Risikoprofil und Lagegenauigkeit von zervikalen Pedikelschrauben unter intraoperativer CT-Navigation

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigte
Dissertation

vorgelegt von

Julius Böhmer

aus Salzkotten

Berichter: Univ.-Prof. Dr. med. Christian Blume
Prof. Dr. med. Christian Herren

Tag der mündlichen Prüfung: 08.07.2026

Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Universitätsbibliothek online verfügbar.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **IV**

Abbildungsverzeichnis **V**

Tabellenverzeichnis **VI**

1 EINLEITUNG 1

1.1 Anatomie der Halswirbelsäule **1**

1.2 Dorsale zervikale Stabilisierung **2**

1.2.1 Zervikale Drahtschlingen 3

1.2.2 Massa-lateralis-Schrauben 4

1.2.3 Zervikale Pedikelschrauben 5

1.3 Komplikationen der Instrumentierung mit zervikalen Pedikelschrauben **6**

1.4 Operationstechniken und Navigationsverfahren zervikaler Pedikelschrauben **7**

1.4.1 Nicht navigierte Verfahren 7

1.4.2 3D-Führungsschablonen 9

1.4.3 Intraoperativ navigierte Verfahren 10

1.5 Zielsetzung und Fragestellung **14**

2 MATERIAL UND METHODEN 15

2.1 iCT-System und verwendetes Material **15**

2.1.1 iCT- und Navigationssystem 15

2.1.2 Pedikelschrauben und Fixateur 15

2.1.3 Aufbau im Operationssaal 16

2.2 OP-Ablauf **17**

2.3 Patientenkollektiv **22**

2.4 Erhebung der Patientendaten **22**

2.5 Klassifikation der Pedikelschraubenlage **23**

2.6 Erhebung der OP-Daten und intraoperativen Komplikationen **24**

2.7 Beurteilung des klinischen Verlaufs und postoperativer Komplikationen 25

2.8 Statistische Analyse 26

3 ERGEBNISSE 28

3.1 Deskriptive Ergebnisse 28

3.1.1 Patientendaten 28

3.1.2 Verteilung der Pedikelschrauben 29

3.1.3 Lagegenauigkeit der Pedikelschrauben 30

3.1.4 OP-Daten und intraoperative Komplikationen 32

3.1.5 Klinischer Verlauf und postoperative Komplikationen 34

3.1.6 Zusammenfassung schraubenassoziierter Komplikationen 36

3.2 Univariate Analyse 37

3.2.1 Vergleich der Pedikelschraubenlage anhand verschiedener Einflussfaktoren 37

3.2.2 Tabellarische Zusammenfassung der statistischen Ergebnisse der Einflussfaktoren-Analyse der Pedikelschraubenlage 46

3.2.3 Vergleich postoperativer neurologischer Defizite anhand verschiedener Einflussfaktoren 47

3.2.4 Tabellarische Zusammenfassung der statistischen Ergebnisse der Einflussfaktoren-Analyse postoperativer neurologischer Defizite 57

3.3 Multivariate Analyse (Regressionsmodelle) 58

3.3.1 Risikofaktorenanalyse der Pedikelschraubenfehllage 58

3.3.2 Risikofaktorenanalyse des postoperativen neurologischen Defizits 61

4 DISKUSSION 64

4.1 Schraubenlage unter iCT-Navigation 64

4.2 Potenzielle Probleme der Navigation 65

4.3 Verteilung der Perforationsrichtungen bei CPS mit Pedikelbruch 67

4.4 Klinischer Verlauf und allgemeine Komplikationen 68

4.4.1 Postoperatives neurologisches Defizit 68

4.4.2 Wundinfektionen 69

4.4.3 Verlaufskontrolle 69

4.5 Schraubenassoziierte Komplikationen 70

4.6 Fehllagen ohne assoziierte Komplikation 71

4.7 Ätiologie postoperativer neurologischer Defizite 72

4.8 Risikofaktoren der Pedikelschraubenfehllage 73

4.9 Risikofaktoren des postoperativen neurologischen Defizits 76

4.10 Limitationen 78

4.11 Fazit 79

Literaturverzeichnis 81

Danksagung 92

Erklärung zur Datenaufbewahrung 93

Erklärung über den Eigenanteil 94

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
A.	Arteria
ASA	American Society of Anesthesiologists
AUC	Area Under the Curve
BMI	Body-Mass-Index
C1–C7	Halswirbelkörper 1–7
CPS	Cervical Pedicle Screw (zervikale Pedikelschraube)
CT	Computertomographie
DRB	Dynamic Reference Base (dynamische Referenzbasis)
HWS	Halswirbelsäule
iCT	intraoperative Computertomographie
LMS	Lateral Mass Screw (Massa-lateralis-Schraube)
MRC	Medical Research Council
ROC	Receiver Operating Characteristic
Th1–12	Brustwirbelkörper 1–12
WHO	World Health Organization

Statistische Symbole

CV	Coefficient of Variation (Variationskoeffizient)
KI	Konfidenzintervall
M	Mittelwert
N	Gesamtstichprobe
n	Stichprobenumfang einer Teilgruppe
OR	Odds Ratio (Chancenverhältnis)
p	Signifikanzwert
Q1	erstes Quartil
Q3	drittes Quartil
SD	Standard Deviation (Standardabweichung)

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Halswirbelkörpers 2

Abbildung 2: Zervikale Drahtschlingen nach Abdu und Bohlman (1992) 4

Abbildung 3: Massa-lateralis-Schrauben nach Magerl et al. (1987) und Roy-Camille et al. (1992) 5

Abbildung 4: Vergleich der Schraubenlagen: Massa-lateralis-Schraube und zervikale Pedikelschraube 6

Abbildung 5: Eintrittspunkte von CPS bei nicht navigierten Verfahren 9

Abbildung 6: Ausrichtung der CPS bei nicht navigierten Verfahren 9

Abbildung 7: iCT- und Navigationssystem 15

Abbildung 8: Fixateur-System Ennovate® Cervical 16

Abbildung 9: Aufbau im Operationssaal 17

Abbildung 10: Patientenkopf fixiert in Mayfield-Klemme 17

Abbildung 11: Material zur Referenzierung 18

Abbildung 12: Durchführung des iCT-Scans 19

Abbildung 13: Verifikation des Scans und Registrierung der Bohrhülse 19

Abbildung 14: Planung und Bohrung der Pedikelschraube 20

Abbildung 15: Über Kirschner-Draht geführtes Verschrauben der Pedikelschrauben 21

Abbildung 16: Konstruktion des Fixateurs 21

Abbildung 17: Schraubenlage Grad 2 und Grad 3 23

Abbildung 18: Schraubenlage Grad 1 und Grad 4 24

Abbildung 19: Anzahl implantierter CPS nach Pedikelseite in den einzelnen zervikalen Höhen 30

Abbildung 20: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage zu den unterschiedlichen Zeitpunkten der Lagebeurteilung 32

Abbildung 21: Verteilung der Perforationsrichtung bei CPS mit Pedikelbruch zu den unterschiedlichen Zeitpunkten der Lagebeurteilung 32

Abbildung 22: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Geschlecht 38

Abbildung 23: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach BMI 39

Abbildung 24: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach ASA-Klassifikation 39

Abbildung 25: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Pathologie 40

Abbildung 26: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Pedikelseite 41

Abbildung 27: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung 41

Abbildung 28: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Level der Pedikelschraube 43

Abbildung 29: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Anzahl der Bewegungssegmente bis zur DRB 44

Abbildung 30: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper 44

Abbildung 31: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper 45

Abbildung 32: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Geschlecht 48

Abbildung 33: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach BMI 49
Abbildung 34: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach ASA-Klassifikation 50
Abbildung 35: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Pathologie 50
Abbildung 36: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung 51
Abbildung 37: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper 52
Abbildung 38: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper 53
Abbildung 39: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Revision einer Schraube unabhängig von ihrer Art 54
Abbildung 40: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Revision einer CPS 54
Abbildung 41: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Revision einer anderen Schraubenart 55
Abbildung 42: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach initialer Fehllage einer CPS 56
Abbildung 43: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach finaler Fehllage einer CPS 56
Abbildung 44: ROC-Analyse des multivariablen Regressionsmodells zur Prädiktion einer Pedikelschraubenfehllage 61
Abbildung 45: ROC-Analyse des multivariablen Regressionsmodells zur Prädiktion eines postoperativen neurologischen Defizits 63
Abbildung 46: Schematische Darstellung der Wirbelkörperrotation während der Pedikulierung 66
Abbildung 47: Biomechanische Darstellung der Krafteinwirkung durch die paraspinale Muskulatur während der Verschraubung 67

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Deskriptive Patientendaten des Gesamtkollektivs 29
Tabelle 2: Operationsdaten sowie intraoperative Revisionen und Komplikationen 34
Tabelle 3: Klinischer Verlauf und postoperative Komplikationen 36
Tabelle 4: Auswertung der Schraubenlage nach Level der Pedikelschraube 42
Tabelle 5: Paarweiser Vergleich der zentralen Tendenz der Schraubenlage nach Level der Pedikelschraube . 42
Tabelle 6: Vergleich der Pedikelschraubenlage anhand verschiedener Einflussfaktoren 46
Tabelle 7: Vergleich postoperativer neurologischer Defizite anhand verschiedener Einflussfaktoren 57
Tabelle 8: Risikofaktorenanalyse der Pedikelschraubenfehllage im Regressionsmodell 60
Tabelle 9: Risikofaktorenanalyse des postoperativen neurologischen Defizits im Regressionsmodell 63

1 Einleitung

1.1 Anatomie der Halswirbelsäule

Die Halswirbelsäule (HWS) besteht aus 7 einzelnen Halswirbeln (C1–C7), welche in der Gesamtheit eine physiologische Lordose aufweisen. Mit Ausnahme des Atlas (C1) und des Axis (C2) besitzen die Halswirbel folgenden schematischen Aufbau (Abb. 1; Schünke et al., 2018): Anterior liegt der Wirbelkörper (Corpus vertebrae), an den kranial und kaudal zwischen den einzelnen Halswirbeln die Bandscheiben (Disci intervertebrales) angrenzen. Dorsal an den Wirbelkörper angelagert befindet sich der Wirbelbogen (Arcus vertebrae). Dieser lässt sich in einen vorderen Teil, den Pedikel (Pediculus arcus vertebrae), und einen hinteren Teil, die Lamina (Lamina arcus vertebrae), unterteilen. Auf jeder Seite befinden sich zwischen dem Pedikel und der Lamina jeweils die nach kranial und kaudal ausgerichteten Gelenkfortsätze (Processus articulares superior et inferior). Diese bilden mit den Gelenkfortsätzen der angrenzenden Wirbel die Facettengelenke (Articulationes zygapophysiales). Hierbei wird der knöcherne Anteil zwischen den Gelenkfortsätzen eines Halswirbels als Massa lateralis bezeichnet (Mohamed et al., 2012). Diese geht dementsprechend nach dorsomedial in die Lamina und nach anteromedial in den Pedikel des Wirbelbogens über. Der Wirbelkörper und der Wirbelbogen bilden zusammen das Wirbelloch (Foramen vertebrale), in welchem sich das Rückenmark (Medulla spinalis) einschließlich Gefäßversorgung befindet. Dorsal am Wirbelbogen schließt sich der Dornfortsatz (Processus spinosus) an. Lateral am Halswirbel befindet sich auf jeder Seite ein Querfortsatz (Processus transversus). In diesem befindet sich das Foramen transversarium. Durch dieses zieht, in der Regel mit Eintritt zwischen C6 und C7, die Arteria (A.) vertebralis, welche zu den hirnversorgenden Gefäßen zählt (König et al., 2023). Auf der Oberseite des Querfortsatzes eines Halswirbels befindet sich eine Furche (Sulcus nervi spinalis). Durch diese tritt der Spinalnerv des Rückenmarks, welcher aus den über den Pedikel ziehenden Nervenwurzeln gebildet wird, nach lateral aus (Schünke et al., 2018). Der Atlas und der Axis weichen von diesem schematischen Aufbau ab. So weist der Atlas keinen Wirbelkörper auf und hat in der Gesamtheit eine ringförmige Struktur. Das charakteristische Merkmal des Axis ist der Dens axis, welcher mit dem Atlas einen Teil

des Atlantoaxialgelenks darstellt (Articulatio atlantoaxialis mediana). Gemeinsam mit dem Schädel (Cranium) bilden Atlas und Axis den kraniozervikalen Übergang.

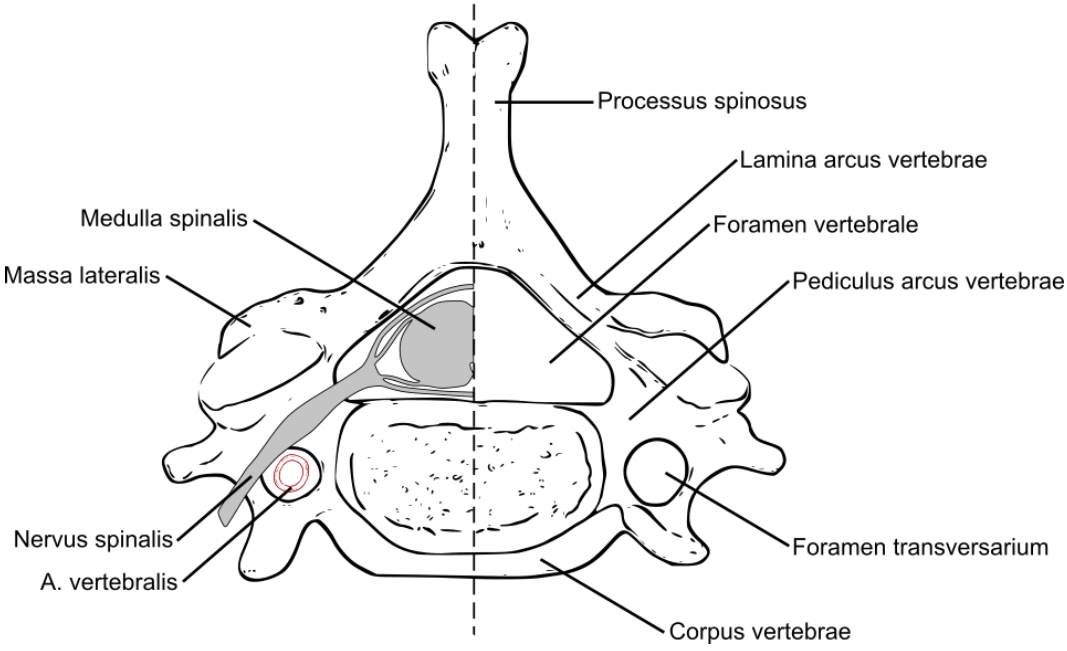


Abbildung 1: Anatomie des Halswirbelkörpers
Axiale Ansicht von C6 mit benachbarten neurovaskulären Strukturen; Quelle: eigene Darstellung

1.2 Dorsale zervikale Stabilisierung

Die dorsale Stabilisierung der HWS mittels Instrumentierung stellt ein etabliertes Verfahren in der Therapie der zervikalen Instabilität dar. Diese kann infolge eines breiten Spektrums an verschiedensten Grunderkrankungen und biomechanischen Prozessen entstehen und wird häufig abweichend – je nach der zugrundeliegenden Ätiologie – definiert. Die Beurteilung der Wirbelsäulenstabilität nach Trauma erfolgt in der Regel anhand der AO-Spine-Klassifikation, welche die Verletzungen nach Traumamorphologie einteilt (Vaccaro et al., 2016). Die Stabilität nicht traumatischer Veränderungen der Wirbelsäule, wie degenerative, neoplastische oder infektiöse Prozesse, wird im Allgemeinen anhand der Definition von White und Panjabi evaluiert. Diese bezeichnet eine Instabilität als mögliche Verschiebung der Wirbelsäulenstrukturen unter physiologischer Belastung mit Folge von Schmerzen, neurologischen Defiziten oder Deformitäten (White et al., 1975). Bei neoplastischen Prozessen erfolgt mitunter die Bewertung der Instabilität zusätzlich mittels des Spine Instability Neoplastic Score. Dieser berücksichtigt unter anderem die anatomische Region, Morphologie bzw. Destruktionsmuster und Schmerzhaftigkeit der Läsion (Fisher et al., 2010). Ziel der

dorsalen zervikalen Stabilisierung mittels Instrumentierung ist eine Wiederherstellung der Wirbelsäulenstabilität mit Aufrechterhaltung der Ausrichtung der Wirbelsäule und Verhinderung des Voranschreitens von Deformitäten (Liu & Das, 2001). Hierzu wurden in der Vergangenheit verschiedenste Operationstechniken entwickelt, welche anfänglich insbesondere auf der Stabilisierung und Kraftaufnahme bei Flexion der Wirbelsäule beruhten. Diese wurden im Laufe der Zeit erweitert und durch neuere Konzepte, welche ein höheres Ausmaß an Stabilität bieten, weitestgehend abgelöst.

1.2.1 Zervikale Drahtschlingen

Die historisch erste Form der dorsalen zervikalen Stabilisierung mittels Instrumentierung stellte die Verwendung von interspinösen Drahtschlingen dar, welche initial von Hadra (1891) zur Therapie der Instabilität bei tuberkulöser Spondylodiszitis beschrieben wurde. Dieses Verfahren wurde später von Rogers (1957) zur Therapie traumatisch bedingter zervikaler Instabilität adaptiert und detailliert beschrieben. Hierbei wird in die Processus spinosi der zu verbindenden Wirbel ein Kanal in Transversalebene gebohrt und anschließend mit einer Drahtschlinge, welche durch die Kanäle geführt wird, verbunden (Abb. 2). Anschließend kann zusätzlich ein autologes Knochentransplantat von dorsal aufgelagert werden, um eine langfristige Arthrodese zu ermöglichen. Diese Technik wurde im Verlauf mehrfach, unter anderem von Whitehill (1987), Benzel und Kesterson (1989) sowie Abdu und Bohlman (1992) modifiziert. So erweiterten Abdu und Bohlman das Verfahren, indem sie zwei weitere Drahtschlingen ergänzten, welche durch Bohrlöcher im autologen Knochentransplantat und durch die zuvor erschaffenen Kanäle im Processus spinosus geführt werden. Dies ermöglicht einen engen und stabilisierten Kontakt des Knochentransplantats zum Processus spinosus und der Lamina des Halswirbels. An diesen Stellen sollte jedoch zuvor eine Dekortikation erfolgen, um ein adäquates Einwachsen des Knochentransplantats zu ermöglichen. Die interspinöse Stabilisierung unter Verwendung von Drahtschlingen unterliegt der Limitation, dass die dorsalen Strukturen des Halswirbels existent und funktionsfähig sein müssen. Zudem kann für Krafteinwirkungen in Rotation, Extension und Lateralflexion keine maßgeblich erhöhte Stabilität erzielt werden (Ghori et al., 2015). Um den Einsatz von Drahtschlingen in Fällen eines nicht vorhandenen oder nicht geeigneten Processus spinosus und einer fehlenden Lamina des Halswirbels zu ermöglichen, entwickelten Callahan et al. (1977) eine Methode, bei der der Processus articularis inferior als Fixationspunkt dient. Hierzu

ist eingangs eine Freilegung und Dekortikation der Massae laterales und Öffnung der Facettengelenke notwendig. Die Bohrung des Kanals und anschließende Drahtschlingenführung erfolgt ausgehend von der Massa lateralis im Lot zum Processus articularis inferior und endet mit Ausführung der Drahtschlinge durch den Facettengelenksspalt. Im Anschluss folgt die Einbringung eines kortikalen Knochentransplantats, welches dorsal auf die Massae laterales aufgelagert und mit Hilfe der Drahtschlingen fixiert wird. Heutzutage ist die Verwendung von Drahtschlingen zur dorsalen Stabilisation der HWS weitestgehend obsolet und durch andere Operationstechniken abgelöst worden.

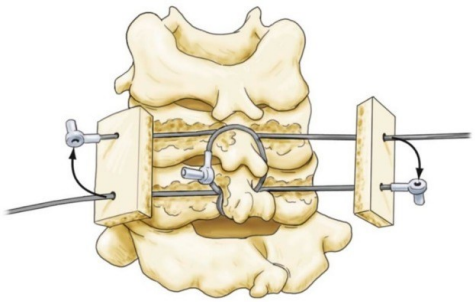


Abbildung 2: Zervikale Drahtschlingen nach Abdu und Bohlman (1992)
Verbindung zervikaler Wirbelkörper mittels interspinöser Drahtschlingen und drahtfixierter Knochentransplantate; Quelle: Ghori et al. (2015), Cureus, lizenziert unter CC-BY 3.0

1.2.2 Massa-lateralis-Schrauben

Roy-Camille et al. (1992) führten erstmalig das Konzept einer Massa-lateralis-Schraube (Lateral Mass Screw, LMS) als Grundlage eines dorsalen zervikalen Fixationssystems ein. Hierbei handelt es sich um Schrauben, welche in der Massa lateralis des Halswirbels platziert und über Plattensysteme untereinander verbunden werden. Dieses System bietet den Vorteil der sofortigen und mechanisch höheren Stabilität im Vergleich zu der Stabilisierung unter Verwendung von Drahtschlingen (Gill et al., 1988; Ulrich et al., 1991). Zudem beruht die Instrumentierung mit LMS weder auf der Voraussetzung eines intakten Processus spinosus noch einer intakten Lamina des Halswirbels. In der von Roy-Camille et al. (1992) ursprünglich beschriebenen Implantationstechnik der LMS wurde als Eintrittspunkt der Mittelpunkt der Massa lateralis gewählt. Die Ausrichtung der Schraube wurde im Lot zu der Hinterwand der Massa lateralis und in Transversalebene mit 10 Grad Neigung nach lateral geplant (Abb. 3). Dieses Verfahren wurde im Verlauf unter Verwendung unterschiedlicher Eintrittspunkte und Ausrichtungen der LMS unter anderem von An et al. (1991), Anderson et al. (1991) und Magerl et al. (1987) modifiziert.

Diese etablierten einen leicht nach medial versetzten Eintrittspunkt mit einer Ausrichtung der Schraube in Transversalebene zwischen 10 und 30 Grad nach lateral und einer Neigung in Sagittalebene zwischen 15 und 40 Grad nach kranial bis hin zu einer parallelen Ausrichtung zum Facettengelenk. Die Verwendung der ursprünglich eingesetzten Plattensysteme in Kombination mit LMS wurde im Verlauf durch Schrauben-Stab-Systeme abgelöst (Mikhail et al., 2020). Bei diesen werden die LMS mit Hilfe von Klemmen und Stäben untereinander, in der Regel vertikal, verbunden. Dies bietet die Möglichkeit einer individuelleren Anpassung an die anatomischen Verhältnisse des Patienten und eine Kraftaufnahme in Rotation, Kompression und Distraktion (Horgan et al., 1999). Die Verwendung von LMS stellt heute noch ein klinisch etabliertes Verfahren in der Therapie der zervikalen Instabilität durch dorsale Stabilisation dar.

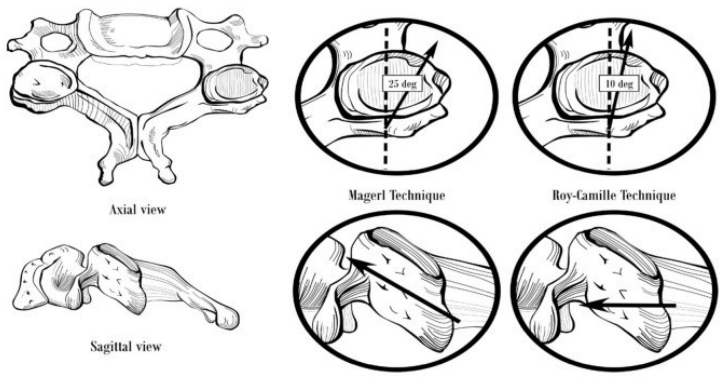


Abbildung 3: Massa-lateralis-Schrauben nach Magerl et al. (1987) und Roy-Camille et al. (1992)
Darstellung der unterschiedlichen Ausrichtungen der LMS; Magerl et al. (1987): 25 Grad Neigung nach lateral und parallel zum Facettengelenk; Roy-Camille et al. (1992): 10 Grad Neigung nach lateral und im Lot zur Hinterwand der Massa lateralis;
Quelle: Ghori et al. (2015), Cureus, lizenziert unter CC-BY 3.0

1.2.3 Zervikale Pedikelschrauben

Das Prinzip der dorsalen Stabilisation mit Hilfe von zervikalen Pedikelschrauben (Cervical Pedicle Screws, CPS) wurde erstmals von Abumi et al. (1994) für die Versorgung subaxialer traumatisch bedingter Instabilität und im Verlauf für die Therapie degenerativer Erkrankungen und Deformitäten angewandt (Abumi et al., 2012; Abumi & Kaneda, 1997). Hierbei wird die Schraube in der Regel mit Eintrittspunkt in der Massa lateralis durch den Pedikel bis in den Wirbelkörper platziert (Abb. 4). Eine CPS ist somit unabhängig von der Existenz oder Qualität des hinteren Anteils des Wirbelbogens und auch bei Beeinträchtigung der Massa lateralis anwendbar. In Kadaverstudien zeigen CPS im Vergleich zu LMS eine höhere Auszugskraft und stabilere Fixierung mit höherer

Kraftaufnahme unter Belastung (Dunlap et al., 2010; Ito et al., 2014). Die Instrumentierung mit einem Schrauben-Stab-System auf Basis von CPS bietet die größtmögliche Stabilität einer dorsalen Fixation und ist insbesondere in Fällen von schwerwiegender Instabilität und ausgedehnter mehrsegmentaler Instrumentierung den LMS biomechanisch überlegen (Kothe et al., 2004; Mikhail et al., 2020). Die Entscheidung über die verwendete Schraubenart ist somit abhängig von der Indikation, der erforderlichen Stabilität und den anatomischen Voraussetzungen des Patienten und kann aufgrund der Kompatibilität des Schrauben-Stab-Systems individuell für jede Schraube variiert werden. Die Implantation der CPS stellt heutzutage eine wichtige Basis im Instrumentarium der dorsalen zervikalen Fixation dar und zeigt gute langfristige Ergebnisse (Mikhail et al., 2020; Tukkapuram et al., 2019).

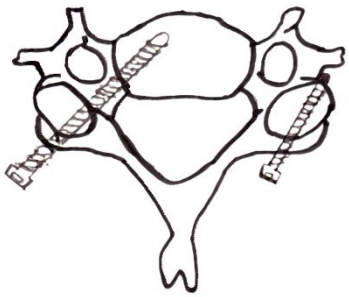


Abbildung 4: Vergleich der Schraubenlagen: Massa-lateralis-Schraube und zervikale Pedikelschraube
Schematische Darstellung der anatomischen Lage von LMS (rechts) und CPS (links);
Quelle: Mohi Eldin (2014), Asian Spine Journal, lizenziert unter CC-BY 3.0

1.3 Komplikationen der Instrumentierung mit zervikalen Pedikelschrauben

Die dorsale Stabilisierung mit CPS bietet einen großen therapeutischen Nutzen, beinhaltet jedoch auch mögliche, potenziell schwerwiegende Komplikationen. So bestehen die allgemeinen Risiken einer dorsalen zervikalen Fixation unter anderem aus Blutungen, Wundinfektionen, neurologischen Defiziten, Anschlussdegenerationen und Implantatversagen (Badiee et al., 2020). Neben diesen allgemeinen Risiken besteht aufgrund der engen Lagebeziehung neurovaskulärer Strukturen zum Pedikel bei Fehllage einer CPS die Möglichkeit einer schraubenassoziierten Komplikation. So können bei einer Perforation der Pedikelwand in kranialer oder kaudaler Richtung die in Sagittalebene an den Pedikel angrenzenden Nervenwurzeln eines Spinalnervs verletzt werden (Kast et al., 2006). Dies kann zu einer Radikulopathie mit sensiblen und motorischen Defiziten führen. Die mediale Perforation der Pedikelwand kann eine Verletzung der durch das Foramen vertebrale ziehenden neurovaskulären Strukturen verursachen. Dies kann von

Liquorfluss bis hin zur Entwicklung eines Querschnittsyndroms durch direkte Verletzung des Rückenmarks oder Kompression durch ein spinales Epiduralhämatom führen (Daniels et al., 2017). Bei lateraler Perforation der Pedikelwand besteht insbesondere die Gefahr einer Verletzung der A. vertebralis. Dies kann eine arterielle Blutung, arteriovenöse Fistel, Thromboembolie oder Schlaganfall bis hin zu einem letalen Ausgang zur Folge haben (Peng et al., 2009).

1.4 Operationstechniken und Navigationsverfahren zervikaler Pedikelschrauben

Bei der Instrumentierung von CPS stehen die sichere Implantation und die Vermeidung der potenziell schwerwiegenden Komplikationen im Vordergrund. Um dies zu erreichen, ist eine korrekte Schraubenlage im Pedikel ohne Perforation der Kortikalis des Pedikels essenziell (Kast et al., 2006). Grundlage hierfür ist die Wahl eines geeigneten Eintrittspunkts, die korrekte Ausrichtung in Transversal- und Sagittalebene sowie die Bestimmung der Schraubenlänge und des Schraubendurchmessers. Mit diesem Ziel wurden in der Vergangenheit verschiedenste Operationstechniken entwickelt und modifiziert.

1.4.1 Nicht navigierte Verfahren

<u>Freihandtechnik unter Berücksichtigung anatomischer Landmarken mit intraoperativer Verifizierung durch Fluoroskopie</u>

Die Implantation von CPS anhand anatomischer Landmarken stellt die historisch älteste Form der Operationstechniken dar (Abumi et al., 1994). Voraussetzung hierfür ist ein präoperativer Computertomographie-Scan (CT-Scan) der HWS, um die Beurteilung der Pedikelmorphologie und die Planung der Ausrichtung, Länge und Durchmesser der Schrauben zu ermöglichen. Folgendes operatives Vorgehen wurde von Abumi et al. (2012) implementiert: Der Eintrittspunkt für subaxiale Schrauben wurde 1 mm lateral der sagittalen Mittellinie der Massa lateralis und unterhalb des Randes des Processus articularis superior gewählt (Abb. 5). Als Orientierungspunkt in der Höhe dient hier eine Einkerbung, welche sich lateral an der Massa lateralis eines Wirbelkörpers und annähernd auf Höhe des Pedikels befindet. Vom Eintrittspunkt aus wird der spongiöse Teil des Pedikels mittels Bohrer dargestellt. Anschließend folgt die Pedikulierung mittels Pedikelsonde und Pedikelahle unter lateraler Fluoroskopie in der präoperativ bestimmten Ausrichtung in Transversal- und Sagittalebene. Abschließend wird die CPS – mit einer medialen Neigung zwischen 25 und 45 Grad (im Mittel 30 Grad) – in

Sagittalebene für C5 bis C7 parallel zum Wirbelkörper und für C2 bis C4 mit leichter Neigung nach kranial implantiert (Abb. 6). Im Verlauf wurde dieses Verfahren häufig modifiziert und unter Auswahl anderer Eintrittspunkte und Schraubenneigungen weiterentwickelt (Tukkapuram et al., 2019). So stellt die Verwendung eines lateraleren Eintrittspunktes mit stärkerer Neigung der Pedikelschraube nach medial in anatomischer Pedikelachse eine weitere Implantationstechnik von CPS dar (Hacker et al., 2008; Sakamoto et al., 2004). Hierbei wird der Eintrittspunkt der Schraube möglichst weit lateral in der Massa lateralis gewählt und die Schraube in einem 50-Grad-Winkel nach medial, in anatomischer Pedikelachse, implantiert. Dieses setzt jedoch separate Hautinzisionen oder eine extensivere Präparation der paravertebralen Muskulatur voraus, um den weiter lateral gelegenen Eintrittspunkt und größeren Winkel der Schraube zu ermöglichen. Um die Rate an lateralen Perforationen und damit die Wahrscheinlichkeit einer Verletzung der A. vertebralis zu verringern, implementierten Mahesh et al. (2014) ein Verfahren mit Medialisierung der Pedikelschraube. Diese wählten den Eintrittspunkt in der sagittalen Mittellinie der Massa lateralis und bohrten den Schraubenkanal in einem 30-Grad-Winkel mit teilweisem Verlauf in der medialen Kortikalis des Pedikels (Abb. 5, 6). Dies verringerte die Rate an lateralen Perforationen, erhöhte jedoch den Anteil an medialen (Mahesh et al., 2017). Ähnlich zu diesem Verfahren verwendeten Lee et al. (2017) und Jo et al. (2012) eine Operationstechnik, bei der durch Laminoforaminotomie die mediale Wand des Pedikels dargestellt und die Pedikelschraube entlang dieser unter visueller Kontrolle implantiert wird. Trotz dieser und zahlreicher weiterer publizierter Operationstechniken stellt das von Abumi et al. (2012) eingeführte Verfahren die meistgenutzte Freihandtechnik der Implantation von CPS dar (Upendra & Raghavendra, 2020).



Abbildung 5: Eintrittspunkte von CPS bei nicht navigierten Verfahren
Dorsaler Blick auf C4 mit Markierung der Mittellinie der Massa lateralis und mit „X“ gekennzeichneten Eintrittspunkten unterhalb des Randes des Processus articularis superior;
A: 1 mm lateral der sagittalen Mittellinie der Massa lateralis; B: möglichst lateral gelegen; C: in der sagittalen Mittellinie der Massa lateralis; Quelle: eigene Darstellung in Anlehnung an Upendra & Raghavendra (2020)

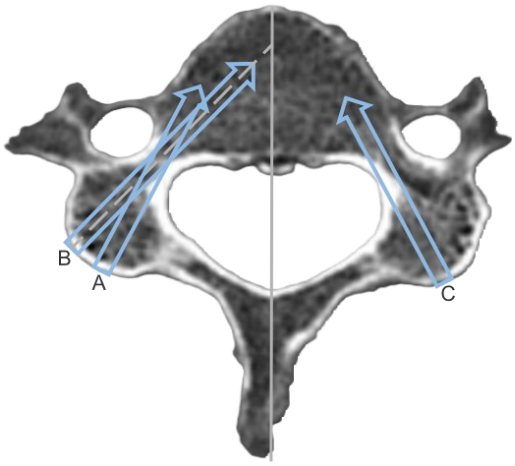


Abbildung 6: Ausrichtung der CPS bei nicht navigierten Verfahren
Axiale Ansicht von C3 mit Markierung der Pedikelachse und mit Pfeilen gekennzeichneten unterschiedlichen Ausrichtungen der CPS; A: nach Abumi et al. (2012) im Mittel mit 30 Grad; B: in anatomischer Pedikelachse; C: mit teilweisem Verlauf in der medialen Kortikalis des Pedikels;
Quelle: eigene Darstellung in Anlehnung an Upendra & Raghavendra (2020)

1.4.2 3D-Führungsschablonen

Die Einführung und Entwicklung von dreidimensionalen Druckverfahren (3D-Druckverfahren) eröffnete die Möglichkeit der Verwendung von individuellen 3D-Führungsschablonen zur Instrumentierung von CPS. Anhand eines CT-Scans wird die ideale Schraubenposition individuell für jede implantierte Pedikelschraube festgelegt. Diese gewünschte Schraubenposition wird durch die 3D-Führungsschablonen, welche später als Bohrhülse dienen, abgebildet. Dabei wird für jeden Halswirbel eine

individuelle Führungsschablone erstellt, welche die exakten Konturen des Processus spinosus sowie der Lamina abbildet und intraoperativ aufgesetzt wird. Dieses Verfahren bietet den Vorteil einer hohen Genauigkeit der Schraubenlage und kürzeren Operationsdauer (Jiang et al., 2017; Kaneyama et al., 2015). Nachteilig ist hingegen die Dauer der präoperativen Planung und Herstellung der Führungsschablone, was insgesamt mehrere Tage in Anspruch nehmen kann (Lu et al., 2016). Zudem ist intraoperativ eine sorgfältige Freilegung der dorsalen Strukturen der Halswirbel nötig, da nur so ein korrekter Sitz der Führungsschablonen gewährleistet werden kann. Insgesamt stellt dieses Verfahren eine vergleichsweise neue und selten genutzte Technik dar, insbesondere aufgrund der langen Herstellungsdauer, einer wenig etablierten Infrastruktur und der fehlenden Anwendbarkeit in dringenden Fällen (Mahmoud et al., 2021).

