

5.2. Entwicklung eines Kopplungsadapters

5.2.1. Zusammenfassung

Es ist gelungen, eine sichere Kopplung des Messgerätes an das menschliche Bewegungssegment zu realisieren. Die sichere Kopplung und der Ausgleich der Unterschiede in Höhe und Konvergenz erfolgte durch die Nutzung polyaxialer Pedikelschrauben des Typs MOSS-MAX. Diese Apparatur stellt derzeit die einzige den Anforderungen gerecht werdende Kopplungsmöglichkeit eines Messgerätes an die ventrale Säule des Bewegungssegmentes dar.

5.2.2. Kopplung über Clamps

Da zunächst nicht klar war, wie die sichere Ankopplung an das Bewegungssegment für eine dreidimensionale Messung erfolgen kann, wurden zunächst verschiedene Methoden in der Arbeitsgruppe diskutiert. Während dieser Phase sind bereits folgende Varianten verworfen worden:

Variante 1: „Clamps“ am Dornfortsatz

Es wurde am Dummy untersucht, ob die in der Literatur zu findende Ankopplung am Dornfortsatz mittels Spreizklammern den Anforderungen im Sinne der Aufgabenstellung gerecht werden kann.

Vorteil: orthogrades Aufsetzen des Messinstrumentes möglich, keine Höhen- und Konvergenzprobleme der Kopplungsteile zum Messgerät

Nachteil: Entfernung stabilisierender Strukturen (mindestens Ligg. supra- und interspinosa) zum Einsetzen des Messgerätes und damit systematischer Fehler in den Messreihen, keine feste Verankerung am Bewegungssegment, Krafteinleitung in Rotationsrichtung schwerlich und in Translationsrichtung nicht möglich, Gefahr für neurogene Strukturen bei Abrutschen des Spreizers in Richtung Dura

Ergebnis: nicht tauglich

5.2.3. Kopplung über Drähte und Pins

Im nächsten Schritt wurde eine transossäre Kopplung diskutiert. Hierzu bieten sich die Markierungsdrähte in den Pedikeleintrittspforten an, die bei der Operation routinemäßig eingebracht werden. Diese können etwas dicker (2,0 mm) und in den Wirbelkörper hineinreichend gewählt werden (Abb. 32).

Variante 2: transpedikuläre Kirschner-Drähte 2 mm

Vorteil: sichere Verankerung im Pedikel, keine Entfernung stabilisierender anatomischer Strukturen, bei klemmfester Verbindung mit dem Messgerät neben Kraffteinleitung in Flexion und Rotation auch Kraffteinleitung in Translationsrichtung vorstellbar

Nachteil: große Biegsamkeit der Drähte und damit systematischer Wegfehler durch Auslenkung der Drähte, ungelöste Kopplung des Systems an die Drähte (Rutschfeste gering), Konvergenzprobleme, Neigungsprobleme, Gefahr für den Patienten durch Perforation der Drähte nach ventral durch translatorische Kraffteinleitung

Ergebnis: transpedikuläre Ankopplung sinnvoll, K-Drähte jedoch untauglich

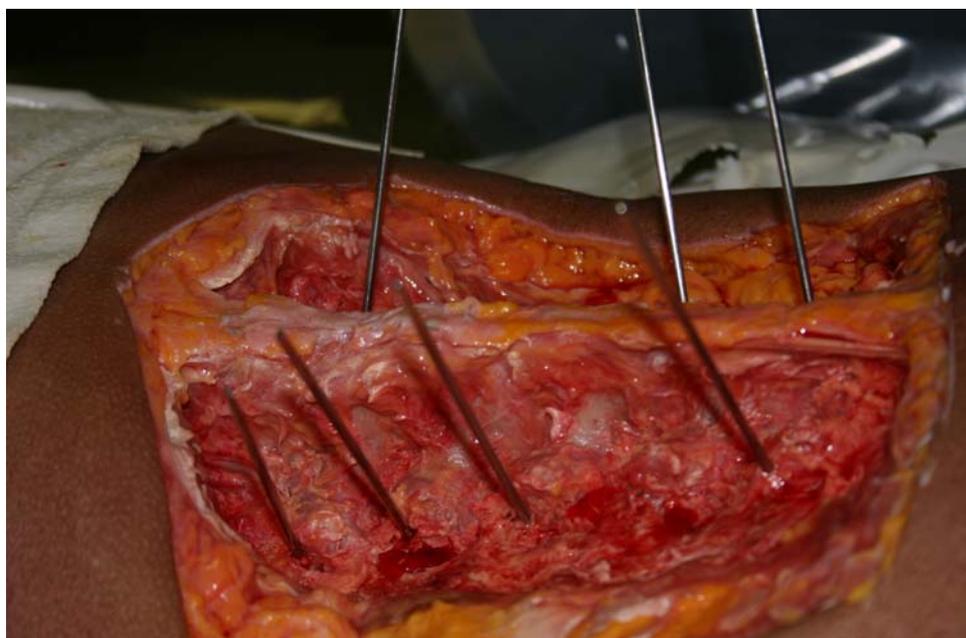


Abb. 32: Versuchsaufbau mit transpedikulär laufenden Kirschnerdrähten (hier in L5 beidseits, in L4 und L3 rechts, in L2 links und in L1 beidseits) am menschlichen Ganzkörperpräparat

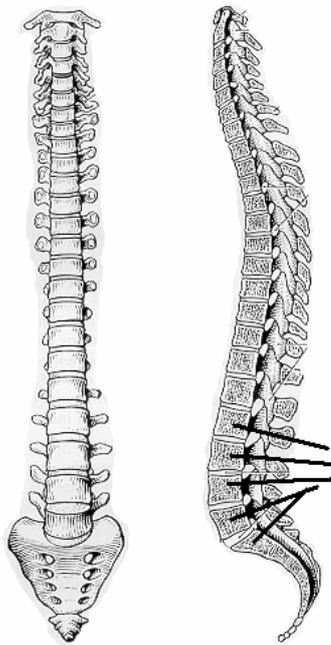


Abb. 33: Verdeutlichung der Neigungsproblematik der transpedikulär eingebrachten Kopplungsmedien. Diese und die anatomisch vorgegebene pedikuläre Konvergenz von 10-20° müssen via Kopplungsmedium ausgleichbar sein.

