

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie
Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf
Direktor Prof. Dr. med. W. Rüter

Lendenwirbelsäulenbelastung bei Rohrschlossern
-eine biomechanische Untersuchung der Reaktionsmomente

Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Henning Mayerhoff

aus Hamburg

Hamburg, 2001

Angenommen von dem Fachbereich Medizin
der Universität Hamburg am: 15. Mai 2001

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Dekan: Prof. Dr. H.-P. Leichtweiß

Referent: Priv. Doz. Dr. U. Rehder

Korreferent: Prof. Dr. W. Rüter

1. EINLEITUNG.....	4
2. MATERIAL UND METHODE.....	6
2.1 BESCHREIBUNG DES GANZKÖRPERMODELLS.....	6
2.2 VERSUCHSAUFBAU.....	7
2.2.1 Probandenkollektiv.....	8
2.2.2 Beschreibung der untersuchten Bewegungen.....	9
2.2.3 Vorversuche der Rohrschlosser 1-4.....	9
2.2.4 Hauptversuche der Rohrschlosser 1-10.....	10
2.3 MESSTECHNISCHER ANSATZ.....	12
2.3.1 Markierung der Probanden.....	13
2.3.2 Oberflächen-EMG und Bodenreaktionskräfte.....	14
2.3.3 Anthropometrische Vermessung der Probanden.....	16
2.3.4 Experimentelles Setup.....	16
2.4 PROBLEMATIK DER EMG-ABLEITUNGEN.....	17
3. ERGEBNISSE.....	18
3.1 OBERKÖRPERHALTUNG VS. BECKEN.....	18
3.2 OBERKÖRPERHALTUNG VS. VERTIKALE.....	22
3.3 KNIEFLEXION.....	25
3.4 DYNAMIK: MOMENTE L5/S1.....	28
3.4.1 Interindividuelle Seitmomentunterschiede.....	29
3.4.2 Interindividuelle Torsionsmomentunterschiede.....	29
3.4.3 Interindividuelle Inklinationsmomentunterschiede.....	29
3.4.4 Zeitlich unabhängige maximale Reaktionsmomente.....	29
3.5 HANDABSTAND.....	32
3.6 M. ERECTOR. SPINAE.....	34
3.7 M. QUADRICEPS.....	35
3.8 ANHANG INTRAINDIVIDUELLER VERGLEICH PROBAND 2 UND 11.....	36
4.0 DISKUSSION.....	39
4.1 LITERATURDISKUSSION:.....	39
4.1.1 Ätiologie der Bandscheibendegeneration.....	39
4.1.2 Bandscheibenaufbau.....	40
4.1.3 Bandscheibenuntersuchungen.....	41
4.1.4 Mechanische Einflußfaktoren.....	43
4.1.4.1 Orientierung für schwere Lasten.....	44
4.1.4.2 Beurteilung der Arbeitsbelastung nach Tichauer.....	44
4.1.4.3 Druckbelastung.....	45
4.1.4.4 Kompressionskraft.....	45
4.2 RÜCKENHALTUNG.....	46
4.2.1 Inklination.....	46
4.2.2 Proband 2.....	48
4.3 ANTHROPOMETRISCHER EINFLUß DER KÖRPERGRÖßE.....	49
4.3.1 Proband 9.....	50
4.4 ANTHROPOMETRISCHER EINFLUß VON BMI UND GEWICHT.....	52
4.5 SEITNEIGUNG.....	53
4.5.1 Proband 6.....	53
4.5.2 Proband 10.....	55
4.6 TORSION.....	57
4.7 EINFLUß DER DYNAMIK.....	58
4.7.1 Proband 11.....	61
4.8 KNIEBEUGUNG.....	63
4.8.1 Rückenschule.....	64
4.9 HEBELARM.....	68
4.9.1 Proband 8.....	69
4.10 EMG.....	72
4.10.1 Musculus Erector Spinae.....	72
4.10.2 Musculus Quadrizeps.....	75
4.11 EMPFEHLUNGEN FÜR DAS HEBEN UND WEITERREICHEN EINES ROHRES.....	77
5. ZUSAMMENFASSUNG.....	78
6.0 LITERATURVERZEICHNIS:.....	79

1. Einleitung

Eine der wichtigsten Aufgaben bei der Gestaltung menschlicher Arbeit nach ergonomischen Erkenntnissen ist die gesundheitliche Prävention. Ziel einer präventiven Arbeitsgestaltung ist der Schutz des Menschen vor gesundheitlicher Schädigung durch die Ausübung beruflicher Tätigkeiten und somit die Erhaltung seiner Gesundheit.

Eine Betrachtung der jährlichen krankheitsbedingten Fehlzeiten von Pflichtmitgliedern der Betriebskrankenkassen macht die Erforderlichkeit der präventiven Arbeitsgestaltung deutlich.

Die im Vergleich zu anderen Erkrankungen hohe Prävalenz von Wirbelsäulenerkrankungen (BKK, 1993) macht klar, daß besonders zur Vermeidung dieser Erkrankungen Handlungsbedarf für eine präventive Arbeitsgestaltung besteht.

Als „ursächlicher Risikofaktor“ für eine Schädigung der Wirbelsäule wird das Heben und Tragen schwerer Lasten vermutet (Laurig et al 46).

Da ein Teil der chronischen Rückenerkrankungen, insbesondere die der Lendenwirbelsäule, auf berufliche Einflüsse zurückgeführt wurde, hat man in Deutschland die Berufskrankheit 2108 eingeführt, mit der die mögliche berufliche Verursachung von bandscheibenbedingten Erkrankungen der Lendenwirbelsäule durch langjähriges Heben oder Tragen schwerer Lasten oder durch Arbeiten in extremer Rumpfbeugehaltung durch Rechtsverordnung festgestellt wurde.

Aufgrund der Tatsache, daß die untere Lendenwirbelsäule besonders stark von Bandscheibenvorfällen betroffen ist, (Kelsey et al 48), wählten wir für die vorliegende Arbeit eine Analyse des Lendenwirbelsäulensegments LWK 5 / SWK 1.

Im Gegensatz zu den bislang verwendeten statischen und dynamischen biomechanischen Modellen des menschlichen Körpers, die zur Berechnung von Reaktionsmomenten in der Lendenwirbelsäule herangezogen wurden (Jäger 43,47), ermöglicht das in dieser Arbeit verwendete Ganzkörpermodell die Analyse physiologischer Bewegungsabläufe und die Berücksichtigung individueller anthropometrischer Daten und Arbeitsstrategien. Dadurch war es uns möglich, ganz konkrete individuelle Belastungen bei bestimmten Bewegungen herausarbeiten zu können und somit ein Abbild der Belastung am Arbeitsplatz zu schaffen.

Die Grundlage für die Berechnung der zur Beurteilung der Belastung herangezogenen Bewegungsmomente bildet ein biomechanisches Modell (Deuretzbacher 1996, unveröffentlicht). Dies stellt die Weiterentwicklung des in der Hamburger Bauarbeiterstudie (Rehder et al. 42, 1997) verwendeten Ganzkörpermodells dar.

Da zum Zeitpunkt der Einführung dieser Berufskrankheit viele Fragen, die eine direkte Beziehung zwischen der Einwirkung einer Last und der daraus resultierenden tatsächlichen Belastung für die Lendenwirbelsäule betrafen, wissenschaftlich noch nicht hinreichend beantwortet waren, haben wir versucht einige Punkte ganz konkret herauszuarbeiten.

Hat die Stellung der Beine und die Haltung des Rückens beim Heben und Weiterreichen einer Last direkten Einfluß auf die Reaktionsmomente?

Ist es von Bedeutung wie schnell der einzelne Proband die Aufgabe durchführte?

Welchen Einfluß hat die individuelle Anthropometrie der Probanden auf die Momente?

2. Material und Methode

Die Untersuchung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Rohrschlossern stellt einen Teil des Projekts „Arbeitsbelastung bei Werftarbeitern“ dar. Der Rahmen dieser im Frühjahr 1997 durch die „Arbeitsgemeinschaft der Metall-Berufsgenossenschaften“ in Auftrag gegebenen Studie umfaßt die Untersuchung dreier werfttypischer Metall-Gewerke. Neben biomechanischen Bewegungsanalysen berufsspezifischer Bewegungsabläufe wurden jeweils die Arbeitsplätze mittels arbeitswissenschaftlicher Erhebungen vor Ort untersucht. Parallel zu von 12 Rohrschlossern am Arbeitsplatz auf der Werft erhobenen Daten wurden von uns Videoaufnahmen der untersuchten Rohrschlosser angefertigt. Die Aufnahmen dienten zur Konzeption des Versuchsaufbaues und zur Auswahl der im Rahmen des Projektes untersuchten Aufgabenstellungen. Durchgeführt wurde die biomechanische Feinanalyse von Tätigkeiten im Rohrbau im Biomechaniklabor der Orthopädischen Klinik des Universitätskrankenhauses Eppendorf.

Die Bewegungen der Probanden und ihre Interaktionen mit dem Material wurden bei der Ausführung von insgesamt 10 rohrbauspezifischen Aufgaben vermessen. Die Messungen erfolgten mit dem 3D-Bewegungsanalysesystem VICON, in das zwei Kraftmeßplattformen integriert sind. Auf der Basis der hierbei erhobenen Daten wurden mit Hilfe eines von Deuretzbacher (1996, unveröffentlicht) entwickelten dreidimensionalen dynamischen Modells des Menschen die Kräfte und Momente in der Lendenwirbelsäule berechnet. In die Modellrechnungen fließen neben den verschiedenen Arbeitsstrategien auch ca.40 individuelle anthropometrische Parameter der Probanden ein.

2.1 Beschreibung des Ganzkörpermodells

Die Grundlage der rechnerischen Bestimmung von Momenten im menschlichen Körper bildet ein dreidimensionales biomechanisches Modell, das aus 19 Segmenten und 18 Gelenken besteht. Dieses Modell wird auf die anthropometrischen Maße jedes Probanden (Körpergewicht, Körpergröße, Extremitätenlängen) angepaßt. Mit Hilfe der Inversen Dynamik lassen sich aus den im Labor gewonnenen Bewegungsdaten der Probanden die Reaktionsmomente in den Extremitätengelenken und in den Bandscheiben berechnen. Die extern angreifenden Kräfte wurden im Versuch mit Hilfe beider Kraftmeßplattformen bestimmt.

