

**Welche Parameter beeinflussen maßgeblich die Ausreißfestigkeit von  
Pedikelschrauben im BWS- und LWS-Bereich?  
Eine vergleichende Analyse**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Humanmedizin  
des Fachbereichs Medizin  
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Neele-Annika Marencke  
aus Bremerhaven

Gießen (2023)

**Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen**

Gutachter: Herr Prof. Dr. med. R. Schönmayr

Gutachter: Herr Univ.-Prof. Dr. med. Dr. h.c. C. Heiß

Tag der Disputation: 11.09.2023

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

---

Ort/Datum

Unterschrift

*Für meine Eltern*

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Bedeutung von Pedikelschrauben und Fragestellung.....	1
1.2	Aufbau der Wirbelsäule.....	2
1.3	Aufgabe der Wirbelsäule.....	2
1.4	Aufbau eines Wirbelkörpers.....	2
1.5	Auf die Wirbelsäule einwirkende Kräfte.....	5
1.6	Allgemeine Schraubenlehre.....	7
1.7	Historie der Wirbelsäulenchirurgie / Pedikelschrauben.....	9
1.8	Übersicht über die OP-Methoden.....	11
1.9	Übersicht über die Pedikelschraubensysteme.....	13
1.10	Anforderungen an die Pedikelschraubensysteme.....	19
<b>2</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>20</b>
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>23</b>
3.1	Schraubenparameter.....	24
3.1.1	Gewinde und Kern.....	24
3.1.2	Zementierte / unzementierte Schrauben.....	43
3.1.3	Expandierbare Pedikelschrauben.....	49
3.1.4	Die bikortikale Fixierung.....	52
3.1.5	Die Pilotbohrung.....	53
3.1.6	Mono- und polyaxiale PS.....	53
3.1.7	Pedikelschraubensysteme - PS, Lamina- und Pedikelhaken.....	54
3.2	Operations- und Patientenspezifische Parameter.....	55
3.2.1	Navigation und Robotik - CT-gesteuert, 2D-CT-Arm gesteuert, 3D-CT-Arm gesteuert, Roboter-assistiert.....	55
3.2.1.1	CT-gesteuerte Navigation.....	55

3.2.1.2	2D-CT-Arm-gesteuerte Navigation .....	55
3.2.1.3	3D-CT-Arm-gesteuerte Navigation .....	55
3.2.1.4	Roboter-assistierte-PS-Implantation.....	55
3.2.1.5	Vergleiche Navigation / Robotik / Freihand-Technik .....	56
3.2.1.6	Pedikel-Neuromonitoring .....	61
3.2.1.7	Erfahrung des Operateurs .....	61
3.2.2	Patientenspezifische Parameter .....	62
3.2.2.1	Adipositas .....	63
3.2.2.2	Osteoporose .....	63
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>66</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>74</b>
<b>6</b>	<b>Summary.....</b>	<b>75</b>
<b>7</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>76</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>77</b>
<b>9</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>92</b>
<b>10</b>	<b>Abbildungsverzeichnis.....</b>	<b>93</b>
<b>11</b>	<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>99</b>
<b>13</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>100</b>

## **1. Einleitung**

### 1.1 Bedeutung von Pedikelschrauben und Fragestellung

Die Indikationen für die Stabilisierung von Wirbelsäulenabschnitten durch Implantation eines Pedikelschraubensystems sind zahlreich und reichen von degenerativen Erkrankungen, wie z.B. degenerativer Instabilität (Pseudospondylolisthesis), Wirbelkanalstenose mit der Notwendigkeit einer operativen Dekompression, Pseudarthrose, osteoporotischen Frakturen, über Traumata bis hin zu onkologischen Erkrankungen, wie primäre Knochentumoren oder osteolytischen Metastasen, um nur einige zu nennen.

Eine häufige und schwerwiegende Komplikation nach Implantation von Pedikelschrauben, die den Operationserfolg zunichte machen und eine operative Revision erfordern kann, ist deren Lockerung oder Ausriss aus der Knochensubstanz.

Ursächlich kann beispielsweise eine Reduktion der Knochensubstanz sein, die eine sekundäre Lockerung der Pedikelschrauben oder ein Herauswandern der Schrauben aus dem Wirbel begünstigt. [8] Es können aber auch Faktoren ursächlich sein, die in Form und Größe der Schrauben, dem Ort ihrer Platzierung und der operativen Technik begründet sind.

Die Rate der Pedikelschraubenlockerungen liegt zwischen weniger als 1 Prozent bis zu 15 Prozent nach thorakolumbalen Stabilisierung mit einem starren System. Bei der Behandlung mit einem dynamischen System liegt die Lockerungsrate mitunter noch höher. Bei osteoporotischen Patienten, die mit einem starren System behandelt wurden, beträgt die Lockerungsrate bis zu 60%. [35] Dies führt uns zu den Fragestellungen dieser Dissertationsarbeit:

**Welche Faktoren beeinflussen die Auszugsfestigkeit von in der BWS und LWS angebrachten Pedikelschrauben in Hinblick auf schraubenbezogene Parameter (Material, Oberfläche, Konstruktionsprinzip = „Design“), patientenbezogene Parameter (Erkrankungen, Stoffwechsel, Knochenqualität, Lebensumstände, Belastungen) und operationsbezogene Parameter (Indikation, Operationstechnik, Implantatwahl)? Welche Voraussetzungen sollte eine Pedikelschraube erfüllen, um möglichst resistent gegen Lockerung und Ausreißen zu sein?**

## 1.2 Aufbau der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule gliedert sich in die Abschnitte Halswirbelsäule, Brustwirbelsäule, Lendenwirbelsäule, Kreuzbein und Steißbein. Der Mensch verfügt über sieben Zervikalwirbel, zwölf Thorakalwirbel, fünf Lumbalwirbel, fünf verschmolzene Sakralwirbel und drei bis fünf ebenfalls verwachsene Steißwirbel. Die Wirbelsäule bildet vier Krümmungen, die insgesamt doppel-S-förmig verlaufen. Diese werden als Zervikallordose (Lordose: Krümmung nach ventral konvex), Thorakalkyphose (Kyphose: Krümmung nach dorsal konkav), Lumballordose und Sakralkyphose bezeichnet. Die Wirbelsäule setzt sich zusammen aus den Wirbeln (Vertebrae), den Zwischenwirbelscheiben (Disci intervertebrales) und verschiedenen Bändern. Die Wirbel sind über 23 Synchrondrosen miteinander verbunden; mit Ausnahme der beiden Halswirbel Atlas und Axis, welche mittels Diarthrosen verbunden sind.

## 1.3 Aufgabe der Wirbelsäule

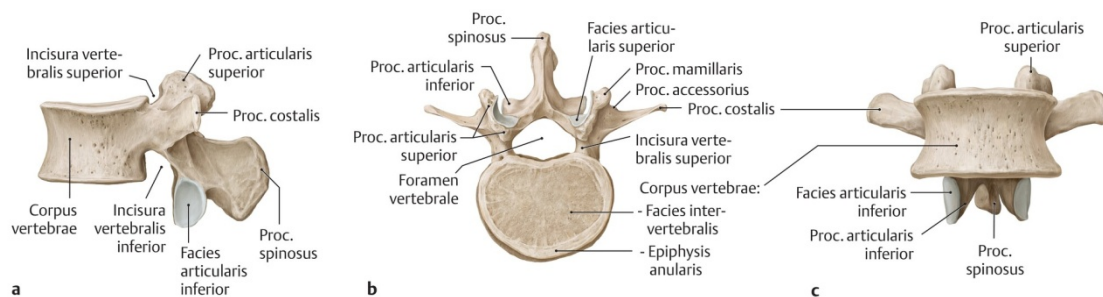
Die Wirbelsäule leitet das Gewicht von Rumpf, Kopf, Hals und Armen auf das Becken und die Beine weiter und übt eine Stützfunktion aus. Sie ermöglicht die Beweglichkeit des Rumpfes um drei Achsen (Ventralflexion/Dorsalextension, Lateralflexion, Rotation) und bietet als elastische Achse auch die Grundlage für die Fortbewegung mittels der Extremitäten. Gleichzeitig wirkt sie stoßdämpfend durch ihre doppel-S-förmige Krümmung und die zwischen den Wirbeln liegenden viskoelastischen Bandscheiben und schützt somit vor allem das Gehirn und die untere Extremität vor Erschütterungen durch axiale Stoßbelastungen. Zudem schützt die Wirbelsäule das im knöchernen Spinalkanal liegende Rückenmark und die darin verlaufenden Spinalnerven. Auf segmentaler Ebene sind zudem Translationsbewegungen (vor, zurück, seitlich, axial) möglich, die fast immer in Kombination mit den anderen Bewegungen erfolgen.

## 1.4 Aufbau eines Wirbelkörpers

Der Wirbel setzt sich aus dem Wirbelkörper (Corpus vertebrae), dem Wirbelbogen (Arcus vertebrae), sowie den Wirbelbogenfortsätzen (Processus arcus vertebrae) zusammen. Insgesamt gibt es 7 Wirbelbogenfortsätze - einen Processus spinosus, zwei Processus transversi und jeweils zwei Processus articulares superiores und inferiores. Die Wirbelknochen werden den Ossa irregularia zugeordnet. Sie haben eine zylinderartige Form und sind somit für axiale Druckbelastungen ausgelegt. Prinzipiell besteht Knochen aus der unter dem Periost liegenden Substantia corticalis und der innen liegenden Substantia

spongiosa. [3] [73] Die Kortikalis umgibt zylinderartig die Wirbelkörper, um axiale Lasten aufnehmen zu können. Auf den kranialen und kaudalen Wirbelflächen (Grund- und Deckplatte) ist sie hingegen nur als - allerdings sehr kräftige - Kortikalis-Randleiste ausgeprägt. Die innen liegende Spongiosa ist aus horizontalen Zug- und vertikalen Drucktrabekeln aufgebaut, welche sich im rechten Winkel kreuzen. In der Spongiosa findet sich ein großer Teil des roten Knochenmarks. Im Bereich der Endplatten ist die Spongiosa verdichtet und bildet siebartige Poren, in denen Glomerula-ähnliche Strukturen dem Stoffaustausch zwischen Markraum und Bandscheiben dienen. Den Endplatten liegt eine etwa 1mm dicke Schicht hyalinen Knorpels auf.

**Abbildung 1)** Exemplarisch Anatomie eines Lendenwirbelkörpers



*Abbildung mit Genehmigung des Thieme-Verlags veröffentlicht (siehe Anhang)*

Bei Patienten mit Osteopenie oder Osteoporose sind Dichte und Dicke der Spongiosatrabekel reduziert, was zu einer Veränderung der Wirbelkörperform führt und eine verringerte Bruchfestigkeit bedeutet. [3]

Der Knochen ähnelt durch die Festigkeit und Elastizität von Spongiosa und Kortikalis gewissen Holzwerkstoffen [79], weshalb sich annehmen lässt, dass in den Knochen inserierte Schrauben, in diesem Fall Pedikelschrauben, Ähnlichkeiten zu bestimmten Holzschrauben aufweisen.

Die Pedikeldurchmesser werden von T1 nach L5 kontinuierlich größer. Scoles et al. haben 1988 eine Studie an 50 Leichenwirbelsäulen, bereitgestellt durch das Cleveland Museum of Natural History, publiziert, je zur Hälfte weiblichen und männlichen Geschlechts mit einer Altersspanne zwischen 20 und 40 Jahren. Scoles et al. stellten fest, dass sowohl der minimale, als auch der maximale Pedikeldurchmesser von T1 nach L5 zunehmen. Bei den Frauen betragen die Mittelwerte bei T1 minimal: 6,4mm und L5 minimal: 10,2mm; bei den Männern T1 minimal im Mittel: 7,3mm und L5 minimal: 9,7mm. Der maximale

Pedikeldurchmesser betrug im Mittel bei den Frauen bei T1 8,4mm und bei L5 18,5mm. Bei den Männern durchschnittlich bei T1 9,2mm und bei L5 16,2mm. Auch wenn es vereinzelte Ausreißer gibt (so ist beispielsweise der durchschnittliche minimale Pedikeldurchmesser von T3, T6 und T9 kleiner als der von T1), ist insgesamt festzustellen, dass sich der Pedikeldurchmesser von T6 nach L5 vergrößert. [103]

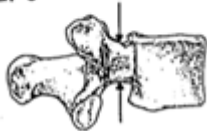
**Abbildung 2) Minimaler und maximaler Pedikeldurchmesser**

FIG. 5



MINIMUM PEDICLE DIAMETER

FIG. 6



MAXIMUM PEDICLE DIAMETER

Auch die Länge der Pedikelachse nimmt in beiden Probandengruppen durchschnittlich von T1 bis L5 zu (auch wenn sie von T12 bis L5 im Vergleich zu T9 wieder abnimmt). [103]

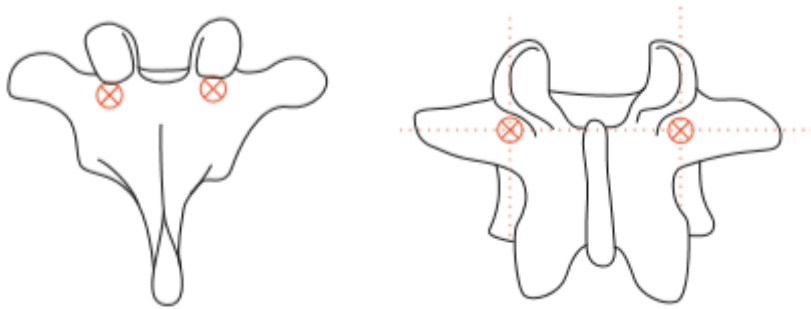
Ebenso nimmt in beiden Gruppen die Wirbelkörperhöhe von T1 nach L5 zu, und auch der anterior-posteriore Durchmesser der Wirbelkörper. Der transversale Wirbelkörperdurchmesser nimmt in der männlichen Gruppe von T1-L5 kontinuierlich zu, bei der weiblichen Gruppe im Prinzip auch, mit einem Ausreißer (Verkleinerung des Durchmessers) bei T3.

Der transversale Pedikelwinkel ist am größten auf Höhe von T1 mit einer Spannbreite von 13-36 Grad bei Männern und 20-32 Grad bei Frauen. Am kleinsten ist er bei T9 mit 7-11 Grad in der männlichen Gruppe und 8-15 Grad bei der weiblichen. Bis L5 steigen die Winkelwerte dann wieder an, auf Mittelwerte von 23,1 Grad bei den Männern und 24,1 Grad bei den Frauen. [103]

Thorakale PS werden klassischerweise direkt unter dem oberen Wirbelgelenk konvergierend eingebracht. Der Insertionspunkt befindet sich auf einer senkrechten, durch die laterale Kante des oberen Gelenkfortsatzes gezogenen Linie.

Dort wo sich diese senkrechte mit einer horizontalen, durch die Querfortsatzbasis verlaufenden Linie kreuzen würde, liegt im klassischen Fall der Insertionspunkt für lumbal anzubringende PS. Auch diese werden konvergierend zueinander eingebracht. [16, 112]

**Abbildung 3)** Insertionspunkte Pedikelschrauben



Wichtig für die Wahl der optimalen Größe einer PS ist es, die individuellen anatomischen Gegebenheiten zu berücksichtigen. Einerseits sollte man versuchen, eine maximale Kontaktfläche zwischen Schraube und Knochen zu erzielen, andererseits sollte durch die PS jedoch nicht die Kortikalis der Pedikel, Wirbelkörper oder Wirbelbögen perforiert werden. Die Länge der Schraube sollte demnach so gewählt werden, dass sie nicht die Gegenkortikalis durchbricht, und ihr Durchmesser sollte geringer bleiben, als der kleinste Querschnitt des Pedikels. Eine Ausnahme stellt die geplante bikortikale Fixierung einer Schraube dar (s. weiter unten). [34]

### 1.5 Auf die Wirbelsäule einwirkende Kräfte

Der anteriore Teil der Wirbelsäule besteht aus den Wirbelkörpern, Bandscheiben und dem vorderen Bandapparat und ist – ebenso wie die Facettengelenke - einwirkenden Kräften passiv ausgesetzt, während die autochthone, aber auch die gesamte auf die Wirbelsäule einwirkende Muskulatur und die elastischen dorsalen Ligamente als aktive Elemente dienen. [25]

Durch die Bandscheiben und die Facettengelenke wird den Wirbeln ein Bewegungsausmaß über drei Achsen sowie Translation in drei Ebenen ermöglicht. [12] Der dorsale Anteil der Wirbelsäule sichert über seine zuggurtende Wirkung die Balance der Wirbelsäule.

Auf den anterioren Teil der Wirbelsäule, der in Ruhe 80% der Gesamtlast trägt, wirken hauptsächlich Druckkräfte ein, während auf den dorsalen Anteil, der folglich nur 20% der Gesamtlast trägt, vor allem Zugkräfte wirken. Auf die gesamte Wirbelsäule wirken neben den Druck- und Zugkräften auch Torsions- und Scherkräfte und deren Kombinationen ein. [25]

Rohlmann et al [93] haben untersucht, wie sich Belastungen durch die Muskelkraft auf einen Fixateur interne auswirken. Da Tonus und Kontraktionen der Rücken- und Bauchmuskulatur auch in liegender Position zu einer Erhöhung der Belastung führen, wirken also selbst im ruhenden Zustand mechanische Kräfte auf die Wirbelsäule ein. [42]

Die menschliche Wirbelsäule erfährt laut Kostuik et al. etwa 1-3 Millionen Lastwechsel im Jahr. [59] Laut Herzig [42] beträgt die Frequenz der Wechsel hierbei durchschnittlich 1-5 Hertz; naturgemäß bestehen interindividuell z.T. erhebliche Unterschiede.

Ledet et al. implantierten für ihre Studie zwei Pavianen Cage-Implantate mit Messsensoren in die Bandscheibe zwischen LWK 4 und 5 und maßen Belastungen bis zum 2,8-fachen des Körpergewichtes. [63]

Laut Weinstein et al. und Hirano et al. machen die thorakalen und lumbalen Pedikel ungefähr 60% der Fixierungsstärke aus; die Spongiosa in den Wirbelkörpern weitere 15-20% und der Halt im anterioren Cortex 20-25%. [44, 121]

Wilke et al. beschreiben in einer Veröffentlichung von 1999 die Implantation eines Drucksensors mit einem Durchmesser von 1,5mm in den Nukleus pulposus einer nicht-degenerierten Bandscheibe zwischen LWK 4 und 5 bei einem 45-jährigen, 70 kg wiegenden, männlichen Probanden. Der Druck wurde über einen Zeitraum von 24h gemessen. Der Proband nahm währenddessen unterschiedliche Positionen ein und führte verschiedene Tätigkeiten durch. So wurde der Druck zum Beispiel erfasst während des Sitzens auf einem Stuhl ohne Armlehnen, einem mit Armlehnen oder einem Pezziball, sitzend in maximaler Flexion und entspannt sitzend, während des entspannten Stehens sowie des vornübergebeugten Stehens, während des Niesens, Gehens, Rennens, Treppensteigens, Lachens, während des Hebens von Lasten (mit gebeugtem Rücken, mit gebeugten Knien und körpernah), im Schlaf (in Bauch-, Rücken- und Seitenlage liegend) und anderen Tätigkeiten.

In Rückenlage liegend mit leicht flektierten Beinen (und hoch- sowie nicht hochgelagerten Beinen,) erzeugte bei dem Probanden einen geringeren Druck als mit ausgestreckten Beinen. Der Wechsel von einer liegenden Rücken- in die Seitenlage erhöhte den gemessenen Druck von 0,10 auf 0,12 MPa, während er sich beim Wechsel in eine Bauchlage

wieder verringerte (0,11 MPa). Bei einer den Oberkörper unterstützenden und auf den Ellenbogen abstützenden Position, wie beispielsweise beim Lesen in Bauchlage, wird die Wirbelsäule gestreckt und der gemessene Druck verdoppelte sich auf etwa 0,25 MPa. Beim Sitzen wurde der geringste Druck während des entspannten Sitzens auf einem Stuhl mit normaler Rückenlehne gemessen (0,45 bis 0,50 MPa). Bei aktivem Strecken stieg dieser auf 0,55 MPa an. Bei einem Vornüberbeugen ohne Unterstützung durch die Arme betrug der gemessene Druck 0,83 bis 0,90 MPa, bei einem Vornüberbeugen mit Abstützen auf den Ellenbogen betrug der gemessene Druck 0,43 MPa. Der Druck sank ab, je tiefer der Proband in einem Stuhl mit Rücken- und Armlehnen zurücksank (bis auf ein Minimum von 0,27 MPa), trotz der Flexion des Rückens.

Die gemessenen Ergebnisse wurden mit Daten von Nachemson von 1960 verglichen. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die verglichenen Daten insgesamt miteinander korrelieren, mit Ausnahme der Messwerte im Sitzen und Stehen sowie zwischen den einzelnen liegenden Positionen. Die Unterschiede lassen sich vermutlich durch die verschiedenen Drucksensoren erklären. Es lässt sich schlussfolgernd annehmen, dass der intradiscale Druck im Sitzen tatsächlich geringer ist als im aufrechten Stehen, dass Muskelaktivität den Druck erhöht und dass ein regelmäßiger Positionswechsel wichtig ist für die Flüssigkeitsversorgung der Bandscheibe. [130]

### 1.6 Allgemeine Schraubenlehre

**Aufbau** einer gewöhnlichen Schraube: Eine Schraube besteht aus Gewinde und Schraubenkopf. Es existieren zahlreiche verschiedene Gewinde- und Schraubenkopfformen. Es werden auch Teilgewindeschrauben verwendet. Für die Charakteristika einer Schraube sind ihre Maße, aber auch Steigung, Tiefe und Form des Gewindes ausschlaggebend. Die Gewindesteigung ist meist für das jeweilige Schraubenmodell genormt. [129] Die Gewindesteigung meint hier den Abstand von zwei Gewindetälern eines Gewindes (achsenparallel gemessen) und beschreibt damit den Weg, den eine Schraube bei einer Umdrehung in axialer Richtung zurücklegt. [117]

Die Länge einer Schraube ergibt sich aus dem Gewinde und dem Schaft ohne den Schraubenkopf.

Je nachdem, wofür die Schrauben genutzt werden, unterscheiden sie sich in ihrem Material und ihrer Form (zylindrisch / konisch). Abhängig davon, in welchem Material sie greifen sollen, sind sie mehr oder weniger scharfkantig und teilweise selbstschneidend. Der Gewindekanal entsteht durch Verdrängung des zu verschraubenden Materials. [76]

Diese Verdrängung ist geringer oder entfällt ganz, wenn der Gewindekanal mit einem Gewindeschneider vorgeschritten wird.

Bei einigen Schrauben ist die Verwendung eines Gegenstückes ("Mutter") vorgesehen. Jeder Schraubenkopf ist mit einer bestimmten geometrischen Form (Kreuz, Schlitz, Sechskant etc.) versehen, über welche man mittels spezifischer Werkzeuge (Drehmomentschlüssel, Schraubendreher etc.) die Schraube eindrehen und mit einem bestimmten **Eindrehmoment** (torque of insertion, insertion torque, IT) festziehen kann. [129]

Einige Schrauben sind auch zusätzlich beschichtet (z.B. galvanisch, nicht-elektrolytisch usw.), um bestimmte Oberflächeneigenschaften zu erzielen. [118]

Beim Anziehen der Schraube entsteht eine axiale Dehnung der Schraube. Die **Vorspannkraft** ist die Kraft, welche beim Eindrehen der Schraube aufgebracht wird. Sie setzt sich zusammen aus **Klemmkraft**, **Betriebskraft** (die statischen/ dynamischen Kräfte, die auf die Schraube einwirken) und **Vorspannkraftverlust**. Als Klemmkraft wird die Kraft definiert, die nach der Montage zwischen den einzelnen Werkteilen wirkt. Ein Großteil der **Vorspannung** geht aber im Gewinde / unter dem Schraubenkopf verloren, und nur ein kleiner Anteil des Eindrehmoments wird tatsächlich als Vorspannung umgesetzt.

Die Vorspannkraft ist abhängig von der Art der Schraube (lang, kurz, hart, weich, Gewindeform und -tiefe), dem Verfahren, das zum Anziehen gewählt wird und dessen Streuung und Reibung. Die Streuung variiert je nachdem, mit welcher Methode und welchem Werkzeug die Schraube angezogen wird - manuell mit einem Gabel- oder Ringschlüssel entsteht beispielsweise eine wesentlich höhere Streuung als bei einer Schraube, die erwärmt eingebracht wird. [48] Unter bestimmten Voraussetzungen kann sich die Schraube ungewollt lösen - manche Werkstoffe sind z.B. nicht für die Nutzung bei dauerhaft erhöhter Temperatur geeignet, was Auswirkungen auf die Vorspannung haben kann: Vorspann- sowie Klemmkraft können relaxieren und somit die Schraubverbindung lösen [13] [41] [45] [89, 113] [119] [124] [126] [127] [133]. Direkt auf die Schraubenverbindungen wirken sog. **Querkräfte** ein. Diese werden durch den **Reibschluss** zwischen den verspannten Teilen übertragen. [45]

**Scherung** bedeutet, dass durch die Einwirkung entgegengesetzter Querkräfte auf eine parallele Fläche, also z.B. auf die Schraube, eine **Schubspannung** entsteht, die dann bis zum **Abscheren** des Werkstoffes führen kann. Die **Scherbelastung** kann durch von außen oder von innen (z.B. thermisch) wirkende Kräfte entstehen. Resultat ist die **Verschiebung** der Flächen [45, 70]. Richtungswechselnde, wiederholt einwirkende („toggling“) Scherkräfte sind besonders geeignet, Schraubenlockerungen zu erzeugen. In

unserem Beispiel der Pedikelschraube kann dies durch Substanzdefekte in der Spongiosa entstehen - durch solche bewegt sich die PS sich bei Belastung um einen bestimmten Drehpunkt herum im Pedikel hin und her. [110]

In der Regel werden die Schrauben so gewählt, dass die Scherspannung geringer ausfällt als die Scherfestigkeit. Diese Reserve bezeichnet man als **Sicherheitsfaktor**.

Für manche Verarbeitungen ist die Abscherung allerdings erwünscht. Hier übersteigt die Scherspannung die Scherfestigkeit, ein Sicherheitsfaktor ist nicht mehr gegeben. [22]

**Die Reibungszahl** ist ausschlaggebend für die Vorspannung der Schraube und hängt von dem Material und der Oberflächenbeschaffenheit des Gegenstandes, der verschraubt werden soll, der **Anziehmethode** und dem **Anzugsweg** (harter oder weicher Schraubfall), der **Schmierung** und dem **Gleitweg** ab. [125] [68] [84, 89]

**Die Losbrechkraft** bezeichnet die Kraft, die nötig ist, die **Haftreibung** zu überwinden. Das tritt z.B. ein, wenn man eine bereits montierte Schraube weiterdreht. Die Haftreibung geht über in eine **Gleitreibung** und es entsteht **das Losbrechmoment**. [128] [89]

### 1.7 Historie der Wirbelsäulen Chirurgie / Pedikelschrauben

Bereits im alten Ägypten wurden Erkrankungen der Wirbelsäule thematisiert, wie z.B. im Papyrus Edwin Smith (ca. 1550 vor Christus). Erste Berichte über eine Behandlung solcher lieferte Hippokrates (460 – 377 vor Christus). Die von Herophilos und Erasistratos durchgeführten Sektionen an Menschenleichen sowie Vivisektionen (3. Jh. v.Chr.) schufen den Grundstein für den Fortschritt der Medizin, welcher durch verschiedene nachfolgende Mediziner geprägt wurde. Anzuführen ist hier beispielsweise Paulos von Aigina (625 – 690 n. Chr.), welcher sich als Pionier für die operative Versorgung verletzter Wirbelsäulen aussprach und diese auch selbst durchführte. Zudem testete er die neurologischen Auswirkungen einer Durchtrennung des Rückenmarks bei Tieren in Bezug zu dem jeweiligen Segment. [100]

**1891** stabilisierte Hadra eine Luxationsfraktur zwischen den HWK 6 und 7 mittels Zuggurtung, indem er einen Draht achtförmig um die Dornfortsätze der Wirbelkörper wickelte. [33, 43]

Weiterhin essentiell für den Fortschritt der Wirbelsäulen Chirurgie war **1895** die Entdeckung der Röntgenstrahlung durch Conrad Röntgen. [88, 107]

**Seit 1940** wurde die Fixierung mittels Wirbel- und Pedikelschrauben entwickelt und hat seitdem zunehmend an Bedeutung gewonnen. Sie sorgt für eine sofortige Stabilität und starre Immobilisierung, ohne weitere Bewegungssegmente zu immobilisieren, wie es

beispielsweise bei anderen Instrumentationen nach Harrington oder Luque (siehe unten) der Fall ist. [51] **1944** fand erstmalig durch King eine lumbosakrale Facettengelenksverschraubung von LWK5 mit dem Kreuzbein statt (1948 publiziert) mit zusätzlicher Knochenspananlagerung. [15, 31, 43, 51, 56] **1946** entdeckten Edward M. Purcell und Felix Bloch die NMR (=nuclear magnetic resonance). Nach Weiterentwicklung durch Lauterbur und Mansfield, wird die MRT seit den **80er Jahren** zur Schnittbildherstellung genutzt. [75]. **1948** haben King sowie **1952** Wilson und Straub die Dornfortsätze mit Platten verschraubt, was mehr Stabilität auch bei Scher- und Kompressionsbewegungen erzielte. [56] Boucher erkannte **1959**, dass man die Schrauben auch transpedikulär anbringen könnte. [15, 43, 51] Harrington entwickelte **1962** den s.g. Harrington-Stab zur Durchführung von Spondylodesen bei Wirbelsäulenverkrümmungen (Skoliosen). Er begründete damit durch eine starre Fixierung mittels Kompressionsstäben und Haken über vier oder mehr Segmente von dorsal die Wirbelsäule. [56, 98, 99] Seit **1963** nutzte Roy-Camille Bouchers Technik zur transpedikulären Schraubenanlage. [43, 51, 56, 109] **1970** präsentierte Roy-Camille dann die transpedikuläre, dorsale Befestigung eines Plattensystems in der LWS. [43, 51, 101] **1971** wurde das erste Computertomographie (CT) - Gerät in England errichtet. Hierfür erhielten Cormack und Hounsfield **1979** den Nobelpreis. [105] Auch das **1975** von Luque entwickelte Stabilisierungssystem wurde von dorsal eingebracht, war im Vergleich zu dem Harringtonstab aber ein riskanteres Verfahren, aus dem häufiger neurologische Schäden resultierten [98]. **1984** publizierte Magerl eine Methode, die er seit **1977** entwickelt hatte. Dabei handelte es sich um einen Fixateur externe, welcher aus translaminären Facettengelenksschrauben und einer verbindenden, justierbaren Einheit bestand. [51, 69, 99] Magerl, Dick und Kluger entwickelten diesen weiter zu einem Fixateur interne, durch welchen nur noch zwei Segmente immobilisiert werden mussten, und publizierten dies **1985**. [29, 99] **1989** veröffentlichte auch Jacobs gute Ergebnisse mit Magerls Technik. [49, 51]

