

4 Methode

Ziel der Untersuchung ist die Beschreibung der physiologischen Reaktion lumbaler Bewegungssegmente auf die Einleitung eines rein axialen (transversalen) Drehmomentes unter unterschiedlichen, möglichst realitätsnahen Bedingungen. Dazu erfolgen am intakten Leichenpräparat eines Bewegungssegmentes kontrollierte Krafteinleitungen unter verschiedenen Ausgangsbedingungen. Die ausgelösten Bewegungen des freien oberen Wirbelkörpers im Verhältnis zum fixierten unteren Wirbelkörper werden mit Hilfe eines optoelektronischen Infrarot-Navigationssystems festgehalten und in ein räumliches Koordinatensystem übertragen. In der Biomechanik hat sich hierfür das sogenannte „rechtshändige orthogonale Koordinatensystem“ bewährt:

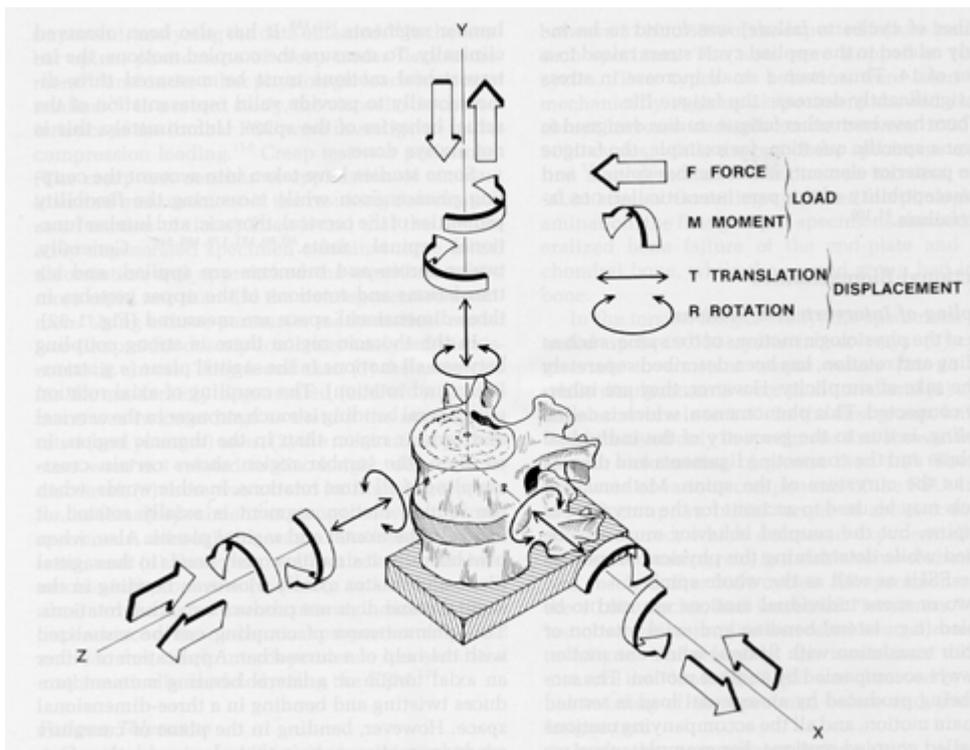


Abb. 17: Rechtshändig orthogonales Koordinatensystem [Abb.Verz.Nr.17]

F: Kraft; **M:** Moment; **T:** Translation (Verschiebung entlang einer Achse); **R:** Rotation

Damit sind 6 Freiheitsgrade (+x,-x,+y,-y,+z,-z) in 3 Ebenen (xz=Horizontalebene, xy=Frontalebene, yz=Sagittalebene) definiert. Der 0-Punkt ist der Ursprung des Koordinatensystems. Er befindet sich im Zentrum der Oberfläche des unteren (fixierten) Wirbelkörpers [Abb. 17]. Rotationen werden vom 0-Punkt aus in positiver Achsrichtung gesehen. Drehungen im Uhrzeigersinn werden mit $+\theta$ (=“positiv“), im Gegenuhrzeigersinn mit $-\theta$ (=“negativ“) bezeichnet.