Im nächsten Schritt wurden nun Schanz'sche Schrauben 6 mm, die herkömmlich zur Frakturversorgung benutzt werden, transpedikulär bis in den Wirbelkörper eingebracht und als Ankopplungsmedium genutzt.

Variante 3: transpedikuläre Schanz'sche Schrauben 6 mm, USS, Fa. Synthes

Vorteil: sichere Verankerung im Pedikel, ausreichende Biegefestigkeit, um Kraft auf die ventrale Säule zu übertragen, Krafteinleitung in allen drei Freiheitsgraden möglich

Nachteil: ungelöste Kopplung des Systems an die Schanz-Schraube insbesondere in Translationsrichtung (Rutschfeste gering), Konvergenz- und Neigungsprobleme und damit ungelöste Ankopplung

Ergebnis: Schanz'sche Schrauben als Kopplungsmedium ungeeignet

5.2.4. Kopplung über Pedikelschrauben

Es wird die Idee entwickelt und verfolgt, über eingebrachte Pedikelschrauben Anschluss an die ventrale Säule zu erhalten. Hierzu wurde eine Kopplungsvorrichtung entwickelt, die eine sichere Fixation des Messgerätes an der Tulpenschraube ermöglicht und gleichzeitig die konvergente Lage und die Neigungen der Schrauben im Pedikel für die Ankopplung am Messgerät ausgleicht (Abb. 33 (Seite 67) und Abb. 34 (Seite 69)). Dies setzte voraus, dass das zu konstruierende Kopplungsteil zwei in allen Freiheitsgraden freie Gelenkverbindungen aufweist. Diese Gelenkverbindungen müssen in der Lage sein, einerseits die zufällige Konvergenz der Schraubenköpfe in Bezug auf die Körperoberfläche auszugleichen und andererseits sicher die eingeleiteten Kräfte bzw. Momente zu halten, ohne selbst zu rutschen. Hierzu wurden sehr umfangreiche Versuche unternommen, einen geeigneten Verbindungsmechanismus zu finden. Den größten Erfolg versprach eine Konstruktion, die das Innengewinde der Tulpenschraube nutzt (Abb. 35; S. 69). In dieses nicht handelsübliche Gewinde, das mühsam nachgemessen und nachgeschnitten werden musste, wurde ein Bolzen eingedreht, der am freien Ende eine Kugel definierter Größe trägt (Abb. 43, 44; S. 76). Eine gleiche Kugel tritt aus dem Messgerät hervor. Beide Kugeln wurden mit einem speziellen Verbindungsteil (Abb. 36, 37; S. 69) und einer Überwurfmutter (Abb. 39, 40; S. 73 und 74) verbunden. Es wurden zwar ausreichend große Freiheitsgarde durch Rotationsmöglichkeit des Verbindungsstückes um die Kugel herum erreicht (Abb. 38; S. 71). Trotz zahlreicher Varianten und der unterschiedlichen Oberflächenbearbeitungen der konstruierten Kugelverbindungen (Aufrauen = „Sandeln“) war jedoch eine ausreichende Rutschfestigkeit der Verbindung nicht zu erreichen (Abb. 41, 42; S. 75 und 75).

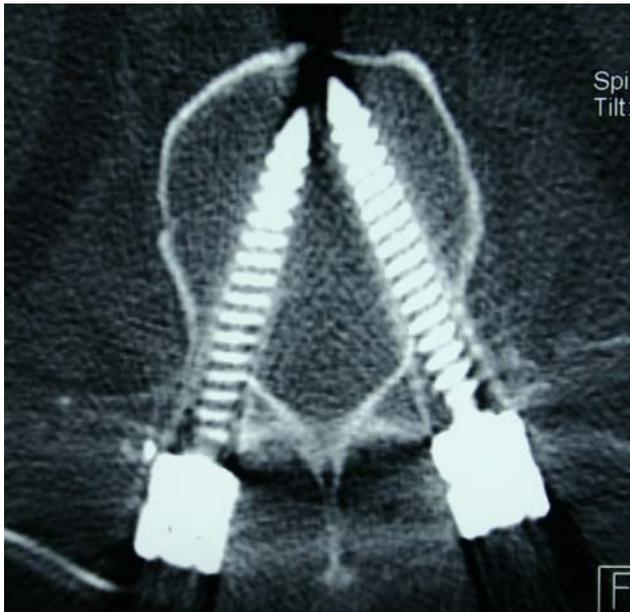


Abb. 34: Verdeutlichung der konvergenten Lage der Pedikelschrauben im CT. Notwendiger Ausgleich über die Kopplungsapparatur zur Positionierung des Messgerätes in Nullposition.

5.2.4.1. Kopplung über monoaxiale Pedikelschrauben

Variante 4: Monoaxiale Pedikelschrauben XIA 6,5 x 50 mm Titan, Fa. Stryker (Abb. 35)

Vorteil: sichere Verankerung im Pedikel, ausreichende Biegefestigkeit, um Kraft auf die ventrale Säule zu übertragen, Kopplung über das Innengewinde der Tulpenschraube möglich

Nachteil: ungelöster Ausgleich der Höhen- und Konvergenzdifferenzen zum Herstellen einer reproduzierbaren Nullposition für das Messgerät, da das zweigelenkige Kopplungsteil trotz Materialbearbeitung keine ausreichende Rutschfeste erreicht

Ergebnis: Pedikelschraube als Kopplungsmedium sinnvoll, Andockung über Innengewinde der Tulpe sinnvoll, monoaxiale Schraube als Kopplungsmedium erscheint wegen der notwendigen zweifachen Gelenkverbindung des Kopplungsteiles zum Messgerät nicht realisierbar



Abb. 35: Versuchsaufbau mit transpedikulär laufenden monoaxialen Pedikelschrauben am Dummy. Die Draufsicht verdeutlicht die unterschiedliche Richtung der gesetzten Pedikelschrauben.