1.4.3 Intraoperativ navigierte Verfahren

Die Verwendung von bildgestützter intraoperativer Navigation ermöglicht eine digitale Darstellung der Lokalisation und Ausrichtung von Instrumenten, welche in Echtzeit mit der Patientenanatomie überlagert wird. Hierzu kann ein zweidimensionaler (2D)- oder 3D-Bilddatensatz, welcher prä- oder intraoperativ erstellt wurde, verwendet werden. Die Position und Ausrichtung der Instrumente werden kontinuierlich mithilfe eines Tracking-Systems unter Einsatz von elektromagnetischen oder optischen Methoden bestimmt. Hierbei hat sich klinisch der Einsatz von Infrarotsystemen durchgesetzt, da sich diese als am wenigsten anfällig für Störungen erwiesen haben (Boody, 2020). Elektromagnetische Systeme können durch die ferromagnetischen Eigenschaften verwendeter Instrumente oder einliegender Implantate und optische Systeme im Spektrum des sichtbaren Lichts durch externe Lichtquellen, wie z. B. Operationsleuchten, gestört werden. Moderne Infrarotsysteme besitzen eine Tracking-Einheit, welche Infrarot-Emitter und räumlich auseinanderliegende Infrarot-Sensoren umfasst. An allen navigierten Instrumenten und Geräten befinden sich Reflektoren. Aufgrund des reflektierten Infrarotlichts ist das Tracking-System in der Lage, die Position und Ausrichtung der Instrumente im Raum zu triangulieren. Voraussetzung hierfür ist eine freie Linie zwischen Sensor und Reflektor. Um eine exakte Position und Ausrichtung im Raum bestimmen zu können, werden mindestens drei Reflektoren an jedem Instrument benötigt (Boody, 2020). Häufig kommen vier Reflektoren zum Einsatz, um eine robustere und verlässlichere Navigation

zu ermöglichen. Als Bezugspunkt des gesamten Navigationssystems dient eine dynamische Referenzbasis (Dynamic Reference Base, DRB), welche ebenfalls Reflektoren besitzt und rigide am Patienten fixiert wird. Das Navigationssystem benötigt zusätzlich die Information, an welcher Position sich die DRB in Relation zum Bilddatensatz bzw. dem Patienten befindet. Dieser Prozess wird als Registrierung bezeichnet und muss bei präoperativ erstellten Datensätzen manuell erfolgen. Bei intraoperativ gewonnenen Datensätzen geschieht dieser Prozess automatisch, indem an dem bilderzeugenden Gerät – an kalibrierten Punkten – Reflektoren befestigt sind. Diese werden während der Erzeugung des Datensatzes zusammen mit der Position der DRB durch das Tracking-System erfasst. Somit ist eine automatische Errechnung der Position der DRB im erzeugten Datensatz möglich. Durch gleichzeitiges Erfassen der DRB und des verwendeten navigierten Instruments durch das Tracking-System ist eine Berechnung der Position des navigierten Instruments in Relation zur DRB und damit zum Referenzpunkt im Bilddatensatz möglich. Nach Abschluss der Registrierung kann so jedes navigierte Instrument, bei modernen Systemen auch die Planung von Schraubenpositionen, in Echtzeit digital in dem Bilddatensatz dargestellt werden. Dies kann abhängig vom Dimensionsgrad des Datensatzes frei wählbar in jeder beliebigen Schnittebene erfolgen. Häufig geschieht dies gleichzeitig in der orthogonalen Ebene zur anatomischen Pedikelachse sowie in der Transversal-, Sagittal- und Frontalebene. Im Vergleich zur Instrumentierung mittels Freihandtechnik unter Fluoroskopie-Kontrolle zeigt der Einsatz von intraoperativen Navigationssystemen eine höhere Genauigkeit der Schraubenlage und Reduktion der Komplikationsraten für CPS (Tarawneh et al., 2021; Tian et al., 2013).

Präoperativer CT-Datensatz

Unter Einhaltung eines spezifischen Scanprotokolls kann ein präoperativer CT-Scan des zu instrumentierenden Abschnitts zur Erstellung des intraoperativ genutzten Bilddatensatzes verwendet werden (Holly & Foley, 2007). Dabei ist intraoperativ nach Fixierung der DRB eine manuelle Registrierung des Bilddatensatzes in Relation zur DRB notwendig. Dies kann mittels Punkte-, Oberflächen- oder CT-Fluoroskopie-Abgleich erfolgen (Buza & Passias, 2020). Beim Punkteabgleich werden am Patienten mehrere anatomisch markante Punkte mit einem navigierten Pointer erfasst und im Bilddatensatz markiert und so einander zugeordnet. Beim Oberflächenabgleich wird eine Vielzahl

zufälliger Punkte mittels navigiertem Pointer erfasst und dadurch ein Oberflächenmodell, welches mit dem Bilddatensatz abgeglichen wird, erstellt. Zuletzt kann der Bilddatensatz anhand intraoperativer Fluoroskopie aus mehreren Winkeln referenziert werden. Unabhängig von der Art des Registrierungsprozesses ist dessen Genauigkeit entscheidend für die Validität und Ergebnisse der anschließenden Navigation. Die Verwendung eines präoperativen CT-Scans als Bilddatensatz zur intraoperativen Navigation bietet den Vorteil einer hohen Bildqualität, jedoch den Nachteil eines erforderlichen Scanprotokolls, verlängerter Operationszeiten durch manuelle Registrierung und Lagerungsdifferenz zwischen CT-Scan und Operation (Lange et al., 2021; Rienmüller et al., 2017). So erfolgt der präoperative Scan in Rückenlage, wohingegen die Operation in Bauchlage erfolgt, wodurch die anatomischen Relationen der Halswirbel zueinander verändert werden können.

Intraoperativer 2D-Datensatz

Eine intraoperative Navigation ist ebenfalls anhand von intraoperativ erstellten Bilddatensätzen möglich. Eine Option hierzu stellen die durch intraoperative Fluoroskopie gewonnenen 2D-Bilder dar. Dabei werden nach Anbringen der DRB mehrere Aufnahmen im lateralen und anterior-posterioren Strahlengang erstellt. Eine am C-Bogen angebrachte Kalibrierungseinheit ermöglicht eine automatische Registrierung des Datensatzes durch das Navigationssystem. Einen Nachteil dieser Navigationsform stellt die Zweidimensionalität des Bilddatensatzes dar. So kann die Navigation in Überlagerung mit den erstellten 2D-Bildern dargestellt werden, jedoch keine dreidimensionale Navigation mit freier Wahl der Schnittebene erfolgen. Es fehlt die Möglichkeit der Darstellung in der Transversalebene, welche insbesondere für die Beurteilung des Verlaufs im Pedikel und der Länge der Pedikelschraube entscheidend ist (Holly & Foley, 2007).

Intraoperativer 3D-Datensatz

Die modernste Form der intraoperativen Navigation stellt die Verwendung von intraoperativ gewonnenen 3D-Datensätzen dar. Hierzu werden aktuell die Techniken der 3D-Fluoroskopie oder intraoperativen Computertomographie (iCT) verwendet. Bei der 3D-Fluoroskopie wird durch einen C-Bogen, welcher automatisiert um den Patienten im Isozentrum rotiert, eine Abfolge von Einzelbildern erstellt (Casiraghi et al., 2021). Mit Hilfe dieser wird durch spezielle Software ein 3D-Bilddatensatz rekonstruiert. Dieses

Verfahren wird auch als Cone-Beam-CT bezeichnet, da in der Fluoroskopie kegelförmige Röntgenstrahlen und ein Flachdetektor zum Einsatz kommen und analog zu r klassischen CT ein 3D-Datensatz erzeugt wird. Die iCT hingegen entspricht vom Aufbau und der Funktionsweise eher der eines klassischen, jedoch mobilen CT-Scanners. Hierbei sind die Röntgenstrahlen fächerförmig und treffen auf einen Flachdetektor, während der Tisch mit dem Patienten durch den Scanner fährt. Dieses Verfahren liefert durch Rekonstruktion ebenfalls einen 3D-Bilddatensatz. Beide Verfahren ermöglichen durch das Befestigen oder Vorhandensein einer Kalibrierungseinheit eine automatische Registrierung des 3D-Datensatzes durch das Navigationssystem. Das System der 3D-Fluoroskopie bietet den Vorteil der flexibleren Handhabung und parallelen Nutzung der konventionellen Fluoroskopie. Die iCT hingegen liefert eine höhere Bildqualität und ein größeres Aufnahmefeld in einem Scan (Beisemann et al., 2022). Für die Verwendung zur Implantation von CPS zeigen einige Studien für die iCT eine höhere, andere eine vergleichbare Genauigkeit zur 3D-Fluoroskopie (Habib et al., 2021; Haemmerli et al., 2023; Hecht et al., 2018).

1.5 Zielsetzung und Fragestellung

Die Implantation zervikaler Pedikelschrauben zur dorsalen Stabilisierung stellt – insbesondere unter Verwendung eines iCT-Navigationssystems – ein vergleichsweise neues Operationsverfahren dar (Ishikawa et al., 2011). So wurden die Lagegenauigkeit und die Komplikationen der iCT-Navigation bei zervikalen Pedikelschrauben in der Literatur bisher selten und zumeist anhand von kleinen Patientengruppen ausgewertet (Bindels et al., 2024). Aufgrund dessen war eine systematische Analyse möglicher Risikofaktoren bisher nicht möglich. Ziel dieser Studie ist die Evaluierung der Instrumentierung zervikaler Pedikelschrauben mittels iCT-Navigation in einem großen Patientenkollektiv und einem damit verbundenen großen Datensatz implantierter Schrauben. Hierbei erfolgt erstmals eine systematische Risikofaktorenanalyse in Bezug auf die Lagegenauigkeit und die Komplikationen der CPS. Dabei werden in dieser Arbeit folgende Fragestellungen und Aspekte der Evaluierung im Detail beleuchtet:

- Lagegenauigkeit der CPS
- Intraoperative Komplikationen
- Klinischer Verlauf und postoperative Komplikationen
- Vergleich der Pedikelschraubenlage anhand verschiedener Einflussfaktoren
- Vergleich postoperativer neurologischer Defizite anhand verschiedener Einflussfaktoren
- Risikofaktorenanalyse der Pedikelschraubenfehllage
- Risikofaktorenanalyse des postoperativen neurologischen Defizits

2 Material und Methoden

2.1 iCT-System und verwendetes Material

2.1.1 iCT- und Navigationssystem

Die intraoperative Gewinnung des 3D-Datensatzes zur Darstellung der Patientenanatomie erfolgte unter Verwendung des iCT-Scanners Airo® (Abb. 7 A; Brainlab AG, München, Deutschland). Hierbei handelt es sich um ein mobiles Spiral-CT mit 32 Schichten und eingebauten Reflektoren, welche eine gleichzeitige Erfassung durch das Navigationssystem Curve™ (Abb. 7 C; Brainlab AG, München, Deutschland) während des Scans ermöglichen. Das Navigationssystem besteht aus einer mobilen Kameraeinheit mit Infrarotsensoren und einer getrennten mobilen Computereinheit mit zwei Bildschirmen. Auf dieser erfolgt die Darstellung der Navigation mittels der Navigationssoftware Spine & Trauma 3D 3.0 (Brainlab AG, München, Deutschland). Insgesamt wurden folgende navigierte Instrumente während der Operation verwendet (Abb. 7 B): Pointer, Bohrhülse, DRB und Referenzplatte (Brainlab AG, München, Deutschland).

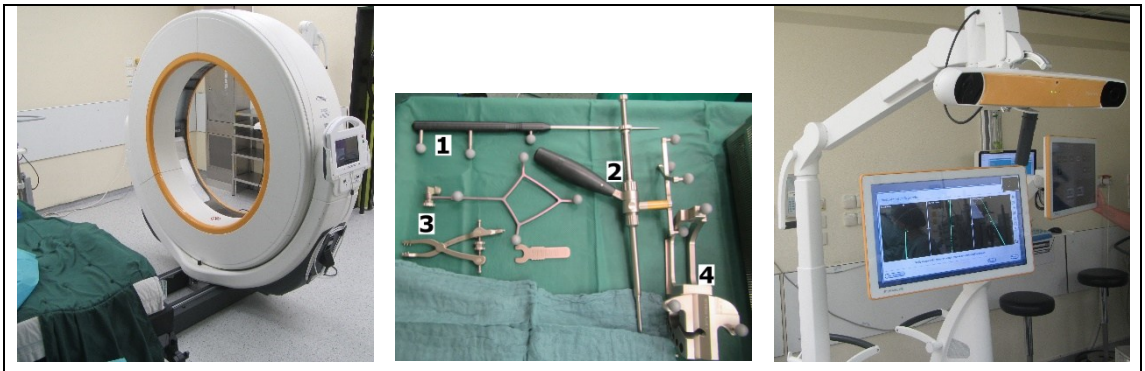


Abbildung 7: iCT- und Navigationssystem
A: iCT-Scanner Airo®; B: navigierte Instrumente (1: Pointer, 2: Bohrhülse, 3: Referenzklemme mit DRB, 4: Referenzierungsmatrix); C: Navigationssystem Curve™; Quelle: eigene Aufnahme

2.1.2 Pedikelschrauben und Fixateur

In dieser Studie kamen zwei verschiedene Fixateur-Systeme im Zuge des Operationsverfahrens zum Einsatz. Bis März 2022 wurde das System neon³™ (ulrich GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) und ab diesem Zeitpunkt das System Ennovate® Cervical (Abb. 8; B. Braun Austria GmbH, Maria Enzersdorf, Österreich) eingesetzt. Aus diesen Systemen kamen unter anderem kanülierte Pedikelschrauben, Schraubendreher,

Kirschner-Drähte, Stäbe, Stabschneide- und Biegezangen, Verriegelungsschrauben sowie Drehmomentschlüssel zum Einsatz.



A B C

Abbildung 8: Fixateur-System Ennovate® Cervical
A: Schraubendreher; B: kanülierte Pedikelschraube (hier mit 4,5 mm Durchmesser und 28 mm Länge); C: Drehmomentschlüssel; Quelle: eigene Aufnahme

2.1.3 Aufbau im Operationssaal

Die Instrumentierung der CPS unter iCT-Navigation erfolgte unter folgendem Aufbau der Materialien im Operationssaal (Abb. 9): Der Operationstisch, welcher mit dem iCT-Scanner verbunden ist, befindet sich während des Eingriffs orthogonal zu diesem. Die Infrarotkamera und Navigationsbildschirme stehen mit etwas Abstand am Kopfende des Patienten. Für einen iCT-Scan wird der Operationstisch um 90 Grad in den iCT-Scanner geschwenkt und die Infrarotkamera entsprechend zum Kopfende des Patienten verschoben. Da die Implantation von CPS im zervikalen Bereich stattfindet, sind die Anästhesie und das entsprechende Equipment am Fußende des Patienten lokalisiert. Die Instrumententische und operationstechnische Assistenz befinden sich am Kopfende des Patienten. Neben dem Patienten steht auf jeder Seite ein Operateur.

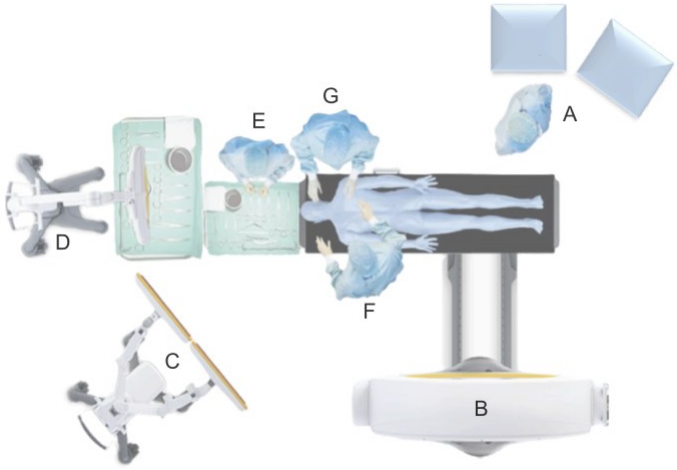


Abbildung 9: Aufbau im Operationssaal
A: Anästhesie mit Equipment; B: iCT-Scanner; C: Bildschirme des Navigationssystems; D: Kameraeinheit des Navigationssystems; E: operationstechnische Assistenz mit Instrumententischen; F+G: Operateur; Quelle: modifiziert nach Bertram et al. (2021), mit freundlicher Genehmigung von Elsevier

2.2 OP-Ablauf

Nach erfolgreicher Narkoseeinleitung des Patienten durch die Anästhesie wird dieser auf den strahlendurchlässigen, mit dem iCT-Scanner verbundenen Operationstisch (TruSystem® 7500, Trumpf Medizin Systeme GmbH & Co. KG, Saalfeld, Deutschland) in Bauchlage umgelagert. Der Kopf des Patienten wird in einer ebenfalls strahlendurchlässigen Mayfield-Klemme (Abb. 10; DORO LUCENT®, Black Forest Medical Group, Freiburg, Deutschland) fixiert.

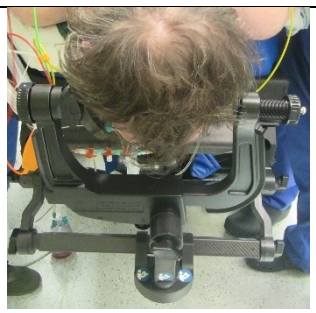
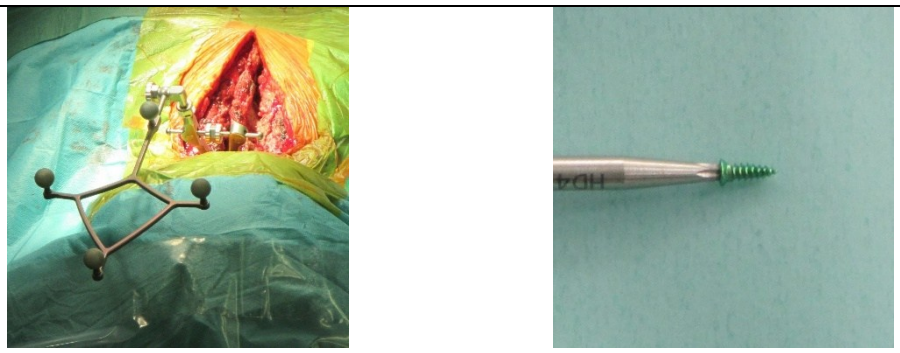


Abbildung 10: Patientenkopf fixiert in Mayfield-Klemme
Quelle: eigene Aufnahme

Anschließend erfolgt unter Einsatz eines C-Bogens (Ziehm Vision FD, Ziehm Imaging GmbH, Nürnberg, Deutschland) die Kontrolle der gewünschten HWS-Einstellung und Planung der Hautinzision mit Höhenbestimmung der relevanten Wirbel. Es schließen

sich die präoperative Hautdesinfektion und das sterile Abdecken des Operationsgebiets an. Nach Hautinzision findet die Freilegung der dorsalen Strukturen der Wirbelbögen unter Präparation der paravertebralen Muskulatur statt. Die Referenzklemme mit DRB wird am Processus spinosus des möglichst kranialen Halswirbels befestigt (Abb. 11). In die Laminae der zu instrumentierenden Wirbelkörper werden temporär selbstbohrende Kortikalisschrauben (Speedtip®, Medartis AG, Basel, Schweiz) eingesetzt, welche in der Navigation als direkte Referenzierungspunkte dienen und nach abgeschlossener Instrumentierung wieder entfernt werden.



A B

Abbildung 11: Material zur Referenzierung
A: Referenzklemme mit DRB am Processus spinosus befestigt; B: selbstbohrende Kortikalisschraube (1,5 mm Durchmesser und 5 mm Länge); Quelle: eigene Aufnahme

Das gesamte Operationsgebiet wird in Vorbereitung auf den iCT-Scan steril abgedeckt und der Patient präoxygeniert. Der Operationstisch wird um 90 Grad geschwenkt und zum Scanner ausgerichtet. Die Infrarotkamera wird in Verlängerung des Kopfendes gegenüber dem iCT-Scanner verschoben, sodass diese während des Scans sowohl die DRB als auch die Referenzpunkte am iCT-Scanner erfassen kann (Abb. 12). Anschließend erfolgt der iCT-Scan bei Apnoe des Patienten und aus Gründen des Strahlenschutzes unter Abwesenheit des Personals im Operationssaal. Der Patient wird in dieser Zeit telemetrisch über Monitore und eine Kameraübertragung überwacht.



A B

Abbildung 12: Durchführung des iCT-Scans
A: Position des Navigationssystems während des Scans; B: telemetrische Überwachung des Patienten während des Scans; Quelle: eigene Aufnahme

Nach Abschluss des Scans werden der Patient und die Geräte wieder in die ursprüngliche Position gebracht und die Daten automatisch an die Navigationsplattform übertragen. Es folgt die Verifikation der Genauigkeit des Scans, indem mit Hilfe des Pointers mehrere anatomisch markante Punkte, wie die Processus spinosi und die eingebrachten Kortikalisschrauben, mit der errechneten Position in der Navigation abgeglichen werden (Abb. 13). Die Bohrhülse wird mit Hilfe der Referenzierungsmatrix registriert und der Durchmesser der Bohrung mit 2,6 mm eingegeben.

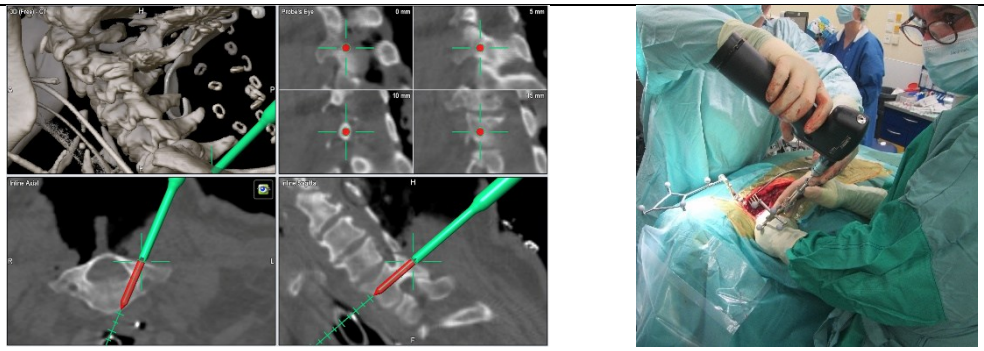


A B

Abbildung 13: Verifikation des Scans und Registrierung der Bohrhülse
A: Verifikation des Scans durch Kontrolle mit dem Pointer; B: Registrierung der Bohrhülse mit Hilfe der Referenzierungsmatrix; Quelle: eigene Aufnahme

Anschließend erfolgt die Planung der Pedikelschraubenlage mithilfe des Navigationssystems. Der Durchmesser und die Länge der Schraube können hierbei individuell variiert und an die jeweiligen anatomischen Gegebenheiten angepasst werden. Die errechnete Position der Pedikelschraubenlage wird fortlaufend anhand der Position der Bohrhülse in der Navigation eingeblendet (Abb. 14 A). Bei zufriedenstellender Schraubenlage in der Navigation wird diese im Navigationssystem als gewünschte Position gespeichert. Jegliche Bewegung der Bohrhülse nach

Speicherung der Position wird als Abweichung von dieser in der Navigation eingeblendet und kann somit fortlaufend korrigiert werden. Die Länge der Schraube wird als maximale Tiefe der Bohrung an der Bohrhülse eingestellt. Es folgt die Pedikulierung mit einem elektrischen Bohrer (Colibri II, Synthes GmbH, Zuchwil, Schweiz) und einem 2,6-mm-Bohreinsatz, der durch die Bohrhülse geführt wird. Dies erfolgt, indem der Operateur auf der zu pedikulierenden Seite des Patienten die Bohrhülse in der gewünschten Position fixiert, während der Operateur auf der gegenüberliegenden Seite den Bohrer bedient (Abb. 14 B). Auf diese Weise erfolgt nacheinander die Bohrung aller Pedikel, in die später eine Schraube implantiert werden soll. Hierbei wird zwischen den einzelnen Bohrungen und verschiedenen Wirbelkörpern die Genauigkeit der Navigation kontinuierlich mit hilfe des Pointers verifiziert.



A B

Abbildung 14: Planung und Bohrung der Pedikelschraube
A: virtuelle Planung und Speicherung der gewünschten Position und Ausrichtung der Pedikelschraube im Navigationssystem; B: Pedikulierung mit Bohrer und navigierter Bohrhülse mit stetiger Kontrolle der aktuellen Position im Navigationssystem; Quelle: eigene Aufnahme

Im Anschluss folgt nacheinander für jeden Wirbelkörper die Implantation der Pedikelschrauben. Diese werden – über einen in das Bohrloch eingesetzten Kirschner-Draht – mit einem Schraubendreher geführt verschraubt (Abb. 15). Nach erfolgreicher Implantation aller Schrauben folgen bei Bedarf zusätzliche Operationsschritte, wie zum Beispiel eine Dekompression durch Resektion dorsaler osteoligamentärer Strukturen.

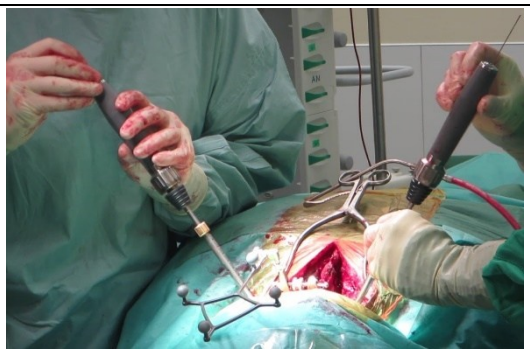


Abbildung 15: Über Kirschner-Draht geführtes Verschrauben der Pedikelschrauben
Quelle: eigene Aufnahme

Anschließend wird der Fixateur durch Längen- und Formanpassung sowie Einsetzen der Stäbe in die Schraubenköpfe konstruiert (Abb. 16). Die Stäbe werden in den Schraubenköpfen mit Verriegelungsschrauben fixiert und mit einem Drehmomentschlüssel festgezogen. Aufgrund des modularen Aufbaus des Schrauben-Stab-Systems ist die Verwendung unterschiedlicher Schraubenarten innerhalb eines Fixateur-Systems und somit beispielsweise die Verbindung von zervikalen und thorakalen Pedikelschrauben möglich.



A **B**

Abbildung 16: Konstruktion des Fixateurs
A: Längenanpassung der Stäbe; B: Fixateur in situ mit Verbindung der Stäbe und Pedikelschrauben (hier C3–C5 und Th1–Th3); Quelle: eigene Aufnahme

Abschließend erfolgt der zweite iCT-Scan in analoger Vorgehensweise zum ersten Scan. Die Lage der implantierten Schrauben wird beurteilt und im Falle einer nicht zufriedenstellenden Lage wird die entsprechende Schraube im Anschluss revidiert. Zum Schluss erfolgt der chirurgische Wundverschluss durch Adaptation der paraspinalen Muskulatur und Haut.

2.3 Patientenkollektiv

In die Studie wurden alle Patienten eingeschlossen, die zwischen November 2017 und Februar 2023 in der Klinik für Neurochirurgie der Uniklinik RWTH Aachen eine dorsale Stabilisierung unter Verwendung von zervikalen Pedikelschrauben mit iCT-Navigation erhalten haben. Es gab keine gesonderten Ausschlusskriterien.

2.4 Erhebung der Patientendaten

Die Datenerhebung erfolgte retrospektiv durch Auswertung der Patientenakten. Dabei wurden folgende demografische Patientencharakteristika erfasst: Alter, Geschlecht, Größe, Gewicht, American Society of Anesthesiologists-Klasse (ASA-Klasse), vorherige Operationen, Pathologie der Erkrankung, Anzahl und Art der instrumentierten Schrauben. Die ASA-Klassifikation wurde zur Einteilung des präoperativen physischen Gesundheitszustandes der Patienten aus den Prämedikationsprotokollen wie folgt erhoben (Daabiss, 2011):

ASA I	Gesunder Patient ohne Vorerkrankung
ASA II	Patient mit leichter systemischer Vorerkrankung
ASA III	Patient mit schwerer systemischer Vorerkrankung
ASA IV	Patient mit schwerer systemischer Vorerkrankung und ständiger Lebensbedrohung
ASA V	Moribunder Patient

Das Gewicht und die Größe der Patienten dienten der Berechnung des Body-Mass-Index (BMI), welcher eine Einschätzung des Körperfettanteils ermöglicht und einen häufigen Risikofaktor für Erkrankungen darstellt (Nuttall, 2015). Der BMI ist wie folgt definiert:

$$BMI = \frac{Körpergewicht\ (kg)}{Körpergröße\ (m)^2}$$

Die Einteilung der Patienten anhand des BMI erfolgte gemäß der Klassifikation der World Health Organization (WHO) in folgende Gruppen (WHO, 1995):

Unter- oder Normalgewicht	BMI < 25 kg/m²
Übergewicht	25 kg/m² ≤ BMI < 30 kg/m²
Adipositas	BMI ≥ 30 kg/m²

2.5 Klassifikation der Pedikelschraubenlage

Für die Klassifikation der CPS wurde der Datensatz des iCT-Scans nach der Instrumentierung verwendet. Die Auswertung erfolgte in axialer, koronarer und sagittaler Rekonstruktion mittels der Radiologiesoftware IntelliSpace PACS 4.4 (Koninklijke Philips N.V., Amsterdam, Niederlande). Für jede CPS wurden die Daten zur Identifizierung des genauen Pedikels erhoben (Patient, zervikale Höhe und Seite des Pedikels). Die Beurteilung der Schraubenlage im Pedikel erfolgte in den drei rekonstruierten Ebenen und in Fällen von Pedikelbrüchen wurde das Ausmaß mittels eines digitalen Lineals vermessen. Die Einteilung der Lage der CPS erfolgte in Anlehnung an die Klassifikation nach Gertzbein und Robbins (1990) in 2-mm-Schritten (Abb. 17, 18):

Grad 1	streng intrapedikuläre Lage ohne Pedikelbruch
Grad 2	Pedikelbruch < 2 mm
Grad 3	Pedikelbruch zwischen 2 mm und < 4 mm
Grad 4	Pedikelbruch zwischen 4 mm und < 6 mm
Grad 5	Pedikelbruch ≥ 6 mm oder komplett extrapedikuläre Lage

Für die Schrauben mit Pedikelbruch wurde zusätzlich die Richtung der Perforation erhoben (medial, lateral, kranial und kaudal). Eine Pedikelperforation ≥ 2 mm wurde als Fehllage (Grad 3–5), eine Schraubenlage ohne Pedikelbruch oder Pedikelbruch < 2mm als korrekte Schraubenlage (Grad 1 und 2) definiert. Bei intraoperativ revidierten Schrauben wurden sowohl die initiale Lage als auch die finale Lage ausgewertet.

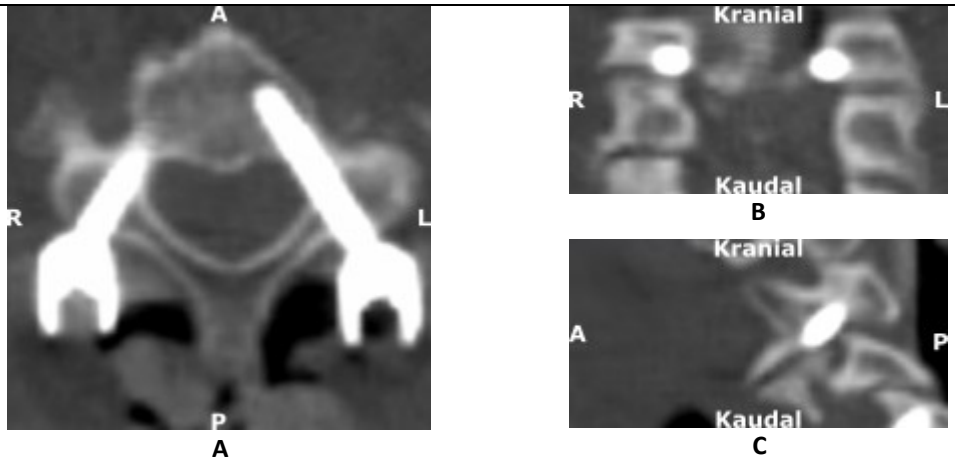


Abbildung 17: Schraubenlage Grad 2 und Grad 3
Auswertung der Schraubenlage in C3 anhand des iCT-Scans: rechts Grad 2 mit Pedikelbruch nach kaudal, links Grad 3 mit Pedikelbruch nach medial; A: axiale Ansicht; B: koronare Ansicht; C: sagittale Ansicht der rechten Schraube; Quelle: eigene Darstellung

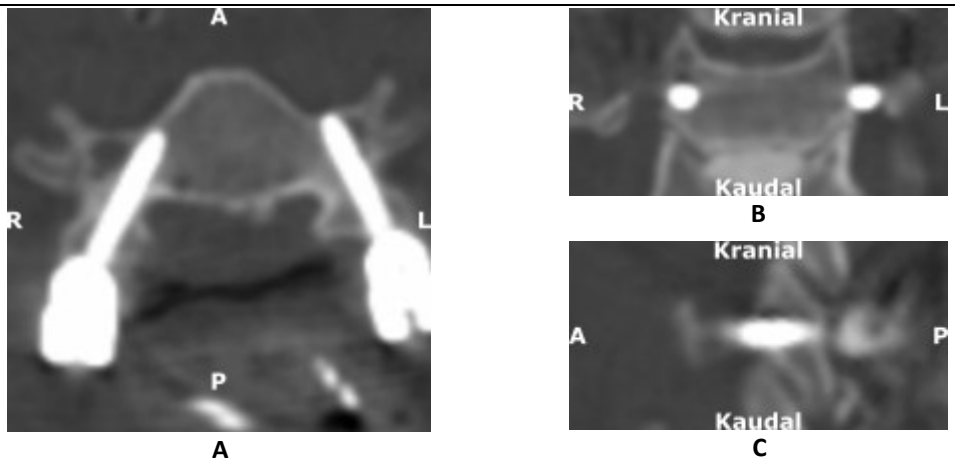


Abbildung 18: Schraubenlage Grad 1 und Grad 4
Auswertung der Schraubenlage in C5 anhand des iCT-Scans: rechts Grad 1, links Grad 4 mit Pedikelbruch nach lateral; A: axiale Ansicht; B: koronare Ansicht;
C: sagittale Ansicht der rechten Schraube; Quelle: eigene Darstellung

2.6 Erhebung der OP-Daten und intraoperativen Komplikationen

Die OP-Daten und intraoperativen Komplikationen wurden durch Auswertung der Anästhesieprotokolle und Operationsberichte erhoben. Als allgemeine Parameter der Operation wurden die Dauer der Instrumentierung und der intraoperative Blutverlust ermittelt. Die intraoperativen Komplikationen ließen sich in Verletzungen der A. vertebralis, Liquorfluss und intraoperativ revidierte Schrauben einteilen. Eine Verletzung der A. vertebralis wurde als Perforation, Stenosierung oder Dissektion dieser definiert. Patienten mit Verdacht auf eine intraoperative Verletzung der A. vertebralis erhielten eine postoperative CT-Angiographie. Eine Perforation wurde bei arterieller Blutung mit anatomisch plausiblem Ursprung aus der A. vertebralis angenommen. Eine Stenosierung oder Dissektion wurde bei Nachweis in der postoperativen CT-Angiographie als solche gewertet. Eine Verletzung der A. vertebralis wurde den schraubenassoziierten Komplikationen (definiert als direkt auf die Fehllage einer CPS zurückzuführen) zugeordnet. Intraoperativ festgestellter Liquorfluss wurde als CPS-bedingt gewertet, wenn dieser anatomisch und zeitlich der Instrumentierung der CPS zuzuordnen war. So wurde Liquorfluss aus Bohrlöchern thorakaler Pedikelschrauben oder im Rahmen einer sich der Instrumentierung anschließenden Dekompression nicht als CPS-bedingt gewertet.