Der Einsatz der transpedikulären Verschraubung bei Wirbelfrakturen nahm in den **90er Jahren** immer weiter zu [99]. Wichtig war die Entwicklung der thorakoskopisch gesteuerten ventralen Plattenspondylodese (**1996 bis 1998** 100 Operationen; zusätzlich wurden 66 Patienten dorsal mittels Fixateur interne stabilisiert). [6]

### 1.8 Übersicht über die OP-Methoden

Die dorsale Instrumentierung findet in Bauchlage statt und kann offen oder perkutan durchgeführt werden. Die PS werden transpedikulär eingebracht und durch Längsstäbe miteinander verbunden. Bei langstreckiger, mehrsegmentaler Instrumentierung können

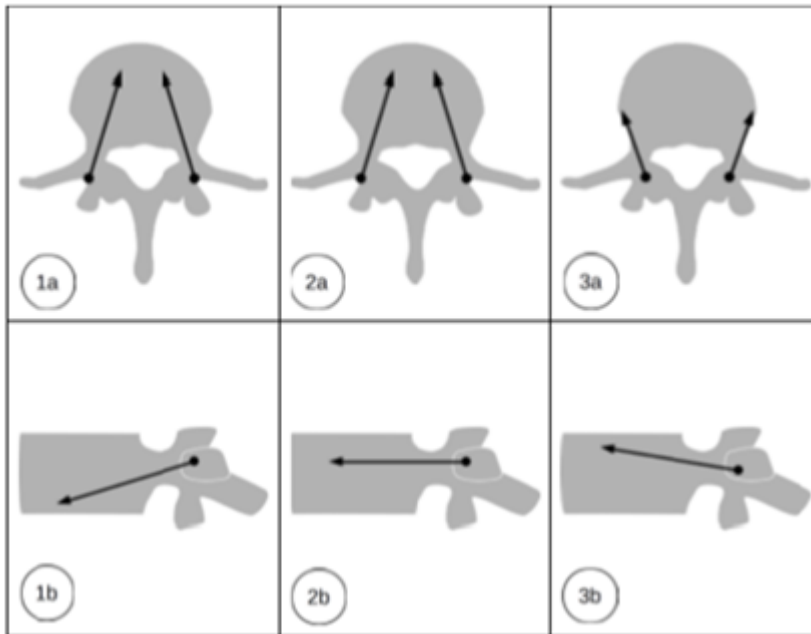
über geeignete Instrumente bei Bedarf durch Kompression, Distraction oder Reposition Stellungskorrekturen erzielt werden. Ggfs. werden die „Längsträger“ durch eine oder mehrere Querstreben zur Erhöhung der Rotationsstabilität verbunden. [10, 16, 38, 120]

Die minimiert offene ventrale Technik wird entweder auch in Bauchlage (Versorgung T6-L2) oder in Seitenlage (Versorgung L2-L4) [10, 38, 120] durchgeführt. Auch eine klassisch offene ventrale Instrumentierung ist möglich. [10]

Ebenfalls zur Anwendung kommt die kombinierte, dorsoventrale Instrumentierung. [10, 11, 38, 57]

Man operiert entweder mit Navigation (2D-navigiert [123], ISO-C-3D [58], Bildwandler [123], CT [86, 91, 123], Roboter-assistiert, Pedikelneuromonitoring [32], fluoroskopisch [86, 91, 123], elektromagnetisch) oder nicht navigiert [87, 123] / Freihand-Technik [86]. Für die Insertion einer PS kann der Operateur sich die zu eröffnende Stelle über einen Spickdraht markieren und anschließend mittels Röntgen dessen Lage überprüfen. [16] Danach wird über eine Pedikeleröffnungsahle die Kortikalis geöffnet [112] und mit ihr oder einer Vertiefungsahle durch den Pedikel in Richtung Wirbelkörper präpariert. Entweder über das an die Ahle angeschlossene Neuromonitoring oder über eine Tastsonde wird die Intaktheit der Pedikelwandung gesichert. Mit Hilfe eines Tiefenmessgeräts kann die Tiefe des entstandenen Kanals und somit die Länge der zu verwendenden Schraube bestimmt werden. [16, 112] Entweder verwendet der Operateur anschließend eine selbstschneidende Schraube (siehe unten) oder er muss mit einem Gewindeschneider die Gewindegänge vorschneiden. [16, 106]

Die PS können entlang unterschiedlicher Wege (anatomischer, gerader oder kortikaler Weg) im Pedikel und Wirbelkörper (WK) verankert werden. [16, 64, 95] Bei dem anatomischen und geraden Weg werden die Schrauben konvergierend inseriert, beim kortikalen Weg divergierend. [16] Bei dem anatomischen Weg werden die PS entsprechend der anatomischen Verhältnisse mit einer Inklination von 22 Grad in cephalokaudaler Richtung eingebracht; bei dem geraden Weg parallel zu der Deckplatte des Wirbelkörpers. [16, 64, 95] Sowohl die Kortikalis als auch die Spongiosa werden beim anatomischen und geraden Weg perforiert. Die auf kortikalem Weg eingebrachte Schraube greift vorwiegend in der Kortikalis. Die Kortikalisschraube ist von kürzerer Länge und kleinerem Durchmesser. [95] Die PS werden von weiter medial und in kaudo-kranialer Richtung inseriert. [16, 95]

**Abbildung 4)** Verschiedene Insertionswege

1: Anatomischer Weg, 2: Gerader Weg, 3: Kortikaler Weg

Man kann Pedikelschrauben uni- oder bikortikal, also durch den Wirbelkörper hindurch bis in den anterioren Kortex, fixieren. Die bikortikale Fixierung soll die Ausreißfestigkeit erhöhen, findet aber nur in besonderen Fällen oder am Sakrum ihre Anwendung. [106] Mehr dazu im Hauptteil.

Weiterhin wichtig für die Ausreißfestigkeit ist die Wahl des Insertionswinkels. Patel et al. haben dafür in einer Studie PS mit Winkeln zwischen 0 und 40 Grad in Knochenersatzmodelle eingebracht, die gesunden, osteoporotischen und schwerwiegend osteoporotischen Knochen imitierten. Die Ergebnisse dieser Studie werden im Hauptteil diskutiert. [85]

Am Beispiel einer Schraubeninsertion in LWK 5 erklären Blattert et al, dass durch Einbringen der PS von weiter lateral und damit Vergrößerung der Konvergenz auf 10-15 Grad eine bis zu 15mm längere Schraube gewählt werden könne. [9]

Bei reduzierter Knochenqualität üblich ist auch die Zementaugmentation mit PMMA; Eingesetzt werden auch Biokeramiken wie Hydroxylapatit, Kalziumdi- und Kalziumtriphosphat, deren Vor- und Nachteile im Hauptteil diskutiert werden. [10, 106] Für die Verwendung von Knochenzement nutzt man fenestrierte (Augmentation über die Schraube) und nicht-fenestrierte Schrauben nach vorheriger Augmentation mittels Vertebroplastie [10, 106] oder mittels Kyphoplastie [38, 106]).

Chen et al. fanden heraus, dass es für die Ausreißfestigkeit der zementaugmentierten PS keinen signifikanten Unterschied machte, wenn sie während der Schraubenplatzierung Nachjustierungen von Umdrehungen bis zu 360 Grad ausgesetzt waren. Hier war der Zement allerdings noch nicht ausgehärtet; das Zurückdrehen erfolgte 4 Minuten nach Injektion des Zementes. [17] Versuchte man dies allerdings nach der Insertion der PS mit ausgehärtetem Zement, so hatte dies einen nachteiligen Effekt auf die Auszugsfestigkeit. [17, 106]

Weiterhin wichtig ist die Wahl der optimalen Knochenzementmenge. Hierfür brachten Paré et al. an sieben osteoporotischen Wirbelsäulen jeweils eine Standard-PS und eine fenestrierte PS mit PMMA-Zementaugmentation in jedem Wirbelsäulenabschnitt von T7-L5 an. Dafür injizierten sie per Zufallsprinzip drei verschiedene Volumina: in der BWS 0,5cc, 1,0cc und 1,5cc und in der LWS 1,5cc, 2,0cc und 2,5cc. Die maximale Ausreißkraft wurde thorakal mit 1,0cc erzielt und lumbal mit 1,5cc. [83]

Eine Stabilisierung mittels PS kann mit einer dorsalen oder dorsolateralen Knochenspananlagerung [11, 57, 120] oder auch mit einer Spongiosaplastik kombiniert werden. [57]

### 1.9 Übersicht über die Pedikelschraubensysteme

Je nach Indikation und Implantatsystem können Pedikelschrauben mit unterschiedlichen Längsträgern, wie Platten oder Stäben miteinander verbunden werden. [42, 94, 106] Zudem nutzt man optional Querträger und Querverbindungsbacken sowie Pedikel-, Lamina- oder Querfortsatzhaken. [94, 112]

Laminahaken werden vorwiegend im HWS- und BWS-Bereich verwendet, wenn es aufgrund einer geringeren Pedikelgröße unsicher wäre, eine PS zu verwenden. Laminahaken werden am äußeren Kortikalisrand der Lamina angebracht. Bei osteoporotischem Knochen kann die Verwendung von Laminahaken gegenüber der PS vorteilhaft sein, da die Spongiosa bereits in früheren Osteoporose-Stadien mehr an Festigkeit verloren hat als die Kortikalis. Ein sich hieraus ergebender Nachteil kann sein, dass sich ein Versagen der Laminahaken in Knochenfrakturen äußern könnte, während ein PS-Versagen nicht notwendig zu Frakturen führen muss. [23, 106]

Man differenziert zwischen Pedikelschrauben mit starrer (monoaxialer) und beweglicher (polyaxialer) Verbindung zum Kopf der Schraube. „Monoaxiale“ Schrauben erfordern die Anpassung der Längsträger an die Position der Schraubköpfe. Es kann aber auch eine Reposition des mit Schrauben versorgten Wirbels an den Längsträger erwünscht sein. Daher werden monoaxiale Schrauben bevorzugt eingesetzt, wenn stärkere

Krafteinwirkungen auf die Schrauben erwartet werden, so etwa bei langstreckigen Korrekturspondylothesen bei Deformitäten (z.B. Skoliosen). [30, 80]

Polyaxiale Schrauben besitzen ein Gelenk zwischen Schraubenkopf und Schraubenschaft, das dem Kopf eine Beweglichkeit in vorbestimmtem Umfang erlaubt. Dadurch ist es einfacher, auch bei mehrsegmentalen Versorgungen die Längsträger mit den Schraubenköpfen zu verbinden, selbst wenn die Schrauben nicht ideal fluchten. Polyaxiale Schrauben lassen sich während der Operation ebenfalls über den Schraubenkopf nachjustieren, sofern das am Schraubenkopf angebrachte Setzinstrument die Beweglichkeit des Kopfes gegen den Schaft blockiert. [96] [30]

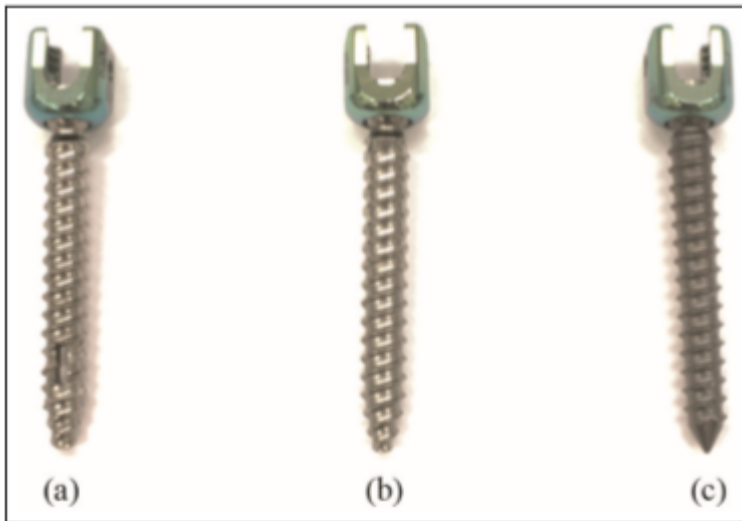
Der Längsträger wird mittels einer Madenschraube (i.d.R. mit einem Drehmoment-Schraubendreher) fest im Kopf der Schraube verpresst und blockiert dadurch die Beweglichkeit des Kopfes gegen den Schaft.

Die hierbei auftretenden Kräfte führen bei zahlreichen Schraubensystemen durch hohe Flächenpressungen und hohe Oberflächengüte zu Verformungen im Schraubengelenk („Kaltverschweißung“). Dies soll eine nachträgliche Beweglichkeit unter Lasteinwirkung verhindern. [77, 90] Mehr zu den mono- und polyaxialen PS im Hauptteil.

Man unterscheidet kanülierte und nicht kanülierte Pedikelschrauben. Kanülierte Schrauben ermöglichen Techniken, wie sie vor allem bei navigierter oder semirobotischer Schraubeninsertion Anwendung finden. [28] Hierbei wird zunächst unter Navigationsunterstützung oder unter Durchleuchtung ein dünner Kirschner-Draht (K-Draht, z.B. 1,2mm Ø) perkutan und transpedikulär entlang des geplanten Bohrkanals bis in den Wirbelkörper eingebracht. Über diesen K-Draht kann dann mit einem – ebenfalls kanülierten – Gewindeschneider das Gewinde vorbereitet werden. Über den immer noch liegenden K-Draht wird dann die Schraube geführt und mit Hilfe eines kanülierten Schraubendrehers in das Gewinde eingedreht. Sobald die Schraube gut im Pedikel greift, wird der K-Draht zurückgezogen, und die Schraube vollends bis zur vorgesehenen Tiefe eingebracht. [10, 26, 72, 90]

Zur Zementaugmentation bevorzugt man kanülierte und fenestrierte Schrauben, wobei ein zentrales Bohrloch und seitliche Öffnungen zum Zementaustritt dienen. [27, 52] Zudem gibt es Pedikelschrauben mit radialen Bohrlöchern (beispielsweise 1 Bohrloch pro zwei Gewindesteigungen), was die Integration von Knochen und Schraube verbessern soll. [27]

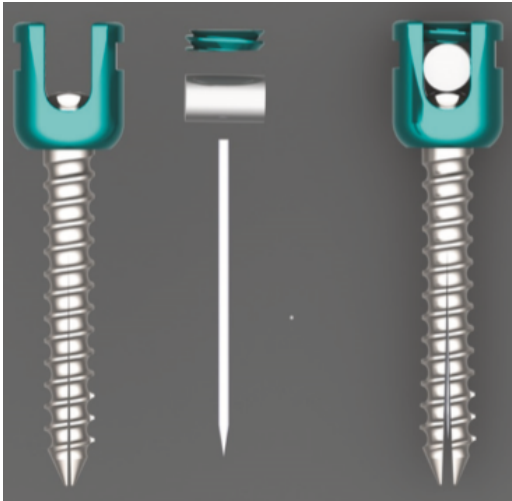
**Abbildung 5)** Unterschiedliche Pedikelschrauben



A: Kanülierte Pedikelschraube, B: Doppeltes Gewinde und "dualer Kern" (zwei unterschiedliche Kerndurchmesser), C: Einfache PS

Eine Alternative zu den kanülierten Schrauben stellen expandierbare Pedikelschrauben dar. Diese können unterschiedliche Konstruktionsmerkmale haben (z.B. eine unterschiedliche Anzahl expandierbarer Enden). Diese expandierbaren Enden vergrößern den distalen Durchmesser der PS, im Gegensatz zu herkömmlichen PS, deren Durchmesser sich nicht oder nur kontinuierlich im Schraubenverlauf verändert. [27, 106]

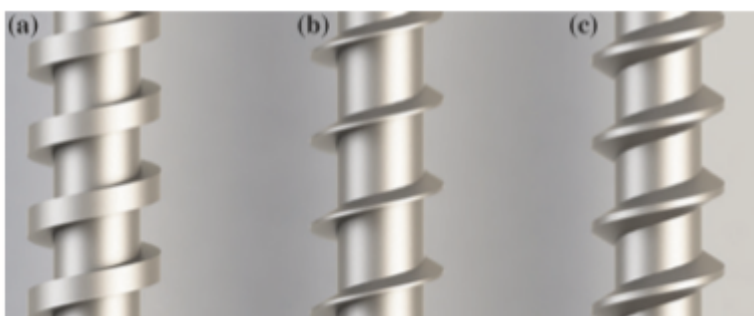
**Abbildung 6)** Expansionsmechanismus der expandierbaren PS



Lin et al. publizierten 2003 eine Studie über eine PS, die mit einer Hülle mit vier expandierbaren Flügeln (expandierfähiger Radius von 5mm) gemeinsam inseriert wird und dann mittels einer externen Vorrichtung aufgespannt und im Knochen verankert wird. Die Ergebnisse werden im Hauptteil angeführt. [67]

Je nach Indikation werden unterschiedliche Schraubengewinde verwendet, die in symmetrische und asymmetrische Formen unterteilt werden. Als symmetrische Gewinde führen Kafchitsas et al. das Trapez ("square")- und Spitzgewinde ("V-shaped") an; als asymmetrisches das Sägezahnengewinde. Die symmetrischen Gewindeformen unterscheiden sich anhand ihres Flankenwinkels (bei Kafchitsas et al. Trapezgewinde 30 Grad, Spitzgewinde 60 Grad [52]; bei Thomas M. Shea et al. durch andere Winkelgrößen [106]) voneinander. Das Sägezahnengewinde ("buttress") verläuft asymmetrisch mit unterschiedlichen Flankenwinkeln. [52, 60]

**Abbildung 7)** Verschiedene Gewindeformen



A: Trapezgewinde ("square shape"), B: Sägezahngewinde ("buttress shape") und C: Spitzgewinde ("V-shaped")

Je nach zu verschraubendem Material werden unterschiedliche Gewindearten favorisiert. In weichem Gewebe würde man eher eine Schraube mit großem Gewinde und höherer Gewindesteigung verwenden. Wenn die Größe der zu verwendenden Schraube durch die Pedikelgröße limitiert ist, würde man in dem festeren Gewebe ein kleineres Gewinde mit geringerer Steigung präferieren. [106]

Zusätzlich gibt es Schrauben mit ein- oder doppelgängigem Gewinde. [27, 106] Generell werden Pedikelschrauben je nach Indikation und abhängig davon, wie weit sie in die Wirbelkörper eingebracht werden sollen, in unterschiedlichen Längen gefertigt. [106]

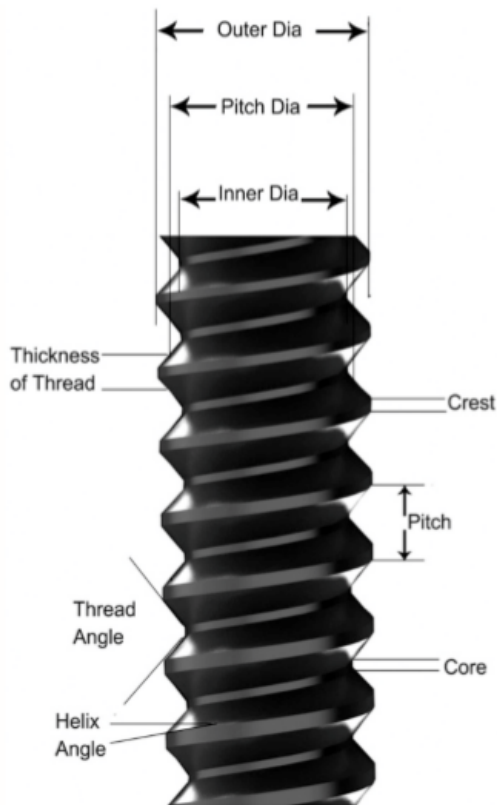
Die Pedikelschrauben können einen konischen, zylindrischen oder dualen Kern besitzen. [27, 106] Eine konische Schraube entspricht ungefähr der elliptisch geformten und sich nach anterior verjüngenden Pedikelform. [106] Große Bedeutung hat der Kerndurchmesser im Verhältnis zum Außendurchmesser der Pedikelschraube. Erhöht man beispielsweise den Durchmesser des Schraubenkerns, ohne den Außendurchmesser der Schraube zu vergrößern, so verringert sich der Anteil des Knochenmaterials zwischen dem Kern und dem Außendurchmesser und damit der FOA (flank overlap area, meint die Fläche zwischen den Gewindegängen). [27, 106]

Hsu et al. vergleichen in einer Veröffentlichung von 2005 konische mit zylindrischen PS bezogen auf ihre Ausreißfestigkeit. Dafür verwendeten sie Polyurethanschaum mit zwei verschiedenen Dichten (0.32 und 0.16g/cm<sup>3</sup>). Die Ergebnisse dazu werden im Hauptteil erörtert. [46]

#### **Abbildung 8)** Unterschiedliche PS



- 1.: Zylindrisches Gewinde und zylindrischer Kern,
- 2.: Zylindrisches Gewinde und konischer Kern

**Abbildung 9)** Generelles zur Geometrie der Pedikelschrauben

Kim et al. haben in einer Publikation von 2012 anhand von 9 verschiedenen PS den Einfluss unterschiedlicher innerer und äußerer Kerne (konisch oder zylindrisch) und der Gewindeform auf die Auszugsfestigkeit aus verschiedenen, standardisierten Polyurethanschäumen untersucht. Wie sich die unterschiedlichen OP-Methoden und verschiedenen Pedikelschraubensysteme auf die Ausreißfestigkeit der Pedikelschrauben auswirken, wird im Hauptteil erörtert. [54]

Zudem variieren die Materialien, aus denen die Pedikelschrauben gefertigt werden. Christensen et al. verglichen PS aus rostfreiem 316L Stahl mit Titan-legierten PS. Hierfür wurde Ti-6Al-4V verwendet, was eine gängige Titanlegierung zu sein scheint (Titan-Aluminium-Vanadium Knetlegierung). Sie resümieren, dass Titan stressreduzierender wirkt, indem es eine größere Flexibilität aufweist als Stahl und zudem bioaktiv ist, was die Osteointegration zwischen Knochen und Implantat fördert. Zudem kommt es bei einem Implantat aus Titan zu geringeren Artefakten bei der MRT- und CT-Bildgebung. [20] [106]

### 1.10 Anforderungen an die Pedikelschraubensysteme

Dick et al. stellten fest, dass es für die Stabilisierung eines thorakolumbalen Wirbelsäulenabschnittes relevant ist, dass das Implantat selbst über eine ausreichende Stabilität verfügt und fest genug verankert ist, um die einwirkenden Kräfte tragen zu können. Auch bei ausgeprägter Instabilität sollte dies gewährleistet sein. Essentiell sei eine Rekonstruktion der Wirbelsäulen-anatomie bei möglichst kurzstreckigen, also möglichst wenige Segmente einbeziehenden Fixierungen und gewebeverträglichen Implantaten. [42]

Welche Last eine Pedikelschraube aufnehmen kann, hängt von Beschaffenheit und Menge des das Gewinde umgebenden Gewebes ab. [106]

Da Pedikelschrauben aufgrund täglicher Aktivitäten ständig Bewegungen und Lastwechseln ausgesetzt sind, unterliegen sie einer "wippenden" Bewegung. Dabei fungiert der Pedikel als Angelpunkt, was dazu führt, dass die umliegende Kortikalis des Wirbelbogens erheblichen Lasten ausgesetzt wird. Paik et al. überlegten, ob das feste Andrehen des Schraubenkopfes gegen den dorsalen, laminaren Cortex durch ein reduziertes Bewegungsausmaß zu einer besseren Lastaufnahme und einer größeren Ausreißfestigkeit (POS) führen könnte. Es stellte sich allerdings heraus, dass die POS jener Schrauben, deren Schraubenkopf mit 5mm Abstand vom Cortex inseriert wurden, größer war, als die, welche mit der oben beschriebenen „Hubbing“ genannten Technik inseriert worden waren. Außerdem traten bei der Hälfte der mit der Hubbing-Technik eingebrachten Schrauben Frakturen im oberen Facettengelenk oder der Lamina auf, während es bei der Kontrollgruppe zu keinen Frakturen kam. Alles in allem wurde die Hubbing-Technik als inadäquat eingestuft. [81, 106]

Generell sollten die verbindenden Elemente zwischen den PS steifer sein als die zwischen Schrauben und Knochen auftretenden Kräfte, aber dennoch so wenig steif wie möglich, um postoperativ nicht zu Lockerung zu führen. [42]

## **2. Material und Methoden**

Bei dieser Dissertationsschrift handelt es sich um eine Literaturübersicht. Hierzu wurden als Literaturportale unter anderem herangezogen:

- Pubmed
- NCBI
- Google scholar
- Uptodate
- Springer (Fachzeitschriften wie "Der Unfallchirurg", "Der Orthopäde")
- PMC
- Publierte Dissertationsschriften anderer Universitäten
- Eref (Thieme)
- Verschiedene Fachbücher (z.B. "Duale Reihe Anatomie")
- Verschiedene Internetseiten (primär für das Kapitel über herkömmliche Holzschrauben)
- ResearchGate

Insgesamt wurden 136 verschiedene Quellen herangezogen.

Bei der Literaturrecherche wurden zahlreiche unterschiedliche Stichworte verwendet, so zum Beispiel pedicle screw, pedicle screw historic, polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screws, pullout strength pedicle screws, CT, MRT, Roentgen, Anatomie Wirbelsäule, cement augmentation pedicle screw, pullout force pedicle screws, pullout resistance pedicle screws, pedicle screw thread, pedicle screw core, expandable pedicle screws, Pedikelschrauben Robotik, pedicle screw navigation, pedicle screw robotic, Computer assisted spine surgery, Osteoporose.

Die verwendeten Quellen teilen sich auf in 62 experimentelle Studien, 22 klinische Studien, 7 Literatur Reviews, 25 Fachartikel bzw. Fachbücher, Paper und OP-Anleitungen. Es wurden 20 Internetseiten für die Recherche über herkömmliche Holzschrauben und die allgemeine Schraubenlehre verwendet.

### Zeitliche Zuordnung

Insgesamt entstammt 1 Quelle dem Zeitraum 1940-1950, 2 Quellen dem Zeitraum 1951-1960, 0 Quellen dem Zeitraum 1961-1670, 1 Quelle dem Zeitraum 1971-1980, 6 Quellen dem Zeitraum 1981-1990, 18 Quellen dem Zeitraum 1991-2000, 39 Quellen dem Zeitraum 2001-2010, 65 Quellen dem Zeitraum 2011-2020 und 4 Quellen dem Zeitraum ab 2021.

Inhaltlich behandeln die älteren Quellen eher OP-Techniken und die prinzipiellen Merkmale der Implantate, während die neueren sich vermehrt mit Auszugs-Versuchen befassen.

### Geographische Zuordnung

75 Quellen stammen aus Deutschland (inkl. o.g. Internetseiten für das Kapitel über herkömmliche Schrauben), 36 Quellen stammen aus den USA, 9 Quellen aus China, davon 4 Quellen aus Taiwan, 1 Quelle aus Japan, 1 Quelle aus Korea, 1 Quelle aus Dänemark, 3 Quellen aus Italien, 1 Quelle aus Kanada, 3 Quellen aus der Schweiz, 4 Quellen aus der Türkei, 2 Quellen aus England.

Insgesamt kann man jedoch aufgrund unterschiedlicher Laborbedingungen und Fragestellungen die Studien nur sehr bedingt miteinander vergleichen. So wird z.B. nur uneinheitlich angegeben, ob das Gewinde vorgeschnitten wurde, es wurden unterschiedliche Materialien verwendet (Kunstschwämme/Leichenknochen/Tierknochen), die Schraubeneinsertion fand mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten statt und die Schrauben wurden unterschiedlich stark angezogen etc. Beispielsweise haben Tsuang und Kollegen ihre Versuche lediglich mit Tierknochen und keine Versuche am humanen Knochen durchgeführt.

Für die vorliegende Arbeit besitzt die Vergleichbarkeit der zur Verfügung stehenden Publikationen nicht die erste Priorität, da zum Teil ganz unterschiedliche Fragestellungen bearbeitet wurden.

Die Qualität der Publikationen lässt sich recht gut aus deren Relevanz der Fragestellung, der Methodik und der Anzahl der Versuche ableiten.

Von der Methodik her besonders aussagekräftig ist beispielsweise die Studie von Kim et al., in welcher 9 verschiedene Pedikelschrauben mit einer Kombination aller drei Gewindearten mit den verschiedenen Innen- und Außendurchmesserformen bei identischen Laborbedingungen miteinander verglichen werden.

Einige der eingebrachten Studien wiesen weniger aussagekräftige Methodiken auf; dies wird in der Diskussion näher behandelt.

Unter kritischer Betrachtung der in den jeweiligen Arbeiten ermittelten Ergebnisse war es schließlich möglich, diejenigen Parameter zu identifizieren, für die sich eindeutige Aussagen ableiten ließen.

### **3. Ergebnisse**

#### **3.1 Schraubenparameter**

##### **3.1.1 Gewinde und Kern**

Wie bereits in der Einleitung angesprochen, verwendet man je nach vorliegender Knochensubstanz und -qualität unterschiedliche Gewindearten. Bei einer durch Osteoporose veränderten Wirbelsäule würde man aufgrund der Abnahme der Knochenqualität somit einerseits eine PS mit größerem Gewinde und eher größerer Gewindesteigung verwenden, gleichzeitig ist der Außendurchmesser der PS aber limitiert durch die Pedikeldimensionen und damit das Risiko einer Pedikelfraktur (s.u.).

Aus mechanischer Sicht hängt die zulässige Belastung einer Schraube von der Menge des die Schraube umgebenden Materials ab. Shea et. al. stellten die Hypothese auf, dass aus einer Erhöhung der Kontaktfläche zwischen PS-Gewinde und umgebendem Knochen eine größere Kraftverteilung und somit stärkere Ausziehung resultieren könnte. [60, 106] Krenn et al. testeten anhand verschiedener PS mit unterschiedlichen Gewindetypen, Gewindesteigungen und Schraubenformen, ob die s.g. FOA (Fläche zwischen den Gewindegängen) ein guter Prädiktor für das Fixierungsvermögen in Knochen mit schlechter Qualität sein könnte. Dafür testeten sie drei verschiedene PS-Designs in einem axialen Auszugsexperiment an Polyurethan-Schwämmen mit unterschiedlicher Materialdichte: PS 1, Fig. 1A, mit Sägezahnengewinde ("buttress thread"), konischem Kern und einer FOA von 261mm<sup>2</sup>; PS 2, Fig. 1B, mit einem gemischten Gewindedesign (die eine Hälfte der Schraubenlänge nimmt ein Sägezahnengewinde ein, die andere Hälfte ein rundes Gewinde), konischem Kern und kleiner Steigung, FOA: 326 mm<sup>2</sup>, und PS 3, Fig. 1C, mit einem konstanten Kerndurchmesser und einem Spitzgewinde ("V-threading", siehe Einleitung) [60, 106] mit einer FOA von 206 mm<sup>2</sup>. Alle PS hatten die gleiche Länge und den gleichen Außendurchmesser. Die Schwämme wiesen Materialdichten von 0,12, 0,16 und 0,32 g/cm<sup>3</sup> auf, welche humane, osteoporotische Spongiosa imitieren sollte.

