schallkopf L38 / 10-5 MHz (1,7 cm) mit einer Apertur von 38 mm verwendet. Dieser Schallkopf wird für die meisten Nervenblockaden eingesetzt. Im Vergleich zu einem Konvexschallkopf bietet der Linear-schallkopf mehrere Vorteile. Zum Einen werden alle Strukturen ohne Verzerrung dargestellt, so dass eine maßstabsgerechte Abbildung resultiert. Zum Zweiten wird der Schallkopf mit höheren Schallfrequenzen betrieben und ist damit vor allem durch die resultierende höhere Abbildungsqualität im Nahfeld überlegen.

2.3 Ultraschallgel

Als Ultraschallgel kam das Produkt der Firma Cäsar & Loretz (500 g Flasche) zum Einsatz. Als Kontaktmedium zwischen Untersuchungsoberfläche und Ultraschallkopf hat das Ultraschallgel die Aufgabe, die schallauslöschende Wirkung der Luft zu verhindern und einen schlüssigen Kontakt mit dem Untersuchungsmedium herzustellen.

2.4 Ultraschallphantom

In dieser Studie wurden die Untersuchungen auf die Sichtbarkeit mithilfe eines selbst hergestellten Ultraschallphantoms durchgeführt. Als Ultraschallphantom wird die Substanz bezeichnet, in welche die Injektionskanülen über einen „Hilfs-Trokar“ eingestochen werden (siehe Abbildung 3). Das Ultraschallphantom soll die menschliche subkutane Gewebekomogenität simulieren. Es gibt zahlreiche kommerzielle Phantome für unterschiedlichste Fragestellungen und Übungstechniken [38][39][40]. Für diese Studie wurden selbst hergestellte Mais-Gelatine-Phantome verwendet, weil diese in individuellen Gussformen (siehe 2.5)

angefertigt werden konnten. Konkret handelte es sich bei der Substanz um eine aus Maisstärke, Gelatine und Kochsalzlösung hergestellte gallertartige Masse.

Verwendet wurden:

1. Kochsalzlösung (Spüllösung 1000 ml PP-Flasche, Fa. Delta Select).
2. Maisstärke (Mondamin Feine Speisestärke 400 g Packung, Fa. Unilever Deutschland GmbH Hamburg).
3. Gelatine (Ewald Gelatine Speise Gelatine Kristall 160 Bloom).

Die einzelnen Bestandteile wurden in einem Mengenverhältnis von 1,00 : 0,06 : 0,05 zusammengefügt. Die Kochsalzlösung wurde auf 100° C erhitzt und die Maisstärke untergerührt, bis sich eine milchige Flüssigkeit ergab. Im Anschluss wurde die Gelatine unter ständigem Umrühren der Flüssigkeit beigefügt. War die Flüssigkeit frei von Klumpen, wurde sie nach langsamem Abkühlen in die Modelle gegossen und anschließend für 48 h im Kühlschrank bei 4° C gehärtet.

2.5 Gussformen

Zum Erstellen der Ultraschallaufnahmen wurden zwei verschiedene Ausgussformen benötigt:

- Ausgussform 1:

(Modell Stutenkasten, Brotbackform, 30 cm, der Firma Zenker-Aichach)

Maße: obere Breite: 15,0 cm x obere Länge: 30,0 cm

untere Breite: 11,5 cm x untere Länge: 26,0 cm

Höhe: 10,0 cm

- Ausgussform 2:

(angefertigt aus Stahl von der haustechnischen Abteilung des Zentrums für operative Medizin des Universitätsklinikums Würzburg).

Maße: Breite: 26,5 cm x Länge: 10,0 cm x Höhe: 10,0 cm

Die Ausgussform 2 wurde benötigt, weil bei einer Untersuchungstiefe von 5,0 cm die Ausgussform 1 nicht ausreichend tief gewesen wäre.

2.6 Nadelausrichtung

Für die Untersuchung der Sichtbarkeit der Öffnungsseite der Nadelspitze (Lumenseite oder 180°-Kehrseite) wurden die Nadeln in der Nadelhalterung entsprechend eingelegt. Die Lumenseite wurde am Griff farblich markiert. Die Untersuchung Nadellumen- vs. Nadelkehrseite erfolgte jeweils für jede Nadel in zwei Einstichen in das Ultraschallphantom um Artefaktbildungen zu vermeiden.

2.7 Nadelhalterung

Um möglichst exakt gleich eingestellte Einstiche in das Phantom zu erhalten, wurde eine Nadelhalterung verwendet. Sie bestand aus einem Tischmikrofonständer (Paccs Mikrofonstativ Music-Marketing GmbH Worms) und einer angebauten Aluminiumvorrichtung (Aluminiumrundrohr 5 mm Durchmesser). Sie fasste eine Nadelhalterungsleiste der Firma Pajunk ein (siehe Abbildung 2). In die Nadelhalterungsleiste wurden die zu untersuchenden Nadeln über einen „Trokar“ in das Phantom eingestochen.

Mit der Vorrichtung war es möglich, in einem festgelegten gewünschten Abstand zum vorherigen Nadeleinstich die nächste Nadel einzustechen, ohne dass Artefakte der Einstiche entstanden. Am Justierrad des Mikrofonständers wurden die Winkelangaben markiert, um exakte Einstellungen zu gewährleisten.



Abbildung 2: Nadelhalterung mit Ultraschallphantom, Ultraschallkopf, Regionalanästhesie-Nadeln und Ultraschallgel.

2.8 Auswahl der Nadeln (Auswahlkriterien)

In der vorliegenden Studie wurden 23 Punktionskanülen zur Regionalanästhesie auf ihre Sichtbarkeit im Ultraschallphantom untersucht (siehe Tabelle 3).

1.	FA Braun	C P.1	15° Contiplex	Weißlack mit Skalierung	20.00 G	Länge 80 mm
2.	FA Braun	C P.2	15° Contiplex	Weißlack mit Skalierung	20.00 G	Länge 80 mm
3.	FA Braun	C P.3	15° Contiplex	Weißlack ohne Skalierung	22.00 G	Länge 80 mm
4.	FA Braun	C P.4	Tuohy Contiplex	Weißlack ohne Skalierung	17.00 G	Länge 105 mm
5.	FA Pajunk	F 19.1	Facette	Stahl	19.00 G	Länge 95 mm
6.	FA Pajunk	F 19.5.1	Facette Uniplex	Weißlack mit Skalierung	19.00 G	Länge 100 mm
7.	FA Pajunk	F N.24	Facette	Stahl	24.00 G	Länge 75 mm
8.	FA Pajunk	F S.22	Facette	Stahl	22.00 G	Länge 75 mm
9.	FA Pajunk	F U.1	Facette Uniplex	Nanoline mit Skalierung	22.00 G	Länge 80 mm
10.	FA Pajunk	S L.1	Sprotte	Stahl	22.00 G	Länge 150 mm
11.	FA Pajunk	S L.2	Sprotte	Stahl	24.00 G	Länge 150 mm
12.	FA Pajunk	S N.1	Sprotte Uniplex	Nanoline mit Skalierung	22.00 G	Länge 90 mm
13.	FA Pajunk	S N.2	Sprotte Uniplex	Nanoline	18.00 G	Länge 60 mm
14.	FA Pajunk	S U.1	Sprotte	Stahl	20.00 G	Länge 90 mm
15.	FA Pajunk	S U.2	Sprotte Uniplex	Weißlack ohne Skalierung	23.00 G	Länge 90 mm
16.	FA Pajunk	S U.3	Sprotte Uniplex	Weißlack mit Skalierung	22.00 G	Länge 120 mm
17.	FA Pajunk	S U.4	Facette Uniplex	Weißlack mit Skalierung	22.00 G	Länge 100 mm
18.	FA Pajunk	S W.1	Sprotte Uniplex	Weißlack mit Skalierung	19.50 G	Länge 120 mm
19.	FA Braun	S P.1	15° Contiplex	Weißlack mit Skalierung	20.00 G	Länge 150 mm
20.	FA Pajunk	T 3	Tuohy	Stahl mit Skalierung	18.00 G	Länge 90 mm
21.	FA Pajunk	T 4	Tuohy	Stahl mit Skalierung	22.00 G	Länge 90 mm
22.	FA angiomed	T N.1	Tuohy	Nanoline	18.00 G	Länge 155 mm
23.	FA Braun	T W.1	Tuohy Contiplex	Weißlack mit Skalierung	17.00 G	Länge 100 mm

Tabelle 3: Verwendete Nadeln

Insgesamt wurden 1.104 Nadellängsaufnahmen erstellt. Weil die Längsaufnahmen für die Winkeleinstellung 60° in der Tiefe 1 cm technisch nicht durchführbar waren (Grund: Ultraschall konnte Nadel bildlich nicht erfassen), entstanden in dieser Einstellung 276 (statt der 414 bei 30° und 45°) Aufnahmen. Deshalb ergab sich anstatt der Gesamtsumme aller Bilder von 1.242 (414 x 3) der Wert von 1.104 Bildern.

Für die Untersuchung wurden alle Kanülen herangezogen, die für periphere Nervenblockaden in Deutschland etabliert sind. Außerdem wurden Kanülen mit besonderer Beschichtung auf ihre sonographische Sichtbarkeit geprüft.

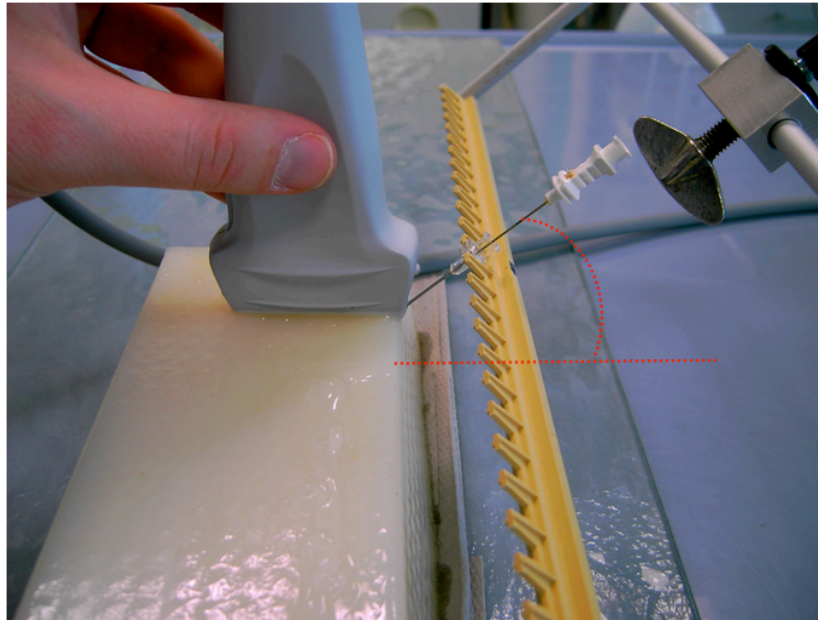


Abbildung 3: Versuchsaufbau mit Ultraschallphantom, Nadelhalterung und Trokar. Ultraschallkopf in Längsrichtung.

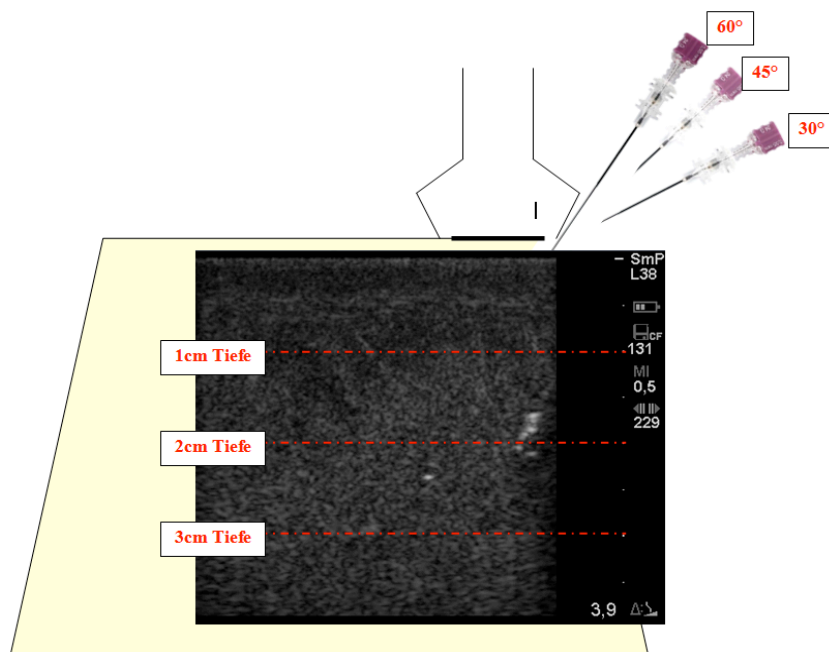


Abbildung 4: Vorgenommene Einstichwinkel

2.9 Verblindung

Die erstellten Ultraschallbilder wurden digital auf eine Größe von (H x B) 6,99 cm x 5,95 cm im Programm PowerPoint®2003 (Microsoft® Office PowerPoint® 2003 Copyright© 1987-2003) digital zugeschnitten. Durch diesen Zuschnitt wurden sämtliche Bildangaben (Ultraschallfrequenz, Einstichtiefe, Einstichwinkel) für den Betrachter entfernt, die einen Einfluss auf die Bewertung der Aufnahmen gehabt hätten.