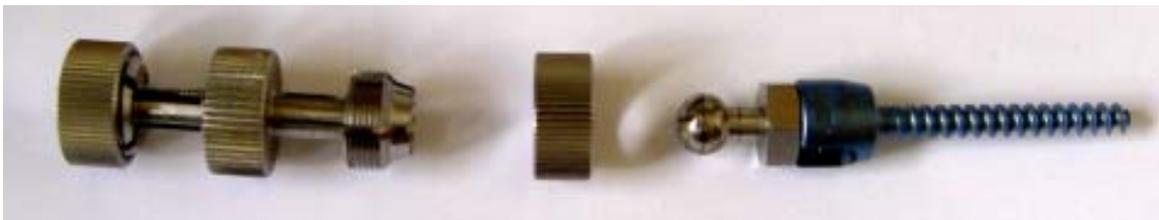


Abb. 36 und 37: Konstruktion der Kopplungsteile der Variante 4

Bereits zu diesem Zeitpunkt wurde klar, dass die Pedikelschraube zum Ankoppeln des Messgerätes verwendet werden wird.

Erstmalig gelang die Ankopplung eines parallel zu den genannten Arbeitsschritten entworfenen Messgerätes an das lumbale menschliche Bewegungssegment (siehe Punkt 5.3.). Die bisher erarbeiteten Gedanken wurden gemeinsam mit den Ideen des Messgerätes (siehe Punkt 5.3.) zu einem Patentantrag zusammengefasst.

Obgleich eine theoretische Möglichkeit gefunden war, via Pedikelschraube an das Bewegungssegment anzukoppeln, waren Aussagen über die Festhaltekräfte in den Kugelverbindungen notwendig. Hierzu wurden einerseits Modellrechnungen angestellt und andererseits praktische Rutschversuche am Hexapoden durchgeführt. Für die oben genannte Variante 4 ergaben sich je nach Anzugsmoment lediglich Festhaltekräfte im Millinewtonbereich. Die mit dieser Variante erreichbaren Haltekräfte sind um Größenordnungen von den notwendigen Parametern entfernt.

Da es der problematischste Punkt dieses Studienabschnittes zu sein schien, eine rutschfeste Kopplung in zwei Verbindungsstücken zu erreichen, wurde versucht, über den Einsatz einer polyaxialen Pedikelschraube eine Optimierung zu erreichen.

5.2.4.2. Kopplung über polyaxiale Pedikelschrauben

Variante 5: polyaxiale Pedikelschrauben MOSS MIAMI, Fa. DePuy

Vorteil: sichere Verankerung im Pedikel, ausreichende Biegefestigkeit, um Kraft auf die ventrale Säule zu übertragen, Kopplung über das Innengewinde der Tulpenschraube möglich, Korrektur der Konvergenzdifferenzen über den polyaxialen Schraubenkopf möglich

Nachteil: ungelöster Ausgleich der Höhendifferenzen zum Herstellen einer reproduzierbaren Nullposition für das Messgerät, da eine sichere Fixation des Kopplungsstückes zur Fixation des Polyaxialkopfes in der erforderlichen Position ohne einliegenden Verbindungsstab nicht möglich ist

Ergebnis: Eine polyaxiale Schraube reduziert die Probleme des Ausgleiches der Konvergenz deutlich, weitere Versuche zur sicheren und festen Ankopplung wurden aber notwendig.

Der Durchbruch wurde erreicht, als durch den Wechsel des Autors an die Charité Berlin, Campus Benjamin Franklin, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, dieser Kontakt mit den neuartigen Kombinationsschrauben MOSS MAX der Firma DePuy erhielt. Diese Schrauben werden mit einer Kombination aus Innen- und Außenmutter fixiert (Abb. 38), wobei die größere Außenmutter den polyaxialen Kopf in der gewünschten Position fixiert und die Schraube gewissermaßen in eine monoaxiale Pedikelschraube überführt. Der Autor erkannte, dass unter Verwendung dieser „genialen“ Schraube die Ankopplungsprobleme gelöst werden können.

5.2.4.3. Realisierung eines anwendbaren Kopplungsadapters

Variante 6: polyaxiale Pedikelschraube MOSS MAX, Fa. DePuy

Vorteil: sichere Verankerung im Pedikel; ausreichende Biegefestigkeit, um Kraft auf die ventrale Säule zu übertragen; Kopplung über das Innengewinde der Tulpenschraube möglich, Korrektur der Konvergenzdifferenzen über den polyaxialen Schraubenkopf möglich, sichere Fixation des Messgerätes über Verriegelung des Polyaxialkopfes ohne Verbindungsstab ist durch Nutzung des Gewindes für die Außenmutter durch das Kopplungsinstrument möglich

Nachteil: ungelöster Ausgleich der Höhendifferenzen zum Herstellen einer reproduzierbaren Nullposition für das Messgerät

Ergebnis: ideale Ausgangsbasis für die Ankopplung des Meßsystems; Nutzung der Außenmutter und Anzug mit 12 Nm = Schaffung einer stabilen monoaxialen Schraube in gewünschter Position. Statt der Innenmutter wurde nun der zu verwendende Kopplungsadapter in das für die Innenmutter vorgesehene Gewinde gedreht und mit dem 6-Nm-Drehmomentenschlüssel angezogen; konstruktive Berücksichtigung von Haltevorrichtungen zum Anzug des Kopplungsteiles während des Einsatzes des Drehmomentenschlüssels notwendig; Höhenausgleich über eine Schablone unter Nutzung verschiedener Konvergenzen