2.7 Beurteilung des klinischen Verlaufs und postoperativer Komplikationen

Der klinische Verlauf und postoperative Komplikationen wurden durch Auswertung der täglichen Verlaufsdokumentation und Arztbriefe bei Entlassung beurteilt. Hierbei wurden die Dauer des stationären Aufenthalts sowie neu aufgetretene neurologische Defizite, Wundinfektionen und Symptome einer Rückenmarks- oder Nervenwurzelverletzung ermittelt. Zur Klassifikation eines motorischen neurologischen Defizits erfolgte die klinische Dokumentation der körperlichen Untersuchung mit manueller Testung der Muskelkraft nach Medical Research Council-Skala (MRC-Skala) in sechs Kraftgraden (Medical Research Council, 1976):

Kraftgrad 0	keine Muskelkontraktion
Kraftgrad 1	Muskelkontraktion ohne aktive Bewegung
Kraftgrad 2	aktive Bewegung bei Elimination der Schwerkraft
Kraftgrad 3	aktive Bewegung gegen die Schwerkraft
Kraftgrad 4	aktive Bewegung gegen Widerstand
Kraftgrad 5	Normale Muskelkraft

Eine körperliche Untersuchung mit Testung der Muskelkraft fand präoperativ bei Aufnahme der Patienten, direkt postoperativ und bei Indikation wiederholt im stationären Verlauf statt. Ein postoperativ neu aufgetretenes neurologisches Defizit wurde definiert als Abnahme der Muskelkraft mindestens einer Muskelgruppe um mindestens einen Kraftgrad oder Angabe eines neuen sensiblen Defizits im Verlauf des postoperativen stationären Aufenthalts im Vergleich zum Aufnahmebefund. Die Patienten wurden im Rahmen der statistischen Auswertung in die Gruppen „kein neurologisches Defizit“ (kein postoperativ neu aufgetretenes neurologisches Defizit) und „postoperatives neurologisches Defizit“ (postoperativ neu aufgetretenes neurologisches Defizit) eingeteilt. Die Defizite wurden im Hinblick auf das Auftreten einer radikulären Symptomatik oder eines Querschnittssyndroms qualitativ analysiert. Beim Vorliegen einer radikulären Symptomatik und gleichzeitiger Fehllage einer CPS mit anatomisch plausiblem Bezug zu der entsprechenden Nervenwurzel wurde dies als schraubenassoziierte Nervenwurzelverletzung klassifiziert. Beim Vorliegen eines Querschnittssyndroms und gleichzeitiger Fehllage einer CPS mit anatomisch plausiblem Bezug zu diesem wurde dies als schraubenassoziierte Rückenmarksverletzung klassifiziert.

Es erfolgte eine Verlaufskontrolle zur Erfassung möglicher Langzeitkomplikationen des Fixateurs (Osteolyse, Schraubenbruch und Verlust der dorsalen Stabilität) mittels Analyse der Arztbriefe und radiologischen Befunde der postoperativen ambulanten Kontrolluntersuchungen. Diese fanden planmäßig nach drei Monaten sowie einem und zwei Jahren postoperativ statt.

2.8 Statistische Analyse

Die Dokumentation und Auswertung der Datenerhebung erfolgte mit der Software Excel (Microsoft Corporation, Redmond, USA), die statistische Analyse mittels IBM SPSS Statistics 29.0.0.0 (IBM Corporation, Armonk, USA). Für nominalskalierte Daten erfolgte die Darstellung unter Angabe von absoluten und relativen Häufigkeiten. Für die Testung statistisch signifikanter Assoziationen wurden der Pearson-Chi-Quadrat-Test und bei erwarteten Häufigkeiten < 5 der exakte Test nach Fisher verwendet. Für ordinalskalierte Daten wurden der Median, die absoluten und relativen Häufigkeiten ermittelt. Der Vergleich der zentralen Tendenz in dichotomisierbaren Gruppen erfolgte mittels Mann-Whitney-U-Test, in Gruppen mit mehr als zwei Ausprägungen mittels Kruskal-Wallis-H-Test. Für Variablen mit metrischem Skalenniveau wurden der Mittelwert, die Standardabweichung, der Variationskoeffizient und der Median mit Quartilsgrenzen ermittelt. Der Test auf Normalverteilung erfolgte mittels Shapiro-Wilk-Test und bei Annahme einer nicht normalverteilten Größe wurde diese für die Testung signifikanter Unterschiede und der Auswahl eines geeigneten Tests dem ordinalskalierten Niveau zugeordnet. Die Identifikation möglicher Risikofaktoren erfolgte für die Entwicklung eines neurologischen Defizits mittels binärer logistischer Regression und für die Fehllage der CPS mittels eines generalisierten linearen gemischten Modells. Als Grenzwert signifikanter Ergebnisse in der statistischen Analyse wurde das Signifikanzniveau mit $\alpha = 0{,}050$ verwendet. Bei der Verwendung eines Post-hoc-Tests nach dem Kruskal-Wallis-H-Test oder dem Chi-Quadrat-Test wurden die einzelnen *p*-Werte entsprechend der Bonferroni-Korrektur angepasst, um den Fehler 1. Art nicht durch das multiple Testen zu erhöhen. Für signifikante Ergebnisse in der univariaten Analyse erfolgte die Einordnung durch Berechnung der Effektstärke, in den Regressionsmodellen unter Angabe der Odds Ratio und des 95 %-Konfidenzintervalls. Zur Evaluation der Modellgüte wurde eine Receiver Operating Characteristic-Analyse (ROC-Analyse) mit Berechnung der Area

Under the Curve (AUC), Sensitivität und Spezifität durchgeführt. Der ideale Cut-off-Wert wurde dabei über den Youden-Index bestimmt.

3 Ergebnisse

3.1 Deskriptive Ergebnisse

3.1.1 Patientendaten

Geschlechts- und Altersverteilung:

Insgesamt wurden 143 Patienten in die Studie eingeschlossen. Von diesen waren 95 männlich (66,4 %) und 48 weiblich (33,6 %). Das durchschnittliche Patientenalter betrug 66,0 Jahre (*SD* = 14,8). Die Altersspanne vom jüngsten bis zum ältesten Patienten betrug 75 Jahre (14–89 Jahre). Das Alter der Patienten zeigte sich als nicht normalverteilt und wurde daher für statistische Testverfahren dem ordinalskalierten Messniveau zugeordnet ($p < 0{,}001$). Eine Zusammenfassung der wichtigsten deskriptiven Patientendaten ist in Tabelle 1 aufgeführt.

BMI:

Der mittlere BMI der Patienten betrug 26,2 kg/m² (*SD* = 5,1). Nach WHO-Definition waren 57 Patienten (39,9 %) unter- oder normalgewichtig, 50 (35,0 %) übergewichtig und 36 (25,2 %) adipös. Der niedrigste BMI lag bei 16,2 kg/m², der höchste bei 47 kg/m². Der BMI zeigte sich in dem Patientenkollektiv als nicht normalverteilt und wurde daher für statistische Testverfahren dem ordinalskalierten Messniveau zugeordnet ($p = 0{,}002$).

ASA-Klassifikation:

Der Median der ASA-Klassifikation der Patienten lag bei ASA-Klasse III. Für 11 Patienten (7,7 %) konnte keine Einstufung aus den Patientenakten entnommen werden. In der ASA-Klasse I befanden sich 7 (4,9 %), in der ASA-Klasse II 49 (34,3 %), in der ASA-Klasse III 71 (49,7 %) und in der ASA-Klasse IV 5 Patienten (3,5 %).

Pathologie:

Die Patienten wurden anhand der Pathologie ihrer Grunderkrankung und der OP-Indikation in vier verschiedene Gruppen eingeteilt (Degeneration, Trauma, Neoplasie und Infektion). Die häufigste zugrundeliegende Pathologie stellten degenerative Erkrankungen dar (87 = 60,8 %), gefolgt von traumatischen (33 = 23,1 %) und neoplastischen (17 = 11,9 %) Geschehen. Infektiöse Prozesse waren am seltensten eine Indikation für eine OP (6 = 4,2 %).

Vorbestehende HWS-Instrumentierung

Bei präoperativ dorsal einliegendem Fremdmaterial in der HWS oder von anterior eingebrachten fusionsfördernden Implantaten mit Schrauben, welche sich in demselben Wirbelkörper befanden wie mindestens eine der CPS, wurden die Patienten der Gruppe mit vorbestehender HWS-Instrumentierung zugeordnet. Insgesamt befanden sich 56 Patienten in dieser Gruppe (39,2 %).

Tabelle 1: Deskriptive Patientendaten des Gesamtkollektivs

	n, (%)		*n*, (%)
Geschlecht		Pathologie	
Männlich	95 (66,4)	Degenerativ	87 (60,8)
Weiblich	48 (33,6)	Traumatisch	33 (23,1)
BMI (kg/m²)		Neoplastisch	17 (11,9)
< 25	57 (39,9)	Infektiös	6 (4,2)
25 – 29,9	50 (35,0)	ASA-Klassifikation	
≥ 30	36 (25,2)	Fehlende Werte	11 (7,7)
HWS-Instrumentierung		I	7 (4,9)
Nicht vorbestehend	87 (60,8)	II	49 (34,3)
Vorbestehend	56 (39,2)	III	71 (49,7)
		IV	5 (3,5)

Anmerkung: N = 143 Patienten; Pathologie: Grunderkrankung und OP-Indikation; HWS-Instrumentierung: detaillierte Klassifikation gemäß den oben aufgeführten Kriterien

Instrumentierte Schrauben

In Summe wurden 655 CPS mittels iCT-Navigation implantiert; im Mittel erhielten die Patienten jeweils 4,6 CPS (*SD* = 2,0) in 2,3 Wirbelkörpern (*SD* = 1,0). Neben den CPS wurden teilweise auch andere Schraubenarten in der HWS (z. B. LMS und Laminaschrauben) sowie dem angrenzenden Wirbelsäulenabschnitt (thorakale Pedikelschrauben) im Rahmen derselben OP eingesetzt. So wurden zusätzlich zu den CPS 167 andere Schraubenarten in der HWS und 196 im thorakalen Bereich implantiert. 89 Patienten (62,2 %) erhielten neben den CPS mindestens eine andere Schraubenart im Rahmen derselben OP, bei 54 Patienten (37,8 %) wurden ausschließlich CPS implantiert. Insgesamt wurden bei dem Patientenkollektiv 1018 Schrauben unabhängig von ihrer Art eingebracht – im Mittel 7,1 Schrauben (*SD* = 2,6) in 3,6 Wirbelkörperebenen (*SD* = 1,3).

3.1.2 Verteilung der Pedikelschrauben

Die CPS wurden am häufigsten in C7 (198 = 30,2 %) und am seltensten in C4 (59 = 9,0 %) sowie C6 (74 = 11,3 %) eingesetzt (Abb. 19). Insgesamt wurden 329 CPS im rechten Pedikel platziert (50,2 %), 326 im linken (49,8 %). Der Großteil der CPS wurde bei Patienten mit degenerativen Grunderkrankungen verwendet (455 = 69,5 %). Bei

traumatischen (110 = 16,8 %), neoplastischen (68 = 10,4 %) und infektiösen (22 = 3,4 %) Indikationen wurden anteilsmäßig weniger CPS in einer einzelnen OP instrumentiert (vgl. Tab. 1). Die Distanz der jeweiligen Schraube zur DRB wurde ausgewertet und nach Anzahl der dazwischenliegenden Bewegungssegmente (Zwischenwirbelräume) eingeteilt. Im selben Wirbelkörper wie die DRB wurden 185 (28,2 %), mit einem Bewegungssegment Abstand 130 (19,8 %) und mit zwei Bewegungssegmenten Abstand 91 CPS (13,9 %) implantiert. Ein Abstand von drei oder mehr Bewegungssegmenten zur DRB lag bei 249 CPS vor (38,0 %). Der Durchmesser der verwendeten CPS lag im Mittel bei 4,0 mm (*SD* = 0,3). Der minimale Durchmesser betrug 3,5 mm, der maximale 5,5 mm. Für 134 Schrauben konnte retrospektiv kein eindeutiger Durchmesser aus den vorliegenden Daten erhoben werden (20,5 %).

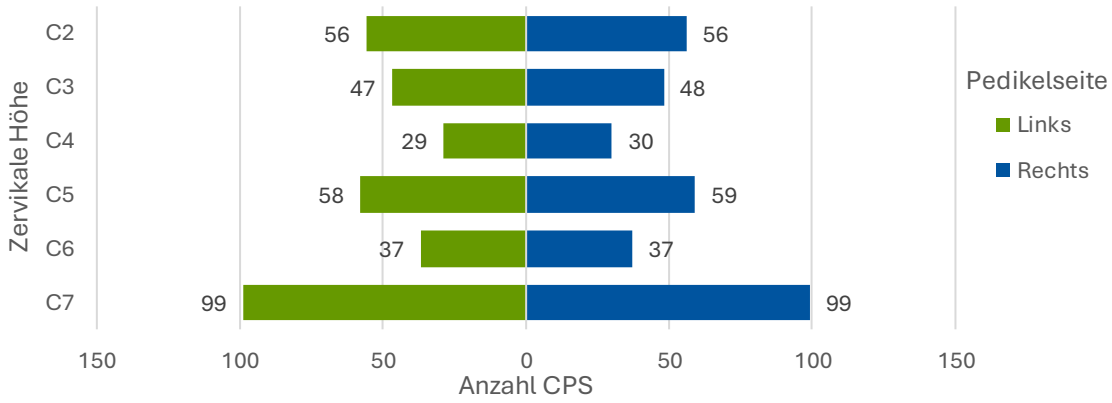


Abbildung 19: Anzahl implantierter CPS nach Pedikelseite in den einzelnen zervikalen Höhen

3.1.3 Lagegenauigkeit der Pedikelschrauben

Initiale Schraubenlage

Initial wurden 655 CPS mittels iCT-Navigation implantiert. Von diesen wiesen 494 (75,4 %) eine streng intrapedikuläre Lage (Grad 1) und 106 (16,2 %) eine Pedikelperforation unter 2 mm (Grad 2) auf. Somit ergab sich initial eine Anzahl von 600 CPS (91,6 %) mit korrekter Lage. Ein Pedikelbruch zwischen 2 und < 4 mm (Grad 3) wurde bei 50 (7,6 %) und ein Pedikelbruch zwischen 4 und < 6 mm (Grad 4) bei 5 CPS (0,8 %) beobachtet. Es gab keinen Pedikelbruch von mindestens 6 mm (Grad 5). Somit wiesen initial 55 CPS (8,4 %) eine Fehllage (Grad 3–5) auf. Bei 102 Patienten (71,3 %) bestand initial eine korrekte Lage aller CPS, bei 41 Patienten (28,7 %) lag mindestens eine Fehllage vor. Die Pedikelbrüche (Grad 2–5) waren am häufigsten in der Transversalebene zu beobachten (148 = 91,9 %): 58 nach medial (36,0 %) und 90 nach lateral (55,9 %).

Pedikelbrüche in der Sagittalebene waren hingegen seltener (13 = 8,1 %): 2 nach kranial (1,2 %) und 11 nach kaudal (6,8 %). Eine Auswertung der Schraubenlage nach zervikaler Höhe (Level der Pedikelschraube) erfolgt im Rahmen der Einflussfaktoren-Analyse der Pedikelschraubenlage in Abschnitt 3.2.1 (vgl. S. 41–43).

Finale Schraubenlage

Nach initialer Instrumentierung wurde ein zweiter iCT-Scan durchgeführt, um die Schraubenlage noch intraoperativ beurteilen zu können. Bei nicht zufriedenstellender Schraubenlage wurde die Schraube intraoperativ revidiert. Es wurde für insgesamt 19 CPS (2,9 %) die Indikation zur Korrektur gestellt. Nach intraoperativer Revision verblieben final 653 CPS. Von diesen wiesen 504 (77,2 %) eine streng intrapedikuläre Lage (Grad 1) und 103 (15,8 %) eine Pedikelperforation unter 2 mm (Grad 2) auf. Somit ergab sich bei finaler Schraubenlage eine Anzahl von 607 CPS (93,0 %) mit korrekter Lage. Ein Pedikelbruch zwischen 2 und < 4 mm (Grad 3) wurde bei 43 (6,6 %) und ein Pedikelbruch zwischen 4 und < 6 mm (Grad 4) bei 3 CPS (0,5 %) beobachtet. Es gab keinen Pedikelbruch von mindestens 6 mm (Grad 5). Somit wiesen final 46 CPS (7,0 %) eine Fehllage (Grad 3–5) auf. Die intraoperative Revision konnte demnach die Schraubenlage nur geringfügig verbessern. Die Anzahl der Fehllagen wurde um 9 CPS verringert, wodurch der Anteil von initial 8,4 % auf final 7,0 % sank. Eine grafische Gegenüberstellung von initialer und finaler Schraubenlage ist in Abbildung 20 dargestellt. Bei 109 Patienten (76,2 %) bestand final eine korrekte Lage aller CPS, bei 34 Patienten (23,8 %) lag mindestens eine Fehllage vor. Die Pedikelbrüche (Grad 2–5) waren am häufigsten in der Transversalebene zu beobachten (136 = 91,3 %): 56 nach medial (37,6 %) und 80 nach lateral (53,7 %). Pedikelbrüche in der Sagittalebene waren hingegen seltener (13 = 8,7 %): 2 nach kranial (1,3 %) und 11 nach kaudal (7,4 %). Demnach änderte sich die Verteilung der Perforationsrichtung durch die intraoperative Revision leicht. Die Anzahl der lateralen Pedikelbrüche wurde um 10 reduziert, wodurch der Anteil von initial 55,9 % auf final 53,7 % sank (Abb. 21). Der proportionale Anteil aller anderen Perforationsrichtungen stieg hierdurch hingegen minimal. Die intraoperative Revision fokussierte sich folglich insbesondere auf CPS mit lateralem Pedikelbruch.

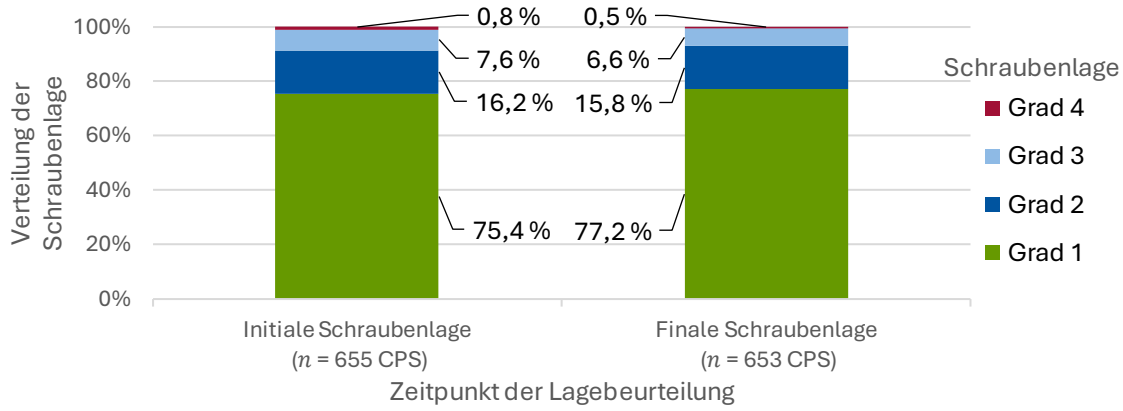


Abbildung 20: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage zu den unterschiedlichen Zeitpunkten der Lagebeurteilung

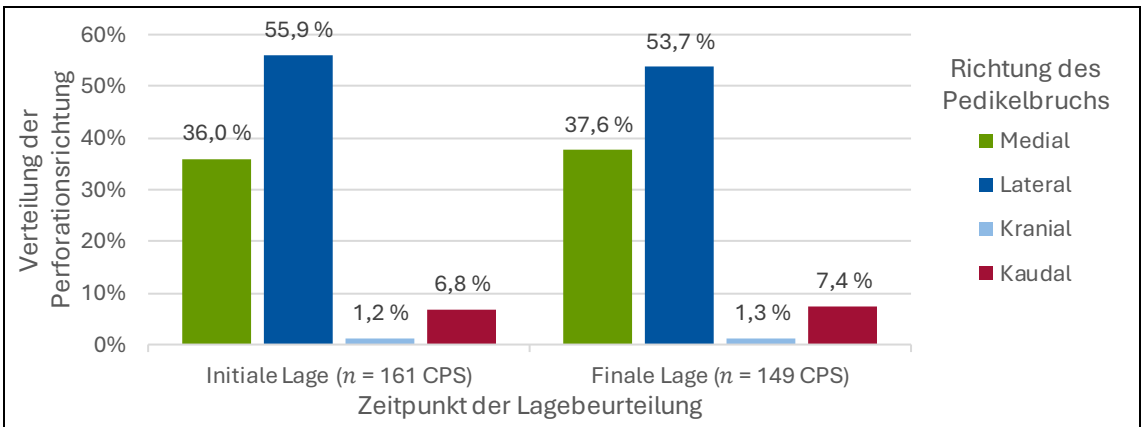


Abbildung 21: Verteilung der Perforationsrichtung bei CPS mit Pedikelbruch zu den unterschiedlichen Zeitpunkten der Lagebeurteilung

3.1.4 OP-Daten und intraoperative Komplikationen

Dauer der Instrumentierung

Um die Dauer der Instrumentierung zu bestimmen, wurde der Abstand zwischen dem ersten und letzten iCT-Scan erhoben. Die durchschnittliche Instrumentierungsdauer betrug 108,5 min (*SD* = 52,3), die kürzeste 47 min und die längste 428 min. Die Dauer der Instrumentierung zeigte sich heterogen verteilt mit einer großen Streuung innerhalb des Patientenkollektivs (*CV* = 48,2 %), wobei der Median bei 96,5 min lag (*Q1*: 72,3 min; *Q3*: 133,3 min). Für 11 Patienten konnte kein exakter Wert erhoben werden (7,7 %). Die Dauer der Instrumentierung zeigte sich als nicht normalverteilt und wurde daher für statistische Testverfahren dem ordinalskalierten Messniveau zugeordnet ($p < 0{,}001$). Eine Zusammenfassung der wichtigsten OP-Daten und intraoperativen Komplikationen ist in Tabelle 2 aufgeführt.

Blutverlust

Der intraoperative Blutverlust betrug im Mittel 697,8 ml (*SD* = 773,0). Der minimale Blutverlust eines Patienten lag bei 50 ml, der maximale bei 5700 ml. Der Blutverlust zeigte sich sehr heterogen verteilt mit großer Streuung innerhalb des Patientenkollektivs (*CV* = 110,8 %), der Median lag bei 500 ml (*Q1*: 300 ml; *Q3*: 800 ml). Für 32 Patienten konnte der Blutverlust aus den Patientenakten nicht erhoben werden (22,4 %). Der intraoperative Blutverlust zeigte sich in dem Patientenkollektiv als nicht normalverteilt und wurde daher für statistische Testverfahren dem ordinalskalierten Messniveau zugeordnet ($p < 0{,}001$).

Liquorfluss

Bei keinem Patienten wurde ein CPS-bedingter Liquorfluss beobachtet. Bei anderen Schraubenarten oder darauffolgenden Operationsschritten, wie der (Hemi-) Laminektomie, kam es vereinzelt zu Liquorfluss. Dieser wurde nicht den CPS-bedingten Komplikationen zugeordnet.

A. vertebralis Verletzung

Bei einem Patienten (0,7 %) kam es aufgrund der lateralen Fehllage einer CPS (Grad 4) zur Verletzung der A. vertebralis rechts und damit zu einer schraubenassoziierten Komplikation. Hierbei kam es initial zu einer arteriellen Blutung aus dem Bohrloch der CPS, welche unmittelbar versenkt wurde, um die Blutung zu stoppen. Postoperativ ließ sich eine Obstruktion der A. vertebralis rechts mit Verlust der Kontrastierung in der CT-Angiographie nachweisen. Am 5. postoperativen Tag entwickelte der Patient Symptome einer Tetraparese und Dysarthrie und wurde auf die Stroke-Unit verlegt. In der kranialen CT zeigte sich ein subakut demarkierter territorialer Kleinhirninfarkt im Versorgungsgebiet der A. cerebelli inferior posterior rechts und kleiner links. Die Ätiologie des Infarktes ließ sich auf die Obstruktion der rechten A. vertebralis durch die laterale Fehllage der Pedikelschraube in C5 zurückführen. Nach Stabilisierung der allgemeinen Kreislaufsituation und therapeutischer Antikoagulation entsprach der klinisch neurologische Zustand des Patienten bei Entlassung aus der Stroke-Unit den präoperativen Vorbefunden.

Intraoperativ revidierte Schrauben

Es wurden insgesamt 40 Schrauben (3,9 %), die mittels iCT-Navigation instrumentiert wurden, intraoperativ revidiert (sämtliche Schraubenarten). Von den CPS wurden 19

(2,9 %) und von den anderen Schraubenarten 21 (5,8 %) revidiert. Bei 23 Patienten (16,1 %) wurde mindestens eine Schraube unabhängig von ihrer Art, bei 15 Patienten (10,5 %) mindestens eine CPS und bei 11 Patienten (7,7 %) mindestens eine andere Schraubenart als CPS intraoperativ revidiert.

Tabelle 2: Operationsdaten sowie intraoperative Revisionen und Komplikationen

OP-Daten und intraoperative Komplikationen der CPS			
	M, (*SD*)		*n* Patienten, (%)
Dauer der Instrumentierung (min)	108,5 (52,3)	Liquorfluss	0 (0)
Blutverlust (ml)	697,8 (773,0)	A. vertebralis Verletzung	1 (0,7)
Intraoperativ revidierte Schrauben			
	n Schrauben, (%)		*n* Patienten, (%)
Sämtliche Schraubenarten	40 (3,9)	≥ 1 Schraube (sämtliche Schraubenarten)	23 (16,1)
CPS	19 (2,9)	≥ 1 CPS	15 (10,5)
Andere Schraubenarten (exkl. CPS)	21 (5,8)	≥ 1 andere Schraubenart (exkl. CPS)	11 (7,7)

Anmerkung: Anteil der revidierten Schrauben bezogen auf die jeweilige Gruppengröße; sämtliche Schraubenarten: *n* = 1018 Schrauben; CPS: *n* = 655; andere Schraubenarten (exkl. CPS): *n* = 363 Schrauben

3.1.5 Klinischer Verlauf und postoperative Komplikationen

Stationärer Aufenthalt

Die Dauer des postoperativen stationären Aufenthalts im Universitätsklinikum Aachen betrug durchschnittlich 12,9 Tage (*SD* = 9,4). Die minimale Aufenthaltsdauer betrug 2 und die maximale 55 Tage. Die Aufenthaltsdauer war sehr heterogen verteilt mit großer Streuung innerhalb des Patientenkollektivs (*CV* = 72,9 %), der Median lag bei 9 Tagen (*Q1*: 6 Tage; *Q3*: 17 Tage). Die Dauer des postoperativen stationären Aufenthalts zeigte sich als nicht normalverteilt ($p < 0{,}001$). Eine Zusammenfassung der wichtigsten Daten des klinischen Verlaufs sowie der postoperativen Komplikationen findet sich in Tabelle 3.

Postoperative neurologische Defizite

Ein postoperativ neu aufgetretenes neurologisches Defizit wurde bei 10 Patienten (7,0 %) beobachtet. Dabei zeigten sich bei 9 Patienten (90,0 %) motorische und bei 3 Patienten (30,0 %) sensible Defizite. Bei 6 Patienten (60,0 %) waren die neu aufgetretenen neurologischen Defizite im postoperativen stationären Aufenthalt regredient. Insgesamt wurden 4 Patienten (2,8 %) mit neu aufgetretenem neurologischen Defizit mit einem Kraftgrad < 4 aus der stationären Behandlung entlassen.

Rückenmarks- und Nervenwurzelverletzung

Bei keinem Patienten kam es zu einer schraubenassoziierten Rückenmarks- oder Nervenwurzelverletzung. Ein Patient entwickelte postoperativ ein Querschnittssyndrom, welches jedoch nicht als schraubenassoziierte Rückenmarksverletzung klassifiziert wurde, da es keiner Fehllage einer CPS zuzuordnen war. So wurde postoperativ eine Progredienz des Myelopathiesignals in Querschnittshöhe bei ausreichender Dekompression und Ausschluss eines intraspinalen oder intramedullären Hämatoms festgestellt. Klinisch wurden die Folgen der Dekompression als plausibelste Ätiologie für das Auftreten des Querschnittsyndroms gewertet.

Wundinfektion

Bei 8 Patienten (5,6 %) erfolgte aufgrund einer Wundinfektion eine Revisionsoperation.

Verlaufskontrolle

An den postoperativen ambulanten Kontrolluntersuchungen am Universitätsklinikum Aachen nahmen 72 Patienten (50,2 %) nicht teil. Somit lagen für 323 CPS (49,5 %) keine Daten der Verlaufskontrolle vor. Aufgrund dessen wird in Tabelle 3 für die einzelnen Parameter der Verlaufskontrolle zusätzlich der gültige Prozentwert angegeben, welcher sich jeweils nur auf die Anzahl der verfügbaren Daten unter Ausschluss fehlender Werte bezieht. Insgesamt wurde bei 5 Patienten (3,5 %) eine Osteolyse mindestens einer Schraube des dorsalen Fixateurs festgestellt, dabei trat bei 3 Patienten (2,1 %) die Osteolyse an einer CPS auf. Im Detail waren 3 LMS auf Höhe C1 und 3 CPS (0,5 %) auf Höhe C7 betroffen. Insgesamt wurde bei 6 Patienten (4,2 %) der Bruch mindestens einer Schraube des dorsalen Fixateurs beobachtet, bei 5 Patienten (3,5 %) war mindestens eine CPS betroffen. Im Detail wiesen 1 LMS auf Höhe C1 und 8 CPS (1,2 %) auf Höhe C7 einen Schraubenbruch auf. Bei 4 Patienten (2,8 %) kam es infolge von Osteolysen oder Schraubenbrüchen zu einem klinisch relevanten Verlust der dorsalen Stabilität und es erfolgte eine Verlängerung des Fixateurs in einer weiteren OP. Dies war bei 3 Patienten (2,1 %) auf die Osteolyse oder den Bruch einer CPS zurückzuführen.

Tabelle 3: Klinischer Verlauf und postoperative Komplikationen

Postoperative Komplikationen		Verlaufskontrolle	
	n Patienten, (%)		*n*, (%)|(gültige %)
Postoperatives neurologisches Defizit	10 (7,0)	Patienten	
Motorisch	9 (90,0)	Fehlende Werte	72 (50,2)
Sensibel	3 (30,0)	Osteolyse im Fixatuer	5 (3,5)|(7,0)
Regredient	6 (60,0)	Osteolyse einer CPS	3 (2,1)|(4,2)
Rückenmarksverletzung	0 (0)	Schraubenbruch im Fixatuer	6 (4,2)|(8,5)
Nervenwurzelverletzung	0 (0)	Schraubenbruch einer CPS	5 (3,5)|(7,0)
Wundinfektion	8 (5,6)	Verlust der Stabilität im Fixateur	4 (2,8)|(5,6)
	M, *SD*	Verlust der Stabilität wegen CPS	3 (2,1)|(4,2)
Stationärer Aufenthalt (d)	12,9 (9,4)	CPS	
		Fehlende Werte	323 (49,5)
		Osteolyse	3 (0,5)|(0,9)
		Schraubenbruch	8 (1,2)|(2,4)

Anmerkung: gültige Prozentwerte bezogen auf die Anzahl verfügbarer Daten unter Ausschluss fehlender Werte; im Fixateur: unabhängig von der Schraubenart; CPS: n = 653 (finale Anzahl im Patientenkollektiv nach intraoperativer Revision)

3.1.6 Zusammenfassung schraubenassoziierter Komplikationen

Insgesamt kam es in dem Patientenkollektiv zu einer schraubenassoziierten Komplikation (0,7 %), welche durch eine Verletzung der A. vertebralis zu einem Infarkt und einem postoperativ neu aufgetretenen neurologischen Defizit führte. Dieses zeigte sich im Verlauf des stationären Aufenthalts regredient und der Patient wurde ohne Verschlechterung des klinisch-neurologischen Status im Vergleich zum Aufnahmebefund entlassen. Es wurden weder ein CPS-bedingter Liquorfluss noch eine schraubenassoziierte Rückenmarks- oder Nervenwurzelverletzung beobachtet. Insgesamt kam es somit durch 1 CPS (0,15 %) zu einer direkt schraubenassoziierten Komplikation.