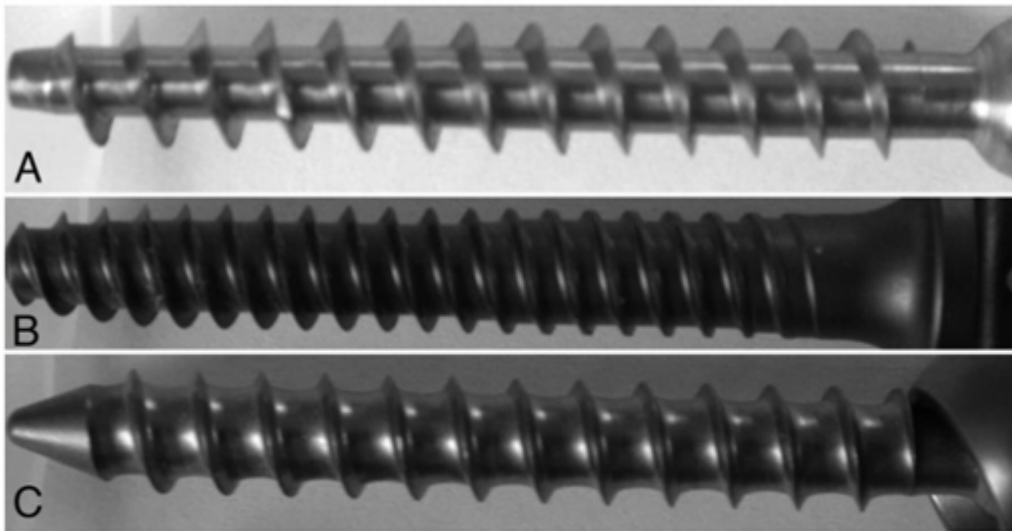
**Abbildung 10)** Verschiedene Pedikelschrauben

FIG. 1. Photographs showing screw Types 1 (A), 2 (B), and 3 (C).

*J. Neurosurg.: Spine / Volume 9 / July 2008*

Insgesamt zeigte sich bei allen PS, dass sich mit einer Erhöhung der Materialdichte auch die Auszugskraft erhöhte. Schraube Nr. 1 mit Sägezahngewinde und konischem Kern erreichte bei allen Materialdichten die größte Auszugsfestigkeit. Im Vergleich zwischen PS 2 und 3 waren bei einer Materialdichte von  $0,12 \text{ g/cm}^3$  höhere Kräfte zur Fixierung von Schraube 2 nötig. Bei dem Schwamm mit der Materialdichte von  $0,16 \text{ g/cm}^3$  erzielte Schraube 3 eine höhere Ausreißfestigkeit als Schraube 2 und bei einer Materialdichte von  $0,32 \text{ g/cm}^3$  lag kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Schrauben vor. Bei dem zweiten Schraubendesign mit der geringsten Gewindesteigung und der größten FOA zeigte sich eine geringere Ausreißkraft, was wohl daran lag, dass nicht die gewünschte Kompression des Knochens erzielt wurde und sich der Knochen zwischen den Gewindengängen eher wie einzelne Knochenfragmente verhielt. [106] Für ein ideales PS-Design scheint also das Ausmaß der Gewindesteigung und das Verhältnis zwischen Kern- und Außendurchmesser entscheidend zu sein. Durch eine Verringerung des Kerndurchmessers zur Schraubenspitze hin bei gleichbleibendem Außendurchmesser erreicht man durch Kompression eine(n) kraftschlüssigere Verbindung/Reibungschluss und eine bessere Fixierung, wodurch das initiale Losbrechmoment erhöht wird. [60] Schraube 1 kombiniert die Merkmale von Schraube 2 und 3 miteinander. Sie hat einen kleineren konischen Kerndurchmesser als Schraube 2, aber die gleiche Gewindesteigung wie Schraube 3. Schraube 2 hat durch ihre geringere Gewindesteigung und größeren Kerndurchmesser

zwar eine größere FOA, diese führt allerdings nicht zu der erwünschten Fixierung am Schrauben-Knochen-Übergang. Die Fläche zwischen zwei Gewindegängen, die aus der Gewindesteigung und -tiefe resultiert, ist entscheidend: Ist die Steigung zu klein oder der Knochen zu porös, so verbleibt nicht ausreichend Knochenmaterial zwischen den Gewindegängen, sondern nur Knochenfragmente (siehe oben). Die verbleibenden Knochenfragmente tragen nicht zur Auszugsfestigkeit bei, und die Schraube verhält sich dann eher wie ein Bolzen. Ist das Gewinde groß genug, sodass solide Knochenanteile zwischen den Gewindegängen verbleiben, so könnte eine größere FOA erzielt und größeren Belastungen standgehalten werden (zum Beispiel aufgrund eines reduzierten Kerndurchmessers, vorausgesetzt, die Schraube hat den gleichen äußeren Durchmesser, wie bei Schraube 1 demonstriert). Wichtig für die Ausreißkraft sind laut Krenn et al. auch der Kerndurchmesser, die Gewindetiefe sowie die Gewindesteigung. Der konische Kerndurchmesser der Schrauben 1 und 2 verdrängt bei seiner Insertion Knochenmaterial an den Rand des Bohrloches. Durch diese daraus resultierende Wandverdickung und die fortschreitende Kompression des umgebenden Knochens bieten konische Schrauben, verglichen mit zylindrischen, eine zusätzliche Fixierung. PS 2 scheint nach diesem "Kompressions-Prinzip" konzipiert worden zu sein. [60]

Asnis et al. stützen die These von Krenn et al. durch ähnliche Ergebnisse: In dem Versuch, eine bessere Fixierung durch die Verwendung schmalerer Gewinde zu erzielen, stellten Asnis et al. fest, dass dies bis zu einem gewissen Punkt durch eine Zunahme der FOA möglich war. Wurde dieser Punkt jedoch überschritten, wurde die Knochenkontaktfläche durch das schmalere Gewinde zu stark reduziert, was wiederum die Auszugskraft verringerte, da so der spongiöse Knochen leichter brach. [2]

Mummaneni et al. testeten, ob doppelgängige PS mit zwei parallelen Gewinden unterschiedlicher Höhe (s. Abb. 11) eine erhöhte Ausreißfestigkeit im osteoporotischen Knochen erzielen können, konnten aber keinen signifikanten Unterschied feststellen. [78, 106]

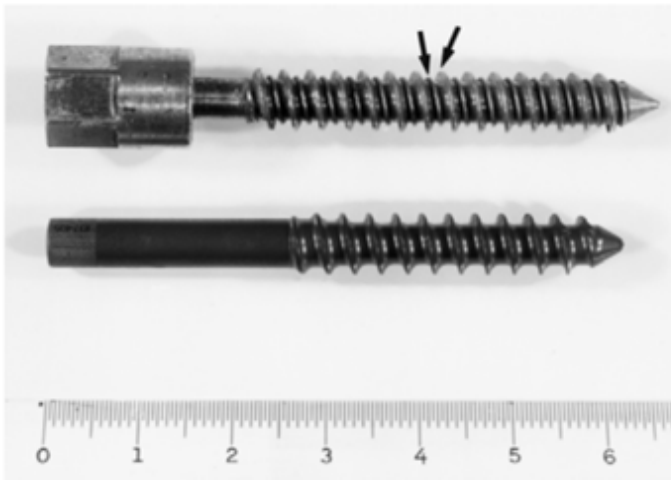
**Abbildung 11) PS mit Doppel- und Einfachgewinde**

FIG. 2. Photograph of the double-threaded screw (top) and the single-threaded screw (bottom) used in our experiment.

Brasiliense et al. untersuchten in einem Auszugsversuch, ob PS mit doppelgängigem Gewinde am proximalen Schaft (um die kortikale Verankerung zu erhöhen) die Auszugskraft und die Ermüdungsfestigkeit (fatigue endurance) steigern. Sie führten die Tests sowohl an lumbalen Kadaverwirbelkörpern (mit jeweils einer ein- und einer doppelgängigen PS pro WK), als auch an Polyurethan-Schwämmen im Vergleich durch. Von insgesamt 17 Wirbelkörpern waren 10 osteoporotisch und 2 osteopenisch. Bei den Schwämmen gab es hochporöse, die osteoporösen Knochen, und niedrig-poröse, die eine gesunde Knochenstruktur imitierten sollten.

## Abbildung 12) PS mit Doppel- und Einfachgewinde

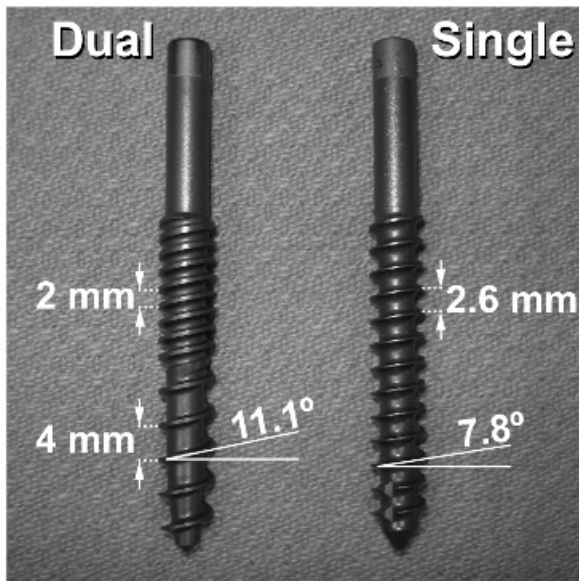


Fig. 1. Photographs of the dual- and single-threaded screws. Thread spacing (pitch) is indicated as well as the helix angle of the threads. In the dual-threaded screw (Left), the proximal portion is double-threaded, with overlapping threads of a 4-mm pitch. The distal portion is single-threaded. The major diameter of the screw is constant, but the minor diameter is tapered toward the tip. In the single-threaded screw (Right), approximately the same total length is threaded, although with a finer pitch than in the dual-threaded screw. Both the major and minor diameters of the screw are constant. [Used with permission from Barrow Neurological Institute].

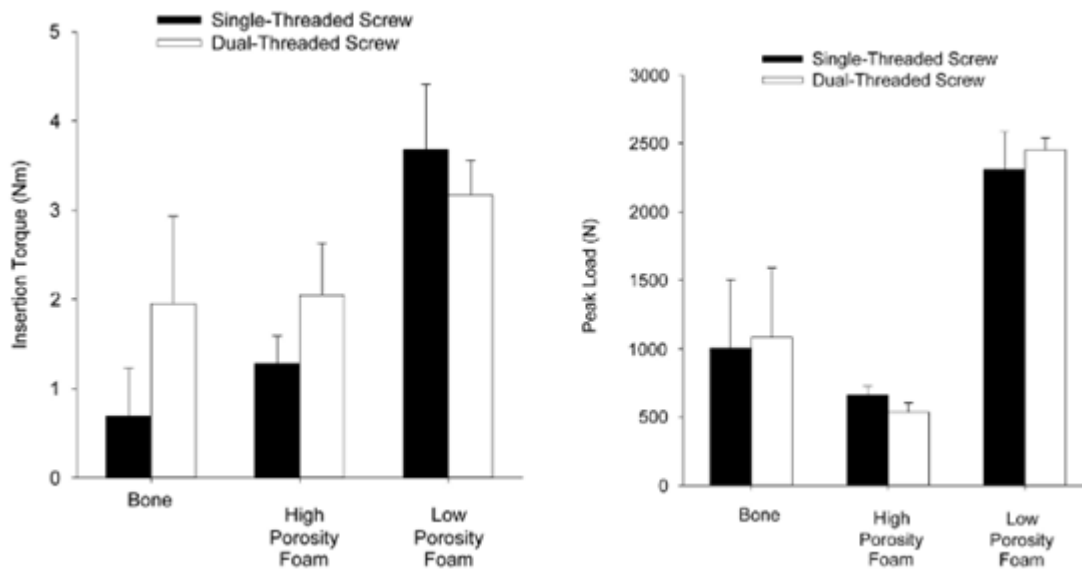
Sie kamen zu dem Ergebnis, dass beide Schraubenmodelle im niedrig-porösen Knochen ein höheres Eindrehmoment (IT) benötigten. Die doppelgängigen PS erforderten sowohl im Leichenknochen als auch in den Polyurethan-Schwämmen mit hoher Porosität (also niedriger BMD) ein höheres Eindrehmoment als die eingängigen PS. Bei den Schwämmen mit niedrigerer Porosität (also hoher BMD) war das Eindrehmoment der doppelgängigen PS niedriger als das der eingängigen. Bei beiden Schraubentypen war das Eindrehmoment im weniger porösen Schwamm höher als im stark-porösen Schwamm.

Die UPF (ultimate pullout force) der doppelgängigen PS im Knochen korrelierte nicht mit der BMD oder dem IT. Die UPF der eingängigen PS hat grenzwertig mit der BMD und stark mit dem IT korreliert. Im hoch-porösen Schwamm war die Auszugskraft der doppelgängigen PS kleiner als die der eingängigen PS, im niedrig-porösen Schwamm war sie größer. Bei beiden Schraubentypen war die Auszugskraft im weniger porösen Schwamm höher als im stark-porösen Schwamm.

Zusammenfassend lässt sich dem Artikel entnehmen, dass die doppelgängigen PS im Vergleich zu den eingängigen die Auszugskraft nicht signifikant steigern. Die doppelgängigen erreichten im Knochen nur eine um 7,8% höhere mittlere axiale Auszugskraft als die

Kontrollschraube. Auch bei den Schwämmen unterschiedlicher Dichte zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Schraubendesigns, wobei sich ein Trend zu höherer Auszugsfestigkeit bei den doppelgängigen PS in den Schwämmen mit geringerer Porosität abzeichnete sowie eine geringere Festigkeit bei den hoch-porösen Schwämmen.

**Abbildung 13)** Vergleich UPF und IT eingängige und doppelgängige PS



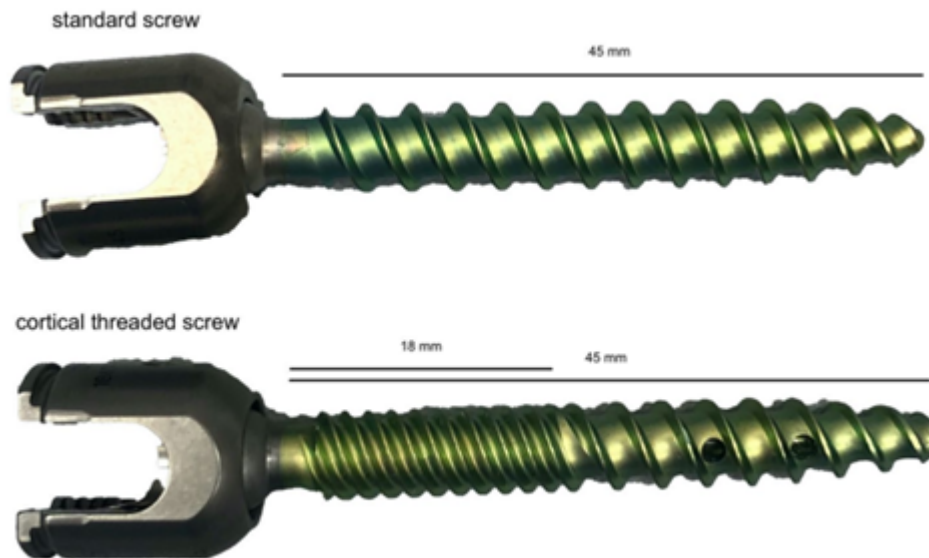
Laut Brasiliense et al. könnte die geringe BMD und damit die hohe Porosität des Knochens der Versuchs-Wirbelkörper den potentiellen Nutzen der doppelgängigen Schraube und der optimierten FOA untergraben haben. Auch stellten sie die Überlegung an, dass ein zusätzliches Gewinde statt zu einer Kompression des Knochens zu seiner Zerlegung in kleinere Fragmente führen könnte. Unter Berufung auf die Studie von Krenn et al. ([60]) postulieren sie, dass bei zu porösem Knochen weder eine große FOA, noch eine kleinere Steigung einer größeren Auszugskraft standhalten könnten, da die Knochen trabekel zu leicht zerbrechen würden. [13] Der oben beschriebene Trend zu höherer Auszugsfestigkeit bei den doppelgängigen PS in den Schwämmen mit geringerer Porosität, aber nicht bei den hoch-porösen Schwämmen, könnte diese These unterstützen. Aufgrund mangelnder statistischer Signifikanz scheint dieser Effekt jedoch gering zu sein, sodass weitere Studien für eine Überprüfung dieser Hypothese nötig wären.

Anders als in der Studie von Mummaneni et al., die keine Pilotbohrung (siehe unten) durchführten, schnitten Brasiliense et al. ein Einfachgewinde vor. Somit wurde das überlappende Gewinde der doppelgängigen PS in nicht vorgeschrittenen Knochen eingebracht, was zumindest teilweise für das größere Eindrehmoment verantwortlich sein

könnte. Es wird angenommen, dass ein höheres Eindrehmoment aufgrund eines erhöhten Reibungswiderstandes vom Schraubengewinde mit dem Knochen entsteht sowie durch eine radiale Kompression der Trabekel gegen die Kortikalis. [13]

Andere Ergebnisse erzielten Weiser et al. Sie verglichen eine PS mit durchgängigem Doppelgewinde mit einer PS mit Doppelgewinde und Vierfachgewinde (kortikales Gewinde) im Schraubenschaftbereich (s. Abb. 14).

**Abbildung 14)** PS mit Doppelgewinde und Vierfachgewinde (kortikales Gewinde) im Schraubenschaftbereich



Sie führten Auszugstests an 14 humanen Lendenwirbelkörpern durch, von denen 8 osteopenisch oder osteoporotisch waren. Hier wurde ersichtlich, dass die PS mit Vierfachgewinde im Knochen mit reduzierter BMD signifikant höhere Auszugsfestigkeiten erzielten, während im gesunden Knochen keine signifikanten Unterschiede zwischen den PS bestanden. [122]

Seng et al. haben 2018 die primäre Auszugsfestigkeit mit der einer nach Revision inserierten PS verglichen. Sie postulieren, dass die Kortikalis im Pedikel für etwa 60% der Auszugsfestigkeit verantwortlich sei. Somit sei anzunehmen, dass zusätzliche Gewinde im Pedikel zu einem größeren Eindrehmoment und höherer Auszugsfestigkeit führen könnten. Für ihre Versuche verwendeten sie drei unterschiedliche Gewindeformen (Einfachgewinde, Doppelgewinde und Mischgewinde unterschiedlicher Steigung).

**Abbildung 15)** Verschiedene Gewindeformen

Figure 1. Pedicle screw design details.

Alle PS wurden in ein synthetisches Knochenmodell inseriert. Zuerst maß man die primäre Auszugsfestigkeit einer 6,5 mm PS. Dann wurde die Auszugsfestigkeit gemessen, nachdem man eine 6,5 mm PS einbrachte, sie dann entfernte und anschließend erneut eindrehte. Abschließend wurde nach der Insertion und dem Auszug einer 6,5 mm PS eine 7,5 mm PS in denselben Knochenkanal inseriert und anschließend deren Auszugsfestigkeit gemessen.

- Bei der primären Auszugsfestigkeit zeigten die doppelgängigen Schrauben eine signifikant höhere Auszugskraft als die eingängigen.
- Bezogen auf die Revisionsauszugsfestigkeit war die der doppelgängigen PS signifikant höher (2726,8N) als die der PS mit Mischgewinde (1890,2N) und die der eingängigen PS (2213,3N).
- Die Mischgewindeschraube zeigten bei Revision und gleichem Durchmesser der Revisionschraube (6,5mm) eine signifikante Verringerung der Auszugsfestigkeit um 18,6%.
- Wurden die PS durch Schrauben mit größerem Durchmesser (7,5mm) ersetzt, so war die ursprüngliche primäre Ausreißfestigkeit wiederhergestellt. Bezogen auf die Revisionsauszugskraft wurde kein signifikanter Unterschied zwischen den drei PS-Modellen festgestellt. [104]

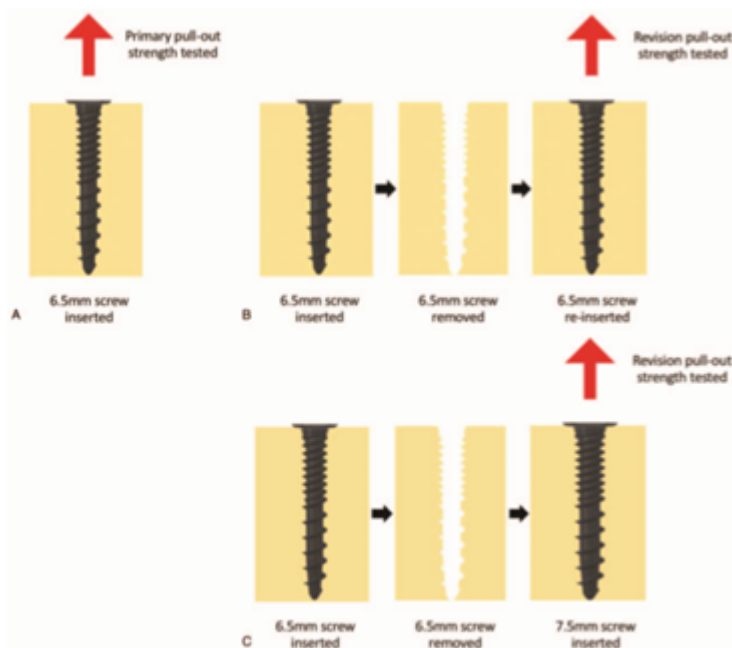
**Abbildung 16)** Auszugsversuche (Seng et al.)

Figure 3. A, Sequence 1 testing primary pull-out strength. B, Sequence 2 testing revision pull-out strength with same diameter pedicle screw. C, Sequence 3 testing revision pull-out strength with larger diameter pedicle screw.

Tsuang et al. führten Auszugstests durch, in denen sie PS mit vier verschiedenen Gewinde-Variationen testeten: eine PS mit Voll-Gewinde und 3 Teilgewinde-PS. Alle PS hatten den gleichen inneren wie äußeren DS, die gleichen Gewindetiefen und -profile, die gleiche Länge (45mm) und waren allesamt mit Titan legiert (Ti6Al4V). Die Teilgewindeschrauben hatten am proximalen Schraubenpol entweder zu 1/3, 1/2 oder 2/3 kein Gewinde (siehe Abbildungen 17 und 18). Ein gewindeloser Schaft sollte zum einen das Bruchrisiko im Pedikelisthmus reduzieren und zum anderen das umgebende und durch den Gewindeteil der Schraube angeschnittene Knochenmaterial an die Wand des vorgebohrten Loches drücken und komprimieren, wodurch sich Reibungswiderstand und Haltekraft der Schraube erhöhen sollten. Verglichen wurden die Auszugsfestigkeiten aus Polyurethanschwämmen sowie Schweine-Lendenwirbelkörpern. Die Polyurethanschwämme hatten eine Dichte von 0,16g/cc und imitierten somit osteoporotischen Knochen, die Schweine-Lendenwirbelkörper sollten im Vergleich den gesunden Knochen darstellen. In jedem Block wurde mittels eigens angefertigter Knochenahle (bestehend aus einem Bohrer mit 5mm Länge und einem Gewindeschneider mit 10mm Länge) ein 4 mm tiefes Pilotloch vorgebohrt und anschließend das Gewinde vorgeschritten; dann wurde die PS inseriert. Alle PS wurden 40mm tief inseriert. Mit wie viel NM die PS angezogen wurden, wird nicht erwähnt. [115]

Abbildung 17) Teilgewindeschrauben 1 - Aufbau



Abbildung 18) Teilgewindeschrauben 2 - Aufbau

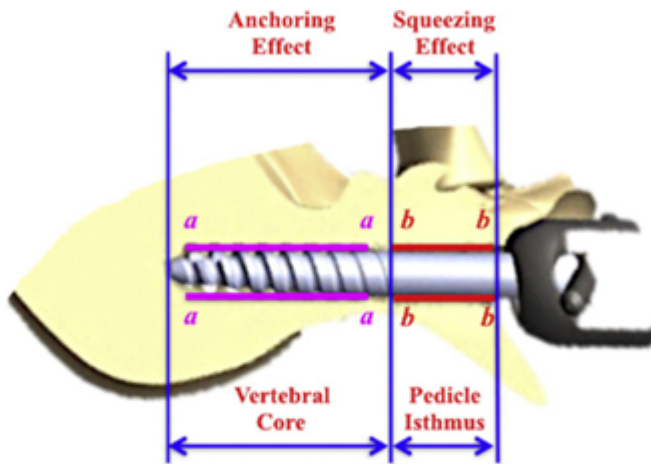
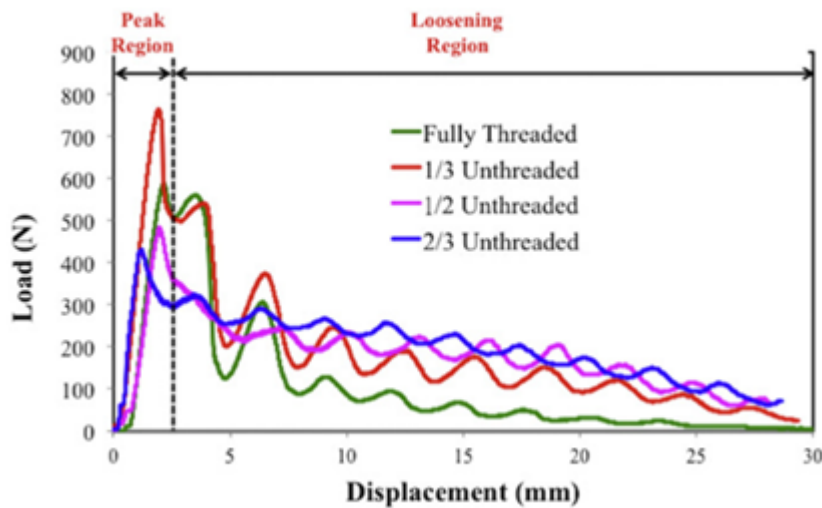


Fig. 1. Schematic diagram showing the insertion pathway of a pedicle screw. The anchoring and squeezing ability of the threaded and unthreaded shanks were assumed to occur within the vertebral core (lines aa) and pedicle isthmus (lines bb).

Insgesamt zeigte die Teilgewindeschraube mit 1/3 fehlendem Gewinde proximal die höchsten Spitzen-Auszugsfestigkeiten, gefolgt von der Vollgewindeschraube. Im Verlauf nahm die Haltefähigkeit der PS mit Vollgewinde am schnellsten ab (siehe Abbildung 19).

Abbildung 19) Teilgewindeschrauben 3 - Haltefähigkeit



Diese Ergebnisse waren sowohl in den synthetischen, als auch in den Schweine-Wirbelkörpern reproduzierbar (siehe Abbildung 20).

Abbildung 20) Teilgewindeschrauben 4 - POF, Haltefähigkeit

74

F.-Y. Tsuang et al. / Clinical Biomechanics 39 (2016) 71–76

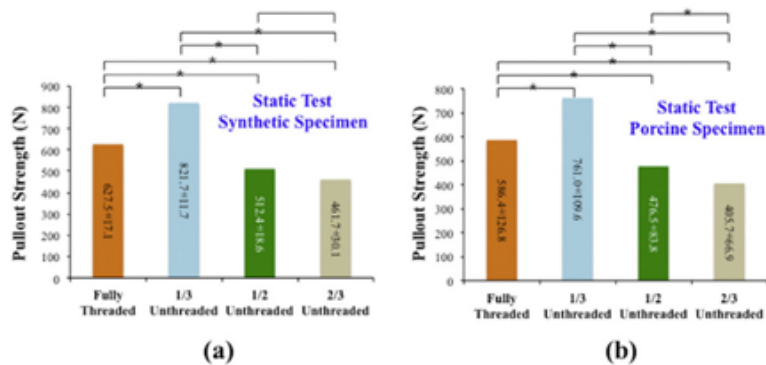
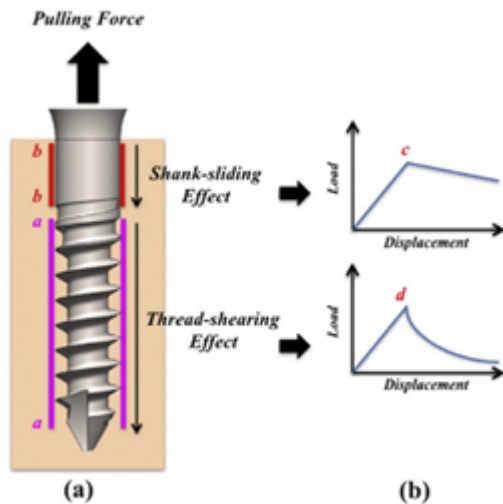


Fig. 4. Pullout strengths of the static tests. (a) Synthetic specimen. (b) Porcine specimen. The symbol \*\*\* denotes that the difference between the compared groups is statistically significant ( $P < 0.05$ ).

Der gewindelose proximale Teil der PS komprimiert auf Höhe des Pedikels den Knochen, während der Gewinde-Part im spongiösen Knochen für Verankerung sorgt.

Die rasche Abnahme der Haltefähigkeit lässt sich anhand der Abbildung 21 erläutern (s.u.).