Abb. 38: Fixationsprinzip der MOSS-MAX-Schrauben-Muttern-Verbindung einer polyaxialen Pedikelschraube 6x50 mm Titan

Zunächst wurde ein MOSS-MAX-Verbindungsaufsatz (Abb. 39, 40) projiziert und konstruiert (Abb. 49), der das Innenmutterngewinde zur Fixation nutzt. Die Fixation des Aufsatzes erfolgt mit dem originalen 6-Nm-Drehmomentenschlüssel. Anschließend wurden fünf verschiedene Verbindungen zwischen diesem Aufsatz und dem Messgerät diskutiert und projiziert (Steckaufsatz, Schnappvariante und Exzenterklemmung). Letztendlich schien die unten dargestellte Variante – direktes Aufschrauben mit einem Aluminiumring zur Klemmkraftverstärkung als Wegwerfteil (Abb. 41) – am ehesten in der Lage zu sein, die geforderten Ansprüche zu erfüllen.

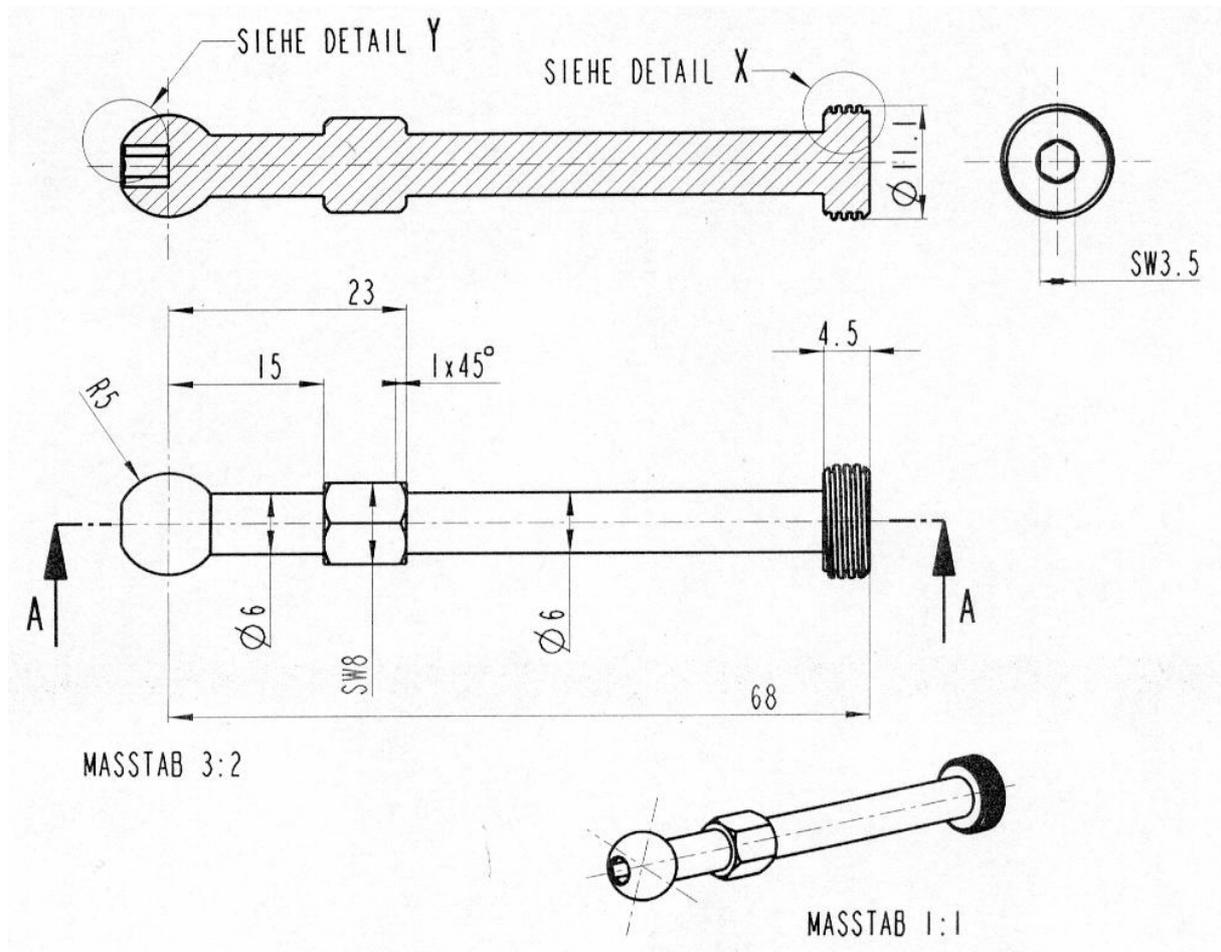


Abb. 39: Zeichnungen des MOSS-MAX-Aufsatzes (Fa. IBB, Fulda). In der körperfernen Kugel befindet sich der Innensechskant zur Aufnahme des 6 Nm-Drehmomentenschlüssels.