2.10 Methoden

Die vorliegende Studie untersuchte sowohl die subjektive als auch die objektive Ultraschallsichtbarkeit von Injektionskanülen zur Regionalanästhesie. Bei der subjektiven Untersuchung beteiligten sich 11 Bewerter (Anästhesisten und Medizinstudenten der Universitätsklinik Würzburg). Bei der objektiven Untersuchung wurde die Bildbearbeitungssoftware PhotoImpact® 12 SE der Firma Ulead verwendet. Die Pixel-Wert-Skala reichte von 0 = schwarz bis 255 = weiß.

Die Sonographiebilder wurden als Längsaufnahmen angefertigt, d.h. die Nadeln sind in ihrem gesamten Verlauf im Phantom zu sehen. Anhand der Ergebnisse aus den Fragebögen der 11 Bewerter wurden die subjektiven Daten ermittelt.

2.10.1 Subjektive Sichtbarkeitsbewertung

Bei der subjektiven Prüfung der Sichtbarkeit bewerteten insgesamt 11 Probanden (Anästhesisten und PJ-Studenten der Universität Würzburg) die insgesamt 1.104 Ultraschallbilder (zusammengestellt in 24 PowerPoint®-Präsentationen [Microsoft® Office PowerPoint® 2003 SP3] mit jeweils 46 Folien). Dabei lagen die Ultraschallaufnahmen verblindet vor. Die Maße der Aufnahmen betragen: Höhe: 6,99 cm, Breite: 5,95 cm. Diese Bildausschnitte waren jeweils zentriert in der Folienmitte angeordnet. Zur besseren Kontrastierung wurde der PowerPoint®-Folienhintergrund „schwarz“ gewählt.

Den Testpersonen lagen Tabellen vor, in welche sie mithilfe von Scores die Aufnahmen bewerten konnten. Dabei wurden drei Fragestellungen formuliert:

Fragestellung 1: Bewertung der Nadelspitzensichtbarkeit
(Score 0-3; 0 = sehr schlecht; 3 = sehr gut)

Die Fragestellung 1 folgendermaßen formuliert: „Wie deutlich ist (isoliert) die Nadelspitze sichtbar?“.

Fragestellung 2: Bewertung des Sichtbarkeitsunterschiedes zwischen Spitze vs. Schaft
(Score 0-3; 0 = ausgeglichen; 3 = deutlich unterscheidbar)

Die Fragestellung 2 wurde formuliert: „Wie deutlich hebt sich die Sichtbarkeit der Nadelspitze von der des Nadelschaftes ab? (0 = kein sichtbarer Unterschied; 3 = sichtbarer Unterschied deutlich ausgeprägt: Nadelspitze sehr gut sichtbar, Schaft kaum sichtbar“).

Fragestellung 3: Bewertung der Phantomhomogenität
(Score 0-3; 0 = sehr schlecht; 3 = sehr gut)

Die Fragestellung 3 wurde formuliert: „Wie bewerten Sie die Homogenität des Gel-Phantoms in diesem Bild? Stören Artefakte? Ist das Bild „grißig“? 0 = sehr schlechte Homogenität, 3 = „gleichmäßig grau“.

2.10.2 Objektive Sichtbarkeitsbewertung

Bei der objektiven Prüfung der Sichtbarkeit wurde die Bildbearbeitungssoftware PhotoImpact® 12 SE der Firma Ulead [Ulead Systems, Inc. Copyright© 1992-2006] verwendet. Dabei wurden die einzelnen Fragestellungen (1-3, siehe oben) wie folgt analysiert.

2.10.2.1 Objektive Bewertung der Sichtbarkeit der Nadelspitze

Der verblindete Bildausschnitt wurde aus der jeweiligen PowerPoint®-Folie digital herauskopiert und in die Software zur Analyse eingefügt. Eine „region of interest“ (ROI) wurde als der Bereich festgelegt, in der die Nadelspitze in der Mitte eines Analysequadrates liegt. Das Software-Analysequadrat der Funktion „Histogramm-Tafel“ hatte die Abmessungen 64 x 64 Pixel (siehe Abbildung 5). Somit konnten die Bildwerte jeder Aufnahme erfasst werden. Als variable Werte wurden der Medianwert, der Mittelwert und die Standardabweichung erfasst.

Das Tool „Histogramm-Tafel“ hatte folgende Einstellungen:

- Kanal wurde auf „Helligkeit“ eingestellt
- Aktiviert wurden die Einstellungen:
 - o „Aktive Auswahl/Objekt“
 - o in der Attributsleiste „Fest“
 - o „Auswahlrahmen verschieben“.

Die so gewonnenen Zahlendaten wurden in das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft® Office Excel 2003 Copyright© 1985-2003 Microsoft Corporation) übernommen und ausgewertet.

2.10.2.2 Objektive Bewertung der Sichtbarkeit des Unterschiedes Nadelspitze vs. Nadelschaft

Bei der Messung des Sichtbarkeits-Unterschiedes Nadelspitze/-schaft wurde folgendermaßen gewertet: die ROI des Nadelschaftes wurde als der am rechten oberen Bildrand liegende Bildausschnitt mit gleicher Größe wie bei Fragestellung 1 gewählt (siehe Abbildung 5 und 6). Hier wurde als aussagekräftigster Wert die Differenz zwischen dem Mittelwert der Nadelspitze und dem Mittelwert des Nadelschaftes angenommen.

Zur Bestimmung des objektiven Unterschiedes der Sichtbarkeit „Nadelspitze vs. Nadelschaft“ wurde der Nadelschaft-Mittelwert vom Nadelspitzenwert-Mittelwert subtrahiert. Der Differenzbetrag diente als Grundlage für die statistische Auswertung analog zur Auswertung der Sichtbarkeit der Nadelspitzen.

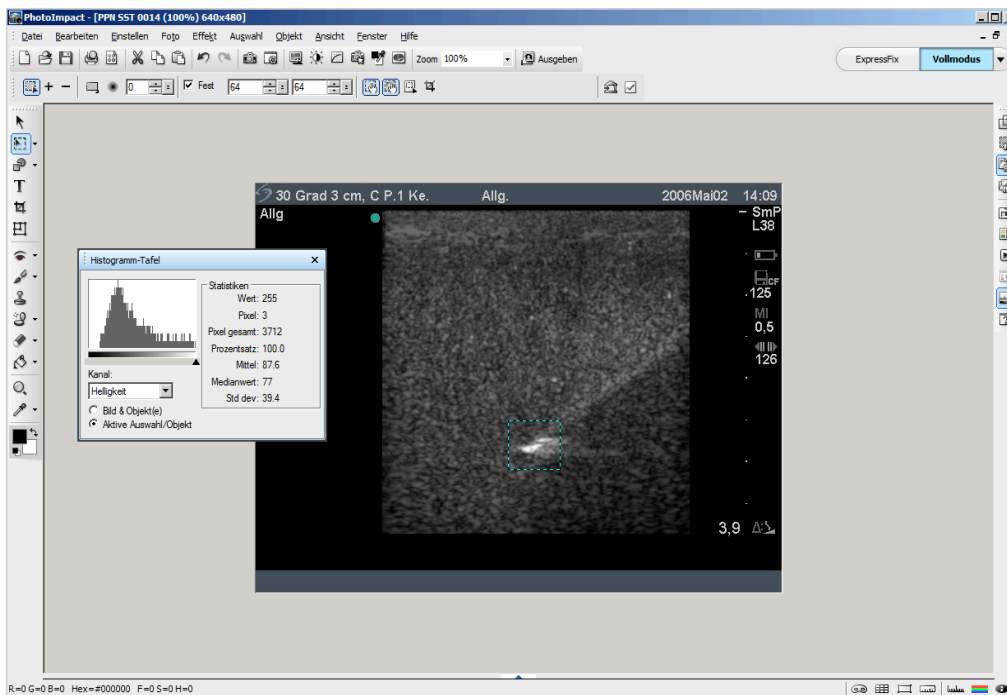


Abbildung 5: Nadelspitzensichtbarkeits-Messung mit der Bildbearbeitungs-Software PhotoImpact® der Firma Ulead.

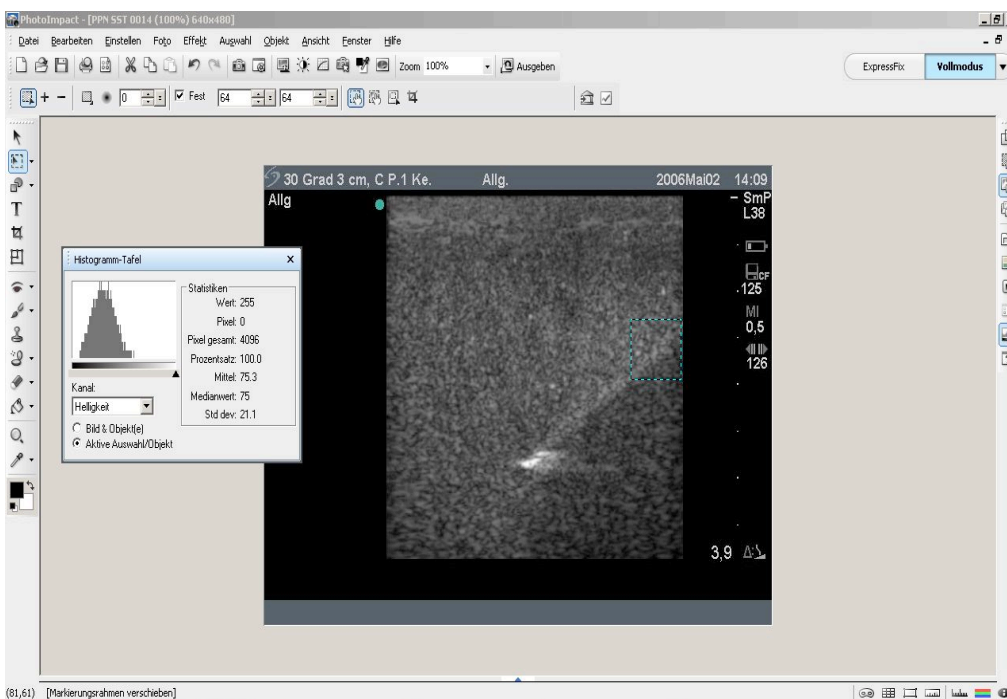


Abbildung 6: Messung der Schaftsichtbarkeit zur Bestimmung des Sichtbarkeits-Unterschiedes zwischen Spitze und Schaft

2.10.3 Statistik

Für die statistische Auswertung der erhobenen objektiven und subjektiven Daten wurde das Statistikprogramm SPSS 15.0.1 der Firma Leadtools (© 1991-2000 Lead Technologies Inc.) verwendet. Statistisch ausgewertet wurden die erhobenen objektiven und subjektiven Ergebnisse mit folgenden Tests: Kruskal-Wallis-Test, Post-hoc-Vergleiche und dem Mann-Whitney-Test.

Der Kruskal-Wallis-Test als globaler Test, überprüft, ob zwischen den untersuchten Faktoren Unterschiede vorliegen. Hierbei werden die gemessenen Werte der Größe nach geordnet und jedem Wert (seiner Größe entsprechend) einen Rang zugewiesen (beginnend von 1 bis 12144). Anschließend werden die mittleren Rangsummen verglichen. Der Kruskal-Wallis-Test gibt jedoch als parameterfreier statistischer Test keinen Aufschluss darüber, worin die Unterschiede zwischen den untersuchten Faktoren liegen. Dies wurde in der anschließenden Post-hoc-Analyse als Signifikanztest untersucht.

Beim Post-hoc-Test werden die einzelnen Faktoren paarweise miteinander auf Unterschiede verglichen. Allerdings ist hier das Entscheidungskriterium nicht der p-Wert von 0,05, sondern ein dazu neu berechneter p-Wert, nachdem die Hypothese entweder verworfen oder beibehalten wird. Dieser neue p-Wert der Post-hoc-Analysen errechnet sich als Quotient aus 0,05 und der Anzahl der Einzelvergleiche.

In Tabellen ausgearbeitet wurden die Ergebnisse im Kalkulationsprogramm Excel (Microsoft® Office Excel 2003 Copyright© 1985-2003 Microsoft Corporation). Die objektiven und subjektiven Mittelwerte sowie deren Standardabweichungen wurden im Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft® Office Excel 2003 Copyright© 1985-2003 Microsoft Corporation) berechnet. Die Signifikanz wurde mit $p < 0,05$ definiert.