2.2 Versuchsaufbau

Die Probanden wurden zur Bewegungsanalyse mit reflektierenden Kugeln, den Markern ausgerüstet (s.Abb.3). Bei der Positionierung der Marker ist darauf zu achten, daß die kinematischen und anatomisch wichtigen Punkte markiert werden, und daß während des Versuchsablaufs möglichst keine Verdeckung der Marker vorkommt. Sowohl der Versuchsaufbau, als auch die vorgesehene Weiterverarbeitung der kinematischen Daten bestimmen daher die Punkte der Haut, an denen Marker angebracht werden.

Aus praktischen Gründen sollten die Marker dort fixiert werden, wo während der Bewegung möglichst wenig Hautverschiebungen relativ zu anatomisch definierten Skelettpunkten auftreten.

Die durchgeführten Bewegungen wurden dann von 6 Infrarot-Kameras (s.Abb.2) in Echtzeitmessung als 3D-Bewegungsspuren aufgezeichnet. Parallel zur reinen Bewegungsanalyse wurden Bodenreaktionskräfte und elektromyographische Ableitungen (s.Abb.4) interessierender Muskelgruppen mit abgeleitet.

Aufgrund der arbeitswissenschaftlichen Erhebung konnte ein realistischer Arbeitsplatz der Rohrschlosser nachempfunden werden.

Das Echtzeitdatenmanagement der Analog- und Bilddaten findet in einer Spezialhardware statt, die aus einer PDP 11, einer 64 kanaligen ADC-Karte, Steuerelektronik für die Synchronisation der Kameras und Spezialhardware für die Extraktion der Markerposition besteht.

Die anschließende 3D-Rekonstruktion der Bewegungsdaten wurde auf einer VAX 3100 vorgenommen, während die Signalverarbeitung und die inverse Dynamik auf einer Alpha-Workstation 255 erfolgte. Die von uns verwendete Glättung der Bewegungsspuren basiert auf einem adaptiven Verfahren (Modell von Deuretzbacher ,unveröffentlicht), das von Splines 5.Ordnung ausgeht.

Mit diesem Verfahren konnten in drei Dimensionen drei Vektoren errechnet werden, aus denen dann später die Vektorsumme errechnet wurde.

Mit den Reaktionsmomenten kann eine Beurteilung der Arbeitsschwere erfolgen.

Vergleichende Messungen standardisierter Hebeaufgaben zeigten eine gute quantitative Übereinstimmung von Daten, die mit unserem Modell errechnet wurden, und Werten, die man durch intradiskale in –vivo-Druckmessungen ermittelte (Nachemson 44, 1966, Wilke45, 1996).

2.2.1 Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv bestand aus 12 Rohrsshlossern der Abteilung Rohrsshlosserei der Kroegerwerft Rendsburg. Die Teilnahme an der Untersuchung war freiwillig.

Das Alter der Gerüstbauer lag zwischen 17 und 55 Jahren, sie waren zwischen 2 und 33 Jahre im Rohrbau tätig. Alle Probanden wurden anthropometrisch vermessen. In der folgenden Tabelle 1 sind Körpergewicht, Körpergröße, Alter und Berufserfahrung aller Probanden sowie der Mittelwert und die Standardabweichung dieser Parameter dargestellt.

Proband	Körpergröße [m]	Körpergewicht [N]	Alter [Jahre]	Berufserfahrung [Jahre]
1	1,86	1023	42	23
2	1,86	1017	34	17
3	1,98	1174	36	19
4	1,85	965	27	11
5	1,86	991	33	17
6	1,69	755	32	16
7	1,80	782	49	27
8	1,80	715	17	2
9	1,85	817	37	20
10	1,78	1012	48	23
11	1,86	1102	55	33
12	1,72	872	38	23
Mittelwert	1,83	935	37	19
Standabw	±0,07	±139	±10	±8

Tabelle 1: Probandenkollektiv

2.2.2 Beschreibung der untersuchten Bewegungen

Die Auswahl der im Labor untersuchten Aufgaben erfolgte mit Hilfe von Videoaufzeichnungen, die auf dem Werftgelände der Krögerwerft parallel zu der arbeitswissenschaftlichen Erhebungen durchgeführt wurden.

Bei der biomechanischen Bewegungsanalyse handelte es sich um zwei Aufgabenblöcke, wobei der erste Block als Referenz für die im zweiten Block durchgeführte Vermessung der Arbeitsaufgaben diente. Weiterhin wurden die Vorversuche zur Kalibrierung der EMG-Signale und zur Feineinstellung des Ganzkörpermodells benutzt. Hierfür waren vier Vorversuche ausreichend. Der Vorversuch 1 wurde einmal, Vorversuch 2-4 zweimal und die spezifischen Arbeitsaufgaben jeweils viermal wiederholt.

Vor jedem Einzelversuch, üblicherweise als Trial bezeichnet, wurde durch ein Kommando der Versuchsbeginn signalisiert, anschließend betrat der Proband mit je einem Fuß die Kraftmeßplattformen.

2.2.3 Vorversuche der Rohrschlosser 1-4

Gruppe 1: Referenz-Messungen

Vorversuch 1 mit Trial 1: Wiegen des Probanden mittels der Kistlerplatten. Gemessen wurden einige Sekunden ruhigen Standes auf den Kistlerplatten, um das aktuelle Tagesgewicht des Probanden zu bestimmen. Dieser Versuch wird neben der Gewichtsbestimmung zur anthropometrischen Feineinstellung des Ganzkörpermodells benötigt.

Vorversuch 2 mit Trial 2-3: Allgemeiner Abgleich der EMG-Elektroden. Mit Versuchsbeginn nahm der Proband eine gehockte Körperhaltung ein und spannte anschließend alle Muskelgruppen maximal an (ca. 5 s). Diese Messungen dienen der Symmetrisierung korrespondierender EMG-Signale der linken und rechten Körperseite. (M. erector spinae links und rechts).

Vorversuch 3 mit Trial 4-5: Spezieller Abgleich der EMG-Elektroden 5 und 10 (M. erector spinae links und rechts)

Unter Taktangabe erfolgte eine Flexion des Oberkörpers, eine Last von 11,2 kg wurde beidhändig aufgenommen, der Proband richtete sich auf. Anschließend setzte er die Last wieder ab und verließ die Kistlerplatten. Der gesamte Bewegungsablauf wurde gemessen. Die Ergebnisse der Messungen dienen einer Bewertung der Aktivität der am symmetrischen Hebevorgang beteiligten Muskelgruppen unter Last.

Vorversuch 4 mit Trial 6-7: Spezieller Abgleich der EMG-Elektroden 1 und 6, 2 und 7 (M. deltoideus med., M. trapezius, jeweils recht und links)
Der Proband wurde vor Versuchsbeginn mit einer Last von jeweils 3,5 kg pro Hand ausgestattet. Unter Taktangabe erfolgten nacheinander eine 90°-Abduktion, gefolgt von einer 90°-Anteversion und nachfolgender Einnahme der Neutralstellung; nach kurzem Innehalten wurde die gegenläufige Bewegung ausgeführt. Diese Messungen dienen einer quantitativen Zuordnung von Reaktionsmomenten und EMG-Signalen.

2.2.4 Hauptversuche der Rohrschlosser 1-10

Gruppe 2: Rohrschlosserspezifische Bewegungsabläufe;
pro Aufgabe wurden vier Wiederholungen aufgenommen.

Aufgabe 1: Aufnahme eines 223N schweren, dickwandigen Rohrstückes Nr.1 vom Boden, Schultern zwecks Transport und Ablegen auf dem Boden.

Aufgabe 2: Aufgabenstellung entsprechend Aufgabe 1. Zusätzlich wurde die Standfläche linksseitig um 10,5 cm erhöht.

Aufgabe 3: Aufnahme eines vor dem Probanden stehenden 1m langen und 163N schweren Rohrstückes Nr.2 mit geringerem Außendurchmesser vom Boden, angedeutetes Hochreichen des Rohres bei wechselseitiger Handführung und anschließendes Abstellen des Rohres in Startposition.

Aufgabe 4: Aufgabenstellung entsprechend Aufgabe 3 mit einem Rohrstück Nr.3 gleicher Länge und 166N Gewicht, jedoch mit größerem Außendurchmesser; das angedeutete Hochreichen erfolgte deshalb mit beidseitiger Handführung.

Aufgabe 5: Durchreichen eines 2,70m langen, 5cm dünnen und 118N schweren Rohrstückes Nr.4 in gehockter Körperhaltung, vergleichbar im Doppelboden eines Schiffes.

Aufgabe 6: Aufgabenstellung entsprechend Aufgabe 5. Körperhaltung diesmal gebückt.

Aufgabe 7: Aufnahme eines liegenden, 163N schweren Rohres Nr.2 vom Boden, Schieben des Rohres über eine vormontierte Halterung und anschließendes Ablegen des Rohres in Startposition.

Aufgabe 8: Aufnahme des 67N schweren Winkelrohres linksseitig vom Boden und Befestigung des Rohres in Schulterhöhe an einem vorbereiteten Gegenstück. Die Standfläche wurde für beide Füße um 10,5cm erhöht.

Aufgabe 9: Aufnahme des Winkelrohres linksseitig vom Boden entsprechend Aufgabe 8, ohne erhöhte Standfläche. Befestigen des Rohres diesmal in Hüfthöhe am vormontierten Gegenstück.

Aufgabe 10: Anziehen einer Mutter in Hüfthöhe, wobei eine Zwangshaltung eingenommen werden mußte, um eine Mutter unterhalb eines vormontierten Rohres festzuziehen.

Aufgrund der Datenmenge mußte sich bei der Auswertung auf eine Aufgabe beschränkt werden. Es wurde letztlich die Aufgabe 6 (s. Abb. 1) mit den Trials 28-31 ausgewählt um die Haltung und Bewegung der Rohrschlosser zu untersuchen. Bei dieser Aufgabe traten deutliche interindividuelle Unterschiede der Haltung auf, so das sie besonders geeignet erschien, um potentiell schädliche oder auch günstige Körperhaltungen und Bewegungsabläufe aufzufinden. Lastmaße: Rohrlänge 2,50 m, Gewicht 118 N

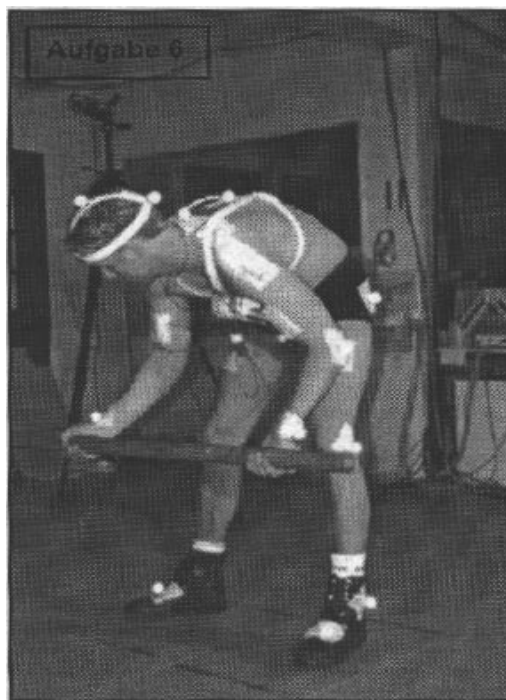


ABBILDUNG 1: VERSUCHSAUFBAU AUFGABE 6

Mit Versuchsbeginn nahm der Proband das beschriebenen Stahlrohr auf und reichte es in gebückter Position von der linken zur rechten Seite weiter. Der Versuch beinhaltete somit sowohl das Aufnehmen der Last wie auch das Weiterreichen bei gebeugtem Oberkörper und gestreckten Knien.