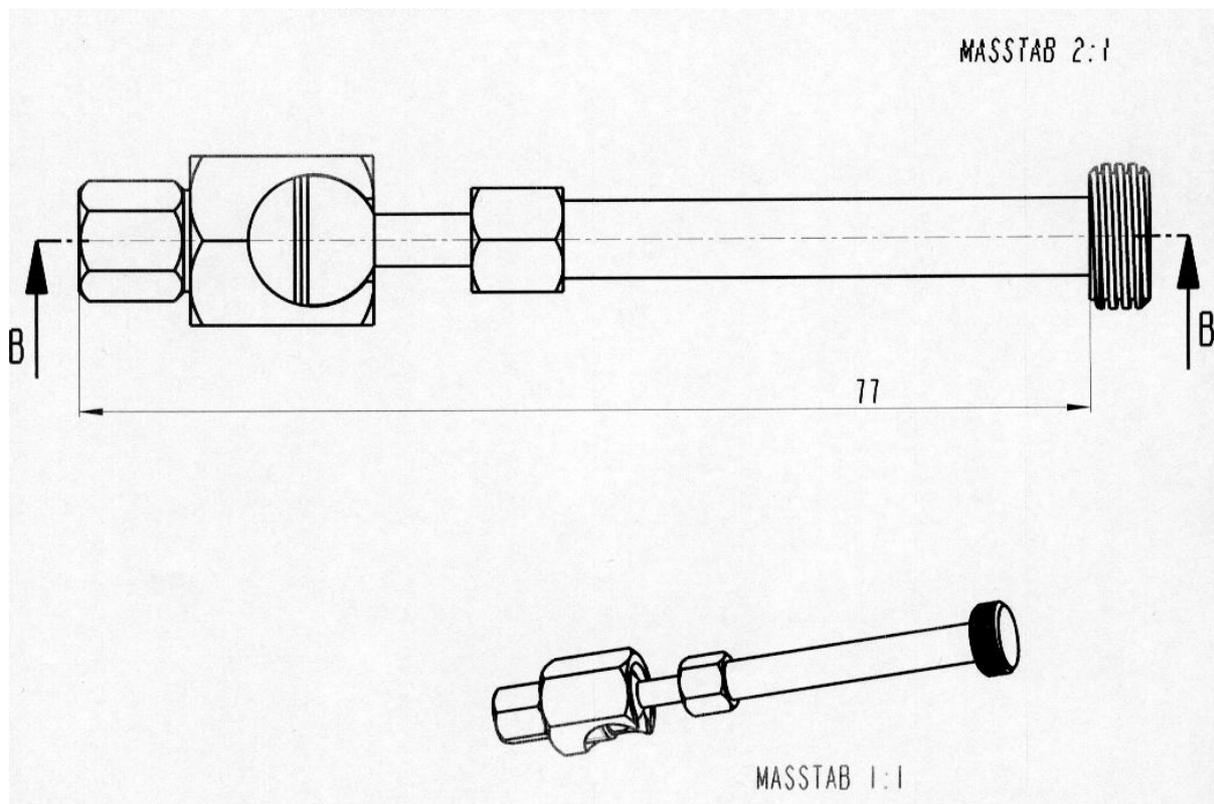


Abb. 40: Zeichnung des ausgewählten Kopplungsteiles mit Steckaufsatz und MOSS-MAX-Aufsatzes (Fa. IBB, Fulda).

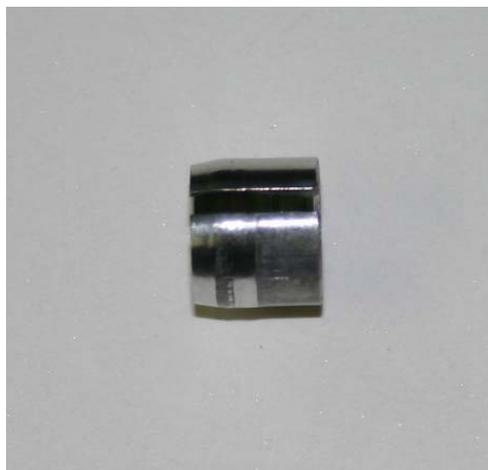


Abb. 41: Aluminiumring zur Einlage in die Klickverbindung des Kopplungsadapters auf Seiten des Messgerätes.

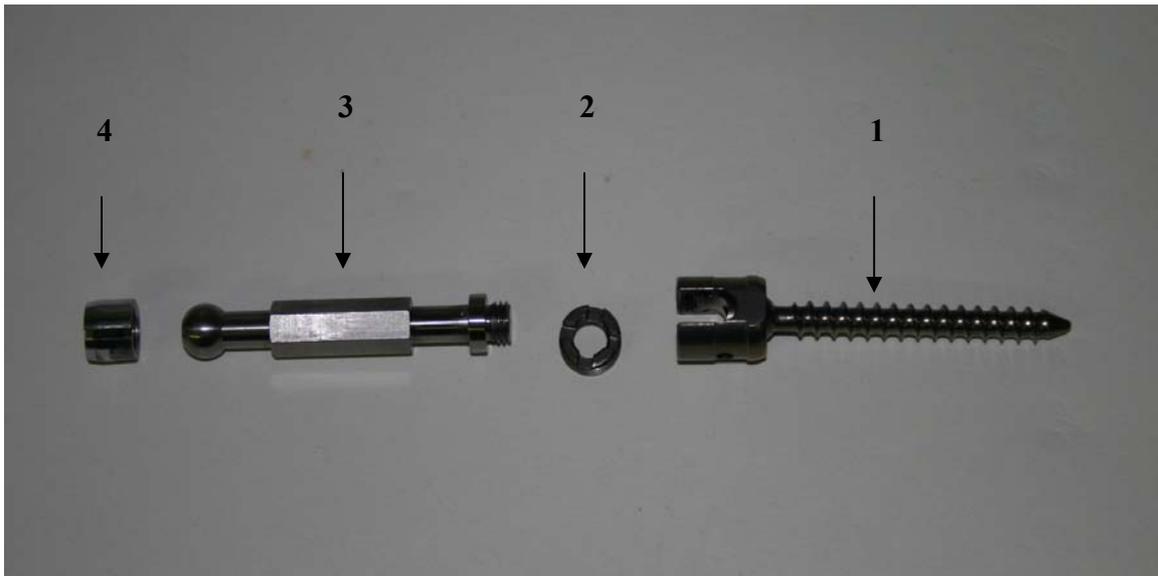


Abb. 42: Abfolge der Kopplungsreihenfolge: Pedikelschraube (1) – Außenmutter (2) – MOSS-MAX-Aufsatz (3) – Aluminiumring (4) – Klickverbindung auf Seiten des Messgerätes

Bezüglich der Festhaltkräfte wurde die gleiche Versuchsreihe am Hexapoden gefahren wie bei Variante 4. Es zeigte sich, dass die erreichbaren Festhaltkräfte je nach Anzugsmoment zwischen 50 N (4 Nm Anzugsmoment) und 110 N (6 Nm Anzugsmoment) liegen und damit die geforderten Bedingungen erfüllen.