3. Ergebnisse

Die Ergebnisse sind jeweils in die objektive und subjektive Bewertung unterteilt. Im ersten Abschnitt wird die Sichtbarkeit der Nadelspitzen dargestellt, im zweiten Abschnitt die Sichtbarkeit der Nadelspitzen im Vergleich zum Nadelschaft. Abschließend werden die subjektiven und objektiven Ergebnisse zur Homogenität der verwendeten Ultraschall-Phantome dargestellt. Entsprechend Tabelle 2 werden die Ergebnisse weiter zusammengefasst unter den Kategorien „Einstellungsmodi“ und „Nadelmodi“.

3.1 Subjektiver Ergebnisteil – Nadelspitze

3.1.1 Einstellungsmodi

3.1.1.1 Einstichwinkel

In der subjektiven Untersuchungsreihe waren die flachen Winkeleinstellungen (30° und 45°) dem steilen (60°) überlegen. Detailergebnisse siehe Tabelle 4.

3.1.1.2 Einstichtiefe

Subjektiv wurde die Nadelspitze am besten in der Tiefe von 3 cm gesehen (subjektiver Score \pm Standardabweichung $1,64 \pm 0,49$). Detailergebnisse siehe Tabelle 4.

3.1.1.3 Ultraschallfrequenz

Den höchsten Score wies in der subjektiven Untersuchungsreihe die Frequenz von 7,5 MHz auf ($1,69 \pm 0,49$). Detailergebnisse siehe Tabelle 4.

3.1.1.4 Nadelöffnung zum Ultraschall

In der von den Bewertern durchgeführten Untersuchungsreihe zeigte sich, dass die Position der Nadelspitzen-Öffnung der Regionalanästhesienadeln zum Ultraschallkopf-Strahl für deren Sichtbarkeit in der Sonographie bedeutsam war ($p = 0,010$). Subjektiv wurde die Kehrseite der Nadelöffnung (d.h. die Nadelöffnung ist um 180° zum einfallenden Ultraschall-Strahl

gedreht) besser gesehen als die „Lumenseite“ (d.h. die Öffnung des Nadel- lumens weist in den Ultraschall-Strahl).

Faktoren	p-Wert subjektiv	Subjektive Scores 0-3 (Standardabweichung)
Winkel	0,000	
60° vs. 45°	0,000	1,31 ± 0,64 vs. 1,66 ± 0,41
60° vs. 30°	0,000	1,31 ± 0,64 vs. 1,72 ± 0,40
45° vs. 30°	0,016	1,66 ± 0,41 vs. 1,72 ± 0,40
Tiefe	0,000	
1 cm vs. 5 cm	0,000	1,49 ± 0,40 vs. 1,62 ± 0,56
1 cm vs. 3 cm	0,000	1,49 ± 0,40 vs. 1,64 ± 0,49
5 cm vs. 3 cm	0,409 ns	1,62 ± 0,56 vs. 1,64 ± 0,49
Frequenz	0,000	
10 MHz vs. 5 MHz	0,000	1,51 ± 0,50 vs. 1,59 ± 0,50
10 MHz vs. 7,5 MHz	0,000	1,51 ± 0,50 vs. 1,69 ± 0,49
5 MHz vs. 7,5 MHz	0,000	1,59 ± 0,50 vs. 1,69 ± 0,49
Nadelöffnung zum Ultraschall		
Lumen vs. Kehrseite	0,010	1,58 ± 0,47 vs. 1,61 ± 0,54

Tabelle 4: Ergebnisse der subjektiven Bewertungen der Nadelspitze.

3.1.2 Nadelmodi

3.1.2.1 Nadelgröße

Das kleinste Lumen (24 G) schnitt bei den Bewertern am besten ab ($1,74 \pm 0,55$). Ähnlich gut deuteten die Bewerter das drittgrößte (19 G) der untersuchten Lumina ($1,73 \pm 0,45$). Detailergebnisse siehe Tabelle 5.

3.1.2.2 Nadelschliff

Subjektiv schnitt der Facetteschliff am besten ab (subjektiver Score: $1,81 \pm 0,51$). Detailergebnisse siehe Tabelle 5.

3.1.2.3 Nadelbeschichtung

Der Faktor Nadelbeschichtung zeigte statistisch keine Bedeutung (p-Gesamtwert 0,101). Detailergebnisse siehe Tabelle 5.

Faktoren	p-Wert subjektiv	Subjektive Scores 0-3 (± Standardabweichung)
Nadelgröße	0,000	
23 G vs. 19 G	0,040	1,38 ± 0,52 vs. 1,73 ± 0,45
23 G vs. 22 G	0,014	1,38 ± 0,52 vs. 1,55 ± 0,54
23 G vs. 20 G	0,018	1,38 ± 0,52 vs. 1,53 ± 0,52
23 G vs. 19,5 G	0,029	1,38 ± 0,52 vs. 1,59 ± 0,37
23 G vs. 18 G	0,002	1,38 ± 0,52 vs. 1,62 ± 0,39
23 G vs. 17 G	0,000	1,38 ± 0,52 vs. 1,71 ± 0,39
23 G vs. 24 G	0,000	1,38 ± 0,52 vs. 1,74 ± 0,55
19 G vs. 22 G	0,721 ns	1,73 ± 0,45 vs. 1,55 ± 0,54
19 G vs. 20 G	0,561 ns	1,73 ± 0,45 vs. 1,53 ± 0,52
19 G vs. 19,5 G	0,530 ns	1,73 ± 0,45 vs. 1,59 ± 0,37
19 G vs. 18 G	0,174 ns	1,73 ± 0,45 vs. 1,62 ± 0,39
19 G vs. 17 G	0,000	1,73 ± 0,45 vs. 1,71 ± 0,39
19 G vs. 24 G	0,000	1,73 ± 0,45 vs. 1,74 ± 0,55
22 G vs. 20 G	0,723 ns	1,55 ± 0,54 vs. 1,53 ± 0,52
22 G vs. 19,5 G	0,655 ns	1,55 ± 0,54 vs. 1,59 ± 0,37
22 G vs. 18 G	0,203 ns	1,55 ± 0,54 vs. 1,62 ± 0,39
22 G vs. 17 G	0,000	1,55 ± 0,54 vs. 1,71 ± 0,39
22 G vs. 24 G	0,000	1,55 ± 0,54 vs. 1,74 ± 0,55
20 G vs. 19,5 G	0,875 ns	1,53 ± 0,52 vs. 1,59 ± 0,37
20 G vs. 18 G	0,581 ns	1,53 ± 0,52 vs. 1,62 ± 0,39
20 G vs. 17 G	0,000	1,53 ± 0,52 vs. 1,71 ± 0,39
20 G vs. 24 G	0,000	1,53 ± 0,52 vs. 1,74 ± 0,55
19,5 G vs. 18 G	0,807 ns	1,59 ± 0,37 vs. 1,62 ± 0,39
19,5 G vs. 24 G	0,000	1,59 ± 0,37 vs. 1,74 ± 0,55
19,5 G vs. 17 G	0,004	1,59 ± 0,37 vs. 1,71 ± 0,39
18 G vs. 17 G	0,000	1,62 ± 0,39 vs. 1,71 ± 0,39
18 G vs. 24 G	0,000	1,62 ± 0,39 vs. 1,74 ± 0,55
17 G vs. 24 G	0,305 ns	1,71 ± 0,39 vs. 1,74 ± 0,55
Nadelschliff	0,000	
Sprotte Uniplex vs. Sprotte	0,921 ns	1,43 ± 0,52 vs. 1,43 ± 0,49
Sprotte Uniplex vs. Facette Uniplex	0,111 ns	1,43 ± 0,52 vs. 1,48 ± 0,56
Sprotte Uniplex vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,43 ± 0,52 vs. 1,65 ± 0,46
Sprotte Uniplex vs. Tuohy	0,000	1,43 ± 0,52 vs. 1,67 ± 0,42
Sprotte Uniplex vs. Tuohy Contiplex	0,000	1,43 ± 0,52 vs. 1,71 ± 0,39
Sprotte Uniplex vs. Facette	0,000	1,43 ± 0,52 vs. 1,81 ± 0,51
Sprotte vs. Facette Uniplex	0,064 ns	1,43 ± 0,49 vs. 1,48 ± 0,56
Sprotte vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,43 ± 0,49 vs. 1,65 ± 0,46
Sprotte vs. Tuohy	0,000	1,43 ± 0,49 vs. 1,67 ± 0,42
Sprotte vs. Tuohy Contiplex	0,000	1,43 ± 0,49 vs. 1,71 ± 0,39
Sprotte vs. Facette	0,000	1,43 ± 0,49 vs. 1,81 ± 0,51
Facette Uniplex vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,48 ± 0,56 vs. 1,65 ± 0,46
Facette Uniplex vs. Tuohy	0,000	1,48 ± 0,56 vs. 1,67 ± 0,42
Facette Uniplex vs. Tuohy Contiplex	0,000	1,48 ± 0,56 vs. 1,71 ± 0,39
Facette Uniplex vs. Facette	0,000	1,48 ± 0,56 vs. 1,81 ± 0,51
Schliffwinkel 15° vs. Tuohy	0,315 ns	1,65 ± 0,46 vs. 1,67 ± 0,42
Schliffwinkel 15° vs. Tuohy Contiplex	0,012	1,65 ± 0,46 vs. 1,71 ± 0,39
Schliffwinkel 15° vs. Facette	0,000	1,65 ± 0,46 vs. 1,81 ± 0,51
Tuohy vs. Tuohy Contiplex	0,059 ns	1,67 ± 0,42 vs. 1,71 ± 0,39
Tuohy vs. Facette	0,000	1,67 ± 0,42 vs. 1,81 ± 0,51
Tuohy Contiplex vs. Facette	0,106 ns	1,71 ± 0,39 vs. 1,81 ± 0,51
Nadelbeschichtung	0,101 ns	

Tabelle 5: Ergebnisse der subjektiven Bewertungen der Nadelspitze der Nadelmodi (ns = nicht signifikant)

3.2 Subjektiver Ergebnisteil – Nadelspitze vs. Nadelschaft

3.2.1 Einstellungsmodi

3.2.1.1 Winkeleinstellung

In der subjektiven Bewertungsreihe der Winkeleinstellungen schnitt die 30°-Einstellung am besten ab ($1,64 \pm 0,51$). Detailergebnisse siehe Tabelle 6.

3.2.1.2 Einstichtiefe

Subjektiv konnte die Spitze gegenüber dem Schaft am besten in einer Einstichtiefe von 3 cm unterschieden werden ($1,63 \pm 0,49$). Detailergebnisse siehe Tabelle 6.

3.2.1.3 Ultraschallfrequenz

In der 5 MHz-Einstellung gelang subjektiv die Abgrenzung der Nadelspitze vom Nadelschaft am besten ($1,65 \pm 0,56$). Detailergebnisse siehe Tabelle 6.

3.2.1.4 Nadelöffnung zum Ultraschall

Die Bewerter stellten keinen Unterschied bei der Sichtbarkeit zwischen Spitze und Schaft in der Lumen- und Kehrseite ($p = 0,724$) fest. Detailergebnisse siehe Tabelle 6.

Faktoren	p-Wert subjektiv	Subjektive Scores 0-3 (Standardabweichung)
Winkel	0,000	
60° vs. 45°	0,000	$1,19 \pm 0,61$ vs. $1,62 \pm 0,49$
60° vs. 30°	0,000	$1,19 \pm 0,61$ vs. $1,64 \pm 0,51$
45° vs. 30°	0,608 ns	$1,62 \pm 0,49$ vs. $1,64 \pm 0,51$
Tiefe	0,000	
1 cm vs. 5 cm	0,000	$1,28 \pm 0,49$ vs. $1,57 \pm 0,63$
1 cm vs. 3 cm	0,000	$1,28 \pm 0,49$ vs. $1,63 \pm 0,49$
5 cm vs. 3 cm	0,002	$1,57 \pm 0,63$ vs. $1,63 \pm 0,49$
Frequenz	0,000	
7,5 MHz vs. 10 MHz	0,000	$1,41 \pm 0,50$ vs. $1,51 \pm 0,61$
7,5 MHz vs. 5 MHz	0,000	$1,41 \pm 0,50$ vs. $1,65 \pm 0,56$
10 MHz vs. 5 MHz	0,000	$1,51 \pm 0,61$ vs. $1,65 \pm 0,56$
Nadelöffnung zum Ultraschall		
Lumen vs. Kehrseite	0,724 ns	$1,52 \pm 0,57$ vs. $1,52 \pm 0,56$

Tabelle 6: Ergebnisse der subjektiven Bewertungen von Spitze vs. Schaft der Einstellungsmodi (ns = nicht signifikant)

3.2.2 Nadelmodi

3.2.2.1 Nadelgröße

Die Nadelgröße 19 G ($1,73 \pm 0,41$) zeigte die beste subjektive Unterscheidbarkeit zwischen Nadelspitze und Nadelschaft. Detailergebnisse siehe Tabelle 7.

3.2.2.2 Nadelschliff

Der Schliff Facette ($1,84 \pm 0,45$) erreichte subjektiv die besten Ergebnisse. Detailergebnisse siehe Tabelle 7.