**Abbildung 21)** Teilgewindeschrauben 5 - Gleitmechanismus des Schaftes

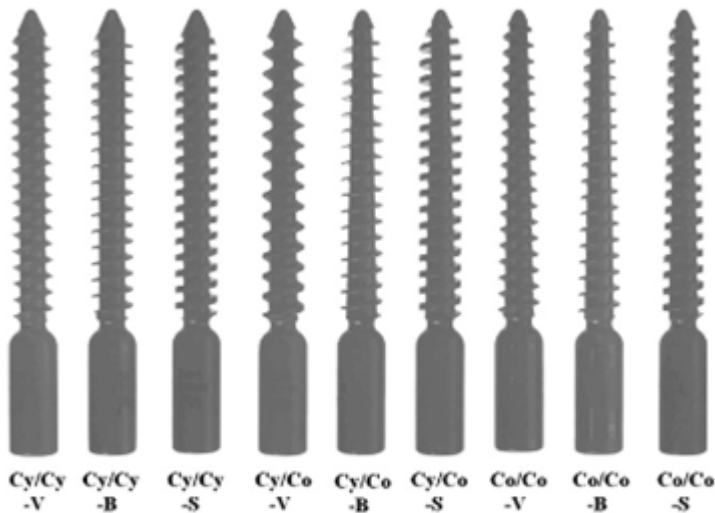
Die Graphik veranschaulicht, dass durch die Komprimierung durch den gewindelosen Schaft ("Gleitmechanismus des Schaftes", b-b) eine höhere Haltefestigkeit über die Spitzenlast hinaus erzielt werden konnte. Punkt c zeigt hier den länger anhaltenden Widerstand gegen die Auszugsversuche auch über das Erreichen der Spitzenlast hinaus. Das frühere Versagen der Vollgewindeschraube während der Auszugsversuche lässt sich am ehesten dadurch erklären, dass der Knochen durch das Eindrehen des Gewindes in kleinere Fragmente zerlegt wird, die weniger Auszugswiderstand bieten (bb, "Gewinde-Scher-Effekt"). [115]

Weiterhin stellt sich die Frage, welche Gewinde- und Kern-Formen am günstigsten sind. Oefner et al. verglichen in Auszugsversuchen eine V-förmige PS mit Einfachgewinde mit einer doppelgängigen PS mit Sägezahn- und V-förmigen Gewinden. Beide PS waren monoaxial und verfügten über einen konischen Kern. Hierfür führten sie Auszugsversuche an künstlichem (Polyurethan-Schaumblöcke, Normversuch) sowie menschlichem Knochen durch. Sie verwendeten für die Versuche sowohl Brust- als auch Lendenwirbelkörper und brachten zur besseren Vergleichbarkeit pro WK jeweils eine V-förmige und eine sägezahnförmige PS transpedikulär ein. Die PS mit V-förmigem Einfachgewinde erzielte sowohl im Kunst- als auch im humanen Knochen eine höhere Auszugsfestigkeit. Während kein Zusammenhang zwischen der FOA und der Auszugsfestigkeit festgestellt werden konnte, konnte jedoch eine Korrelation mit der Knochendichte nachgewiesen werden. [80]

Kim et al. testeten anhand von Auszugsversuchen an Polyurethan-Schwämmen unterschiedlicher Dichte die Auszugsfestigkeit von 9 verschiedenen PS. Diese unterschieden

sich in der Form ihres Innen- sowie Außendurchmessers und ihrer Gewindeform. Sie verwendeten sowohl zylindrische Schrauben, als auch solche mit konischen Innen- und Außendurchmesserformen. Es wurden Spitz-, Sägezahn- und Trapezgewinde verwendet. Dann kombinierten sie die verschiedenen Durchmesser- und Gewindeformen miteinander (s. unten, Abb. 22).

**Abbildung 22)** Verschiedene Schraubendesigns



**Fig. 1.** The configurations of screws. The first character means the shapes of outer diameter, cylindrical (Cy) or conical (Co). The second means shapes of inner diameter, cylindrical (Cy) or conical (Co). The last character means the shapes of thread, V shape (V), buttress shape (B), or square shape (S).

Alle PS hatten annähernd die gleiche Länge, Gewindehöhe und -steigung. In allen Schwämmen erzielten die PS mit Spitzgewinde, konischem Kern und zylindrischem Außendurchmesser die höchsten Auszugsfestigkeiten und die mit Trapezgewinde die geringsten. Der zylindrische Außendurchmesser kombiniert mit einem konischen Innendurchmesser erreichte die höchsten Auszugsfestigkeiten; die niedrigsten wurden bei den PS mit zylindrischem Außen- und Innendurchmesser gemessen.

**Tabelle 1) Kim et al., POF**Table 2  
The pullout strengths of pedicle screws according to the overall designs

Designs of screws	Pullout strengths according to the bone densities (N)		
	Grade 5	Grade 15	Grade 20
Cy/Cy-V	185.00±6.28	520.29±1.75	1,788.56±70.23
Cy/Cy-B	163.18±9.98	441.66±49.27	1,162.16±91.77*
Cy/Cy-S	159.12±3.23	464.33±47.12	1,388.46±185.05
Cy/Co-V	254.70±9.34*	849.42±6.51*	2,284.08±98.09*
Cy/Co-B	204.91±8.87	745.73±10.37	1,970.39±118.07
Cy/Co-S	195.80±13.53	601.22±13.92	1,976.59±119.36
Co/Co-V	210.98±11.95	744.90±22.47	1,968.09±68.97
Co/Co-B	185.77±5.25	681.99±53.51	1,805.57±16.95
Co/Co-S	171.04±6.29	471.86±35.34	1,702.61±92.39

Cy, cylindrical; Co, conical; V, V-shaped thread; B, a buttress shape; S, a square shape.

\* p<.05.

Kim et al. postulieren, dass es viel schwieriger sei, eine konische als eine zylindrische Schraube zu biegen oder zu brechen, weil der innere Kerndurchmesser einer konischen Schraube auf Höhe des Pedikels dicker ist als der einer zylindrischen bei gleichem äußerem Durchmesser. Durch das konische Profil des Kernabschnitts wird der angrenzende kortiko-spongiöse Zwischenraum während der Insertion stark komprimiert, was zu einem Anstieg der Torsions- und Auszugsfestigkeit führt. [54]

Hsu et al. haben Schraubenausziehtests an drei Arten verschiedener, handelsüblicher PS mit jeweils drei verschiedenen Größen (Typ 1-3, von großem zu kleinem äußerem Durchmesser, siehe Abbildung) durchgeführt (insgesamt testeten sie also 9 Schrauben). Die Schrauben von Cotrel-Dubousset (CD) hatten einen zylindrischen äußeren und konischen inneren Durchmesser, ebenso die von TSRH (Texas Scottish Rite Hospital), allerdings mit kleinerem konischen Part als bei den CD-Schrauben. Die Schrauben von Moss Miami wiesen einen zylindrischen äußeren und inneren Kerndurchmesser auf. Für die Auszugsversuche wurde Polyurethan-Schaum in zwei verschiedenen Dichten genutzt. Hsu et al. stellen die Hypothese auf, dass konische Schrauben während der Insertion zu einer Schaumverdichtung führen und somit höhere Eindrehmomente und Auszugsfestigkeiten erzielen könnten.

**Abbildung 23)** Verschiedene Schraubendesigns

Fig. 1. Three different pedicle screws tested in this study. Each had three types—I, II, and III—corresponding to different outer diameters.

Bei den Auszugstests war bei allen Schrauben bei der Spitzenlast die Dislokation geringer als 2mm. Wenn das Überdrehmoment überschritten wurde, scherte der Schaum innerhalb einer Schraubenumdrehung nach Kollision des Schraubenkopfes mit der Unterlegscheibe ab. Bei beiden Tests kam es zum Versagen durch zylindrisches Abscheren des die Schraube umgebenden Schaums, während die Struktur der Schraube unversehrt blieb. Bei den konischen Schrauben war die Auszugsfestigkeit höher, wenn eine Kompression des Knochenschaums erzeugt wurde. Außerdem nahm die Steifigkeit des Knochen-Schraubenübergangs zu, wenn eine Schaumkompression vorlag, insbesondere bei den CD-Schrauben mit langem konischem Kern. Insgesamt ließ sich feststellen, dass konische Schraubenkerne zu einer höheren Auszugsfestigkeit und einem höheren Eindrehmoment als Schrauben mit zylindrischem Kern führten. [46]

Auch Tolunay, Yaman et al. halten in einer 2015 veröffentlichten Arbeit fest, dass eine größere FOA die POF erhöht. Gleichzeitig senke sich durch eine größere FOA aber auch der innere Durchmesser der PS, was zu einer größeren Torsionssteifigkeit und einem Schraubenbruch führen könnte. Um dies auszugleichen, wurden PS mit konischem Kern entwickelt.

Tolunay, Yaman et al. führen an, dass PS mit doppelgängigem Kern eine höhere Auszugsfestigkeit erzielen. Mittels eines doppelgängigen Kerns erreiche man am distalen Ende der PS eine größere FOA mit mehr Knochenkompartimenten zwischen den einzelnen Gewindegängen. Zusätzlich komme es proximal durch eine geringere Steigung zu einem besseren Halt in der Kortikalis des Pedikels. Bezugnehmend auf eine Veröffentlichung von Hirano et al., postulieren Tolunay et al., dass 60% der Auszugsfestigkeit der PS durch den Pedikel zustande kämen. Tolunay et al. testeten nun, wie sich die

Auszugsfestigkeit einer PS mit doppelgängigem Kern und Zementaugmentation verhält. Hierfür verglichen sie die Auszugsfestigkeit von 5 verschiedenen PS - alle waren polyaxial, mit einem 7,55 mm Durchmesser (ob Innen- o. Außendurchmesser, wird hier nicht präzisiert) und 50 mm Länge. Verglichen wurden eine herkömmliche PS (NPS) mit konischem Kern, eine PS mit doppelgängigem Gewinde sowie doppelgängigem Kern (DLDC PS), eine herkömmliche PS mit PMMA-Augmentation, eine PS mit doppelgängigem Kern/Gewinde + PMMA-Augmentation und eine kanülierte PS mit PMMA-Augmentation (mit zwei Öffnungen proximal seitlich). Bei den DLDC PS erhoffte man sich durch zwei verschiedene Kerndurchmesser eine verbesserte Verankerung im kortikalen und spongiösen Knochen sowie durch das doppelgängige Gewinde eine schnellere Insertion. Diese PS wurden bereits in der Einleitung (Abbildung Nr. 5) präsentiert. Die Auszugskräfte wurden sowohl an synthetischen Schwämmen als auch an bovinem Knochenmaterial getestet.

Ergebnisse der Auszugsversuche an synthetischen Schwämmen: Die stärkste POF erzielte die DLDC PS mit PMMA, dann folgte die NPS mit PMMA, dann die DLDC PS (zwischen der NPS mit PMMA und der DLDC PS bestand allerdings kein signifikanter Unterschied), dann die NPS und dann die kanülierten PS (CPS) mit PMMA, auch hier bestand allerdings kein signifikanter Unterschied zwischen NPS und PS mit PMMA.

Ergebnisse der Auszugsversuche an bovinem Knochen: Auch hier erzielte die DLDC PS mit PMMA die höchste POF, dann folgten die CPS mit PMMA, dann die NPS mit PMMA und die DLDC PS ohne PMMA, zwischen diesen letzten dreien bestand jedoch kein signifikanter Unterschied. Die niedrigste Auszugskraft wies die NPS ohne PMMA-Augmentation auf.

Die Überlegenheit der zementierten DLDC begründen Tolunay et al. mit der größeren FOA distal, wodurch mehr Zement injiziert werden könne. Das schlechte Ergebnis der CPS + PMMA im synthetischen Schwamm erklären die Autoren dadurch, dass die Fensterungen der PS sich mit dem Schaum füllten, und der Druck des später injizierten Zements nicht ausreichte, um diese wieder zu öffnen.

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass die DLDC mit PMMA die höchste POF erreichten (36% höher als die NPS mit PMMA). Sollte man auf eine Zementaugmentation verzichten wollen (z.B. aufgrund des Risikos einer Zementleckage), könnte auch die DLDC ohne PMMA eine ähnliche POF wie die CPS oder NPS mit PMMA erzielen. [114] Zur Zement-Augmentation folgt im Verlauf noch eine weitere Gegenüberstellung (zementiert/unzementiert).

Tolunay et al. verglichen ihre Ergebnisse mit den Ergebnissen von Auszugsstudien von Lei et al. bezüglich expandierbarer PS (EPS) und resümierten, dass die Auszugskraft der mit PMMA augmentierten DLDC PS höher war als die der EPS (3917 N im Vgl. zu 2873 N bei den EPS). [65, 114]

Kubiak et al. stellen in einem 2018 veröffentlichten Paper nochmals detailliert das PS-Design mit dualem konischem Kern vor. Sie verglichen die POF in Auszugsversuchen einer PS mit konischem, dualem Kern und doppeläufigem, sägezahnförmigem Gewinde im Vergleich zu einer PS mit zylindrischem Kern und V-förmigem Spitzgewinde.

Die PS mit dualem Kern hatte proximal einen Kerndurchmesser von 4,5 mm mit niedrigem und breitem Gewinde, konzipiert für die Kortikalis. Nach distal hin verjüngte sich der Kern zu einem schmaleren zylindrischen, 3,8 mm messenden Kern mit hohem und dünnem Gewinde für den spongiösen Knochen (siehe untenstehende Tabelle).

**Tabelle 2)** Kubiak et al., Spezifizierung der verwendeten PS

**Table 1**

Specification of the pedicle screws employed in this study.

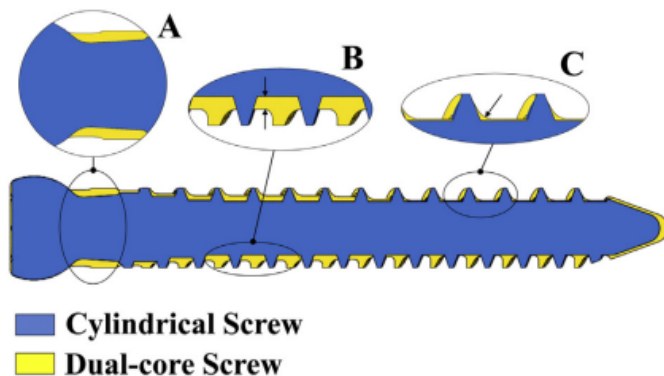
Screw type	Outer diameter (mm)	Core diameter (mm)	Length (mm)	Shaft length (mm)	Pitch (mm)	Thread depth (mm)	FOA (mm <sup>2</sup> )
Cylindrical	5.5	3.7	45	40	2.5	0.9	104
Dual-core	5.5	4.5 3.8	45.7	41.3	2.5	0.5 0.85	199

\* Dimension corresponding to the cortical portion of the screw.

† Dimension corresponding to the cancellous portion of the screw.

\*\* FOA value for 20 mm test depth.

**Abbildung 24)** Kubiak et al., PS mit konischem, dualem Kern



**Abbildung 25)** Kubiak et al., PS mit konischem, dualem Kern

A.J. Kubiak et al.

Engineering Failure Analysis 95 (2019) 96–106

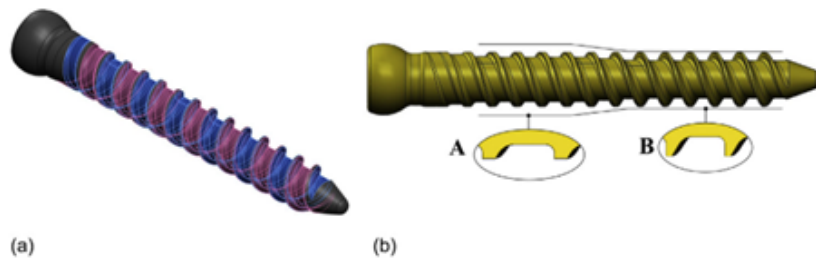
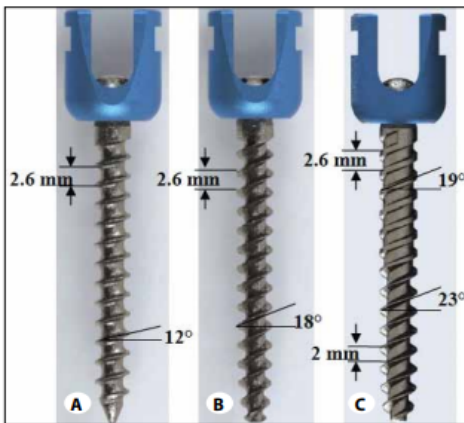


Fig. 3. Detailed view of the dual-core screw geometry: a) Dual thread; b) A - Cortical core profile, B - Cancellous core profile.

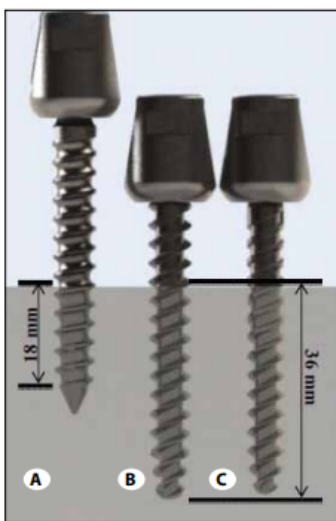
Die PS mit dualem Kern zeigt, wenn auch nicht signifikant, eine höhere POF als die herkömmliche zylindrische PS. Die PS mit dualem Kern hatte eine längere Lebensdauer in den Belastungsversuchen, eine höhere Biegefestigkeit und war insgesamt schwieriger zu verformen oder zu brechen, was am höheren proximalen Kerndurchmesser sowie der verstärkten Geometrie im Bereich des Schraubenhalses lag. Die PS mit dualem Kern und doppelläufigem Gewinde ließ sich schneller inserieren als die zylindrische PS mit Einfachgewinde. [61]

Yaman et al. verglichen 2013 die POF von 3 verschiedenen PS miteinander: Die einer Standard-PS mit konischem Kern (PS A), einer Standard-PS mit doppelläufigem Gewinde (PS B) und einer PS mit dualem Kern und doppelgängigem Gewinde (PS C). Hierbei hatte PS A einen inneren distalen Durchmesser von 3,1mm und proximal 3,6mm. Die Gewindesteigung betrug 2,6mm, die Gewindehöhe 0,9mm und der Schraubenwinkel 12 Grad. PS B hatte ein Doppelgewinde und einen inneren distalen Durchmesser von 2,7mm und proximal 3,4 mm. Die Gewindesteigung betrug 2,6mm, die Gewindehöhe 1,05 mm und der Schraubenwinkel 12 Grad. PS C, mit dualem Kern und Doppelgewinde, hatte einen inneren distalen Durchmesser von 3,4 mm und proximal 4,7 mm. Die Gewindesteigung betrug 2,6mm distal und 1,8 mm proximal. Die Gewindehöhe betrug distal 1,05 mm und proximal 0,5mm und der Schraubenwinkel distal 23 Grad und proximal 19 Grad.

PS B wurde konzipiert, um die POF im Pedikel durch einen vergrößerten Schraubenwinkel und ein doppelgängiges Gewinde zu erhöhen. PS C brachte den Vorteil einer flachen FOA mit und sollte durch den veränderten Schraubenwinkel sowie die Gewindehöhe und -steigung die POF im Pedikel sowie Wirbelkörper erhöhen. [131]

**Abbildung 26) Yaman et al., unterschiedliche Schraubentypen**


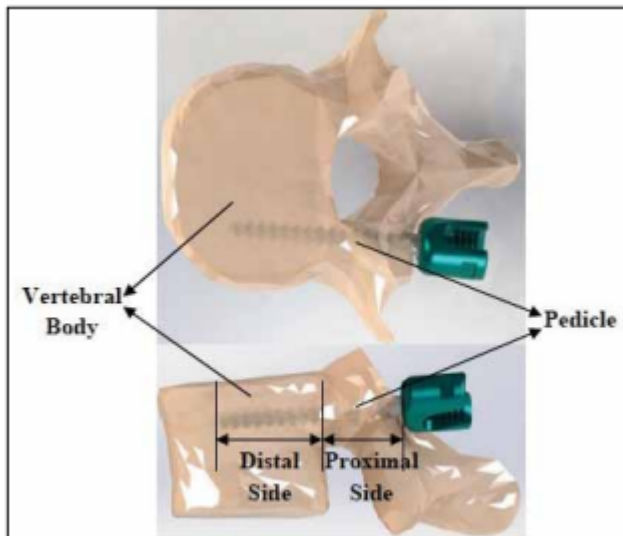
**Figure 1:** Newly designed pedicle screws. A) Type A. B) Type B. C) Type C.



**Figure 2:** Presentation of insertion speed versus single or dual threaded designs. All screws were screwed with same number of tours. A) Type A. B) Type B. C) Type C.

Sowohl im synthetischen Knochen, als auch im Schweineknochen erzielte PS C mit duallem Kern und doppelgängigem Gewinde in allen Auszugstests die höchste POF. Das Doppelgewinde und der veränderte Gewindegewinkel von PS Typ B und C führten zu einer doppelten Insertionstiefe bei gleichem Schraubenumfang und gleicher Umdrehungszahl, was insgesamt zu einer schnelleren Insertionsgeschwindigkeit führt. Z.B. bei langstreckigen Spondylodesen/Skoliose-Korrekturen könnte dies Zeit und Kosten im OP-Saal einsparen. [131]

Abbildung 27) Yaman et al.



**Figure 3:** The relation between the screw's distal and proximal sides and vertebral bone.

Yaman et al. postulieren außerdem, unter anderem unter Berufung auf die Studien von Abshire et al. (siehe unten), dass konische PS zu einer besseren Anpassung an die Anatomie des Pedikels und einer höheren Auszugsfestigkeit führen. Bei jeder Umdrehung würden konische PS den umliegenden Knochen mehr komprimieren, was zu einer erhöhten POF (im Vergleich zu zylinderförmigen PS) führe. [114]

Abshire et al. berichten, dass die Auszugskraft konischer Schrauben 17% größer war als die zylindrischer. Dafür testeten sie beide PS-Typen im Vergleich an lumbalen Schweine-WK (LWK1-6) komplett eingedreht, um 180 ° ausgedreht und um 360° ausgedreht. In diesem Versuch hatten die zylindrischen PS einen konstanten Außendurchmesser, während sich die konischen von 7,5 mm um 20% auf 6,0 mm zur Spitze hin verjüngten. Die Gewindesteigung betrug bei beiden Schrauben 1,8mm und die Gewindetiefe 1,2mm. Die Gewindeform war bei beiden Schraubentypen identisch. Beide PS hatten einen vergleichbaren inneren (Kern-) Durchmesser auf Höhe des Pedikelisthmus.

Abshire et al. stellen fest, dass wenn PS brechen, geschehe dies gewöhnlich distal des Gewinde-Schaft-Übergang im intrapedikulären Teil der Schraube. Konische Schrauben wurden in der Absicht entwickelt, den Halt dort zu verbessern und die Gefahr des Brechens oder Verbiegens im gefährdeten Teil der PS zu verringern. Da konische Schrauben üblicherweise einen größeren inneren Durchmesser am Gewinde-Schaft-Übergang und im intrapedikulären Anteil der PS haben, reduzieren sie das Risiko für Brüche/Verbiegungen in diesem stressanfälligen Bezirk. In der Theorie sollten konische Schrauben die

Auszugskraft und die initiale Fixierungsfestigkeit durch eine bessere Passform und Füllung im dorsalen Pedikelteil erhöhen. Durch Anpassung der konischen Schraube an die konische Form des dorsalen Pedikelabschnitts soll eine bessere Verbindung zwischen dem Schraubengewinde und kortikalem wie spongiösem Knochen am spongiös-kortikalen Übergang erzielt werden; dieser Übergangsbereich bietet mehr Halt als Spongiosa allein. Während der Insertion komprimieren konische Schrauben den umgebenden Knochen zunehmend mit jeder Umdrehung, was zu erhöhtem Halt führen soll, aber auch zum Verlust der Verankerung führen kann, wenn die Schraube während der Instrumentation zurückgedreht werden sollte. Da im klinischen Alltag während der Insertion Anpassungen der Insertionstiefe der Schraube notwendig werden können, ist deren Effekt auf die Fixierungsfestigkeit ein wichtiger Faktor für die Selektion der PS-Instrumente. Zusammenfassend schließen Abshire et al., dass konische PS einen gleichen oder besseren Halt bieten als zylindrische, wenn die gleiche Gewindebeschaffenheit und -steigung vorliegt. Sie stellten fest, dass man für die intraoperative optimale Schraubenausrichtung die getestete konische PS ohne Verlust von Auszugskraft um 180 bis 360 Grad, also bis zu einer vollen Umdrehung, zurückdrehen könne. In Ihrem Versuchsaufbau inserierten sie zunächst die PS, dann retrograd den Zement und dann drehten sie die PS um 180 bzw. 360 Grad zurück. Sie beschreiben nicht die Zeit zwischen Zementinjektion und Zurückdrehen der Schraube, es ist aber anzunehmen, dass der Zement hier noch nicht ausgehärtet war. Diese Ergebnisse gelten aber möglicherweise nicht für PS mit kleinerem Gewinde oder größerem inneren Durchmesser. [1]

Lill et al. führten Auszugsversuche an Kälber-Wirbelkörpern durch. Sie inserierten unzementierte konische sowie zylindrische PS und drehten diese um 180 Grad zurück. Die Auszugskräfte der konischen, um 180 Grad zurückgedrehten PS fielen signifikant geringer aus als die der zylindrischen. [66]

### 3.1.2 Zementierte / unzementierte Schrauben

Insbesondere bei osteoporotischem Knochen ist die Lockerung der PS eine befürchtete Komplikation, weshalb teilweise entweder primär bei osteoporotischem Knochen oder sekundär bei einer Revision die Indikation zur Einzementierung der PS gestellt wird. [8] [62] Die Zementaugmentation der Pedikelschrauben erhöht nachweislich deren Auszugskräfte aus osteoporotischem Knochen. [8, 19, 24, 62]

Zementaugmentierte PS können perkutan oder offen inseriert werden. Es gibt mehrere verschiedene Techniken, den Zement einzubringen. So gibt es zum einen kanülierte und

fenestrierte Schrauben, welche zuerst inseriert werden, und der Zement anschließend über die Schraube injiziert wird. Alternativ kann entweder der Wirbelkörper im Sinne einer Vertebroplastie mit Zement befüllt, und noch vor Aushärten die PS eingebracht werden, oder man schneidet das Gewinde vor, befüllt dieses mit Zement und inseriert dann vor dessen Aushärtung die PS.

Prinzipiell gibt es unterschiedliche Zemente, die zur Anwendung kommen können. Blatter et al. empfehlen eindeutig die Verwendung von PMMA (Polymethylmethacrylat). Sie postulieren, dass die Alternativen, welche beispielsweise auf einer Hydroxylapatit- oder Kalzium-Phosphat-Basis beruhen, langfristig keine ausreichende Auszugsfestigkeit der Schraube gewährleisten können. [8]

Zemente auf Kalzium-Phosphat-Basis sind zwar biologisch abbaubar, osteokonduktiv und nicht exotherm; allerdings haben auch Kiyak et al. im Vergleich zu PMMA beim Kalzium-Phosphat-Zement in ihren Auszugsversuchen eine geringere Auszugskraft gemessen. [55]

Costa et al. haben in einer Studie die Auszugskräfte einer nicht-zementierten PS im Vergleich zu unterschiedlich zementierten Schrauben ermittelt. Sie verwendeten PMMA-Zement und testeten 5 verschiedene Injektionstechniken an Knochenschaum:

- Gruppe 1, (auf untenstehender Graphik mit a gekennzeichnet) stellte die Kontrollgruppe ohne Zementaugmentation dar. Die PS wurde ohne Zement in das vorgebohrte Pilotloch inseriert.
- Gruppe 2, hier wurden 1,5 cc Zement in das vorgebohrte Pilotloch gefüllt und anschließend die PS eingebracht. (b)
- Gruppe 3, eine kanülierte und fenestrierte PS wurde in das vorgebohrte Pilotloch inseriert und anschließend wurden 3,0 cc Zement mit einer für dieses System entwickelten Nadel, die in den Schraubenschaft eingeführt wurde, über die Öffnungen der Schraube eingebracht. (c)
- Gruppe 4, vor der Schraubeninsertion wurden mittels eines Standardtrokars und einem Standard-Injektionssystems in 55mm Tiefe (analog zur Vertebroplastietechnik) unter Druck 3 cc Zement retrograd in das vorgebohrte Areal eingebracht. Anschließend wurde die Schraube eingedreht. (d)
- Gruppe 5, hier wurden 3 cc Zement unter Druck über einen fenestrierten Trokar und ein Injektions-System in 50mm Tiefe in das vorgebohrte Pilotloch eingebracht; anschließend wurde die PS inseriert. (e)

**Abbildungen 28 und 29)** Costa et al., Vgl. der Auszugskräfte einer nicht-zementierten PS mit unterschiedlich zementierten Schrauben

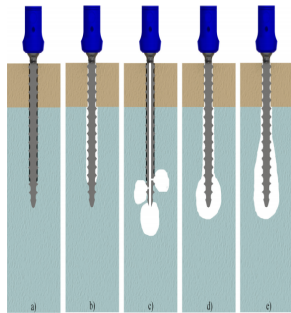


Fig. 1. Different augmentation technique schematization. (a) Only screw without PMA (control group). (b) Retrograde cement pre-filling of the upper area. (c) Canalized and fenestrated screw. (d) Injection using a standard trace (vertebroplasty) and retrograde pre-filling, and (e) Injection through a fenestrated trace (baller-Steinmann) and retrograde pre-filling.

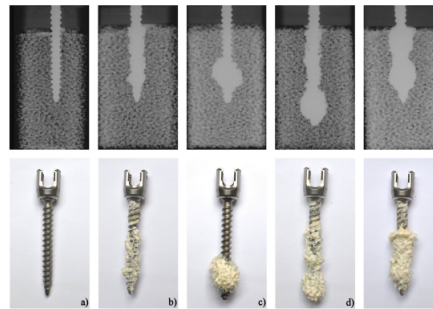


Fig. 3. Radiological images showing the test block (closed cell and open cell foam layers are easily identifiable) and the inserted screw (top); and failed specimens after the pull-out test (bottom) for each augmentation technique tested.