Alle Kopplungsteile wurden an einer Schablone ausgerichtet. So wurde der Höhenausgleich zum Messgerät ermöglicht, durch die später eine vergleichbare Nullposition des Gerätes realisierbar war (Abb. 43-45).



Abb. 43: Kopplungsteil (unten) mit Fixationshilfe (oben)



Abb. 44: Ausrichthilfen (links) und Ausrichtschablone (rechts). Diese Hülsen dienen gleichzeitig als Gegenhaltemöglichkeit an den körperfernen Vierkantenden zum Anzug des MOSS-MAX-Aufsatzes auf die Pedikelschraube mit dem Drehmomentenschlüssel durch Fassung des Schraubenkopfes.



Abb. 45: Ausrichthilfen mit Schablone in Position vor der Anwendung außerhalb des Situs.



Abb. 46: MOSS-MAX-Kopplungsteile am Dummy in situ. Instrumentation von L4/5 mit MOSS-MAX polyaxialen Schrauben 6x50 mm Titan, Fa. DePuy.



Abb. 47 a

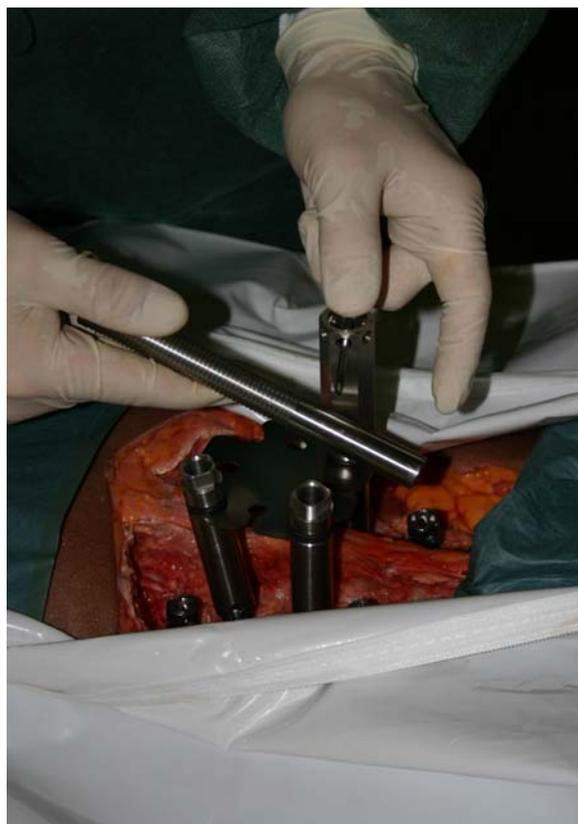


Abb. 47 b

Abb. 47 a und b: Komplettes Kopplungsteil mit Ausrichthilfen und Schablone in situ am Ganzkörperpräparat. Instrumentierung von L1-L5. Adapter an L3 und L4 beidseits. Justierung mit der Schablone (links). Aufgesetztes Ausschlaginstrumentarium (rechts).

Während der Versuche zeigte sich, dass ein Instrument zum Entfernen der Ausrichthülsen notwendig ist. Dieses wurde in Form eines aufschraubbaren Hülsensatzes mit Ausschlaginstrument gesondert gefertigt (Abb. 47 b).

Mit der hier vorgestellten Kopplungseinrichtung (Abb. 46-48) ist es gelungen, eine sichere Fixation eines Messgerätes an das menschliche Bewegungssegment zu realisieren.

Dieser Adapter zum Messgerät über die Ankopplung an die Pedikelschraube ist auch ethisch unproblematisch. Der spätere Einsatz am Patienten ist somit bedenkenlos möglich.