2.3 Meßtechnischer Ansatz

Bei dem im Labor der Klinischen Biomechanik verwendeten 3D-Bewegungsanalyse-System VICON (Hersteller: Oxford Metrics) handelt es sich um ein Passivmarkersystem (s. Abb. 2). Das System ist mit sechs Infrarot-Stroboskop-Kameras (Bildfrequenz 50 Hz) ausgestattet, die kreisförmig um den Meßraum angeordnet sind. Aus den entstehenden Video-Daten werden später die dreidimensionalen Bewegungsspuren eines jeden Markers mit Hilfe spezieller Software rekonstruiert.

Hardwarekonfiguration des 3D-Bewegungs-analysesystems

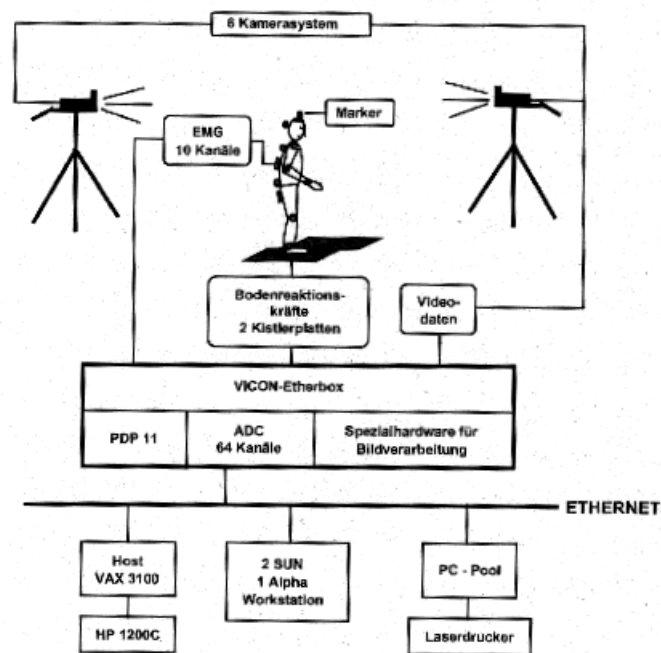


ABBILDUNG 2: GRAPHISCHE DARSTELLUNG DES VICON-SYSTEMES (UNTERSUCHUNG UND ANALYSE VON WIRBELSÄULENBELASTUNGEN; 1998 **49**).

Zur Messung der Bodenreaktionskräfte wurden zwei jeweils achtkanäle Kraftmeßplattformen der Firma Kistler Instrumente GmbH verwendet. Die Bodenreaktionskräfte (externe Kräfte) sind neben den Bewegungsspuren wesentliche Eingangsgrößen für die späteren Modellrechnungen. Die Signale der Kraftmeßplattformen wurden mit einer Frequenz von 500 Hz abgetastet.

2.3.1 Markierung der Probanden

Die in der Bewegungsanalyse verwendeten Marker bestehen aus Kugeln mit ca. 25 mm Durchmesser, die mit lichtreflektierendem Material, wie man es aus dem Sportsektor kennt, beschichtet sind. Sie werden dem zu messenden Probanden mittels Pflastermaterial entsprechend Abbildung 3 an ausgewählten Stellen auf die Haut geklebt. Die Markierung wurde derart gewählt, daß eine eindeutige Berechnung der lokalen Koordinatensysteme der im Ganzkörpermodell verwendeten Segmente möglich ist. Die Marker-Positionen lagen dabei an anthropometrischen Punkten, an denen nur geringe Hautverschiebungen relativ zu anatomisch definierten Skelettpunkten auftreten (0,5 - 2 cm).

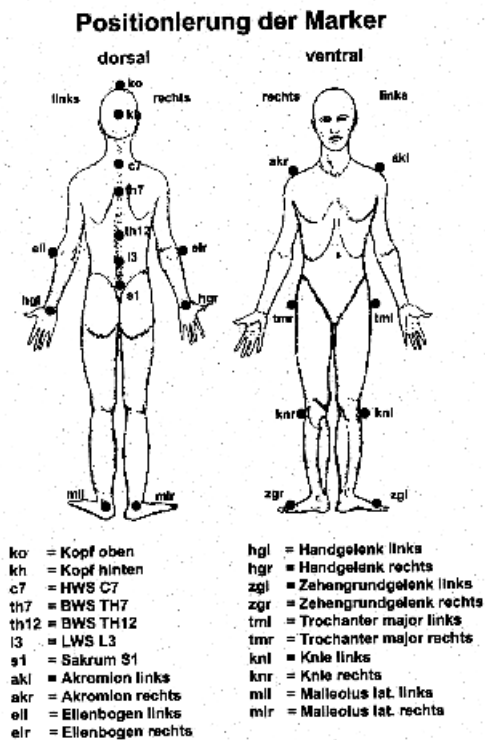
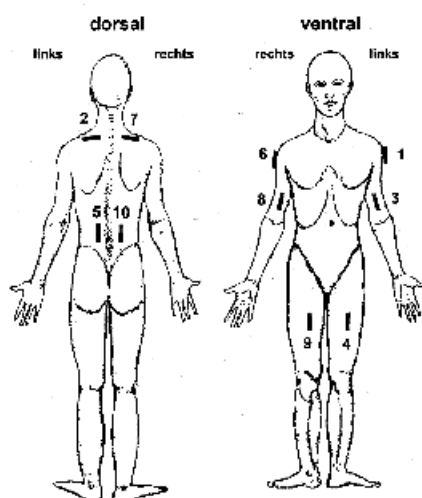


ABBILDUNG 3: MARKERPUNKTE DER PROBANDEN.
(UNTERSUCHUNG UND ANALYSE VON
WIRBELSÄULENBELASTUNGEN; 1998 49)

2.3.2 Oberflächen-EMG und Bodenreaktionskräfte

Parallel zur reinen Bewegungsanalyse bietet VICON die Möglichkeit, bis zu vierundsechzig analoge Signale aufzuzeichnen, die später in Kombination mit den Bewegungsdaten analysiert werden können. Bei der Untersuchung der Rohrschlosser wurden 16 Kanäle für die zwei Kraftmeßplattformen verwendet sowie zehn weitere für die Ableitung der Oberflächen-EMG (s. Abb. 4). Die Daten der Kameras und Analogkanäle laufen in einem Echtzeitrechnersystem, der sogenannten Etherbox, zusammen.

Positionierung der EMG-Elektroden



- EMG 1 = M. deltoideus med. links
- EMG 2 = M. trapezius links
- EMG 3 = M. biceps brachii links
- EMG 4 = M. quadriceps femoris links
- EMG 5 = M. erector spinae links
- EMG 6 = M. deltoideus med. rechts
- EMG 7 = M. trapezius rechts
- EMG 8 = M. biceps brachii rechts
- EMG 9 = M. quadriceps femoris rechts
- EMG 10 = M. erector spinae rechts

ABBILDUNG 4: POSITIONIERUNG EKG-ELEKTRODEN.
(UNTERSUCHUNG UND ANALYSE VON
WIRBELSÄULENBELASTUNGEN; 1998 49)

Bei den verwendeten Oberflächen-EMG-Elektroden handelt es sich um eine starre Drei-Elektroden-Anordnung mit integriertem Vorverstärker. Die EMG-Signale wurden während der Messung mittels Multiplexer in die oben genannte Etherbox eingespeist. Die Abtastung erfolgte ebenfalls mit 500 Hz.

Um den Einfluß von Störungen zu mindern, wurde das Signal auf 60-600 Hz bandbegrenzt. Zur Kontrolle wurden die Analogkanäle online zur Messung mit einer A/D-Wandlerkarte Keithley-Metrabyte 1802HC und einer mit dem Programm VIEWDAC erstellten Oberfläche überwacht.

Die Ableitung der EMG erfolgte jeweils rechts und links am

☞ M. deltoideus

☞ M. trapezius,

☞ M. biceps brachii,

☞ M. quadriceps femoris und am

☞ M. erector spinae.

Es erfolgte die Integration und Glättung der abgeleiteten Muskelpotentiale. Der zeitliche Verlauf der Potentiale wurde in relativen Einheiten angegeben, die einen qualitativen Vergleich der Muskelaktivitäten zuließen.

2.3.3 Anthropometrische Vermessung der Probanden

Zur individuellen Einstellung des Ganzkörpermodells auf die Proportionen der Probanden mußten verschiedene anthropometrische Daten erhoben werden. Ein Teil dieser anthropometrischen Daten, wie z.B. Rumpflänge, Oberarmlänge, Unterarmlänge usw., ergibt sich auf Grund der Markierung (s. Abb. 3) direkt aus den VICON-Messungen. Für die Berechnung der Segmentschwerpunkte und Trägheitsmomente, die für die inverse Dynamik benötigt werden, war es zusätzlich notwendig, die Umfänge der Körpersegmente an verschiedenen Stellen (beispielsweise Oberschenkel proximal, mittig, distal oder Rumpfumfang in den Höhen Th7, Th12, L3, S1) sowie weitere ergänzende Maße, wie z.B. Fußlänge, -breite und -höhe, zu ermitteln. Diese und andere individuelle Daten wurden anschließend in einer Datei gespeichert und in den Modellrechnungen berücksichtigt.

Vor den Laborversuchen wurden die Probanden einer orthopädischen Untersuchung unterzogen, um eventuelle Funktionsstörungen des Bewegungsapparates der Probanden festzustellen. Hierbei ließen sich keine Auffälligkeiten feststellen. Aus Gründen des Datenschutzes werden die Ergebnisse der ärztlichen Untersuchung nicht mit angegeben, da unter Umständen Rückschlüsse auf Einzelpersonen möglich wären.

