

## **6 Diskussion**

### **6.1 Klinische Relevanz**

Aus der klinischen Konfrontation mit zahlreichen Patienten mit offensichtlich spinal ausgelöster Schmerzen bei scheinbar unauffälligem morphologischem und psychologischem Befund ergab sich die Suche nach diagnostischen „Lücken“. Dabei fiel auf, dass sich dynamisch-funktionelle Zusammenhänge, die sich nicht oder nur eingeschränkt radiologisch abbilden ließen [5] auch klinisch weniger Aufmerksamkeit erfahren. Dazu gehören insbesondere komplexe, multiplanare Rotationsformen wie die axiale Rotation oder Torsion. Zu experimentelle Arbeiten, die einen Zusammenhang gerade zwischen Torsion und Degeneration unterstellen waren gab es folgerichtig kein adäquates klinisches Pendant.

Die resultierende Frage nach der Kinematik der physiologischen Torsion und ihrer Abgrenzung zu pathologischem Rotationsverhalten erforderte schließlich einen rein experimentellen Ansatz, dessen Bezug zur Praxis auf den ersten Blick möglicherweise nicht zu erkennen ist. Die Bedeutung des Themas erschließt sich aber ganz unmittelbar aus dem Zusammenhang zwischen der dank kurzstreckiger Fusionsinstrumentarien und entsprechend weniger belastenderer Operationstechniken rasant zunehmenden Frequenz der operativen Behandlung segmentaler Instabilitäten [26] und der insbesondere bei neueren Verfahren schärfer hinterfragten Indikationsstellung, die einer relativ angespannten ökonomischen Situation Rechnung trägt [52,53]. Für die weiterhin umstrittene Definition spinaler Instabilität, die Präzisierung von Indikationsstellungen und die Verbesserung von Operationstechniken ist das Verständnis des segmentalen Rotationsverhaltens und der Beitrag der bewegungsführenden Strukturen wie z.B. der Facettengelenke von erheblicher Bedeutung.

### **6.2 Versuchsaufbau, Validität und Reliabilität der Ergebnisse**

Ziel der Untersuchung war deshalb in einem ersten Schritt die Analyse der physiologischen axialen Torsion und ihrer assoziierten Rotationskomponenten. Dazu wurde die Rotationsantwort unversehrter Bewegungssegmente auf die Einleitung eines axialen Drehmomentes untersucht. Um den Versuchsaufbau realitätsnahe zu gestalten wurden Ausgangsposition (Flexion/Extension) und Vorlast variiert. Das resultierende kinematische Verhalten des lumbalen Bewegungssegmentes kann somit als Funktion der Vorlastapplikation bzw. Veränderung der Ausgangsposition aufgefasst werden.

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. Er hat sich in zahlreichen publizierten Vorarbeiten bewährt [33,34].

Die Genauigkeit des optoelektronischen Messsystems lag in unseren Referenzmessungen in der Y-X Ebene bei sehr zufriedenstellenden 0.1mm, in der Z-Richtung bei 0.15mm. Die 3-D Auflösung lag bei 2,25 m Distanz bei 0,01 mm.

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 von Referenzliteratur [61] ermittelt.

Validität und Reproduzierbarkeit experimenteller Untersuchungsergebnisse hängen von der Berücksichtigung der viskoelastischen Eigenschaften des Specimen in der Gestaltung des

Versuchsablaufes ab. Hysteresis, Sensitivität für die Geschwindigkeit der Krafteinwirkung und Creep wurden durch ein bezüglich ergebnisrelevanter Schwankungen getestetes Protokoll (mit bis zu 7 Zyklen) mit 2 Versuchszyklen, 5-stufiger Erhöhung des Drehmomentes und 0.5 Minuten Ruhephase nach jeder Krafteinwirkung in allen Versuchen ausreichend berücksichtigt.

### **6.3. Bedeutung von Vorlast und Ausgangsposition für das Rotationsverhalten**

Tatsächlich zeigten unsere Ergebnisse, dass Veränderungen der Ausgangsposition zusammen mit der Anwendung kompressiver Vorlasten den Rotationsradius der Lendenwirbelsäule deutlich beeinflussen. Signifikante aber subtile Differenzen des durchschnittlichen Rotationswinkels von  $2^\circ$  oder weniger wurden beobachtet. Diese Ergebnisse decken sich mit den Resultaten anderer Untersuchungen [8,21,31,42,44].