Alle Versuche wurden auf der ”Spine-machine“, einem Meßstand des Institutes für Biomechanik der Maurice-Müller-Stiftung in Bern durchgeführt. Dieser Meßstand ermöglicht die Einleitung definierter Kräfte wie z.B. reiner Drehmomente in ein einseitig fixiertes Bewegungssegment [33,34].

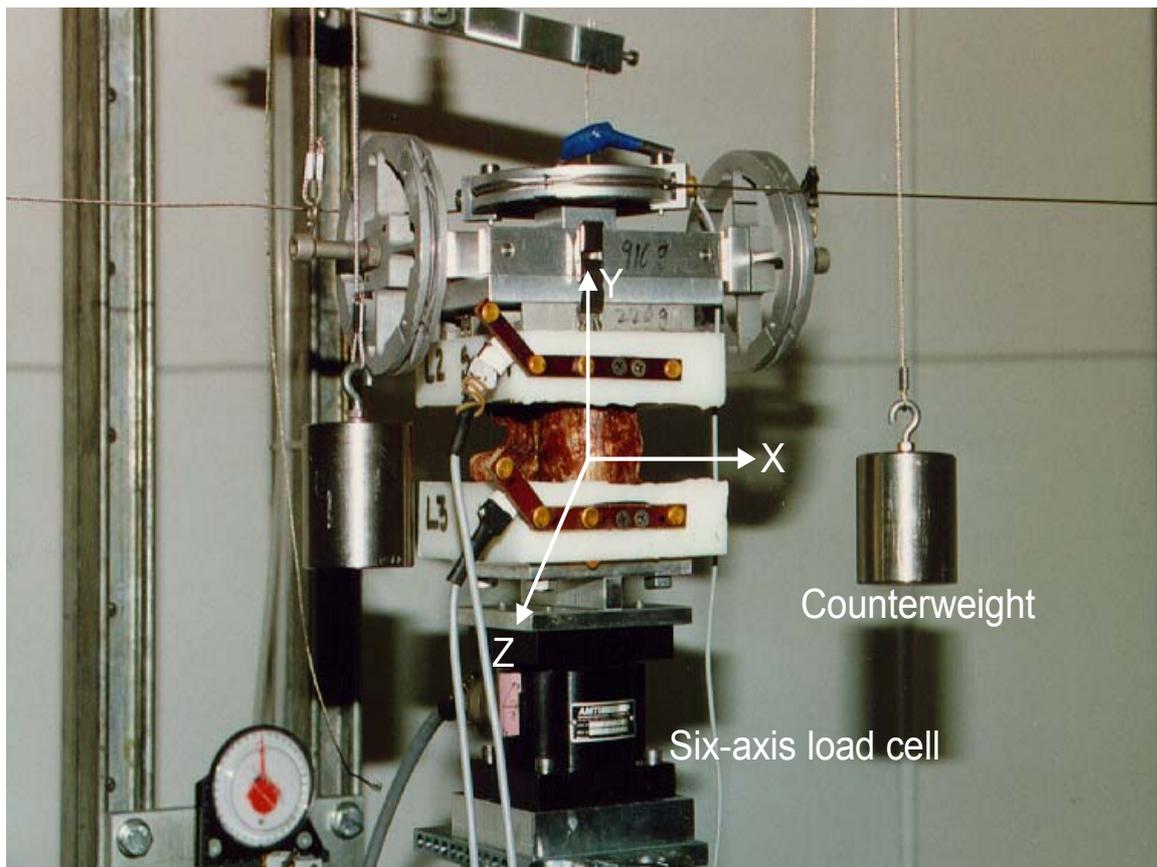


Abb. 18: Wirbelsäulenpräparat, versuchsfertig montiert in der „spine machine“
[Abb.Verz.Nr.18]