3.2 Univariate Analyse

3.2.1 Vergleich der Pedikelschraubenlage anhand verschiedener Einflussfaktoren

Die statistische Auswertung der Pedikelschraubenlage erfolgte mittels univariater Analysen. Hierbei wurden Zusammenhänge zwischen einer unabhängigen und einer abhängigen Variable bzw. Unterschiede der abhängigen Variable in den einzelnen Gruppen der unabhängigen Variable untersucht. Den Tests wurde die Nullhypothese: „Es gibt keinen Zusammenhang bzw. Unterschied“ zugrunde gelegt. Bei Erreichen des Signifikanzniveaus ($p < 0{,}050$) wurde die Nullhypothese verworfen und die Alternativhypothese: „Es gibt einen signifikanten Zusammenhang bzw. Unterschied“ angenommen. Als mögliche Einflussfaktoren (unabhängige Variablen) wurden sowohl patienten- als auch schraubenspezifische Parameter untersucht, welche die Pedikelschraubenlage potenziell beeinflussen. Die abhängige Variable stellte die Pedikelschraubenlage dar. Eine Ausnahme in der Testlogik bildeten Alter und BMI auf metrischem bzw. ordinalem Skalenniveau. Hier wurde die Variablenzuordnung getauscht, um die skalenniveaubedingte Komplexität der unabhängigen Variablen zu begrenzen und einen statistisch belastbaren Test zu ermöglichen. Für die Betrachtung der Pedikelschraubenlage als Zielgröße wurde die Klassifikation der initialen Schraubenlage vor eventueller intraoperativer Revision verwendet, da diese das primäre Kriterium für die Beurteilung einer hohen Navigationsgenauigkeit darstellt ($N = 655$). Die Pedikelschraubenlage wurde in die beiden Gruppen „korrekte Lage“ (Grad 1 und 2) und „Fehllage“ (Grad 3–5) dichotomisiert. Insgesamt wiesen 600 CPS (91,6 %) eine korrekte Lage und 55 CPS (8,4 %) eine Fehllage auf. Somit erfolgte für jeden untersuchten Einflussfaktor jeweils ein statistischer Vergleich der Korrekt- und Fehllagen. Um einen direkten relativen Vergleich zu ermöglichen, wurden innerhalb jeder Merkmalsausprägung eines Einflussfaktors die relativen Häufigkeiten berechnet (die Anteile von korrekter Lage und Fehllage addieren sich jeweils auf 100 %). Zur besseren Übersichtlichkeit wird im Folgenden primär lediglich der Anteil der Fehllagen angegeben. Der Anteil korrekter Lagen ergibt sich dabei jeweils als Komplementärwert:

$$Anteil\ korrekter\ Lagen\ = 100\,\% - Anteil\ Fehllagen$$

Eine detaillierte Übersicht der statistischen Auswertung ist in Tabelle 6 (S. 46) aufgeführt.

Alter und Geschlecht

Das mittlere Alter der Patienten betrug bei den CPS mit korrekter Lage 65,7 Jahre und bei den CPS mit Fehllage 65,5 Jahre. Es gab keinen signifikanten Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen (p = 0,623). In der Gruppe mit männlichen Patienten befanden sich 402 CPS (92,8 %) in einer korrekten Lage und 31 CPS (7,2 %) in einer Fehllage. Bei den weiblichen Patienten zeigten 198 CPS (89,2 %) eine korrekte Lage und 24 CPS (10,8 %) eine Fehllage. Somit bestand bei den CPS von Frauen tendenziell eine höhere Rate an Fehllagen (Abb. 22), jedoch gab es keine signifikante Assoziation zwischen dem Geschlecht und der Fehllage der Pedikelschrauben im statistischen Vergleich (p = 0,111).

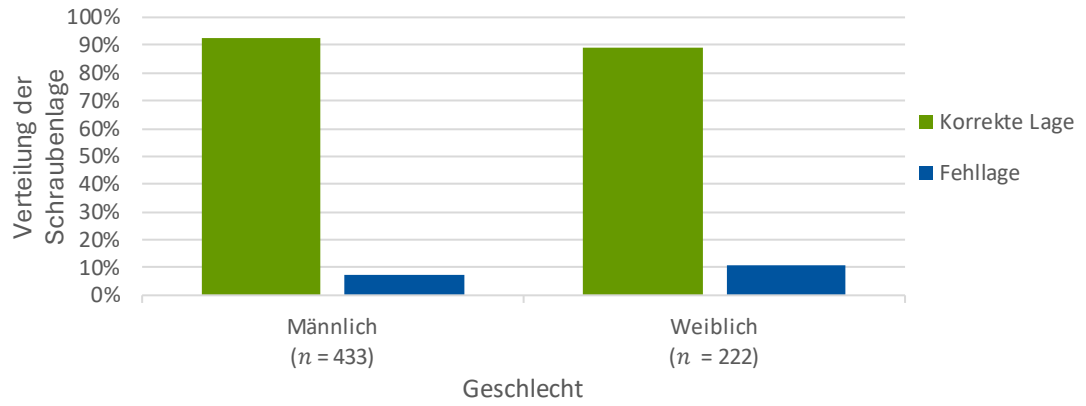


Abbildung 22: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Geschlecht
Fallzahl (n) = Anzahl CPS; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,111; Chi-Quadrat-Test)

BMI

Der mittlere BMI betrug bei den CPS mit korrekter Lage 26,5 kg/m² und bei den CPS mit Fehllage 25,9 kg/m². Es gab keinen signifikanten Unterschied des BMI zwischen den beiden Gruppen (p = 0,280). Die Analyse des BMI erfolgte zusätzlich auf nominalskaliertem Niveau nach WHO-Klassifikation (Abb. 23). Insgesamt lagen bei unter- oder normalgewichtigen Patienten 23 CPS (9,2 %) fehl. Ein vergleichbarer Anteil an Fehllagen bestand bei den Patienten mit Übergewicht (18 CPS = 8,2 %) oder Adipositas (14 CPS = 7,6 %). Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem BMI auf nominalskaliertem Niveau und der Fehllage der Pedikelschrauben (p = 0,833).

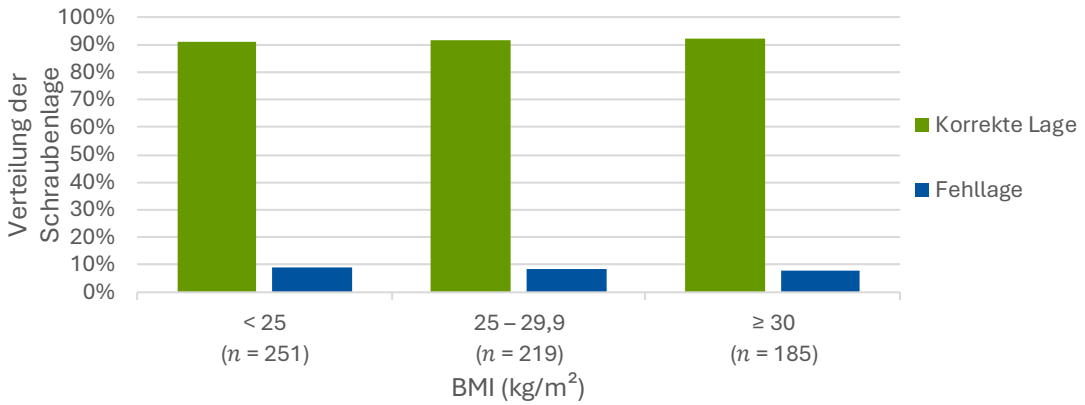


Abbildung 23: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach BMI
Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; kein signifikanter Zusammenhang (*p* = 0,833; Chi-Quadrat-Test)

ASA-Klassifikation

Bei Patienten der ASA-Klasse I trat bei 4 CPS (16,7 %) eine Fehllage auf und stellte damit den höchsten Anteil an Fehllagen innerhalb der verschiedenen ASA-Klassen dar (Abb. 24). Die geringste Rate an Fehllagen bestand bei Patienten der ASA-Klasse IV (1 CPS = 4,5 %). In der ASA-Klasse II lagen 17 CPS (7,1 %) und in der ASA-Klasse III 30 CPS (9,2 %) fehl. Trotz dieser deskriptiven Unterschiede gab es keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem präoperativen physischen Gesundheitszustand nach ASA-Klassifikation und der Fehllage der Pedikelschrauben ($p = 0{,}337$). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Gesamtanzahl an CPS, welche bei Patienten in der ASA-Klasse I ($n = 24$ CPS) und IV ($n = 22$ CPS) implantiert wurde, eher gering ist. Daher ist der Unterschied in den Anteilen der Fehllagen zwischen den Gruppen in Kombination mit den einzelnen Gruppengrößen nicht ausreichend, um im statistischen Testverfahren ein signifikantes Ergebnis zu erzielen.

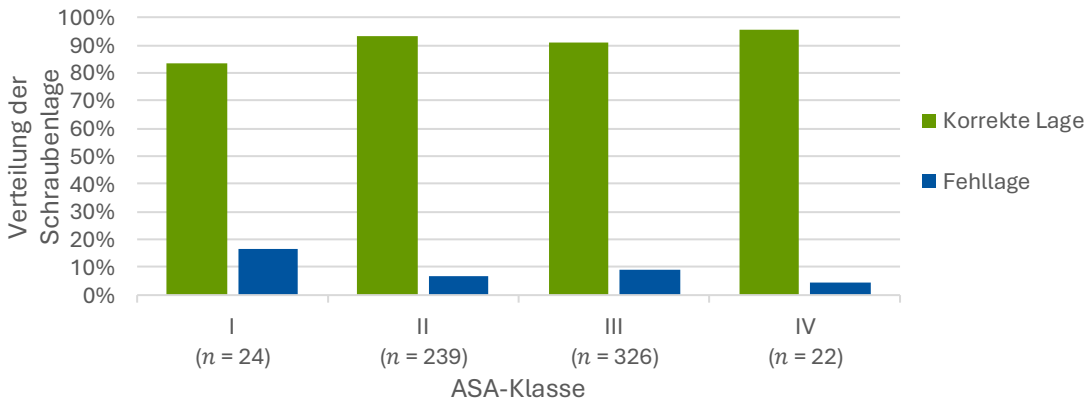


Abbildung 24: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach ASA-Klassifikation
Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; kein signifikanter Zusammenhang (*p* = 0,337; exakter Test nach Fisher)

Pathologie

In der Gruppe von Patienten mit degenerativen Erkrankungen wiesen 40 CPS (8,8 %) eine Fehllage auf. Bei Patienten mit traumatischen Erkrankungen befanden sich 10 CPS (9,1 %) in einer Fehllage. Im Vergleich war bei den Patienten mit neoplastischen Erkrankungen (4 CPS = 5,9 %) sowie bei den Patienten mit infektiösen Erkrankungen (1 CPS = 4,5 %) ein etwas geringerer Anteil an Fehllagen zu beobachten. Auch hier ist die Gesamtanzahl an implantierten CPS in den beiden letztgenannten Gruppen eher gering (Abb. 25), sodass es keine signifikante Assoziation zwischen der Pathologie der Grunderkrankung und der Fehllage der Pedikelschrauben gab (p = 0,872).

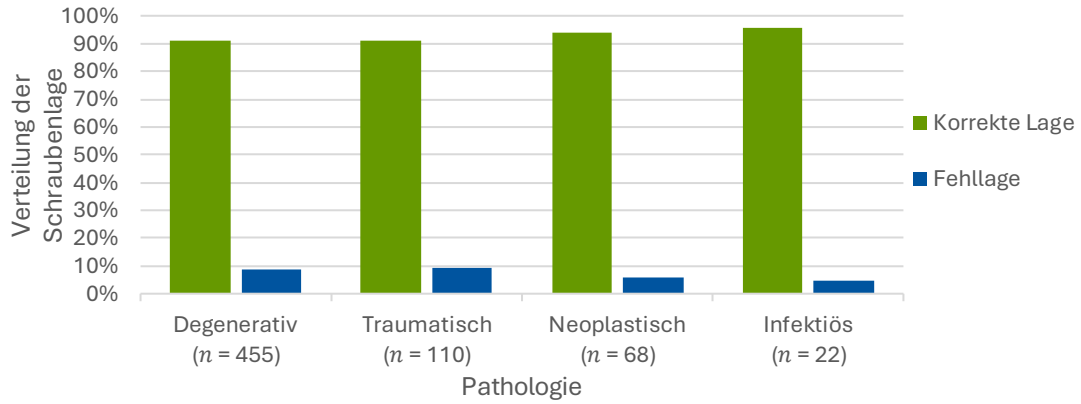


Abbildung 25: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Pathologie
Fallzahl (n) = Anzahl CPS; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,872; exakter Test nach Fisher)

Pedikelseite

Von den CPS, welche im linken Pedikel implantiert wurden, wiesen 307 (94,2 %) eine korrekte Lage und 19 (5,8 %) eine Fehllage auf. Rechtsseitige CPS hingegen zeigten einen höheren Anteil an Fehllagen (Abb. 26). So befanden sich im rechten Pedikel 293 CPS (89,1 %) in einer korrekten Lage und 36 CPS (10,9 %) in einer Fehllage. Es bestand eine signifikante Assoziation zwischen der Seite des Pedikels und der Fehllage der Pedikelschrauben (p = 0,018). Nach Cohen (1988) ist die Effektstärke jedoch als vernachlässigbar einzuordnen (Cramer-V = 0,09).

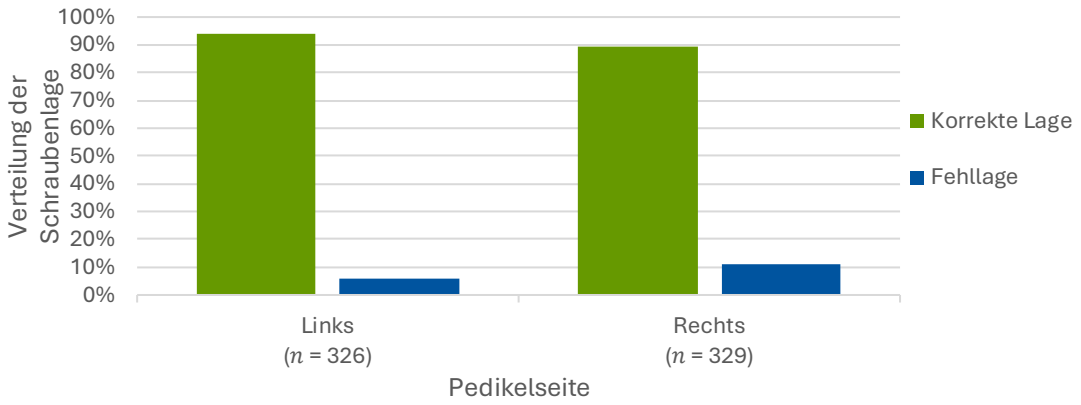


Abbildung 26: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Pedikelseite
Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; signifikante Assoziation (*p* = 0,018; Chi-Quadrat-Test; Cramer-V = 0,09)

Vorbestehende HWS-Instrumentierung

Bei Patienten mit vorbestehender HWS-Instrumentierung lagen 20 CPS (7,4 %) fehl (Abb. 27). In der Gruppe ohne vorbestehende HWS-Instrumentierung wiesen 35 CPS (9,1 %) eine Fehllage auf. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung und der Fehllage der Pedikelschrauben (*p* = 0,459).

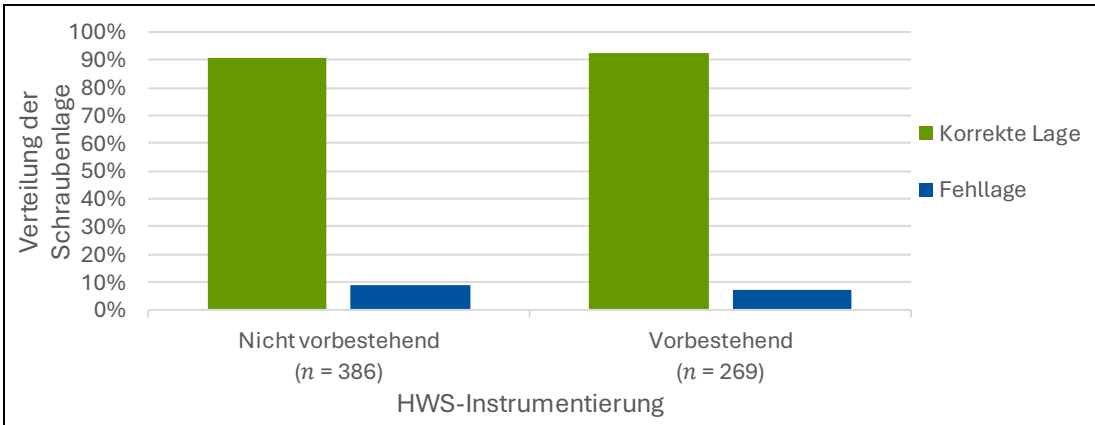


Abbildung 27: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung
Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; kein signifikanter Zusammenhang (*p* = 0,459; Chi-Quadrat-Test)

Level der Pedikelschraube

Zunächst wurde die Genauigkeit der Pedikelschraubenlage in den einzelnen zervikalen Höhen anhand der ordinalen Einteilung der Schraubenlage nach modifizierter Gertzbein-und-Robbins-Klassifikation betrachtet (Abb. 4). C2 besaß hierbei die beste Genauigkeit, gefolgt von C7. Von den in C2 instrumentierten CPS wiesen 105 (93,8 %) eine Grad 1- und 7 (6,3 %) eine Grad 2-Lage auf. In C2 wurden keine Fehllagen (Grad 3–5) beobachtet.

Von den in C7 instrumentierten CPS wiesen 162 (81,8 %) eine Grad 1-, 21 (10,6 %) eine Grad 2-, 13 (6,6 %) eine Grad 3- und 2 (1,0 %) eine Grad 4-Lage auf. In C7 wurden 15 Fehllagen (7,6 %) beobachtet. Die schlechteste Genauigkeit zeigten die Schrauben in C4. Hier bestand bei 30 CPS (50,8 %) eine Grad 1-, 17 CPS (28,8 %) eine Grad 2-, 11 CPS (18,6 %) eine Grad 3- und 1 CPS (1,7 %) eine Grad 4-Lage. Insgesamt lagen 12 CPS (20,3 %) in C4 fehl.

Tabelle 4: Auswertung der Schraubenlage nach Level der Pedikelschraube

Schraubenlage, *n* (%)	Level der Pedikelschraube					
	C2	C3	C4	C5	C6	C7
Grad 1	105 (93,8)	58 (61,1)	30 (50,8)	84 (71,8)	55 (74,3)	162 (81,8)
Grad 2	7 (6,3)	26 (27,4)	17 (28,8)	22 (18,8)	13 (17,6)	21 (10,6)
Grad 3	0 (0)	11 (11,6)	11 (18,6)	9 (7,7)	6 (8,1)	13 (6,6)
Grad 4	0 (0)	0 (0)	1 (1,7)	2 (1,7)	0 (0)	2 (1,0)
Korrekte Lage	112 (100)	84 (88,4)	47 (79,7)	106 (90,6)	68 (91,9)	183 (92,4)
Fehllage	0 (0)	11 (11,6)	12 (20,3)	11 (9,4)	6 (8,1)	15 (7,6)

Anmerkung: initiale Schraubenlage ($N = 655$ CPS) in Anlehnung an die Klassifikation nach Gertzbein und Robbins (1990) in 2-mm-Schritten; es traten keine Grad 5-Lagen auf; korrekte Lage: Grad 1–2 (Pedikelperforation < 2 mm); Fehllage: Grad 3–5 (Pedikelperforation ≥ 2 mm)

Zusammenfassend bestand ein signifikanter Unterschied der zentralen Tendenz der Schraubenlage zwischen den einzelnen zervikalen Höhen ($p < 0{,}001$). Eine detaillierte Übersicht des paarweisen Vergleichs zwischen den Gruppen ist in Tabelle 5 dargestellt. Dabei unterschied sich die Schraubenlage in C2 signifikant von der in C3 bis C6. Weitere signifikante Differenzen zeigten sich für C4 (gegenüber C2, C5, C6 und C7) sowie für C3 im Vergleich zu C2 und C7.

Tabelle 5: Paarweiser Vergleich der zentralen Tendenz der Schraubenlage nach Level der Pedikelschraube

	C2	C3	C4	C5	C6	C7
C2	-	**< 0,001**	**< 0,001**	**0,001**	**0,037**	0,190
C3	**< 0,001**	-	1,000	1,000	0,812	**0,004**
C4	**< 0,001**	1,000	-	**0,025**	**0,018**	**< 0,001**
C5	**0,001**	1,000	**0,025**	-	1,000	0,845
C6	**0,037**	0,812	**0,018**	1,000	-	1,000
C7	0,190	**0,004**	**< 0,001**	0,845	1,000	-

Anmerkung: adjustierte *p*-Werte (Bonferroni-Korrektur) des paarweisen Vergleichs nach signifikantem Kruskal-Wallis-H-Test ($p < 0{,}001$); statistische Signifikanz ($p < 0{,}050$) fettgedruckt

Um den Einfluss der zervikalen Höhe nicht nur auf die Tendenz der Schraubenlage, sondern auch auf den Anteil der Fehllagen zu beurteilen, wurde auch hier die Lage der Schrauben in Korrekt- und Fehllage eingeteilt. Basierend auf den Unterschieden der zentralen Tendenz der Schraubenlage im Testverfahren erfolgte eine Gruppierung der

zervikalen Höhen in C2, C3–C4 und C5–C7 (vgl. Tab. 5). Die beste Schraubenlage wurde in C2 erreicht (Abb. 28), hier wiesen alle implantierten CPS eine korrekte Lage auf (112 = 100 %). In C5–C7 befanden sich 357 CPS (91,8 %) in einer korrekten Lage und 32 CPS (8,2 %) in einer Fehllage. Die schlechteste Schraubenlage zeigte sich in C3–C4, hier trat bei 131 CPS (85,1 %) eine korrekte Lage und bei 23 CPS (14,9 %) eine Fehllage auf. Es bestand eine signifikante Assoziation zwischen der zervikalen Höhe und der Fehllage der Pedikelschrauben ($p < 0{,}001$). Nach Cohen (1988) ist die Effektstärke als eher klein einzuordnen (Cramer-V = 0,17).

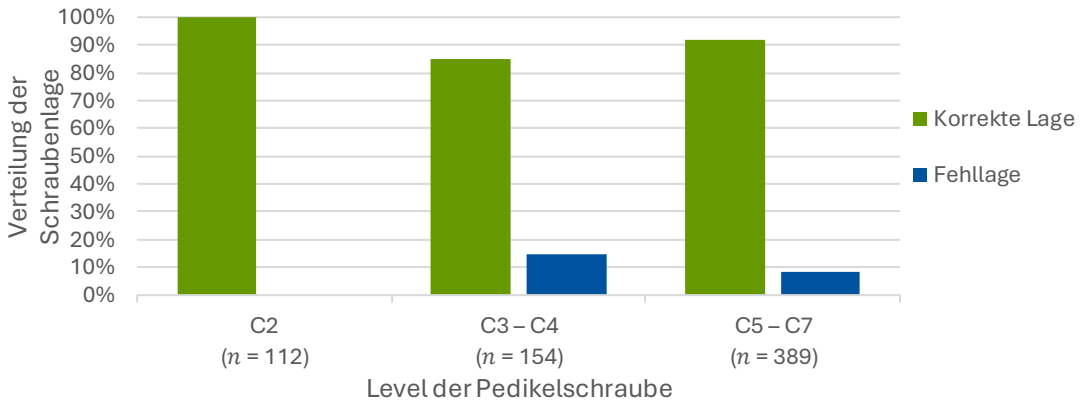


Abbildung 28: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Level der Pedikelschraube
Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; signifikante Assoziation ($p < 0{,}001$; Chi-Quadrat-Test; Cramer-V = 0,17)

Bewegungssegmente bis zur DRB

CPS, welche im selben Wirbelkörper wie die DRB implantiert wurden, wiesen die geringste Rate an Fehllagen auf (8 CPS = 4,3 %). Den größten Anteil an Fehllagen zeigten CPS mit genau einem Bewegungssegment Abstand zur DRB (17 CPS = 13,1 %). Bei einem Abstand von zwei Bewegungssegmenten lagen 9 CPS (9,9 %) fehl. Für drei oder mehr Bewegungssegmente fand sich ein vergleichbarer Anteil mit 21 CPS (8,4 %) in einer Fehllage (Abb. 29). Es bestand ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Anzahl der Bewegungssegmente von der instrumentierten Schraube bis zur DRB und der Fehllage der Pedikelschrauben ($p = 0{,}047$). Nach Cohen (1988) ist die Effektstärke als eher klein einzuordnen (Cramer-V = 0,11).

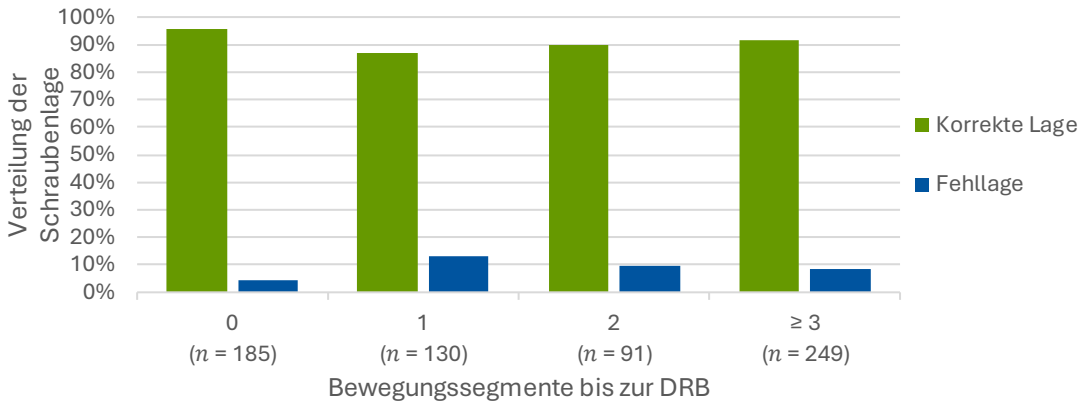


Abbildung 29: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Anzahl der Bewegungssegmente bis zur DRB

Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; signifikante Assoziation (p = 0,047; Chi-Quadrat-Test; Cramer-V = 0,11)

Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper

Die CPS wurden anhand der Anzahl der Wirbelkörper, in die im Zuge der dorsalen Stabilisierung des Patienten CPS implantiert wurden, in vier Gruppen eingeteilt (ein, zwei, drei und vier Wirbelkörper). In der Patientengruppe, bei der nur in einem Wirbelkörper CPS implantiert wurden, lag mit 4 CPS (5,1 %) der geringste Anteil fehl (Abb. 30). Ein im Vergleich ebenfalls geringerer Anteil fand sich mit 16 CPS (5,6 %) in einer Fehllage bei der Gruppe mit drei Wirbelkörpern. In der Gruppe mit zwei Wirbelkörpern lagen 14 CPS (9,8 %) fehl. Die höchste Rate an Fehllagen zeigte die Gruppe mit vier Wirbelkörpern (21 CPS = 14,3 %). Es bestand eine signifikante Assoziation zwischen der Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper und der Fehllage der Pedikelschrauben (p = 0,011). Die Effektstärke ist hierbei nach Cohen (1988) als eher klein einzuordnen (Cramer-V = 0,13).

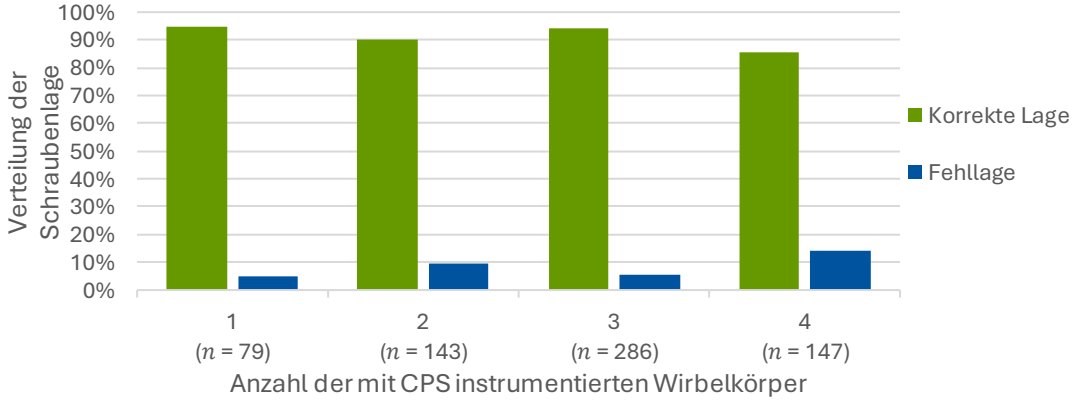


Abbildung 30: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper

Fallzahl (*n*) = Anzahl CPS; signifikante Assoziation (p = 0,011; Chi-Quadrat-Test; Cramer-V = 0,13)

Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper (inklusive weiterer Schraubenarten)

Um einen möglichen Einfluss der anderen Schraubenarten – welche in derselben OP wie die CPS implantiert wurden – zu untersuchen, wird an dieser Stelle auch die Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper inklusive weiterer Schraubenarten betrachtet. So wurden die CPS anhand der Anzahl der Wirbelkörper, in die im Zuge der OP unabhängig von der Art oder Region eine Schraube implantiert wurde, in drei Gruppen eingeteilt (zwei oder weniger, drei, vier oder mehr Wirbelkörper). In der Gruppe mit zwei oder weniger Wirbelkörpern wiesen 6 CPS (8,5 %) eine Fehllage auf. Die Gruppe mit drei Wirbelkörpern zeigte mit 10 CPS (4,0 %) den geringsten Anteil an Fehllagen (Abb. 31). Die höchste Rate an Fehllagen fand sich mit 39 CPS (11,7 %) in der Gruppe mit vier oder mehr Wirbelkörpern. Es bestand ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper und der Fehllage der Pedikelschrauben (p = 0,004). Die Effektstärke ist dabei nach Cohen (1988) als eher klein einzuordnen (Cramer-V = 0,13).

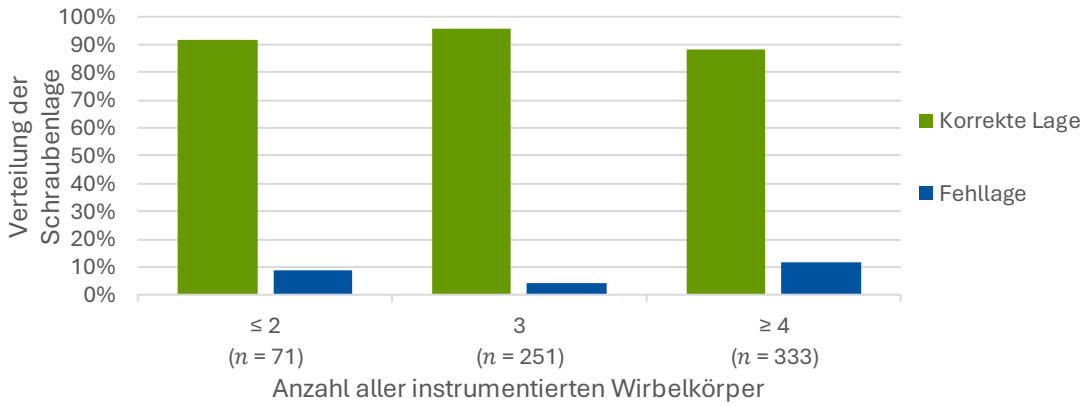


Abbildung 31: Verteilung der zervikalen Pedikelschraubenlage nach Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper

Fallzahl (n) = Anzahl CPS; signifikante Assoziation (p = 0,004; Chi-Quadrat-Test; Cramer-V = 0,13)

3.2.2 Tabellarische Zusammenfassung der statistischen Ergebnisse der Einflussfaktoren-Analyse der Pedikelschraubenlage

Tabelle 6: Vergleich der Pedikelschraubenlage anhand verschiedener Einflussfaktoren

	Korrekte Lage (*n* = 600)	Fehllage (*n* = 55)	*p*-Wert
Alter in Jahren, *M* (*SD*)	65,7 (13,6)	65,5 (16,3)	0,623
Geschlecht, *n* (%)			
Männlich	402 (92,8)	31 (7,2)	0,111
Weiblich	198 (89,2)	24 (10,8)	
BMI (kg/m²), *M* (*SD*)	26,5 (5,3)	25,9 (6,1)	0,280
BMI (kg/m²), *n* (%)			
< 25	228 (90,8)	23 (9,2)	0,833
25 – 29,9	201 (91,8)	18 (8,2)	
≥ 30	171 (92,4)	14 (7,6)	
ASA-Klassifikation, *n* (%)			
I	20 (83,3)	4 (16,7)	0,337
II	222 (92,9)	17 (7,1)	
III	296 (90,8)	30 (9,2)	
IV	21 (95,5)	1 (4,5)	
Pathologie, *n* (%)			
Degenerativ	415 (91,2)	40 (8,8)	0,872
Traumatisch	100 (90,9)	10 (9,1)	
Neoplastisch	64 (94,1)	4 (5,9)	
Infektiös	21 (95,5)	1 (4,5)	
Pedikelseite, *n* (%)			
Links	307 (94,2)	19 (5,8)	**0,018***
Rechts	293 (89,1)	36 (10,9)	
HWS-Instrumentierung, *n* (%)			
Nicht vorbestehend	351 (90,9)	35 (9,1)	0,459
Vorbestehend	249 (92,6)	20 (7,4)	
Level der Pedikelschraube, *n* (%)			
C2	112 (100)	0 (0)	**< 0,001***
C3 – C4	131 (85,1)	23 (14,9)	
C5 – C7	357 (91,8)	32 (8,2)	
Bewegungssegmente bis zur DRB, *n* (%)			
0	177 (95,7)	8 (4,3)	**0,047***
1	113 (86,9)	17 (13,1)	
2	82 (90,1)	9 (9,9)	
≥ 3	228 (91,6)	21 (8,4)	
Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper, *n* (%)			
1	75 (94,9)	4 (5,1)	**0,011***
2	129 (90,2)	14 (9,8)	
3	270 (94,4)	16 (5,6)	
4	126 (85,7)	21 (14,3)	
Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper, *n* (%)			
≤ 2	65 (91,5)	6 (8,5)	**0,004***
3	241 (96,0)	10 (4,0)	
≥ 4	294 (88,3)	39 (11,7)	

Anmerkung: statistische Signifikanz ($p < 0,050$) fettgedruckt; * markierte Variablen ($p < 0,100$) wurden in die anschließende Risikofaktorenanalyse im Regressionsmodell eingeschlossen; statistische Prüfung: Chi-Quadrat-Test bzw. exakter Test nach Fisher (kategorial), Mann-Whitney-U-Test (ordinal bzw. stetig)

3.2.3 Vergleich postoperativer neurologischer Defizite anhand verschiedener Einflussfaktoren

Die statistische Auswertung des klinischen Verlaufs und der Komplikationen erfolgte mittels univariater Analysen. Das methodische Vorgehen sowie die zugrunde gelegte Testlogik wurden analog zur detaillierten Beschreibung in Abschnitt 3.2.1 durchgeführt (vgl. S. 37). Als Zielgröße wurde das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits definiert, da dies in dem Patientenkollektiv die häufigste und einzige Komplikation mit relevanter Größe für eine statistische Analyse darstellte. Da die Analyse hier auf Patientenebene und nicht mehr auf Schraubenebene stattfindet, verringert sich die betrachtete Fallzahl (N = 143). Dies führt zu einer im Vergleich geringeren Teststärke und damit zu einem erhöhten kritischen Wert, sodass größere Effektunterschiede notwendig sind, um das Signifikanzniveau zu erreichen. In der Folge können klinisch zu beobachtende Unterschiede statistisch nicht signifikant ausfallen, da die Gruppengrößen einzelner Merkmalsausprägungen der Einflussfaktoren für den Nachweis einer Signifikanz im Testverfahren nicht ausreichen. Die Patienten wurden in die beiden Gruppen „kein neurologisches Defizit“ (kein postoperativ neu aufgetretenes neurologisches Defizit) und „postoperatives neurologisches Defizit“ (postoperativ neu aufgetretenes neurologisches Defizit) aufgeteilt. Insgesamt wiesen 133 Patienten (93,0 %) kein und 10 Patienten (7,0 %) ein neues postoperatives neurologisches Defizit auf. Somit erfolgte für jeden untersuchten Einflussfaktor jeweils ein statistischer Vergleich der Gruppen „kein neurologisches Defizit“ und „postoperatives neurologisches Defizit“. Um einen direkten relativen Vergleich zu ermöglichen, wurden innerhalb jeder Merkmalsausprägung eines Einflussfaktors die relativen Häufigkeiten berechnet (die Anteile „kein neurologisches Defizit“ und „postoperatives neurologisches Defizit“ addieren sich jeweils auf 100 %). Zur besseren Übersichtlichkeit wird im Folgenden primär lediglich der Anteil postoperativer neurologischer Defizite angegeben. Der Anteil ohne neurologisches Defizit ergibt sich dabei jeweils als Komplementärwert:

$$Anteil\ "kein\ neurologisches\ Defizit" = 100\ \% - Anteil\ "postoperatives\ neurologisches\ Defizit"$$

Eine detaillierte Übersicht der statistischen Auswertung ist in Tabelle 7 (S. 57) aufgeführt.

