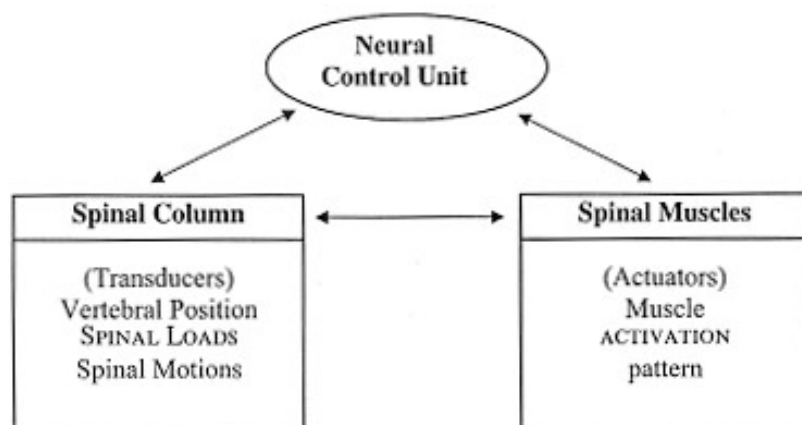


## 1 Einleitung

Schmerzen im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule sind ein sozioökonomisch schwerwiegendes medizinisches Krankheitsbild. In der industrialisierten Gesellschaft besteht diesbezüglich eine Prävalenz von 18% (2). Die Wahrscheinlichkeit, während einer Lebensperiode untere Lendenwirbelsäulenbeschwerden zu entwickeln, liegt bei 50-70% (3). Als Hauptursache aus physiologischer Sicht sind die spinale Mikro- und Makroinstabilität zu nennen (4). Ein Krankheitsbild, das meist mit einer lumbalen Instabilität einhergeht und Beschwerden im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule verursacht, ist die degenerative lumbale Spondylolisthese.

M. Panjabi et al. unterteilen die Funktionsweise der Wirbelsäulenstabilisierung in drei wesentliche Systeme: (1) die spinale Säule, (2) die spinale Muskulatur und (3) die neuronale Steuerung (5). Die Interaktion der drei Funktionseinheiten ist in Abbildung 1 dargestellt.



**Abb. 1.** Das System der spinalen Stabilisierung nach Panjabi (5). Dieses System besteht aus drei Einheiten: „spinal column“ (Wirbelsäule), „spinal muscles“ (spinale Muskulatur) und „neural control unit“ (neuronale Steuerung). Die Wirbelsäule selbst trägt die Last und vermittelt die Information über die aktuelle Position, Belastung und Bewegung der Wirbelsäule an die neuronale Steuerung. Über die Neuronale Steuerung werden die Informationen in Reaktionen umgewandelt, die durch die spinale Muskulatur umgesetzt werden.

Die Wirbelsäule, die spinale Muskulatur und die neuronale Steuerung sind die Bausteine, die in Zusammenarbeit eine stabile und funktionsfähige Wirbelsäule aufrechterhalten können. Ist eines der drei Systeme geschwächt, kann sowohl die neuronale Steuerung als auch die spinale Muskulatur durch eine konservative Therapie so beeinflusst werden, dass die geschwächte Wirbelsäule durch eine verbesserte Muskulatur und durch eine verbesserte neuronale Steuerung (durch verbesserte Bewegungsabläufe) oft so gestärkt werden kann, dass die drei Kräfte zusammen weiterhin eine funktionsfähige und stabile Wirbelsäule aufrecht erhalten. Sollte durch eine ausgedehnte konservative Therapie eine geschwächte Wirbelsäule nicht kompensiert werden können, führen fortschreitende degenerative Veränderungen zur Instabilität der Wirbelsäule mit einem häufig schmerzbedingtem Verlust der Wirbelsäulenfunktionalität. Die degenerativen Veränderungen können so starke Schmerzen verursachen, dass der Patient schmerzbedingt seine Mobilität verliert. Bislang kann bei solchen, bezüglich einer konservativen Therapie resistenten degenerativ bedingten Schmerzen, die Wirbelsäule nur operativ so stabilisiert werden, dass der Patient schmerzfrei wird und somit wieder eine verbesserte Wirbelsäulenfunktionalität erlangen kann. Dass die Wirbelsäulenfunktionalität durch die Versteifung einzelner Wirbelsäulensegmente gesteigert werden kann, klingt zunächst paradox. Bedenkt man jedoch, dass die Patienten mit einer anhaltenden Mikro- und Makroinstabilität aufgrund der persistierenden Rückenschmerzen so ausgeprägte schmerzbedingte Funktionseinbußen bis hin zur Immobilität entwickeln können, dann erscheint der physikalische Verlust der Beweglichkeit einzelner Wirbelsäulensegmente nach einer Wirbelsäulenstabilisierung tolerabel, wenn es dadurch gelingt die Schmerzsymptomatik des Patienten so zu verbessern, dass sich die Wirbelsäulenfunktionalität insgesamt verbessert.