2.3.4 Experimentelles Setup

Die an den 12 Probanden durchgeführten Messungen untergliederten sich jeweils in vier Vorversuche und acht Hauptversuche (spezifische Aufgaben), wobei der erste Vorversuch einmal, die restlichen Vorversuche jeweils zweimal aufgezeichnet wurden. Die Hauptversuche wurden jeweils viermal durchgeführt. Bei der Versuchsplanung wurde großer Wert darauf gelegt, die Verdeckung von Markern durch agierende Personen und Arbeitsmittel weitestgehend zu minimieren. Es wurde in dieser Arbeit die Aufgabe 6 ausgesucht, um die dreidimensionalen Bewegungsmomente zu untersuchen.

2.4 Problematik der EMG-Ableitungen

Bei der Untersuchung von Muskelpotentialen muß auf die verschiedenen methodischen Problematiken hingewiesen werden, die bei der Oberflächenableitung von Muskeln bestehen. In unserer Studie sollten qualitative Aussagen über Muskelaktivitäten benutzt werden, um dynamische Verhältnisse des Körpers, also Bewegung und Haltung und damit verbundene Korrelationen zu den Reaktionsmomenten besser beurteilen zu können. Die Quantität der Ableitung variiert dabei schon bei den einzelnen Muskeln. Es finden sich z.B. höhere und breitere Potentiale in den Beinmuskeln als an der oberen Extremität. Eine Orientierung können die von Buchtal vorgestellten Normwerttabellen bieten, die von Lundin 1988 überarbeitet wurden. Weiterhin muß immer die Elektrodenposition über dem Muskel kritisch bewertet werden, da auch hier starke Schwankungen auftreten. Andere Einflußgrößen sind außerdem der Hautwiderstand, welcher von der Hautdicke und der Hautfeuchtigkeit beeinflusst wird.

Um größere Abweichungen zu vermeiden, wurden für die einzelnen Probanden Vorversuche durchgeführt, mit deren Hilfe größere Abweichungen bei den Muskelableitungen erkannt werden konnten.

3. Ergebnisse

Bei dieser Aufgabe ging es darum ein 2,70 m langes und 118N schweres Gerüstrohr von links nach rechts zu ebener Erde in einer Höhe von etwa 50 cm durchzureichen. Die Probanden sollten das Gerüstrohr **gebückt** weiterreichen, und die Ellenbogen durften nicht auf den Knien abgestützt werden. Diese Positionen wurden der Zwangshaltung auf Schiffen, z.B. auf einem Zwischendeck nachempfunden.

3.1 Oberkörperhaltung vs. Becken

Tabelle 2 beschreibt die Haltung des Rückens. Dazu wird die Stellung der BWS gegenüber dem Becken zum Zeitpunkt der Maximalmomenterfassung nach Aufnahme des Lastgewichtes dargestellt. Die Stellung wird von dem Vicon-System rechnerisch aus den Markerpunkten der Probanden ermittelt (näheres siehe Material und Methoden).

Dieses bietet die Möglichkeit, die WS-Haltung darzustellen, bei der die zeitgleich auftretenden höchsten Torsions-, Seitneigungs- und Inklinationsmomente auftraten.

Verschiedene Vorzeichen bedeuten jeweils die entgegengesetzte Bewegungsrichtung, wobei positive Seitneigung und Torsion eine Bewegung nach rechts bedeuten, und eine positive Inklination die Bewegung des Oberkörpers (Flexion) nach vorn zum Ausdruck bringt.

<i>Proband</i>	<i>Inklination</i>	<i>Seitneigung</i>	<i>Torsion</i>
1	76	-2	-1
2	83	-2	-2
3	75	5	5
4	74	-6	-6
5	74	-1	-1
6	57	-9	-6
7	77	-7	-5
8	77	-9	-9
9	56	-5	-1
10	77	-3	-3
11	84	-4	-4
12	67	-8	-5
<i>Mittelwert</i>	<u>73</u>	<u>6</u>	<u>4</u>
<i>Standabw</i>	<u>±9</u>	<u>±2</u>	<u>±2</u>

Tabelle 2: Oberkörpervorbeugung (Grad) vs. Becken.

Bis auf den Probanden 3 sind die Seitneigungs- und Torsionsbewegungen ausschließlich nach links ausgeführt worden.

Inklination:

Die größte Inklination macht Proband 11 mit 84° , und die geringste Vorneigung Rohrschlosser 9 mit 56° .

Seitneigung:

Die stärkste Seitneigung haben die Probanden 6 und 8 mit 9° nach links, und die geringste vollbringt der Rohrschlosser 5 mit 1° . Proband 3 neigt sich als einziger 5 Grad zur rechten Seite.

Torsion:

Die größte Drehung zur linken Seite führt der Proband 8 mit 9° aus. Die geringste die Probanden 1,5 und 9 mit je einem Grad. Proband 3 dreht sich 5° zur rechten Seite.

Die Graphiken 1-6 zeigen die Ergebnisse für die in der Tabelle 2 dargestellten Probanden 1,3,6,8,9 und 11. Es werden die Bewegungen der Wirbelsäule gegenüber dem Becken dargestellt.

Inklination: Es zeigen sich keine großen Unterschiede. Proband 6 und 9 beugen sich ca. 20° weniger nach vorn als die übrigen Rohrschlosser.

Seitneigung: Proband 1 neigt sich zu Beginn nach links und später nach rechts. Die übrigen Probanden neigen sich fast ausschließlich nach links, bis auf den Proband 3, der sich nur nach rechts neigt.

Torsion: Zu Beginn sind bis auf den Probanden 3 alle nach links gedreht. Proband 1 dreht sich dann später nach rechts.

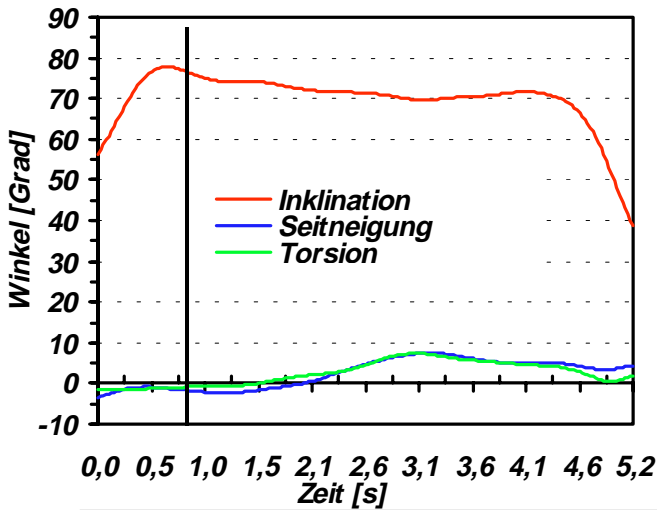
Die Graphiken 7-10 zeigen den Probanden 1 zu vier unterschiedlichen Zeiten der Durchführung von Aufgabe 6. Er wurde exemplarisch gewählt um einen Eindruck der Aufgabe zu vermitteln.

Graphik 7: Der Proband hebt das Rohr an.

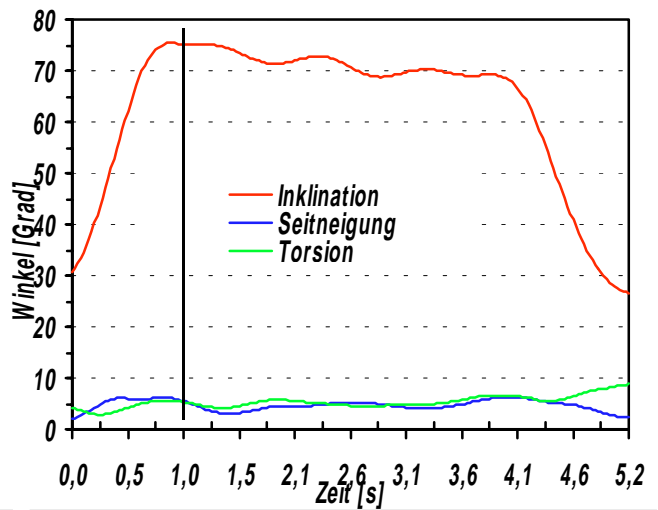
Graphik 8 und 9: Er reicht das Rohr weiter.

Graphik 10: Er richtet sich auf.

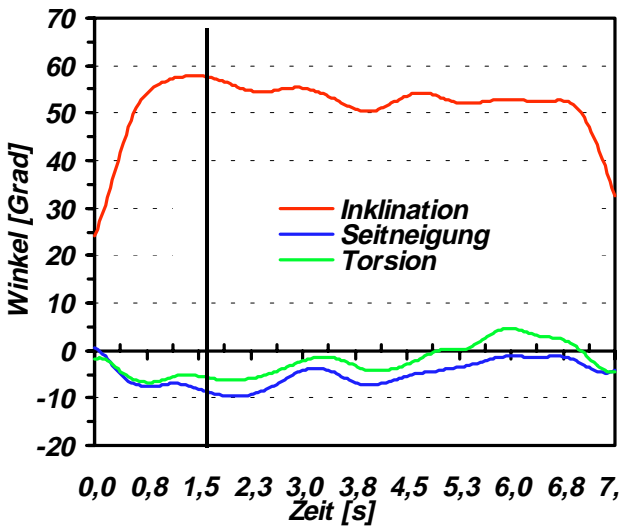
Oberkörperhaltung Rumpf/Becken (Grad)