Die in Testreihe 1 aufgebrauchten höheren Vorlasten von bis zu 600 N erzeugten relativ geringe Rotationsausschläge ( $< 1^\circ$ ). Grundsätzlich entsprechen die erzielten Werte den Ergebnissen anderer Untersuchungen [8,21,31,42,44]. Dadurch wurden allerdings die ohnehin geringen Unterschiede zwischen den Belastungsvarianten weiter reduziert. Wenn man berücksichtigt, dass sich die Genauigkeit des optoelektronischen Bewegungsanalysegerätes mit Rotationsausschlägen unter  $0,5^\circ$  reduziert und die Lokation der HAM entsprechend bei Annäherung an 0 gegen unendlich geht, war mit dieser Testanordnung die Genauigkeit der Messergebnisse in Frage gestellt. Die Ergebnisse etwa bezüglich der Rotationszentren (5.1.2) bestätigten diese Zweifel. Die wenig plausible Streuung der Zentren, die sowohl in Zyklen ohne als auch mit Vorlast generiert wurden, legt den Schluss nahe, dass auf Grund der grundsätzlich geringen Rotationsausschläge Messungenauigkeiten entstanden. Dies gilt auch unter der Einschränkung, dass bei reduzierter Vorlast Translation und rein extra-axiale Rotationen erzeugt werden können, die eine entsprechende Auslenkung der HAM bewirken und damit in 2-dimensionalen Betrachtung – abhängig von der Ebene des Durchtrittspunktes der HAM (hier obere Deckplatte des unteren Wirbelkörpers) – extrasegmentale Rotationszentren plausibel erscheinen lassen.

Es ergaben sich in der Auswertung außerdem Hinweise auf eine Einschränkung der definierten Rotationsfreiheiten durch die Applikation der Vorlast per Druckluftzylinder, die eine Behinderung möglicher Begleitrotationen in anderen als der axialen Richtung erzeugte.

Gleichermaßen trägt ein relativ niedriges Drehmoment zu einer Verringerung der Rotationsausschläge mit den geschilderten Konsequenzen bei.

Unter Berücksichtigung der Ergebnisse anderer Autoren<sup>2</sup> entschlossen wir uns in der Summe deshalb zugunsten einer präzisen Beschreibung des grundsätzlichen Rotationsmechanismus

---

<sup>2</sup> **Crisco JJ, Chen X, Panjabi MM, Wolfe SW.** Optimal marker placement for calculating the instantaneous center of rotation. *J.Biomech.* 1994;27:1183-7

**Woltring HJ, Huiskes R, De Lange A, Veldpaus FE.** Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. *J.Biomech.* 1985;18:379-89,

**Panjabi MM, Goel VK, Walter SD, Schick S.** Errors in the center and angle of rotation of a joint: an experimental study. *J.Biomech.Eng.* 1982;104:232-7

**Panjabi MM.** Centers and angles of rotation of body joints: a study of errors and optimization. *J.Biomech.* 1979;12:911-20

einen Pilotversuch mit erhöhtem Drehmoment, erniedrigter Vorlast und erhöhter Anzahl von Testzyklen durchzuführen.

Die angewandten Vorlasten von 200 N sind im Verhältnis zu *in vivo* Belastungen relativ gering [43]. Wir entschieden uns dennoch für die geringe Vorlast um den zur Bestimmung der Rotationscharakteristik zur Verfügung stehenden Bewegungsspielraum zu erhöhen