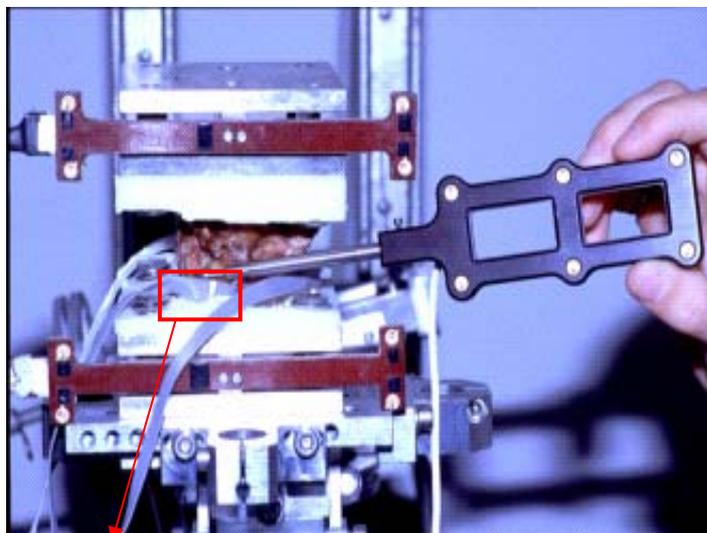


Abb. 19: „Einlesen“ (Definition der Position im Raum) der Kugel-Marker am Präparat in der spine machine [Abb.Verz.Nr.19]

Alle Rotationsausschläge wurden mit einem optoelektronischen Bewegungsanalysesystem gemessen. Auflösung und Genauigkeit des Meßsystems sind ausreichend untersucht, entsprechende Literaturhinweise sind auf der Website des Herstellers (<http://www.ndigital.com> bzw. <http://www.ndigital.com/markets/respapers/bvm2004.pdf>) hinterlegt. Sie beträgt für die hier angewandte Systemvariante:

RNS-Genauigkeit bei 2,25 m Distanz: 0,1 mm (x,y Koordinate)
0,15 mm (z-Koordinate)

3-D Auflösung bei 2,25 m Distanz: 0,01 mm

In dem vorliegenden Experiment wurde die Y-X Ebene als Transversalebene definiert.

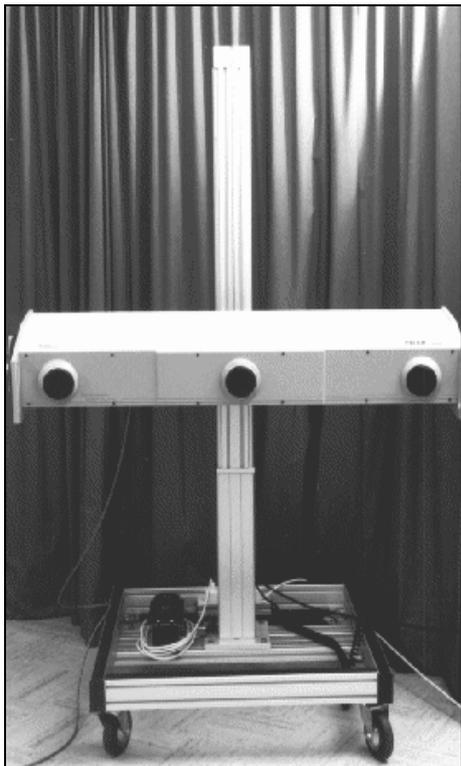


Abb. 20: dreidimensionales optoelektronisches (Infrarot-) Bewegungsanalysesystem (OptotracNorthern Digital, Waterloo, ON, Canada)[Abb.Verz.Nr.20]

Reproduzierbarkeit und Plausibilität der Ergebnisse wurden jeweils vor Testbeginn in einem Pilottest mit der konkreten Testanordnung überprüft. Dabei wurden die nach Induktion eines Drehmomentes erzielten Rotationswinkel in einer beliebigen Ebene von Hand vermessen und mit den Ergebnissen des Bewegungsanalysesystems verglichen. Die Plausibilität der erzielten Ergebnisse wurde anhand der Referenzliteratur [61] ermittelt.

4.1 Testreihe 1

6 Specimen (L1/2, L2/3, L3/4, L3/4 (2Specimen), L4/5, L5/S1)

4.1.1 Versuchsaufbau

Auftauen des Specimen

Die Wirbelsäulensegmente wurden sofort nach Sektion in Bewegungssegmente, bestehend aus zwei benachbarten Wirbeln, ihrer intakten gemeinsamen Bandscheibe und den ligamentären Verbindungen zerteilt und nach Entfernung der aufliegenden Muskulatur tiefgefroren. Unmittelbar vor Versuchsbeginn wurde das jeweilige Testobjekt aufgetaut. Vor jedem Test wurde eine Computertomographie (Schichtdicke 1mm) durchgeführt um pathologische Veränderungen jenseits altersentsprechender degenerativer Zeichen auszuschließen.