Die spinale Wirbelkörperversteifung ist ein weltweit etabliertes operatives Verfahren bei der Behandlung der lumbalen Lendenwirbelsäuleninstabilität und bei der Behandlung der lumbalen Spondylolisthese. Weiner formulierte 1998 als primäres Ziel einer Wirbelkörperversteifung die Reduktion der unteren Lendenwirbelsäulenschmerzen mit konsekutiver Verbesserung der Lendenwirbelsäulenfunktionalität (6).

Um dieses Ziel zu verwirklichen, formulierte er mehrere Operationsziele:

- 1) Korrektur der mechanischen Deformität. Das bedeutet, möglichst eine Wiederherstellung der ursprünglichen Bandscheibenhöhe, der gewünschten Lordose und der physiologischen Lastenverteilung in dem Wirbelsäulensegment anzustreben.
- 2) Dekompression komprimierter neuronaler Strukturen und Wiederherstellung der nötigen Neuroforaminagröße.
- 3) Postoperative Garantie einer ausreichenden Primärstabilität, bis eine Langzeitstabilität erzielt werden kann.

Um diese Ziele zu erreichen, wird eine knöchernen Fusion der instabilen oder verschobenen Bewegungssegmente angestrebt. Im Hinblick auf die technische Verwirklichung einer Wirbelkörperfusion wurden in den letzten 50 Jahren eine Vielzahl von Operationstechniken und eine Vielzahl von Zwischenwirbelkörper-implantaten entwickelt. Ein häufiges degenerativ bedingtes Krankheitsbild, das bei therapieresistenten Rückenschmerzen und funktionellen Defiziten mit einer operativen Wirbelsäulenversteifung behandelt werden kann, ist die lumbale Spondylolisthese.

## 1.1 Historie der Spondylolisthese

### 1.1.1 Historie der Spondylolisthese mit Klassifikation der Spondylolisthese

Der Begriff „Spondylolisthese“ setzt sich aus den zwei griechischen Wörtern „spondylos“ – Wirbel und „olisthesis“ – Gleiten zusammen.

Bei einer historischen Recherche über das Phänomen der Spondylolisthese oder des so genannten Wirbelgleitens stellt man schnell fest, dass die meisten der ersten Beobachtungen im Zusammenhang mit dem durch die Spondylolisthese verengten weiblichen Becken und der dadurch erschwerten Geburt gemacht wurden. Die erste Veröffentlichung zu diesem Thema stammt aus dem Jahre 1741 von Andry und steht nicht in einem gynäkologischen Zusammenhang (7). Andry beschreibt das Wirbelgleiten, in einem in Paris erschienen orthopädischem Journal als mögliche Ursache für ein Hohlkreuz.

Aber schon 1782 beginnt Herbiniaux, Chirurg und Geburtshelfer aus Brüssel, die zahlreichen Beschreibungen der Spondylolisthese als mögliches Geburtshindernis zu sehen (8). Ungefähr ab 1850 finden wir in der Literatur eine zunehmende Anzahl an Veröffentlichungen, die sich mit der Spondylolisthese beschäftigen.

Der Begriff der Spondylolisthese wurde von Kilian 1854 (9) eingeführt.

Die bis heute gültige Definition der Spondylolisthese stammt von Franz. L. Neugebauer aus Warschau aus dem Jahr 1881 (10). Dieser beschäftigte sich ebenfalls mit dem sogenannten Spondylolisthese-Becken. Er definierte die Spondylolisthese als „Ventralverschiebung eines Wirbelkörpers mit den kranialen Gelenk- und Querfortsätzen, die durch Kontinuitätstrennung oder eine übermäßige Elongation des Zwischengelenkstückes des seitlichen Wirbelbogens bedingt ist.“

In Prag beschrieben Kiwisch und Seifert auch schon 1851 „das durch die Dislokation des letzten Wirbelkörpers nach vorn anormale Becken“. Einige Autoren sehen diese zwei Mediziner als Erstbeschreiber der Spondylolisthese an (11) (12).

Sicher ist zumindest, dass diese in Prag verfassten Schriften 1855 von Robert zu Coblenz aufgegriffen und vielleicht mit den ersten biomechanischen Studien zu diesem Thema ergänzt wurden (13). Robert zu Coblenz, damaliger Professor der Medizin in Marburg an der Lahn experimentierte mit der Wirbelsäule in vitro. Er durchsägt Wirbelbögen und durchtrennte Bandscheiben und Bänder, um die Auswirkung der jeweiligen Veränderung auf die Stabilität der Wirbelsäule zu analysieren.

1858 erscheint die erste englischsprachige Veröffentlichung von G.M. Humphrey zu dem Thema Spondylolyse und Spondylolisthese (14).

Der spätere Professor in Cambridge schreibt in seinen „Treatise on the Human Skeleton“, dass er während einer Deutschlandreise in Bonn vier Wirbelsäulen in vitro untersuchen konnte „in which the arch of the fifth lumbar vertebra is separate from the articulating process (...)“. Der erste Bericht über eine Spondylolisthese in den Vereinigten Staaten stammt aus dem Jahre 1866 - interessanterweise wiederum am Beispiel einer Schwangeren.