3.2.2.3 Nadelbeschichtung

In der Untersuchung der Nadelbeschichtung erzielte die unbeschichtete Stahl-Variante die höchste Sichtbarkeits-Punktzahl ($1,59 \pm 0,56$) unter den vier Beschichtungsarten. Detailergebnisse siehe Tabelle 7.

Faktoren	p-Wert subjektiv	Subjektive Scores 0-3 (Standardabweichung)
Nadelgröße	0,000	
19,5 G vs. 23 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,34 ± 0,57
19,5 G vs. 18 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,35 ± 0,60
19,5 G vs. 19 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,73 ± 0,41
19,5 G vs. 22 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,52 ± 0,58
19,5 G vs. 20 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,59 ± 0,53
19,5 G vs. 17 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,64 ± 0,49
19,5 G vs. 24 G	0,000	1,05 ± 0,49 vs. 1,67 ± 0,55
23 G vs. 18 G	0,001	1,34 ± 0,57 vs. 1,35 ± 0,60
23 G vs. 19 G	0,000	1,34 ± 0,57 vs. 1,73 ± 0,41
23 G vs. 22 G	0,000	1,34 ± 0,57 vs. 1,52 ± 0,58
23 G vs. 20 G	0,000	1,34 ± 0,57 vs. 1,59 ± 0,53
23 G vs. 17 G	0,000	1,34 ± 0,57 vs. 1,64 ± 0,49
23 G vs. 24 G	0,000	1,34 ± 0,57 vs. 1,67 ± 0,55
18 G vs. 19 G	0,007	1,35 ± 0,60 vs. 1,73 ± 0,41
18 G vs. 22 G	0,000	1,35 ± 0,60 vs. 1,52 ± 0,58
18 G vs. 20 G	0,000	1,35 ± 0,60 vs. 1,59 ± 0,53
18 G vs. 17 G	0,000	1,35 ± 0,60 vs. 1,64 ± 0,49
18 G vs. 24 G	0,000	1,35 ± 0,60 vs. 1,67 ± 0,55
19 G vs. 22 G	0,699 ns	1,73 ± 0,41 vs. 1,52 ± 0,58
19 G vs. 20 G	0,066 ns	1,73 ± 0,41 vs. 1,59 ± 0,53
19 G vs. 17 G	0,014	1,73 ± 0,41 vs. 1,64 ± 0,49
19 G vs. 24 G	0,000	1,73 ± 0,41 vs. 1,67 ± 0,55
22 G vs. 20 G	0,078 ns	1,52 ± 0,58 vs. 1,59 ± 0,53
22 G vs. 17 G	0,014	1,52 ± 0,58 vs. 1,64 ± 0,49
22 G vs. 24 G	0,000	1,52 ± 0,58 vs. 1,67 ± 0,55
20 G vs. 17 G	0,571 ns	1,59 ± 0,53 vs. 1,64 ± 0,49
20 G vs. 24 G	0,103 ns	1,59 ± 0,53 vs. 1,67 ± 0,55
17 G vs. 24 G	0,287 ns	1,64 ± 0,49 vs. 1,67 ± 0,55
Nadelschliff	0,000	
Sprotte vs. Sprotte Uniplex	0,039	1,33 ± 0,59 vs. 1,25 ± 0,56
Sprotte vs. Facette Uniplex	0,000	1,33 ± 0,59 vs. 1,55 ± 0,54
Sprotte vs. Tuohy Contiplex	0,000	1,33 ± 0,59 vs. 1,64 ± 0,49
Sprotte vs. Tuohy	0,000	1,33 ± 0,59 vs. 1,49 ± 0,55
Sprotte vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,33 ± 0,59 vs. 1,71 ± 0,48
Sprotte vs. Facette	0,000	1,33 ± 0,59 vs. 1,84 ± 0,45
Sprotte Uniplex vs. Facette Uniplex	0,000	1,25 ± 0,56 vs. 1,55 ± 0,54
Sprotte Uniplex vs. Tuohy Contiplex	0,000	1,25 ± 0,56 vs. 1,64 ± 0,49
Sprotte Uniplex vs. Tuohy	0,000	1,25 ± 0,56 vs. 1,49 ± 0,55
Sprotte Uniplex vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,25 ± 0,56 vs. 1,71 ± 0,48
Sprotte Uniplex vs. Facette	0,000	1,25 ± 0,56 vs. 1,84 ± 0,45
Facette Uniplex vs. Tuohy Contiplex	0,311 ns	1,55 ± 0,54 vs. 1,64 ± 0,49
Facette Uniplex vs. Tuohy	0,023	1,25 ± 0,56 vs. 1,49 ± 0,55
Facette Uniplex vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,55 ± 0,54 vs. 1,71 ± 0,48
Facette Uniplex vs. Facette	0,000	1,55 ± 0,54 vs. 1,84 ± 0,45
Tuohy Contiplex vs. Tuohy	0,515 ns	1,64 ± 0,49 vs. 1,49 ± 0,55
Tuohy Contiplex vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,64 ± 0,49 vs. 1,71 ± 0,48
Tuohy Contiplex vs. Facette	0,000	1,64 ± 0,49 vs. 1,84 ± 0,45
Tuohy vs. Schliffwinkel 15°	0,000	1,64 ± 0,49 vs. 1,71 ± 0,48
Tuohy vs. Facette	0,000	1,64 ± 0,49 vs. 1,84 ± 0,45
Schliffwinkel 15° vs. Facette	0,000	1,71 ± 0,48 vs. 1,84 ± 0,45
Nadelbeschichtung	0,000	
Nanoline vs. Weißlack	0,000	1,34 ± 0,59 vs. 1,54 ± 0,54
Nanoline vs. Stahl	0,000	1,34 ± 0,59 vs. 1,59 ± 0,56
Weißlack vs. Stahl	0,016	1,54 ± 0,54 vs. 1,59 ± 0,56

Tabelle 7: Ergebnisse der subjektiven Bewertungen von Spitze vs. Schaft der Nadelmodi (ns = nicht signifikant)

3.3 Objektiver Ergebnisteil – Nadelspitze

3.3.1 Einstellungsmodi

3.3.1.1 Einstichwinkel

In der objektiven Untersuchung der Sichtbarkeit der Nadelspitze in Abhängigkeit vom Einstichwinkel erwies sich die 45°-Einstellung als die beste ($88,70 \pm 10,95$). Detailergebnisse siehe Tabelle 8.

3.3.1.2 Einstichtiefe

Bei den Einstichtiefen ergab sich folgende Reihenfolge: beste Ergebnisse bei 1 cm ($93,70 \pm 11,45$), gefolgt von 3 cm ($84,60 \pm 14,06$) und von 5 cm ($81,90 \pm 7,56$). Detailergebnisse siehe Tabelle 8.

3.3.1.3 Ultraschallfrequenz

Keine Unterschiede ergaben sich bei der Untersuchung der Ultraschallfrequenz (p-Gesamtwert 0,430).

3.3.1.4 Nadelöffnung zum Ultraschall

Die Lumenseite der Nadelspitze (Lumenöffnung im Ultraschall-Strahl) erzielte in der Bildbearbeitungs-Software einen höheren Score ($86,90 \pm 12,74$) als die Kehrseite ($84,80 \pm 11,66$). Kehrseite = Nadelspitze 180° gedreht zum Ultraschall. Detailergebnisse siehe Tabelle 8.

Faktoren	p-Wert objektiv	Objektive Scores 0-255 (Standardabweichung)
Winkel	0,000	
30° vs. 45°	0,546 ns	$87,90 \pm 11,60$ vs. $88,70 \pm 10,95$
30° vs. 60°	0,000	$87,90 \pm 11,60$ vs. $78,40 \pm 12,07$
45° vs. 60°	0,000	$81,85 \pm 11,79$ vs. $78,40 \pm 12,07$
Tiefe	0,000	
1 cm vs. 3 cm	0,000	$93,70 \pm 11,45$ vs. $84,60 \pm 14,06$
1 cm vs. 5 cm	0,000	$93,70 \pm 11,45$ vs. $81,90 \pm 7,56$
3 cm vs. 5 cm	0,002	$84,60 \pm 14,06$ vs. $81,90 \pm 7,56$
Frequenz	0,430 ns	
Nadelöffnung zum Ultraschall		
Lumen vs. Kehrseite	0,003	$86,90 \pm 12,74$ vs. $84,80 \pm 11,66$

Tabelle 8: Ergebnisse der objektiven Bewertungen der Nadelspitze

3.3.2 Nadelmodi

3.3.2.1 Nadelgröße

Der Modus Nadelgröße hatte in der objektiven Untersuchung der Nadelspitzen-Sichtbarkeit keine Bedeutung (p-Gesamt 0,116). Detailergebnisse siehe Tabelle 9.

3.3.2.2 Nadelschliff

Objektiv schnitt der Sprotte-Schliff ($89,40 \pm 11,72$) am besten ab. Detailergebnisse siehe Tabelle 9.

3.3.2.3 Nadelbeschichtung

Die Art der Nadelbeschichtung hatte keine statistische Bedeutung (p-Gesamt 0,081).

Faktoren	p-Wert objektiv	Objektive Scores 0-255 (Standardabweichung)
Nadelgröße	0,116 ns	
Nadelschliff	0,000	
Sprotte vs. Sprotte Uniplex	1,000 ns	$89,40 \pm 11,72$ vs. $89,30 \pm 11,73$
Sprotte vs. Facette Uniplex	0,044	$89,40 \pm 11,72$ vs. $85,30 \pm 11,33$
Sprotte vs. Tuohy Contiplex	0,002	$89,40 \pm 11,72$ vs. $86,00 \pm 11,74$
Sprotte vs. Tuohy	0,999 ns	$89,40 \pm 11,72$ vs. $88,60 \pm 12,00$
Sprotte vs. Schliffwinkel 15°	0,000	$89,40 \pm 11,72$ vs. $80,90 \pm 11,39$
Sprotte vs. Facette	0,000	$89,40 \pm 11,72$ vs. $81,90 \pm 12,26$
Sprotte Uniplex vs. Facette Uniplex	0,207 ns	$89,30 \pm 11,73$ vs. $85,30 \pm 11,33$
Sprotte Uniplex vs. Tuohy Contiplex	0,013	$89,30 \pm 11,73$ vs. $86,00 \pm 11,74$
Sprotte Uniplex vs. Tuohy	1,000 ns	$89,30 \pm 11,73$ vs. $88,60 \pm 12,00$
Sprotte Uniplex vs. Schliffwinkel 15°	0,000	$89,30 \pm 11,73$ vs. $80,90 \pm 11,39$
Sprotte Uniplex vs. Facette	0,000	$89,30 \pm 11,73$ vs. $81,90 \pm 12,26$
Facette Uniplex vs. Tuohy Contiplex	0,774 ns	$85,30 \pm 11,33$ vs. $86,00 \pm 11,74$
Facette Uniplex vs. Tuohy	0,171 ns	$85,30 \pm 11,33$ vs. $88,60 \pm 12,00$
Facette Uniplex vs. Schliffwinkel 15°	0,045	$85,30 \pm 11,33$ vs. $80,90 \pm 11,39$
Facette Uniplex vs. Facette	0,226 ns	$85,30 \pm 11,33$ vs. $81,90 \pm 12,26$
Tuohy Contiplex vs. Tuohy	0,009	$86,00 \pm 11,74$ vs. $88,60 \pm 12,00$
Tuohy Contiplex vs. Schliffwinkel 15°	0,991 ns	$86,00 \pm 11,74$ vs. $80,90 \pm 11,39$
Tuohy Contiplex vs. Facette	1,000 ns	$86,00 \pm 11,74$ vs. $81,90 \pm 12,26$
Tuohy vs. Schliffwinkel 15°	0,000	$88,60 \pm 12,00$ vs. $80,90 \pm 11,39$
Tuohy vs. Facette	0,000	$88,60 \pm 12,00$ vs. $81,90 \pm 12,26$
Schliffwinkel 15° vs. Facette	0,985 ns	$80,90 \pm 11,39$ vs. $81,90 \pm 12,26$
Nadelbeschichtung	0,148 ns	

Tabelle 9: Ergebnisse der objektiven Bewertungen der Nadelspitze Nadelmodi
(ns = nicht signifikant)

3.4 Objektiver Ergebnisteil - Nadelspitze vs. Nadelschaft

3.4.1 Einstellungsmodi

3.4.1.1 Winkeleinstellung

Die 30°-Einstellung ($11,20 \pm 9,66$) schnitt in der objektiven Untersuchung der Unterscheidung Nadelspitze vs. Nadelschaft am besten ab. Detaillierergebnisse siehe Tabelle 10.

3.4.1.2 Einstichtiefe

Objektiv war die Einstichtiefe von 1 cm am besten für die Unterscheidbarkeit von Spitze und Schaft ($19,00 \pm 7,79$). Detaillierergebnisse siehe Tabelle 10.

3.4.1.3 Ultraschallfrequenz

In der 5 MHz-Einstellung gelang objektiv die Abgrenzung Nadelspitze vom Nadelschaft am besten ($9,60 \pm 14,41$). Detaillierergebnisse siehe Tabelle 10.