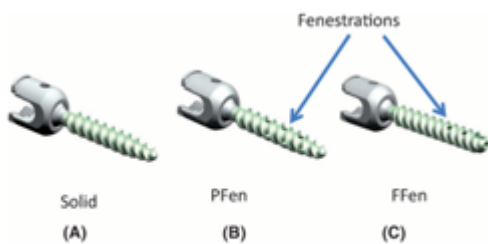
Alle Gruppen 2-5 erzielten eine größere Auszugskraft als die Kontrollgruppe 1. Die radiologische Auswertung zeigte, dass die Schrauben der Gruppen 2, 4 und 5 eine länglichere/gleichmäßigere Verteilung des Zements entlang des Schraubenschaftes und somit eine größere Schrauben-/Zementoberfläche lateral erzielten, als bei Gruppe 3, bei welcher eher ein sphärischer Zementaustritt zum distalen Ende hin auftrat (auch wenn der Zementaustritt hauptsächlich über die proximalen, lateralen Fensterungen und nicht über das distale Loch stattfand). Die Schnittfläche zwischen Schraube und Zement war also bei der Vertebroplastietechnik und der retrograden Zementinjektion (Gruppe 4 und 5) größer, als bei dem Einsatz fenestrierter/kanülierter PS - es konnte mit der gleichen Zementmenge eine bessere Verteilung entlang der Schraube erreicht werden. In Gruppe 5 schien die Verteilung des Zements entlang des Schraubenschaftes besser reproduzierbar zu sein als in Gruppe 4. Bei Gruppe 2 wurde weniger Zement benutzt als bei den anderen Gruppen, wodurch sich die Kontaktfläche verringerte. In Gruppe 3 (kanülierte, fenestrierte PS) wurden vergleichbare Werte bezüglich der Auszugskraft erzielt wie in Gruppe 2 (Standard-Augmentationstechnik). Eine gleichmäßigere und langstreckigere Verteilung des Zements scheint die geringere Zementmenge auszugleichen. Costa et al. postulieren, dass das Befüllen des vorgebohrten Bereiches noch vor Schraubeninsertion durch eine Optimierung der Grenzfläche zwischen Knochen und Zement dafür verantwortlich sein könnte. In Gruppe 4 (Vertebroplastietechnik) wurde eine höhere Auszugskraft als in den Gruppen 2 und 3 erzielt, ein statistisch signifikanter Unterschied wurde allerdings nur in Gruppe 5 gegenüber den anderen Techniken erreicht. Insgesamt konnte somit durch Gruppe 5 eine signifikant höhere Auszugsfestigkeit für die Vertebroplastie-Augmentationstechnik nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis steht laut Costa et al. im Gegensatz zu anderen Studien, z.B. von Choma et al. und Kueny et al. (siehe unten). Der Zement

füllt die Hohlräume des Spongiosa-imitierenden Schaums, wodurch ein Verbundmaterial entsteht. Dieses kann den Halt der PS verbessern, indem es die Kontaktfläche mit dem Knochenschaum (der osteoporotischen Knochen imitieren soll) erhöht. [24]

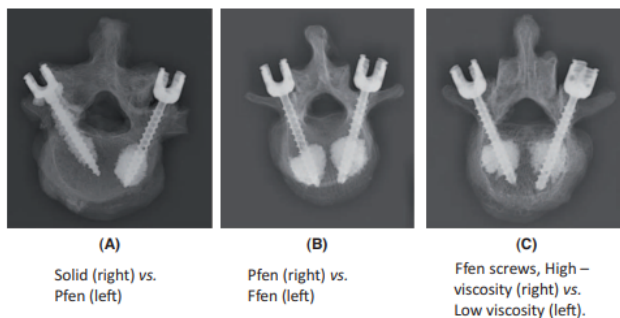
Choma et al. testeten an humanen, osteoporotischen Kadaver-Wirbelkörpern (T6-L5) unterschiedliche Augmentationstechniken. Hierfür hatten sie 5 verschiedene Versuchsgruppen:

- Gruppe 1, herkömmliche PS (so genannte "Solid" Schrauben, für "solid core") ohne Zementaugmentation.
- Gruppe 2, hier wurden vor der Insertion der Solid Schrauben 2,0ml Confidence Zement (hochviskoses PMMA) in das vorgebohrte Pilotloch injiziert.
- Gruppe 3, so genannte Pfen Schrauben (partially cannulated fenestrated screws), die mit 2,0ml Confidence Zement nach Schraubeninsertion durch die Schraube hindurch augmentiert wurden.
- Gruppe 4, so genannte Ffen Schrauben (fully cannulated fenestrated), die mit 2,0ml Confidence Zement nach Schraubeninsertion durch die Schraube hindurch augmentiert.
- Gruppe 5, Ffen Schrauben, die mit 2,0 ml Vertebroplastic Zement (niedrige Viskosität) nach Schraubeninsertion durch die Schraube hindurch augmentiert wurden.

**Abbildungen 30 und 31) Kanülierte PS**

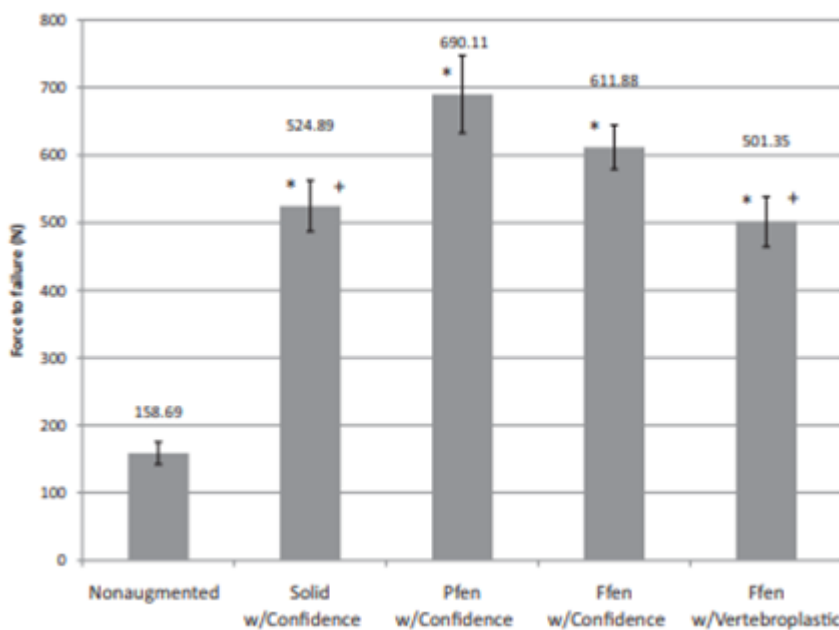


**Figure 1.** Three types of screws tested: (A) solid-core, (B) partially cannulated with distal fenestrations (PFen), and (C) fully cannulated with distal fenestrations (FFen).



Auch Choma et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die nicht-augmentierten Schrauben die geringste Auszugskraft aufwiesen. Die mit Confidence Zement augmentierten Pfen Schrauben erreichten eine höhere Auszugskraft als die mit Confidence Zement und die mit Vertebroplastic Zement augmentierten Ffen Schrauben und die Solid Schrauben aus Gruppe 2. Beim höher viskosen Zement schien sich ein Trend zu einer höheren Versagenslast (VL) aufzutun, dies war allerdings nicht statistisch signifikant.

**Abbildung 32)** Choma et al., Vgl. der Auszugskräfte unterschiedlicher PS, teilweise kanüliert und teilweise Zement-augmentiert



Chen et al. verglichen kanülierte sowie herkömmliche PS mit zylindrischem und konischem Gewinde. Bei den herkömmlichen fand eine retrograde Zementinjektion mit anschließender PS-Insertion statt, bei den kanülierten PS eine Zementinjektion durch die Fensterungen hindurch. Sowohl mit zylindrischer, als auch mit konischer Gewindeform erzielten die kanülierten PS die niedrigeren Auszugsfestigkeiten. [17]

Anders als Costa und Chen et al., postulieren Choma et al., dass die konzentrierte Zementverteilung am distalen Schraubende eine höhere Auszugskraft generieren könne als die gleichmäßige Zementverteilung entlang des gesamten Schraubenschaftes.

Choma et al. führen an, dass die distale Fensterung der PS eine Abgabe der gesamten Zementmenge ventral des neurozentralen Übergangs (neurocentral junction, NCJ) begrenzt in den Wirbelkörper ermöglicht. Dies könnte das Risiko des Zementaustrittes in den Spinalkanal, z. B. aufgrund eines nicht registrierten Pedikelbruchs, reduzieren. Dies

sei insbesondere bei osteoporotischen Wirbelkörpern relevant, da diese eine erhöhte Inzidenz von Zementleckagen aufwiesen. Auch könne höher viskoser Zement zu einem geringeren Austritt in den Spinalkanal oder das Gefäßsystem führen und die Fixierung verbessern. [19]

Auch Kueny et al. postulieren, dass mittels einer Zementinjektion durch die Schraube hindurch eine höhere Auszugsfestigkeit erreicht werde. Ihre Studie verfolgte zwei unterschiedliche Ziele. Zum einen wollten sie die Festigkeit einer nicht-zementierten PS mit drei unterschiedlichen Zementaugmentationstechniken vergleichen:

- Gruppe 1, Augmentation mittels Zementinjektion in den Wirbelkörper vor der Schraubeninsertion.
- Gruppe 2, Augmentation durch die Schraube hindurch.
- Gruppe 3, nicht-augmentiert, aber mit größerem Durchmesser (6,5 mm statt 5,5 mm äußerer Durchmesser).

Zum anderen wollten Kueny et al. ermitteln, ob die Ergebnisse der Auszugstests auf die laut Kueny et al. physiologischeren Ermüdungstests (unter zyklischer Wechselbelastung) übertragen werden könnten. Hierfür testeten sie paarweise an den humanen Test-Wirbelkörpern (L1-5) an jeweils einem Pedikel die axiale Auszugskraft und am kontralateralen Pedikel die zyklische Ermüdungsfestigkeit. Verwendet wurden mit Titan legierte, selbstschneidende, kanülierte PS mit konischem Kern und einem äußeren Durchmesser von 5,5mm. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Auszugsfestigkeit bei den fenestrierten Schrauben im Vergleich zu den in den vorgefüllten Zement inserierten, um 15%, und die Ermüdungsfestigkeit um 37% höher war, selbst wenn bei den fenestrierten PS weniger Zement injiziert wurde. Eine Erhöhung des äußeren Durchmessers der PS erhöhte die Auszugsfestigkeit um 24% und die Ermüdungsfestigkeit um 5% im Vergleich zu der herkömmlichen Schraube. Zusätzlich erreichte die PS mit dem größeren Durchmesser die höchste Steifigkeit in der höchsten Beanspruchungsstufe mit einem Anstieg von 57% im Vergleich zu der Gruppe mit vorgefülltem Zement. Außerdem hatte diese Gruppe den geringsten Verlust an Steifigkeit vom ersten bis zum letzten Beanspruchungsgrad (-29%), gefolgt von der Gruppe mit vorgefülltem Zement (-40%) sowie der Gruppe der fenestrierten PS (-40%) und der der herkömmlichen Schraube (-41%). Insgesamt lässt sich sagen, dass die Auszugskraft bei beiden Gruppen mit zementierten PS signifikant größer war als bei den herkömmlichen PS bzw. denen mit vergrößertem Durchmesser. Die Gruppe mit den fenestrierten PS zeigte eine höhere Ermüdungsfestigkeit als die Gruppe mit den herkömmlichen PS und die mit dem vorgefüllten Zement, nicht aber als die

Gruppe mit dem größeren Durchmesser. Diese Unterschiede waren allerdings nicht signifikant. Kueny et al. führen die Tatsache, dass die fenestrierten PS die größten Auszugs- und Ermüdungskräfte aufwiesen, auf das Muster der Zementverteilung zurück. Sie schreiben, dass die Menge des Zements, der Kontakt zu der Kortikalis habe, die Fixierungsstärke von Knochenschrauben beeinflusse. Sie postulieren, dass bei den fenestrierten PS die Zementverteilung näher an den Pedikel heran und mit größerem Kontakt zur Wirbelkörperhinterwand stattfindet, was wiederum zu einer größeren Fixierungsstärke führen könne. [62]

Blattert et al. führen zudem an, dass es wichtig sei, dass die Spitze der PS nicht zu dicht an der vorderen Wirbelkörperwand zu liegen kommt, da sie dadurch gegebenenfalls nicht ausreichend von Zement umgeben werden könnte. Auch ein zu nahes Einbringen an Grund- oder Deckplatte könnte die sphärische Zementummantelung der Schraubenspitze einschränken. [8]

Ebenfalls wichtig ist, dass bei perkutanem Einbringen der PS mit Hilfe eines Kirschner-Drahts der Wirbelkörper nicht nach ventral perforiert wird, da sonst der Zement nach ventral austreten könnte. Außerdem führen Blattert et al. an, dass bei langstreckigen Spondylodesen insbesondere die Zementierung des kranialen sowie kaudalen PS-Paars für die Stabilität essentiell sei. Bei den dazwischen liegenden PS könne man je nach Frakturenmaß, Knochenqualität und bereits erreichter Stabilität durch die kraniale und kaudale Zementierung über eine Zementierung entscheiden. [8]

### 3.1.3 Expandierbare Pedikelschrauben

Zusätzlich zu zementaugmentierten PS testeten Chen et al. die Auszugsfestigkeit einer expandierbaren PS, die unerwünschte Wirkungen der Zementierung, etwa eine Zementleakage, vermeidet.

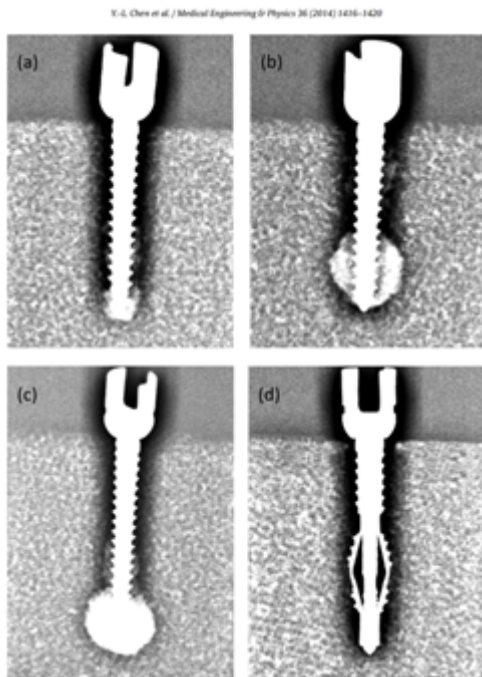
Sie verglichen insgesamt 5 PS miteinander: Eine konventionelle ohne Zement (A), drei PS mit Knochenzement mit einem Füllvolumen von 1, 2, und 3ml (B, C, D) und eine expandierbare PS ohne Knochenzement (E). Alle Schrauben waren 50mm lang und hatten einen Durchmesser von 6,5mm. Der Durchmesser der expandierbaren PS ließ sich im Schaftbereich auf 9,5mm erweitern. Die Schraube bestand aus einer inneren und äußeren Schicht und durch Einführen einer Messlehre in das Innere der Schraube ließen sich Flügel expandieren. Die Schraube verfügte über insgesamt vier trianguläre Flügel in der unteren Hälfte der Schraube mit einer maximalen Vergrößerung des Durchmessers um

jeweils 3mm. Getestet wurden die Schrauben an osteoporotischen Knochen imitierendem Schaum.

Wie in untenstehender Tabelle (Tabelle 3) dargestellt, erzielten die expandierbaren PS eine höhere Auszugskraft als die konventionelle PS und die mittels 1ml Knochenzement augmentierte Schraube. Dagegen erzielten die mit 2 und 3ml augmentierten PS die höheren Auszugsfestigkeiten.

Chen et al. berechneten die Energie, die für das Schraubenversagen nötig war, als Fläche unter der Kurve von POF gegen Dislokation (POF vs. axial displacement; siehe Abb. 34). Sie resümierten, dass die expandierbaren PS zwar zu einer größeren Auszugskraft und -energie führen, aber auch zu einer Schädigung des osteoporotischen Knochens und somit zu einer höheren Versagensrate führen könnten. [18]

**Abbildung 33)** 1ml, 2ml und 3 ml Zement und expandierbare PS



**Tabelle 3)** Chen at al., Ergebnisse

Y.-L. Chen et al. / Medical Engineering & Physics 36 (2014) 1416–1420

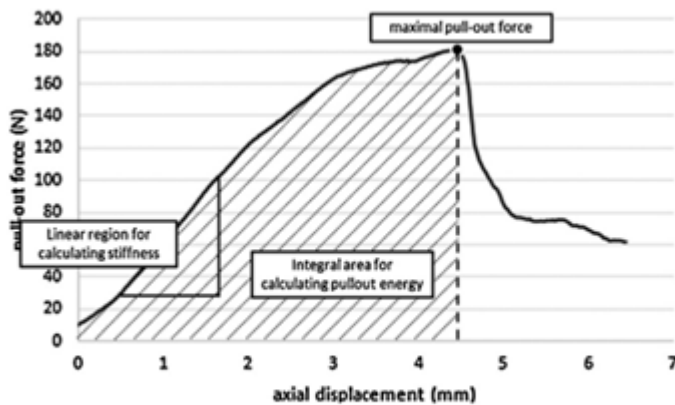
1419

**Table 1**

The values of experimental and calculated results (mean  $\pm$  standard deviation).

Group	A	B	C	D	E
Pull-out strength (N)	23.0 $\pm$ 4.8	82.6 $\pm$ 9.2	139.9 $\pm$ 9.5	187.5 $\pm$ 17.8	110.9 $\pm$ 20.2
Pull-out stiffness (N/mm)	12.2 $\pm$ 2.1	32.7 $\pm$ 3.8	43.2 $\pm$ 3.5	56.6 $\pm$ 5.8	36.3 $\pm$ 4.2
Pull-out energy (N-mm)	26.8 $\pm$ 6.3	122.6 $\pm$ 15.3	210.1 $\pm$ 15.1	276.1 $\pm$ 31.0	173.4 $\pm$ 36.0

**Abbildung 34)** Energie, die für das Schraubenversagen nötig ist (als Fläche unter der Kurve von POF gegen Dislokation)



**Fig. 3.** Illustration of the typical force–displacement curve and the definitions of the pull-out force, stiffness, and energy.

Vishnubhotla et al. publizierten 2009 die Ergebnisse ihrer Auszugsversuche mit einer 6,5mm expandierbaren PS im Vergleich zu einer Standardschraube in osteoporotischem Knochen. Hierfür wurden fünf menschliche Kadaverwirbelsäulen (T12-L5) verwendet. Die Expansion fand am Übergang zwischen Wirbelkörper und Pedikel statt, mit einer maximalen Flügelspannweite von 10mm. Die Ausreißfestigkeit stieg um 29% an im Vergleich zu der konventionellen Schraube. [116]

Lin et al. machten 2003 Auszugtests an Schweinewirbelkörpern, die gesunden sowie osteoporotischen Knochen (mittels eines Lochs im Trabekelsystem) imitierten sollten und verglichen unterschiedliche expandierbare PS miteinander.

Bei den Tests an gesunden, nicht-osteoporotischen WK reduzierte sich die POF bei Verwendung der EPS geringfügig im Vergleich zur herkömmlichen PS, dieser Unterschied war jedoch nicht signifikant. In den WK mit der beeinträchtigten Knochensubstanz zeigten die expandierbaren PS eine um 47% höhere POF als die herkömmlichen PS.

Prinzipiell erfolgt durch die Expansion der Flügel eine Schädigung der Spongiosa durch Trabekelbrüche. Längere Flügel reduzierten durch eine größere Kontaktfläche zwar den auf den Knochen einwirkenden Stress und die Dislokationsrate der PS. Größere Flügel erhöhten durch eine höhere Spitzenlast am lateralen Flügelende jedoch das Risiko, auszurechen. Bezogen auf den Knochenstress des Wirbelkörpers und den auf die lateralen Flügelenden wirkenden Kräften stellte sich eine mittlere Flügelgröße (3,75mm) als am günstigsten heraus. [67, 106]

### 3.1.4 Die bikortikale Fixierung

Lin et al. mutmaßten, dass auch eine längere bikortikal verankerte Schraube den auf den Knochen einwirkenden Stress reduzieren und die Stabilität erhöhen könnte [67], also durch den Wirbelkörper hindurch bis durch den anterioren Kortex. Die bikortikale Fixierung soll die Ausreißfestigkeit erhöhen: Breeze et al. stellten einen Anstieg der Ausreißfestigkeit bei bikortikalen Schrauben von 25% bis 44% fest. [14, 106] Zindrick et al. zeigten, abhängig von der jeweils benutzten Schraube, dass eine Verschraubung im anterioren Kortex die Ausreißfähigkeit um 31% bis 120% erhöhte im Vergleich zu Schrauben, die den anterioren Kortex nicht durchbohrten. [106, 136]

Allerdings besteht bei dieser Methode das Risiko einer Verletzung der großen prävertebralen Gefäße (Aorta, Iliakalarterien, V. cava und ihrer Äste). Außerdem erhöht sich die Gefahr einer Pedikelfraktur: Durch die zyklischen Belastungen der Schraube kann es, aufgrund einer Verschiebung des Drehzentrums zum distalen Schraubenende hin, zu einer Art "Scheibenwischer"-Bewegung kommen, die zu einer verstärkten Belastung am proximalen kortikalen Eintrittspunkt der Schraube führt. Deshalb sollte man die bikortikale Verschraubung nur in begründeten Ausnahmefällen oder am Sakrum anwenden. [106] Zhuang et al. haben herausgefunden, dass die bikortikale Verschraubung im Sakrum in frühen Stadien der Osteoporose eine größere Ausreißfähigkeit erzielt. Zhuang et al. platzierten 25 bikortikale S1-Schrauben und 25 unikortikale, PMMA-augmentierte S1-Schrauben in osteoporotischem Leichenknochen. Anhand der Knochendichte bildeten sie drei Gruppen:  $BMD=0,7-0,8 \text{ g/cm}^2$  (Gruppe A),  $BMD=0,6-0,7 \text{ g/cm}^2$  (Gruppe B),  $BMD < 0,6 \text{ g/cm}^2$  (Gruppe C). Die Autoren testeten die axiale Ausreißfestigkeit und die Dislokation nach Lockerung der Schrauben durch Aufbringen einer zyklischen Belastung von 30-250 N über 2000 Zyklen. Die bikortikalen Schrauben erzielten bei Gruppe A eine höhere Ausreißkraft als bei Gruppe B. Im Vergleich zur mit Knochenzement fixierten unikortikalen Schraube konnte bei Gruppe A kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Verschraubungstechniken hinsichtlich Dislokation und der Ausreißfestigkeit festgestellt werden. Ebenso wurde kein Unterschied in der Ausreißfestigkeit zwischen Gruppe A und B bei der unikortikalen mit PMMA augmentierten PS festgestellt. Sowohl die bikortikal fixierte, als auch die unikortikale mit PMMA augmentierte PS zeigten eine geringere Dislokation bei Gruppe A als bei Gruppe B.

In Gruppe B wiesen die unikortikal mit PMMA fixierten Schrauben eine geringere Dislokation und höhere Ausreißfestigkeit auf als die bikortikal fixierten.

In Gruppe C überstanden 2 bikortikal fixierte und 3 unikortikal fixierte mit PMMA augmentierte PS die 2000 Zyklen. Dabei wiesen die unikortikal fixierten eine Ausreißkraft von 119,7 N und die bikortikal fixierten eine von 112,5 N auf. [106, 134]

### 3.1.5 Die Pilotbohrung

Die Pilotbohrung ist ein weiterer Parameter für die Festigkeit der Pedikelschraube im Knochen. Wird das Pilot-Bohrloch zu groß gewählt, könnte dies dazu führen, dass der Knochen und die PS nicht optimal in Kontakt miteinander stehen. Ist das Bohrloch kleiner als die Schraube, erhöht sich das für die Implantation notwendige Drehmoment, was insbesondere bei reduzierter Knochenqualität Frakturen und als Folge ein Schraubenversagen nach sich ziehen kann. Im besten Fall wird das Bohrloch also so groß gewählt, dass man das richtige Mittelmaß zwischen dem notwendigen Eindrehmoment und der Ausreißfestigkeit der Schraube erzielt. Battula et al. führten Auszugtests mit 72 selbstschneidenden Kortikalisschrauben aus rostfreiem Stahl in Knochenersatzmaterial durch, welches osteoporotischem Knochen ähneln sollte. Sie erstellten Pilotbohrlöcher, deren Durchmesser zwischen 70% und 80% des Außendurchmessers der Pedikelschraube betragen. Diese Studien sind nicht übertragbar auf gesunden, nicht-osteoporotischen Knochen. Battula et al. fanden heraus, dass ein Bohrloch im osteoporotischen Knochenersatzmaterial, welches 71,5% des Außendurchmessers der Schraube beträgt, das günstigste Verhältnis zwischen Eindrehmoment und Auszugsfestigkeit bot. Bei einem Schraubenaußendurchmesser von 3,5mm würde man also eine Pilotbohrung von 2,5mm wählen [5, 106]

### 3.1.6 Mono- und polyaxiale PS

Palmisani et al. führten bei 51 Patienten, die aufgrund thorakolumbalen und lumbalen Wirbelsäulenfrakturen perkutan chirurgisch versorgt wurden, Nachuntersuchungen über eine Dauer von durchschnittlich 14,2 Monaten durch. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass es bei Verwendung polyaxialer PS im Vergleich zu monoaxialen zu einem größeren Korrekturverlust kommt und empfahlen somit für die Therapie thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen die Verwendung monoaxialer Schrauben. [82] Yao et al. verglichen 2021 mono mit polyaxialen PS zur Frakturaufrichtung bei kurzstreckigen thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen. Mit beiden Schraubentypen gelang zwar eine adäquate Wiederaufrichtung und Wiederherstellung des sagittalen Profils, in der Gruppe der monoaxialen PS konnte die Höhenaufrichtung des betroffenen WKs aber signifikant besser

wiederhergestellt werden. Die monoaxialen PS scheinen eine größere Hebelwirkung auf die vordere und mittlere Säule des Wirbelkörpers auszuüben. Mittels monoaxialer PS könne besser die obere Deckplatte und somit auch die ggf. beschädigte Bandscheibe rekonstruiert werden. Außerdem würden sie eine größere Stabilität in Flexion und Extension der WS gewährleisten. Laut Yao et al. sei der polyaxiale Schraubenkopf vor allem zwischen Kopf und Schaft anfällig für Brüche. [132]

A. Prokop et al. raten bei Wirbelkörperfrakturen, die zu einer Abknickung um mehr als 30 Grad geführt haben und eine weitere Aufrichtung sowie Distraction erfordern, von der Verwendung eines polyaxialen Systems ab. [90]

### 3.1.7 Pedikelschraubensysteme - PS, Lamina- und Pedikelhaken

Ruland et al. versuchten in einer Studie zu ermitteln, ob eine transversale Verbindung von rechter und linker Pedikelschraube in einem Wirbelkörper die Auszugsfestigkeit erhöht und ob diese „Triangulation“ der PS im osteoporotischen Knochen vorteilhaft ist. (Triangulation meint die Querverbindung konvergierender PS.) Zudem verglichen sie die Fixierungsstärke dieser Pedikelsysteme mit Laminahaken. Sie fanden heraus, dass es, im Vergleich zu singulären PS oder Laminahaken, die Auszugskraft im osteoporotischen Knochen erhöht, die PS über eine Platte zu verbinden. [94] Suzuki et al. führten ebenfalls Auszugsversuche an osteoporotischen Kadaverwirbelsäulen durch und kamen zu der Schlussfolgerung, dass die Verbesserung der Auszugskraft durch eine Querverbindung der PS nur bei einer BMD größer als 90 mg/ml signifikant war. In einer Probandengruppe mit einer BMD unter 90mg/ml konnte keine Signifikanz mehr nachgewiesen werden. Die Querverbindung von PS erhöht also die Auszugsfestigkeit im osteoporotischen Knochen, solange dieser nicht hochgradig osteoporotisch ist. [111]

Hackenberg et al. verglichen die Auszugskraft von PS mit Pedikelhaken sowie Laminahaken in der thorakalen Wirbelsäule (T4-T8: Pedikelhaken, T9-T12: Laminahaken). Im gesunden Knochen (BMD > 100 mg/ml) waren die PS beiden Hakentypen überlegen, während im osteoporotischen Knochen (BMD < 100 mg/ml) kein signifikanter Unterschied gemessen wurde. Haken bieten sich für schmale Pedikel (z.B. T4-T8) und Knochenareale mit höherem Frakturrisiko an, beispielsweise am Implantatende, wo die meisten freitragenden Kräfte auftreten. [40, 106] Hier kann es auch sinnvoll sein, sie mit PS zu kombinieren.

## **3.2 Operations- und Patientenspezifische Parameter**

### **3.2.1 Navigation und Robotik -**

#### **CT-gesteuert, 2D-CT-Arm gesteuert, 3D-CT-Arm gesteuert, Roboter-assistiert**

Es existieren mehrere verschiedene Navigationstechniken.

Relevant ist an diesem Punkt die Frage, ob die Fehlplatzierungsrate geringer und das operative Outcome, bezogen auf klinische sowie radiologische Ergebnisse, besser sind, wenn mithilfe einer navigierten oder Roboter-assistierten Technik operiert wird.

##### 3.2.1.1 CT-gesteuerte Navigation

Bei der CT gesteuerten Navigation werden präoperativ CT-Aufnahmen der Patienten-Wirbelsäule angefertigt. Hierbei werden einzelne Punkte markiert, die intraoperativ leicht aufzufinden sein sollen (sog. Landmarken). Wichtig ist, keine frakturierten Wirbelkörper zu markieren, da diese präoperativ noch Dislokationen ausgesetzt sein könnten.

Beim Eingriff wird zuerst das OP-Gebiet freipräpariert, und dann die so genannte Digitale Referenzierungsbasis an der Wirbelsäule (meist den Dornfortsätzen) angebracht. Anschließend werden die präoperativ markierten Landmarken mittels ebenfalls referenzierter Instrumente angesteuert und mit dem CT des Patienten synchronisiert. Intraoperativ bedarf es dann keiner erneuten CT-Diagnostik mehr.

##### 3.2.1.2 2D-C-Arm-gesteuerte Navigation

Hierbei wird ebenfalls eine Referenzierungsbasis am Patienten angebracht sowie ein Registrierungsinstrument direkt am C-Bogen. Dieses kann mittels Kamera detektiert, und die erfassten Bilder in das Navigationssystem eingespeist und synchronisiert werden. Diese Form der Navigation liefert jedoch nur zweidimensionale Bilder mit zudem - insbesondere bei adipösen Patienten - eingeschränkter Qualität.

##### 3.2.1.3 3D-C-Arm-gesteuerte Navigation

Die 3D-CT-Arm-gesteuerte Navigation wird ähnlich wie die zweidimensionale Technik durchgeführt. Der CT-Arm kann jedoch dreidimensionale Bilder erzeugen, indem er um den Patienten herum rotiert wird.

Weiskopf et al. geben in ihrer Publikation (2015) ein Bildvolumen von etwa 12 cm<sup>3</sup> an, was bei mehreren frakturierten Wirbelkörpern Mehrfachaufnahmen erfordert und somit

zu einer erhöhten Strahlenbelastung geführt habe. Außerdem bemängeln sie die Qualität und Schärfe des Bildes im Vergleich zu regulären CT-Aufnahmen. [123]

Mittlerweile sind die 3D-Scanner, so z.B. ein Gerät der Marke "Ziehm", mit einem 3D-Volumen von beispielsweise 19,8cm x 19,6cm x 18,0cm und einer maximalen Auflösung von 512<sup>3</sup> Voxel verfügbar. [135]

#### 3.2.1.4 Roboterassistierte-PS-Implantation

PS können ebenfalls roboterassistiert implantiert werden. Hahn et al. erklären in ihrer 2019 publizierten Arbeit das Verfahren exemplarisch am "SpineAssist™"-System (der Fa. Mazor). Auch hierfür wird ein präoperatives CT benötigt. Anschließend kann zur Planung über ein Computerprogramm ein dreidimensionales Modell der Wirbelsäule des Patienten erstellt werden. An diesem Modell werden dann am Bildschirm Position, Durchmesser und Länge der Schrauben geplant und gespeichert.