Die kinematischen Auswirkungen der Applikation kompressiver Vorlasten und unterschiedlicher Ausgangspositionen können als Ergebnis der veränderten Kraftübertragung im Bereich der Wirbelgelenke verstanden werden. Eindrucksvoll lässt sich in den Animationen die relative Positionsveränderung der gegenüberliegenden Gelenkflächen zeigen. Die Kompression des Segmentes reduzierte den Spalt zwischen den Gelenkflächen. Dieser Effekt wurde durch Extension weiter verstärkt. Wir glauben, hierin die Erklärung dafür gefunden zu haben, warum die Torsion des Bewegungssegmentes durch Kompression und Extension gegenüber anderen Belastungskonstellationen signifikant vermindert ist. **Schendel et. al.** [54] ermittelten in einem *in vitro* Experiment große Krafteinwirkungen auf die Facettengelenke während Extension, Torsion und Seitneigung und keinen Kraftschluß in Flexion. Diese Ergebnisse reflektieren in Übereinstimmung mit unseren Resultaten gesteigerten Kontakt der Gelenkflächen in Extension und unter Kompression bzw. reduzierten Kontakt in Flexion.

#### **6.4. Bedeutung der Facettengeometrie für das Rotationsverhalten**

In der vorliegenden Literatur wird der Geometrie der Facettengelenke allenfalls eine rotationslimitierende Funktion zugestanden. Als Einflußgrößen sind diesbezüglich – über die unregelmäßigen und asymmetrischen Gelenkflächenkonturen gemittelt – Neigungswinkel und Ausrichtung genannt [Abb. 13,14,]

**Ahmed et. al.** [2] fanden keine signifikante Korrelation zwischen Facettengeometrie und axialer Rotation. Allerdings wurde dort die Beziehung zwischen Facettengeometrie und Coupled Motion nicht berücksichtigt.

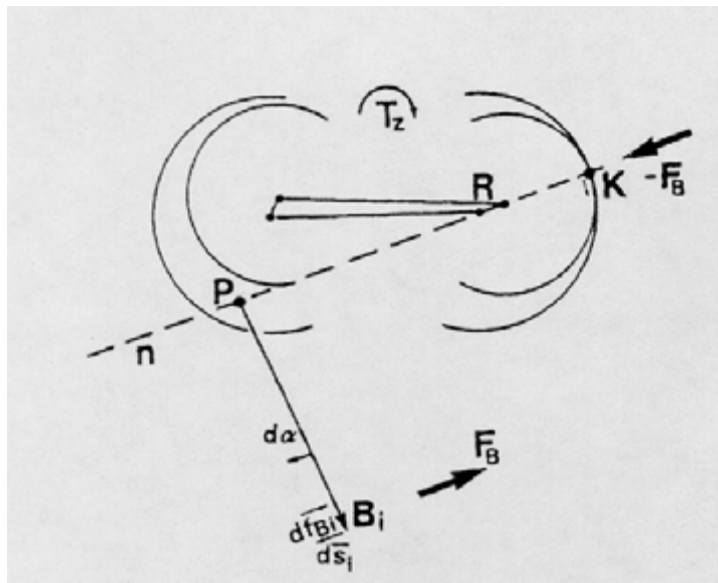
Unsere Animationen legen nahe, dass der Rotationswinkel der axialen Rotation als Funktion des initialen Gelenkspaltes der paarigen Wirbelgelenke zu sehen ist. Mit dem Kontakt der Gelenkflächen wird die axiale Rotation gestoppt. Die beobachteten Begleitrotationen in anderen Ebenen des Raumes traten ausnahmslos nach Eintritt des Gelenkflächenkontaktes auf. Unsere Animationen zeigen, dass die Geometrie der Facettengelenkflächen im Kontaktfall den Verlauf der Begleitrotation bestimmen.

#### **6.5. Lage der Rotationszentren und -achsen**

Hypothetisch ist die Kinematik des Bewegungssegmentes – und damit auch die Lokalisation der Rotationszentren – als Funktion der Anatomie bzw. Pathologie der Wirbelgelenke und der Bandscheibe auf die Einleitung eines axialen Drehmomentes anzunehmen. Die aus dieser grundsätzlichen Annahme abgeleiteten Hypothesen beziehen sich sowohl auf die Auswirkungen der Kompression viskoelastischer Strukturen (Bandscheibe) durch Gewicht bzw. Positionsveränderung (Hypothese 1) als auch auf den Einfluß der Geometrie und relative Position der Gelenkflächen (Hypothesen 2 und 3) auf das Bewegungsverhalten. Der tatsächliche Beitrag dieser Einflussgrößen auf den Rotationsablauf ist umstritten. Frühere Untersuchungen lassen keine Übereinstimmung erkennen bezüglich der Lage der Rotationszentren (CR) oder Achsen (HAM) bei Torsion (Rotationszentren sind zweidimensionale Analogien der dreidimensionalen Rotationsachsen) [8,21,31,39,42,44] wobei grundsätzlich von der Bandscheibe eher ein wenig gerichteter elastischer Widerstand zu erwarten ist (Abb.11), während von einer Doppelgelenkstruktur eine gerichtete Beeinflussung des Bewegungsablaufes erwartet werden kann.