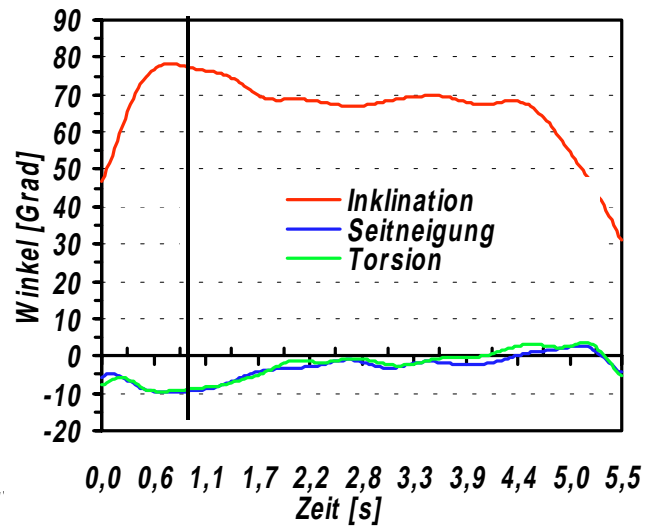
Graphik 1 Proband 1



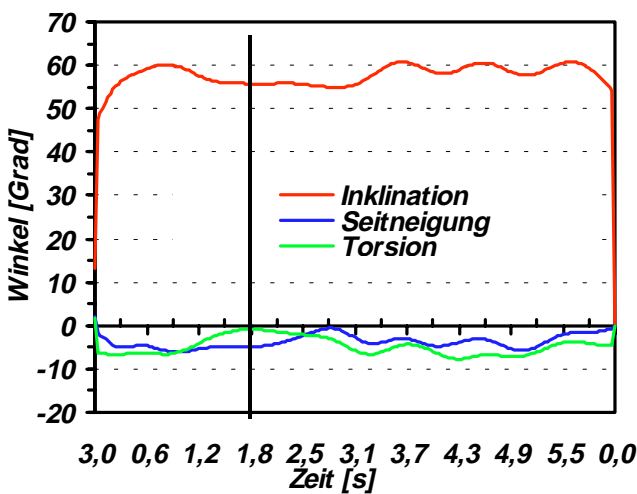
Graphik 2 Proband 3



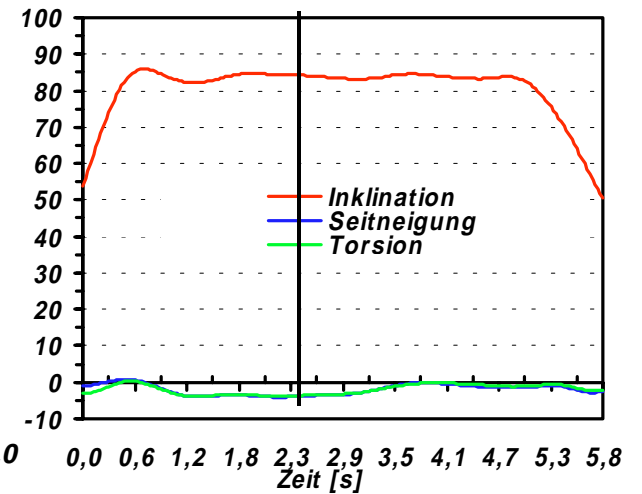
Graphik 3 Proband 6



Graphik 4 Proband 8

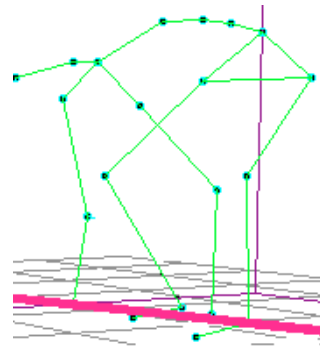
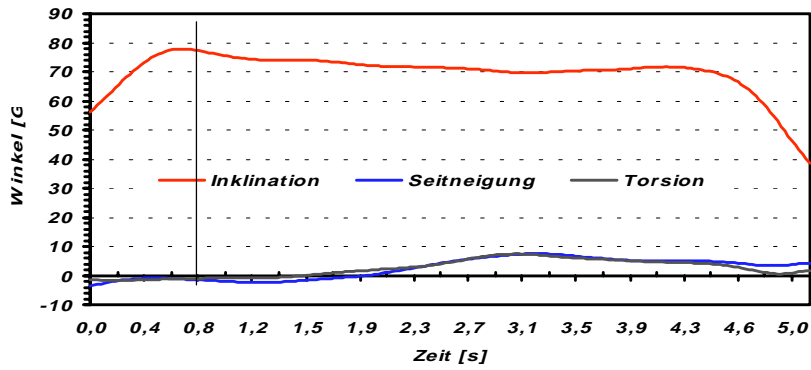


Graphik 5 Proband 9



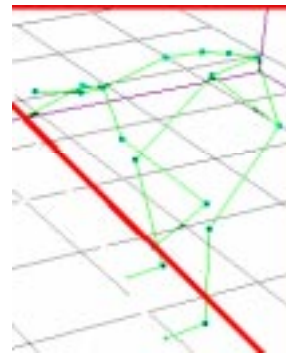
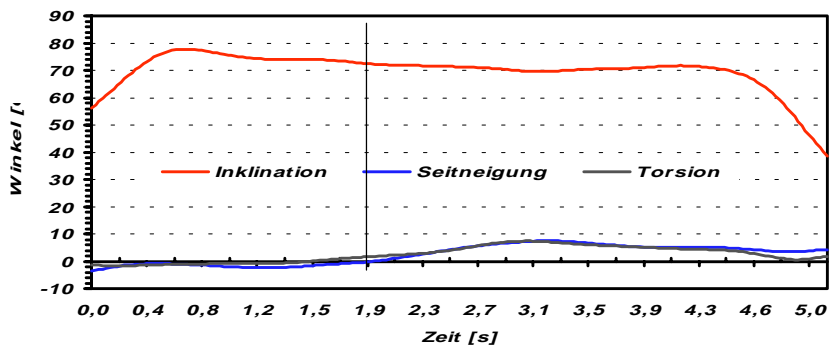
Graphik 6 Proband 11

Wirbelsäulenstellung-Rumpf-Becken(Grad)



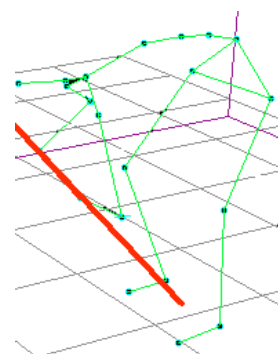
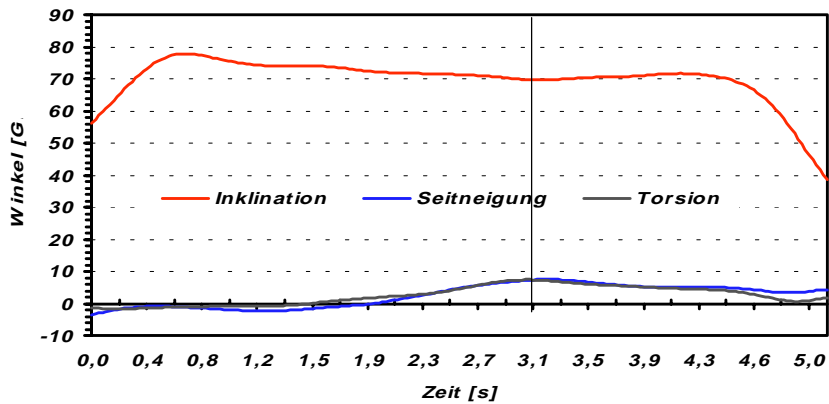
Graphik 7 Proband 1

bei 0,8 sec



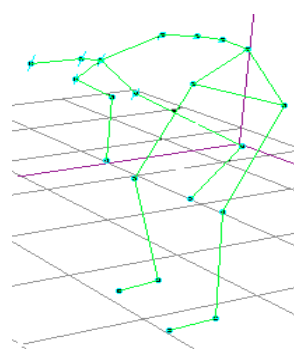
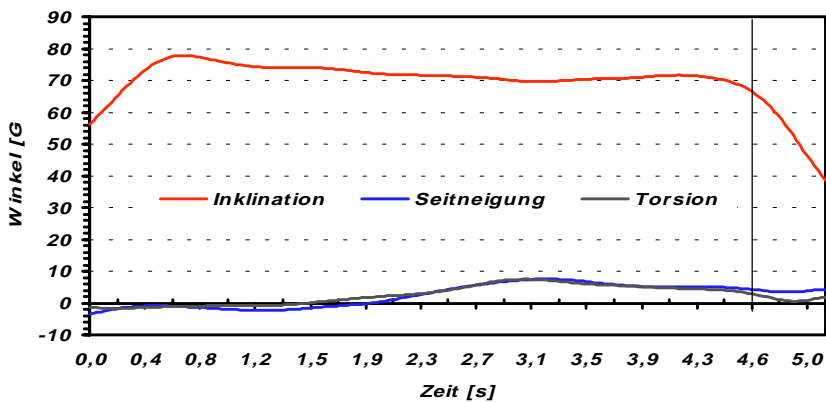
Graphik 8 Proband 1

bei 1,9 sec



Graphik 9 Proband 1

bei 3.1 sec



Graphik 10 Proband 1

bei 4,6 sec

3.2 Oberkörperhaltung vs. Vertikale

Tabelle 3 zeigt links die Haltung des Oberkörpers gegenüber der Winkelvertikalen und rechts gegenüber dem Becken. Durch die Winkelvertikale kann die tatsächliche Vorbeugung des Oberkörpers zu ebener Erde beurteilt werden.

Proband	Inklination	Seitneigung
3	85	5
7	83	-4
9	83	-3
10	83	-2
1	82	-3
6	80	-11
4	79	-4
5	78	-2
12	75	-4
8	68	-10
11	63	-3
2	62	-4
Mittelwert	77	-4
Standabw	±8	±4

Proband	Inklination	Seitneigung
11	84	-4
2	83	-2
7	77	-7
8	77	-9
10	77	-3
1	76	-2
3	75	5
4	74	-6
5	74	-1
12	67	-8
6	57	-9
9	56	-5
Mittelwert	73	-8
Standabw	±8	±4

Tabelle 3 Links: Oberkörperhaltung vs. Winkelvertikalen. Rechts: Werte aus Tabelle 1

Man erkennt, daß die Probanden 2,3,6,8,9 und 11 unterschiedliche Reihenfolgen in den Tabellen aufweisen. Proband 2 und 11 haben gegenüber der Vertikalen Winkel von 62° und 63° und damit die kleinsten Winkel, also den Oberkörper am wenigsten gebeugt.

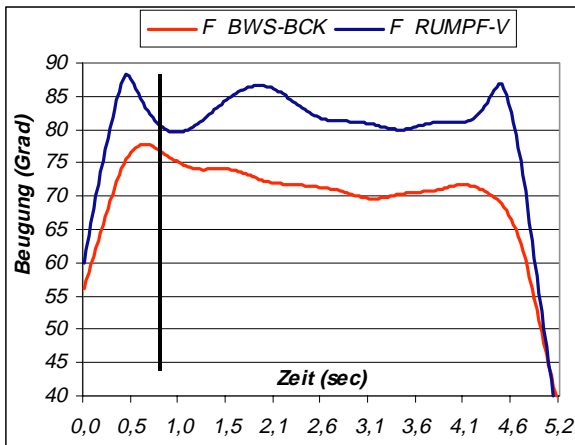
Gegenüber dem Becken haben sie den Oberkörper dagegen am stärksten mit 83° und 84° vorgebeugt.

Für Proband 9 sieht es umgekehrt aus. Er beugt sich, verglichen mit den übrigen Probanden, mit 83° gegenüber der Vertikalen sehr stark vor.