3.4.1.4 Nadelöffnung zum Ultraschall

Die Lumenseite (d.h. die Nadelöffnung weist in den Ultraschall-Strahl) der Kanüle war der Kehrseite (d.h. die Nadelöffnung ist um 180° zum Ultraschall-Strahl gedreht) in der Erkennbarkeit überlegen ($p = 0,012$; $7,20 \pm 14,14$ vs. $5,10 \pm 13,54$).

Faktoren	p-Wert objektiv	Objektive Scores 0-255 (Standardabweichung)
Winkel	0,000	
30° vs. 45°	0,550 ns	11,20 ± 9,66 vs. 10,40 ± 12,45
30° vs. 60°	0,000	11,20 ± 9,66 vs. -1,80 ± 14,76
45° vs. 60°	0,000	10,40 ± 12,45 vs. -1,80 ± 14,76
Tiefe	0,000	
1 cm vs. 3 cm	0,000	19,00 ± 7,79 vs. 8,70 ± 11,27
1 cm vs. 5 cm	0,000	19,00 ± 7,79 vs. -4,90 ± 10,37
3 cm vs. 5 cm	0,000	8,70 ± 11,27 vs. -4,90 ± 10,37
Frequenz	0,000	
5 MHz vs. 7,5 MHz	0,001	9,60 ± 14,41 vs. 5,90 ± 12,99
5 MHz vs. 10 MHz	0,000	9,60 ± 14,41 vs. 3,00 ± 13,41
7,5 MHz vs. 10 MHz	0,010	5,90 ± 12,99 vs. 3,00 ± 13,41
Nadelöffnung zum Ultraschall		
Lumen vs. Kehrseite	0,012	7,20 ± 14,14 vs. 5,10 ± 13,54*

Tabelle 10: Ergebnisse der objektiven Bewertungen von Spitze vs. Schaft Einstellungsmodi (ns = nicht signifikant) – hierbei handelt es sich um Differenzwerte (Mittelwert_{Spitze} – Mittelwert_{Schaft})

3.4.2 Nadelmodi

3.4.2.1 Nadelgröße

Die objektive Untersuchungsreihe wies keine Unterschiede für den Faktor „Nadelgröße“ zwischen Nadelspitze und Nadelschaft auf (p-Gesamtwert 0,573).

3.4.2.2 Nadelschliff

Auch die Form der Nadelspitze hatte objektiv keinen Einfluss auf die Unterscheidbarkeit zwischen Nadelspitze und Nadelschaft (p-Gesamtwert 0,080). Detailergebnisse siehe Tabelle 11.

3.4.2.3 Nadelbeschichtung

Die Beschichtung der Nadeln war bei der objektiven Untersuchung ohne Einfluss auf die Unterscheidbarkeit (p-Gesamtwert 0,974).

Faktoren	p-Wert objektiv	Objektive Scores 0-255 (Standardabweichung)
Nadelgröße	0,573 ns	
Nadelschliff	0,080 ns	
Nadelbeschichtung	0,974 ns	

Tabelle 11: Ergebnisse der objektiven Bewertungen von Spitze vs. Schaft Nadelmodi (ns = nicht signifikant)

3.5 Phantomhomogenität

Um die Homogenität der verwendeten Ultraschallphantome in den Untersuchungen zu bestimmen, wurden die Aufnahmen subjektiv und objektiv bewertet und untersucht. Dies geschah in Abhängigkeit der Ultraschallfrequenzen, da diese als einzige einen Einfluss auf die Bilddarstellung hatten.

Die subjektiven und objektiven Auswertungen erbrachten hier ein unterschiedliches Bild. Subjektiv schnitten die Aufnahmen in der 5 MHz-Frequenz am besten ab ($1,82 \pm 0,35$). In der Auswertung mit der Bildbearbeitungssoftware konnte kein statistischer Unterschied zwischen den Aufnahmen erzielt werden (p-Gesamtwert 0,389). Detailergebnisse siehe Tabelle 12 und Tabelle 13.

Faktor	p-Wert subjektiv	Subjektive Scores 0-3 (Standardabweichung)
Ultraschallfrequenz	0,002	
10 MHz vs. 7,5 MHz	0,020	$1,77 \pm 0,43$ vs. $1,80 \pm 0,42$
10 MHz vs. 5 MHz	0,001	$1,77 \pm 0,43$ vs. $1,82 \pm 0,35$
7,5 MHz vs. 5 MHz	0,263 ns	$1,80 \pm 0,42$ vs. $1,82 \pm 0,35$

Tabelle 12: Auswertung der Ergebnisse zur Phantomhomogenität anhand der Ultraschallfrequenz (ns = nicht signifikant)

Faktor	p-Wert objektiv	Objektive Scores 0-255 (Standardabweichung)
Ultraschallfrequenz	0,389 ns	

Tabelle 13: Auswertung der Ergebnisse zur Phantomhomogenität anhand der Ultraschallfrequenz (ns = nicht signifikant)

4. Diskussion

4.1 Zusammenfassung der Ziele und Ergebnisse

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, praxisrelevante Faktoren, die für ein verbessertes Erkennen der Regionalanästhesienadeln im Ultraschall verantwortlich sind, zu definieren. Die zu untersuchenden Faktoren wurden eingeteilt in Einstellungs- und Nadelfaktoren. Da es nur wenige Untersuchungen von Teilaspekten gibt [13][18] [21][29], soll die vorliegende Dissertation den Wissensstand erweitern und ergänzen. Erstmals wurde eine Vielzahl an Nadeln direkt miteinander verglichen. Außerdem wurde geprüft, ob die Ausrichtung der Nadelöffnung Einfluss auf die Sichtbarkeit der Spitze hat.

Die Ergebnisse lassen sich folgendermaßen zusammenfassen:

- Einstichwinkel der Nadeln: Sowohl subjektiv (30°) als auch objektiv (45°) wurden die Nadelspitzen gegenüber jeweils 60° am besten in den flacheren Winkелеinstellungen erkannt. Auch in der Untersuchung, wie gut sich die Nadelspitze vom Nadelschaft abhebt, zeigte jeweils die 30° -Einstellung die besten Ergebnisse.
- Einstichtiefe der Nadeln: In der mittleren Tiefe von 1 cm konnten subjektiv die Nadelspitzen am besten erkannt werden. Bei der Untersuchung Nadelspitzen zum Nadelschaft gelang die Unterscheidung am besten in der Tiefe von 3 cm. Objektiv nahm die Sichtbarkeit der Nadelspitzen von 1 cm bis 5 cm kontinuierlich ab. Zu den gleichen Ergebnissen kommt auch die objektive Untersuchung der Sichtbarkeit der Nadelspitzen zum Nadelschaft.
- Ultraschallfrequenz: In der mittleren Frequenz von 7,5 MHz konnten die Testpersonen die Nadelspitzen am besten erkennen. Objektiv hatte dieser Einstellungs-Faktor keine Bedeutung (p -Gesamtwert = 0,430). Den Schaft von der Nadelspitze zu unterscheiden gelang sowohl subjektiv als auch objektiv am besten in der Frequenz von 5 MHz.
- Nadelöffnung zum Ultraschall-Strahl: Die Nadelspitze war subjektiv am besten zu erkennen, wenn die Nadelöffnung zum Ultraschall-Strahl um 180° verdreht war (Kehrseite). In der Bildbearbeitungssoftware stellte sich die Lumenseite

besser dar. Dieser Einstellungsfaktor spielte beim Unterscheiden Nadelspitze vs. Nadelschaft für die Bewerter keine Rolle. Die Lumenseite erreichte in der objektiven Untersuchung Nadelspitze vs. Nadelschaft bessere Werte als die Kehrseite.

- Nadelgröße: In der subjektiven Untersuchung der Nadelspitzen wurde das kleinste Nadellumen (24 G) am besten erkannt. Ein ähnlich gutes Ergebnis erreichte die drittgrößte untersuchte Nadelgröße (19 G), die auch in der subjektiven Untersuchung Nadelspitze vs. Nadelschaft am besten abschnitt. In den objektiven Untersuchungsreihen (Nadelspitze und Nadelspitze vs. Nadelschaft) zeigte sich keine statistische Bedeutung für diesen Faktor (p-Gesamtwert jeweils $> 0,05$).
- Nadelschliff: Subjektiv konnte der Facette-Schliff in beiden Untersuchungsteilen (Nadelspitze und Nadelspitze vs. Nadelschaft) die besten Ergebnisse erzielen. Mit der Bildbearbeitungssoftware erreichte der Sprötte-Schliff die höchsten Sichtbarkeits-Ergebnisse. In der objektiven Unterscheidung Spitze vs. Schaft zeigte sich die Art des Nadelschliffs ohne Signifikanz (p-Gesamtwert 0,080).
- Nadelbeschichtung: Die Nadelbeschichtung hatte für die Untersucher in der subjektiven Untersuchungsreihe keine Bedeutung für eine verbesserte Erkennung der Nadelspitze. In den subjektiven Untersuchungen Nadelspitze vs. Nadelschaft schnitt die Stahl-Variante am besten ab. Objektiv war dieser Nadelfaktor jedoch bedeutungslos.

Abschließend wurde die Qualität des Ultraschallphantoms subjektiv und objektiv in Abhängigkeit von der Ultraschallfrequenz bewertet. Die Frequenz hatte als einziger Faktor Einfluss auf die Bildqualität. Hier bewerteten die Testpersonen die Bilder in der 5 MHz-Auflösung am besten, während in der Bildbearbeitungssoftware der p-Gesamtwert bei 0,389 lag und somit nicht signifikant war.

Im Gegensatz zu der Arbeit von Schafhalter-Zoppoth [29], in der die subjektiven Ergebnisse mit den objektiven gut korrelierten, fand sich in der vorliegenden Arbeit nur wenige Übereinstimmungen in den Ergebnissen der Bewerter einerseits und den Ergebnissen aus der Bildbearbeitungssoftware andererseits (siehe

Ergebnisteil Tabelle 4 - Tabelle 13). In der Studie von Schafhalter-Zoppoth wurde die Ultraschall-Sichtbarkeit von Regionalanästhesie-Nadeln in Kombination mit drei verschiedenen Füllungsmedien (Luft, Wasser, Mandrins) durchgeführt und sowohl IPlane- als auch OoPlane-Darstellungen untersucht. Die Regionalanästhesie-Nadeln mit einer beschichteten Spitze erzielten die besten Ultraschallsichtbarkeit. Die Sichtbarkeit sank in dieser Studie linear mit steilerem Einführungswinkel (untersucht 0-65° relativ zur Phantomoberfläche) [29].

Die Gründe für die unterschiedlichen Ergebnisse im subjektiven und objektiven Untersuchungsteil resultieren aus den unterschiedlichen Untersuchungsverfahren.

Die Bilderbewertung ist ein rein subjektiver Vorgang und unterliegt keinen objektivierbaren, messbaren Kriterien. Vielmehr ist hier der jeweilige persönliche Eindruck des einzelnen Befunders relevant, welcher stark abhängt vom Erfahrungsschatz und den Erwartungen des Betrachters an die Ultraschalldarstellung der untersuchten Nadel. Bei der Bildbearbeitungssoftware werden Untersuchungsregionen auf dem Ultraschallbild mit dem integrierten Analysewerkzeug hinsichtlich ihrer Pixelanzahl und einem Mittelwert analysiert (dieses Werkzeug nennt sich bei dem Programm PhotoImpact von Ulead Systems Inc. Histogramm-Tafel). Und hier ist der Aussagewert der erhobenen Zahlenwerte stark davon abhängig wie das Ultraschallbild untersucht wird. In der Untersuchung des Schaftes z. B. wäre es auch denkbar (nicht wie in der vorliegenden Arbeit) das Analyse-Tool auf den ganzen Schaft anzuwenden und nicht ausschließlich auf einen definierten Ausschnitt am Bildrand. Die Abschätzung, wo sonographisch auf dem Bild der Schaft beginnt und wo die Nadelspitze, würde jedoch dann ein weiteres neues Problem aufwerfen. Ebenso wären die Nadeln im Bezug auf ihren Einstichwinkel und –tiefe nur bedingt untereinander vergleichbar, da sich dann unterschiedlich lange Schaftlängen im Ultraschallbild und somit unterschiedliche Pixelangaben ergeben.

Es fiel eine hohe Anzahl an nicht-signifikanten Bewertungen in den objektiven Untersuchungsreihen auf. So zum Beispiel zeigten sämtliche Nadelmodi in der Untersuchung der Nadelspitze vs. Nadelschaft keine Bedeutung. Dies könnte

darauf zurückzuführen sein, dass die erhobenen objektiven Ergebnisse in einem engeren Meßbereich lagen als die subjektiven Einschätzungen der Untersucher. Gerade bei der objektiven Untersuchung Nadelspitze vs. Nadelschaft gelang durch das Untersuchungsdesign ein kompletter Vergleich des Nadelschaftes mit der Nadelspitze nicht. Es wurden hier lediglich zwei ROI's miteinander verglichen; ein ROI der Nadelspitze mit einer ROI des Nadelschaftes. Dabei wurde die ROI der Nadelspitze als die Region definiert, in der die Nadelspitze diagonal mittig im 64x64 Pixel großen Histogramm-Tafel-Quadrat lag. Die ROI des Nadelschaftes war entsprechend das Histogramm-Quadrat gleicher Größe, welches am äußeren rechten Bildrand vom Nadelschaft diagonal durchkreuzt wurde (siehe Abbildung 7).