Alter und Geschlecht

Das mittlere Alter der Patienten ohne neurologisches Defizit betrug 66 Jahre und bei den Patienten mit postoperativem neurologischen Defizit 65,8 Jahre. Es gab keinen signifikanten Altersunterschied zwischen den beiden Gruppen (p = 0,828). Von den männlichen Patienten wiesen 5 (5,3 %) ein postoperatives neurologisches Defizit und 90 (94,7 %) kein neurologisches Defizit auf. Bei den weiblichen Patienten bestand bei 5 (10,4 %) ein postoperatives neurologisches Defizit und bei 43 (89,6 %) kein neurologisches Defizit. Somit zeigte sich bei Frauen tendenziell eine höhere Rate an postoperativen neurologischen Defiziten (Abb. 32), jedoch gab es keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits im statistischen Vergleich (p = 0,304).

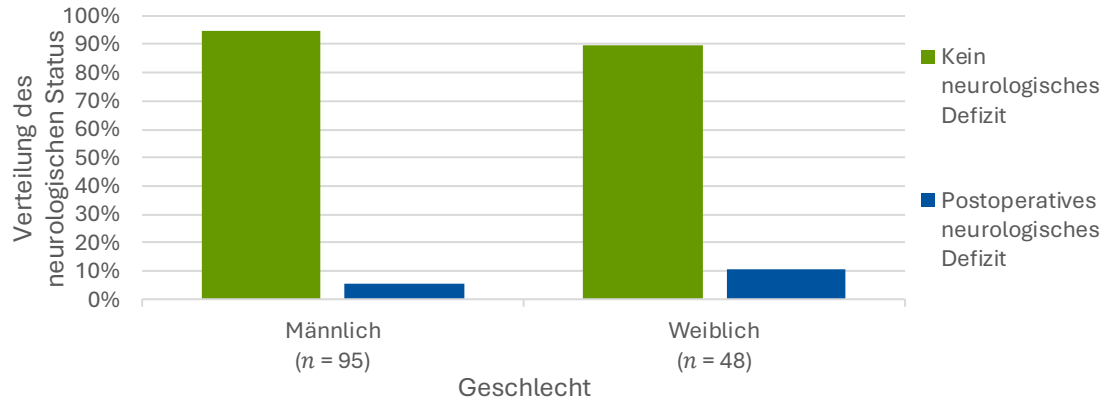


Abbildung 32: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Geschlecht
Fallzahl (n) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,304; exakter Test nach Fisher)

BMI

Der mittlere BMI der Patienten ohne neurologisches Defizit lag bei 26,2 kg/m² und bei den Patienten mit postoperativem neurologischen Defizit bei 25,8 kg/m². Es gab keinen signifikanten Unterschied des BMI zwischen den beiden Patientengruppen (p = 0,568). Die Analyse des BMI erfolgte zusätzlich auf nominalskaliertem Niveau nach WHO-Klassifikation (Abb. 33). Insgesamt wiesen von den unter- oder normalgewichtigen Patienten 5 (8,8 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Bei den Patienten mit Übergewicht fand sich der geringste Anteil an postoperativen neurologischen Defiziten (2 Patienten = 4,0 %). In der Gruppe mit Adipositas zeigte sich bei 3 Patienten (8,3 %) ein postoperatives neurologisches Defizit. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang

zwischen dem BMI der Patienten auf nominalskaliertem Niveau und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (p = 0,648).

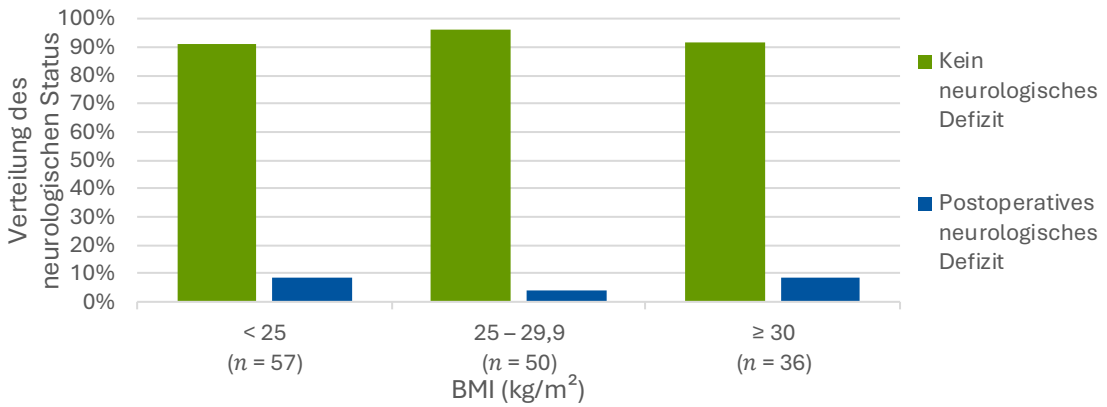


Abbildung 33: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach BMI
Fallzahl (n) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,648; exakter Test nach Fisher)

ASA-Klassifikation

Der höchste Anteil an postoperativen neurologischen Defiziten fand sich bei den Patienten der ASA-Klasse I (1 Patient = 14,3 %). In der Gruppe der ASA-Klasse II wiesen 4 Patienten (8,2 %) und in der ASA-Klasse III 5 Patienten (7,0 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. In der ASA-Klasse IV lag bei keinem Patienten ein postoperatives neurologisches Defizit vor (0 %). Trotz dieser deskriptiven Unterschiede (Abb. 34) gab es keine signifikante Assoziation zwischen dem präoperativen physischen Gesundheitszustand nach ASA-Klassifikation und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (p = 0,745). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Gesamtanzahl der Patienten in ASA-Klasse I (n = 7) und IV (n = 5) eher gering ist. Daher ist der Unterschied in den Anteilen der postoperativen neurologischen Defizite zwischen den Gruppen in Kombination mit den einzelnen Gruppengrößen nicht ausreichend, um im statistischen Testverfahren ein signifikantes Ergebnis zu erzielen.

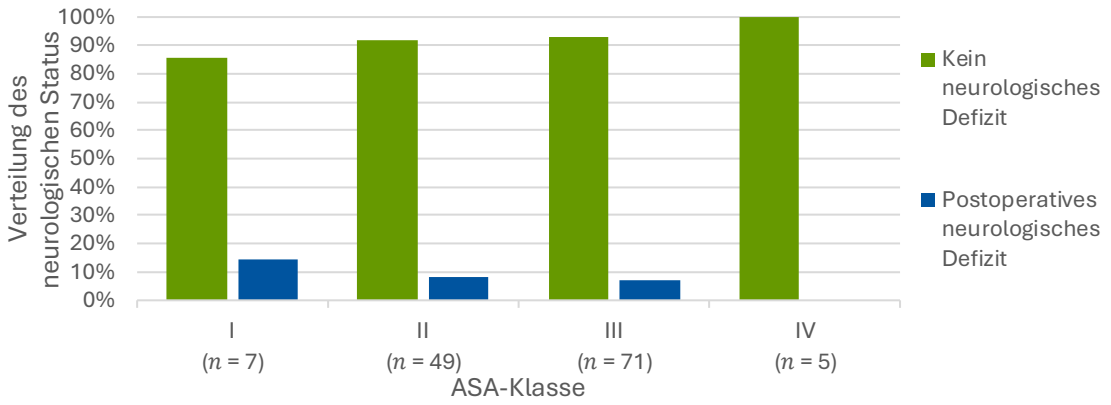


Abbildung 34: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach ASA-Klassifikation
Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,745; exakter Test nach Fisher)

Pathologie

Von den Patienten mit degenerativen Erkrankungen zeigten 6 (6,9 %) und von den Patienten mit traumatischen Erkrankungen 2 (6,1 %) ein postoperatives neurologisches Defizit. Bei den Patienten mit neoplastischen Erkrankungen fand sich die höchste Rate an postoperativen neurologischen Defiziten (2 Patienten = 11,8 %). In der Patientengruppe mit infektiösen Erkrankungen lag bei keinem Patienten (0 %) ein postoperatives neurologisches Defizit vor. Auch hier ist die Gesamtanzahl der Patienten in den beiden letztgenannten Gruppen eher gering (Abb. 35), sodass es trotz der deskriptiven Unterschiede keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Pathologie der Grunderkrankung und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits gab (p = 0,861).

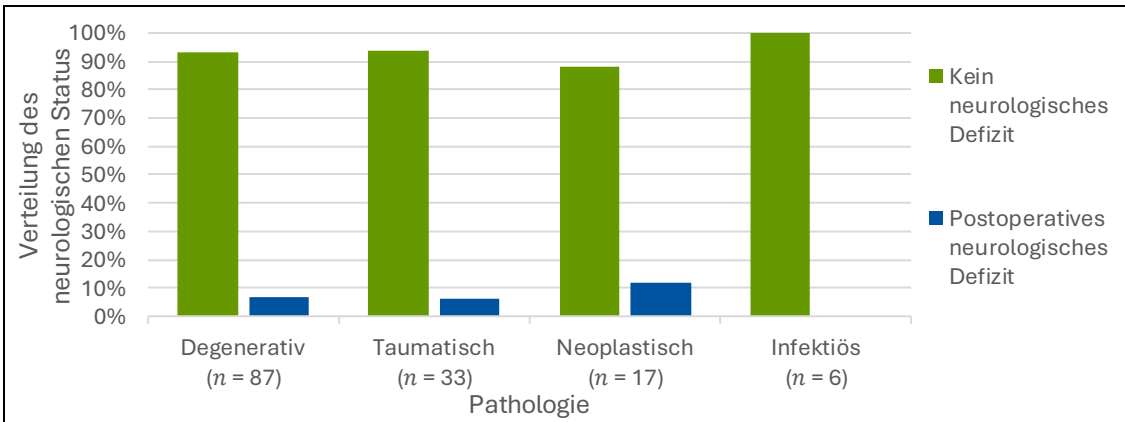


Abbildung 35: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Pathologie
Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,861; exakter Test nach Fisher)

Vorbestehende HWS-Instrumentierung

Von den Patienten mit vorbestehender HWS-Instrumentierung wies einer (1,8 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Im Vergleich bestand bei Patienten ohne vorbestehende HWS-Instrumentierung ein höherer Anteil an postoperativen neurologischen Defiziten (9 Patienten = 10,3 %). Diese Tendenz (Abb. 36) zeigte jedoch keine signifikante Assoziation zwischen dem Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits im statistischen Vergleich (p = 0,089).

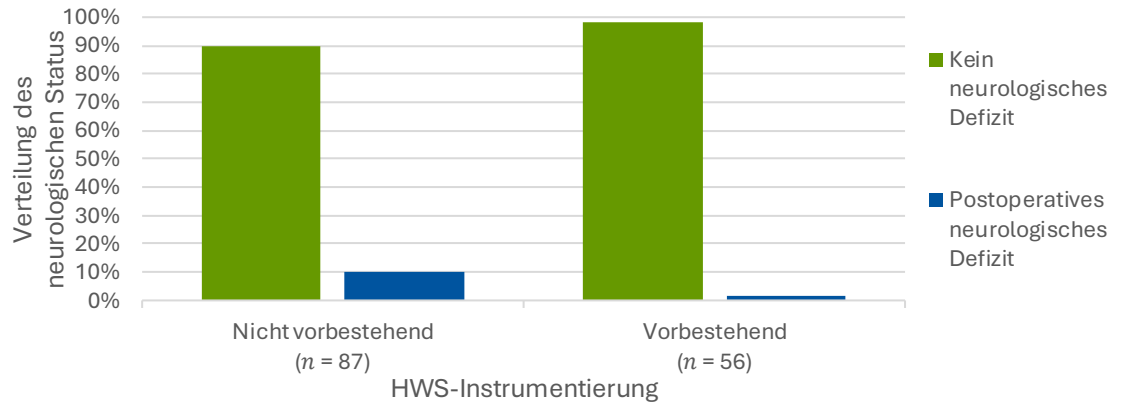


Abbildung 36: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung

Fallzahl (n) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,089; exakter Test nach Fisher)

Blutverlust

Der mittlere Blutverlust bei Patienten ohne neurologisches Defizit lag bei 644,7 ml und war im Vergleich für Patienten mit postoperativem neurologischen Defizit mit 1235 ml höher. Dieser Unterschied des mittleren Blutverlustes zwischen den beiden Gruppen zeigte sich als nicht signifikant (p = 0,353). Der Blutverlust der Patienten unterlag sowohl in der Gruppe ohne neurologisches Defizit (SD = 611,3 ml) als auch in der Gruppe mit postoperativem neurologischen Defizit (SD = 1673,3 ml) einer großen Streuung.

Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper

Die Patienten wurden anhand der Anzahl der Wirbelkörper, in die im Zuge der dorsalen Stabilisierung des Patienten CPS implantiert wurden, in vier Gruppen eingeteilt (ein, zwei, drei und vier Wirbelkörper). In der Gruppe mit einem Wirbelkörper bestand bei 2 Patienten (5,0 %), mit zwei Wirbelkörpern bei 3 Patienten (8,3 %) und mit drei Wirbelkörpern bei 5 Patienten (10,4 %) ein postoperatives neurologisches Defizit

(Abb. 37). Hingegen lag in der Gruppe mit vier Wirbelkörpern bei keinem Patienten (0 %) ein postoperatives neurologisches Defizit vor. Es gab keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (p = 0,550).

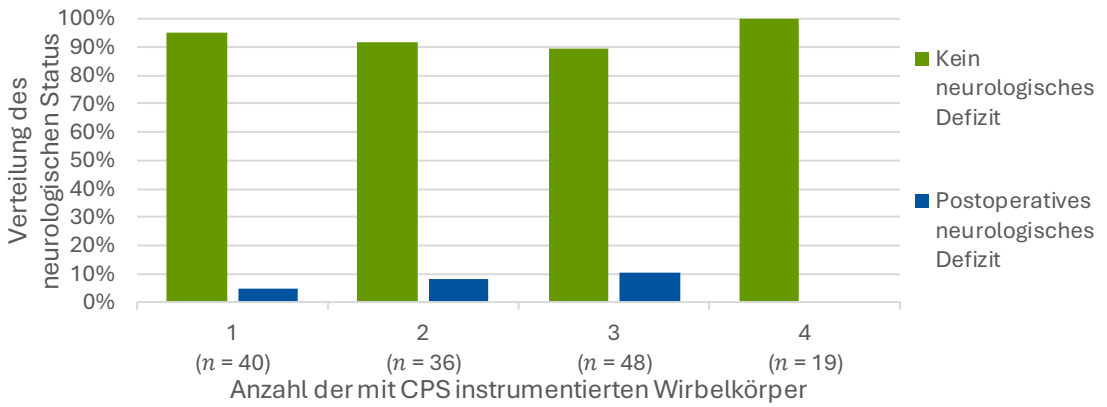


Abbildung 37: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper

Fallzahl (n) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,550; exakter Test nach Fisher)

Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper

Um einen möglichen Einfluss der anderen Schraubenarten – welche in derselben OP wie die CPS implantiert wurden – zu untersuchen, wird an dieser Stelle auch die Anzahl der nicht zervikal instrumentierten Wirbelkörper betrachtet. So wurden die Patienten anhand der Anzahl der Wirbelkörper, in die im Zuge der dorsalen Stabilisierung Schrauben in thorakaler Höhe implantiert wurden, in vier Gruppen eingeteilt (kein, ein, zwei, drei oder mehr Wirbelkörper). Die höchste Rate an postoperativen neurologischen Defiziten bestand bei der Patientengruppe mit zwei Wirbelkörpern (3 Patienten = 25,0 %). In der Gruppe mit keinem Wirbelkörper trat bei 5 Patienten (5,4 %), in der mit einem Wirbelkörper bei einem Patienten (4,2 %) und in der mit drei oder mehr Wirbelkörpern bei einem Patienten (7,1 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Trotz dieser deskriptiven Unterschiede (Abb. 38) gab es keine signifikante Assoziation zwischen der Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits im statistischen Vergleich (p = 0,093).

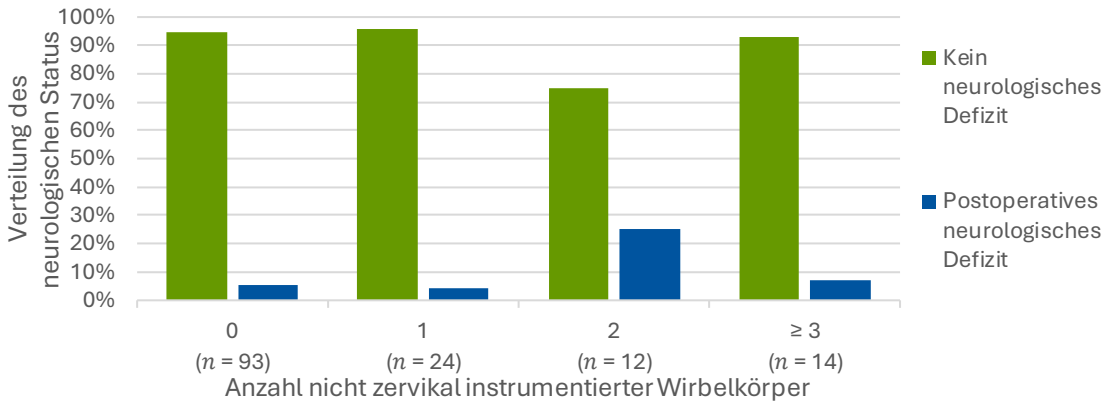


Abbildung 38: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper

Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,093; exakter Test nach Fisher)

Revidierte Schrauben (sämtliche Schraubenarten)

Zunächst wurde die Revision sämtlicher Schraubenarten betrachtet, um grundsätzlich zu prüfen, ob ein Zusammenhang zwischen Revision und dem Auftreten eines postoperativen neurologischen Defizits besteht. In der Gruppe, die keine Revision einer Schraube unabhängig von ihrer Art erhielt, trat bei 6 Patienten (5,0 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Im Vergleich fand sich bei Patienten mit Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art eine höhere Rate an postoperativen neurologischen Defiziten (4 Patienten = 17,4 %). Trotz dieser Tendenz (Abb. 39) zeigte sich im statistischen Test keine signifikante Assoziation zwischen der Revision einer Schraube unabhängig von ihrer Art und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (p = 0,056). Da das Signifikanzniveau jedoch nur knapp verfehlt wurde, folgt eine differenzierte Subgruppenanalyse, bei der die revidierten Schrauben anhand ihrer Art in CPS und in andere Schraubenarten aufgeteilt wurden.

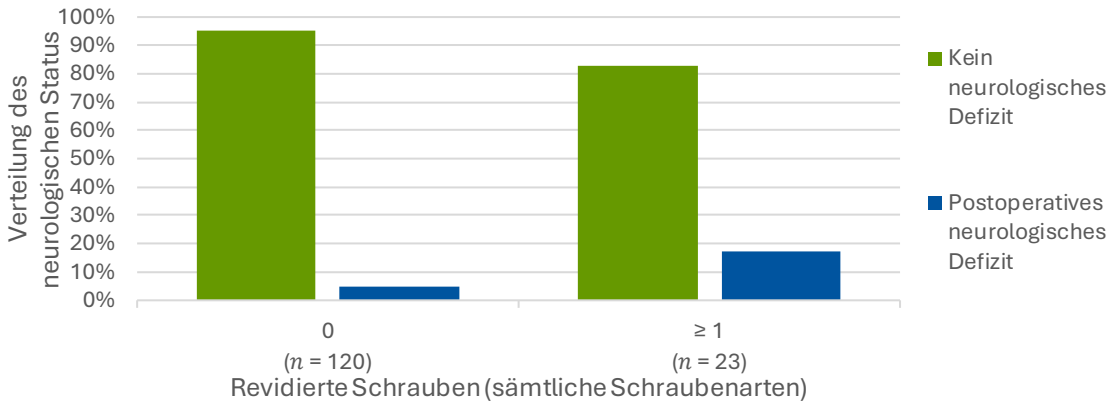


Abbildung 39: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Revision einer Schraube unabhängig von ihrer Art

Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (*p* = 0,056; exakter Test nach Fisher)

Revidierte CPS

Von den Patienten, die intraoperativ keine Revision einer CPS erhielten, wiesen 7 (5,5 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Im Vergleich bestand bei Patienten mit Revision mindestens einer CPS ein höherer Anteil an postoperativen neurologischen Defiziten (3 Patienten = 20,0 %). Diese Tendenz (Abb. 40) zeigte jedoch keine signifikante Assoziation zwischen der Revision einer CPS und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (*p* = 0,072). Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Gesamtanzahl der Patienten mit Revision mindestens einer CPS (*n* = 15) eher gering ist, wodurch im Testverfahren das Signifikanzniveau nicht erreicht wurde.

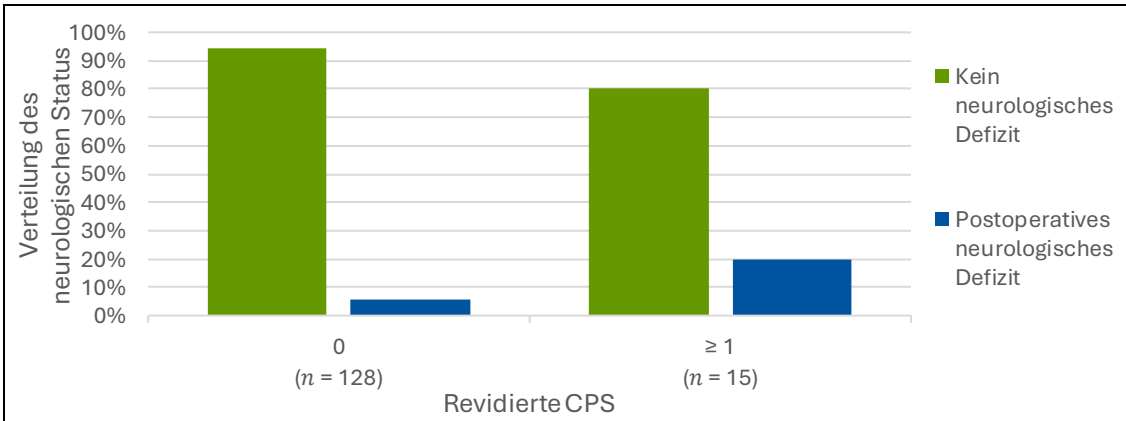


Abbildung 40: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Revision einer CPS

Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (*p* = 0,072; exakter Test nach Fisher)

Revidierte andere Schraubenarten (exkl. CPS)

In der Gruppe, die keine Revision einer anderen Schraubenart erhielt, trat bei 8 Patienten (6,1 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Bei Patienten mit Revision

mindestens einer anderen Schraubenart zeigte sich demgegenüber eine höhere Rate an postoperativen neurologischen Defiziten (2 Patienten = 18,2 %). Trotz dieser deskriptiven Unterschiede (Abb. 41) gab es statistisch keine signifikante Assoziation zwischen der Revision einer anderen Schraubenart und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (p = 0,172). Auch hier ist die Gesamtanzahl der Patienten mit Revision mindestens einer anderen Schraubenart (n = 11) als eher gering einzustufen, was das Erreichen des Signifikanzniveaus erschwert.

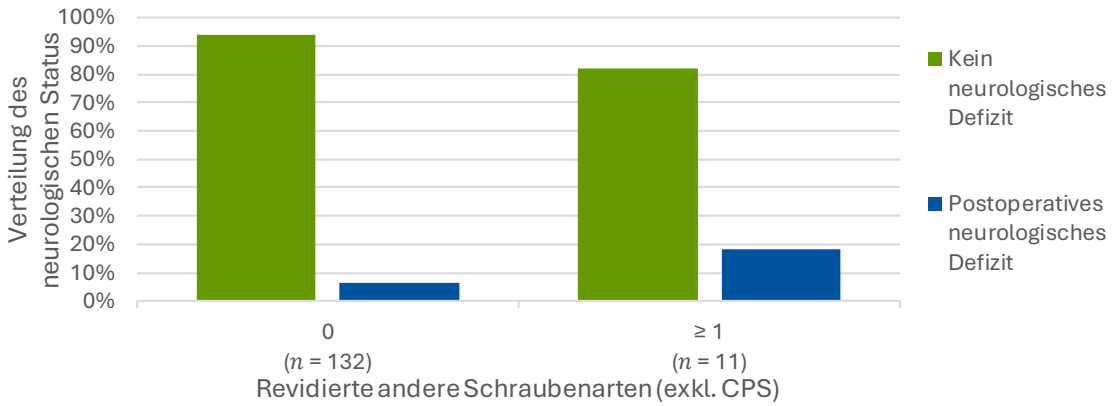


Abbildung 41: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach Revision einer anderen Schraubenart

Fallzahl (n) = Anzahl Patienten; kein signifikanter Zusammenhang (p = 0,172; exakter Test nach Fisher)

Initiale Fehllage einer CPS

Von den Patienten ohne initiale Fehllage einer CPS lag bei 3 (2,9 %) ein postoperatives neurologisches Defizit vor (Abb. 42). In der Gruppe mit initialer Fehllage mindestens einer CPS wiesen 7 Patienten (17,1 %) ein postoperatives neurologisches Defizit auf. Damit bestand ein signifikanter Zusammenhang zwischen der initialen Fehllage einer CPS und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (p = 0,006). Dieser Effekt ist nach Cohen (1988) als eher klein einzuordnen (Cramer-V = 0,251).

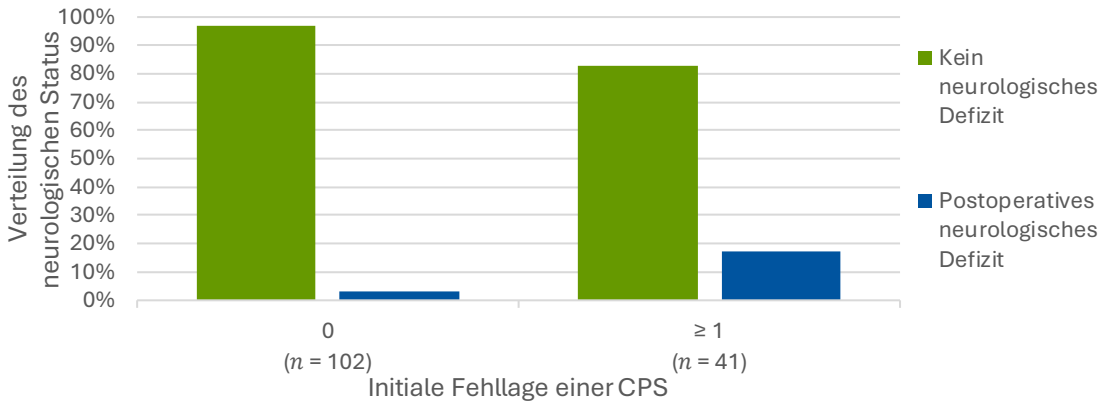


Abbildung 42: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach initialer Fehllage einer CPS
Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; signifikante Assoziation (*p* = 0,006; exakter Test nach Fisher; Cramer-V = 0,251)

Finale Fehllage einer CPS

In der Gruppe ohne finale Fehllage einer CPS zeigten 4 Patienten (3,7 %) ein postoperatives neurologisches Defizit (Abb. 43). Im Vergleich fand sich bei Patienten mit finaler Fehllage mindestens einer CPS ein höherer Anteil an postoperativen neurologischen Defiziten (6 Patienten = 17,6 %). Es bestand eine signifikante Assoziation zwischen der finalen Fehllage einer CPS und dem Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (*p* = 0,012). Nach Cohen (1988) ist dieser Effekt als eher klein einzuordnen (Cramer-V = 0,233).

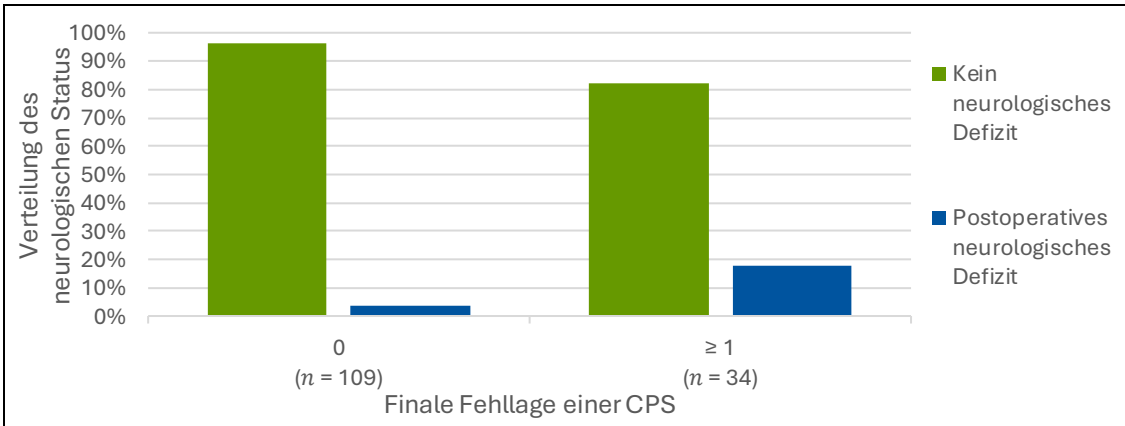


Abbildung 43: Verteilung des postoperativen neurologischen Status nach finaler Fehllage einer CPS
Fallzahl (*n*) = Anzahl Patienten; signifikante Assoziation (*p* = 0,012; exakter Test nach Fisher; Cramer-V = 0,233)

3.2.4 Tabellarische Zusammenfassung der statistischen Ergebnisse der Einflussfaktoren-Analyse postoperativer neurologischer Defizite

Tabelle 7: Vergleich postoperativer neurologischer Defizite anhand verschiedener Einflussfaktoren

	Kein neurologisches Defizit (*n* = 133)	Postoperatives neurologisches Defizit (*n* = 10)	*p*-Wert
Alter in Jahren, *M* (*SD*)	66 (14,9)	65,8 (13,7)	0,828
Geschlecht, *n* (%)			
Männlich	90 (94,7)	5 (5,3)	0,304
Weiblich	43 (89,6)	5 (10,4)	
BMI (kg/m²), *M* (*SD*)	26,2 (5,0)	25,8 (6,6)	0,568
BMI (kg/m²), *n* (%)			
< 25	52 (91,2)	5 (8,8)	0,648
25 – 29,9	48 (96,0)	2 (4,0)	
≥ 30	33 (91,7)	3 (8,3)	
ASA-Klassifikation, *n* (%)			
I	6 (85,7)	1 (14,3)	
II	45 (91,8)	4 (8,2)	0,745
III	66 (93,0)	5 (7,0)	
IV	5 (100)	0 (0)	
Pathologie, *n* (%)			
Degenerativ	81 (93,1)	6 (6,9)	
Traumatisch	31 (93,9)	2 (6,1)	0,861
Neoplastisch	15 (88,2)	2 (11,8)	
Infektiös	6 (100)	0 (0)	
HWS-Instrumentierung, *n* (%)			
Nicht vorbestehend	78 (89,7)	9 (10,3)	0,089*
Vorbestehend	55 (98,2)	1 (1,8)	
Blutverlust (ml), *M* (*SD*)	644,7 (611,3)	1235 (1673,3)	0,353
Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper, *n* (%)			
1	38 (95,0)	2 (5,0)	
2	33 (91,7)	3 (8,3)	0,550
3	43 (89,6)	5 (10,4)	
4	19 (100)	0 (0)	
Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper, *n* (%)			
0	88 (94,6)	5 (5,4)	
1	23 (95,8)	1 (4,2)	0,093*
2	9 (75,0)	3 (25,0)	
≥ 3	13 (92,9)	1 (7,1)	
Revidierte Schrauben (sämtliche Schraubenarten), *n* (%)			
0	114 (95,0)	6 (5,0)	0,056*
≥ 1	19 (82,6)	4 (17,4)	
Revidierte CPS, *n* (%)			
0	121 (94,5)	7 (5,5)	0,072*
≥ 1	12 (80,0)	3 (20,0)	
Revidierte andere Schraubenarten (exkl. CPS), *n* (%)			
0	124 (93,9)	8 (6,1)	0,172
≥ 1	9 (81,8)	2 (18,2)	
Initiale Fehllage einer CPS, *n* (%)			
0	99 (97,1)	3 (2,9)	**0,006***
≥ 1	34 (82,9)	7 (17,1)	
Finale Fehllage einer CPS, *n* (%)			
0	105 (96,3)	4 (3,7)	**0,012***
≥ 1	28 (82,4)	6 (17,6)	

Anmerkung: statistische Signifikanz ($p < 0{,}050$) fettgedruckt; * markierte Variablen ($p < 0{,}100$) wurden in die anschließende Risikofaktorenanalyse im Regressionsmodell eingeschlossen; statistische Prüfung: Chi-Quadrat-Test bzw. exakter Test nach Fisher (kategorial), Mann-Whitney-U-Test (ordinal bzw. stetig)

3.3 Multivariate Analyse (Regressionsmodelle)

3.3.1 Risikofaktorenanalyse der Pedikelschraubenfehllage

Für die Identifikation möglicher Risikofaktoren einer Fehllage der CPS wurde ein generalisiertes lineares gemischtes Modell mit binärer logistischer Regression verwendet. Dieses berücksichtigt sowohl feste als auch zufällige Effekte, die einen Einfluss auf die Schraubenlage haben könnten. So wurde ein zufälliger Effekt auf Patientenebene in das Modell aufgenommen, da die Patienten jeweils eine Instrumentierung mit mehreren und unterschiedlich vielen CPS erhielten. Als Zielgröße des Regressionsmodells wurde die initiale Fehllage der CPS betrachtet, da die korrekte initiale Schraubenlage das primäre Ziel der Navigation darstellt. Die intraoperative Revision einer CPS und damit die Änderung der finalen Lage geschieht häufig aufgrund einer initialen Fehllage und ist damit im Idealfall bei guter initialer Genauigkeit der CPS nicht indiziert. Zunächst erfolgte die univariable Anwendung des Modells, um signifikante Assoziationen zwischen den Variablen und einer Fehllage der CPS in der Regression zu identifizieren. Anschließend folgte die multivariable Regression, um voneinander unabhängige signifikante Risikofaktoren für eine Fehllage der CPS zu erkennen. In die Modellierung der univariablen Regression wurden alle Faktoren eingeschlossen, die in der vorherigen univariaten Analyse im statistischen Testverfahren einen p-Wert < 0,100 zeigten (Ranganathan et al., 2017). Die anschließende multivariable Regression erfolgte unter Einschluss aller Faktoren, die in der univariablen Regression eine signifikante Assoziation mit einer Fehllage der CPS besaßen.