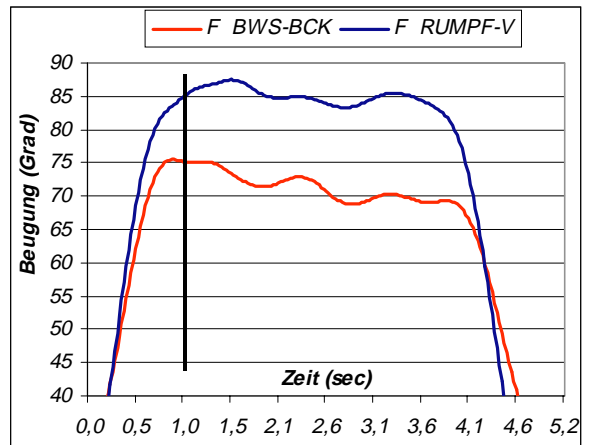
Gegenüber dem Becken beugt er sich mit dem Oberkörper mit 56° am geringsten vor.

Für den Probanden 3 sieht es ähnlich aus. Er beugt sich gegenüber der Vertikalen mit 85° am stärksten vor, und gegenüber dem Becken mit etwas überdurchschnittlichen 75°. Die Werte werden noch einmal in den Graphiken 11-16 dargestellt (Balken), wobei die Oberkörperhaltung gegenüber dem Becken und der Vertikalen über den gesamten Zeitraum dargestellt wird.

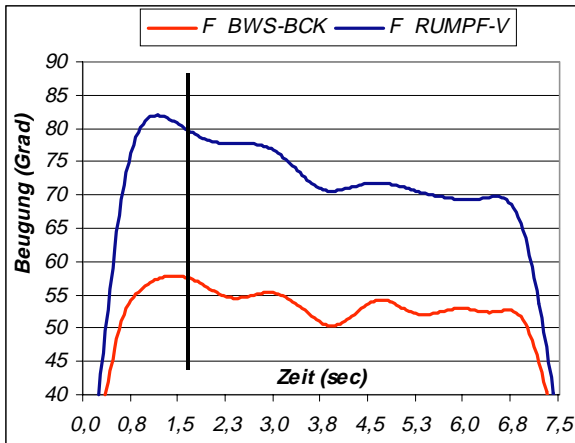
Oberkörpervorbeugung (F) vs. Becken (BCK) und Vertikale (V)



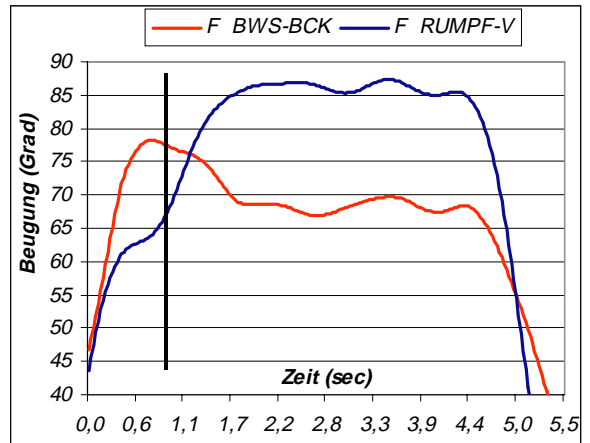
Graphik 11: Proband 1



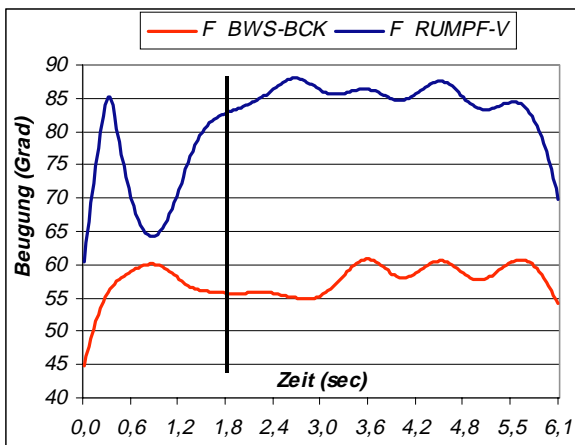
Graphik 12: Proband 3



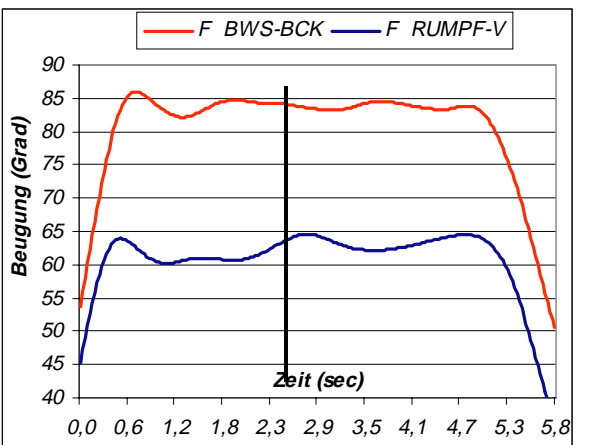
Graphik 13: Proband 6



Graphik 14: Proband 8



Graphik 15: Proband 9



Graphik 16: Proband 11

Man erkennt in den Graphiken 11-16, daß die Körpervorbeugung gegenüber der Vertikalen (F BWS-V) bei den Probanden 1,3,6 und 9 immer größer ist als gegenüber dem Becken (F BWS-BCK).

Bei dem Probanden 8 ist die Vorbeugung gegenüber dem Becken zunächst größer (s.Graph.14). Dann wird jedoch auch bei ihm der Oberkörper stärker gegenüber der Vertikalen gebeugt.

Der Proband 11 beugt die gesamte Zeit seinen Oberkörper gegenüber dem Becken deutlich stärker als gegenüber der Vertikalen.

Zum untersuchten Zeitpunkt haben also nur die Probanden 8 und 11 den Oberkörper stärker zum Becken als gegenüber der Vertikalen vorgebeugt.

Die folgende Tabelle 4 beschreibt die Beugung im Kniegelenk, um die Stellung der Beine während der Durchführung genauer beschreiben zu können.

3.3 Knieflexion

Rohrschlosser	RS01	RS02	RS03	RS04	RS05	RS06	RS07	RS08	RS09	RS10	RS11	RS12	Mittelwert	Standartab
Knieflexion li	75	27	78	28	27	60	70	127	22	28	104	84	<u>61</u>	±33
Knieflexion re	80	35	82	37	26	66	83	126	21	28	106	86	<u>65</u>	±33

Tabelle 4: Knieflexion (Grad) zum Zeitpunkt der größten Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Die Knie werden durchschnittlich rechts 65° und links 61° gebeugt.

Interindividuelle Unterschiede

Proband 8 macht sowohl rechts mit 126°, als und auch links mit 127° die stärkste Kniebeugung. Die geringste macht Rohrschlosser 9 mit 21 Grad rechts und 22 Grad links. Es gibt Unterschiede von bis zu etwa 100 Grad zwischen den einzelnen Rohrschlossern.

In den Graphiken 17-22 wird die Knieflexion der Probanden 1,3,6,8,9 und 11 dargestellt.

Bei den Probanden 1,3 und 6 erkennt man ein ähnliches Bewegungsmuster. Sie beugen die Knie bis etwa 80° und strecken sie dann im Verlauf der Aufgabe wieder. Die Probanden 8 und 11 beugen zu Beginn stärker (120°-130°). Dann streckt der Proband 8 die Beine jedoch fast ganz durch. Proband 11 dagegen streckt die Knie nicht und behält sie die ganze Zeit über 100 Grad gebeugt. Der Proband 9 beugt die Knie weniger (nur bis 25°) als die übrigen, und verändert die Position auch nur um einige Bewegungsgrade.