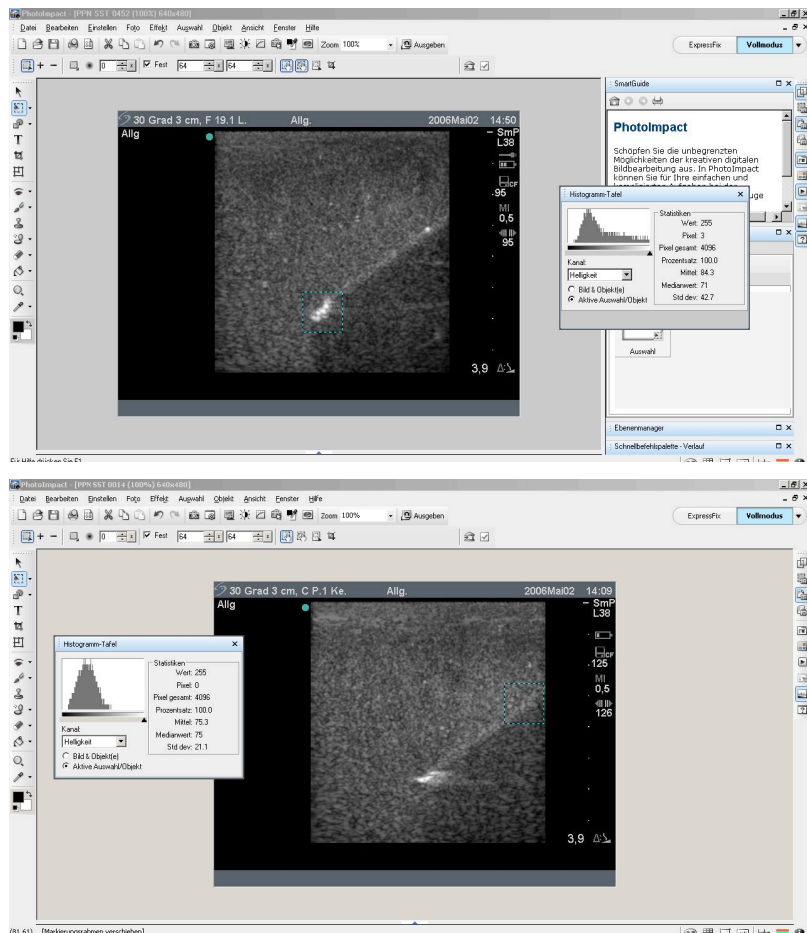


Abbildung 7: Histogramm-Tafel-Quadrate (ROI's) der Nadelspitze (oben) und des Schaftes (unten).

Bei einer entsprechend schwach-echogenen Nadelspitze ergeben sich in der Bildbearbeitungssoftware ähnliche Ergebnisse und somit keine signifikanten Unterschiede.

4.2 Sichtbarkeitsverbessernde Faktoren in der USRA

Die ultraschallunterstützte Regionalanästhesie (USRA) ist in der klinischen Praxis ein weit verbreitetes und mittlerweile breit anerkanntes Verfahren. Sie stellt eine Alternative zur bisherigen Methode der Nervendetektion durch Nervenstimulation bzw. alleinige Verwendung von anatomischen Landmarken dar [20]. Von grundsätzlicher Bedeutung bei der Methode ist die konsequente Visualisierung von Zielstrukturen und der Punktionskanüle. Da die Nerven nicht durch die Nadel oder das Einbringen von Lokalanästhetika verletzt werden dürfen, ist die Sichtbarkeit der Kanüle ein zentraler Faktor für die Sichtbarkeit des Anästhesieverfahrens. Verschiedene Punkte beeinflussen die Sichtbarkeit.

In den bisher veröffentlichten Arbeiten zu diesem Thema wurde dem Einstichwinkel eine herausragende Bedeutung beigemessen. Nichols et al. untersuchten 2003 fünf unterschiedliche Regionalanästhesie-Nadeln (Echogene Spitze, Mini-Stick, Echo-Beschichtung, Surflo) und eine Prototyp-gekräuselte Nadel auf ihre Ultraschall-Sichtbarkeit in sieben Winkeleinstellungen von 15° - 90° in Relation zum Ultraschall-Strahl [22]. Die Nadeln wurden in einem Leberphantom untersucht. Ähnlich wie bei der vorliegenden Dissertation verwendeten auch Nichols et al ein selbst hergestelltes Phantom. Dieses bestand aus kommerzieller Rindersoße, vermengt mit Wasser um den echogenen Eigenschaften einer frischen Kalbsleber zu entsprechen. Ein solches einzelnes Gemisch wurde für alle Messungen verwendet. Mittels eines magnetischen Rührgerätes, welches in das Phantom-Gefäß gestellt wurde, wurde das Phantom-Gemisch während der Versuche in Suspension gehalten. Durch diese Versuchsanordnung bzw. durch die Phantomart (keine gallerte Masse wie in der vorliegenden Arbeit), konnten Einstichartefakte vermieden werden.

Die sechs optisch hellsten Bilder für jede Winkeleinstellung wurden für die Untersuchung verwendet. Es ergab sich eine Gesamtmenge von 210 Ultraschall-

Bildern in sieben verschiedenen Winkeleinstellungen. Alle Nadeln wurden, anders als in der vorliegenden Arbeit, am selben Tag getestet, und die Ultraschall- und graphischen Einstellungen blieben während der Versuche konstant.

Wie auch bei der vorliegenden Arbeit wurde zur Justierung der Nadeln im Phantom eine Drehvorrichtung verwendet um reproduzierbare Aufnahmen zu erhalten. Nichols et al verwendeten den Ultraschallmonitor zur Winkeleinstellung und nicht wie in der vorliegenden Arbeit von der Nadelhalterung aus (skalierte Winkeleinstellung am Nadelhalterungs-Stativ). Mit dem Bildbearbeitungsprogramm Adobe Photoshop 5.0 (Adobe Systems, San Jose, CA) wurden die 210 Bilder ausschließlich objektiv in ihrer Ultraschallsichtbarkeit untersucht.

Vorteil der Arbeit von Nichols et al gegenüber der vorliegenden ist die genauere grafische Software-Auswertung der Bilder. Der Bildhintergrund-Pixelwert (Phantom-Echogenität) wurde vom Nadelpixelwert subtrahiert um einen Echogenitäts-Wert (in EU = echogenic units) für jedes Ziel (Spitze und Schaft) zu erhalten. Bei der vorliegenden Arbeit hingegen wurde in der Pixel-Bemessung von Spitze und Schaft der Hintergrund mit eingeschlossen (siehe Abbildung 7), was wiederum den eigentlichen Nadelpixelwert verfälscht. Allerdings fehlt bei der Arbeit von Nichols et al eine genaue Erklärung zur Software-Pixelbemessung wie z. B. verwendete Grafikwerkzeuge.

Im waagrechten Einstich (90° gemessen zur Phantomoberfläche) wurden alle Nadeln gut erkannt und die Echogenitäts-Level waren ähnlich ($P = 0,264$). Die Prototypen-Nadel und die Echospitzen-Nadel erreichten in einem Winkelbereich von $35^\circ - 15^\circ$ (gemessen zur Phantomoberfläche) die besten Sichtbarkeits-Ergebnisse. Mit steilerem Winkel büßten alle Nadeln in Ihrer Echogenität ein. Die Prototypen-Nadel (gekräuselte Oberfläche) und die Echospitzen-Nadel erzielten in den klinisch bedeutenden Winkeln die beste Sichtbarkeit.

Die vorgelegte Arbeit unterstreicht Ergebnisse anderer Studien, wie z. B. die von Nichols et al aus dem Jahr 2003, die nachwiesen, dass Regionalanästhesienadeln in steileren Winkeleinstellungen schlechter sichtbar sind [22]. In einem horizontalen Punktionswinkel von 90° wurden alle untersuchten Nadeln leicht erkannt mit einem EU = echogenicity units von 60-76. Dieser Wert sank bei Verwendung

steilerer Punktionswinkel und dies ungeachtet der Nadeloberflächenbeschaffenheit. Der Punktionswinkel ist in der Regel durch die geplante Blockade vorgegeben. Nerven, die in größerer Entfernung zur Haut liegen, erfordern einen steilen Punktionsweg. Typische Beispiele sind die proximalen Blockaden des N. ischiadicus. Bei adipösen Patienten sind auch bei den oberflächlich verlaufenden Nerven steilere Punktionswinkel erforderlich.

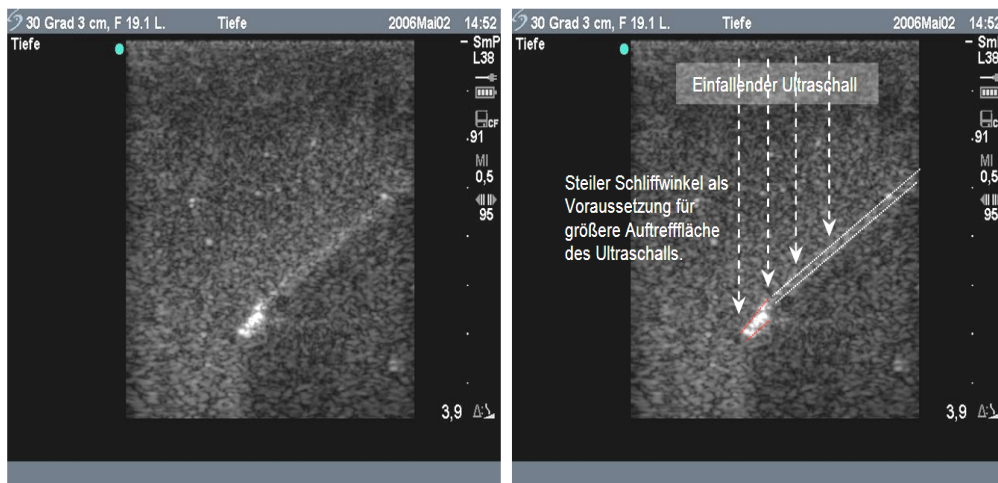


Abbildung 8: Schema zur Verdeutlichung des Vorteils der steilen Schliffwinkel zur Sichtbarkeitsverbesserung. Tiefe = 5 MHz; L = Lumenseite der Nadelöffnung.

In der vorliegenden Arbeit wurden drei verschiedene praxisrelevante Einstichtiefen darauf geprüft, wie bedeutsam sie für eine bessere Erkennbarkeit der Nadeln im Ultraschall sind.

Eine Möglichkeit, die Nadelspitze und den Nadelschaft in steileren Winkeln besser sichtbar zu machen, sind Oberflächenänderungen der Kanülen. Durch das Einbringen von Vertiefungen auf dem Kanülenschaft entstehen ähnlich einem Radarreflektor Flächen in unterschiedlichem Winkel, die auch bei steileren Punktionswinkeln noch zu einer guten Reflektion der Nadel führen. Solche echogene Nadeloberflächen wurden in einer Vergleichsstudie von Hebard und Hocking untersucht [13]. Verglichen wurde die echogene Sonoplex Nanoline-Nadel der Firma Pajunk (Pajunk Medizintechnologie, Geisingen, Deutschland) mit einer Standard-Kanüle (Uniplex Nanoline), ebenfalls von der Firma Pajunk, im Einsatz bei jeweils 30 Blockaden des Nervus femoralis und Nervus ischiadicus ($n_{\text{gesamt}} = 60$). Diese

randomisierte Kontrollstudie ergab, dass die echogene Sonoplex Nanoline-Nadel (siehe Abbildung 10) auch in steileren Einstichwinkeln besser sichtbar war als die nicht-echogene Vergleichskanüle. Dabei wurden die Untersuchungsergebnisse subjektiv von Anästhesisten als geschätzte Prozentangabe der Zeit erhoben, wie lange die Nadelspitze im Ultraschallbild erkannt wurde. Hierdurch wurde eine gänzlich andere, praxisrelevante Bewertungsgrundlage angelegt. Objektiv erfasst wurden von einem aussenstehenden Untersucher die Zeit, in der sich die Nadelspitze in Sicht befand, sowie alle anderen Einstellungsmodi (Einstichwinkel, Einstichtiefe und Untersuchungszeit). Somit wurden subjektive und objektive Ergebnisse generiert. Die Sonoplex-Kanüle wurde trotz des in der Untersuchungsgruppe vorhandenen höheren Durchschnitts-Body-Mass-Index (29,0 vs. 25,0 kg/m², p = 0,01) sowie auch des durchschnittlich steileren Einstichwinkels (31° vs. 22°) subjektiv und objektiv besser erkannt als die Kontroll-Kanüle. Diese randomisierte Kontrollstudie unterstreicht die Bedeutung der Oberflächenbeschaffenheit der Regionalanästhesie-Nadeln für die Sichtbarkeit im Ultraschall.