Univariable Regression

Nach Auswertung der Ergebnisse der univariaten Analyse wurde für folgende Faktoren eine univariable Regression durchgeführt: Level der Pedikelschraube in C3–C4, Level der Pedikelschraube in C5–C7, Pedikelseite (rechts vs. links), Bewegungssegmente bis zur DRB (polytom nominal), Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper (polytom nominal) und Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper (polytom nominal). In der Regression zeigten sich für das Level der Pedikelschraube in C5–C7 (p = 0,876) und die Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper (p = 0,079) keine signifikante Assoziation mit einer Fehllage der CPS. Für das Level der Pedikelschraube in C3–C4 (p = 0,002), die Pedikelseite (p = 0,019), die Anzahl der Bewegungssegmente bis zur DRB

(p = 0,049) und die Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper (p = 0,019) bestand eine signifikante Assoziation mit einer Fehllage der CPS.

Multivariable Regression

Folgende Faktoren wurden unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus der univariablen Regression in die multivariable Regression eingeschlossen (Tab. 8): Level der Pedikelschraube in C3–C4, Pedikelseite (rechts vs. links), Bewegungssegmente bis zur DRB (polytom nominal) und Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper (polytom nominal). Das Level der Pedikelschraube in C3–C4 stellte einen unabhängigen signifikanten Risikofaktor für die Fehllage der CPS dar (p = 0,001). Die relative Chance für eine Fehllage der CPS war bei Pedikelschrauben in C3–C4 3,99-mal so hoch wie bei Schrauben außerhalb dieser Wirbelebenen (*OR* = 3,986; 95 %-*KI*: 1,727–9,202). Die Pedikelseite (rechts) stellte ebenfalls einen unabhängigen signifikanten Risikofaktor dar (p = 0,017). Das Risiko für eine Fehllage der CPS war bei Pedikelschrauben im rechten Pedikel 2,09-mal so hoch wie bei den Pedikelschrauben im linken Pedikel (*OR* = 2,093; 95 %-*KI*: 1,142–3,838). Für die Anzahl der Bewegungssegmente bis zur DRB wurde die Gruppe mit 0 Bewegungssegmenten als Referenzkategorie festgelegt. Hier zeigte sich eine Distanz von mindestens 3 Bewegungssegmenten als unabhängiger Risikofaktor für eine Fehllage der CPS (p = 0,006). Die relative Chance einer Fehllage der CPS war bei Schrauben mit einer Distanz von mindestens 3 Bewegungssegmenten bis zur DRB 4,16-mal so hoch wie bei Schrauben, die im selben Wirbelkörper wie die DRB implantiert wurden (*OR* = 4,161; 95 %-*KI*: 1,513–11,446). Die Abstände „1 Bewegungssegment“ (p = 0,068) und „2 Bewegungssegmente“ (p = 0,205) bis zur DRB zeigten keine unabhängige signifikante Erhöhung des Risikos für eine Fehllage der CPS. Für die Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper wurde die Gruppe mit ≤ 2 Wirbelkörpern als Referenzkategorie festgelegt. Weder eine Anzahl von 3 (p = 0,073) noch von 4 oder mehr (p = 0,881) instrumentierten Wirbelkörpern stellte einen unabhängigen Risikofaktor für die Fehllage einer CPS dar. Zusammenfassend identifizierte die multivariable Regression das Level der Pedikelschraube in C3–C4, die Pedikelseite (rechts) und eine Distanz von ≥ 3 Bewegungssegmenten bis zur DRB als unabhängige Risikofaktoren für eine Fehllage der CPS (Tab. 8). Das Regressionsmodell erzielte in der ROC-Analyse (Abb. 44) eine AUC von 0,873 (p < 0,001; 95 %-*KI*: 0,828–0,919). Damit kann die Qualität des Modells zur Vorhersage einer Fehllage der CPS als exzellent eingestuft werden (Hosmer et al., 2013).

Am idealen Cut-off wurde eine Sensitivität von 72,7 % und eine Spezifität von 87,7 % erreicht.

Tabelle 8: Risikofaktorenanalyse der Pedikelschraubenfehllage im Regressionsmodell

	OR	95 %-*KI*		*p*-Wert
		Untere Grenze	Obere Grenze	
Univariable Regression				
Level der Pedikelschraube in C3–C4	2,628	1,444	4,781	**0,002***
Level der Pedikelschraube in C5–C7	0,995	0,533	1,709	0,876
Pedikelseite (rechts)	2,021	1,123	3,636	**0,019***
Bewegungssegmente bis zur DRB (polytom nominal)				**0,049***
Anzahl der mit CPS instrumentierten Wirbelkörper (polytom nominal)				0,079
Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper (polytom nominal)				**0,019***
Multivariable Regression				
Level der Pedikelschraube in C3–C4	3,986	1,727	9,202	**0,001†**
Pedikelseite (rechts)	2,093	1,142	3,838	**0,017†**
Bewegungssegmente bis zur DRB				
0 (Referenz)				
1	2,496	0,934	6,673	0,068
2	2,057	0,674	6,283	0,205
≥ 3	4,161	1,513	11,446	**0,006†**
Anzahl aller instrumentierten Wirbelkörper				
≤ 2 (Referenz)				
3	0,317	0,091	1,111	0,073
≥ 4	1,089	0,355	3,343	0,881

Anmerkung: Ergebnisse des generalisierten linearen gemischten Modells mit binärer logistischer Regression; statistische Signifikanz ($p < 0{,}050$) fettgedruckt; ***** markiert: in die multivariable Regression eingeschlossen; **†** markiert: unabhängige Risikofaktoren für eine Fehllage der CPS

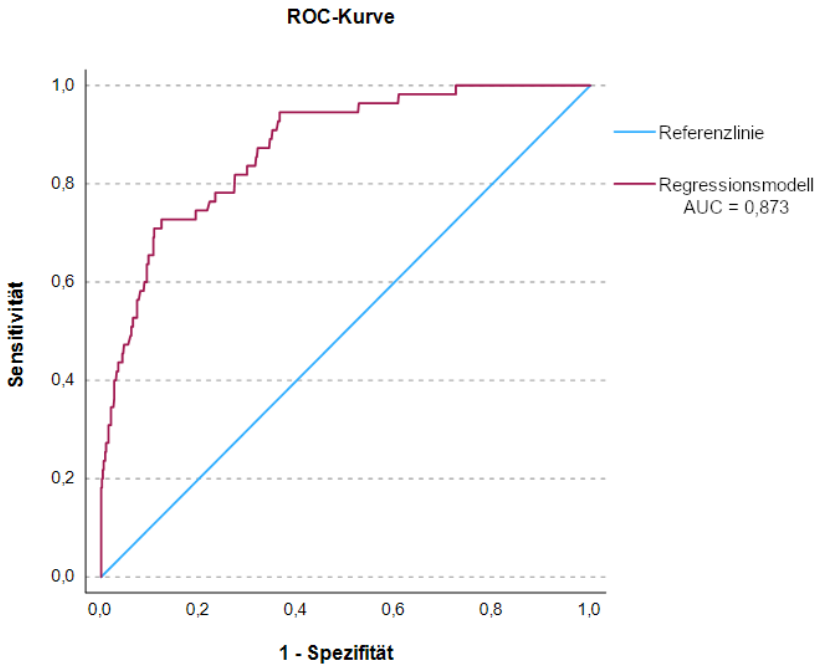


Abbildung 44: ROC-Analyse des multivariablen Regressionsmodells zur Prädiktion einer Pedikelschraubenfehllage
Regressionsmodell: AUC = 0,873; idealer Cut-off: Sensitivität = 72,7 %, Spezifität = 87,7 %; Referenzlinie: Vergleich eines Modells ohne Vorhersagekraft (AUC = 0,500)

3.3.2 Risikofaktorenanalyse des postoperativen neurologischen Defizits

Für die Identifikation möglicher Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits wurde eine binäre logistische Regression verwendet. Die Zielgröße des Regressionsmodells stellte die Entwicklung eines neuen postoperativen neurologischen Defizits dar. In die Regression wurden alle Variablen eingeschlossen, die in der vorherigen univariaten Analyse im statistischen Testverfahren einen *p*-Wert < 0,100 zeigten (Ranganathan et al., 2017). Das Regressionsmodell wurde mittels schrittweiser Rückwärts-Elimination (Backward Elimination) berechnet, sodass alle Variablen, die nicht signifikant zum Regressionsmodell beitrugen, sukzessive entfernt wurden. Dies ermöglichte die Berücksichtigung wechselseitiger Korrelationen (Suppressionseffekte) zwischen den Variablen und wurde daher der Vorwärts-Selektion vorgezogen (Hosmer et al., 2013). So wurden mittels der binären logistischen Regression voneinander unabhängige signifikante Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits identifiziert.

Binäre logistische Regression

Nach Auswertung der Ergebnisse der univariaten Analyse wurden folgende Faktoren in die binäre logistische Regression mit aufgenommen: Vorbestehen einer HWS-

Instrumentierung, Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper (polytom nominal), revidierte CPS (≥ 1 vs. 0), revidierte Schrauben unabhängig von ihrer Art (≥ 1 vs. 0), initiale Fehllage mindestens einer CPS und finale Fehllage mindestens einer CPS. Im Laufe der schrittweisen Rückwärts-Elimination wurden die Variablen „Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper“ (p = 0,079), „revidierte CPS“ (p = 0,554), und „initiale Fehllage mindestens einer CPS“ (p = 0,714) von der Regression ausgeschlossen und stellten somit keine unabhängigen signifikanten Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits dar (Tab. 9). Die Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art wurde als unabhängiger Risikofaktor identifiziert (p = 0,010). Die relative Chance für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits war für Patienten mit intraoperativer Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art 9,11-mal so hoch wie bei den Patienten ohne intraoperative Revision einer Schraube (*OR* = 9,111; 95 %-*KI*: 1,713–48,469). Die finale Fehllage mindestens einer CPS stellte ebenfalls einen unabhängigen signifikanten Risikofaktor dar (p = 0,006). Das Risiko für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits war für Patienten mit finaler Fehllage mindestens einer CPS 8,60-mal so hoch wie für Patienten ohne finale Fehllage einer CPS (*OR* = 8,597; 95 %-*KI*: 1,845–40,055). Das Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung stellte sich als unabhängiger signifikanter protektiver Faktor heraus (p = 0,042). So war die relative Chance für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits bei den Patienten mit vorbestehender HWS-Instrumentierung 0,10-mal so hoch wie bei den Patienten ohne vorbestehende HWS-Instrumentierung (*OR* = 0,096; 95 %-*KI*: 0,010–0,923). Umgekehrt stellte somit das Fehlen einer vorbestehenden HWS-Instrumentierung einen unabhängigen Risikofaktor dar. Das Risiko für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits war bei Patienten ohne vorbestehende HWS-Instrumentierung 10,41-mal so hoch wie bei Patienten mit vorbestehender HWS-Instrumentierung (*OR* = 10,408; 95 %-*KI*: 1,083–100,016). Zusammenfassend identifizierte die schrittweise binäre logistische Regression die intraoperative Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art und die finale Fehllage mindestens einer CPS als unabhängige signifikante Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits (Tab. 9). Das Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung erwies sich als protektiver Faktor. Das Regressionsmodell erzielte in der ROC-Analyse (Abb. 45) eine AUC von 0,811 (p < 0,001; 95 %-*KI*: 0,663–

0,958). Damit kann die Qualität des Modells zur Vorhersage eines neuen postoperativen neurologischen Defizits als exzellent eingestuft werden (Hosmer et al., 2013). Am idealen Cut-off wurde eine Sensitivität von 70,0 % und eine Spezifität von 82,7 % erreicht.

Tabelle 9: Risikofaktorenanalyse des postoperativen neurologischen Defizits im Regressionsmodell

	OR	95 %-*KI*		*p*-Wert
		Untere Grenze	Obere Grenze	
Im multivariablen Regressionsmodell verbleibend				
Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art	9,111	1,713	48,469	**0,010†**
Finale Fehllage mindestens einer CPS	8,597	1,845	40,055	**0,006†**
Vorbestehende HWS-Instrumentierung	0,096	0,010	0,923	**0,042***
In Rückwärts-Elimination vom Modell ausgeschlossen (α = 0,050)				
Anzahl nicht zervikal instrumentierter Wirbelkörper				0,079
Revision mindestens einer CPS				0,554
Initiale Fehllage mindestens einer CPS				0,714

Anmerkung: Ergebnisse der binären logistischen Regression mit schrittweiser Rückwärts-Elimination; statistische Signifikanz (p < 0,050) fettgedruckt; † markiert: unabhängige Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits; * markiert: protektive Faktoren (*OR* < 1)

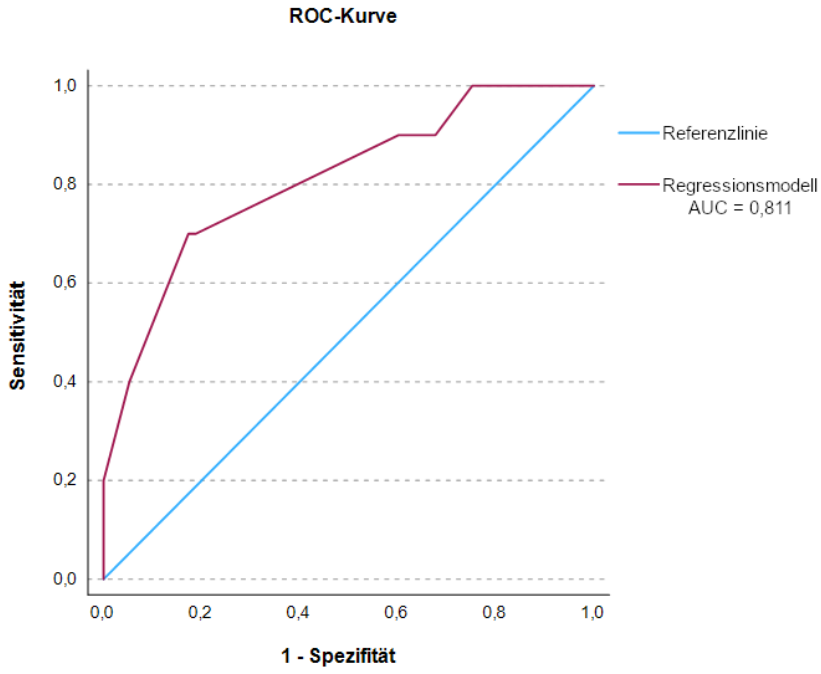


Abbildung 45: ROC-Analyse des multivariablen Regressionsmodells zur Prädiktion eines postoperativen neurologischen Defizits
Regressionsmodell: AUC = 0,811; idealer Cut-off: Sensitivität = 70,0 %, Spezifität = 82,7 %; Referenzlinie: Vergleich eines Modells ohne Vorhersagekraft (AUC = 0,500)

4 Diskussion

4.1 Schraubenlage unter iCT-Navigation

Ziel der Verwendung einer iCT zur navigierten Implantation von CPS ist die hohe Lagegenauigkeit der Schrauben unter Schonung der umgebenden neurovaskulären Strukturen. In dieser Studie wurden initial 91,6 % der CPS korrekt platziert. Die intraoperative Revision der Schraubenlage erfolgte für 19 CPS (2,9 %). In der finalen Lagebeurteilung wiesen 93,0 % der CPS eine korrekte Lage auf. Somit lagen wiederum 7,0 % der CPS final fehl. Die bisherige Literatur zur Genauigkeit iCT-navigierter CPS weist eine hohe Spanne der Ergebnisse auf und erfolgte in den einzelnen Studien zumeist anhand kleiner Datensätze. Die aktuelle Metaanalyse der Lagegenauigkeit von insgesamt 1155 navigierten CPS unter Verwendung eines intraoperativ erstellten 3D-Datensatzes ergab eine Genauigkeit zwischen 89 % und 97 % mit einer mittleren Rate von 94 % korrekt platzierter CPS (Bindels et al., 2024). Vergleichbare Ergebnisse zeigten auch Aspalter et al. (2025) in ihrer Kohorte von 888 CPS mit einer korrekten Lage von 93,1 %. In beiden Studien wurden die Werte auf Grundlage der Schraubenlage nach eventueller intraoperativer Revision berechnet, sodass sie methodisch mit der Definition der finalen Schraubenlage dieser Arbeit übereinstimmen. Insgesamt erzielte die in dieser Studie ermittelte Genauigkeit von 93,0 % vergleichbare Ergebnisse mit der bisherigen Literatur. Für die intraoperative Revisionsrate von navigierten CPS unter Verwendung eines intraoperativen 3D-Datensatzes wird in der bestehenden Literatur ein Bereich von 2–3,2 % diskutiert (Baumgart et al., 2023; Gan et al., 2021; Shin et al., 2022). Die in dieser Arbeit beobachtete Revisionsrate von 2,9 % zeigte auch hier ähnliche Ergebnisse. In dem vorliegenden Patientenkollektiv bestand die beste Schraubenlage in C2 mit allen CPS (100 %) in korrekter Lage. Die schlechteste Lagegenauigkeit fand sich in C4 und C3, hier wiesen lediglich 79,7 % (C4) und 88,4 % (C3) der CPS initial eine korrekte Lage auf. Andere Studien zeigten ebenfalls – unter Verwendung des gleichen Navigationsverfahrens – eine sehr hohe Genauigkeit (100 % korrekte Lage) für CPS in C2 (Carl et al., 2019; Czabanka et al., 2017). Aspalter et al. (2025) hingegen beschrieben für C2 die geringste Lagegenauigkeit ihres Patientenkollektivs (87,2 % korrekte Lage). Zudem zeigten sie für C4 (95,1 %) und C3 (95,2 %) eine hohe Rate korrekt platzierter Schrauben. Demgegenüber stehen die Ergebnisse von Shin et al. (2022). Diese beschrieben, ähnlich zu den Resultaten dieser Arbeit, die schlechteste Lagegenauigkeit in C3–C5 mit einer

korrekten Lage von 83,3–85 % der CPS. Eine detaillierte Analyse der möglichen Ursachen hierfür folgt im Rahmen der Diskussion der Ergebnisse der Risikofaktorenanalyse in Abschnitt 4.8 (vgl. S. 73–74). Zusammenfassend ermöglicht die iCT-Navigation eine hohe Genauigkeit für die Implantation von CPS, jedoch bietet auch dieses Verfahren mögliche Fehlerquellen und das Risiko für Fehllagen ist nicht vollständig zu eliminieren.

4.2 Potenzielle Probleme der Navigation

In der Theorie stellt die iCT-Navigation zur Instrumentierung von CPS ein nahezu perfektes Verfahren dar, mit deren Hilfe die Schrauben exakt in der geplanten Position implantiert werden können. In der Realität bietet dieses Verfahren jedoch einige mögliche Probleme und Fehlerquellen, die beachtet werden müssen. Da die Navigation anhand des intraoperativen CT-Scans erstellt und errechnet wird, kann jede Änderung der Position der DRB in Relation zur räumlichen Konfiguration der HWS und umgekehrt nach Durchführung des CT-Scans zu einer möglichen Abweichung der Navigation von der realen Situation führen. Der CT-Scan erfolgt zum Zwecke der besseren Bildakquisition in Apnoe. Nach Abschluss des Scans wird der Patient während der restlichen OP normal beatmet, was zu einer indirekten Bewegung der HWS führen kann (Liu et al., 2016). Dies könnte zu einer Verfälschung der Navigation beitragen, jedoch eher in einem geringen Ausmaß (< 1,3 mm; Liu et al., 2016). Allgemein ist die HWS ein sehr mobiles Konstrukt und dementsprechend anfällig für Krafteinwirkungen von außen, weshalb eine rigide Patientenfixierung besonders wichtig ist (Bogduk & Mercer, 2000; Muhle et al., 1998). Zudem ist ein festes Anbringen der DRB an dem Dornfortsatz des Wirbelkörpers fundamental. Jegliche Bewegung der DRB in Relation zu dem Wirbelkörper kann zu einer fehlerhaften Navigation führen. Ein Verschieben oder Berühren der DRB während der OP ist zu vermeiden (Wallace et al., 2020). Während des Pedikulierens kann die hierbei entstehende Krafteinbringung, welche außerhalb der Medianebene liegt, zu einer Rotation des Wirbelkörpers von 2,8–10,6 Grad führen (vgl. Abb. 46; Sugimoto et al., 2010). Dies kann bei den Wirbeln, an denen die DRB nicht direkt befestigt ist, eine Abweichung der Navigation verursachen. Um diese Krafteinbringung während des Pedikulierens zu verringern und Fehler in der Navigation zu minimieren, empfiehlt sich die Verwendung eines elektrischen Bohrers anstatt einer Ahle (Nakashima et al., 2020; Satake et al., 2021). Beim Einbringen und Verschrauben der CPS ist insbesondere bei besonders lateraler Lage des Eintrittspunktes auf den Einfluss der paraspinalen

Muskulatur zu achten. So kann die paraspinale Muskulatur bei engen Verhältnissen im OP-Gebiet und Kontakt zum Schraubendreher eine Kraft auf diesen ausüben und so die Lage der Pedikelschraube während des Verschraubens von der geplanten Navigation abweichen lassen (vgl. Abb. 47; Jung et al., 2020; Shin et al., 2022). Ganguly et al. (2020) zeigten, dass bei der iCT-Navigation von lumbalen Pedikelschrauben eine mittlere Differenz von 2,8 mm zwischen der in der Navigation geplanten und tatsächlichen Pedikelschraubenlage bestand. Dies ist zwar aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten der Wirbelsäule nicht direkt auf die Instrumentierung im zervikalen Bereich übertragbar, verdeutlicht aber, dass die im iCT-System geplante Navigation von der Realität abweichen kann. Zusammenfassend bietet die iCT-Navigation der CPS einige potenzielle Probleme und Fehlerquellen, welche während der OP beachtet werden sollten. Die errechnete Navigation sollte regelmäßig in Frage gestellt und durch wiederholte Referenzierung im Verlauf der OP validiert werden.

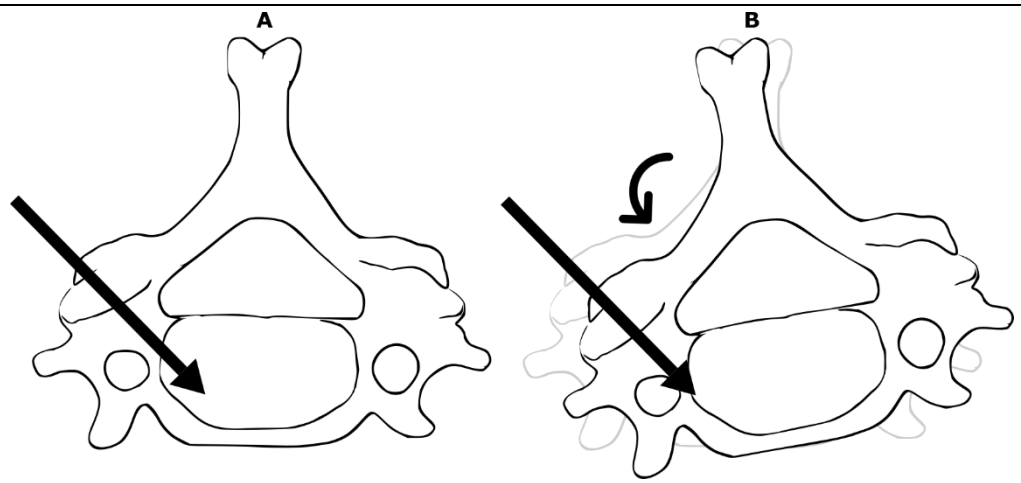


Abbildung 46: Schematische Darstellung der Wirbelkörperrotation während der Pedikulierung
Die manuelle Krafteinwirkung auf den Wirbelkörper während der Pedikulierung kann zu einer Rotation desselben führen; A: geplante Ausrichtung von Schraubenkanal und Wirbelkörper; B: laterale Abweichung des Schraubenkanals infolge der durch Krafteinbringung induzierten Wirbelkörperrotation; Quelle: eigene Darstellung in Anlehnung an Shin et al. (2022)

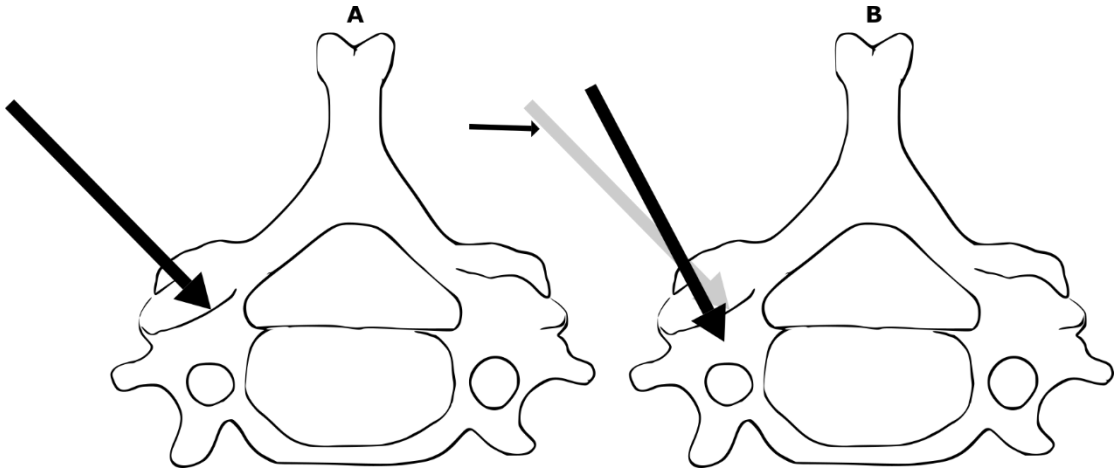


Abbildung 47: Biomechanische Darstellung der Krafteinwirkung durch die paraspinale Muskulatur während der Verschraubung
Ein Kontakt zur paraspinalen Muskulatur während der Verschraubung kann zu einer Kraftübertragung auf die Pedikelschraube und zu einer Rotation derselben führen; A: geplante Ausrichtung von Pedikelschraube und Wirbelkörper; B: laterale Abweichung der Schraubenlage infolge der Rotation der Schraube um den knöchernen Eintrittspunkt durch Krafteinwirkung der paraspinalen Muskulatur; Quelle: eigene Darstellung in Anlehnung an Shimokawa & Takami (2017)

4.3 Verteilung der Perforationsrichtungen bei CPS mit Pedikelbruch

In dieser Studie perforierten von den CPS mit initialem Pedikelbruch 55,9 % nach lateral, 36,0 % nach medial, 6,8 % nach kaudal und 1,2 % nach kranial. Somit waren 91,9 % der Pedikelbrüche in der Transversalebene und 8,1 % in der Sagittalebene zu beobachten. Diese Tendenz der Verteilung mit einer höheren Rate an lateralen als medialen Perforationen und einem geringeren Anteil an Pedikelbrüchen in der Sagittalebene ist für die Instrumentierung von CPS in der Literatur hinreichend beschrieben und auch in navigierten Verfahren zu beobachten (Shimokawa & Takami, 2017). Ein möglicher Grund für diese Verteilung stellt die Anatomie des Pedikels dar. Die laterale Kortikalis der zervikalen Pedikel ist mit 0,4–1,1 mm signifikant dünner als die mediale mit 1,2–2 mm Dicke, was zu einer schnelleren Perforation nach lateral als medial beitragen könnte (Karaikovic et al., 1997; Panjabi et al., 2000). Zudem führt die zuvor diskutierte mögliche Wirbelkörperrotation während der Pedikulierung zu einer Abweichung der realen Position des Schraubenkanals nach lateral in Relation zu der geplanten Navigation, da der Wirbelkörper bei Krafteinbringung auf der ipsilateralen Seite nach medial rotiert (vgl. Abb. 46; Sugimoto et al., 2010). Der zuvor beschriebene Effekt der möglichen fehlerhaften Schraubenlage durch Krafteinwirkung der paraspinalen Muskulatur führt bei Inkrafttreten ebenfalls zu einer Abweichung der Schraubenlage nach lateral (vgl.

Abb. 47). Der Gegendruck der paraspinalen Muskulatur auf den Schraubendreher führt zu einem Abkippen desselben nach medial um den knöchernen Eintrittspunkt als festen Rotationspunkt der Schraube. So bewirkt dies gegenläufig eine Rotation der Pedikelschraube nach lateral (Shin et al., 2022). Diese beiden möglichen Effekte haben größtenteils eine Auswirkung auf die Schraubenlage in der Transversalebene, jedoch weniger in der Sagittalebene. Zudem sind die Pedikel in ihrer Morphologie höher als breit, was eine größere Fehlertoleranz von der idealen Schraubenlage bis zur Pedikelperforation bietet (Karaikovic et al., 1997; Onibokun et al., 2009). Dies könnten mögliche Gründe für die geringere Perforationsrate in der Sagittalebene als Transversalebene sein.

4.4 Klinischer Verlauf und allgemeine Komplikationen

4.4.1 Postoperatives neurologisches Defizit

In dieser Studie wurde bei 7,0 % der Patienten ein neues postoperatives neurologisches Defizit festgestellt. Hiervon zeigte sich bei 60,0 % der Patienten das Defizit im Laufe des stationären Aufenthalts regredient, sodass abschließend 2,8 % der Patienten mit einem neuen postoperativen neurologischen Defizit entlassen wurden. Bei einem Patienten (0,7 %) entsprach dies einem Querschnittssyndrom. Das zur Bestimmung der motorischen Defizite eingesetzte manuelle Testverfahren mittels MRC-Skala ist als semiquantitatives Messverfahren zu werten, welches jedoch eine hohe Reliabilität und starke Validität besitzt und als klinisch etabliertes Verfahren gilt (Paternostro-Sluga et al., 2008). Für das Auftreten neuer neurologischer Defizite nach dorsaler zervikaler Stabilisation mit Dekompression wird in der Literatur eine Rate von 8,5 % diskutiert (Badiee et al., 2020). Hernandez et al. (2022) zeigten für das Auftreten eines Querschnittssyndroms eine Prävalenz von 2,3 %. In einer Metaanalyse der Komplikationen nach Instrumentierung mit CPS trat im Mittel bei 5,7 % der Patienten postoperativ eine C5-Parese auf (Soliman et al., 2022). Dies ist mit der eigenen Rate an neurologischen Defiziten nicht direkt vergleichbar, stellt jedoch eine Teilmenge derselben dar und verdeutlicht ihr regelmäßiges Auftreten. Nakashima et al. (2012) berichteten, dass in 13,1 % der Fälle nach Instrumentierung mit CPS ein neues postoperatives neurologisches Defizit auftrat. Für die Implantation navigierter CPS unter Verwendung eines intraoperativ erstellten 3D-Datensatzes beschrieben Morello et al. (2025) ein postoperatives neurologisches Defizit bei 25 % der Patienten. Insgesamt ist

die in dieser Arbeit ermittelte Rate von 7,0 % postoperativ neu aufgetretener neurologischer Defizite nach Instrumentierung mit CPS tendenziell geringer als bisherige Ergebnisse in der Literatur. Zusammenfassend besteht auch bei der iCT-navigierten Anlage von CPS ein Risiko für postoperative neurologische Defizite, das sich jedoch nach den Ergebnissen dieser Studie auf 7,0 % reduzieren lässt. Hierbei war lediglich ein neurologisches Defizit der Fehllage einer CPS direkt zuzuordnen. Eine detaillierte Betrachtung der schraubenassoziierten Komplikationen erfolgt in Abschnitt 4.5 (vgl. S. 70–71). Mögliche Ätiologien für das Auftreten postoperativer neurologischer Defizite – auch unabhängig von der Fehllage einer CPS – werden in Abschnitt 4.7 diskutiert (vgl. S. 72-73).

4.4.2 Wundinfektionen

Insgesamt erhielten 5,6 % der Patienten eine Revisions-OP aufgrund einer Wundinfektion. Für Wundinfektionen nach dorsaler zervikaler Instrumentierung wird in der Literatur eine Prävalenz von 2–10 % diskutiert, mit 1,5–2 % für tiefe Wundinfektionen (Badiee et al., 2020). Ishikawa et al. (2011) berichteten von einem Anteil von 4,7 % der Patienten, bei denen es nach navigierter Implantation von CPS zu einer tiefen Wundinfektion kam. Bei der Einordnung der eigenen Ergebnisse ist auf die unterschiedliche Definition der (tiefen) Wundinfektion zu achten. So wurde in dieser Arbeit die Anzahl der Revisions-OPs aufgrund einer Wundinfektion ausgewertet. Dies ist tendenziell eher mit der Anzahl tiefer Wundinfektionen zu vergleichen.

4.4.3 Verlaufskontrolle

Bei 0,5 % der CPS wurde in der Verlaufskontrolle eine Osteolyse festgestellt. Ein Schraubenbruch lag bei 1,2 % der CPS vor und bei 4,2 % der Patienten wurde ein Bruch einer Schraube des Fixateurs festgestellt. Aufgrund eines Verlustes der Stabilität des Fixateurs erhielten 2,8 % der Patienten eine Erweiterung der dorsalen Stabilisierung. Da 50,2 % des Patientenkollektivs nicht an den ambulanten Kontrolluntersuchungen teilnahmen, können die Ergebnisse dieser Arbeit jedoch nur mit Vorsicht in bestehende Literatur eingeordnet werden. So beträgt der Anteil der berichteten Komplikationen als gültiger Prozentwert, der sich nur auf die Fallzahl der tatsächlich vorhandenen Daten in der Verlaufskontrolle bezieht, jeweils in etwa das Doppelte der zuvor genannten Werte (vgl. Tab. 3, S. 36). Die Anfälligkeit für einen statistischen Bias und der Verlust der Aussagekraft steigen mit dem Anteil fehlender Daten massiv (Dong & Peng, 2013; Lee &

Huber, 2021). Selbst die Betrachtung von gültigen Prozenten erlaubt keine generelle Aussagekraft und ab einem Anteil von rund 10 % fehlender Daten besteht eine erhöhte Anfälligkeit für Verzerrungen (Bennett, 2001). In einer aktuellen Metaanalyse der Komplikationen nach Implantation von CPS wurde für den Bruch einer CPS eine mittlere Rate von 0,8 % angegeben (Soliman et al., 2023). Yoshihara et al. (2013) zeigten in ihrem Review zu CPS auf Patientenebene eine Prävalenz von 1,8 % für den Bruch einer CPS und 2,8 % für eine Erweiterung der Stabilisierung nach initialer Instrumentierung mit CPS. Okamoto et al. (2012) hingegen konstatierten für 6,1 % der Patienten mit CPS ein Implantat-Versagen im Sinne eines Schrauben- oder Materialbruchs des Fixateurs. In der zuvor genannten Literatur wurde jedoch der Patientenanteil, welcher in der jeweiligen Studie in der Verlaufskontrolle erfasst werden konnte, nicht standardisiert aufgeführt. So gaben einige Studien keine Informationen hierzu und andere nur einen sehr großen Bereich der jeweiligen Dauer der Verlaufskontrolle der einzelnen Patienten an (Okamoto et al., 2012; Soliman et al., 2023; Wang et al., 2013). Zusammenfassend ist die Interpretation der Ergebnisse aus Verlaufskontrollen – insbesondere, wenn diese nur einen Nebenaspekt der Untersuchung darstellen – zwischen einzelnen Studien nur eingeschränkt möglich. Um dies zu ermöglichen, bedarf es eines einheitlicheren Standards in der Berichterstattung und im statistischen Umgang mit fehlenden Daten.