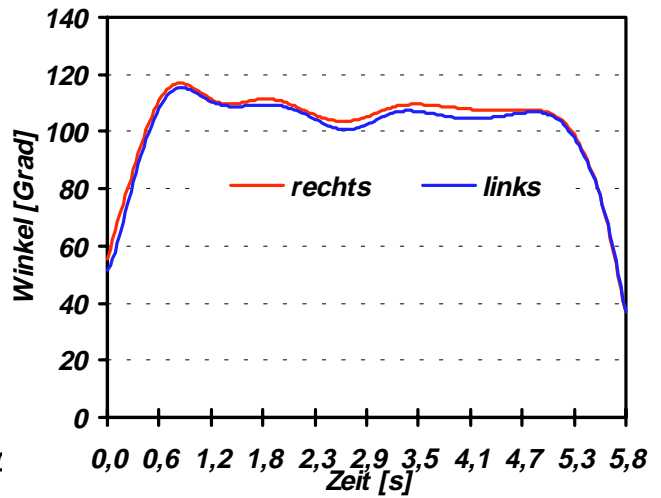
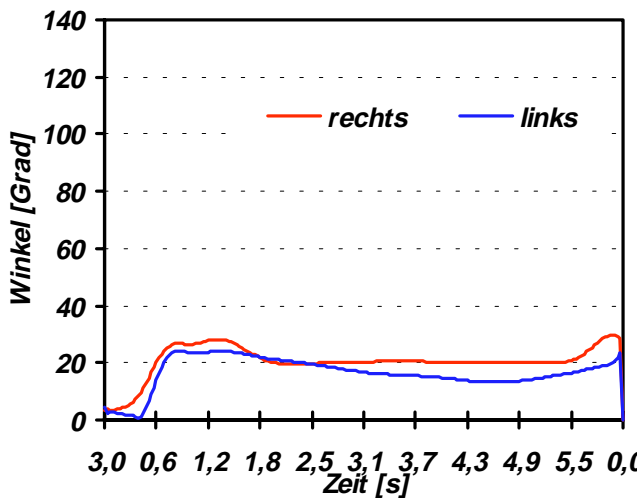
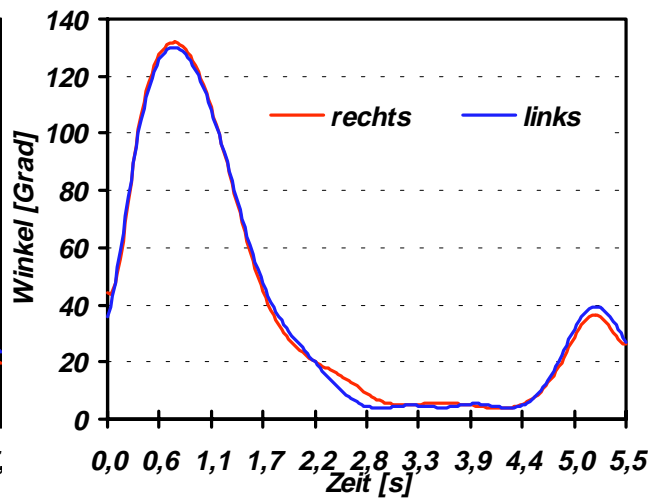
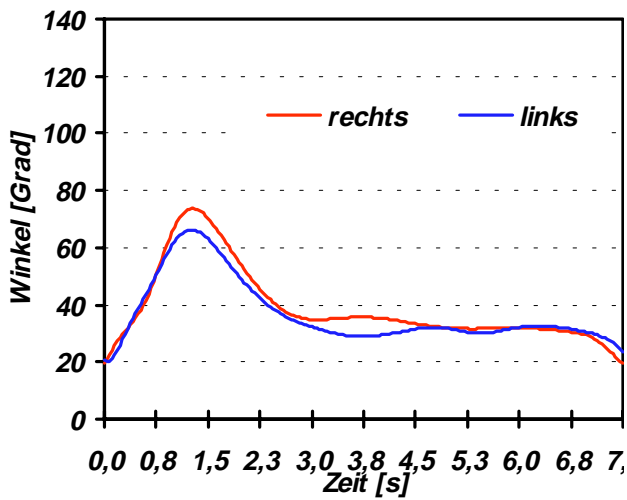
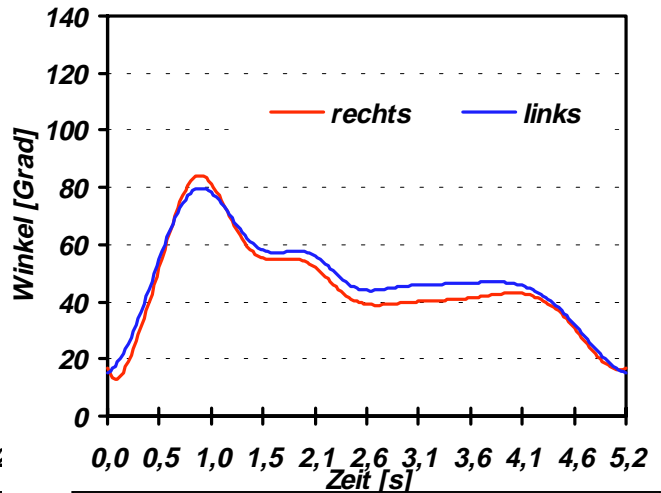
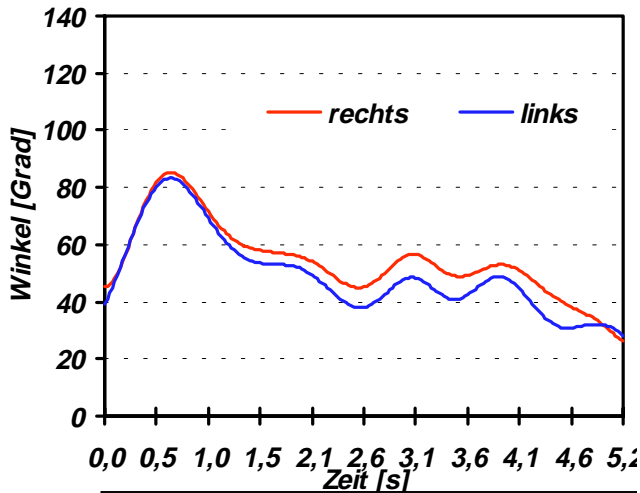
Die Graphiken 23-25 verdeutlichen anschaulich die Knieflexion und die dreidimensionalen Bewegungsmomente von Proband 8 zu drei verschiedenen Zeiten.

Graphik 23: Proband beim Aufheben des Rohres. Dieses ist auch klar erkennbar der zeitliche Augenblick der gleichzeitig auftretenden höchsten Reaktionsmomente.

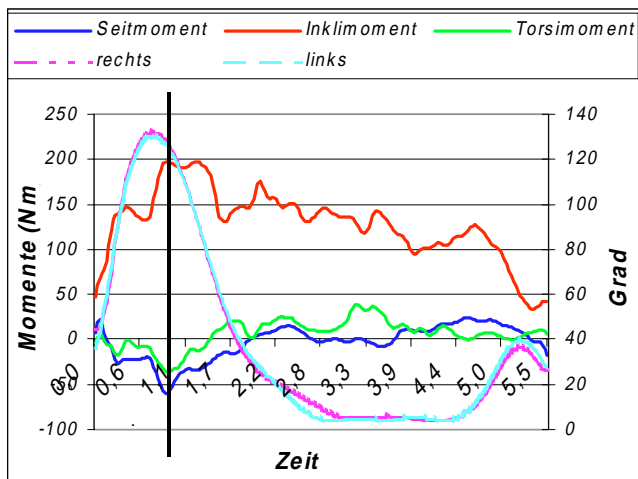
Graphik 24: Proband beim Weiterreichen des Rohres. Seine Rückenhaltung ist gegenüber der zu Beginn wenig verändert, jedoch sind seine Beine jetzt fast ganz durchgedrückt. Die Inklinationsmomente (150N) sind jetzt geringer als zu Beginn (200N). Da die Rückenhaltung zum Becken gleich geblieben ist, die Inklinationsmomente jedoch abgenommen haben, ist es naheliegend, daß sich der Schwerpunkt weiter zum Wirbelsäulensegment LWK 5/S 1 verlagert haben muß.

Graphik 25: Proband ist dabei die Kraftmessplatten zu verlassen.

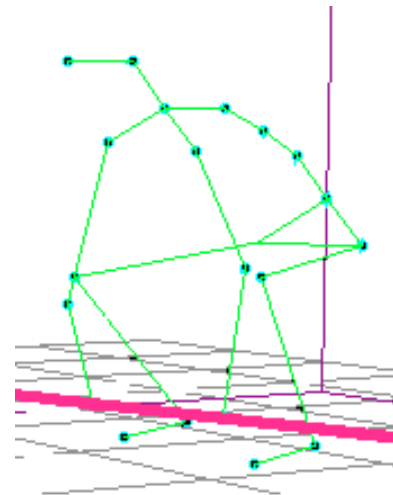
Flexion des rechten und linken Kniegelenkes (Grad)



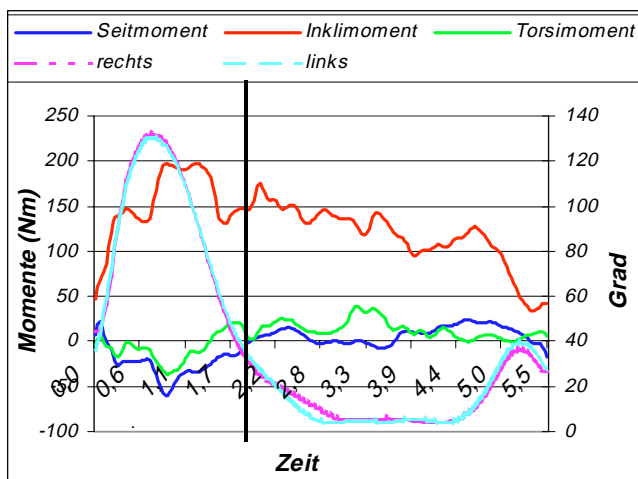
Knieflexion / Momente zu verschiedenen Zeiten



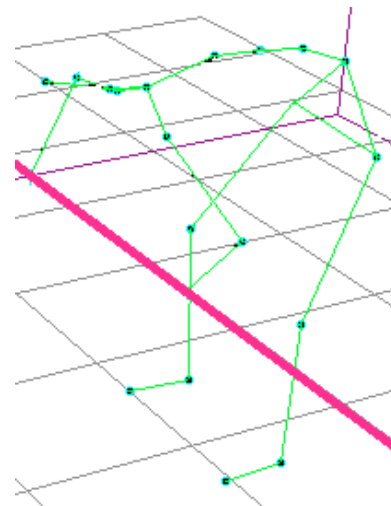
Graphik 23



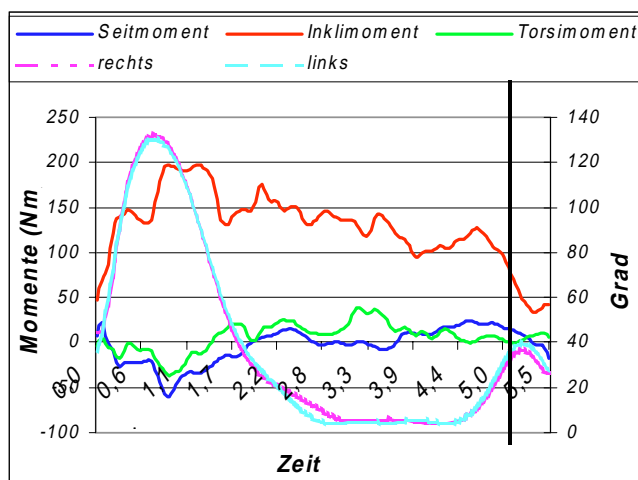
bei 0,9sec



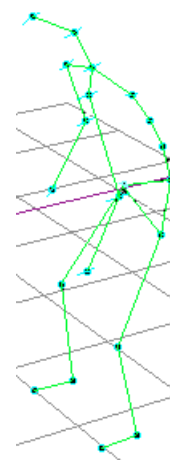
Graphik 24



bei 1,8sec



Graphik 25



bei 5,1sec

3.4 Dynamik: Momente L5/S1

Tabelle 5 zeigt die zeitgleich auftretenden maximalen Seit-,Torsions-und Inklinationsmomente in Nm bei maximalem Gesamtmoment (Vektorsumme). Die Werte wurden bestimmt, indem aus den Kurvenverläufen der Reaktionsmomente (s.Graph.26-31) der Zeitpunkt bestimmt wurde, an dem nach Aufnahme des Lastgewichtes die maximale Vektorsumme nach der Formel $M_{max}=(m_x^2 + m_y^2 + m_z^2)^{1/2}$ auftrat. Die Werte für die einzelnen Reaktionsmomente wurden aus der Graphik bestimmt und in Fünferschritten auf und abgerundet.

Die maximale Vektorsumme entspricht immer dem Zeitpunkt der maximalen Inklinationsmomente, deren dominanter Einfluß auf die Vektorsumme deutlich sichtbar ist (s.Tab.5,6).

Dieses ist der Grund, daß bei den Probanden 2,3 und 11 die maximale Vektorsumme gleich zu Beginn der Aufgabe auftrat, da hier die max. Inklinationsmomente auftraten. Da aber der Einfluß des Lastgewichtes untersucht werden sollte, wurde bei diesen Probanden ein späterer Zeitpunkt (nach Aufnahme des Lastgewichtes) untersucht.