Bei der echogenen Sonoplex Nanoline-Nadel handelt es sich um Änderung der Oberflächenbeschaffenheit der Kanüle: Zahlreiche kleine sogenannte „cornerstone“-Reflektoren sind auf einer Länge von zwei Zentimetern an der Kanülenspitze in die Nadeloberfläche eingebracht.

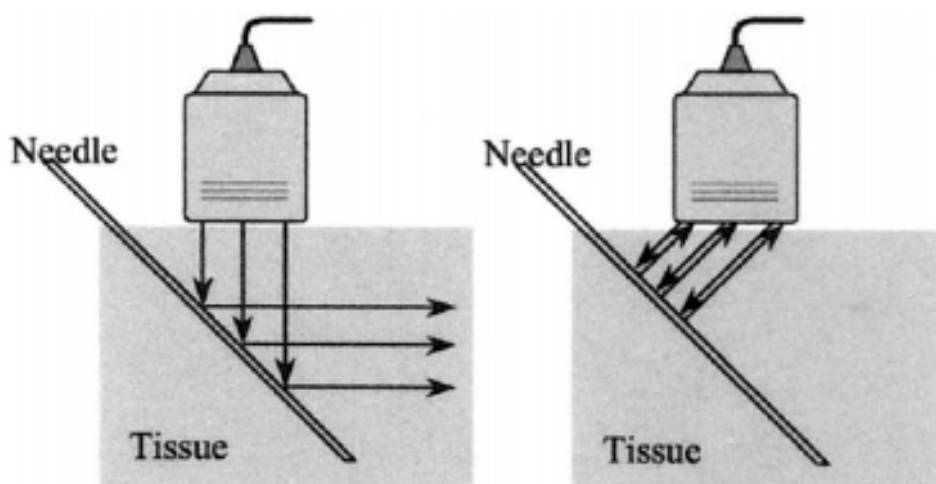


Abbildung 9: Cheung S, Rohling R., Enhancement of needle visibility in ultrasound-guided percutaneous procedures. Ultrasound Med



Abbildung 10: ChibaSono SonoPlex der Firma Pajunk®
 (Abb. aus Firmenhomepage www.pajunk-gmbh.de)

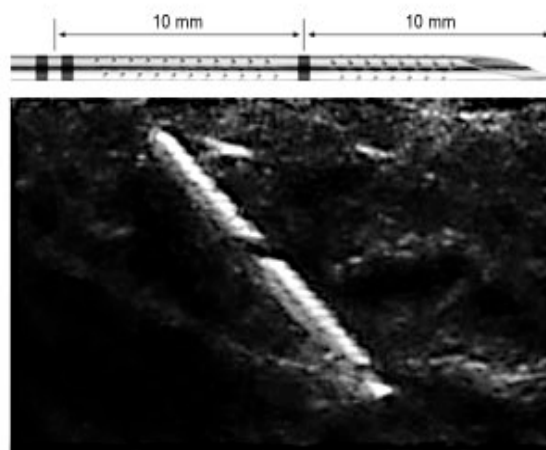


Abbildung 11: Abbildung aus Firmenhomepage
www.pajunk-gmbh.de

Einen ähnlichen Wirkeffekt, um die Nadelspitze sichtbarer zu machen, zeigt die Position der Nadelöffnung zur eintreffenden Ultraschallwelle. Dieser Einflussfaktor wurde in der vorliegenden Arbeit erstmalig untersucht. Auf der Seite der Nadelöffnung existieren verschiedene Flächen, die den Abstrahlwinkel von Schallwellen verändern. Erwartet wurde, dass damit mehr Schallwellen zum Schallkopf zurückreflektiert werden (Bündelung von Schallwellen).

Die subjektiven Ergebnisse hierzu erbrachten das gegenteilige Ergebnis bzw. in der Unterscheidung Nadelspitze vs. Nadelschaft sogar keine Signifikanz (siehe Tabelle 4 und Tabelle 6). In der objektiven Untersuchung zur Sichtbarkeit der Nadelspitze und Nadelspitze vs. Nadelschaft konnte die Lumenseite signifikant

besser abschneiden als die Kehrseite (Lumen $86,90 \pm 12,74$ vs. Kehrseite $84,80 \pm 11,66$; $p = 0,003$ und Lumen $7,20 \pm 14,14$ vs. Kehrseite $5,10 \pm 13,54$; $p = 0,012$). Die Gründe hierfür können darin liegen, dass der Betrachter, den durch den Parabolspiegeleffekt verstärkten Bereich der Nadelspitze „klumpiger“ und deshalb weniger scharf umschrieben wahrnimmt, während sich hieraus objektiv in der Untersuchung mittels der Bildbearbeitungssoftware höhere Pixelwerte ergeben. Durch das Auftreffen des Ultraschalls an der Lumenseite der Nadelspitze verstärkt sich durch die muldenförmige Bündelung der Schallwellen der zurückgesendete Ultraschall. Stellt sich die Frage, wie genau die Nadelspitze subjektiv erkannt wird, führt diese Bündelung bzw. „Verklumpung“ der Spitze zur Reduktion der exakten Sichtbarkeit.

Ein weiterer Faktor für die Sichtbarkeit der Kanülenspitze stellt das Design der Kanülenspitze dar. Die Resultate der objektiven Prüfung zeigten, dass der atraumatische Sprötte-Schliff die beste Reflektionseigenschaft hatte (Nadelspitzen-Erkennung, Abgrenzung Nadelspitze vs. Nadelschaft; siehe Tabelle 9 und Tabelle 11). Die Ergebnisse konnten bei der subjektiven Untersuchung nicht verifiziert werden. Die verbesserte Reflektionseigenschaft ist mit der Form des Nadelloches gut zu erklären. Die muldenförmige Lumenöffnung ermöglicht dem einfallenden Ultraschall-Strahl bei diesem Schliff (anders als bei den anderen untersuchten Schliffvarianten) eine verbesserte Schallreflexion. In dieser Hinsicht noch am ähnlichsten zum Sprötte-Schliff ist der Tuohy-Schliff, der entsprechend gute objektive Ergebnisse erbrachte (siehe Tabelle 9 und Tabelle 11). Mit den Ergebnissen der objektiven Prüfung der Reflektion konnte gezeigt werden, dass die Form der Spitze einen relevanten Einfluss auf die Sichtbarkeit der Kanülenspitze hat und damit auch für die Klinik relevant wird.

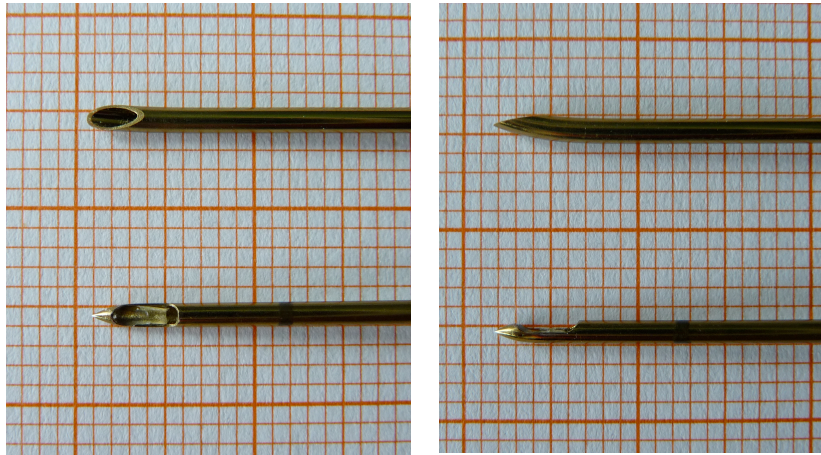


Abbildung 12: Vergleich Tuohy (oben) und Sprotte-Schliff (unten).

Das Nadellumen beeinflusst ebenfalls die bessere Sichtbarkeit der Nadeln (siehe Tabelle 5 und Tabelle 7). Das kleinste verwendete Lumen (24 Gauge) wurde subjektiv am besten erkannt (Nadelspitze $1,74 \pm 0,55$). Die Spitze des drittgrößten Nadellumens (19 Gauge) wurde nur geringfügig schlechter von den Bewertern erkannt ($1,73 \pm 0,45$). Eine logische Reihenfolge lässt sich aus den Ergebnissen dieser Untersuchung nicht herleiten. Die Arbeit von Schafhalter-Zoppoth belegte hingegen sowohl subjektiv als auch objektiv eine „logischere“ Rangfolge der Sichtbarkeit (18 Gauge > 17 Gauge > 20 Gauge > 22 Gauge). Allerdings war das zweitgrößte Nadellumen am besten erkannt worden, während das größte Lumen schlechter abschnitt [29]. Die Arbeit von Schafhalter-Zoppoth aus dem Jahr 2004 stellt die erste kontrollierte Studie über die Faktoren dar, die die Ultraschallsichtbarkeit verbessern können. Dabei waren die von ihr untersuchten Faktoren der Einstichwinkel, die Nadelgröße, der Nadelschliff und die Nadelbeschichtung. Anders als in der vorliegenden Arbeit wurden die Nadeln bei ihrer Arbeit sowohl in IPlane als auch in der Ooplane-Darstellung untersucht. Hierbei zeigte sich eine höhere Ultraschallsichtbarkeit in der IPlane-Einstellung vor allem auch in den steilen Einstichwinkeln. Ebenso wurde untersucht sie in dieser in-vitro-Studie den Einfluss von Luft- und Wasserfüllung der Nadeln, jedoch ohne signifikanten Unterschied. Auch untersuchte Schafhalter-Zoppoth die Bedeutung von Führungsdrähten auf die Sichtbarkeit der Regionalanästhesie-Nadeln im Ultraschall. Sie konnte belegen, dass die Verwendung dieser Führungsdrähte (guide wires) sowohl die Ultraschall-Sichtbarkeit der Nadelspitze als auch des Nadelschaftes

verbesserten. Auf diesen Faktor wurde in der vorliegenden Studie verzichtet, da er in der täglichen regionalanästhesiologischen Praxis in deutschen Kliniken wenig Verwendung findet.

Die Wahl des Ultraschallphantoms

In früheren Arbeiten wurden zur Prüfung von Kanülen und deren sonographischen Eigenschaften verschiedenartige Ultraschallphantome verwendet. Die Vor- und Nachteile verschiedener Ultraschallphantome (Wasser, BluePhantom™, Schweinefleisch, Gelatine/Metamucil, Leiche) wurden von Hocking et al. in einer Vergleichsstudie [14] dargestellt. Den Autoren zufolge richtet sich die Auswahl des Ultraschallphantoms danach, welche Fragestellungen geklärt werden sollen. Sie weisen darauf hin, dass kein derzeit verwendetes Ultraschallphantom die Erfahrungen aus der klinischen Praxis ersetzen kann.

Das in der eigenen Studie verwendete Gelatinephantom ist ein nicht-kommerzielles Untersuchungsmedium. Es hat gegenüber einigen anderen Phantomen eine Reihe von Vorteilen:

1. es lässt vergleichbare parallele Einstiche zu, weil in ihm störende anatomische Strukturen (Sehnen, Knochen, Muskelfasern, Gefäße, Nerven) fehlen.
2. die Anschaffungskosten sind deutlich geringer als Phantome auf Polymer-Grundlage (ca. 9 € vs. ab 379 \$ für den Übungsblock der Produktreihe BluePhantom™ [Blue Phantom 8557 154th Ave NE Redmond, WA 98052 USA]).
3. es lässt sich relativ unkompliziert herstellen.

Viele Studien verwendeten als Phantom zusätzlich zum Gelatine- ein Tiermodell, um damit realistische (praxisnahe) Ultraschall-Aufnahmen zu gewinnen [18][22]. Tiermodelle (z. B. Leber oder Muskelgewebe vom Schwein) haben jedoch den Nachteil, dass deren Halt- und Verwendbarkeit eingeschränkt sind.

Allerdings kann auch in dieser Studie hergestellte und verwendete Gelatinemodell wegen möglicher Fehler (Luft einschließen, Klumpen, etc.) eine objektive

Vergleichbarkeit stören. Ein Gelatine- und ein Polymermodell können in ihren Echoeigenschaften nicht direkt mit menschlichem Gewebe verglichen werden.

Setzt man eine entsprechend der in Abbildung 3 dargestellten Nadelhalterung ein, ist gewährleistet, dass der Abstand von einem Einstich zum nächsten groß genug ist, um keine Überlagerungs-Artefakte entstehen zu lassen. Nach meiner Beobachtung verschlossen sich die Nadeleinstiche nach erneuter Kühlung im Kühlschrank nach 24 - 48 h.