Im ausgehenden achtzehnten Jahrhundert mehrten sich die Veröffentlichungen zu diesem Thema. Zippel et al. ermittelte in einer Recherche, dass zwischen 1881 und 1980 nicht unter 2000 Veröffentlichungen zu diesem Thema erschienen sind (15). Wiltse et al. führten 1976 die bis heute etablierte Klassifikation der Spondylolisthesen ein, die in der Abbildung 2 dargestellt wird (16). Nach Wiltse wird zwischen erworbenen und angeborenen Spondylolisthesen unterschieden. Die erworbene Spondylolisthese kann traumatisch, degenerativ, postchirurgisch oder durch eine zugrunde liegende systemische oder lokale Erkrankung verursacht werden (16).

<b>Typ I</b>	Kongenital	I-A	Spina bifida des fünften Lendenwirbels oder des Sakrums kann zur Anlagestörung der Facettengelenke und zur Verringerung der lumbosakralen Stabilität führen.
		I-B	Sagittale Orientierung der Facettengelenke bietet tangentialen Kräften keinen Widerstand.
		I-C	Andere kongenitale Anomalien, wie lumbale Kyphose, führen in geringem Prozentsatz zur Spondylolisthese.
<b>Typ II</b>	isthmisch	II-A	(lytisch) Bruch der Pars interarticularis als Resultat einer Ermüdungsfraktur
		II-B	(Elongation) Wiederholte Mikrofrakturen während der Frakturheilung führen unter Belastung zur Kallusdistraktion und damit zu einer in der Kontinuität erhaltenen, aber verlängerten und ausgedünnten Pars interarticularis.
<b>Typ III</b>	degenerativ		Degenerative Veränderungen von Wirbelgelenken, Kapseln und Bändern bei Diskusdegeneration führen zur Hypermobilität und zum Gleiten im Segment (Synonym auch Pseudospondylolisthesis).
<b>Typ IV</b>	traumatisch		Ein akutes Trauma mit Fraktur der hinteren Säule, nicht der Pars interarticularis selbst, kann zur Entwicklung eines Wirbelgleitens führen (keine Luxationsfraktur).
<b>Typ V</b>	pathologisch	generalisiert	generalisierte Erkrankungen des Knochens (z. B. Paget-Erkrankung), die zur Schwächung des Knochens und bei tangentialer Krafteinwirkung zur Elongation der Pars interarticularis führen
		lokalisiert	Infektionen oder Neoplasmen, welche die supportive Funktion der posterioren Elemente schwächen
<b>Typ VI</b>	postchirurgisch		alle iatrogenen lumbalen Instabilitäten sekundär nach dekomprimierenden Eingriffen mit extensiver Entfernung dorsaler Gelenkstrukturen oder nach Tumorentfernungen

**Abb. 2.** Darstellung möglicher Formen der Spondylolisthese aus dem Lehrbuch „Neurochirurgie“ von Moskopp und Wassermann (17).

### 1.1.2 Degenerative Spondylolisthese

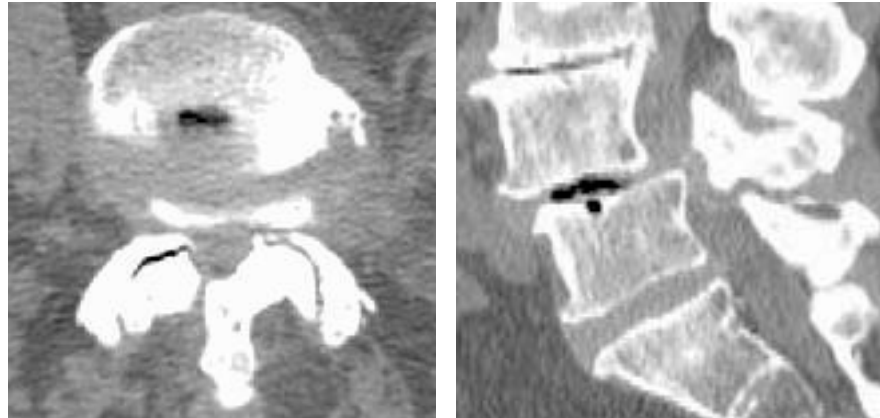
Die degenerative Spondylolisthese wurde 1930 von Junghanns nach der Untersuchung der Schmorl Wirbel-Kollektion erstmals als Pseudospondylolisthese beschrieben (18).

1950 war es Macnab, der die degenerative Spondylolisthese „spondylolisthesis with an intact neural arch“ nannte, die Pathologie und Anatomie beschrieb, die Instabilität radiologisch belegte und Therapiekonzepte diskutierte (19). Der Terminus degenerative Spondylolisthese selbst geht allerdings auf Newman und Stone zurück und datiert aus dem Jahr 1963 (20). Epstein und Dupuis propagierten 1976 die Verbindung zwischen einer Claudicatio Spinalis Symptomatik und dem Wirbelgleiten (21) (22). Farfan beschreibt bei einer Lesung der „international society of the lumbar spine“ in London 1975 eine Vielzahl kleiner Kompressionsfrakturen des Processus articularis inferior des gleitenden Wirbelkörpers als ursächlich für knöcherne Umbauten der Pars interarticularis.