4.5 Schraubenassoziierte Komplikationen

In dem Patientenkollektiv kam es bei einem Patienten (0,7 %) aufgrund einer Fehllage einer CPS zu einer Verletzung der A. vertebralis mit Entwicklung eines postoperativen neurologischen Defizits. Bei keinem Patienten wurde eine schraubenassoziierte Rückenmarks- oder Nervenwurzelverletzung beobachtet. Somit führten insgesamt 0,15 % der CPS zu einer direkt schraubenassoziierten Komplikation bei 0,7 % der Patienten. Aufgrund des vergleichsweise seltenen Auftretens dieser Komplikationen unterliegt die Angabe ihrer Prävalenz maßgeblich der Selektion der Patienten durch Ein- und Ausschlusskriterien und der endgültigen Größe des Patientenkollektivs. In der bestehenden Literatur schwankt deren Angabe somit zwischen den einzelnen Studien deutlich und ist nur eingeschränkt untereinander vergleichbar. Kast et al. (2006) berichteten für 8 % der Patienten nach Instrumentierung mit CPS ohne intraoperative Navigation eine schraubenassoziierte Komplikation. In einem Review zur Implantation von CPS mittels Fluoroskopie und Navigation wurde für die Prävalenz einer

schraubenassoziierten Komplikation eine Rate von 1,8 % der Patienten ermittelt (Yoshihara et al., 2013). Im Detail traten bei 0,6 % eine Verletzung der A. vertebralis, bei 0 % eine Rückenmarksverletzung und bei 1,2 % eine Nervenwurzelverletzung auf. Ein aktueller Review zu subaxialen CPS konstatierte eine schraubenassoziierte Komplikationsrate von 1,3 % der Patienten (Irmak et al., 2025). Soliman et al. (2023) zeigten in ihrer Metaanalyse für die Instrumentierung mit CPS im Mittel bei 0,4 % der Patienten eine Verletzung der A. vertebralis, bei 0,3 % eine Rückenmarksverletzung und bei 0,9 % eine Nervenwurzelverletzung. In der Metaanalyse wurde in der Subgruppe der CPS mit Navigation für das Auftreten einer schraubenassoziierten Komplikation eine Prävalenz von 0,25 % berichtet, wobei es sich ausschließlich um Nervenwurzelverletzungen handelte. Die Ergebnisse dieser Metaanalyse lassen sich jedoch nur eingeschränkt mit den Prävalenzen des eigenen Patientenkollektivs vergleichen, da ein Ausschluss der Studien mit Ausdehnung der dorsalen Stabilisierung über Th1 nach kaudal hinaus stattfand. So erhielt beispielsweise der Patient mit Verletzung der A. vertebralis eine dorsale Stabilisierung mittels zervikaler und thorakaler Pedikelschrauben einschließlich Th2, wobei die Komplikation eindeutig der Fehllage einer CPS zuzuordnen war. Diese würde bei Anwendung der Ausschlusskriterien entsprechend der Metaanalyse jedoch nicht berücksichtigt werden und so den Anteil der schraubenassoziierten Komplikationen der CPS verfälschen. Aufgrund der verhältnismäßig geringen Prävalenz und des damit verbundenen starken Einflusses der Ergebnisse einzelner Patienten sollte eine Interpretation stets kritisch und mit Bedacht erfolgen. Diese Studie liefert erste Anhaltspunkte für eine schraubenassoziierte Komplikationsrate für CPS unter iCT-Navigation, die in zukünftigen Studien und insbesondere Metaanalysen anhand großer Patientengruppen detaillierter untersucht werden sollte.

4.6 Fehllagen ohne assoziierte Komplikation

Insgesamt wiesen 7,0 % der eingebrachten CPS eine Fehllage auf. Eine schraubenassoziierte Komplikation bestand lediglich bei 0,15 % aller CPS. Es scheint somit im Großteil eine gewisse Fehlertoleranz in der Schraubenlage und der klinisch daraus resultierenden Komplikationen zu bestehen (Kast et al., 2006; Neo et al., 2005). Für eine CPS mit einer lateralen Fehllage besteht insbesondere die Gefahr einer Verletzung der A. vertebralis. Diese ist durchschnittlich 0,5–1,5 mm von der lateralen

Pedikelwand entfernt und nimmt mit 27,4–35,7 % nur einen geringen Anteil des Foramen transversariums ein (Zhao et al., 2008). Es besteht also eine Distanz zwischen Pedikelwand und A. vertebralis und die Möglichkeit für diese innerhalb des Foramens auszuweichen, was eine gewisse Fehlertoleranz zwischen Pedikelbruch und Verletzung der A. vertebralis ermöglichen kann (Huang et al., 2011; Tomasino et al., 2010). Auf der medialen Seite liegt im zervikalen Bereich ein Abstand von 2,4–3,1 mm zwischen Durasack und Pedikelwand sowie im Mittel ein Abstand von 6,5 mm zwischen dem Rückenmark und der Pedikelwand vor (Huang et al., 2011; Uğur et al., 2000). Dies gestattet auch hier eine gewisse Fehlertoleranz der Schraubenfehllage (Upendra & Raghavendra, 2020). Die zervikalen Nervenwurzeln liegen der superioren Pedikelwand zumeist direkt an, zu der inferioren Pedikelwand befindet sich ein Abstand von 1–2,5 mm (Uğur et al., 2000; Xu et al., 1999). So besteht in der Sagittalebene vor allem bei superioren Fehllagen ein Risiko der Nervenwurzelverletzung. Insgesamt bieten die zervikalen anatomischen Verhältnisse eine mögliche Fehlertoleranz für die Positionierung von CPS und nur ein geringer Anteil der Fehllagen verursacht eine direkt assoziierte Komplikation. Trotz allem sind Fehllagen rigoros zu vermeiden, da die hierdurch verursachten Komplikationen von besonders schwerem Ausmaß sein können.

4.7 Ätiologie postoperativer neurologischer Defizite

Als Ursache der Entstehung postoperativer neurologischer Defizite werden in der Literatur verschiedenste Hypothesen diskutiert. So kann eine Verletzung von neurovaskulären Strukturen, insbesondere des Rückenmarks, der Nervenwurzeln und der A. vertebralis im Rahmen der OP postoperativ zu neurologischen Defiziten führen (T. Liu et al., 2010; Peng et al., 2009). Ein weiterer möglicher Pathomechanismus stellt das sogenannte „Tethering-Phänomen“ dar. Die dorsale Dekompression des Rückenmarks, welche sich häufig intraoperativ an die Instrumentierung mit CPS anschließt, kann zu einem Ausweichen des Rückenmarks nach dorsal von 0–6,6 mm führen (Shiozaki et al., 2009; Sodeyama et al., 1999). Dies kann gemäß dem „Tethering-Phänomen“ einen Spannungszustand der Nervenwurzeln induzieren und somit neurologische Komplikationen verursachen (Pan et al., 2017; Tsuzuki et al., 1996). Zudem kann möglicherweise eine Ischämie einer A. radicularis neurologische Defizite hervorrufen (Komagata et al., 2004; Sakaura et al., 2003). Eine weitere mögliche Ätiologie stellt die ischämische Reperfusionsverletzung des Rückenmarks nach Dekompression dar

(Algahtani et al., 2022; Sakaura et al., 2003). Bei dieser kann typischerweise eine postoperative Signalveränderung in der T2-gewichteten Magnetresonanztomographie (MRT) trotz ausreichender Dekompression und Ausschluss eines intraspinalen oder intramedullären Hämatoms nachgewiesen werden (Algahtani et al., 2022). Für die ursächliche Pathophysiologie dieses Mechanismus werden unter anderem folgende Hypothesen diskutiert: direktes Trauma durch schnellen Blutfluss während der Reperfusion (Papaioannou et al., 2019); Veränderung der Gefäßstruktur (Mathkour et al., 2020); Entstehung freier Sauerstoffradikale und Mikrothromben (Algahtani et al., 2022; Chin et al., 2013). Des Weiteren kann eine Änderung der Ausrichtung der HWS durch die Stabilisierung mit CPS zu einem erhöhten Risiko für eine Foraminalstenose mit Entwicklung neurologischer Defizite führen (Pan et al., 2017). In Summe gibt es viele verschiedene Faktoren, die zu der Entwicklung eines neuen postoperativen neurologischen Defizits beitragen können. Die durch Schraubenfehllagen verursachten Komplikationen reichen hierfür allein nicht aus und erklären nur einen geringen Teil der in dem Patientenkollektiv beobachteten neurologischen Defizite. Zusammenfassend kann die Implantation von CPS mittels iCT-Navigation dazu beitragen, das Auftreten von schraubenassoziierten Komplikationen zu verringern, jedoch lassen sich postoperative neurologische Defizite nicht vollständig eliminieren, da ihre Entwicklung von vielen weiteren Pathomechanismen beeinflusst wird.

4.8 Risikofaktoren der Pedikelschraubenfehllage

Nach den Ergebnissen der multivariablen Regression stellten in dieser Studie das Level der Pedikelschraube in C3–C4, die Pedikelseite (rechts) und eine Distanz von ≥ 3 Bewegungssegmenten bis zur DRB unabhängige Risikofaktoren für eine Fehllage der CPS dar. In der bisherigen Literatur bestehen verschiedenste Risikofaktorenanalysen für die Fehllage von Pedikelschrauben, jedoch nicht für die Implantation unter iCT-Navigation im zervikalen Bereich. So können grundlegende Feststellungen und Hypothesen zu Risikofaktoren der Fehllage von Pedikelschrauben unter Verwendung navigierter Verfahren eingeordnet, jedoch keine konkreten Ergebnisse direkt verglichen werden.

Level der Pedikelschraube in C3–C4

Jin et al. (2017) zeigten ebenfalls, dass das Level der Pedikelschrauben einen Risikofaktor für eine Schraubenfehllage darstellen kann, untersuchten in der Studie jedoch nur den thorakolumbalen Bereich. Ein möglicher Grund für das erhöhte Risiko einer Fehllage der

CPS in C3–C4 könnte die Pedikelmorphologie darstellen. Die Pedikel der Wirbelkörper von C3 und C4 sind durchschnittlich schmaler als die der restlichen HWS. Die Pedikelbreite nimmt von C3 nach kaudal in der HWS stetig zu (Onibokun et al., 2009). So beträgt exemplarisch die durchschnittliche Pedikelbreite von C3–C4 5,2–5,3 mm, von C5 5,7 mm und von C7 6,6 mm. Der Pedikel von C2 besitzt aufgrund seiner besonderen Morphologie eine durchschnittliche Breite von 7 mm (J. Liu et al., 2010). Zudem tritt in dem Level C3–C4 eine erhöhte Rate an besonders schmalen Pedikeln < 4 mm auf. So erreichen diese einen Anteil von bis zu 76 % bei C3, 36 % bei C4 und im Vergleich 7 % bei C7 (Karaikovic et al., 1997). Rampersaud et al. (2001) zeigten bei Verwendung einer Pedikelschraube mit 3,5 mm Durchmesser besonders geringe Fehlertoleranzen der Schraubenlage zur idealen Position für C3 und C4. So betrug die maximale translationale Fehlertoleranz für C3–C4 0,65–0,7 mm im Vergleich zu 0,8–1,7 mm in der restlichen HWS und die maximale Fehlertoleranz für eine Abweichung des Schraubenwinkels in C3–C4 3,3–3,5 Grad im Vergleich zu 4–6,1 Grad in der restlichen HWS (Rampersaud et al., 2001). Ein weiterer möglicher Grund für das erhöhte Risiko einer Schraubenfehllage in C3–C4 könnte das Ausmaß der Wirbelkörperrotation darstellen. Dieses nimmt von kranial nach kaudal ab und beträgt durchschnittlich für C3 9,1 Grad, für C4 7,8 Grad und im Vergleich für C5–C7 6,7–2,8 Grad (Sugimoto et al., 2010). Shin et al. (2022) unterstützen diese Theorie und berichteten von einer vergleichsweise schlechteren Genauigkeit der Schraubenlage in C3–C5 gegenüber der restlichen HWS.

Pedikelseite (rechts)

Der Einfluss der Pedikelseite und ein signifikant höheres Risiko für eine Fehllage der CPS im Pedikel rechtsseitig wurden in der Literatur bisher nicht beschrieben. Lediglich Lee et al. (2014) berichteten für das Implantieren von thorakolumbalen Pedikelschrauben ohne CT-Navigation ebenfalls von einer höheren Rate an Fehllagen auf der rechten gegenüber der linken Seite. Eine mögliche Ursache könnte in der Händigkeit des Operateurs liegen. Diese kann bei der Implantation von Pedikelschrauben eine Auswirkung auf deren Ausrichtung haben (Yaman & Acaroğlu, 2014). So ist eine – für die navigierte Instrumentierung von CPS – ergonomisch ungünstige Kombination aus dominanter Hand und Seite des Operateurs vorstellbar. Diese Hypothese könnte in zukünftigen Studien durch die gepaarte Auswertung der Schraubenlage und des jeweiligen Operateurs, seiner Händigkeit sowie der Patientenseite während der Operation untersucht werden.

Distanz bis zur DRB ≥ 3 Bewegungssegmente

Der Einfluss der Distanz der Pedikelschraube zur DRB auf die Rate der Fehllagen wurde bereits in bisherigen Studien konstatiert (Uehara et al., 2017). Eine Distanz von drei oder mehr Bewegungssegmenten als Risikofaktor für die Pedikelschraubenfehllage wurde bisher für den thorakolumbalen Bereich mehrfach beschrieben (Jin et al., 2017; Zhang et al., 2021). Tauchi et al. (2013) zeigten einen signifikanten Anstieg der Fehllagen von CPS mit zunehmender Distanz zum registrierten Wirbelkörper bei Navigation unter Verwendung eines präoperativen CT-Scans. Eine mögliche Begründung für den Einfluss der Distanz der DRB auf die Fehllage der CPS könnte das Bewegungsausmaß der HWS darstellen. Die HWS ist im Allgemeinen sehr mobil (Bogduk & Mercer, 2000; Muhle et al., 1998). Mit zunehmender Distanz des zu instrumentierenden Wirbels zu der DRB nimmt das Bewegungsausmaß der HWS zu und somit auch eine mögliche Abweichung der realen Lage des Wirbelkörpers von der in der Navigation dargestellten Position (Tauchi et al., 2013).

Für die Instrumentierung von nicht zervikalen Pedikelschrauben mittels navigierter Verfahren finden sich noch weitere Risikofaktoren für eine Fehllage, die in der bisherigen Literatur diskutiert wurden. Das Geschlecht, der BMI und die zugrunde liegende Pathologie wurden als solche berichtet (Cordemans et al., 2017; Toossi et al., 2022; Zhang et al., 2021). In diesem Patientenkollektiv zeigte sich keiner dieser möglichen Risikofaktoren für das Implantieren von CPS unter iCT-Navigation. So beziehen sich alle identifizierten Risikofaktoren auf die einzelne Pedikelschraube und keiner auf die Patientenebene. Dies verdeutlicht das breite Spektrum der Anwendungsmöglichkeiten der iCT-Navigation von CPS für unterschiedlichste Indikationen und heterogene Patientengruppen. Zusammenfassend sollte bei der Implantation von CPS unter iCT-Navigation insbesondere bei den Wirbelkörpern C3–C4, bei großer Distanz zur DRB und bei Schrauben auf der rechten Seite besonders exakt und sorgfältig gearbeitet werden. Zudem sollte für jeden Patienten individuell eine kritische Beurteilung unter Betrachtung der Pedikelmorphologie erfolgen, ob die Verwendung von CPS in C3 und C4 erforderlich ist, oder ob diese als Ankerpunkt übersprungen oder durch LMS ersetzt werden können (Jones et al., 1997; Okada et al., 2025). Weitergehend sollten sich zukünftige Studien mit der Identifikation von Risikofaktoren einer Fehllage für CPS unter iCT-Navigation unter Berücksichtigung der in diesem Patientenkollektiv gefundenen Ergebnisse

auseinandersetzen, um repräsentative Schlussfolgerungen für dieses Verfahren ziehen zu können.

4.9 Risikofaktoren des postoperativen neurologischen Defizits

In dieser Studie stellten nach Ergebnissen der binären logistischen Regression die finale Fehllage mindestens einer CPS und die intraoperative Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art unabhängige Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits dar. Das Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung wurde als protektiver Faktor identifiziert. In der bisherigen Literatur bestehen verschiedenste Risikofaktorenanalysen für das Auftreten von Komplikationen nach dorsaler zervikaler Stabilisierung mit Dekompression im Allgemeinen, jedoch kaum im Speziellen hinsichtlich der Verwendung von CPS. Nakashima et al. (2012) fanden für das Auftreten eines neurologischen Defizits nach Instrumentierung mit CPS keine unabhängigen Risikofaktoren, betrachteten in der Risikofaktorenanalyse jedoch auch keinen der in diesem Patientenkollektiv gefundenen Risikofaktoren.

Finale Fehllage mindestens einer CPS

In der qualitativen Auswertung der neurologischen Defizite war dies nur in einem Fall der finalen Fehllage einer CPS direkt zuzuordnen. In der Regressionsanalyse stellte die finale Fehllage mindestens einer CPS dennoch einen unabhängigen Risikofaktor für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits dar. Eine mögliche klinische Ursache dieser Korrelation ist nicht eindeutig ersichtlich, da sowohl indirekte als auch direkte Verletzungen von neurovaskulären Strukturen durch eine Fehllage der CPS in der qualitativen Beurteilung der Defizite als schraubenassoziiert auffallen sollten. Zudem war kein CPS-bedingter Liquorfluss zu verzeichnen, was als Hinweis auf eine intakte Dura zu diesem Zeitpunkt gewertet werden kann. Vorstellbar wäre eine mögliche bisher nicht bekannte Ätiologie des neurologischen Defizits durch indirekte Pathomechanismen, die durch eine Schraubenfehllage ausgelöst werden könnten, deren Effekt sich jedoch nicht an anatomisch zugehörigen Stellen manifestiert. Zudem ist insbesondere das Vorliegen eines nicht erfassten Confounders nicht auszuschließen. So könnten die Patienten mit Prädisposition für das Entwickeln eines neuen postoperativen neurologischen Defizits infolge eines – in dieser Studie nicht erhobenen – Faktors die grundsätzlich schwieriger zu instrumentierende Patientengruppe darstellen.

Intraoperative Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art

Für die intraoperative Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art als Risikofaktor für das Auftreten eines postoperativen neurologischen Defizits ist ebenfalls keine klinische Ursache unmittelbar ersichtlich. In der qualitativen Analyse der neurologischen Defizite ließ sich keines einer intraoperativ revidierten CPS zuordnen. Da die Lage der nicht zu den CPS gehörigen Schraubenarten (z. B. LMS, thorakale Pedikelschrauben) nicht zusätzlich im Detail ausgewertet wurde, wäre prinzipiell eine durch diese direkt verursachte neurologische Komplikation vorstellbar. Jedoch wies die Subgruppenanalyse der Revision einer anderen Schraubenart als isolierte Variable in der univariaten Analyse keinen signifikanten Effekt auf und erreichte nicht die Schwelle, um in die Regressionsmodelle eingeschlossen zu werden. Lediglich die kombinierte Betrachtung der Revision aller Schrauben unabhängig von ihrer Art stellte abschließend in der multivariablen Regression einen Risikofaktor für das Auftreten eines postoperativen neurologischen Defizits dar. Dieses Resultat ohne entsprechendes Korrelat in der qualitativen Analyse deutet darauf hin, dass nicht erfasste Confounder als eigentliche Risikofaktoren in Betracht zu ziehen sind.

Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung

Das Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung stellte in diesem Patientenkollektiv einen protektiven Faktor für das Entwickeln eines postoperativen neurologischen Defizits dar. Dies könnte mit den unterschiedlichen Ätiologien der neurologischen Defizite im Zusammenhang stehen, welche die Folgen der Dekompression als einen entscheidenden Wirkmechanismus betrachten (Sakaura et al., 2003). So ist davon auszugehen, dass bei einem Teil der Patienten mit vorbestehender Instrumentierung der HWS ebenfalls eine Dekompression des Rückenmarks erfolgte und mögliche Komplikationen derselben somit bereits zuvor entstanden sind. Eine mögliche Änderung der Ausrichtung der HWS durch die Stabilisierung mit CPS, welche ebenfalls neurologische Defizite verursachen kann, könnte durch das Vorbestehen einer Instrumentierung der HWS und einer damit verbundenen höheren Stabilität in geringerem Maße ausgeprägt sein (Pan et al., 2017).

Für das Auftreten von Komplikationen nach dorsaler zervikaler Stabilisierung mit Dekompression finden sich noch weitere Risikofaktoren, die in der Literatur bisher diskutiert wurden. Gu et al. (2014) zeigten das männliche Geschlecht als Risikofaktor für die Entwicklung einer C5-Parese. Hoher intraoperativer Blutverlust, der BMI und die ASA-

Klasse wurden als Risikofaktoren für das Auftreten allgemeiner Komplikationen nach dorsaler zervikaler Stabilisierung mit Dekompression berichtet (Badiee et al., 2019; Badiee et al., 2020). In diesem Patientenkollektiv zeigte sich keiner dieser möglichen Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits nach Instrumentierung mit CPS unter iCT-Navigation. Die identifizierten Risikofaktoren (finale Fehllage mindestens einer CPS und die intraoperative Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art) ließen sich in der qualitativen Analyse nicht plausibel als primäre Ursache herleiten, sodass nicht erfasste Confounder als eigentliche Risikofaktoren in Betracht zu ziehen sind. Zudem sind die Ergebnisse der Regression mit Bedacht zu interpretieren, da es sich für eine Risikofaktorenanalyse mit Zielgröße auf Patientenebene um ein verhältnismäßig kleines Patientenkollektiv und seltenes Ereignis handelt, was die Anfälligkeit gegenüber Verzerrungen in der Statistik erhöht (Peduzzi et al., 1996; van Smeden et al., 2019). So sollten sich zukünftige Studien weitergehend mit der Identifikation von Risikofaktoren für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits nach Instrumentierung mit CPS unter Berücksichtigung der in diesem Patientenkollektiv gefundenen Ergebnisse auseinandersetzen, um belastbare Ergebnisse und mögliche klinische Schlussfolgerungen hieraus zu ermöglichen.

4.10 Limitationen

Diese Arbeit stellt eine monozentrische retrospektive Studie dar, deren Ergebnisse entscheidend von der Qualität der klinischen Dokumentation der ausgewerteten Arztbriefe, Operationsprotokolle, Verlaufsdokumentationen und CT-Bilder abhängen. Diese lag insbesondere in den betrachteten Hauptaspekten detailliert und vollständig vor. Lediglich die Daten zu den Durchmessern der verwendeten Schrauben, zum intraoperativen Blutverlust sowie zur langfristigen Verlaufskontrolle waren in diesen Nebenaspekten tendenziell lückenhaft. Es gab keine gesonderten Ausschlusskriterien, was die Größe und Heterogenität des Patientenkollektivs ermöglicht, jedoch auch das Risiko für mögliche Confounder in der statistischen Analyse erhöhen kann. Beispielsweise erhielten 62,2 % der Patienten neben der Instrumentierung mit CPS auch eine Implantation anderer Schraubenarten in derselben OP. Dies wurde in den Ergebnissen berücksichtigt, indem deren Anzahl sowie eine mögliche intraoperative Revision erhoben wurden. Zudem ist zu berücksichtigen, dass die Auswertung der Schraubenlage unter Verwendung von CT-Bildern eine radiologische Klassifikation

darstellt und von der realen Lage in vivo abweichen kann. Für die Klassifikation von Pedikelschrauben aus Titan mittels CT wird eine Genauigkeit von 86–89 % diskutiert (Learch et al., 2004; Yoo et al., 1997). Diese stellt jedoch die klinisch etablierte Methode der Schraubenklassifizierung dar, da sie die reale Lage am exaktesten abbildet und eine Präparation zur Bestimmung der Schraubenlage nicht möglich ist.

4.11 Fazit

Diese retrospektive monozentrische Studie liefert einen der bisher größten Datensätze einer einzelnen Studie zu der Instrumentierung mit CPS unter iCT-Navigation. Hierbei erfolgte erstmals eine systematische Risikofaktorenanalyse in Bezug auf die Lagegenauigkeit und die Komplikationen der CPS. In diesem Patientenkollektiv zeigte die Genauigkeit der Schraubenlage und die Rate an intraoperativ revidierten Schrauben vergleichbare Ergebnisse mit der bestehenden Literatur zur navigierten Implantation von CPS unter Verwendung eines intraoperativ erstellten 3D-Datensatzes. Das Risiko für eine Schraubenfehllage lässt sich durch das Einsetzen einer iCT-Navigation verringern, jedoch birgt auch dieses Verfahren potenzielle Probleme und Fehlerquellen, die bei der Verwendung berücksichtigt werden sollten. Die Fehllage einer CPS kann in seltenen Fällen eine direkte potenziell schwerwiegende Komplikation verursachen. Das Risiko einer Komplikation nach Instrumentierung mit CPS kann durch das Verwenden einer Navigation minimiert, jedoch nicht gänzlich eliminiert werden. So lässt sich ein Großteil der postoperativ neu aufgetretenen neurologischen Defizite ätiologisch nicht der Implantation der CPS an sich, sondern am ehesten den häufig begleitenden Operationsschritten wie der dorsalen Dekompression zuordnen. Als Risikofaktoren einer Schraubenfehllage zeigten sich in diesem Patientenkollektiv das Level C3–C4, der rechte Pedikel und eine Distanz zur DRB von ≥ 3 Bewegungssegmenten. Diese sollten in zukünftigen Studien im Weiteren untersucht werden, um die Ergebnisse zu validieren und fundierte klinische Schlussfolgerungen hieraus zu ermöglichen. Für das Auftreten eines neuen postoperativen neurologischen Defizits stellten die finale Fehllage mindestens einer CPS und die intraoperative Revision mindestens einer Schraube unabhängig von ihrer Art Risikofaktoren dar. Das Vorbestehen einer HWS-Instrumentierung erwies sich als protektiver Faktor. Zum aktuellen Zeitpunkt sollte das Erwägen klinischer Konsequenzen hieraus jedoch mit Bedacht erfolgen, da in Teilen Differenzen gegenüber der qualitativen Auswertung bestehen und aufgrund der

geringen Anzahl an neurologischen Defiziten die Statistik eine Anfälligkeit für Verzerrungen aufweisen kann. So sollten zukünftige Studien hierzu anhand ausreichend großer Patientengruppen erfolgen, um eine höhere allgemeingültige Aussagekraft zu ermöglichen.

Literaturverzeichnis

Abdu, W. A., & Bohlman, H. H. (1992). Techniques of subaxial posterior cervical spine fusions: an overview. *Orthopedics*, *15*(3), 287-295. https://doi.org/10.3928/0147-7447-19920301-05

Abumi, K., Ito, M., & Sudo, H. (2012). Reconstruction of the subaxial cervical spine using pedicle screw instrumentation. *Spine*, *37*(5), E349-356. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318239cf1f

Abumi, K., Itoh, H., Taneichi, H., & Kaneda, K. (1994). Transpedicular screw fixation for traumatic lesions of the middle and lower cervical spine: description of the techniques and preliminary report. *Journal of Spinal Disorders*, *7*(1), 19-28. https://doi.org/10.1097/00002517-199407010-00003

Abumi, K., & Kaneda, K. (1997). Pedicle screw fixation for nontraumatic lesions of the cervical spine. *Spine*, *22*(16), 1853-1863. https://doi.org/10.1097/00007632-199708150-00010

Algahtani, A. Y., Bamsallm, M., Alghamdi, K. T., Alzahrani, M., & Ahmed, J. (2022). Cervical Spinal Cord Ischemic Reperfusion Injury: A Comprehensive Narrative Review of the Literature and Case Presentation. *Cureus*, *14*(9), e28715. https://doi.org/10.7759/cureus.28715

An, H. S., Gordin, R., & Renner, K. (1991). Anatomic considerations for plate-screw fixation of the cervical spine. *Spine*, *16*(10 Suppl), S548-551. https://doi.org/10.1097/00007632-199110001-00019

Anderson, P. A., Henley, M. B., Grady, M. S., Montesano, P. X., & Winn, H. R. (1991). Posterior cervical arthrodesis with AO reconstruction plates and bone graft. *Spine*, *16*(3 Suppl), S72-79. https://doi.org/10.1097/00007632-199103001-00012

Aspalter, S., Stroh-Holly, N., Höllmüller, K., Davachi, A., Rauch, P., Heisinger, S., Gruber, A., & Senker, W. (2025). Accuracy of Navigated High-Speed Drill-Assisted Cervical and Upper Thoracic Pedicle Screw Placement-A Single Center Experience with 1112 Pedicle Screws. *J Clin Med*, *14*(18). https://doi.org/10.3390/jcm14186597

Badiee, R. K., Chan, A. K., Rivera, J., Molinaro, A., Doherty, B. R., Riew, K. D., Chou, D., Mummaneni, P. V., & Tan, L. A. (2019). Preoperative Narcotic Use, Impaired Ambulation Status, and Increased Intraoperative Blood Loss Are Independent Risk Factors for Complications Following Posterior Cervical Laminectomy and Fusion Surgery. *Neurospine*, *16*(3), 548-557. https://doi.org/10.14245/ns.1938198.099

Badiee, R. K., Mayer, R., Pennicooke, B., Chou, D., Mummaneni, P. V., & Tan, L. A. (2020). Complications following posterior cervical decompression and fusion: a review of incidence, risk factors, and prevention strategies. *J Spine Surg*, *6*(1), 323-333. https://doi.org/10.21037/jss.2019.11.01

Baumgart, L., Ille, S., Kirschke, J. S., Meyer, B., & Krieg, S. M. (2023). Radiation doses and accuracy of navigated pedicle screw placement in cervical and thoracic spine surgery: a comparison of sliding gantry CT and mobile cone-beam CT in a homogeneous cohort. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *39*(3), 363-369. https://doi.org/10.3171/2023.4.Spine23174

Beisemann, N., Gierse, J., Mandelka, E., Hassel, F., Grützner, P. A., Franke, J., & Vetter, S. Y. (2022). Comparison of three imaging and navigation systems regarding

accuracy of pedicle screw placement in a sawbone model. *Scientific Reports*, *12*(1), 12344. https://doi.org/10.1038/s41598-022-16709-y

Bennett, D. A. (2001). How can I deal with missing data in my study? *Australian and New Zealand Journal of Public Health*, *25*(5), 464-469.

Benzel, E. C., & Kesterson, L. (1989). Posterior cervical interspinous compression wiring and fusion for mid to low cervical spinal injuries. *Journal of Neurosurgery*, *70*(6), 893-899. https://doi.org/10.3171/jns.1989.70.6.0893

Bertram, U., Schmidt, T. P., Clusmann, H., Albanna, W., Herren, C., Riabikin, A., Mueller, C. A., & Blume, C. (2021). Intraoperative Computed Tomography-Assisted Spinal Navigation in Dorsal Cervical Instrumentation: A Prospective Study on Accuracy Regarding Different Pathologies and Screw Types. *World Neurosurgery*, *149*, e378-e385. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.02.014

Bindels, B. J. J., Dronkers, B. E. G., Smits, M. L. J., & Verlaan, J. J. (2024). Accurate Placement and Revisions for Cervical Pedicle Screws Placed With or Without Navigation: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Global Spine J*, *14*(3), 1018-1037. https://doi.org/10.1177/21925682231196456

Bogduk, N., & Mercer, S. (2000). Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *15*(9), 633-648. https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00034-6

Boody, B. S. (2020). Three-Dimensional Computer-Assisted Navigation Platforms. In *Navigation and Robotics in Spine Surgery*. Georg Thieme Verlag KG. https://doi.org/10.1055/b-0039-172713

Buza, J. A., 3rd, & Passias, P. G. (2020). Navigated Subaxial Cervical Spine Pedicle Screw Instrumentation. In *Navigation and Robotics in Spine Surgery*. Georg Thieme Verlag KG. https://doi.org/10.1055/b-0039-172721

Callahan, R. A., Johnson, R. M., Margolis, R. N., Keggi, K. J., Albright, J. A., & Southwick, W. O. (1977). Cervical facet fusion for control of instability following laminectomy. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*, *59*(8), 991-1002.

Carl, B., Bopp, M., Pojskic, M., Voellger, B., & Nimsky, C. (2019). Standard navigation versus intraoperative computed tomography navigation in upper cervical spine trauma. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, *14*(1), 169-182. https://doi.org/10.1007/s11548-018-1853-0

Casiraghi, M., Scarone, P., Bellesi, L., Piliero, M. A., Pupillo, F., Gaudino, D., Fumagalli, G., Del Grande, F., & Presilla, S. (2021). Effective dose and image quality for intraoperative imaging with a cone-beam CT and a mobile multi-slice CT in spinal surgery: A phantom study. *Physica Medica*, *81*, 9-19. https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.11.006

Chin, K. R., Seale, J., & Cumming, V. (2013). "White cord syndrome" of acute tetraplegia after anterior cervical decompression and fusion for chronic spinal cord compression: a case report. *Case Rep Orthop*, *2013*, 697918. https://doi.org/10.1155/2013/697918

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences / Jacob Cohen* (2. ed.). Erlbaum.