PMMC-Einbettung

Das untere Drittel des kaudalen Wirbelkörpers und das obere Drittel des kranialen Wirbelkörpers wurden in ein aushärtendes Kunststoffbett (PMMC = Polymethylmethacrylat) gefasst. Das so vorbereitete Präparat wurde einseitig mit einer Bodenplatte verschraubt und in einer Testvorrichtung fixiert, die es gestattet, reine axiale Drehmomente zu applizieren ohne die Reaktionsbewegung des freien Wirbelkörpers zu behindern. Darüber hinaus konnten verschiedene Ausgangspositionen gewählt und unterschiedliche sagittale Vorlastapplikationen durchgeführt werden. Die konstruktionsbedingte Gewichtsbelastung wurde über austarierbare Hängewichte neutralisiert.

Installation von LED-Markerträgern

Sowohl am fixierten unteren als auch am frei beweglichen oberen Wirbelkörper wurden in das Kunststoffmolding etwa 15 cm lange Ausleger eingeschraubt, die an ihrer Spitze jeweils 4 Positions (LED-)marker tragen (siehe Abb. 18)

Wahl der Vorlastapplikation

über Hängewichte (300N) oder Druckluftkompression (600N) wurde die Vorlast einjustiert:

- keine Vorlast (=Neutralposition)
- zentrische Kompressionskraft (=Neutralposition)
- exzentrische Kompressions-Flexionskraft (=Flexion)
- exzentrische Kompressions-Extensionskraft (=Extension)

Einmessung der LED-Marker über ein Infrarot-Lokalisationssystem

Zur Anwendung kam ein dreidimensionales optoelektronisches (Infrarot-) Bewegungsanalysesystem (Optotrak-Northern Digital, Waterloo, ON, Canada, Abb. 20). Die Position der LED-Marker wurde von 3 Kameras im Ruhezustand und nach jeder Drehmomentänderung bestimmt.

4.1.2 Durchführung

In 2 aufeinander folgenden Zyklen und in jeweils 4 gleichen Schritten (2,5 - 5 - 7,5 - 10 Nm) wurde ein axiales Drehmoment von maximal 10 Nm in positive und negative Richtung nach folgenden Protokollen eingeleitet:

- axiale Torsion ohne Vorlast
- axiale Torsion mit rein kompressiver Vorlast von 300 N oder 600 N
- axiale Torsion mit kombinierter Flexions –Kompressionsvorlast (300 N)
- axiale Torsion mit kombinierter Extensions - Kompressionsvorlast (300 N)

4.1.3 Auswertung

Die resultierende Positionsänderung des oberen Wirbelkörpers wurde nach jeder Drehmomentänderung gemessen. Neben dem axialen Rotationswinkel wurden für jede einzelne gemessene Positionsänderung das entsprechende Rotationszentrums (ICR = Instant Center of Rotation/Momentanes Rotationszentrum) und die summarische „helikale“ Rotationsachse (HAM = helical axis of motion) in Bezug zum Ursprung des Koordinatensystems ermittelt.

4.2. Pilotversuch/Testreihe 2

2 Specimen (L1/2, L2/3)

Die Auswertung der Ergebnisse von Testreihe 1 führten zu Anpassungen der Versuchsbedingungen. Eine Vortest wurde durchgeführt, um das veränderte Versuchsprotokoll zu testen

4.2.1 Versuchsaufbau

wie bei Testreihe 1

4.2.2 Durchführung

folgende Modifikationen wurden vorgenommen:

- In Testreihe 1 bestanden Diskrepanzen zwischen den Rotationsantworten in Zyklus 1 und 2. Um die Wiederholbarkeit und Zuverlässigkeit der Rotationsantworten zu prüfen wird die Anzahl der Testzyklen zunächst auf 7 erhöht
- Die Präzision des optoelektronischen Bewegungsanalysegerätes nimmt mit sinkendem Rotationsausschlag ($<0.5^\circ$) ab und die Lokation der HAM geht gegen unendlich, wenn die Rotation 0° erreicht. Deshalb wird eine Drehmomenterhöhung auf 12,5 Nm eingeführt
- Der Erhaltung eines ausreichenden Rotationsausschlages dient auch die weitere Reduktion der Vorlast auf 200 N. Die im Vergleich zu in-vivo Bedingungen damit deutliche Reduktion wird zugunsten einer präzisen Beschreibung des grundsätzlichen Rotationsmechanismus in Kauf genommen
- Sinngemäß wird die Vorlastapplikation über Druckluftzylinder nicht mehr angewandt. In Testreihe 1 bewirkte sie eine Reduktion der Rotationsausschläge auf $< 1^\circ$. Der Applikationsmechanismus schränkt möglicherweise die Rotationsrichtung ein.

4.2.3 Auswertung

Die Specimen wurden auf mechanische Schäden durch versuchsbedingte Krafteinwirkung untersucht. Die Reproduzierbarkeit von Rotationswinkel, -zentren und -achsen wurde geprüft. Nach den Ergebnissen wurde ein definitives Versuchsprotokoll für die Haupttestreihe (Test 2) erstellt.

4.3 Testreihe 2

Diese Testreihe wurde an 10 frischen lumbalen Bewegungssegmenten (L3/4 und L4/5) mit einem Durchschnittsalter von 55 Jahren (28-69 Jahre) durchgeführt.

4.3.1 Versuchsaufbau

Im Hinblick auf die geplanten virtuellen Animationen und zur Sicherung konstanter Versuchsbedingungen wurden wiederum einige Veränderungen vorgenommen:

- Anstelle der Ausleger mit LED-Trägern wurden 4 Aluminiumsphären (ϕ 3 mm) in definierten Lokalisationen an jedem Wirbelkörper befestigt. Diese technische Variation gestattete die Integration der Marker in das 3D-CT als Referenzpunkte für die Übertragung der Rotationszentren und –achsen.
- Auf der Basis eines Spiral-CT's wurde eine 3-D-Rekonstruktion jedes Specimen angefertigt.
- Die Konstanz der exzentrischen Vorlastapplikation (200N) bei 3 und 6 Nm jeweils in Flexion und Extension wurde durch eine in der Bodenplatte der PMMC-Einbettung integrierte Kraftmesszelle kontrolliert.

4.3.2 Durchführung

Die Durchführung von 2 identischen Testzyklen mit einem 2 Minuten-Intervall wurde als ausreichend erachtet (Siehe Kap. 5.2.). Die Einleitung eines axialen Drehmomentes von 12,5 Nm in 5 gleichen Stufen in positive und negative Richtung erfolgte in jeder Vorlastvariation. Jede Drehmomenterhöhung wurde 30 Sekunden gehalten um viskoelastische Reaktionen zu gestatten.

4.3.3 Auswertung

Die Unterschiede in Bewegungsumfang und Lage des Schnittpunktes der Rotationsachse mit der kranialen Deckplatte des kaudalen Wirbels wurden mittels Varianzanalyse (ANOVA) geprüft. Zur Ermittlung der Unterschiede zwischen den Gruppen mit verschiedenen Vorlastapplikationen wurden Student-Neumann Keuls post-hoc Tests durchgeführt.

Die dokumentierten Bewegungsdaten wurden über eine hierfür entwickelte Software auf das entsprechende 3-D-Modell einiger Specimen übertragen um eine virtuelle Simulation jedes einzelnen Tests zu ermöglichen. Dabei wurde die jeweilige Rotationsachse sichtbar gemacht. Der Bezug der auftretenden Achsänderungen zum individuellen Bewegungsmuster ist wegen der kleinen Rotationsausschläge am besten in „Video“-Sequenzen darstellbar. Deshalb wurden randomisiert erstellte Sequenzen auf der Webside des Maurice-Müller-Institutes für Biomechanik hinterlegt. Sie sind unter <http://cranium.unibe.ch> jederzeit einsehbar.