Pathogenetisch beobachten wir bei der Genese der degenerativen Spondylolisthese einen Prozess der alle Wirbelsäulenelemente involviert. Meist kann als erstes eine Degeneration der Bandscheibe nachgewiesen werden. Danach erscheinen arthrotische Veränderungen der Facettengelenke mit Facettengelenkshyperthrophien und Facettengelenksfehlstellungen. Ebenso treten auch Veränderungen des Gelben Bands (meist hypertrophische Veränderungen) und spondylolytische Veränderungen der Wirbelkörper hinzu. Häufig führen diese Veränderungen zu einem verengten Spinalkanal und zu einer Instabilität der betroffenen Wirbelsäulensegmente. Diese Instabilität wiederum stellt selbst eine Ursache für die beschriebenen degenerativen Veränderungen und für eine degenerative Spondylolisthese dar. Durch das Vorwärtsgleiten des Wirbels kann es zusätzlich zu einer Kompression der Nervenwurzeln kommen. Abbildung 3 zeigt die geschilderten typischen degenerativen Wirbelsäulenveränderungen mit einer computertomographischen Aufnahme der Lendenwirbelsäule in axialer und in sagittaler Ausrichtung.

Die degenerative Spondylolisthese tritt meist bei Frauen zwischen den Wirbelkörpern LWK4 und LWK5 auf (16). Gelingt es nicht, wie in der Einleitung beschrieben, mit einer konservativen Therapie die Schmerzsymptomatik der unteren Wirbelsäule relevant zu verbessern ist bis dato operativ eine Verbesserung der Mikro- und Makrostabilität der Wirbelsäule anzustreben. Um dieses Ziel zu erreichen, wurden mehrere Operationsverfahren der Wirbelkörperversteifung (Spondylodese) entwickelt. Die operative Wirbelkörper-

perversteifung bei einer monosegmentalen Spondylolisthese nennt man interkorporelle Spondylodese.



**Abb. 3.** Axiale (links) und sagittale (rechts) computertomographische Darstellung einer degenerativen Spondylolisthese auf der Höhe LWK4/5. Im axialen Bild ist die Facettengelenkshypertrophie mit konsekutiver Spinalkanalstenose zu sehen. In beiden Bildern ist die degenerativ veränderte und in der Höhe verringerte Bandscheibe mit Vakuumphänomen abgebildet.

## 1.2 Lumbale interkorporelle Spondylodesetechniken

Unter einer interkorporellen Spondylodese versteht man eine durch eine Operation hergestellte Versteifung zweier benachbarter Wirbelkörper. Ziel dieser Wirbelkörperfusion ist es, die Fehlstellung der Wirbelsäule zu korrigieren und die Wirbelsäuleninstabilität zu beheben.

Um die lumbale Wirbelsäulenstabilität wiederherzustellen, wurden unterschiedliche Operationsverfahren entwickelt. Die drei bekanntesten Verfahren sind die von ventral durchgeführte Wirbelkörperfusion, genannt ALIF (anterior lumbar interbody fusion), die von dorsal durchgeführte Wirbelkörperfusion, genannt PLIF (posterior lumbar interbody fusion) und die über einen dorsolateralen Zugang durchgeführte transforaminale Wirbelkörperfusion, genannt TLIF (transforaminal lumbar interbody fusion). Bei diesen Verfahren wird durch die Implantation von metallischen, synthetischen oder biologischen (aus allogenem oder autologem Knochenmaterial) Zwischenwirbelkörperimplantaten versucht, die instabilen Segmente zu stabilisieren und eine knöcherne Verbindung der betroffenen Segmente zu induzieren.

Alle drei Spondylodeseverfahren werden häufig durch eine zusätzliche Pedikelschraubenfixierung mit einem Fixateur interne ergänzt.

Bei der Auswahl des Operationsverfahren ist zu entscheiden, welches Fusionsverfahren und welches Zwischenwirbelkörperimplantat verwendet werden soll und ob eine zusätzliche interne Stabilisierung, zum Beispiel mit Pedikelschrauben, notwendig ist. Bei der Wahl des Zugangs ist es wichtig zu berücksichtigen, welches Segment fusioniert werden soll, ob Vernarbungen im Zugangsweg zu erwarten sind, wie alt der Patient ist, welchem Geschlecht er angehört und welche Ursache die Spondylolisthese hat.

Bei der ALIF-Technik erhält der Operateur einen direkten Zugang zur ventralen Wirbelsäule. Wählt der Operateur für eine zusätzliche dorsale Pedikelschraubenfixierung des in ALIF-Technik von ventral stabilisierten Segments eine perkutane Operationstechnik, kann die paraspinale Muskulatur geschont werden. Neben den allgemeinen Risiken des ventralen Zuganges, u.a. Verletzung von Darm und Harnleiter, muss beachtet werden, dass besonders in Höhe LWK 4/5 die iliakalen Gefäße mobilisiert werden müssen. Damit steigt das Risiko für eine tiefe Venenthrombose oder für eine direkte Verletzung der Gefäße. In Höhe LWK 5/SWK 1 besteht des Weiteren die Gefahr, den Plexus hypogastricus zu verletzen und bei Männern eine retrograde Ejakulation zu verursachen. In einer Studie von Kaiser et al. wurde eine retrograde Ejakulation bei bis zu 6 % der bei



LWK5/SWK1 in ALIF-Technik operierten Männer festgestellt (23). Bei einer Kombination der ALIF-Technik mit einer dorsalen Fixierung sind verlängerte Operationszeiten und die zusätzliche Belastung des Patienten zu bedenken.