- **Cossette und Farfan** [9] beschrieben das Rotationszentrum im hintersten Teil der Bandscheibe mit erheblichen intra- und interindividuellen Unterschieden bezüglich der lateralen Ausrichtung. Wir fanden die Rotationszentren bei erheblicher inter-individueller Streuung durchschnittlich im Bereich der Hinterwand des Wirbelkörpers und kontralateral zur Drehrichtung. Im Gegensatz zur Versuchsanordnung von Cossette und Farfan, die nur zweidimensionale Wirbelsäulenbewegungen erfasste und so mögliche Kombinationen von Rotationen in Sagittal- und Frontalebene ignoriert, berücksichtigte unser Messansatz die volle dreidimensionale Kinematik des Segmentes.
- **Oxland et. al.** [40] beschrieben den Schnittpunkt der HAM mit der cranialen Deckplatte des kaudalen Wirbelkörpers im Bereich der Wirbelkörperhinterwand und für beide Rotationsrichtungen leicht nach links verlagert. Die relativ geringen aber systematischen Abweichungen unserer Resultate – mit jeweils kontralateraler Abweichung der Rotationszentren zur Rotationsrichtung – von diesen Ergebnissen mögen auf die Anwendung eines präzisen optoelektronischen Meßsystems in unserem Ansatz zurückzuführen sein. Ebenfalls erschweren unterschiedliche Testprotokolle mit verschiedenen Belastungskombinationen den direkten Vergleich.
- Interessant erschien in diesem Zusammenhang die Untersuchung von Nägerl et. al. [38], die diesen gerichteten Bewegungsablauf beschreibt. Im Konzept der dimeren Gelenkkoppelung sind die momentanen Rotationszentren (ICR) auf einer Centrode weit dorsal des Spinalkanales angeordnet. Das Konturenpaar eines Facettengelenkes wird danach (bei Kontakt) als dimere Gelenkkette betrachtet: Die horizontale Kontur der Artikulationsfläche des oberen WK kann sich sowohl um ihren eigenen Mittelpunkt, als auch um den Mittelpunkt der zugehörigen Kontur des unteren WK drehen. Da die Artikulationsflächen eines Bewegungssegmentes jeweils paarig knöchern miteinander verbunden sind schließen sich die beidseitigen dimeren Ketten zu einem horizontalen Viergelenk. Definitionsgemäß ist die Verbindungslinie der Krümmungsmittelpunkte des kaudalen WK fixiert. Die Verbindungslinie der KMP des kranialen WK stellt die bewegliche Koppel dar (siehe Abb. 17). *Nägerl* betrachtet den Bewegungsablauf deshalb nur in einer Ebene, weil er den Anteil assoziierter Rotationen in der Modellbildung als vernachlässigbar betrachtet. Zudem wird in Extension der Kraftschluß der paarigen Gelenkkonturen vorausgesetzt. In Flexion wird zumindest vom einseitigen Kontakt der Gelenkflächen ausgegangen:

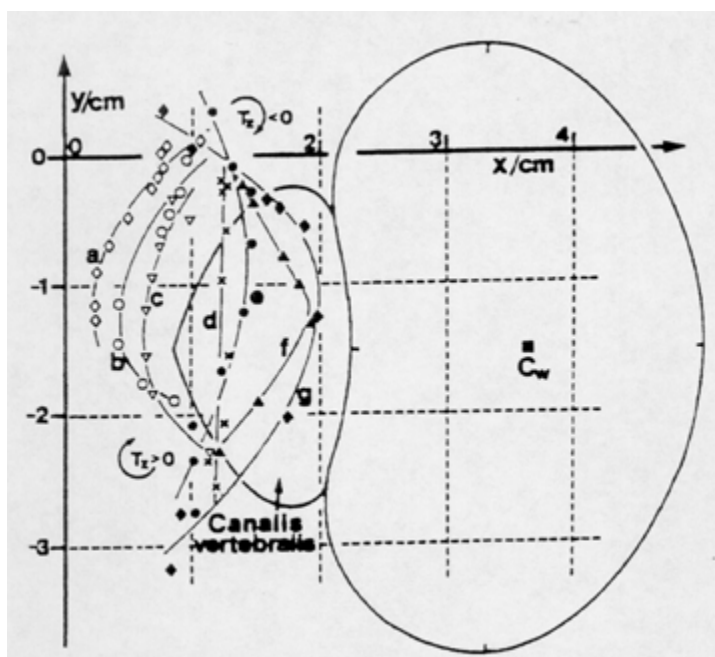
Abb. 30: Scherbewegung durch fehlenden Kraftschluss [Abb.Verz.Nr.30]



- K**  
Kontaktpunkt
- F<sub>b</sub>**  
Scherkraft der Bandscheibe
- F<sub>b</sub>**  
Kompressive Gelenkkraft

Bei fehlendem Kraftschluß ist die Führung durch die Gelenke aufgehoben. Bei Rotation kommt es zum Kraftschluß nur eines Gelenkes durch Schluß des flexionsbedingten Spaltes. Da das Rotationszentrum P ausserhalb der Bandscheibe liegt führt ein axiales Drehmoment zu einer Scherbewegung der Bandscheibe, die durch die Abstützung der kontaktierenden Gelenkflächen (kompressive Gelenkkraft) kompensiert wird. Die weitere Rotation führt zu einer Wanderung des Rotationszentrums P auf der Verlängerung des Kettengliedes R' nach dorsolateral. Die resultierenden Rastpolkurven liegen nach Untersuchungen des Autors aufgrund der Eingelenkführung nach ventral verlagert.

Abb. 31: Rastpolkurve bei Eingelenkführung [Abb.Verz.Nr.31]



- a, b, c**  
Rotationen bei Extensionsvorlast
- e, f, g**  
Rotationen bei Flexionsvorlast
- d**  
Rotationen bei Neutrallast

Unsere Versuche zeigten jedoch, dass diese Annahmen nicht aufrecht zu erhalten sind. Wir fanden substantielle Gelenkspalterweiterungen in allen Ausgangspositionen und folgerichtig (fehlender Kraftschluß) überwiegend Abweichungen der HAM von der angenommenen Ideallage. Die Rotationszentren lagen entsprechend deutlich ventral der in Abb. 18 (Hypothese 3) erläuterten Rastpolkurven.

- In unseren Experimenten zeigte die Lage der Rotationszentren einen Trend nach dorsal unter Kompression-Flexion und Kompression-Extension. Seitlich wurden die Rotationszentren unabhängig von Positions- oder Vorlaständerung nahe dem der jeweiligen Drehrichtung gegenüberliegenden Facettengelenk lokalisiert. Nur bei Versuchen mit dreidimensionalen Finite-Element Modellen wurde bisher von **Shirazi-ADL** [55,56] ein ähnliches Verhalten der Rotationszentren gefordert. Zum ersten Mal konnte dieses Verhalten in unseren Versuchen experimentell am realen Bewegungssegment gezeigt werden. Es sei allerdings darauf hingewiesen, dass die Daten der gezeigten Rotationszentren die durchschnittliche Lokalisation der gesamten Rotationsexkursion darstellen, also die Bewegungsphasen sowohl vor Gelenkflächenkontakt (Rotation um die Bandscheibe), als auch danach (von der Gelenkgeometrie bestimmte Kombinationsbewegung) beinhalten. Deshalb kann die Dorsalverlagerung der Rotationszentren bei zunehmendem Gelenkkontakt sehr wahrscheinlich mit der Verlängerung und Verstärkung des Gelenkkontaktes durch Flexion und Extension korreliert werden.
- Der in 6.1. erwähnte Einfluß von Neigung und Ausrichtung der Facettengelenkflächen kommt nach unseren Ergebnissen in der Neigung der Rotationsachsen zum Ausdruck. Im Gegensatz zur Rotationsachse der zervikalen Wirbelsäule, die sich mit ihrem cranialen Pol nach hinten neigt [11] zeigte die Achse in dieser Studie die Tendenz, sich vertikal oder nach vorne geneigt auszurichten. Das illustriert die Unterschiede der Gelenkfunktion in beiden Wirbelsäulenabschnitten. In der Halswirbelsäule bilden die Gelenke einen Winkel mit der craniocaudalen Achse, um die sehr ausgeprägte Kombinationsrotation zu führen. Im Gegensatz dazu zeigten unsere Studiendaten, dass die lumbalen Gelenke in Übereinstimmung mit ihrer vertikalen Ausrichtung einen Rotationsstop nach sehr limitierter axialer Torsion bewirken, um dann in eine von der Gelenkflächengeometrie bestimmte assoziierte Rotation in einer 2. Ebene überzugehen.