4.3 Stärken und Schwächen dieser Arbeit

Es wurde eine hohe Anzahl an Nadeln in dieser Studie untersucht. Mit insgesamt 23 untersuchten Regionalanästhesienadeln und insgesamt 1.104 Longitudinal-Sonographieaufnahmen wurde ein großer Datenpool subjektiv und objektiv bewertet. In der erstmalig durchgeführten Untersuchung, in wie weit die Seite der Nadelöffnung zum Ultraschall bedeutsam für die Sichtbarkeit ist, kann diese Arbeit einen Beitrag dazu leisten, dass die bisherigen RA-Verfahren verändert bzw. verbessert werden. In bisher durchgeführten Studien zu diesem Thema wurde diesem Teilaspekt kaum Bedeutung beigemessen.

Viele der bislang veröffentlichten Arbeiten zu diesem Thema untersuchten nur einzelne wenige Faktoren auf ihren Einfluss auf die Sichtbarkeit im Ultraschall. In der vorliegenden Studie wurden mit 5 Einstellungs- und 4 Nadelfaktoren, darunter die 3 verschiedenen Einstichtiefen, viele verschiedene Einflussfaktoren untersucht. In diesem so gewählten Untersuchungsansatz konnte ein breites Spektrum der praxisrelevanten Faktoren zur Verbesserung der Nadelsichtbarkeit berücksichtigt werden.

5. Zusammenfassung

In einigen Punkten konnte diese Arbeit die Ergebnisse früherer Studien bestätigen. Einstellungs- und Nadelmodi (wenn auch mit unterschiedlicher Ausprägung) haben einen Einfluss auf die verbesserte Sichtbarkeit der Regionalanästhesienadeln im Ultraschall. Damit diese sonographisch besser erkannt werden, sollten sie in einem flacheren Winkel (30-45°) eingestochen werden. Größere Nadellumina haben einen Vorteil in der Sichtbarkeit im Ultraschall. Auch konnte gezeigt werden, dass der Nadelschliff einen Einfluss darauf hat, wie gut die Anästhesiekannülenspitze sonographisch gesehen wird. Allein die (in der Arbeit untersuchten) Nadelbeschichtungs-Arten brachten keinen wesentlichen Effekt für die verbesserte Erkennbarkeit.

Es war jedoch auffallend, dass die subjektiven und objektiven Resultate in einem relativ hohen Maße nicht übereinstimmten. Gründe dafür sehe ich v.a. im gewählten Verfahren der objektiven Untersuchung (mit der Bildbearbeitungssoftware muss die region of interest zielgenauer erfasst werden, um störende Umgebungseinflüsse auszuschließen).

Echogene Nadeloberflächen (auch wenn diese nicht Gegenstand der vorliegenden Untersuchung waren), weisen eine verbesserte Ultraschall-Reflexion auf. Sie werden dazu beitragen, dass die sichere Anwendung der USRA weiter zunimmt.

Verbesserte Sonographiegeräte, zusätzliche Hilfsmittel (GPS-Unterstützung) und neueste Nadelentwicklungen versprechen einen wichtigen Fortschritt auf dem Gebiet der ultraschallunterstützten Regionalanästhesie (USRA). Diese Weiterentwicklungen werden der USRA den Stellenwert als Gold-Standard in der Regionalanästhesie sichern.

6. Literaturverzeichnis

- [1] Abrahams M. S., Aziz M. F., Fu R. F., Horn J.-L. Ultrasound guidance compared with electrical neurostimulation for peripheral nerve block: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials, *Br J Anaesth* 2009.
- [2] Bier, A. Versuche über die Cocainisierung des Rückenmarks. *Deutsche Zeitschrift für Chirurgie* 51 (1899): 361–368.
- [3] Birnbaum J., Albrecht R. *Ultraschallgestützte Regionalanästhesie*. Springer Medizin Verlag Heidelberg 2008.
- [4] Carty, S., Nicholls, B. Ultrasound-guided regional anaesthesia Continuing Education in Anaesthesia. *Critical Care & Pain j* Volume 7 Number 1 2007; 20-24.
- [5] Cathelin F. Une nouvelle voie d'injection rachidienne: methode des injections epidurales par le procédé du canal sacre - applications a l'homme. *Compt Rend Soc De Biol* 1901; 53: 452–3.
- [6] Cheung S., Rohling R., Enhancement of needle visibility in ultrasound-guided percutaneous procedures. *Ultrasound Med Biol.* 2004 May;30(5):617-24.
- [7] Dufour E, Quennesson P, Van Robais A.L., Ledon F., Laloë P.A., Liu N., Fischler M. Combined ultrasound and neurostimulation guidance for popliteal sciatic nerve block: a prospective, randomized comparison with neurostimulation alone. *Anesth Analg* 2008;106:1553–8.
- [8] Edgcombe H., Hocking G. Sonographic Identification of Needle Tip by Specialists and Novices: a blinded Comparison of 5 Regional Block Needles in Fresh Human Cadavers. *Reg Anesth Pain Med.* 2010; 35:1-5.
- [9] Edward A., Lyons, University of Manitoba, Winnipeg. Zone Sonography™: The Next Major Advance In Medical Ultrasound. Clinical White Paper.
- [10] Frentzel-Beyme, Bernd. Als die Bilder laufen lernten oder Die Geschichte der Ultraschalldiagnostik. *Hamburger Ärzteblatt* 10.2005, 446-450.
- [11] Gibbs F.J., Murphy M.C.; Ultrasound Guidance for Central Venous Catheter Placement. *Hospital Physician* 03.2006.

- [12] Greenblatt G.M., Denson J.S. Needle anesthesia: current state of the art. *Anesthesiology* 2006; 104/2: 368-373.
- [13] Hebard S., Hocking G. Echogenic technology can improve needle visibility during ultrasound-guided regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med.* 2011 Mar-Apr;36(2):185-9.
- [14] Hocking G., Hebard S., Mitchell C.H. A Review of the Benefits and Pitfalls of Phantoms in Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. *Regional Anesthesia and Pain Medicine & Volume 36, Number 2, March-April 2011.*
- [15] Klepcha I. Effizienz und Effektivität der sonographisch gesteuerten Lokalanästhetika- Applikation bei axillärer Plexus brachialis – Blockade. Medizinische Dissertationsarbeit, Tübingen 2011.
- [16] Koscielniak-Nielsen Z.J. Ultrasound-guided peripheral nerve blocks: what are the benefits? *Acta Anaesthesiol Scand.* 2008 Jul;52(6):727-37. Epub 2008 May 12.
- [17] La Grange P, Foster P.A., Pretorius L.K. Application of the Doppler ultrasound bloodflow detector in supraclavicular brachial plexus block. *Br J Anaesth.* 1978;50:965–967.
- [18] Maecken T., Zenz M., Grau T. Ultrasound characteristics of needles for regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med.* 2007;32:440-447.
- [19] Marhofer P., Greher M., Kapral S. Ultrasound guidance in regional anaesthesia. *Br J Anaesth* 2005; 94: 7-17.
- [20] Marhofer P., Harrop-Griffiths W., Kettner S. C., Kirchmair L. Fifteen years of ultrasound guidance in regional anaesthesia: Part 1; *British Journal of Anaesthesia* 104 (5): 538–46 (2010).
- [21] Niazi A.U., Haldipur N., Prasad A.G., Chan V.W. Ultrasound-guided regional anesthesia performance in the early learning period: effect of simulation training. *Reg Anesth Pain Med.* 2012 Jan-Feb;37(1):51-4.
- [22] Nichols K., Wright L.B., Spencer T., Culp W.C. Changes in ultrasonographic echogenicity and visibility of needles with changes in angles of insonation. *J Vasc Interv Radiol.* 2003 Dec;14(12):1553-7.
- [23] Pearson R.B. Nerve block in rehabilitation: a technique of needle localization. *Arch Phys Med* 1955; 36: 631.

- [24] Rosenberg A.D., Popovic J., Albert D.B., Altman R.A., Marshall M.H., Sommer R.M., Cuff G. Three partial-task simulators for teaching ultrasound-guided regional anesthesia. *Reg Anesth Pain Med.* 2012 Jan-Feb;37(1):106-10.
- [25] Rotemberg V., Palmeri M., Rosenzweig S., Grant S., Macleod D., Nightingale K. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) imaging-based needle visualization. *Ultrason Imaging.* 2011 Jan;33(1):1-16.
- [26] Saleh A., Ernst S., Grust A., Fürst G., Dall P., Mödder U. Real-time compound imaging: improved visibility of puncture needles and localization wires as compared to single-line ultrasonography *Rofo.* 2001 Apr;173(4):368-72.
- [27] Saranteas T., Karakitsos D., Alevizou A., Poularas J., Kostopanagiotou G., Karabinis A. Limitations and technical considerations of ultrasound-guided peripheral nerve blocks: edema and subcutaneous air. *Reg Anesth Pain Med.* 2008 Jul-Aug;33(4):353-6.
- [28] Sauter A.R., Dodgson M.S., Stubhaug A., Halstensen A.M., Klaastad Ø. Electrical Nerve Stimulation or Ultrasound Guidance for Lateral Sagittal Infraclavicular Blocks: A Randomized, Controlled, Observer-Blinded, Comparative Study. *Anesth Analg* 2008;106:1910 –5.
- [29] Schafhalter-Zoppoth I., McCulloch C.E., Gray A.T. Ultrasound visibility of needles used for regional nerve block: an in vitro study. *Reg Anesth Pain Med.* 2004;29:480-488.
- [30] 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 Jun;27(3):245-50. Epub 2006 Mar 16.
- [31] Sicard A. Les injections medicamenteuses extra-durales par voie sacro-coccygienne. *Compt Rend Soc De Biol* 1901; 53: 396–8.
- [32] Striebel H. W. Die Anästhesie: Grundlagen und Praxis, Band 1 Schattauer Verlag 2003, 2010; 377.
- [33] http://de.wikipedia.org/wiki/Carl_Ludwig_Schleich#Infiltrationsan.C3.A4sth esie
- [34] http://de.wikipedia.org/wiki/Piezoelektrischer_Effekt

- [35] <http://www.gehealthcare.com/eude/ultrasound/products/portable/vscan/index.html>
- [36] <http://www.ultrasonix.com/products/sonixgps>
- [37] http://www.degum.de/Geschichte_der_diagnostischen.627.0.html?&L=%252525270
- [38] <http://www.bluephantom.com/>
- [39] http://www.kyotokagaku.com/products/list03.html#cate_head01
- [40] <http://www.cirsinc.com/products/modality/m7/ultrasound/>

7. Abkürzungsverzeichnis

- c Abkürzung für die Geschwindigkeit von Schallwellen in einem Medium. Gemessen in der Einheit Meter / Sekunde (m/s).
- MHz Abkürzung für Mega-Hertz. 1 Mega-Hertz = 1 Million Hertz. Hertz ist die SI-Einheit für die Frequenz.
- USRA Abkürzung für ultraschallgesteuerte Regionalanästhesie.

Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. N. Roewer (Ärztlicher Direktor der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie Uniklinik Würzburg) für die Überlassung des Themas.

Ganz besonders danken möchte ich Herrn Priv. Doz. Dr. med. U. Schwemmer (Chefarzt der Klinik für Anästhesiologie und Intensivmedizin Klinikum Neumarkt) für die wissenschaftliche Begleitung und die tatkräftige Unterstützung bei meiner Dissertation. Seine wertvollen Impulse und fachlichen Anregungen waren mir bei der Umsetzung dieser Arbeit sehr wichtig.

Für die Unterstützung in der statistischen Auswertung meiner Ergebnisse möchte ich mich ganz herzlich bei Herrn Dipl.-Math. J. Hain bedanken.

Für das Anfertigen der Ultraschall-Phantom-Gussformen möchte ich mich bei der Haus-Technik des operativen Zentrums der Universitätsklinik Würzburg bedanken.

Meiner Frau Regina möchte ich herzlich für ihre Begleitung und Motivation während der Fertigstellung der Dissertation danken.

Lebenslauf

Persönliche Daten: geboren am 01. Oktober 1974 in Vaihingen an der Enz

Schul- und Berufsausbildung:

1981 – 1986: Grundschule Besigheim
1986 – 1987: Hauptschule Besigheim
1987 – 1992: Realschule Besigheim
1992 – 1995: Wirtschaftsgymnasium (Gustav-von-Schmoller Schule)
Heilbronn
04./05. 1995: Abitur

Zivildienst / Berufserfahrung:

10.1995 – 10.1996: Zivildienst im Rehabilitationszentrum für körperbehinderte
Kinder und Jugendliche Neckargemünd (Stephen-Hawking-
Schule Neckargemünd)
04.1997 – 03.2000: Krankenpflegeausbildung am Marienhospital Stuttgart
29.02.2000: Staatliche Prüfung in der Krankenpflege

Medizinische Ausbildung:

05.2000 – 04.2008: Studium der Humanmedizin an der Julius-Maximilian-
Universität Würzburg
04.2008: Staatsexamen
07.05.2008: Approbation als Arzt

Tätigkeit als Arzt:

09.2008 – 02.2009: SLK Krankenhaus Brackenheim Abteilung Innere Medizin
Seit 03.2009: SLK Klinikum am Plattenwald Abteilung Innere Medizin