Bei der PLIF-Technik kann über einen alleinigen dorsalen Zugang eine dorsale Dekompression des Duralsacks, eine Dekompression der Nervenwurzeln, eine dorsale Pedikelschraubenfixierung und eine Wirbelkörperperfusion durchgeführt werden. Um den Cage von dorsal einzusetzen, ist eine Mobilisation mit anschließender Retraktion des Duralsacks und der Nervenwurzeln nötig. Als Komplikationen werden Duraverletzungen mit Liquorleck, bilaterale epidurale Vernarbung, dysästhetische Wurzelreizsyndrome und direkte Wurzelverletzungen beschrieben. Oft ist für die Platzierung des Interbodycage eine Facettektomie nötig (24). Bei Operationen kranial von LWK 2 ist bei der Mobilisation des Duralsacks eine mögliche Verletzung des Conus medullaris zu vermeiden (25).

Harms und Rolinger entwickelten die TLIF-Technik, um die Komplikationen der genannten Techniken zu vermeiden (26). Bei der TLIF-Technik wird das Wirbelkörperinterponat über einen posterior- lateralen Zugang transforaminal in den Zwischenwirbelkörperraum eingebracht. Eine Wirbelkörperperfusion ist über das ipsilaterale Neuroforamen bei nur geringer Mobilisation des Duralsacks möglich. Es muss nur einseitig ein lateraler Anteil des Duralsacks dargestellt werden, so dass auch die epidurale Vernarbung geringer gehalten werden kann als beim dorsalen Zugang. Eine Fusion eines kranial von LWK 2 gelegenen Segments birgt somit weniger Risiken als in der PLIF-Technik. Die TLIF-Technik ist technisch anspruchsvoll und birgt das Risiko einer Nervenwurzelverletzung. Bei der Dekompression einer Spinalkanalstenose, insbesondere bei beidseitiger Recessusstenose und deutlicher Hypertrophie der Facettengelenke, ist die Dekompression über einen posterior- lateralen Zugang (TLIF-Technik) weniger übersichtlich als eine Dekompression über einen rein posterioren Zugang (PLIF- Technik) (27).

Bezüglich der Frage nach der zusätzlichen dorsalen Stabilisierung wird in der Literatur die Notwendigkeit einer zusätzlichen internen Stabilisierung mit Pedikelschrauben diskutiert. Sicherlich ist die Wahl eines Stand-alone-Cage oder eines Cage mit zusätzlicher Pedikelschraubenfixierung auch vom operativen Zugang abhängig. So bietet sich die Wahl eines Cages mit zusätzlicher Pedikelschraubenfixierung bei einem PLIF-Zugang mehr an als bei einem anterioren Zugang. Nicht zuletzt, da das Einschrauben eines Stand-alone-Cages von dorsal eine größere Gefahr der Verletzung neuronaler Strukturen mit sich bringt. In der Literatur liegen nur wenige Studien vor, die eine PLIF-Operation mit und ohne Pedikelschraubenfixierung vergleichen. Die meisten Autoren

stimmen darüber überein, dass zumindest bei Vorliegen einer lumbalen Instabilität die zusätzliche dorsale Pedikelschraubenfixierung empfohlen wird (28). Einige dieser Studien, die sich mit der Frage der zusätzlichen dorsalen Pedikelschraubenfixierung nach Fusion bei degenerativer lumbaler Wirbelsäulenerkrankung beschäftigen, sollen an dieser Stelle erwähnt werden. Lorenz et al. und Zdeblick et al. zeigten in vergleichenden Studien bessere postoperative klinische und radiologische Resultate bei Patienten mit lumbalen degenerativen Wirbelsäulen-Erkrankungen nach Wirbelkörperversteifungen mit Pedikelschraubenfixierung im Vergleich zu Wirbelkörperversteifungen ohne interne Stabilisierung (29) (30). Fischgrund et al. konnte in einer vergleichenden Studie bei Patienten mit degenerativer Spondylolisthese und Spinalkanalstenose nach monosegmentaler posteriolateraler Fusion nur eine radiologisch höhere Fusionsrate, aber kein klinisch besseres Ergebnis nach zusätzlicher Pedikelschraubenfixierung nachweisen (31). Bernhardt et al. und France et al. stellten in ihren Arbeiten bei Patienten mit degenerativen lumbalen Wirbelsäulenveränderungen und Segmentinstabilität weder eine klinische, noch eine radiologische Überlegenheit einer zusätzlichen Segmentfixierung über Pedikelschrauben fest (32) (33). In einer groß angelegten Studie gelang es Yuan, eine signifikant erhöhte Wirbelkörperperforationsrate und ein signifikant verbessertes klinisches Ergebnis nachzuweisen (34). Es handelte sich hierbei um ein Patientenkollektiv, bei dem eine Wirbelkörperversteifung mit zusätzlicher interner Stabilisierung zur Behandlung einer degenerativen Spondylolisthese durchgeführt wurde. In einer Langzeitstudie evaluierte John Glaser die Ergebnisse bei 234 mit Pedikelschrauben fixierten Patienten minimal 10 Jahre nach der Operation und beschreibt ein sowohl radiologisch als auch klinisch gutes Ergebnis (35). Das Patientengut von Glaser enthielt 127 Patienten, die aufgrund degenerativer Wirbelsäulenerkrankungen, 33 Patienten, die aufgrund traumatisch bedingter Wirbelsäulen-Instabilität, 17 Patienten, die aufgrund einer Pseudoarthrodese, 16 Patienten, die aufgrund einer spinalen Deformität, vier Patienten, die aufgrund einer Tumorerkrankung, einen Patienten, der aufgrund einer Infektion, und 32 Patienten, die aufgrund nicht angegebener Erkrankung operiert wurden.