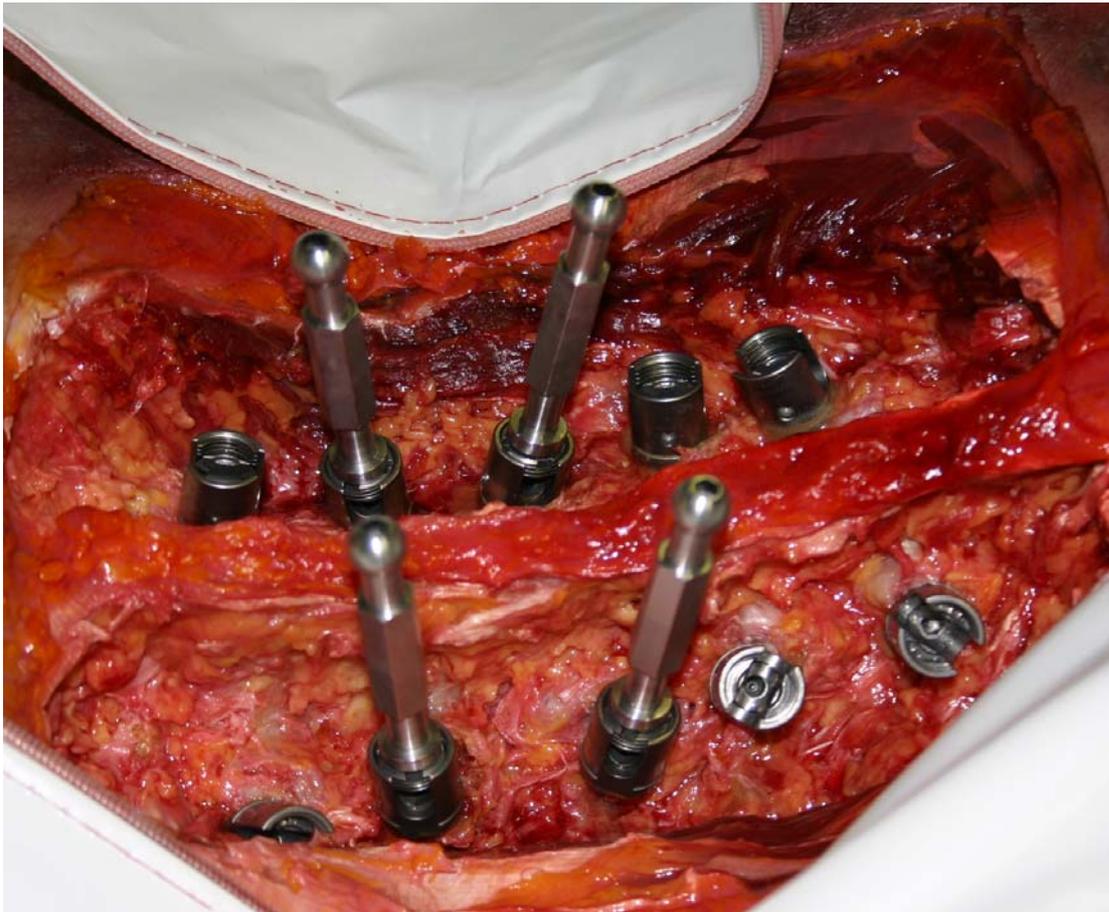


Abb. 48: Montierte Kopplungsadapter (hier an L3 und L4 bei Instrumentation L1 bis L5 bds.) am Messplatz mit menschlichem Situs.

5.2.5. Diskussion

Die Idee der Erfindung eines Messgerätes zur Datenerfassung am menschlich lumbalen Bewegungssegment ist untrennbar mit dem Problem der Ankopplung an dieses System verbunden. Bei der Schaffung einer Verbindung zwischen Messgerät und Bewegungssegment sind prinzipiell zwei Herangehensweisen denkbar. Um ein symmetrisches Aufbringen der Last auf das Bewegungssegment zu realisieren, bieten sich die lumbalen Dornfortsätze als Kopplungsmedium an. Zwischen beiden benachbarten Dornen kann eine Spreizverbindung eingebracht werden, die dann zur Datenanalyse benutzt wird. Bereits EBARA et al. [25] verwendeten einen modifizierten Wirbelkörperspreizer für ihre Analysen. Das gleiche Kopplungsprinzip benutzt das von MEKANIKA vertriebene Spinal Stiffness Gauge (SSG, 1990), welches auch von BROWN et al. [13, 14] verwendet wird. Derartige interspinös einzusetzende Instrumente sind zwar bestechend einfach in ihrer Anwendung, jedoch nicht unproblematisch. Zunächst müssen vor der Messung Teile der hinteren stabilisierenden Zuggurtung, bestehend aus Lig. supraspinosum und Lig. interspinosum, entfernt werden, um das Gerät sicher platzieren zu können. Somit wird zumindest eine geringe iatrogene Instabilität erzeugt, die einen systematischen Fehler darstellt. Das zweite Problem ist die Richtung der einzuleitenden Kräfte. Durch das Spreizen des Instrumentes im Sinne einer Distraction der Dorne kann das Segment relativ sicher in die Flexion gezwungen werden. Spreiztests sind somit auch die Hauptanwendungen dieses Kopplungsprinzips [13, 14, 25]. BROWN beschreibt in seiner Serie der intraoperativen Anwendungen an 655 Segmenten eine Rate von ca. 1 % Dornfortsatzfrakturen durch den Einsatz des Messgerätes [14]. Ein definiertes Belasten des Bewegungssegmentes in Rotations- oder Translationsrichtung ist ebenfalls nicht möglich. Hierfür erscheint die Kopplung nicht sicher genug. Auch die Einleitung von kombinierten Bewegungen, wie sie in natura stattfinden, kann mit derartigen Instrumenten nicht simuliert werden.

Der zweite Weg des Herangehens ist die separate Verwendung von Kopplungselementen, an die das Messgerät angedockt wird. Für diese direkte Kopplung an das Segment eignet sich knöcherner Kontakt. Auch hierfür kann der Dornfortsatz benutzt werden. KAIGLE et al. verwendeten an Meerschweinchen eine Kopplung über Pins, die mittig in die Dornfortsätze von dorsal bis kurz vor das Spinalkanalniveau eingebracht wurden [57]. Die Autoren beschrieben, dass mit der

von ihnen konstruierten Apparatur eine Belastung des Systems in Rotation möglich sei. Eine translatorische Kraffteinleitung mit Schub der Pins in Richtung Rückenmark ist zumindest am Menschen aus ethischer Sicht schwer vorstellbar. Ein ungelöstes Problem stellen hier systematische Fehler dar, da bei der Verwendung von Drähten oder Pins Wege, die durch elastisches Verhalten der Drähte oder Pins (Verbiegen bei Kraffteinleitung) zustande kommen, mit gemessen werden.

Eine direkte knöchernerne Ankopplung beschrieben für die Halswirbelsäule FRANK und Mitarbeiter [31]. Über die in üblicher Weise von ventral positionierten Caspar-Schrauben wird statt des Spreizers zunächst ein Wirbelkörperretaktor aufgesetzt und auf Distraction belastet. Diese Fixation ist sicher. Die Analyse von eingeleiteten Kräften und erreichten Wegen ist jedoch nur eindimensional (axial) möglich. Eine Untersuchung in Flexions- und wohl auch in Rotationsrichtung wäre unserer Meinung nach möglich, war aber im Versuchsaufbau der Autoren nicht vorgesehen. Auch hier sind jedoch wenig rigide Caspar-Schrauben mit dem oben beschriebenen Nachteil der elastischen Verbiegung bei Belastung verwendet worden.