Intraoperativ werden dann mittels C-Bogen Röntgenbilder des betreffenden Wirbelsäulenabschnitts zur Kalibrierung angefertigt und mit dem Planungs-CT zur Deckung gebracht. Danach werden entweder Klemmen + Brücken oder alternativ ein spezieller Rahmen an der Wirbelsäule befestigt (dieser dient der Anbringung des Roboters), danach findet eine erneute Durchleuchtung zur Lagekontrolle statt. Hiernach werden nicht zwangsläufig weitere Röntgenbilder zur PS-Implantation benötigt, wodurch die Strahlenexposition für die Patienten und das Operations-Team insgesamt reduziert wird. Abschließend können der Roboter + Auslegearm angebracht werden. Der Arm wird von dem Roboter in die durch die vorherige Planung vorgegebene Position gebracht, danach werden die Führungs- und Bohrhülse, und nach einer Präparation der Bohrer mit den Kirschnerdrähten eingeführt. Über diese werden dann die PS inseriert. [97]

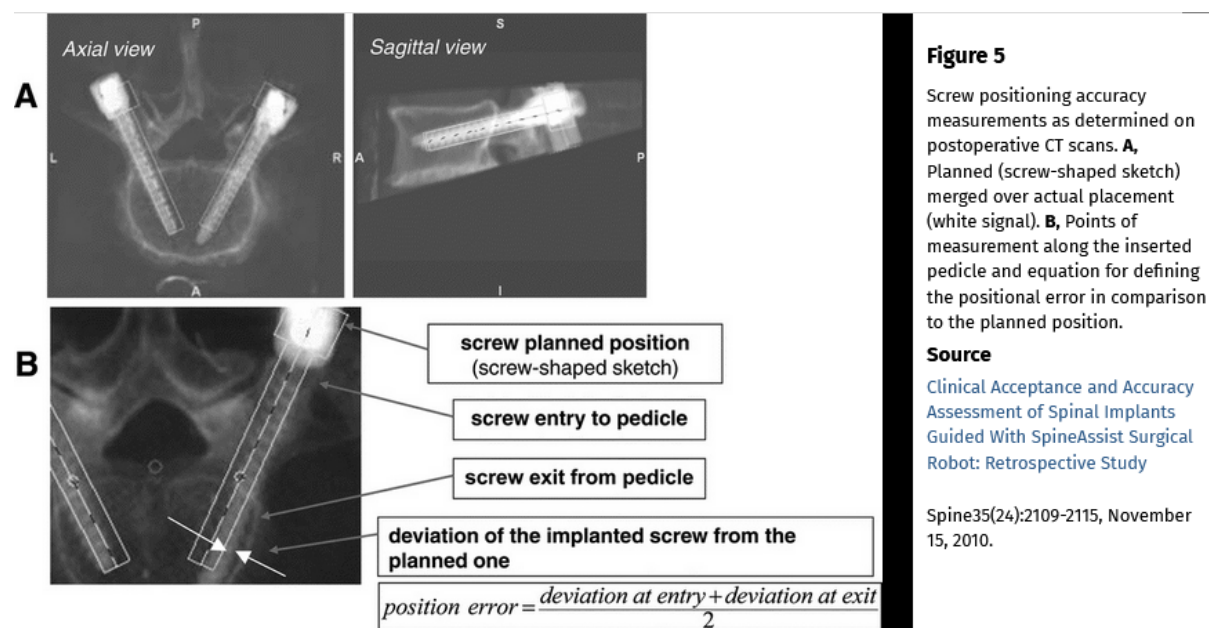
#### 3.2.1.5 Vergleiche Navigation / Robotik / Freihand-Technik

Devito et al veröffentlichten 2010 eine Erhebung in "Spine", in der sie einen Vergleich von 842 mithilfe des "SpineAssist™" durchgeführten Operationen in 14 Krankenhäusern zwischen den Jahren 2005-2009 anstellten. Ziel war ein Vergleich der Genauigkeit der Implantatlage nach roboterassistierter Insertion und Insertion mit dem Freihand-Verfahren. Größtenteils wurden PS-Insertionen bei Spondylodesen durchgeführt, aber auch Vertebroplastien, Exzisionen von Osteoid-Osteomen oder Biopsien; hier wurden dann Führungsdrähte oder Biopsienadeln inseriert. Für diese Studie wurden 635 Fälle mit insgesamt 3271 PS und Führungsdrähten, die unter intraoperativer Durchleuchtung

eingbracht wurden, in die Studie eingeschlossen. In 139 Fällen (bzw. 646 PS) wurde die Lage anschließend mittels CT kontrolliert.

Insgesamt bestand der Arbeitsablauf idealerweise aus einem präoperativ angefertigten CT-Bilddatensatz sowie 2 intraoperativen Bildwandlungsaufnahmen, die mit dem CT-Bilddatensatz synchronisiert wurden (image-fusion); weitere radiologische diagnostische Maßnahmen waren nicht notwendig, auch wenn eine Lagekontrolle jederzeit möglich war. Anhand postoperativer CT-Untersuchungen wurde die Genauigkeit der Schraubenplatzierung verifiziert. Hierfür wurde die geplante mit der tatsächlichen Platzierung anhand von 6 Arealen entlang der PS im prä- und postoperativen CT verglichen. Hier wurden in der axialen sowie sagittalen Ebene der Eintrittspunkt in den Pedikel, der Austrittspunkt aus dem Pedikel und die Pedikellänge gemessen (s.u.). Um die Genauigkeit der Schraubenlage zu bestimmen, wurden die Gertzbei- und Robbins-Kriterien herangezogen. [28]

**Abbildung 35)** Devito et al.



Gertzbei und Robbins teilen die Lage der PS im Pedikel in 5 verschiedene Grade ein. Grad A entspricht dabei einer vollständig intrapedikulären Lage, Grad B einem Durchbruch der Pedikelkortikalis von <2mm, Grad C von 2-<4 mm, Grad D 4-<6 mm und Grad E >6mm, wobei Grad A und B als akzeptabel gelten. [37]

In der Studie von Devito et al. lag nach klinischen Gesichtspunkten in 98% der SpineAssist-geführten Insertionen eine korrekte Lage von PS/Führungsdrähten vor. In der

Analyse der bei 139 Fällen postoperativ durchgeführten CT-Untersuchungen (dies betraf 646 PS) zeigte sich nach roboterassistierter PS-Implantation bei 89,3% eine Grad A-Lage und in 9% der Fälle einer Grad B-Lage. 1,4% der PS entsprachen Grad C und 2 PS (0,3%) wichen mehr als 4 mm von der Pedikelwand ab. Grad A und B werden als "sicher" gewertet. [28]

Devito et al. führen an, dass die Rate der zwischen Juni 2005 und Juni 2009 robotergestützt durchgeführten PS-/Kirschnerdrahtinsertionen 83,7% betrug, während sie seit Januar 2008 (Veröffentlichung November 2010) auf 90,8% angestiegen sei. Außerdem nahm die Zeit pro Schraubeninsertion bei der robotergestützten Implantation signifikant ab. [28]

Die mittels SpineAssist™ durchgeführten Instrumentationen erwiesen sich insbesondere bei perkutanen und minimalinvasiven Eingriffen als vorteilhaft. Neurologische Defizite konnten durch die genauere Instrumentenplatzierung reduziert werden. Laut Devito et al. lagen bei den mittels SpineAssist inserierten PS in 0,7% der Fälle (4 von 593 PS) neurologische Defizite vor, welche mittels Revision behoben werden konnten. Die Schnittführung fiel insgesamt kürzer und die Durchleuchtungsdauer geringer aus. [28]

Joseph et al. veröffentlichten 2017 eine Übersichtsarbeit, in der sie anhand von 25 Publikationen drei verschiedene Robotersysteme - SpineAssist™, Renaissance Robotic Spine Surgery System™ (beide Fa. Mazor Robotics) und in einer Studie den ROSA ONE® spine robot (Fa. Zimmer Biomet) - miteinander verglichen. Untersucht wurden insbesondere die Genauigkeit der Schraubenplatzierung und die Strahlenbelastung, es wurden aber auch Daten zur Lernkurve der Operateure ermittelt.

Der ROSA ONE® Roboter hat eine mobile, bodenfixierte Basis (anders als der am Knochen fixierte SpineAssist™), die über einen Roboterarm mit 6 Freiheitsgraden verfügt sowie eine zweite Basis mit Kamera und einem iliakalen Pin als Referenzpunkt. ROSA ONE® ist ein bildgeführtes, mit einem Roboterarm ausgestattetes System. Zur Nutzung des ROSA ONE® Roboters wird nicht unbedingt ein präoperatives CT benötigt. Insgesamt wiesen alle durch Joseph et al. angeführten Studien eine hohe Genauigkeit bei der robotergestützten PS-Implantation auf. Lediglich in einer Studie durch Ringel et al. nahm die Genauigkeit durch die robotergestützte Implantation ab, in allen anderen nahm sie durch den Einsatz des Roboters zu. [50]

Ringel et al. verglichen die Freihandimplantation von lumbalen/sakralen PS mit der Implantation mittels SpineAssist™. Hier wurden 298 PS bei 60 Patienten implantiert, wobei

mittels Freihandtechnik 93% der PS eine Schraubenlage entsprechend Grad A oder B erzielten, während es mittels roboterassistierter Implantation nur 85% waren. Diese malpositionierten Schrauben zeigten insbesondere eine Abweichung nach lateral. Die Durchleuchtungszeit war bei beiden Methoden äquivalent, während die Dauer zur Schraubenimplantation pro Schraube in der Freihandtechnik kürzer ausfiel. [92]

Die Dauer der intraoperativen Durchleuchtungszeit variiert je nach Operateur, scheint mittels der Mazor Systeme (SpineAssist™/Renaissance™) jedoch gleich lang oder kürzer zu sein als mittels Freihandtechnik. [50]

Bezüglich der Lernkurve fanden Joseph et al. unter Verweis auf eine Veröffentlichung von Hu et al. heraus, dass nach 30 Prozeduren die Rate der erfolgreichen Insertionen anstieg und die Häufigkeit der Notwendigkeit, auf ein Freihandverfahren umzustellen, sank, und damit ein Plateau des Lerneffektes erreicht war. [50] [47]

Hahn et al. beschreiben, dass durch die Verwendung des "SpineAssist™" - Systems die Anzahl der falsch platzierten PS reduziert werden konnte. Im Vergleich zur herkömmlichen nicht-navigierten Technik hätten sie eine 58%-ige Erhöhung regelrechter PS-Lagen erzielt. [97]

Weiskopf et al. haben die Ergebnisse aller navigierten und nicht-navigierten dorsalen Stabilisierungen, welche in der Zeit vom 01.10.2003 bis zum 30.06.2010 an der Uniklinik Ulm durchgeführt wurden, miteinander verglichen. Miteingefasst wurden dabei der Ausbildungsstand des jeweiligen Operateurs, schraubenbezogene Komplikationen, patientenbezogene Komplikationen, das jeweilige Operationsverfahren, und in welchem Segment der Wirbelsäule der Eingriff durchgeführt wurde.

Verglichen wurden hier nur CT- und 3D- gestützte Navigationsverfahren.

Bei dieser Studie konnte kein signifikanter Vorteil der navigierten Technik gegenüber der nicht-navigierten Technik ausgemacht werden. Bei den navigierten Methoden traten mehr fehlplatzierte PS auf, hieraus ergaben sich aber keine weiterführenden Komplikationen, während in der Gruppe der nicht navigiert eingebrachten PS häufiger neurologische/vaskuläre Komplikationen auftraten bzw. ein Versagen des Osteosynthesematerials. Insgesamt trat bei den navigiert eingebrachten PS am häufigsten eine Fehlfrage nach lateral auf, was die geringere Komplikationsrate im Vgl. zu den nicht navigiert eingebrachten PS erklären könnte, welche gleichermaßen nach lateral sowie medial die Pedikelkortikalis perforierten. Die erhöhte Fehlplatzierungsrate der navigiert eingebrachten PS ließe sich laut Autorin allerdings u.a. auch darauf zurückzuführen, dass teilweise wohl eine

extrapedikuläre Insertion von lateral angestrebt wurde, wenn die anatomischen Begebenheiten dies nahelegten. Retrospektiv ließen sich diese Fälle nicht mehr von den tatsächlichen Fehlplatzierungen differenzieren. [123]

**Tabelle 4)** Anzahl schraubenbezogener Komplikationen mit 3D-navigierten und nicht navigierten Spondylodesen

**Tab. 8:** Anzahl schraubenbezogener Komplikationen nach Wirbelsäulenbereich bei Patienten mit 3D-navigierten und nicht navigierten Spondylodesen, Universitätsklinikum Ulm, 2003-2010

WS-Bereich / Komplikation	nicht navigiert (n)	3D-Navigation (n)
<b>Hochthorakal</b>		
Gravierende Fehllage	0	5
Vaskuläre Komplikation	1	0
<b>Mittelthorakal</b>		
Gravierende Fehllage	0	1
Mechan. Versagen	6	0
<b>Thorakolumbalen Übergang</b>		
Gravierende Fehllage	5	0
Mechan. Versagen	8	0
<b>Lumbal</b>		
Gravierende Fehllage	2	3
Mechan. Versagen	6	0
neurol. Komplikation	1	0
<b>Sakral</b>		
Gravierende Fehllage	1	0
Mechan. Versagen	3	0

Gebhard et al. konnten feststellen, dass die CAS (=Computer-Assisted Spine Surgery, in diesem Fall CT-basiert, C-Arm basiert und Iso-C3D C-Arm) insgesamt die Strahlenbelastung sowohl für die Patienten als auch für das Operationsteam reduzierte. Im Vergleich wies die 3D-CT-Arm-basierte Navigation die geringste Strahlenbelastung auf, gefolgt von der CT-basierten Navigation. Die höchste Strahlenbelastung trat bei der herkömmlichen, nicht-navigierten Methode auf. Ein Vergleich mit roboterassistierter Navigation fand nicht statt. [36]

Sperker hat in ihrer 2020 veröffentlichten Promotionsarbeit anhand eines 60-köpfigen Patientenkollektivs die roboterassistierte Navigation mit der 3D-CT-Navigation verglichen. Bezüglich der Strahlenbelastung für Patienten und Operationsteam konnte sie keinen statistisch signifikanten Unterschied ermitteln. Allerdings wurden in dieser Versuchsreihe in der roboterassistierten Gruppe sowohl präoperativ ein Dünnschicht-CT als auch intraoperativ ein 3D-Scan und ein postoperativer CT-Scan angefertigt. In der 3D-Gruppe wurde präoperativ zumindest anteilig ein MRT anstelle eines CTs angefertigt. Wenn ein

CT ergänzt wurde, war dies jedoch kein Dünnschicht-CT. Postoperativ erfolgte auch hier die Anfertigung einer CT-Aufnahme. [108]

**Abbildung 36) Mittlere Strahlenbelastung**

<u>Strahlenbelastung</u>	<u>Roboter</u>	<u>3D-Navigation</u>
präoperativ	8,25 mSv	6,70 mSv
intraoperativ	3,36 mSv	5,12 mSv
postoperativ	8,06 mSv	8,58 mSv
Gesamt	19,67 mSv	20,53 mSv

**Tabelle 2:** Mittlere Strahlenbelastung in mSv prä-, intra- und postoperativ sowie insgesamt

3.2.1.6 Pedikel-Neuromonitoring

Hierbei handelt es sich um Systeme (z. B. „PediGuard™“), die eine unerwünschte Annäherung von Instrumenten an Nervengewebe – beispielsweise durch Perforation der Pedikelkortikalis – anhand von elektrischen Impedanzmessungen ermitteln und mit zunehmender Annäherung ansteigende Warnsignale auslösen können. Dadurch soll eine Perforation der Pedikel vermieden bzw. erkannt werden. [7]

3.2.1.7 Erfahrung des Operateurs

Wie zu erwarten, ist die Erfahrung des jeweiligen Operateurs relevant. Weiskopf et al. haben die Operateure dafür in fünf Gruppen unterteilt (s.u.), wobei die erste Gruppe aufgrund zu geringer Fallzahlen entfiel. Hierbei zeigte sich, dass bei unerfahrenen Operateuren ohne Navigation eine exaktere Schraubenplatzierung als mit Navigation erreicht wurde. In Stufe 5 (Chefarzt) konnte mittels Navigation eine etwas genauere PS-Platzierung erzielt werden. Relevant für die Auswertung dieser Daten ist sicher auch, dass die Häufigkeit der Anwendung navigierter Verfahren in den niedrigen Erfahrungsstufen geringer ausfiel als in den höheren, und mit mehr Übung im Verwenden navigierter Verfahren auch die Fehlplatzierungsrate abnahm. [123]

Abbildung 37) Erfahrungsstufen Operateure

Tab. 3: Erfahrungsstufe des Operateurs

Erfahrungsstufe	Klinisches Erfahrungsniveau
Stufe 1	Assistenzarzt in Weiterbildung
Stufe 2	Facharzt
Stufe 3	Oberarzt
Stufe 4	Oberarzt mit hoher Erfahrung im Bereich der Wirbelsäulenchirurgie
Stufe 5	Chefarzt

Abbildung 38) Weiskopf et al., Genauigkeit Schraubenplatzierung / Erfahrungsstufe Operateur

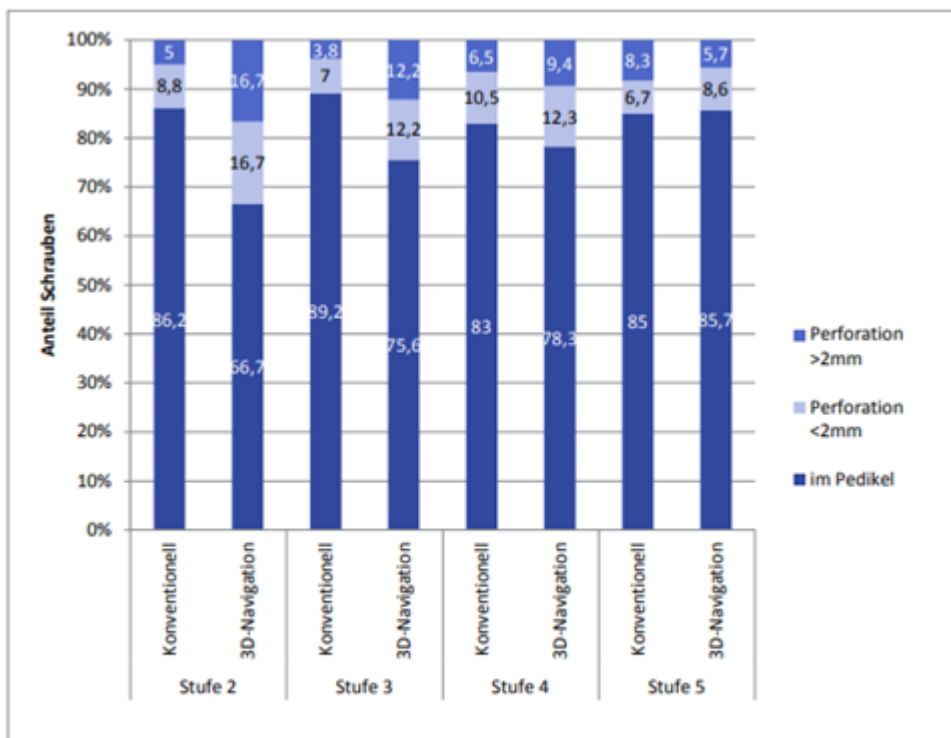


Abb. 22: Erzielte Genauigkeit der Schraubenpositionierung nach Erfahrungsstufe des Operateurs bei Patienten mit 3D-navigierten und nicht navigierten Spondylodesen, Universitätsklinikum Ulm, 2003-2010

### 3.2.2 Patientenspezifische Parameter

Im thorakalen Wirbelbereich bestehen erschwerte OP-Bedingungen durch eine steilere Pedikelstellung und teilweise sehr schmale Pedikel (v.A. zwischen 4. und 8. Brustwirbel). Insbesondere ist auch der Pedikeldurchmesser hochthorakal geringer (siehe Einleitung), und die Pedikelachse ist nach ventral geneigt. [53] Die Pedikeldurchmesser werden von T1 nach L5 kontinuierlich größer (s.o., [103]). Insgesamt sind aufgrund der schlechteren

Darstellung der anatomischen Strukturen im Bildwandler höhere Fehlplatzierungsraten möglich. [53] Zu bedenken ist hier bei einer PS-Insertion auch der geringere Abstand zwischen Myelon und Pedikelwand auf BWS-Niveau, [15] ebenso wie insbesondere ab T4 die direkte Nähe zur Aorta, die in der Regel direkt linksseitig der WS verläuft. [53] Außerdem kann es zu so genannten Blow-out-Frakturen kommen, wenn man die PS zu groß für den entsprechenden Pedikeldurchmesser wählt. Laut Misenheimer et al. wird dies ab einem PS-Durchmesser von 80% des äußeren Pedikeldurchmessers wahrscheinlich. [74]

Optional besteht die Möglichkeit der lateralen extrapedikulären Einbringung der Schraube = "In-out-in"-Technik. Dies bietet sich im BWS-Bereich bei sehr schmalen Pedikeln und aufgrund der Nähe zu sensiblen Strukturen im Spinalkanal, wie Gefäße, Nervenwurzeln und Rückenmark oder zur Pleura an. Hier werden die PS lateral im Querfortsatz inseriert, dann verlässt die PS diesen ventral und wird anschließend im Wirbelkörper verankert. Insgesamt erfolgt somit eine dreifache kortikale Fixierung. [53] Laut Weiskopf et al. wird hierdurch ein ähnlicher Grad an Stabilität wie beim transpedikulären Einbringen erreicht. [123]

#### 3.2.2.1 Adipositas

Bei allen Verfahren zeigte sich eine höhere Platzierungsgenauigkeit der PS bei einem BMI unter 30. [123]

#### 3.2.2.2 Osteoporose

Bereits im Anfangsteil angesprochen, ist die Osteoporose in vielen Ländern, so auch in Deutschland, zur Volkskrankheit geworden. Sie besitzt in der Wirbelsäulen Chirurgie eine erhebliche Relevanz.

Bemessen wird die Osteoporose mittels des sogenannten T-Scores. Hierfür wurde exemplarisch die durchschnittliche Knochendichte 20-29-jähriger gesunder Frauen bzw. Männer bestimmt. T entspricht der Standardabweichung von diesem Wert. Ab  $T \leq -1$  liegt per definitionem eine Osteopenie, ab  $T \leq -2,5$  eine Osteoporose vor. Insgesamt sind Frauen häufiger von der Erkrankung betroffen als Männer.

Abgesehen von den bereits oben aufgeführten biomechanischen Aufgaben der Wirbelsäule dient der Knochen auch als Speicher für zahlreiche Mineralien, u.a. Calcium, Phosphat und Magnesium. Phosphat und Vitamin D sind für den Ein- und Ausbau von Calcium in die Knochensubstanz erforderlich. Durch den Verlust von Mineralien und

Rarefizierung der Knochensubstanz wird der Knochen frakturanfälliger. Lebenslang findet ein so genanntes "remodeling" statt, also ein ständiger Umbau zur Erneuerung der Knochenmatrix.

Generell findet im Knochengewebe durch osteoblastische Zellen Knochenaufbau und durch osteoklastische Zellen Knochenabbau statt. Die in die Knochenmatrix eingelagerten Osteozyten können den Knochenumbauprozess einleiten. Ihre Anzahl reguliert die Knochendichte.

Zusammenfassend kommt es bei der Osteoporose aufgrund unterschiedlicher Mechanismen zu einer Knochenmassenreduktion und somit einem Verlust der Knochensubstanz und einem dysregulierten Knochenstoffwechsel. Die Dichte und Dicke der Spongiosatrabekel nimmt ab, was zu einer Veränderung der Wirbelkörperform führt und eine verringerte Bruchfestigkeit bedeutet, somit also die Frakturanfälligkeit erhöht. Differenzieren sollte man hier zwischen der "high turnover"-Osteoporose (erhöhte Osteoklastenaktivität), "low turnover"-Osteoporose (reduzierte Osteoblastentätigkeit) und der Knochenatrophie (Osteoblasten und -klasten haben eine zu geringe Tätigkeit).

Von Bedeutung ist ebenfalls, dass pro Jahr etwa 25 % des spongiösen Knochens, aber nur 2,5 % des kortikalen Knochens erneuert werden. Somit manifestiert sich eine Osteoporose insbesondere an der LWS besonders schnell.

Entscheidend für die Manifestation einer Osteoporose ist die PBM = Peak Bone Mass. Diese gibt den Höchstwert der Knochendichte eines Individuums an und ist abhängig von u.a. äußeren Umwelteinflüssen, mechanischer Belastung, Ernährung, genetischen Einflüssen und Herkunftsland. Die PBM wird etwa zwischen dem 25. und 30. Lebensjahr erreicht, ab dann nimmt die Knochensubstanz laut Bartl et al. kontinuierlich ab. Insbesondere postmenopausal bei reduziertem Östrogenspiegel (Östrogene senken u.a. die Osteoklastentätigkeit) nimmt dieser Maximalwert rapide ab. Laut Bartl et al. wird die Knochensubstanz einer postmenopausalen Frau durchschnittlich zwischen dem 40. und 70. Lebensjahr um etwa 40% reduziert, beim Mann sind es im Vgl. etwa 12%.

Unterschieden werden die primäre und die sekundäre Osteoporose. Zu der primären zählen die Östrogen-abhängige Osteoporose ebenso wie die altersbedingte-Osteoporose (Östrogen-unabhängige Osteoporose). Eine sekundäre Osteoporose entsteht beispielsweise durch verschiedene maligne Erkrankungen, Mangelernährung, Calcium- o. Calcitriolmangel, iatrogen (z.B. durch Glucocorticoide), endokrine Erkrankungen wie z.B. Hyperthyreose, Hypogonadismus o. Hyperkortisolismus, Immobilisation. [3] [16] [4]

Ursächlich für eine spinale Instabilität können auch benigne und maligne Tumoren sein. Spinale Primärtumoren sind selten (z.B. Osteoblastome, Chordome). Am häufigsten sind Metastasen eines anderen Primärtumors (97 % der spinalen Tumoren). Insbesondere bei jungen Patienten können auch benigne Tumoren und tumorähnliche Läsionen, z.B. Hämangiome, eosinophile Granulome, Osteoid-Osteome, Osteoblastome, aneurysmatische Knochenzysten, Riesenzelltumoren auftreten.[21]

#### **4. Diskussion**

Welche Faktoren beeinflussen die Auszugsfestigkeit von in der BWS und LWS angebrachten Pedikelschrauben maßgeblich in Hinblick auf schraubenbezogene Parameter (Material, Oberfläche, Konstruktionsprinzip = „Design“), patientenbezogene Parameter (Erkrankungen, Stoffwechsel, Knochenqualität, Lebensumstände, Belastungen) und operationsbezogene Parameter (Indikation, Operationstechnik, Implantatwahl)? Welche Voraussetzungen sollte eine Pedikelschraube erfüllen, um möglichst resistent gegen Lockerung und Ausreißen zu sein?

Relevant für eine vergleichende Arbeit wie diese ist es, zu berücksichtigen, dass keine eigene Versuchsreihe mit gleichbleibenden Laborbedingungen durchgeführt wurde. Es wurden also zahlreiche Publikationen miteinander verglichen, die unter unterschiedlichen Konditionen erbracht wurden. So wurden in manchen Versuchsreihen beispielsweise zur Schraubeninsertion die Löcher vorgebohrt und Gewinde vorgeschritten, in anderen nicht. Teilweise wurden Kunstschwämme verwendet, teilweise echter Leichenknochen, teilweise Tierknochen und dann mit jeweils unterschiedlichen BMD's. Die PS wurden mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten inseriert, unterschiedlich tief eingebracht und verschieden stark angezogen. Teilweise wurde auch nicht dokumentiert, wie die PS inseriert wurden.

Ideal wäre es, wenn die vergleichenden Analysen der verschiedenen Gewinde- und Kernformen etc. unter denselben Versuchsbedingungen erfolgt wären, also bestenfalls durch das gleiche Versuchslabor durchgeführt worden wären.

Prinzipiell kann der Operateur zwischen monoaxialen PS oder polyaxialen Schrauben wählen. Die Verwendung polyaxialer Schrauben wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Palmisani et al. empfehlen für die Therapie thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen die Verwendung monoaxialer Schrauben aufgrund eines geringeren Korrekturverlusts. [82] Prokop et al. raten bei WK-Frakturen, die zu einer Dislokation von über 30 Grad geführt haben, von der Verwendung eines polyaxialen Systems ab. [90] Scheuerlein et al. hingegen fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen den mono- und polyaxialen Systemen hinsichtlich der Stabilität oder des Korrekturverlustes in der Frakturaufrichtung. [96]

Die zulässige Belastung einer Schraube hängt von der Menge und Dichte des die Schraube umgebenden Materials ab. [106] Mit einer Erhöhung der umgebenden Materialdichte wird auch die Auszugskraft höher. [60] Eine größere FOA erhöht die POF [114]. In **Gewebe geringerer Dichte** (Osteopenie / Osteoporose) würde man eher eine Schraube mit großem Gewinde und höherer Gewindesteigung verwenden. Andererseits wird der Durchmesser der PS limitiert durch den Pedikeldurchmesser und damit das erhöhte Risiko einer Pedikelfraktur. [106] Wenn der Durchmesser der zu verwendenden Schraube durch die Pedikelgröße limitiert ist, würde man in **festerem Gewebe** ein kleineres Gewinde mit geringerer Steigung präferieren. [106]. Die Flankenbreite der Gewindegänge ist von Bedeutung: Bei Flanken geringer Breite wird die Fläche zwischen den Gewindegängen größer. Diese Fläche zwischen zwei Gewindegängen (die aus Gewindesteigung und -tiefe resultiert) ist entscheidend: Ist die Steigung zu klein oder der Knochen zu porös, so verbleibt nicht genügend Knochenmaterial zwischen den Gewindegängen, um ausreichend zur Auszugsfestigkeit beizutragen. Ist das Gewinde so groß, dass solide Knochenanteile zwischen den Gewindegängen verbleiben, könnte eine größere FOA erzielt und größeren Belastungen standgehalten werden. [60, 106] Wird jedoch die Knochenkontaktfläche durch das schmalere Gewinde zu stark reduziert, verringert dies wiederum die Auszugskraft, da so insbesondere spongioser Knochen leichter bricht. [2]

In Auszugs-Testreihen von Krenn et al. (PS 1: Sägezahngehwinde + konischer Kern, PS 2: gemischtes Gehwindegedesign: Sägezahngehwinde und rundes Gehwinde + konischer Kern und PS 3: konstanter Kerndurchmesser + Spitzgehwinde) erreichte Schraube Nr. 1 mit **Sägezahngehwinde und konischem Kern** bei allen Materialdichten die größte Auszugsfestigkeit. [60, 106]

Oefner et al. verglichen in Auszugsversuchen eine V-förmige PS mit Einfachgehwinde mit einer doppelgängigen PS mit Sägezahngehwinde. Die **PS mit V-förmigem Einfachgehwinde (Spitzgehwinde) und konischem Kern** erzielte sowohl im Kunst- als auch im humanen Knochen höhere Auszugsfestigkeit. [80]

Kim et al. testeten die Auszugsfestigkeit von 9 verschiedenen PS: Zylindrische sowie konische Innen- und Außendurchmesserformen und Spitz-, Sägezahn- und Trapezgehwinde. Alle PS hatten annähernd die gleiche Länge, Gehwindehöhe und Steigung. Die **PS mit Spitzgehwinde, konischem Kern und zylindrischem Außendurchmesser** erzielte die höchsten Auszugsfestigkeiten und die mit **Trapezgehwinde die geringsten**. [54]

Insgesamt lässt sich aufgrund unterschiedlicher Rahmenbedingungen der Versuchsreihen, wie beispielsweise verschiedene Kernformen und unterschiedliche Insertionsbedingungen, schwerlich ein eindeutiger Rückschluss auf eine ideale Gewindeform treffen. So inserierten beispielsweise Oefner et al. und Kim et al. ihre PS mit 3 r/min ( $r$  – Schraubendurchmesser). Mit wieviel NM die PS angezogen wurden, wird in beiden Publikationen jedoch nicht genannt. Anders als Oefner et al. bohrten Kim et al. Pilotlöcher vor. Kim et al. inserierten die PS 40mm tief; Oefner et al. machten diesbezüglich keine Angabe. Krenn et al. beschreiben keine Insertionsgeschwindigkeit, bohrten aber auch Pilotlöcher vor und schnitten das Gewinde vor. [54, 60, 80] Insgesamt scheint ein Spitzgewinde bei konischem Schraubenkern am vorteilhaftesten zu sein.