Wie in diesem Abschnitt erwähnt, ist nicht nur die Wahl der Operationstechnik, sondern auch die Wahl des Implantats, das zwischen die Wirbelkörper eingebracht wird, um eine Fusion zu ermöglichen, vom Operateur zu treffen. Diese intersomatischen Implantate, alias Cages, alias Zwischenwirbelkörperersatz, haben verschiedene Namen und werden in steigender Anzahl von den Firmen auf den Markt gebracht. Auch wenn man sich

auf die bei der PLIF verwendbaren Zwischenwirbelkörperersatzmaterialien konzentriert, wird es zunehmend schwieriger, den Überblick über das Angebot zu behalten.

### **1.3 Intersomatische Implantate bei „posterior lumbar interbody fusion“**

1950 wurde erstmals von Cloward die „posterior lumbar interbody fusion“ beschrieben (36). Anfangs wurde als intersomatisches Interponat meist aus dem Beckenkamm entnommenes, autologes Knochenmaterial verwendet. Bei dieser PLIF-Technik traten häufig Komplikationen auf (37-39). Zum einen wurden anfangs Einbrüche und Dislokationen des autologen Knochenmaterials unter Belastung beschrieben. Zum anderen stellte man im Langzeitverlauf Pseudoarthrosen fest. Die gewünschte Zwischenwirbelkörperraumhöhe konnte nicht aufrecht gehalten werden, und weiterhin beklagten die Patienten die Belastung und die möglichen Komplikationen der zusätzlichen Operation zur Entnahme des Beckenkammmaterials (37).

Aus diesen Erfahrungen zog man die Schlussfolgerung, dass man intersomatische Implantate entwickeln sollte, die erstens nicht aus dem Beckenkamm entnommen werden müssen, zweitens der anfänglichen Belastung standhalten und drittens eine Fusion induzieren, die die gewünschte Langzeitstabilität ermöglicht.

Bezüglich des zu verwendenden Cagematerials konnte in zahlreichen Untersuchungen gezeigt werden, dass es nicht nur eine gute Histokompatibilität und eine knochenähnliche Festigkeit aufweisen, sondern über seine Oberfläche auch eine osteoinduktive (das Knochenwachstum stimulierende) und eine osteokonduktive (die wachsende Matrix verankernde) Wirkung auf die zu fusionierenden Wirbelkörper ausüben sollte, um zeitnah eine gute Fusion zu erreichen.

Um einen optimalen Cage herzustellen, sind somit bis heute vier Faktoren zu beachten. Erstens die Form, zweitens das Material, drittens die biologische Verträglichkeit und viertens die möglichst osteoinduktive und osteokonduktive Oberfläche des Cages.

#### **1.3.1 Die Cageform**

Um ein unter Belastung stabiles Wirbelkörperinterponat zu erhalten, wurden zwei mechanische Lösungsansätze verfolgt. Zum einen wurden „horizontal cylinder“-Cages, wie z.B. „Ray’s fusion Cage“ (40) oder wie der „BAK-Cage“ (41) entwickelt, die einge-

schraubt ohne zusätzliche interne Stabilisierung die gewünschte Stabilität gewährleisten.

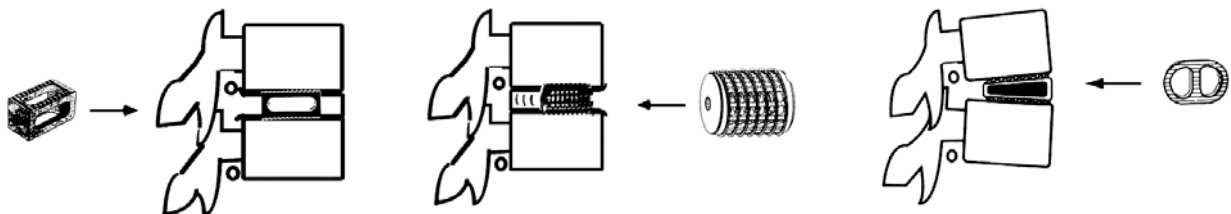
Zum anderen wurden „open box“-Cages wie der „Brantigan I/F-Cage“ (42) entwickelt, die mit dorsaler interner Fixierung hohe Fusionsraten erzielten, wie Brantigan 2000 in einer Studie unter der Aufsicht der amerikanischen „Food and Drug Administration“ nachweisen konnte (43).