Bei unserer Suche nach einem geeigneten Kopplungssystem haben wir zunächst ebenfalls dicke Kirschnerdrähte und Schanz'sche Schrauben verwendet. Ohne damit die Probleme der leichten Verbiegbarkeit zu beheben, entstand daraus die Idee, die übliche transpedikuläre Verankerung für das Kopplungsteil zu nutzen und damit eine Möglichkeit zu finden, von dorsal her sicher an das lumbale Bewegungssegment anzukoppeln. Schanz'sche Schrauben sind bei Verwendung von 6 mm starken Implantaten ausreichend rigide, um den Ansprüchen der Studie zu genügen. Allerdings ist die Schaffung einer rutschfesten Kopplung zum Messsystem nicht einfach. Aus diesem Grunde ist die Idee entwickelt worden, eine übliche Pedikelschraube als Kopplungsteil zum Messgerät zu benutzen. Die Verwendung dieser etablierten Schrauben ist ethisch unbedenklich. Für das zu schaffende Kopplungsteil stehen prinzipiell verschieden Werkstoffe, wie Nickel-Chrom-Edelstahlverbindungen oder auch Silikone zur Verfügung. Obgleich die Materialien nur kurz im Menschen verweilen, müssen vorhandene Richtlinien eingehalten werden. Neben der Verwendung von Titanschrauben bietet sich der Einsatz von Edelstahl an. Weitaus leichter zu beschaffen und zu bearbeiten sind Edelstahlverbindungen. Durch die starre Kopplung des Messgerätes an monoaxiale Pedikelschrauben ist eine Kraffteinleitung über beide Pedikelschrauben des kranialen und des kaudalen Partners in allen Freiheitsgraden (Flexion, Rotation, Translation,

Kombinationen) problemlos und gefahrlos für den Patienten möglich. Allerdings sind einem solchen System bedingt durch die Divergenz der Schraubenköpfe bei intrapedikulärer Lage der Schrauben anatomische Grenzen gesetzt. Da der Aufsatz des Messgerätes nicht direkt an die Pedikelschraube erfolgt, sondern außerhalb des Situs, befinden sich die eventuellen Kopplungsstellen mehr als 20 cm weit voneinander entfernt. Das ist messtechnisch nicht lösbar und ein ethisches Problem hinsichtlich der eventuell notwendig werdenden zusätzlichen Weichteilablösung. Aufgrund messtechnischer Bedingungen, die das von uns favorisierte Messgerät vorgab, musste eine Kopplungsmöglichkeit gefunden werden, die sowohl die Konvergenz der Schrauben als auch zufällige Höhenunterschiede der Schraubenköpfe ausgleichen kann. Bei der Beibehaltung sowohl der monoaxialen Schrauben als auch der starren Kopplung unter Nutzung des Innengewindes des Tulpenkopfes, wären zwei gelenkige Verbindungen nötig, um eine nahezu parallele und höhenidentische Ausrichtung der schraubenseitigen Kopplungsteile zu erreichen und das Messgerät in arbeitsfähiger Position montieren zu können. Da die eingeleiteten Kräfte und Momente nicht zu Eigenbewegungen (Rutschen) des Systems selbst führen sollten, stellte die Konstruktion eines geeigneten Bauteiles eine erhebliche Herausforderung dar. So konnten mit einem Erfolg versprechenden Modell des Kopplungssystems (Variante 4) lediglich Festhaltekräfte zwischen 0,1 und 1,5 Nm erreicht werden. Neue Modifikationen der Adapter und diverse Oberflächenbehandlungen brachten keine Lösung des Problems. Über eine Kopplung an eine polyaxiale Schraube lies sich zwar die Konvergenz problemlos ausgleichen, eine sichere und rutschfeste Fixation des polyaxialen Kopfes in der gewünschten Position konnte jedoch nicht erreicht werden. Diese Fähigkeit bietet lediglich die polyaxiale Schraube des Systems MOSS-MAX der Fa. DePuy. Durch Nutzung dieses Schraubenkopfes konnte das Kopplungsteil auf eine eingelenkige Klickverbindung reduziert werden. Der Aufsatz auf den Schraubenkopf erfolgt ebenfalls unter Nutzung des Außengewindes des Tulpenkopfes. Der Adapter wird mit den herkömmlichen Instrumenten unter Nutzung eines Drehmomentenschlüssels auf die Schraube aufgebracht. Für die Kopplung zum Messgerät steht eine Klickverbindung zur Verfügung, die mit einem einliegenden Ring die geforderten Festhaltekräfte erreicht. Zunächst war versucht worden, mit einer Edelstahlverbindung (X5CrNiMo6) die Ringe in die passende Funktionalität zu bekommen. Der Werkstoff erwies sich aber als zu spröde und wurde durch

Aluminium ersetzt. Diese Ringe stehen als Einwegteile zur Verfügung. Diese Konstruktion ermöglicht eine sichere und schnelle Montage und gewährleistet so den problemlosen Einsatz des Messgerätes (siehe Kapitel 5.3.). Nach unserem Kenntnisstand wird so erstmalig die Belastung eines menschlichen Bewegungssegmentes in allen erdenklichen Freiheitsgraden in vivo ermöglicht. Damit erlaubt die entwickelte Kopplung eine über die von WHITE und PANJABI aufgestellte Forderung hinausgehende Möglichkeit der Analyse von Bewegungen der menschlichen Wirbelsäule in sechs Freiheitsgraden [104].