Cordemans, V., Kaminski, L., Banse, X., Francq, B. G., Detrembleur, C., & Cartiaux, O. (2017). Pedicle screw insertion accuracy in terms of breach and reposition using a new intraoperative cone beam computed tomography imaging technique and evaluation of the factors associated with these parameters of accuracy: a series of 695 screws. *European Spine Journal*, *26*(11), 2917-2926. https://doi.org/10.1007/s00586-017-5195-3

Czabanka, M., Haemmerli, J., Hecht, N., Foehre, B., Arden, K., Liebig, T., Woitzik, J., & Vajkoczy, P. (2017). Spinal navigation for posterior instrumentation of C1-2 instability using a mobile intraoperative CT scanner. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *27*(3), 268-275. https://doi.org/10.3171/2017.1.Spine16859

Daabiss, M. (2011). American Society of Anaesthesiologists physical status classification. *Indian Journal of Anaesthesia*, *55*(2), 111-115. https://doi.org/10.4103/0019-5049.79879

Daniels, A. H., Hart, R. A., Hilibrand, A. S., Fish, D. E., Wang, J. C., Lord, E. L., Buser, Z., Tortolani, P. J., Stroh, D. A., Nassr, A., Currier, B. L., Sebastian, A. S., Arnold, P. M., Fehlings, M. G., Mroz, T. E., & Riew, K. D. (2017). Iatrogenic Spinal Cord Injury Resulting From Cervical Spine Surgery. *Global Spine J*, *7*(1 Suppl), 84s-90s. https://doi.org/10.1177/2192568216688188

Dong, Y., & Peng, C. Y. (2013). Principled missing data methods for researchers. *Springerplus*, *2*(1), 222. https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-222

Dunlap, B. J., Karaikovic, E. E., Park, H. S., Sokolowski, M. J., & Zhang, L. Q. (2010). Load sharing properties of cervical pedicle screw-rod constructs versus lateral mass screw-rod constructs. *European Spine Journal*, *19*(5), 803-808. https://doi.org/10.1007/s00586-010-1278-0

Fisher, C. G., DiPaola, C. P., Ryken, T. C., Bilsky, M. H., Shaffrey, C. I., Berven, S. H., Harrop, J. S., Fehlings, M. G., Boriani, S., Chou, D., Schmidt, M. H., Polly, D. W., Biagini, R., Burch, S., Dekutoski, M. B., Ganju, A., Gerszten, P. C., Gokaslan, Z. L., Groff, M. W., . . . Fourney, D. R. (2010). A novel classification system for spinal instability in neoplastic disease: an evidence-based approach and expert consensus from the Spine Oncology Study Group. *Spine*, *35*(22), E1221-1229. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e16ae2

Gan, G., Kaliya-Perumal, A. K., Yu, C. S., Nolan, C. P., & Oh, J. Y. (2021). Spinal Navigation for Cervical Pedicle Screws: Surgical Pearls and Pitfalls. *Global Spine J*, *11*(2), 196-202. https://doi.org/10.1177/2192568220902093

Ganguly, R., Minnema, A., Singh, V., & Grossbach, A. (2020). Retrospective analysis of pedicle screw accuracy for patients undergoing spinal surgery assisted by intraoperative computed tomography (CT) scanner AIRO® and BrainLab© navigation. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, *198*, 106113. https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2020.106113

Gertzbein, S. D., & Robbins, S. E. (1990). Accuracy of pedicular screw placement in vivo. *Spine*, *15*(1), 11-14. https://doi.org/10.1097/00007632-199001000-00004

Ghori, A., Le, H. V., Makanji, H., & Cha, T. (2015). Posterior Fixation Techniques in the Subaxial Cervical Spine. *Cureus*, *7*(10), e338. https://doi.org/10.7759/cureus.338

Gill, K., Paschal, S., Corin, J., Ashman, R., & Bucholz, R. W. (1988). Posterior plating of the cervical spine. A biomechanical comparison of different posterior fusion techniques. *Spine*, *13*(7), 813-816. https://doi.org/10.1097/00007632-198807000-00018

Gu, Y., Cao, P., Gao, R., Tian, Y., Liang, L., Wang, C., Yang, L., & Yuan, W. (2014). Incidence and risk factors of C5 palsy following posterior cervical decompression: a systematic review. *PloS One*, *9*(8), e101933. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0101933

Habib, N., Filardo, G., Distefano, D., Candrian, C., Reinert, M., & Scarone, P. (2021). Use of Intraoperative CT Improves Accuracy of Spinal Navigation During Screw Fixation in Cervico-thoracic Region. *Spine*, *46*(8), 530-537. https://doi.org/10.1097/brs.0000000000003827

Hacker, A. G., Molloy, S., & Bernard, J. (2008). The contralateral lamina: a reliable guide in subaxial, cervical pedicle screw placement. *European Spine Journal*, *17*(11), 1457-1461. https://doi.org/10.1007/s00586-008-0756-0

Hadra, B. (1891). Wiring the spinous processes in Pott's disease. *The Lancet*, *138*(3564), 1408. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736(02)05049-3

Haemmerli, J., Ferdowssian, K., Wessels, L., Mertens, R., Hecht, N., Woitzik, J., Schneider, U. C., Bayerl, S. H., Vajkoczy, P., & Czabanka, M. (2023). Comparison of intraoperative CT- and cone beam CT-based spinal navigation for the treatment of atlantoaxial instability. *Spine J*. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2023.08.010

Hecht, N., Yassin, H., Czabanka, M., Föhre, B., Arden, K., Liebig, T., & Vajkoczy, P. (2018). Intraoperative Computed Tomography Versus 3D C-Arm Imaging for Navigated Spinal Instrumentation. *Spine*, *43*(5), 370-377. https://doi.org/10.1097/brs.0000000000002173

Hernandez, N. S., Wang, A. Y., George, K., Singh, G., Yang, M. J., Kryzanski, J. T., & Riesenburger, R. I. (2022). Post-operative quadriparesis following posterior cervical laminectomy and fusion: A case-series of incidence, risk factors, and management. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, *213*, 107124. https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2022.107124

Holly, L. T., & Foley, K. T. (2007). Image guidance in spine surgery. *Orthopedic Clinics of North America*, *38*(3), 451-461; abstract viii. https://doi.org/10.1016/j.ocl.2007.04.001

Horgan, M. A., Kellogg, J. X., & Chesnut, R. M. (1999). Posterior cervical arthrodesis and stabilization: an early report using a novel lateral mass screw and rod technique. *Neurosurgery*, *44*(6), 1267-1271; discussion 1271-1262.

Hosmer, D. W., Lemeshow, S., & Sturdivant, R. X. (2013). *Applied logistic regression / David W. Hosmer ; Stanley Lemeshow ; Rodney X. Sturdivant* (3. ed.). Wiley.

Huang, D., Du, K., Zeng, S., Gao, W., Huang, L., & Su, P. (2011). The security analysis of transpedicular screw fixation in the lower cervical spine and a case report. *Spine*, *36*(26), E1702-1708. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31821a5240

Irmak, Y., Peter, F., Moser, M., Baschera, D., Jost, G., Goga, C., Schneider, U., & Nevzati, E. (2025). Accuracy and safety assessment of subaxial cervical pedicle screw instrumentation: a systematic review. *Spine J*, *25*(12), 2667-2677. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2025.05.006

Ishikawa, Y., Kanemura, T., Yoshida, G., Matsumoto, A., Ito, Z., Tauchi, R., Muramoto, A., Ohno, S., & Nishimura, Y. (2011). Intraoperative, full-rotation, three-dimensional image (O-arm)-based navigation system for cervical pedicle screw insertion. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *15*(5), 472-478. https://doi.org/10.3171/2011.6.Spine10809

Ito, Z., Higashino, K., Kato, S., Kim, S. S., Wong, E., Yoshioka, K., & Hutton, W. C. (2014). Pedicle screws can be 4 times stronger than lateral mass screws for insertion in the midcervical spine: a biomechanical study on strength of fixation. *J Spinal Disord Tech*, *27*(2), 80-85. https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e31824e65f4

Jiang, L., Dong, L., Tan, M., Qi, Y., Yang, F., Yi, P., & Tang, X. (2017). A Modified Personalized Image-Based Drill Guide Template for Atlantoaxial Pedicle Screw Placement: A Clinical Study. *Medical Science Monitor*, *23*, 1325-1333. https://doi.org/10.12659/msm.900066

Jin, M., Liu, Z., Qiu, Y., Yan, H., Han, X., & Zhu, Z. (2017). Incidence and risk factors for the misplacement of pedicle screws in scoliosis surgery assisted by O-arm navigation-analysis of a large series of one thousand, one hundred and forty five screws.

International Orthopaedics, *41*(4), 773-780. https://doi.org/10.1007/s00264-016-3353-6

Jo, D. J., Seo, E. M., Kim, K. T., Kim, S. M., & Lee, S. H. (2012). Cervical pedicle screw insertion using the technique with direct exposure of the pedicle by laminoforaminotomy. *Journal of the Korean Neurosurgical Society*, *52*(5), 459-465. https://doi.org/10.3340/jkns.2012.52.5.459

Jones, E. L., Heller, J. G., Silcox, D. H., & Hutton, W. C. (1997). Cervical pedicle screws versus lateral mass screws. Anatomic feasibility and biomechanical comparison. *Spine*, *22*(9), 977-982. https://doi.org/10.1097/00007632-199705010-00009

Jung, Y. G., Jung, S. K., Lee, B. J., Lee, S., Jeong, S. K., Kim, M., & Park, J. H. (2020). The Subaxial Cervical Pedicle Screw for Cervical Spine Diseases: The Review of Technical Developments and Complication Avoidance. *Neurologia Medico-Chirurgica*, *60*(5), 231-243. https://doi.org/10.2176/nmc.ra.2019-0189

Kaneyama, S., Sugawara, T., & Sumi, M. (2015). Safe and accurate midcervical pedicle screw insertion procedure with the patient-specific screw guide template system. *Spine*, *40*(6), E341-348. https://doi.org/10.1097/brs.0000000000000772

Karaikovic, E. E., Daubs, M. D., Madsen, R. W., & Gaines, R. W., Jr. (1997). Morphologic characteristics of human cervical pedicles. *Spine*, *22*(5), 493-500. https://doi.org/10.1097/00007632-199703010-00005

Kast, E., Mohr, K., Richter, H. P., & Börm, W. (2006). Complications of transpedicular screw fixation in the cervical spine. *European Spine Journal*, *15*(3), 327-334. https://doi.org/10.1007/s00586-004-0861-7

Komagata, M., Nishiyama, M., Endo, K., Ikegami, H., Tanaka, S., & Imakiire, A. (2004). Prophylaxis of C5 palsy after cervical expansive laminoplasty by bilateral partial foraminotomy. *Spine J*, *4*(6), 650-655. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2004.03.022

König, A., Roediger, T., & Spetzger, U. (2023). *Neurochirurgische Therapie Von Verletzungen der Halswirbelsäule: Grundlagen, Indikationsstellung, Chirurgische Techniken* (1st Aufl 2023rd edition ed.). Springer Berlin / Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-662-67734-6

Kothe, R., Rüther, W., Schneider, E., & Linke, B. (2004). Biomechanical analysis of transpedicular screw fixation in the subaxial cervical spine. *Spine*, *29*(17), 1869-1875. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000137287.67388.0b

Lange, N., Meyer, B., & Meyer, H. S. (2021). Navigation for surgical treatment of disorders of the cervical spine - A systematic review. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, *29*(1_suppl), 23094990211012865. https://doi.org/10.1177/23094990211012865

Learch, T. J., Massie, J. B., Pathria, M. N., Ahlgren, B. A., & Garfin, S. R. (2004). Assessment of pedicle screw placement utilizing conventional radiography and computed tomography: a proposed systematic approach to improve accuracy of interpretation. *Spine*, *29*(7), 767-773. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000112071.69448.a1

Lee, C. H., Hyun, S. J., Kim, Y. J., Kim, K. J., Jahng, T. A., & Kim, H. J. (2014). Accuracy of free hand pedicle screw installation in the thoracic and lumbar spine by a young surgeon: an analysis of the first consecutive 306 screws using computed tomography. *Asian Spine J*, *8*(3), 237-243. https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.3.237

Lee, J. H., Choi, B. K., Han, I. H., Choi, W. G., Nam, K. H., & Kim, H. S. (2017). Cervical Pedicle Screw Placement Using Medial Funnel Technique. *Korean J Spine*, *14*(3), 84-88. https://doi.org/10.14245/kjs.2017.14.3.84

Lee, J. H., & Huber, J. C., Jr. (2021). Evaluation of Multiple Imputation with Large Proportions of Missing Data: How Much Is Too Much? *Iranian Journal of Public Health*, *50*(7), 1372-1380. https://doi.org/10.18502/ijph.v50i7.6626

Liu, J., Napolitano, J. T., & Ebraheim, N. A. (2010). Systematic review of cervical pedicle dimensions and projections. *Spine*, *35*(24), E1373-1380. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181e92272

Liu, J. K., & Das, K. (2001). Posterior fusion of the subaxial cervical spine: indications and techniques. *Neurosurgical Focus*, *10*(4), E7. https://doi.org/10.3171/foc.2001.10.4.8

Liu, T., Zou, W., Han, Y., & Wang, Y. (2010). Correlative study of nerve root palsy and cervical posterior decompression laminectomy and internal fixation. *Orthopedics*, *33*(8). https://doi.org/10.3928/01477447-20100625-08

Liu, Y., Zeng, C., Fan, M., Hu, L., Ma, C., & Tian, W. (2016). Assessment of respiration-induced vertebral motion in prone-positioned patients during general anaesthesia. *International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery*, *12*(2), 214-218. https://doi.org/10.1002/rcs.1676

Lu, T., Liu, C., Dong, J., Lu, M., Li, H., & He, X. (2016). Cervical screw placement using rapid prototyping drill templates for navigation: a literature review. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, *11*(12), 2231-2240. https://doi.org/10.1007/s11548-016-1414-3

Magerl, F., Grob, D., & Seemann, P. (1987). Stable Dorsal Fusion of the Cervical Spine (C2-Th1) Using Hook Plates. In P. Kehr & A. Weidner (Eds.), *Cervical Spine I: Strasbourg 1985* (pp. 217-221). Springer Vienna. https://doi.org/10.1007/978-3-7091-8882-8_38

Mahesh, B., Upendra, B., & Mahan, R. S. (2014). The medial cortical pedicle screw--a new technique for cervical pedicle screw placement with partial drilling of medial cortex. *Spine J*, *14*(2), 371-380. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.09.033

Mahesh, B., Upendra, B., Vijay, S., Arun, K., & Srinivasa, R. (2017). Perforations and angulations of 324 cervical medial cortical pedicle screws: a possible guide to avoid lateral perforations with use of pedicle screws in lower cervical spine. *Spine J*, *17*(3), 457-465. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2016.11.011

Mahmoud, A., Shanmuganathan, K., Rocos, B., Sedra, F., Montgomery, A., & Aftab, S. (2021). Cervical Spine Pedicle Screw Accuracy in Fluoroscopic, Navigated and Template Guided Systems-A Systematic Review. *Tomography*, *7*(4), 614-622. https://doi.org/10.3390/tomography7040052

Mathkour, M., Werner, C., Riffle, J., Scullen, T., Dallapiazza, R. F., Dumont, A., & Maulucci, C. (2020). Reperfusion "White Cord" Syndrome in Cervical Spondylotic Myelopathy: Does Mean Arterial Pressure Goal Make a Difference? Additional Case and Literature Review. *World Neurosurgery*, *137*, 194-199. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.01.062

Medical Research Council. (1976). *Aids to the examination of the peripheral nervous system*. Her Majesty's Stationary Office.

Mikhail, C. M., Dowdell, J. E., 3rd, & Hecht, A. C. (2020). Posterior Fusion for the Subaxial Cervical Spine: A Review of the Major Techniques. *HSS Journal*, *16*(2), 188-194. https://doi.org/10.1007/s11420-019-09722-x

Mohamed, E., Ihab, Z., Moaz, A., Ayman, N., & Haitham, A. E. (2012). Lateral mass fixation in subaxial cervical spine: anatomic review. *Global Spine J*, *2*(1), 39-46. https://doi.org/10.1055/s-0032-1307261

Mohi Eldin, M. M. (2014). Cervical pedicle screw fixation: anatomic feasibility of pedicle morphology and radiologic evaluation of the anatomical measurements. *Asian Spine J*, *8*(3), 273-280. https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.3.273

Morello, A., Colonna, S., Carbone, F., Balagna, A., Leone, A., Da Rin Vidal, T., Ceroni, L., Chatelain, L., Khalifé, M., von Schilling, A., Marengo, N., Ajello, M., Ferrero, E., Guigui, P., Spetzger, U., Garbossa, D., & Cofano, F. (2025). Cervical Pedicle Screws: Multicenter Comparison of Freehand, Patient-Specific 3D-Printed Templates, Loop-X Navigation and OARM/CT Navigation Accuracy and Safety. *Global Spine J*, *16*(2), 21925682251366645. https://doi.org/10.1177/21925682251366645

Muhle, C., Wiskirchen, J., Weinert, D., Falliner, A., Wesner, F., Brinkmann, G., & Heller, M. (1998). Biomechanical aspects of the subarachnoid space and cervical cord in healthy individuals examined with kinematic magnetic resonance imaging. *Spine*, *23*(5), 556-567. https://doi.org/10.1097/00007632-199803010-00008

Nakashima, H., Ishikawa, Y., Ando, K., Kobayashi, K., Ishiguro, N., & Imagama, S. (2020). An intraoperative 3D image-based navigation error during cervical pedicle screw insertion. *Nagoya Journal of Medical Science*, *82*(4), 799-805. https://doi.org/10.18999/nagjms.82.4.799

Nakashima, H., Yukawa, Y., Imagama, S., Kanemura, T., Kamiya, M., Yanase, M., Ito, K., Machino, M., Yoshida, G., Ishikawa, Y., Matsuyama, Y., Ishiguro, N., & Kato, F. (2012). Complications of cervical pedicle screw fixation for nontraumatic lesions: a multicenter study of 84 patients. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *16*(3), 238-247. https://doi.org/10.3171/2011.11.Spine11102

Neo, M., Sakamoto, T., Fujibayashi, S., & Nakamura, T. (2005). The clinical risk of vertebral artery injury from cervical pedicle screws inserted in degenerative vertebrae. *Spine*, *30*(24), 2800-2805. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000192297.07709.5d

Nuttall, F. Q. (2015). Body Mass Index: Obesity, BMI, and Health: A Critical Review. *Nutrition Today*, *50*(3), 117-128. https://doi.org/10.1097/nt.0000000000000092

Okada, Y., Nakashima, H., Ito, S., Segi, N., Ouchida, J., Urasaki, T., & Imagama, S. (2025). Preoperative Planning for Cervical Pedicle Screw Placement: Identifying Key Morphological Parameters. *Spine Surg Relat Res*, *9*(3), 313-320. https://doi.org/10.22603/ssrr.2024-0243

Okamoto, T., Neo, M., Fujibayashi, S., Ito, H., Takemoto, M., & Nakamura, T. (2012). Mechanical implant failure in posterior cervical spine fusion. *European Spine Journal*, *21*(2), 328-334. https://doi.org/10.1007/s00586-011-2043-8

Onibokun, A., Khoo, L. T., Bistazzoni, S., Chen, N. F., & Sassi, M. (2009). Anatomical considerations for cervical pedicle screw insertion: the use of multiplanar computerized tomography measurements in 122 consecutive clinical cases. *Spine J*, *9*(9), 729-734. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.04.021

Pan, F. M., Wang, S. J., Ma, B., & Wu, D. S. (2017). C5 nerve root palsy after posterior cervical spine surgery. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, *25*(1), 2309499016684502. https://doi.org/10.1177/2309499016684502

Panjabi, M. M., Shin, E. K., Chen, N. C., & Wang, J. L. (2000). Internal morphology of human cervical pedicles. *Spine*, *25*(10), 1197-1205. https://doi.org/10.1097/00007632-200005150-00002

Papaioannou, I., Repantis, T., Baikousis, A., & Korovessis, P. (2019). Late-onset "white cord syndrome" in an elderly patient after posterior cervical decompression and

fusion: a case report. *Spinal Cord Ser Cases*, *5*, 28. https://doi.org/10.1038/s41394-019-0174-z

Paternostro-Sluga, T., Grim-Stieger, M., Posch, M., Schuhfried, O., Vacariu, G., Mittermaier, C., Bittner, C., & Fialka-Moser, V. (2008). Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *40*(8), 665-671. https://doi.org/10.2340/16501977-0235

Peduzzi, P., Concato, J., Kemper, E., Holford, T. R., & Feinstein, A. R. (1996). A simulation study of the number of events per variable in logistic regression analysis. *Journal of Clinical Epidemiology*, *49*(12), 1373-1379. https://doi.org/10.1016/s0895-4356(96)00236-3

Peng, C. W., Chou, B. T., Bendo, J. A., & Spivak, J. M. (2009). Vertebral artery injury in cervical spine surgery: anatomical considerations, management, and preventive measures. *Spine J*, *9*(1), 70-76. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2008.03.006

Rampersaud, Y. R., Simon, D. A., & Foley, K. T. (2001). Accuracy requirements for image-guided spinal pedicle screw placement. *Spine*, *26*(4), 352-359. https://doi.org/10.1097/00007632-200102150-00010

Ranganathan, P., Pramesh, C. S., & Aggarwal, R. (2017). Common pitfalls in statistical analysis: Logistic regression. *Perspectives in Clinical Research*, *8*(3), 148-151. https://doi.org/10.4103/picr.PICR_87_17

Rienmüller, A., Buchmann, N., Kirschke, J. S., Meyer, E. L., Gempt, J., Lehmberg, J., Meyer, B., & Ryang, Y. M. (2017). Accuracy of CT-navigated pedicle screw positioning in the cervical and upper thoracic region with and without prior anterior surgery and ventral plating. *Bone Joint J*, *99-b*(10), 1373-1380. https://doi.org/10.1302/0301-620x.99b10.Bjj-2016-1283.R1

Rogers, W. A. (1957). Fractures and dislocations of the cervical spine; an end-result study. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*, *39-a*(2), 341-376.

Roy-Camille, R., Saillant, G., Laville, C., & Benazet, J. P. (1992). Treatment of lower cervical spinal injuries--C3 to C7. *Spine*, *17*(10 Suppl), S442-446. https://doi.org/10.1097/00007632-199210001-00017

Sakamoto, T., Neo, M., & Nakamura, T. (2004). Transpedicular screw placement evaluated by axial computed tomography of the cervical pedicle. *Spine*, *29*(22), 2510-2514; discussion 2515. https://doi.org/10.1097/01.brs.0000144404.68486.85

Sakaura, H., Hosono, N., Mukai, Y., Ishii, T., & Yoshikawa, H. (2003). C5 palsy after decompression surgery for cervical myelopathy: review of the literature. *Spine*, *28*(21), 2447-2451. https://doi.org/10.1097/01.Brs.0000090833.96168.3f

Satake, K., Kanemura, T., Ito, K., Tanaka, S., Morita, Y., Nakashima, H., Ouchida, J., & Imagama, S. (2021). Pedicle screw placement with use of a navigated surgical drill at subaxial cervical spine. *Journal of Clinical Neuroscience*, *88*, 28-33. https://doi.org/10.1016/j.jocn.2021.03.009

Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2018). *Prometheus LernAtlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem* (5th ed.). Thieme.

Shimokawa, N., & Takami, T. (2017). Surgical safety of cervical pedicle screw placement with computer navigation system. *Neurosurgical Review*, *40*(2), 251-258. https://doi.org/10.1007/s10143-016-0757-0

Shin, H. K., Jeon, S. R., Roh, S. W., & Park, J. H. (2022). Benefits and Pitfalls of O-Arm Navigation in Cervical Pedicle Screw. *World Neurosurgery*, *159*, e460-e465. https://doi.org/10.1016/j.wneu.2021.12.077

Shiozaki, T., Otsuka, H., Nakata, Y., Yokoyama, T., Takeuchi, K., Ono, A., Numasawa, T., Wada, K., & Toh, S. (2009). Spinal cord shift on magnetic resonance imaging at 24 hours after cervical laminoplasty. *Spine*, *34*(3), 274-279. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318194e275

Sodeyama, T., Goto, S., Mochizuki, M., Takahashi, J., & Moriya, H. (1999). Effect of decompression enlargement laminoplasty for posterior shifting of the spinal cord. *Spine*, *24*(15), 1527-1531; discussion 1531-1522. https://doi.org/10.1097/00007632-199908010-00005

Soliman, M. A. R., Aguirre, A. O., Khan, S., Kuo, C. C., Ruggiero, N., Mariotti, B. L., Fritz, A. G., Sharma, S., Nezha, A., Levy, B. R., Khan, A., Salem, A. A., Jowdy, P. K., Zeeshan, Q., Ghannam, M. M., Starling, R. V., Rho, K., Pollina, J., & Mullin, J. P. (2023). Complications associated with subaxial placement of pedicle screws versus lateral mass screws in the cervical spine (C2-T1): systematic review and meta-analysis comprising 4,165 patients and 16,669 screws. *Neurosurgical Review*, *46*(1), 61. https://doi.org/10.1007/s10143-023-01968-8

Soliman, M. A. R., Khan, S., Ruggiero, N., Mariotti, B. L., Aguirre, A. O., Kuo, C. C., Fritz, A. G., Sharma, S., Nezha, A., Levy, B. R., Khan, A., Salem, A. A., Jowdy, P. K., Zeeshan, Q., Ghannam, M. M., Starling, R. V., Pollina, J., & Mullin, J. P. (2022). Complications associated with subaxial placement of pedicle screws versus lateral mass screws in the cervical spine: systematic review and meta-analysis comprising 1768 patients and 8636 screws. *Neurosurgical Review*, *45*(3), 1941-1950. https://doi.org/10.1007/s10143-022-01750-2

Sugimoto, Y., Ito, Y., Tomioka, M., Shimokawa, T., Shiozaki, Y., Mazaki, T., & Tanaka, M. (2010). Vertebral rotation during pedicle screw insertion in patients with cervical injury. *Acta Neurochirurgica*, *152*(8), 1343-1346. https://doi.org/10.1007/s00701-010-0665-y

Tarawneh, A. M., Haleem, S., D'Aquino, D., & Quraishi, N. (2021). The comparative accuracy and safety of fluoroscopic and navigation-based techniques in cervical pedicle screw fixation: systematic review and meta-analysis. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 1-8. https://doi.org/10.3171/2020.11.Spine201877

Tauchi, R., Imagama, S., Sakai, Y., Ito, Z., Ando, K., Muramoto, A., Matsui, H., Matsumoto, T., & Ishiguro, N. (2013). The correlation between cervical range of motion and misplacement of cervical pedicle screws during cervical posterior spinal fixation surgery using a CT-based navigation system. *European Spine Journal*, *22*(7), 1504-1508. https://doi.org/10.1007/s00586-013-2719-3

Tian, W., Liu, Y., Zheng, S., & Lv, Y. (2013). Accuracy of lower cervical pedicle screw placement with assistance of distinct navigation systems: a human cadaveric study. *European Spine Journal*, *22*(1), 148-155. https://doi.org/10.1007/s00586-012-2494-6

Tomasino, A., Parikh, K., Koller, H., Zink, W., Tsiouris, A. J., Steinberger, J., & Härtl, R. (2010). The vertebral artery and the cervical pedicle: morphometric analysis of a critical neighborhood. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *13*(1), 52-60. https://doi.org/10.3171/2010.3.Spine09231

Toossi, N., Vardiman, A. B., Benech, C. A., Kanaly, C. W., Maltenfort, M. G., Backes, D. M., & Bucklen, B. (2022). Factors Affecting the Accuracy of Pedicle Screw Placement in Robot-Assisted Surgery: A Multicenter Study. *Spine*, *47*(23), 1613-1619. https://doi.org/10.1097/brs.0000000000004473

Tsuzuki, N., Abe, R., Saiki, K., & Zhongshi, L. (1996). Extradural tethering effect as one mechanism of radiculopathy complicating posterior decompression of the

cervical spinal cord. *Spine*, *21*(2), 203-211. https://doi.org/10.1097/00007632-199601150-00008

Tukkapuram, V. R., Kuniyoshi, A., & Ito, M. (2019). A Review of the Historical Evolution, Biomechanical Advantage, Clinical Applications, and Safe Insertion Techniques of Cervical Pedicle Screw Fixation. *Spine Surg Relat Res*, *3*(2), 126-135. https://doi.org/10.22603/ssrr.2018-0055

Uehara, M., Takahashi, J., Ikegami, S., Kuraishi, S., Shimizu, M., Futatsugi, T., Oba, H., & Kato, H. (2017). Are pedicle screw perforation rates influenced by distance from the reference frame in multilevel registration using a computed tomography-based navigation system in the setting of scoliosis? *Spine J*, *17*(4), 499-504. https://doi.org/10.1016/j.spinee.2016.10.019

Uğur, H. C., Attar, A., Uz, A., Tekdemir, I., Egemen, N., Cağlar, S., & Genç, Y. (2000). Surgical anatomic evaluation of the cervical pedicle and adjacent neural structures. *Neurosurgery*, *47*(5), 1162-1168; discussion 1168-1169. https://doi.org/10.1097/00006123-200011000-00029

Ulrich, C., Woersdoerfer, O., Kalff, R., Claes, L., & Wilke, H. J. (1991). Biomechanics of fixation systems to the cervical spine. *Spine*, *16*(3 Suppl), S4-9. https://doi.org/10.1097/00007632-199103001-00003

Upendra, B., & Raghavendra, R. (2020). Techniques of cervical pedicle screw insertion in lower cervical spine - A review. *J Clin Orthop Trauma*, *11*(5), 794-801. https://doi.org/10.1016/j.jcot.2020.06.040

Vaccaro, A. R., Koerner, J. D., Radcliff, K. E., Oner, F. C., Reinhold, M., Schnake, K. J., Kandziora, F., Fehlings, M. G., Dvorak, M. F., Aarabi, B., Rajasekaran, S., Schroeder, G. D., Kepler, C. K., & Vialle, L. R. (2016). AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *European Spine Journal*, *25*(7), 2173-2184. https://doi.org/10.1007/s00586-015-3831-3

van Smeden, M., Moons, K. G., de Groot, J. A., Collins, G. S., Altman, D. G., Eijkemans, M. J., & Reitsma, J. B. (2019). Sample size for binary logistic prediction models: Beyond events per variable criteria. *Statistical Methods in Medical Research*, *28*(8), 2455-2474. https://doi.org/10.1177/0962280218784726

Wallace, N., Schaffer, N. E., Freedman, B. A., Nassr, A., Currier, B. L., Patel, R., & Aleem, I. S. (2020). Computer-assisted navigation in complex cervical spine surgery: tips and tricks. *J Spine Surg*, *6*(1), 136-144. https://doi.org/10.21037/jss.2019.11.13

Wang, Y., Xie, J., Yang, Z., Zhao, Z., Zhang, Y., Li, T., & Liu, L. (2013). Computed tomography assessment of lateral pedicle wall perforation by free-hand subaxial cervical pedicle screw placement. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, *133*(7), 901-909. https://doi.org/10.1007/s00402-013-1752-3

White, A. A., 3rd, Johnson, R. M., Panjabi, M. M., & Southwick, W. O. (1975). Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*(109), 85-96. https://doi.org/10.1097/00003086-197506000-00011

Whitehill, R., Stowers, S. F., Fechner, R. E., Ruch, W. W., Drucker, S., Gibson, L. R., McKernan, D. J., & Widmeyer, J. H. (1987). Posterior cervical fusions using cerclage wires, methylmethacrylate cement and autogenous bone graft. An experimental study of a canine model. *Spine*, *12*(1), 12-22. https://doi.org/10.1097/00007632-198701000-00003

WHO. (1995). Physical status: the use and interpretation of anthropometry. Report of a WHO Expert Committee. *World Health Organization Technical Report Series*, *854*, 1-452.

Xu, R., Kang, A., Ebraheim, N. A., & Yeasting, R. A. (1999). Anatomic relation between the cervical pedicle and the adjacent neural structures. *Spine*, *24*(5), 451-454. https://doi.org/10.1097/00007632-199903010-00008

Yaman, O., & Acaroğlu, E. (2014). Role of surgeon handedness in transpedicular screw insertion. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, *48*(5), 479-482. https://doi.org/10.3944/aott.2014.13.0046

Yoo, J. U., Ghanayem, A., Petersilge, C., & Lewin, J. (1997). Accuracy of using computed tomography to identify pedicle screw placement in cadaveric human lumbar spine. *Spine*, *22*(22), 2668-2671. https://doi.org/10.1097/00007632-199711150-00016

Yoshihara, H., Passias, P. G., & Errico, T. J. (2013). Screw-related complications in the subaxial cervical spine with the use of lateral mass versus cervical pedicle screws: a systematic review. *Journal of Neurosurgery: Spine*, *19*(5), 614-623. https://doi.org/10.3171/2013.8.Spine13136

Zhang, Q., Fan, M. X., Han, X. G., Liu, Y. J., He, D., Liu, B., & Tian, W. (2021). Risk Factors of Unsatisfactory Robot-Assisted Pedicle Screw Placement: A Case-Control Study. *Neurospine*, *18*(4), 839-844. https://doi.org/10.14245/ns.2142560.180

Zhao, L., Xu, R., Hu, T., Ma, W., Xia, H., & Wang, G. (2008). Quantitative evaluation of the location of the vertebral artery in relation to the transverse foramen in the lower cervical spine. *Spine*, *33*(4), 373-378. https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318163f349

Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Christian Blume für die Überlassung des interessanten Themas und die Möglichkeit zur Durchführung dieser Arbeit bedanken.

Ein ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Ulf Bertram für die exzellente und intensive Betreuung dieser Dissertation. Ich danke ihm für die wertvollen fachlichen Ratschläge, die stetige Diskussionsbereitschaft sowie die konstruktive Unterstützung während der gesamten Erstellungsphase.

Meinen Freunden danke ich für die wertvolle Ablenkung und die gemeinsame Zeit abseits des Schreibtischs. Ihr habt während des Studiums und der Promotionsphase stets für den nötigen Ausgleich und die Motivation gesorgt. Ich bin sehr froh, euch an meiner Seite zu wissen. Ein besonderer Dank gilt Anna, Sophie und Kathi, mit denen ich – neben der wertvollen Ablenkung – unzählige produktive Arbeitsstunden gemeinsam im Klinikum verbringen durfte.

Ich danke den Aachen Emperors, die es mir jederzeit ermöglicht haben, gedanklich und sportlich einen Ausgleich zu finden. Ich habe meine Zeit neben dem Schreiben sehr gerne in diesen Verein und in unsere gemeinsamen Projekte, wie unser erstes Musikalbum *EMERGE*, investiert. Ich werde noch lange von dieser Zeit und den gemeinsamen Erfolgen zehren.

Abschließend danke ich den wichtigsten Personen in meinem Leben – meiner Familie. Danke, Mama, danke, Papa, für die unermüdliche Unterstützung während meines gesamten Studiums. Danke, Niclas, dafür, dass ich mit dir meine Kindheit teilen durfte. Danke an Oma und Opa für die unzähligen Stunden bei euch.

Zur sprachlichen Optimierung wurden bei der Korrektur des Manuskripts KI-Modelle in geringem Umfang unterstützend eingesetzt.

Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten

- in der ***Klinik für Neurochirurgie*** des Universitätsklinikums Aachen

hinterlegt sind.

Erklärung über den Eigenanteil

Eidesstattliche Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung

Hiermit erkläre ich, **Julius Böhmer** an Eides statt, dass ich folgende in der von mir selbstständig erstellten Dissertation **„Risikoprofil und Lagegenauigkeit von zervikalen Pedikelschrauben unter intraoperativer CT-Navigation“** dargestellten Ergebnisse erhoben habe:
Bei der Durchführung der Arbeit hatte ich folgende Hilfestellungen, die in der Danksagung angegeben sind.

	Doktorand Julius Böhmer	Praktischer Betreuer Dr. med. Ulf Bertram	Doktorvater Univ.-Prof. Dr. med. Christian Blume	KI-Tool (Sprachliche Korrektur)	Summe (%)
Studienüberwachung		50	50		100
Studiendesign/Konzeption	30	30	40		100
Literaturrecherche	100				100
Datenerhebung	90	10			100
Datenauswertung	100				100
Statistische Auswertung	100				100
Interpretation der Datenauswertung	60	40			100
Verfassung des Manuskripts	100				100
Korrektur des Manuskripts	60	30		10	100

_____
Unterschrift des Doktoranden Julius Böhmer

Als Betreuer der obigen Dissertation bestätige ich die Angaben von Julius Böhmer

_____
Unterschrift des Doktorvaters Univ.-Prof. Dr. med. Christian Blume