Bis dato sind eine große Anzahl von weiteren Cages entwickelt worden, die man nach Weiner und Fraser (6) nach ihrer Form in drei Modelle einteilen kann (siehe Abb. 4).

Es werden „horizontal cylinder“- , „open box“- und „vertical ring“-Cages unterschieden. Die „horizontal cylinder“-Cages können sowohl von dorsal als auch von ventral eingeschraubt und meist ohne zusätzliche interne Stabilisierung implantiert werden. Die Cages sind hohl und gefenstert und können mit Knochenersatzmaterialien gefüllt werden. Es kann durch die Zylinderform der Cages nur eine geringe Kontaktfläche zu den angrenzenden Wirbelkörpern erzielt werden. Die „open box“-Cages werden mit einer internen Stabilisierung kombiniert und können ebenfalls mit Knochenersatzmaterial gefüllt werden.

Sie bieten aufgrund ihrer rechteckigen Form eine größere Auflagefläche zu den Wirbelkörpern als die Cylinder-Cages, können aber nicht eingeschraubt werden und erzielen somit ohne zusätzliche Fixierung (z.B. Pedikelschraubenfixierung) eine geringere Primärstabilität.

Die „vertical ring“-Cages werden bei ventralen Zugängen eingesetzt und sind daher nicht Thema dieser Arbeit.



**Abb. 4.** Graphische Darstellung des so genannten „open box“-Cage (links), des „horizontal cylinder“-Cage (Mitte) und des „vertical ring“-Cage (rechts) aus dem Artikel „lumbar interbodycages“ von Weiner und Fraser. Weiner und Fraser versuchen in ihrer Veröffentlichung aus dem Jahr 1998, die vielfältigen Cageformen auf drei Grundformen zurückzuführen (6).

### 1.3.2 Die Cagematerialien

Die etablierten metallischen und synthetischen Cages sind aus Titan, Carbon oder Poly-Ether-Ether-Keton (PEEK). Wichtige Punkte bei der Beurteilung eines Cages sind die Biomechanik, die Histokompatibilität und die radiologische Abbildung des Cages (6).

1. Titan ist hinsichtlich Histokompatibilität und Primärstabilität ein geeignetes Material zur Cageherstellung (44). Als Nachteil ist jedoch die Elastizität von Titan zu sehen, die mit 100 gigapascal zehnmal höher ist als die kortikalen Knochens. Diese zum Knochen unterschiedliche Elastizität birgt zwei Nachteile. Erstens kann es theoretisch häufiger zu Cageeinbrüchen kommen, da die angrenzenden Endplatten punktuell stärker belastet werden und zweitens wird nach „Wolfs Gesetz“ das in und um den Cage platzierte Knochenmaterial aufgrund des Elastizitätsunterschieds zu wenig belastet („get stressed“) und somit nicht ausreichend zum Knochenwachstum stimuliert. Diesen Effekt nennt man „stress shielding effect“. Bezüglich der radiologischen Beurteilbarkeit ist festzuhalten, dass Streueffekte in der MRT und CT Untersuchung die Beurteilbarkeit der Fusion und der Lage des Cages erschweren.
2. Carbon (Carbonfaserkonstruktionen) zeigt bezüglich der Materialelastizität deutliche Vorteile gegenüber Titan. Die Elastizität des Carbon ist der des Knochen deutlich näher, so dass die angrenzenden Endplatten einer deutlich geringeren punktuellen Belastung ausgesetzt werden. Dadurch ist gleichzeitig der „stress shielding effect“ geringer und das Knochenwachstum (die Fusion) wird besser stimuliert. Auch radiologisch sind die Carbon-Cages gut zu beurteilen, da sie röntgentransparent sind, und somit eine Beurteilung bezüglich Lage und Fusion ohne Streuartefakte möglich wird. Als Nachteil der Carbon-Cages ist der Abrieb von Carbonfasern zu nennen, der nachgewiesenerweise zu Entzündungen und Fremdkörperreaktionen führen kann (45).
3. PEEK wird seit 1997 als Cagematerial beim Menschen verwendet. Es weist im Vergleich zu Carbon eine dem Knochen noch ähnlichere Elastizität auf. Somit ist PEEK für die Fusion bezüglich der Festigkeit besser geeignet als Carbon und Titan. Ebenso wie Carbon ist PEEK röntgentransparent und erlaubt somit eine gute Beurteilung von Lage und Fusion des Implantats. Fremdkörperreaktionen oder Entzündungen wurden bis dato noch nicht beobachtet.