Laut Mummaneni und Brasiliense führt ein doppelgängiges Gewinde zu keiner Steigerung der Auszugsfestigkeit [13, 78]. Seng et al. hingegen konnten im Vergleich zu einem eingängigen Gewinde eine erhöhte Auszugsfestigkeit beim doppelgängigen Gewinde feststellen. Auch bezogen auf die Revisionsauszugsfestigkeit fanden sie die der doppelgängigen PS signifikant höher (2726,8N) als die der PS mit Mischgewinde (1890,2N) und die der eingängigen PS (2213,3N). [104] In Auszugstests von Weiser et al. hatte eine PS mit Doppelgewinde und Vierfachgewinde (kortikales Gewinde) im Schrauben-Schaftbereich im Knochen mit reduzierter BMD eine signifikant höhere Auszugsfestigkeit als eine PS mit Doppelgewinde. Bei limitierter Pedikelgröße und reduzierter Knochenqualität könnte es also vorteilhaft sein, ein mehrgängiges Gewinde im Kortikalis-Anteil zu verwenden, also beispielsweise 2-gängig im distalen Schraubenbereich und 4-gängig im proximalen. [106, 122] Prinzipiell führte ein Doppelgewinde und damit veränderter Gewindewinkel zu einer höheren Insertionsgeschwindigkeit. [131]

Laut Tsuang et al. erzielt eine Teilgewindeschraube mit nur 2/3 des herkömmlichen Gewindes im Schaftbereich und keinem Gewinde im proximalen 1/3 die höchsten Auszugsfestigkeiten. Um diese Aussage zu verallgemeinern, bedürfte es jedoch weiterer Tests in humanem Knochen; bisher sind nur Testungen in Kunst- und Schweineknöchel erfolgt. Außerdem fehlen Studien zur dauerhaften Auszugsfestigkeit der Teilgewindeschrauben. Zudem fehlten in dieser Studie Angaben über die Eindrehmomente. [115]

Sowohl die Kernform, als auch Innen- und Außendurchmesser der PS, die Schraubendrehlänge, Gewindesteigung und die Gewindehöhe sind relevant für die Auszugsfestigkeit der PS. Das Ausmaß der Gewindesteigung und das Verhältnis zwischen Kern- und

Außendurchmesser ist entscheidend: Durch eine Verringerung des Kerndurchmessers zur Schraubenspitze hin bei gleichbleibendem Außendurchmesser erhöhen sich durch Kompression des umgebenden Knochenmaterials mit seiner Verdrängung an den Rand des Bohrloches die Torsions- und Auszugsfestigkeit. [60] [54] [2]

Kim et al. postulieren, dass ein zylindrischer Außendurchmesser kombiniert mit einem konischen Innendurchmesser die höchsten Auszugsfestigkeiten erzielt. PS mit zylindrischem Außen- und Innendurchmesser ergaben die niedrigsten Auszugsfestigkeiten. [54] Hsu et al und Abshire et al. fanden, dass konische Schraubenkerne zu einer höheren Auszugsfestigkeit und einem höheren Eindrehmoment als Schrauben mit zylindrischem Kern führen. [46] [1] Abshire et al. sind der Ansicht, dass konische Schrauben das Risiko für Brüche/Verbiegungen am Gewinde-Schaft-Übergang und im intrapedikulären Anteil der PS reduzieren, weil sie in diesem stressanfälligen Bezirk üblicherweise einen größeren inneren Durchmesser haben. [1]

Abshire et al. drehten 41 PS mit konischen Kernen um 180 und 360 Grad zurück, der Grad der Verankerung reduzierte sich dadurch jedoch nicht. Diese Schrauben wurden vor dem Zurückdrehen einzementiert. Abshire et al. beschreiben nicht die konkrete Zeit zwischen Zementinjektion und Zurückdrehen der Schraube, es ist aber anzunehmen, dass der Zement hier noch nicht ausgehärtet war. [1] Chen et al. unterstützen diese These. Auch sie drehten mit PMMA augmentierte PS um 360 Grad zurück (4 Minuten nach Zementinjektion) und erzielten keinen signifikanten Unterschied in der Auszugsfestigkeit. [17] Peter Weiland (Fa. NG Medical) hat berichtet, dass, sobald man die PS mit konischem Kern um 0,5 Umdrehungen (180°) zurückdrehte, diese nicht mehr die höchsten Auszugsfestigkeiten erzielten. [persönliche Kommunikation] Nach Lill et al. versagten konische, nicht zementierte PS nach Zurückdrehen um 180 Grad signifikant früher als zylindrische, nicht zementierte PS. [66]

Tolunay, Yaman et al. stellten fest, dass eine PS mit doppelgängigem Kern/Gewinde + PMMA-Augmentation höhere Auszugsfestigkeiten erzielte, als eine PS mit einfachem konischem Kern und Zementaugmentation. [114]. Auch ohne Zementaugmentation erzielte die PS mit dualem Kern und doppelläufigem Gewinde im Vgl. zu einer Standard-PS mit konischem Kern die höhere POF. [131]

Kubiak et al. ergänzten, dass PS mit einem dualen Kern insgesamt schwieriger zu verformen oder zu brechen seien, was am breiteren proximalen Kerndurchmesser sowie der verstärkten Geometrie im Bereich des Schraubenhalses liege. [1, 61]

Im osteoporotischen Knochen erzielten die expandierbaren PS größere Auszugsfestigkeiten als konventionelle PS. Im Vergleich zu Zement-augmentierten PS erzielten die expandierbaren PS bei geringen Zementmengen (1ml) höhere Auszugsfestigkeiten; bei Füllvolumina von 2 oder 3 ml erzielten die Zement-augmentierten PS die besseren Ergebnisse. [18, 116] Tolunay et al. stellen Vergleiche zwischen den Auszugsfestigkeiten der von ihnen getesteten PS mit doppelgängigem Kern zu den Auszugsreihen von EPS von Lei et al. her und folgerten, dass die EPS im Vergleich geringere Auszugsfestigkeiten erzielten. [65, 114] Nicht beschrieben wird jedoch, mit welcher Geschwindigkeit oder wie tief sie ihre PS inseriert oder wie stark diese angezogen wurden, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse der Auszugsreihen schwächt.

Die Zementaugmentation der Pedikelschrauben erhöht nachweislich deren Auszugskräfte aus osteoporotischem Knochen. [8, 19, 24, 62] Blattert et al. empfehlen eindeutig die Verwendung von PMMA (Polymethylmethacrylat) gegenüber anderen Knochenzementen. [8]

Costa et al. konnten eine signifikant höhere Auszugsfestigkeit für die Vertebroplastie-Augmentationstechnik nachweisen. Die Kontaktfläche zwischen Schraube und Zement war bei der Vertebroplastietechnik und der retrograden Zementinjektion größer, als bei dem Einsatz fenestrierter/kanülierter PS - es konnte mit der gleichen Zementmenge eine bessere Verteilung entlang der Schraube erreicht werden. Chen et al. unterstützen diese Ergebnisse mit ihren Auszugstestreihen. [17] Diese Ergebnisse stehen allerdings im Gegensatz zu anderen Studien, z.B. von Choma et al. und Kueny et al. [24]

Choma et al. bestätigen, dass eine Zementaugmentation die Auszugsfestigkeit erhöht. In ihren Tests erzielten allerdings die partiell gefensterter PS die höchsten Auszugsfestigkeiten. Die konzentrierte Zementverteilung entlang des distalen Schraubenendes würde eine höhere Auszugskraft generieren, als die gleichmäßige Zementverteilung entlang des gesamten Schraubenschaftes. Außerdem könnte durch die distale Fensterung das Risiko eines Zementaustrittes in den Spinalkanal reduziert werden. [19] Auch Kueny et al. postulieren, dass insgesamt durch die Zementaugmentation höhere Auszugsfestigkeiten erzielt werden, und eine Zementinjektion durch die Schraube hindurch eine höhere

Auszugsfestigkeit erreicht als das Einbringen der PS in einen mit Zement vorbefüllten Bereich. [62]

Tolunay et al. stellten ebenfalls eine höhere Auszugsfestigkeit durch die Zementaugmentierung mit PMMA in bovinem Knochen fest, sowohl bei Zement-Injektion vor, als auch nach der Schraubeninsertion. [114] Die Spitze der PS sollte dabei nicht zu dicht an der vorderen Wirbelkörperwand zu liegen kommen und nicht zu nah an Grund- oder Deckplatte eingebracht werden, da sonst die sphärische Zementummantelung der Schraubenspitze eingeschränkt sein könnte. [8]

Ganz allgemein stellt sich jedoch die Frage, wie relevant die Ausreißkräfte sind. Ursächlich für eine Lockerung könnte auch der "Scheibenwischereffekt" sein.

Schulze et al. verglichen Zement-augmentierte mit nicht-augmentierten PS. Hierfür implantierten sie jeweils bipedikulär entweder augmentierte oder nicht-augmentierte PS in osteoporotische/osteopenische humane Leichenwirbelkörper. Anschließend erfuhren die PS eine zyklische Belastung. Ziel war es, möglichst authentisch die Belastungen zu simulieren, die während des Gehens auf die PS einwirken. Mit alternierender zyklischer Belastung der rechten und linken Seite versagten die PS mit zunehmender Zahl der Zyklen. Hierbei fiel auf, dass die PS "gekoppelt" versagten, also sich z.B. sowohl die Spitze der linksseitig implantierten als auch die Spitze der rechtsseitig implantierten PS lockerte. [102]

Wittenberg et al. beschrieben, dass bei alternierender Krafteinwirkung auf den Kopf einer PS deren Insertionspunkt als Hypomochlion wirkt, und insbesondere in osteoporotischer WK-Spongiosa dies zu Bewegungen des gelockerten distalen Schraubenanteils um diesen Drehpunkt herum führen kann = Scheibenwischereffekt. [39]

Je nach Erfahrung des Operateurs, und je nachdem, welcher Wirbelsäulenabschnitt zu instrumentieren ist, muss entschieden werden, ob ein navigiertes OP-Verfahren angewendet werden soll. Insbesondere hochthorakal und bei mit Navigationssystemen erfahrenen Operateuren scheint dies Vorteile zu bieten. Entscheidet der Operateur sich für den Einsatz von PS, so bieten sich beim navigierten Verfahren kanülierte PS an. [71]

Insgesamt zeigt sich hinsichtlich navigierter Techniken ein heterogenes Meinungsbild. Weiskopf et al. konnten keinen signifikanten Vorteil der navigierten gegenüber der nicht-navigierten Technik ausmachen.

Weiskopf und Kollegen haben alle Pedikelschraubeninsertionen an der Uniklinik Ulm zwischen den Jahren 2003 und 2010 miteinander verglichen. Hier wurde dann herausgefiltert, welche Schrauben von den Assistenzärzten, Fachärzten, Oberärzten, Oberärzten mit besonderer Expertise in der Wirbelsäulenchirurgie, und von Chefärzten eingebracht wurden. Die Assistenzärzte entfielen, weil sie zu wenige Schrauben inseriert hatten. Der Vergleich fand also zwischen Fachärzten / Oberärzten / Chefärzten statt. Weiskopf et al. postulierten, dass bei unerfahrenen Operateuren eine genauere Schraubenplatzierung mittels Freihandtechnik erzielt werden konnte. Um im Jahr 2003 als Facharzt tätig zu sein, muss man circa im Jahr 1970 geboren worden sein (oder früher). Somit fielen alle Probanden nicht mehr wirklich in die Generation der „digital natives“ (beginnt offiziell mit der Generation Y ab 1981). Vgl. wurden 202 Operationen mit Nutzung der Navigationsverfahren mit 250 Operationen ohne Nutzung navigierter Techniken. Allerdings lag auch hier ein ungleiches Verhältnis bzgl. der Anzahl der Insertionen vor: Die Oberärzte haben 714 PS eingebracht, die Oberärzte mit WS-Erfahrung 989 der PS, die Fachärzte viel weniger (hier wird nicht angegeben, wieviele) und davon wurden auch nur 13% navigiert eingebracht, während bei den Chefärzten 70% navigiert eingebracht wurden. Somit müsste man diese Studie eigentlich nochmal wiederholen, insbesondere mit Assistenzärzten, die zwar „digital natives“ sind, aber wenig OP-Erfahrung haben. [123]

Hahn et al. beschreiben, dass durch die Verwendung des "SpineAssist™" - Systems die Anzahl fehlplatzierter PS reduziert werden könne. Im Vergleich zur herkömmlichen nicht-navigierten Technik hätten sie eine 58%-ige Erhöhung regelrechter PS-Lagen erzielen können. [97]

Gebhard et al. konnten feststellen, dass die CAS (=Computer-Assisted Spine Surgery) insgesamt die Strahlenbelastung sowohl für die Patienten als auch für das Operationsteam reduziert. Im Vergleich wies die 3D-C-Arm-basierte Navigation die geringste Strahlenbelastung auf, gefolgt von der CT-basierten Navigation. Die höchste Strahlenbelastung trat bei der herkömmlichen, nicht-navigierten Methode auf. [36] Devito et al. führen an, dass die die Zeit pro Schraubeninsertion bei der Robotergestützten Implantation signifikant abnahm und sich insbesondere bei perkutanen und minimalinvasiven Eingriffen die Nutzung des SpineAssist™ als vorteilhaft herausstellte. Durch eine genauere Implantatplatzierung und insgesamt kleinere Schnittführung konnten das Gewebetrauma und neurologische Defizite reduziert werden. Auch die Durchleuchtungsdauer wurde reduziert. [28]

Joseph et al. verglichen anhand verschiedener Publikationen das SpineAssist™, Renaissance Robotic Spine Surgery System™ (beide Fa. Mazor Robotics) und den ROSA ONE® spine robot (Fa. Zimmer Biomet) miteinander.

Lediglich in einer Studie durch Ringel et al. nahm die Genauigkeit durch die roboterassistierte Implantation ab, in allen anderen nahm sie durch den Einsatz des Roboters zu. Die Dauer der intraoperativen Durchleuchtungszeit variiert je nach Operateur, scheint mittels der Mazor Systeme (SpineAssist™/Renaissance™) jedoch gleich lang oder kürzer zu sein als mittels Freihandtechnik. [50]

## **5. Zusammenfassung**

Thorakolumbal wird insb. bei mehrsegmentaler Versorgung zu einem monoaxialen System geraten. [82, 90] Je höher die Materialdichte des die Schraube umgebenden Gewebes ist und je größer die FOA, desto höher ist auch die Auszugsfestigkeit. [114] Bei reduzierter BMD bietet sich eine PS mit größerem Gewinde, größerer Gewindesteigung und dünner Flankenbreite an; mit ansteigendem PS-Außendurchmesser erhöht sich jedoch auch das Risiko für eine Pedikelfraktur. Bei Knochen mit normaler BMD würde man ein kleineres Gewinde mit geringerer Steigung verwenden. [60, 106] Man sollte insg. eine schmale Flankenbreite der Gewindegänge anstreben. [60, 106] Die höchsten Auszugsfestigkeiten erzielten PS mit Spitzgewinde und konischem Kern. [80] [54] Ein Teilgewinde mit 1/3 fehlendem Gewinde im proximalen Teil scheint die Spitzen-Auszugsfestigkeit zu erhöhen [115], ebenso wie doppelgängige Gewinde [104] und Vierfachgewinde (kortikales Gewinde) im Schraubenschaftbereich im Knochen mit reduzierter BMD. [106, 122] PS mit konischen Kernen erzielten die höchsten Auszugsfestigkeiten. [46, 54] [1] Konische Schrauben reduzieren das Risiko für Brüche/Verbiegungen am Gewinde-Schaft-Übergang und im intrapedikulären Anteil der PS. [1, 61] Eine Zementaugmentation erhöht in Knochen mit geringer BMD die Auszugsfestigkeit der PS. [8, 19, 24, 62, 114] Als Zement wird PMMA (Polymethylmethacrylat) empfohlen. [8] Empfohlen werden Zementmengen thorakal von 1,0cc und lumbal 1,5cc. [83] Im osteoporotischen Knochen erzielten expandierbare PS größere Auszugsfestigkeiten als konventionelle PS. Im Vergleich zu Zement-augmentierten PS erzielten die expandierbaren PS bei geringen Zementmengen (1ml) höhere Auszugsfestigkeiten; bei Füllvolumina von 2 oder 3 ml erzielten die Zement-augmentierten PS die besseren Ergebnisse. [18, 116] Eine Querverbindung der PS mittels Platte erhöhte im osteoporotischen Knochen die Auszugsfestigkeit. [94] Es zeigte sich eine Erhöhung der Auszugsfestigkeiten durch eine bikortikale Fixierung. [14, 106] [136] Als Material zur PS-Herstellung bietet sich eine Ti-6Al-4V-Legierung an. Titan wirkt stressreduzierender und fördert die Osteointegration zwischen Knochen und Implantat. [20] [106] Es zeigte sich eine genauere Implantatplatzierung bei den Roboterassistierten Verfahren und damit weniger neurologische Defizite. [97] [28] Die Roboterassistierten Verfahren zeichneten sich durch eine geringere Operationsdauer aus. [28] Durch Roboterassistierte und Navigations-Verfahren konnten die Durchleuchtungszeiten und somit die Strahlenbelastung reduziert werden. [36] [50]

## **6. Summary**

In thoracolumbar spine and especially for multisegmental fusions, monoaxial screws are recommended. [81, 89] Pullout strength increases with higher density of screw surrounding tissue and with larger FOA. [114] In cases of reduced BMD, PS with larger thread, greater thread pitch, and smaller flank width are preferable. However, with increasing outer PS diameter, the risk for pedicle fractures may increase. For bone with normal BMD, the use of smaller thread with lower pitch is recommended. [60, 106] In general, a smaller flank width seems to be of advantage. [60, 106]

The highest pull-out strengths were achieved by PS with conical core and V-shaped thread. [46, 54] [1] [79] In addition, conical screws reduce the risk of bending or fractures at the thread-shaft junction and within the intrapedicular portion of the PS. [1, 61] Partially threaded PS without thread in the proximal 1/3, seem to increase the top pullout strength [115]. In bone with reduced BMD, double-threaded PS [104] as well as quadruple threaded PS (cortical thread in the screw shaft area) raise the pullout strength. [106, 122] Cement augmentation increases the pullout strength of PS in bone with low BMD. [8, 19, 24, 62, 114] As cement for augmentation PMMA (polymethyl-methacrylate) is recommended [8] with an optimal amount of 1.0cc at thoracic and 1.5cc at lumbar level. [82] In osteoporotic bone, the use of expandable PS resulted in greater pullout strengths than with conventional PS. Compared to cement-augmented PS, the expandable PS achieved higher pullout strengths at lower cement volumes (1ml); at filling volumes of 2 or 3ml, the cement-augmented PS showed the better results. [18, 116]

“Triangulation” of PS by a connecting transverse plate increased pullout strength in osteoporotic bone. [93] Bicortical fixation also was shown to increase pullout strengths. [14, 106] [136] As material for PS, Ti-6Al-4V alloy is recommendable. In Titanium, a stress-reducing effect and improved integration between bone and implant has been shown. [20] [106]

More accurate implant placement was shown with robotic-assisted procedures, resulting in less neurological deficits. [97] [28] Robot-assisted procedures were characterized by shorter operation times. [28] Robot-assisted and navigation procedures reduced fluoroscopy times and thus radiation exposure for patients and surgical teams. [36] [50]

**7. Abkürzungsverzeichnis**

<b>Deutsch</b>	<b>Englisch</b>	<b>Kürzel</b>
Robert-Koch-Institut		RKI
Eindrehmoment	insertion torque	IT
Pedikelschraube	pedicle screw	PS
Halswirbelsäule	cervical spine	HWS
Brustwirbelsäule	thoracal spine	BWS
Lendenwirbelsäule	lumbal spine	LWS
Computertomographie	computed tomography	CT
Magnetresonanztherapie	nuclear magnetic resonance imaging	MRT
Die Fläche zwischen den Gewindegängen	flank overlap area	FOA
Pilot-Bohrloch	pilot hole	PH
Größe des Pilot-Bohrlochs	pilot hole size	PHS
Wirbelkörper	vertebral body	WK
Knochendichte	bone mineral density	BMD
Ausreißfestigkeit	pullout strength/pullout force	POS/POF
Fixierungsstärke/-festigkeit	fixation strength	FS
Wirbelkörper	vertebral body	WK
Losbrechmoment	breakingaway torque	BT
Ermüdungsfestigkeit	fatigue endurance	FE
Ultimative Auszugskraft	ultimate pullout force	UPF
Versagenslast	failure load	FL
Neurozentraler Übergang	neurocentral junction	NCJ
Expandierbare Pedikelschrauben	expandable pedicle screws	EPS

**8. Literaturverzeichnis**

1. Abshire, B.B., et al., *Characteristics of pullout failure in conical and cylindrical pedicle screws after full insertion and back-out*. Spine J, 2001. **1**(6): p. 408-14.
2. Asnis, S.E., et al., *Cancellous bone screw thread design and holding power*. J Orthop Trauma, 1996. **10**(7): p. 462-9.
3. Aumüller v.G., Aust, G., Doll, A., Engele, J., Kirsch, J., Mense, S., Reißig, D., Salvetter, J., Schmidt, W., Schmitz, F., Schulte, E., Spänel-Borowski, K., Wolff, W., Wurzinger, L. J., Zilch, H.-G., *Duale Reihe Anatomie, 2. Auflage*. 2010: Thieme.
4. Bartl, R., *Osteoporose – genauer einteilen*, in *Osteoporose*, R. Bartl, Editor. 2010, Georg Thieme Verlag.
5. Battula, S., et al., *The effect of pilot hole size on the insertion torque and pullout strength of self-tapping cortical bone screws in osteoporotic bone*. J Trauma, 2008. **64**(4): p. 990-5.
6. Beisse, R., M. Potulski, and V. Bühren, *Thorakoskopisch gesteuerte ventrale Plattenspondylodese bei Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule*. Operative Orthopädie und Traumatologie, 1999. **11**(1): p. 54-69.
7. Betz, *PediGuard™: A Solution for the Challenges of Pedicle Screw Placemen*. 2007.
8. Blattert, P.D.m.T.R., *Cement-augmented Pedicle Screws*. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York, 2017.
9. Blattert, T., Bühren, V., *Frakturen der unteren LWS (L3 bis L5)*. 2013, Chirurgie der verletzten Wirbelsäule: Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013.

10. Blattert, T., Katscher, S., *Minimiert offene Techniken*. 2013.
11. Blattert, T.R., et al., *Navigationsgestützte Rekonstruktion der vorderen Säule bei Verletzungen im Brustwirbel- und thorakolumbalen Übergangsbereich*. *Der Unfallchirurg*, 2008. **111**(11): p. 878.
12. Böhni, U.W., et al., *Definition der Achsen, Ebenen und Richtungen*, in *Manuelle Medizin 2*, U.W. Böhni, M. Lauper, and H.-A. Locher, Editors. 2020, Georg Thieme Verlag.
13. Brasiliense, L.B.C., et al., *Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines*. *The Spine Journal*, 2013. **13**(8): p. 947-956.
14. Breeze SW, D.B., Noble PS, LeBlanc A, Heggeness MH, PhD, *A Biomechanical Study of Anterior Thoracolumbar Screw Fixation*. *Spine*, 1998.
15. Brix, C., *Platzierung von Pedikelschrauben mit einer mechanischen Zielhilfe im Vergleich zur konventionellen Methode – erste klinische Ergebnisse*. 2008.
16. Bumann, M., *Auszugsfestigkeit von Pedikelschrauben im in-vitro-Modell: Vergleich von unzementierter Schraube, zementierter Schraube und Schraube mit dualem Außengewinde*. 2017: Orthopädische Universitätsklinik mit Poliklinik Tübingen.
17. Chen, L.H., et al., *Pullout strength of pedicle screws with cement augmentation in severe osteoporosis: a comparative study between cannulated screws with cement injection and solid screws with cement pre-filling*. *BMC Musculoskeletal Disord*, 2011. **12**: p. 33.
18. Chen, Y.L., et al., *Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws*. *Med Eng Phys*, 2014. **36**(11): p. 1416-20.

19. Choma, T.J., et al., *Pedicle Screw Design and Cement Augmentation in Osteoporotic Vertebrae: Effects of Fenestrations and Cement Viscosity on Fixation and Extraction*. Spine, 2012. **37**(26): p. E1628-E1632.
20. Christensen, F.B., et al., *Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel*. Eur Spine J, 2000. **9**(2): p. 97-103.
21. Ciftdemir, M., Kaya, Murat, Selcuk Esref, Yalniz, Erol, *Tumors of the spine*. PMC, 2016.
22. CNC. *Scherbeanspruchung*. 13.11.2018]; Available from: <https://www.cnc-lehrgang.de/scherbeanspruchung/>.
23. Cordista, A., et al., *Biomechanical evaluation of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine*. The Spine Journal, 2006. **6**(4): p. 444-449.
24. Costa, F., et al., *Pedicle screw cement augmentation. A mechanical pullout study on different cement augmentation techniques*. Medical Engineering & Physics, 2016. **38**(2): p. 181-186.
25. Decristoforo I, M.H., Gugl K, *Stabilisierende Operationen an der Wirbelsäule: Ein Überblick*. Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie, 2011.
26. Dekutoski, M., Associate Professor, Department of Orthopedics Mayo Clinic/Mayo Foundation, Rochester, MN, et al., *CD HORIZON LONGITUDE™ Perkutanes Multisegmentales Stabilisationssystem*. 2009.
27. Demir, T., Basgül, Cemile *The Pullout Performance of Pedicle Screws*. 2015, Springer Verlag.

28. Devito, D.P., et al., *Clinical acceptance and accuracy assessment of spinal implants guided with SpineAssist surgical robot: retrospective study*. Spine (Phila Pa 1976), 2010. **35**(24): p. 2109-15.
29. Dick, W., Kluger, P., Magerl, F., Woersdörfer, O., Zäch, G., *A new device for internal fixation of thoracolumbar and lumbar spine fractures: the 'fixateur interne'*. Paraplegia volume 23, pages 225–232 (1985), 1985.
30. Disch, A.C., et al., *Biomechanische Aspekte radikaler Resektionen und deren Rekonstruktion an der thorakolumbalen Wirbelsäule*. Der Orthopäde, 2012. **41**(8): p. 647-658.
31. DON KING, M.D., *INTERNAL FIXATION FOR LUMBOSACRAL FUSION*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1948.
32. DSG. *DSG Technology - Dynamic Surgical Guidance*. Available from: [www.spineguard.com](http://www.spineguard.com).
33. Eckert, M., *DIE OPERATIVE VERSORGUNG VON VERLETZUNGEN DER HALSWIRBELSÄULE – EINE RETROSPEKTIVE ANALYSE VON 188 FÄLLEN BEI 181 PATIENTEN*. 2012.
34. Emhofer, F., *Computerassistierte Evaluation der optimalen Schraubenlängen und Durchmesser für die Pedikelschrauben TH 1/2*. 2011.
35. Galbusera, F., Volkheimer, D., Reitmaier, S., Berger-Roscher, N., Kienle, A., Wilke, H.-J., *Pedicle screw loosening: a clinically relevant complication?* European Spine Journal - Springer, 2015.
36. Gebhard, F.T., et al., *Does computer-assisted spine surgery reduce intraoperative radiation doses?* Spine (Phila Pa 1976), 2006. **31**(17): p. 2024-7; discussion 2028.

37. GERTZBEIN, S.D. and S.E. ROBBINS, *Accuracy of Pedicular Screw Placement In Vivo*. Spine, 1990. **15**(1): p. 11-14.
38. Gonschorek, O. and V. Bühren, *Verletzungen der thorakolumbalen Wirbelsäule*. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date, 2006. **1**(03): p. 195-219.
39. Haaker, R., *Degenerative Lendenwirbelsäulenerkrankungen*, in *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie – Wirbelsäule, Thorax*, J. Krämer, Editor. 2003, Georg Thieme Verlag.
40. Hackenberg, L., T. Link, and U. Liljenqvist, *Axial and tangential fixation strength of pedicle screws versus hooks in the thoracic spine in relation to bone mineral density*. Spine (Phila Pa 1976), 2002. **27**(9): p. 937-42.
41. Henkel AG & Co. KGaA, D. *Methoden zur Schraubensicherung im Überblick*. 17.10.2012 13.11.2018]; Available from: <https://kem.industrie.de/werkstoffverfahren/verbindungstechnik/da-bleibt-keine-schraube-locker/>.
42. Herzig, M.F., *Das Festigkeitsverhalten transpedikulärer Fixationssysteme für die lumbale Wirbelsäule im zyklisch-dynamischen Dauerversuch*. 2003.
43. Herzig, M.F., *Das Festigkeitsverhalten transpedikulärer Fixationssysteme für die lumbale Wirbelsäule im zyklisch-dynamischen Dauerversuch* 2003.
44. Hirano, T., et al., *Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability*. Spine (Phila Pa 1976), 1997. **22**(21): p. 2504-9; discussion 2510.
45. Hofmann, S. *Berechnung querbelasteter Schraubenverbindungen*. 2016 13.11.2018]; Available from: [https://www.imw.tu-clausthal.de/fileadmin/Forschung/InstMitt/2016/Konstruktion\\_und\\_Berechnung\\_von\\_Maschinenelementen/Berechnung.pdf](https://www.imw.tu-clausthal.de/fileadmin/Forschung/InstMitt/2016/Konstruktion_und_Berechnung_von_Maschinenelementen/Berechnung.pdf).

46. Hsu, C.C., et al., *Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses*. J Orthop Res, 2005. **23**(4): p. 788-94.
47. Hu, X., D.D. Ohnmeiss, and I.H. Lieberman, *Robotic-assisted pedicle screw placement: lessons learned from the first 102 patients*. European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 2013. **22**(3): p. 661-666.
48. Ingenieurkurse.de. *Drehmomenterzeugung im Montagezustand*. [cited 2019 11.03.2019]; Available from: <https://www.ingenieurkurse.de/maschinenelemente-2/schraubenverbindungen/kraft-und-verformungsverhaeltnisse/montagezustand/drehmomenterzeugung-im-montagezustand.html>.
49. Jacobs, R.R., P.X. Montesano, and R.P. Jackson, *Enhancement of lumbar spine fusion by use of translaminar facet joint screws*. Spine (Phila Pa 1976), 1989. **14**(1): p. 12-5.
50. Joseph, J.R., et al., *Current applications of robotics in spine surgery: a systematic review of the literature*. Neurosurgical Focus FOC, 2017. **42**(5): p. E2.
51. Kabins, M., M.D.\*, Weinstein, J. , *THE HISTORY OF VERTEBRAL SCREW AND PEDICLE SCREW FIXATION*. Iowa Orthopedic Journal, 1991.
52. Kafchitsas, K., et al., *Zementverteilung bei Vertebroplastieschrauben unterschiedlichen Designs*. Der Orthopäde, 2010. **39**(7): p. 679-686.
53. Katscher, S., Josten, C., *Frakturen und Luxationen der oberen und mittleren Brustwirbelsäule (T1 bis T10) einschließlich des zervikothorakalen Übergangs*. 2013: Springer Verlag.