## 6.6 Virtuelle Animationen

Mit der virtuellen Animation ist eine technische Grundlage geschaffen für systematische Untersuchungen der Korrelation anatomischer Segmenteigenschaften mit dem Rotationsverhalten. Die Animation virtueller Kopien der real getesteten Specimen eröffnete erstmals die Chance das Verhalten der im Versuch unter der Gelenkkapsel verborgenen Gelenkflächen zu beobachten. Sie erforderte zunächst die manuelle Segmentierung der CT Schnittbilder. Trotz etwaiger Ungenauigkeiten in der manuellen Übertragung, die dazu führen könnten, dass der optische Gelenkkontakt geringfügig verfrüht oder verspätet erfolgt, schien uns auf dem Boden der tatsächlichen kinematischen Daten eine genaue Charakteristik der Rotation des Bewegungssegmentes möglich. Für alle untersuchten Wirbelsäulensegmente gelang es, das Rotationsverhalten detailliert zu beschreiben und darzustellen.

Rotationszentren bzw. -achsen konnten bestimmt werden. Assoziierte Rotationen (coupled motion) um andere als die Hauptrotationsachse traten regelmäßig auf. Für randomisiert ausgewählte Segmente wurde eine visuelle Darstellung der Rotation aufbereitet.

Die CT-gestützten Animationen erlaubten sowohl die intuitive Interpretation als auch die exakte Rekonstruktion der komplexen Rotationsantwort des Bewegungssegmentes. Gegen-

über einem einmaligen Versuch am organischen Präparat stellten sich Rekonstruktion und beliebige Wiederholbarkeit der Rotationsantworten am Modell als entscheidender Vorteil bei der Beurteilung komplexer kinematischer Abläufe heraus.

Im Ergebnis sahen wir unmittelbar plausible individuelle Rotationsabläufe, in denen Lage und Änderung der Rotationsachse eindeutig anatomischen Gegebenheiten zuzuordnen war. So war das Ende der axialen Rotationsphase und das Einsetzen der assoziierten Rotationen stets mit zumindest einseitig erreichtem Gelenkflächenkontakt verbunden.

Wie oben diskutiert gestattet diese auf Messgenauigkeit ausgerichtete Untersuchung an wenigen Specimen keine Verallgemeinerung bezüglich typischen Rotationsverhaltens. Die statistische Korrelation von Anatomie und Rotationsverhalten bedürfte einer größeren Anzahl von Messungen. Unter dieser Voraussetzung könnten dann möglicherweise wahrscheinliche Rotationsachsen Anatomie-korreliert extrapoliert werden um sie mit Hilfe der hier angewandten Animationstechnik als Grundlage für die nachträgliche Transformation jeder einfachen konventionellen lumbalen CT-Untersuchung in eine virtuelle Funktionsuntersuchung zu nutzen.

Die Animation könnte so die Grenzen des physiologischen Rotationsausschlages eines Segmentes bestimmen. In Kombination mit neuen bildgebenden Verfahren, die CT Daten von in rotierter Position stehenden Patienten gewinnen können, kann das Verfahren umgekehrt dazu benutzt werden um die korrespondierenden Rotationsachsen zu bestimmen.