### 1.3.3 Die Cageoberfläche

Um eine solide Wirbelkörperfusion und somit eine Langzeitstabilität zu erhalten, ist es, wie bereits erwähnt, erforderlich, neben dem mechanisch stabilisierenden Cage eine fusionsinduzierende Matrix in den Zwischenwirbelraum einzubringen. Hierzu ist es erstrebenswert, eine osteoinduktive und osteokonduktive Oberfläche zu entwickeln oder zumindest den Cage mit einer osteokonduktiven oder einer osteoinduktiven Matrix zu füllen.

Im Rahmen der etablierten Methoden wird der Cage mit allogenem (von anderen Menschen stammenden) oder autologem (vom Patienten stammenden) Knochenmaterial gefüllt, mit allogenem oder autologem Material umgeben oder direkt aus mechanisch ausreichend stabilem allogenem Knochenmaterial angefertigt. Viele Studien beschäftigen sich mit dem Vergleich eines Allograft-Implantates mit einem Autograft-Implantat. Autograft-Implantate sind im Hinblick auf die Histokompatibilität, die Osteoinduktion und die Osteokonduktion optimal (46). Trotzdem ist die den autologen Implantaten zugewiesene optimale Fusionsrate in einigen Studien den Allografts nicht überlegen (47) (48). Ebenso zeigen die Allograft Implantate auch eine gute Histokompatibilität. Dennoch sind deutliche Nachteile der allogenen Cage und der allogenen Cagefüllmaterialien zu nennen. Zum einen sind die Notwendigkeit einer Knochenbank und die Notwendigkeit eines strikten Qualitätsprogramms und die damit verbundenen Kosten nicht zu vernachlässigen. Zum anderen ist zu bedenken, dass sowohl bei allogenem als auch bei autologem Knochenmaterial die gewünschte Primärstabilität nicht garantiert ist. Bedenkt man nun die in diesem Kapitel beschriebenen Nebenwirkungen der Entnahme von tricorticalem autologen Beckenkamm, so erklärt sich der Versuch, eine Alternative zu allogenen und autologen Implantaten zu finden.

Aufgrund dieser Zusammenhänge beschäftigen sich Arbeitsgruppen weltweit damit, die Osteokonduktivität und die Osteoinduktivität von Titan, Carbon oder PEEK Cages über eine Oberflächenbeschichtung zu verbessern.

Es gelang, durch eine Vergrößerung der Cage-Oberfläche mittels einer Plasmaporenschicht bessere Voraussetzungen für das Einwachsen des Knochens in den Cage zu schaffen und somit die Osteokonduktivität zu erhöhen. In klinischen Studien werden derzeit Cages getestet, die mit einer osteoinduktiven Schicht wie zum Beispiel einer „bone-morphogenetic-protein“-Schicht überzogen sind. BMP ist eine heute genetisch herstellbare, von Urist 1965 erstmals beschriebene, extrazelluläre Matrix, die neues

Knochenwachstum anregt und somit osteoinduktiv arbeitet (49). Erste Studien über mit einer BMP-Schicht überzogene Cages erbrachten vielversprechende Ergebnisse (50). Diese „bone-morphogenetic-protein“-Schicht kann auch an eine osteokonduktive Oberflächenschicht wie z.B. an eine Plasmapore- oder an eine Hydroxylapatitschicht gekoppelt werden. Die mit einer „bone-morphogenetic-protein“-Oberfläche beschichteten Hydroxylapatitkörper zeigen bis dato bessere Fusionsergebnisse, als die an eine Plasmaporeoberfläche gekoppelten „bone-morphogenetic-protein“-Oberflächen (49;51). Als Cagefüllmaterialien wird etablierterweise neben allogenem und autologem Knochenmaterial auch synthetisches Spongiosaersatzmaterial wie z.B. Beta-Trikalziumphosphat verwendet, um unter anderem die Osteokonduktivität zu verbessern. Die Cagefüllung mit Beta-Trikalziumphosphat, kombiniert mit „bone-morphogenetic-protein“-Material (BMP), zeigt ebenfalls in ersten Versuchen vielversprechende Ergebnisse (52). Um das Primärstabilitäts- und Langzeitstabilitätspotential eines Cages beurteilen zu können, sind die zu berücksichtigenden Aspekte in der folgenden Tabelle noch einmal zusammengefasst.

**Tabelle 1.** Übersicht über die wichtigsten Cageeigenschaften

<b>Cageform</b>	<b>Cagematerial</b>	<b>Radiologische Abbildung</b>	<b>Oberflächeneigenschaften</b>	<b>Histokompatibilität</b>
<i>open box</i>	<i>autolog</i>	<i>röntgen-transparent</i>	<i>neutral</i> <i>(Titan, PEEK, Carbon)</i>	Fremdkörperreaktion/ Entzündungsreaktion
<i>closed box</i>	<i>allogen</i>			
<i>vertical ring</i>	<i>Titan</i>	<i>nicht röntgen-transparent</i>	<i>osteokonduktiv</i> <i>(z.B. Plasmapore)</i>	keine Fremdkörperreaktion/ keine Entzündungsreaktion
<i>horizontal cylinder</i>	<i>Carbon</i>			
	<i>PEEK</i>			