54. Kim, Y.Y., W.S. Choi, and K.W. Rhyu, *Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical study*. Spine J, 2012. **12**(2): p. 164-8.
55. Kiyak, G., et al., *Comparison of the Pullout Strength of Different Pedicle Screw Designs and Augmentation Techniques in an Osteoporotic Bone Model*. Asian Spine J, 2018. **12**(1): p. 3-11.
56. Knaup, C.B., *Biomechanische Studie lumbaler Spondylodesen mit dem Fixateur interne, Typ Socon Titan*. 2000.
57. Knop, C., et al., *Operative Behandlung von Verletzungen des thorakolumbalen ÜbergangsTeil 2: Operation und röntgenologische Befunde*. Der Unfallchirurg, 2000. **103**(12): p. 1032-1047.
58. Kohn, D., T. Pohlemann, and E. Fritsch, *Wirbelsäule*, in *Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung*. 2010, Springer Berlin Heidelberg: Berlin, Heidelberg. p. 351-410.
59. Kostuik, J.P., Smith TJ., *Pitfalls of a biomechanical testing*. Division of Orthopaedics, Johns Hopkins University, Baltimore, Maryland.
60. Krenn, M.H., et al., *Influence of thread design on pedicle screw fixation. Laboratory investigation*. J Neurosurg Spine, 2008. **9**(1): p. 90-5.
61. Kubiak, A.J., et al., *Comparison of the mechanical properties of two designs of polyaxial pedicle screw*. Engineering Failure Analysis, 2019. **95**: p. 96-106.
62. Kueny, R.A., et al., *Influence of the screw augmentation technique and a diameter increase on pedicle screw fixation in the osteoporotic spine: pullout versus fatigue testing*. European Spine Journal, 2014. **23**(10): p. 2196-2202.

63. Ledet, E.H., et al., *Real-time in vivo loading in the lumbar spine: part I. Interbody implant: load cell design and preliminary results*. Spine (Phila Pa 1976), 2000. **25**(20): p. 2595-600.
64. Lehman, R.A., Jr., et al., *Straight-forward versus anatomic trajectory technique of thoracic pedicle screw fixation: a biomechanical analysis*. Spine (Phila Pa 1976), 2003. **28**(18): p. 2058-65.
65. Lei, W. and Z. Wu, *Biomechanical evaluation of an expansive pedicle screw in calf vertebrae*. Eur Spine J, 2006. **15**(3): p. 321-6.
66. Lill, C.A., et al., *Comparison of the in vitro holding strengths of conical and cylindrical pedicle screws in a fully inserted setting and backed out 180 degrees*. J Spinal Disord, 2000. **13**(3): p. 259-66.
67. Lin, L.-C., H.-H. Chen, and S.-P. Sun, *A biomechanical study of the cortex-anchorage vertebral screw*. Clinical Biomechanics, 2003. **18**(6): p. S25-S32.
68. Lori, P.D.-I.W., Schulze, J. *Die Bedeutung der Reibung in Schraubenverbindungen*. 26.06.2009 13.11.2018]; Available from: <https://www.konstruktionspraxis.vogel.de/die-bedeutung-der-reibung-in-schraubenverbindungen-a-195764/>.
69. Magerl, F.P., *Stabilization of the lower thoracic and lumbar spine with external skeletal fixation*. Clin Orthop Relat Res, 1984(189): p. 125-41.
70. Maschinenbau-Community, D. *Scherung, Scherung berechnen*. 2009 [cited 08.05.2022; Available from: <https://www.maschinenbau-wissen.de/skript3/mechanik/festigkeitslehre/135-scherung>.
71. Medacta International, S., *SYSTEM FÜR DIE PERKUTANE MINIMAL-INVASIVE CHIRURGIE*. 2019.

72. Medtronic. *CD HORIZON LONGITUDE II*®, *Multi-level Percutaneous Fixation System Surgical Technique*. 2013; Available from: <http://www.spinaldeformity.com>
73. Miamed, A. *Wirbelsäule (Columna vertebralis)*. 19.03.2022 15.05.2018]; Available from: <https://www.amboss.com/de/library#xid=R60lkS&anker=Z98c2e7bd49124d557636e456c8efe6e2>.
74. Misenhimer, G.R., et al., *Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size*. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1989. **14**(4): p. 367-72.
75. Möller, H.E., *Grundlagen der MRT*. MPG.PuRe, Publication Repository (Publikationsrepositorium der Max-Planck-Gesellschaft), 2006.
76. Möller, R.P., Hans / Schwarze, Knut, *Planen und Bauen mit Trapezprofilen und Sandwichelementen, Band 1: Grundlagen, Bauweisen, Bemessung mit Beispielen* 2004: Ernst und Sohn Verlag.
77. Müller, M., T. Mückley, and G.O. Hofmann, *Kosten und Komplikationen der Materialentfernung*. *Trauma und Berufskrankheit*, 2007. **9**(3): p. S297-S301.
78. Mummaneni, P.V., et al., *Biomechanical Evaluation of a Double-Threaded Pedicle Screw in Elderly Vertebrae*. *Clinical Spine Surgery*, 2002. **15**(1): p. 64-68.
79. Munzinger, M., *Optimierung von Klebeverbindungen nach dem Vorbild der Natur* Wissenschaftliche Berichte , Forschungszentrum Karlsruhe in der Helmholtz-Gemeinschaft, FZKA 7193, Januar 2006
80. Oefner, C., Weidling, M., Heyde, C., Voigt, C., et al., *Wie beeinflusst das Gewindedesign von Pedikelschrauben deren Ausreißfestigkeit?* Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2017). Berlin, 24.-

- 27.10.2017. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2017.  
DocPO25-1002 Oktober 2017.
81. Paik, H., et al., *The biomechanical effect of pedicle screw hubbing on pullout resistance in the thoracic spine*. The Spine Journal, 2012. **12**(5): p. 417-424.
82. Palmisani, M., et al., *Minimally invasive percutaneous fixation in the treatment of thoracic and lumbar spine fractures*. European Spine Journal, 2009. **18**(1): p. 71-74.
83. Pare, P.E., et al., *Biomechanical evaluation of a novel fenestrated pedicle screw augmented with bone cement in osteoporotic spines*. Spine (Phila Pa 1976), 2011. **36**(18): p. E1210-4.
84. Passiontec. *Das Drehmoment: einfach erklärt*. 08.05.2022]; Available from: <https://www.passiontec.de/ratgeber/das-drehmoment-einfach-erklart.html#hartes-und-weiches-drehmoment-worin-bestehen-die-unterschiede>.
85. Patel, P.S., D.E. Shepherd, and D.W. Hukins, *The effect of screw insertion angle and thread type on the pullout strength of bone screws in normal and osteoporotic cancellous bone models*. Med Eng Phys, 2010. **32**(8): p. 822-8.
86. Perdomo-Pantoja, A., et al., *Accuracy of Current Techniques for Placement of Pedicle Screws in the Spine: A Comprehensive Systematic Review and Meta-Analysis of 51,161 Screws*. World Neurosurg, 2019.
87. Perna, F., et al., *Pedicle screw insertion techniques: an update and review of the literature*. Musculoskelet Surg, 2016. **100**(3): p. 165-169.
88. Pflegar, U.A., *CT-basierte Computernavigation von Pedikelschrauben an der Brust- und Lendenwirbelsäule - Eine Alternative zur konventionellen Technik ?* 2005.

89. Production, I. *Industrieroboter - Weiterdrehen*. 01.03.2004 [13.11.2018]; Available from: <https://www.scope-online.de/robotik---handhabung/montage--und-handhabungstechnik---drehmomentmessung-beim-schrauben.htm>.
90. Prokop, A., et al., *Minimal-invasive perkutane Instrumentation bei Wirbelsäulenfrakturen*. *Der Unfallchirurg*, 2009. **112**(7): p. 621-628.
91. Reichle, E., et al., *Einbringung von Pedikelschrauben unter Einsatz unterschiedlicher Unterstützungsverfahren*. *Der Orthopäde*, 2002. **31**(4): p. 368-371.
92. Ringel, F., et al., *Accuracy of Robot-Assisted Placement of Lumbar and Sacral Pedicle Screws: A Prospective Randomized Comparison to Conventional Freehand Screw Implantation*. *Spine*, 2012. **37**(8): p. E496-E501.
93. Rohlmann, A., Dr-Ing\*; Bergmann, Georg, Dr-Ing\*; Graichen, Friedmar, Dr-Ing\*; Mayer, Heinz-Michael, MD, PhD†, *Influence of Muscle Forces on Loads in Internal Spinal Fixation Devices*. *Spine*, 1998.
94. Ruland, C.M., et al., *Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis*. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1991. **16**(6 Suppl): p. S270-6.
95. Santoni, B.G., et al., *Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws*. *Spine J*, 2009. **9**(5): p. 366-73.
96. Scheuerlein, F., *Retrospektiver Vergleich röntgenologischer und klinischer Verlaufsparemeter nach minimalinvasiver und offener dorsaler Fixierung thorakolumbalen Wirbelkörperfrakturen*. 2015.
97. Schilling, A.I.v., *Analyse der Schraubenfehlage bei roboterassistierten perkutanen chirurgischen Verfahren der thorakolumbalen Wirbelsäule*. 2019.

98. Schmallenbach, U.A.G., *Lebensqualität nach Skolioseoperationen*. 2007: us dem Universitätsklinikum Münster Klinik und Poliklinik für Allgemeine Orthopädie - Direktor: Univ.- Prof. Dr. W. Winkelmann -.
99. Schneider, E., *Die Versorgungsrealität der operativen Therapie bei Frakturen der Brust- und Lendenwirbelsäule*. 2016: Aus der Abteilung Unfallchirurgie (Prof. Dr. med. K. M. Stürmer) der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen.
100. Schopp, D.m.d.C.B., *Grundlagen und Entwicklung der Wirbelsäulen Chirurgie von den Anfängen bis 1945*. 2007.
101. Schulitz, P.D.K.-P., *Wird die instrumentierte Pedikelfixation an der Lendenwirbelsäule zu großzügig eingesetzt? - Gedanken zur Indikation*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 134, 1996.
102. Schulze, M., et al., *Die gekoppelten Lockerungsmechanismen von Pedikelschrauben unter physiologischer zyklischer Lasteinleitung bei verminderter Knochendichte*. 2019.
103. Scoles, P.V., et al., *Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life*. Spine (Phila Pa 1976), 1988. **13**(10): p. 1082-6.
104. Seng, W.R.D., et al., *Pedicle Screw Designs in Spinal Surgery: Is There a Difference? A Biomechanical Study on Primary and Revision Pull-Out Strength*. Spine (Phila Pa 1976), 2019. **44**(3): p. E144-e149.
105. Shampo, M.A. and R.A. Kyle, *Allan Cormack—Codeveloper of Computed Tomographic Scanner*. Mayo Clinic Proceedings, 1996. **71**(3): p. 288.
106. Shea, T.M., et al., *Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status*. Biomed Res Int, 2014. **2014**: p. 748393.
107. Speitkamp, W., *Wilhelm Conrad Röntgen*. Archiv für Kulturgeschichte, 1993.

108. Sperker, S.L., *Vergleich perkutaner transpedikulärer Stabilisierung der Wirbelsäule 3D-navigationsgestützt und Roboter-assistiert*. 2020: Fakultät für Medizin der Technischen Universität München.
109. Stempel, Seidel, and Plitz, *Stabilität von Pedikelschrauben, Teil 1: Maximale Auszugskräfte bei knochengesunden Stammwirbelsäulen unter Berücksichtigung der Bohrtechnik*. Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie 132, 1994.
110. Sun, J., *CYCLIC FAILURE OF MULTI-SEGMENT PEDICLE SCREW SYSTEMS* Spine, 2002.
111. Suzuki, T., et al., *Improving the pullout strength of pedicle screws by screw coupling*. J Spinal Disord, 2001. **14**(5): p. 399-403.
112. Synthes, *USS Universal Spine System Pedikelschrauben und Haken mit seitlicher Öffnung*.
113. tec-science. *Relaxationsversuch*. 13.07.2018 13.11.2018]; Available from: <https://www.ahoefer.de/maschinenbau/werkstoffkunde/werkstoffpruefung/zerstoeerende-werkstoffpruefung-zwp/relaxationsversuch/78-relaxationsversuch.html>.
114. Tolunay, T., et al., *Pullout performance comparison of pedicle screws based on cement application and design parameters*. Proc Inst Mech Eng H, 2015. **229**(11): p. 786-93.
115. Tsuang, F.-Y., et al., *Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation*. Clinical Biomechanics, 2016. **39**: p. 71-76.
116. Vishnubhotla, S., et al., *A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws*. The Spine Journal, 2011. **11**(8): p. 777-781.

117. Wegertseder. *Gewinde*. 08.05.2022]; Available from: <https://www.schraubenlexikon.de/td7-gewinde.asp>.
118. Wegertseder, G. *Werkstoffe - Oberflächenbehandlung*. 22.11.2018]; Available from: <https://www.schraubenlexikon.de/td5-werkstoffe-oberflaechen.asp>.
119. Wegertseder, G. *Werkstoffe - Stähle*. 13.11.2018]; Available from: <https://www.schraubenlexikon.de/td3-werkstoffe-stahl.asp>.
120. Weigel, B., Neumann, C., *Wirbelsäule*. Praxisbuch Unfallchirurgie., 2011.
121. Weinstein, J.N., B.L. Rydevik, and W. Rauschnig, *Anatomic and technical considerations of pedicle screw fixation*. Clin Orthop Relat Res, 1992(284): p. 34-46.
122. Weiser, L., et al., *Cortical threaded pedicle screw improves fatigue strength in decreased bone quality*. European Spine Journal, 2021. **30**(1): p. 128-135.
123. Weiskopf, J.-V., *Genauigkeit und Komplikationen von Pedikelschrauben zur dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule. Eine vergleichende Analyse navigierter und nicht navigierter Verfahren*. 2014: Universitätsklinik Ulm Zentrum für Chirurgie, Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie.
124. Wikipedia. *Montagevorspannkraft*. 12.02.2019 13.11.2018]; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Montagevorspannkraft>.
125. Wikipedia. *Nachgiebigkeit*. 03.07.2017 25.12.2021 13.11.2018]; Available from: [https://de.wikipedia.org/wiki/Nachgiebigkeit#Nachgiebigkeit\\_der\\_Schraube](https://de.wikipedia.org/wiki/Nachgiebigkeit#Nachgiebigkeit_der_Schraube).
126. Wikipedia. *Betriebskraft*. 08.09.2016 08.09.2016 [cited 13.11.2018; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Betriebskraft>.

127. Wikipedia. *Klemmkraft*. 15.03.2018 15.03.2018 [cited 13.11.2018; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Klemmkraft>.
128. Wikipedia. *Losbrechkraft*. 22.03.2017 07.10.2021 [cited 13.11.2018; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Losbrechkraft>.
129. Wikipedia. *Schraube*. 2018 03.05.2022 13.11.2018]; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Schraube>.
130. Wilke, H.J., et al., *New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life*. Spine (Phila Pa 1976), 1999. **24**(8): p. 755-62.
131. Yaman, O., et al., *The Comparison of Pullout Strengths of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae*. Turkish neurosurgery, 2015. **25**: p. 532-238.
132. Yao, W., et al., *A comparison of monoaxial pedicle screw versus polyaxial pedicle screw in short-segment posterior fixation for the treatment of thoracolumbar fractured vertebra*. Annals of Translational Medicine, 2021. **9**(8): p. 669.
133. ZEMO. *Drehmoment - Vom Anzugsmoment über die Vorspannung zur Klemmkraft*. 13.11.2018]; Available from: <https://www.zemo-tools.de/index.php?sprache=de&rubrik=4&code=22>.
134. Zhuang, X.-M., et al., *Effect of the Degree of Osteoporosis on the Biomechanical Anchoring Strength of the Sacral Pedicle Screws: An In Vitro Comparison Between Unaugmented Bicortical Screws and Polymethylmethacrylate Augmented Unicortical Screws*. Spine, 2010. **35**(19): p. E925-E931.
135. Ziehm, *Ziehm Vision RFD 3D Die Revolution in der 3D-Bildgebung*. 2018.
136. Zindrick, M.R., Wiltse, L., Widell, E., *A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine*. Clinical Orthopaedics and Related Research, vol. 203, 1986.

**9. Anhang**

Genehmigung des Thieme-Verlags für Abbildung Nr. 1)

Georg Thieme Verlag KG  
 Rüdigerstr. 14, 70409 Stuttgart  
 USt-ID: DE147638607  
 Verkehrsnr.: 10427  
 Amtsgericht Stuttgart HRA 3499  
 Internet: www.thieme.de

Deutsche Bank BIC: DEUTDE33XXX  
 IBAN: DE49 0007 0070 0142 0017 00  
 BW-Bank BIC: SOLADEST000  
 IBAN: DE03 0005 0101 0002 0557 23  
 Tel.: +49 (0)711 89 31-0



Georg Thieme Verlag KG, Finanzen, Postfach 30 11 20, 70451 Stuttgart

Neele-Annika Marencke  
 Friedrich-Karl-Str. 70  
 28205 Bremen

Rechnung		
Bitte bei Zahlung und Schriftverkehr angeben		
Kundennummer 7357527	Belegnummer 121902	Belegdatum 22.08.2022
Ihre USt-ID-Nummer		
Unsere USt-ID-Nummer		DE147638607

Das Lieferungs- bzw. Leistungsdatum entspricht, falls nicht anders angegeben, dem Rechnungsdatum.

Pos.	Menge	ISBN/ Artikel-Nr.	Auftragsdatum / Bestellzeichen Produkt / Hinweis	Einzelpreis	Rabatt in %	Rabattierter Einzelpreis	Gesamt	USt- Kz.
1	1	0034109	Aumüller et al. (Hg.), Duale Reihe Anatomie, 5. A. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2020; Abb. C-1.10 (ursprüngl. aus: Schönke/Schulte/Schumacher/Voll/Wesker, Prometheus LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 5. A., Stuttgart 2018)  <b>19.08.2022 /</b> Sammelkostentr., Lizenz 7% MWST Die Lizenzgenehmigung für den o.g. Zweck wird automatisch erworben mit Bezahlung dieser Rechnung. Die vollständige Quellenangabe wird vorausgesetzt. Für Folgeauflagen und andere Verwendungszwecke und Medien muss erneut angefragt werden. Veröffentlichung der o. g. Abbildung in der über die Universität Gießen unter einer CC-BY-NC-ND online frei zugänglichen Version Ihrer Dissertation; einmalige Gebühr	112,35	0,00%	112,35	112,35	1
Menge		Fälligkeitsdatum	Steuerl. Entgelt	USt-Satz	USt-Betrag	Zwischensumme	112,35	
1		21.09.2022	1 = 105,00	1 = 7,00 %	1 = 7,35	Steuerl. Entgelt	105,00	
						USt-Betrag	7,35	
						Endbetrag in € (D)	112,35	
Steuerhinweise				Zahlungsbedingung Zahlbar bis 21.09.2022 ohne Abzug				
Die Lieferung und Leistung erfolgt auf Grundlage unseres AGBs siehe <a href="http://www.thieme.de/Lieferbedingungen">www.thieme.de/Lieferbedingungen</a> .								

## **10. Abbildungsverzeichnis**

**1) Exemplarisch Anatomie eines Lendenwirbelkörpers, S. 3**

Schünke/Schulte/Schumacher/Voll/Wesker, Prometheus LernAtlas der Anatomie. Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem, 5. Aufl., Stuttgart 2018, URL:

[https://eref.thieme.de/media?context=ebook&contextId=cs\\_11350838#/cs\\_11350838/ebook\\_cs\\_11350838\\_cs4171/imcs\\_11351580](https://eref.thieme.de/media?context=ebook&contextId=cs_11350838#/cs_11350838/ebook_cs_11350838_cs4171/imcs_11351580)

**2) Minimaler und maximaler Pedikeldurchmesser, S. 4**

Scoles, P.V., et al., *Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life*. Spine (Phila Pa 1976), 1988. **13**(10): p. 1082-6.

**3) Insertionspunkte Pedikelschrauben, S. 5**

Synthes, USS Universal Spine System Pedikelschrauben und Haken mit seitlicher Öffnung

**4) Verschiedene Insertionswege, S. 12**

Bumann, M., *Auszugsfestigkeit von Pedikelschrauben im in-vitro-Modell: Vergleich von unzementierter Schraube, zementierter Schraube und Schraube mit dualem Außengewinde*. 2017.

**5) Unterschiedliche Pedikelschrauben, S. 15**

Tolunay, T., et al., *Pullout performance comparison of pedicle screws based on cement application and design parameters*. Proc Inst Mech Eng H, 2015. **229**(11): p. 786-93.

**6) Expansionsmechanismus der expandierbaren PS, S. 16**

Demir, T., Basgül, Cemile *The Pullout Performance of Pedicle Screws*. 2015, Springer Verlag.

**7) Verschiedene Gewindeformen, S. 16**

Demir, T., Basgül, Cemile *The Pullout Performance of Pedicle Screws*. 2015, Springer Verlag.

**8) Unterschiedliche PS, S. 17**

Shea, T.M., et al., *Designs and techniques that improve the pullout strength of pedicle screws in osteoporotic vertebrae: current status*. Biomed Res Int, 2014. **2014**: p. 748393.

**9) Generelles zur Geometrie der Pedikelschrauben, S. 18**

Demir, T., Basgül, Cemile *The Pullout Performance of Pedicle Screws*. 2015, Springer Verlag.

**10) Verschiedene Pedikelschrauben, S. 24**

Krenn, M.H., et al., *Influence of thread design on pedicle screw fixation. Laboratory investigation*. J Neurosurg Spine, 2008. **9**(1): p. 90-5.

**11) PS mit Doppel- und Einfachgewinde, S. 26**

Mummaneni, P.V., et al., *Biomechanical Evaluation of a Double-Threaded Pedicle Screw in Elderly Vertebrae*. Clinical Spine Surgery, 2002. **15**(1): p. 64-68.

**12) PS mit Doppel- und Einfachgewinde, S. 27**

Brasiliense, L.B.C., et al., *Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines*. The Spine Journal, 2013. **13**(8): p. 947-956.

**13) Vergleich UPF und IT eingängige und doppelgängige PS, S. 28**

Brasiliense, L.B.C., et al., *Characteristics of immediate and fatigue strength of a dual-threaded pedicle screw in cadaveric spines*. The Spine Journal, 2013. **13**(8): p. 947-956.

**14) PS mit Doppelgewinde und Vierfachgewinde (kortikales Gewinde) im Schraubenschaftbereich, S. 29**

Weiser, L., et al., *Cortical threaded pedicle screw improves fatigue strength in decreased bone quality*. European Spine Journal, 2021. **30**(1): p. 128-135.

**15) Verschiedene Gewindeformen, S. 30**

Seng, W.R.D., et al., *Pedicle Screw Designs in Spinal Surgery: Is There a Difference? A Biomechanical Study on Primary and Revision Pull-Out Strength*. Spine (Phila Pa 1976), 2019. **44**(3): p. E144-e149.

**16) Auszugsversuche (Seng et al.), S. 31**

Seng, W.R.D., et al., *Pedicle Screw Designs in Spinal Surgery: Is There a Difference? A Biomechanical Study on Primary and Revision Pull-Out Strength*. Spine (Phila Pa 1976), 2019. **44**(3): p. E144-e149.

**17) Teilgewindeschrauben 1 - Aufbau , S.32**

Tsuang, F.-Y., et al., *Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation*. Clinical Biomechanics, 2016. **39**: p. 71-76.

**18) Teilgewindeschrauben 2 – Aufbau, S. 32**

Tsuang, F.-Y., et al., *Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation*. Clinical Biomechanics, 2016. **39**: p. 71-76.

**19) Teilgewindeschrauben 3 – Haltefähigkeit, S. 33**

Tsuang, F.-Y., et al., *Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation*. Clinical Biomechanics, 2016. **39**: p. 71-76.

**20) Teilgewindeschrauben 4 - POF, Haltefähigkeit, S. 33**

Tsuang, F.-Y., et al., *Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation*. Clinical Biomechanics, 2016. **39**: p. 71-76.

**21) Teilgewindeschrauben 5 - Gleitmechanismus des Schaftes, S. 34**

Tsuang, F.-Y., et al., *Biomechanical arrangement of threaded and unthreaded portions providing holding power of transpedicular screw fixation*. *Clinical Biomechanics*, 2016. **39**: p. 71-76.

**22) Verschiedene Schraubendesigns, S. 35**

Kim, Y.-Y., W.-S. Choi, and K.-W. Rhyu, *Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities—an ex vivo biomechanical study*. *The Spine Journal*, 2012. **12**(2): p. 164-168.

**23) Verschiedene Schraubendesigns, S. 37**

Hsu, C.C., et al., *Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses*. *J Orthop Res*, 2005. **23**(4): p. 788-94.

**24) Kubiak et al., PS mit konischem, dualem Kern, S. 39**

Kubiak, A.J., et al., *Comparison of the mechanical properties of two designs of polyaxial pedicle screw*. *Engineering Failure Analysis*, 2019. **95**: p. 96-106.

**25) Kubiak et al., PS mit konischem, dualem Kern, S. 40**

Kubiak, A.J., et al., *Comparison of the mechanical properties of two designs of polyaxial pedicle screw*. *Engineering Failure Analysis*, 2019. **95**: p. 96-106.

**26) Yaman et al., unterschiedliche Schraubentypen, S. 41**

Yaman, O., et al., *The Comparison of Pullout Strengths of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae*. *Turkish neurosurgery*, 2015. **25**: p. 532-238.

**27) Yaman et al., S. 42**

Yaman, O., et al., *The Comparison of Pullout Strengths of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae*. *Turkish neurosurgery*, 2015. **25**: p. 532-238.

**28) Costa et al., Vgl. der Auszugskräfte einer nicht-zementierten PS mit unterschiedlich zementierten Schrauben, S. 45**

Costa, F., et al., *Pedicle screw cement augmentation. A mechanical pullout study on different cement augmentation techniques*. Medical Engineering & Physics, 2016. **38**(2): p. 181-186.

**29) Costa et al., Vgl. der Auszugskräfte einer nicht-zementierten PS mit unterschiedlich zementierten Schrauben, S. 45**

Costa, F., et al., *Pedicle screw cement augmentation. A mechanical pullout study on different cement augmentation techniques*. Medical Engineering & Physics, 2016. **38**(2): p. 181-186.

**30) Kanülierte PS, S. 46**

Choma, T.J., et al., *Pedicle Screw Design and Cement Augmentation in Osteoporotic Vertebrae: Effects of Fenestrations and Cement Viscosity on Fixation and Extraction*. Spine, 2012. **37**(26): p. E1628-E1632.

**31) Kanülierte PS, S. 46**

Choma, T.J., et al., *Pedicle Screw Design and Cement Augmentation in Osteoporotic Vertebrae: Effects of Fenestrations and Cement Viscosity on Fixation and Extraction*. Spine, 2012. **37**(26): p. E1628-E1632.

**32) Choma et al., Vgl. der Auszugskräfte unterschiedlicher PS, teilweise kanüliert und teilweise Zement-augmentiert, S. 47**

Choma, T.J., et al., *Pedicle Screw Design and Cement Augmentation in Osteoporotic Vertebrae: Effects of Fenestrations and Cement Viscosity on Fixation and Extraction*. Spine, 2012. **37**(26): p. E1628-E1632.

**33) 1ml, 2ml und 3 ml Zement und expandierbare PS, S. 50**

Chen, Y.L., et al., *Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws*. Med Eng Phys, 2014. **36**(11): p. 1416-20.

**34) Energie, die für das Schraubenversagen nötig ist (als Fläche unter der Kurve von POF gegen Dislokation), S. 51**

Chen, Y.L., et al., *Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws*. Med Eng Phys, 2014. **36**(11): p. 1416-20.

**35) Devito et al., S. 57**

Devito, D.P., et al., *Clinical acceptance and accuracy assessment of spinal implants guided with SpineAssist™ surgical robot: retrospective study*. Spine (Phila Pa 1976), 2010. **35**(24): p. 2109-15.

**36) Mittlere Strahlenbelastung, S. 61**

Sperker, S.L., *Vergleich perkutaner transpedikulärer Stabilisierung der Wirbelsäule 3D-navigationsgestützt und Roboter-assistiert*. 2020.

**37) Erfahrungsstufen Operateure, S. 62**

Weiskopf, J.-V., *Genauigkeit und Komplikationen von Pedikelschrauben zur dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule*

**38) Weiskopf et al., Genauigkeit Schraubenplatzierung / Erfahrungsstufe Operateur, S. 62**

Weiskopf, J.-V., *Genauigkeit und Komplikationen von Pedikelschrauben zur dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule*

## **11. Tabellenverzeichnis**

**1) Tabelle 1) Kim et al., POF, S. 36**

Kim, Y.-Y., W.-S. Choi, and K.-W. Rhyu, *Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities—an ex vivo biomechanical study*. The Spine Journal, 2012. **12**(2): p. 164-168.

**2) Tabelle 2) Kubiak et al., Spezifizierung der verwendeten PS, S. 39**

Kubiak, A.J., et al., *Comparison of the mechanical properties of two designs of polyaxial pedicle screw*. Engineering Failure Analysis, 2019. **95**: p. 96-106.

**3) Tabelle 3) Chen at al., Ergebnisse, S. 50**

Chen, Y.L., et al., *Biomechanical study of expandable pedicle screw fixation in severe osteoporotic bone comparing with conventional and cement-augmented pedicle screws*. Med Eng Phys, 2014. **36**(11): p. 1416-20.

**4) Tabelle 4) Anzahl schraubenbezogener Komplikationen mit 3D-navigierten und nicht navigierten Spondylodesen, S. 60**

Weiskopf, J.-V., *Genauigkeit und Komplikationen von Pedikelschrauben zur dorsalen Stabilisierung der Wirbelsäule*

### **13. Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. habil R. Schönmayr für die Überlassung des Themas, seine außerordentlich gute Betreuung und sein großes Engagement.

Diese Arbeit ist der Klinik für Neurochirurgie der Justus-Liebig-Universität Gießen zugehörig. Ich bedanke mich bei dem Dekanat der Justus-Liebig-Universität Gießen und allen Instituts-MitarbeiterInnen.

Ein besonderer Dank gilt ebenfalls meiner Familie für die stetige Unterstützung.