	Rohrschlosser 1	Rohrschlosser 2	Rohrschlosser 3	Rohrschlosser 4	Rohrschlosser 5	Rohrschlosser 6
Inklinationsmomente	250	160	255	200	240	170
Seitmomente	-20	15	30	-15	-10	-20
Torsionsmomente	-50	-45	30	-40	-25	-35
Vektorsumme	256	167	259	205	242	175
	Rohrschlosser 7	Rohrschlosser 8	Rohrschlosser 9	Rohrschlosser 10	Rohrschlosser 11	Rohrschlosser 12
Inklinationsmomente	200	200	185	230	260	235
Seitmomente	-15	-60	-55	-30	-55	-35
Torsionsmomente	-50	-35	-45	-60	40	-35
Vektorsumme	207	212	198	240	269	240

Tabelle 5: Seitmomente, Torsionsmomente, Inklinationsmomente (Nm) zum Zeitpunkt der max. Vektorsumme.

Verschiedene Vorzeichen bedeuten jeweils die entgegengesetzte Bewegungsrichtung, wobei positive Seitmomente und Torsionsmomente nach rechts wirken, und positive Inklinationsmomente nach vorn.

3.4.1 Interindividuelle Seitmomentunterschiede

Proband 8 hat mit -60Nm die größten Seitmomente, gefolgt von den Rohrschlossern 9 und 11 mit jeweils -55Nm. Proband 5 hat mit -10Nm die kleinsten Seitmomente, gefolgt von Rohrschlosser 2 und 4 mit 15Nm. Die Probanden 2 und 3 haben als einzige nach rechts wirkende Seitmomente.

3.4.2 Interindividuelle Torsionsmomentunterschiede

Die größten Werte in Aufgabe 6 hat Rohrschlosser 10 mit -60Nm gefolgt von den Probanden 1 und 7 mit jeweils -50 Nm. Die geringsten Torsionsmomente hat Rohrschlosser 5 mit -25Nm.

Die Probanden 3 und 11 haben als einzige nach rechts wirkende Torsionsmomente.

3.4.3 Interindividuelle Inklinationsmomentunterschiede

Die größten Inklinationsmomente hat Rohrschlosser 11 mit 260Nm vor Proband 3 mit 255Nm. Die kleinsten haben die Rohrschlosser 2 mit 160Nm, gefolgt von Rohrschlosser 6 mit 170Nm.

Betrachtet man die Addition der dreidimensionalen Momente als Vektorsumme, so ergeben sich die größten Werte für den Rohrschlosser 11 mit 269Nm vor dem Rohrschlosser 3 mit 259Nm. Die geringsten Werte zeigen die Rohrschlosser 2 mit 167Nm und 6 mit 175Nm.

3.4.4 Zeitlich unabhängige maximale Reaktionsmomente

Die folgende Tabelle 6 stellt die einzelnen zeitlich unabhängig voneinander auftretenden maximalen Reaktionsmomente dar.

	Rohrschlosser 1	Rohrschlosser 2	Rohrschlosser 3	Rohrschlosser 4	Rohrschlosser 5	Rohrschlosser 6
Inklinationsmomente	250	190	270	200	245	170
Seitmomente	-20	25	35	25	40	-20
Torsionsmomente	-50	-45	55	-45	-35	-35
	Rohrschlosser 7	Rohrschlosser 8	Rohrschlosser 9	Rohrschlosser 10	Rohrschlosser 11	Rohrschlosser 12
Inklinationsmomente	200	200	185	235	285	235
Seitmomente	35	-60	-55	-35	-55	-35
Torsionsmomente	-50	40	-55	-60	45	-50

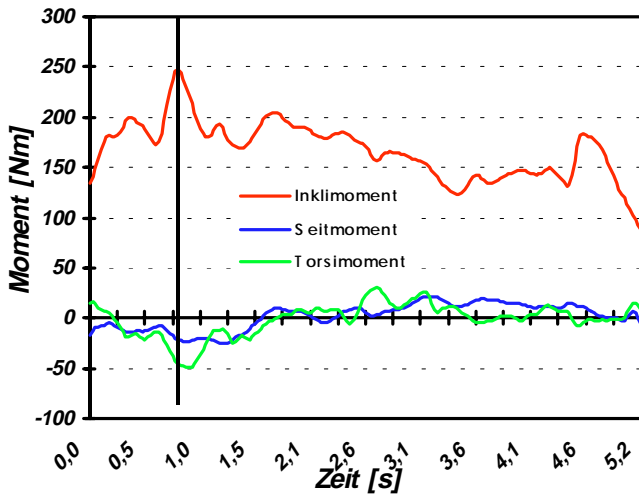
Tabelle 6: Einzelne Maximalwerte der Seitmomente, Torsionsmomente und Inklinationsmomente (Nm)

Insgesamt treten, bis auf die Probanden 2,5 und 11, nur geringe Unterschiede (bis 15Nm) zu den in der Tab.5 gezeigten gleichzeitig auftretenden max. Reaktionsmomenten auf.

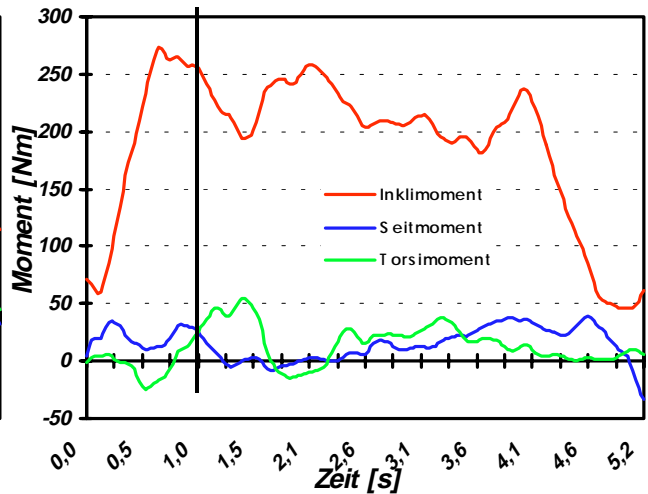
Bei den Probanden 2 und 11 treten die schon erwähnten anfänglich hohen Inklinationsmomente auf.

Proband 5 hat Seitmomentunterschiede von 30Nm (10Nm/40Nm).

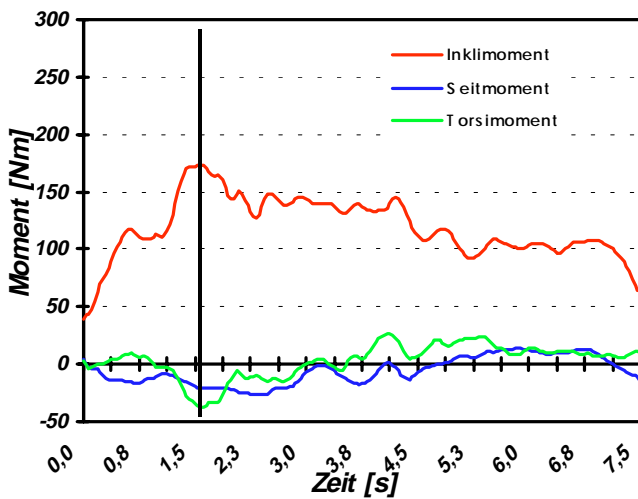
Reaktionsmomente an der Bandscheibe L5/S1



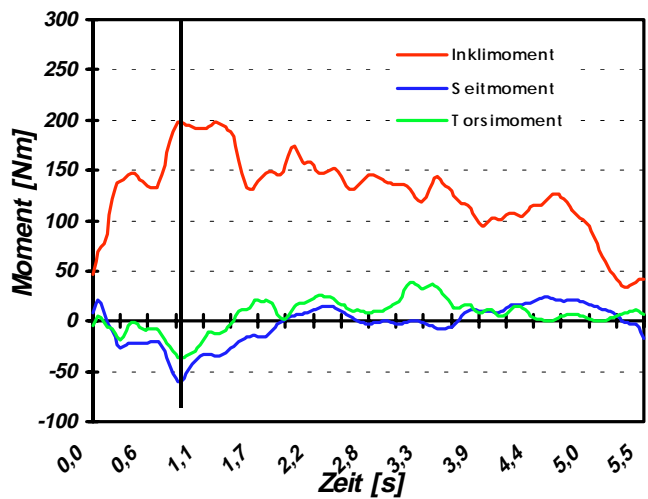
Graphik 26: Proband 1



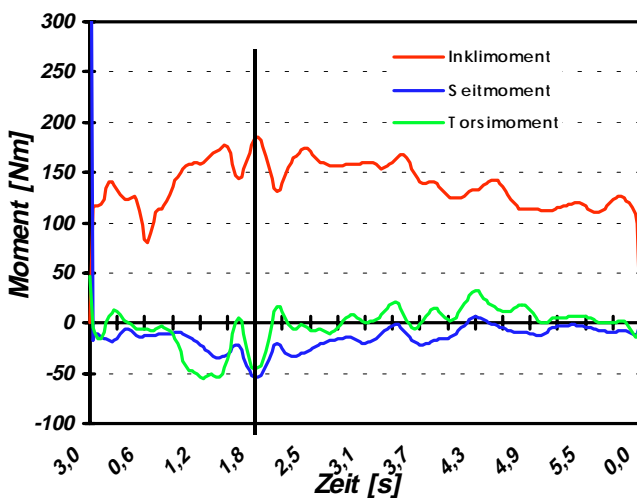
Graphik 27: Proband 3



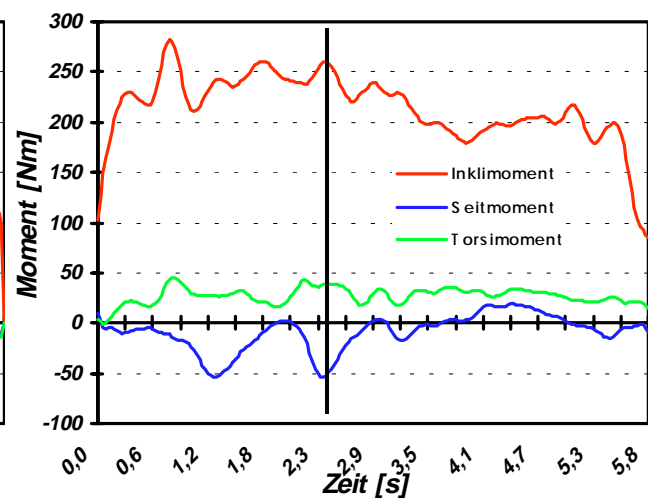
Graphik 28: Proband 6



Graphik 29: Proband 8



Graphik 30: Proband 9



Graphik 31: Proband 11

Graphik 26-31

Inklinationsmomente:

Diese sind bei allen Probanden zu Beginn der Aufgabe am stärksten und nehmen dann mit der Zeit ab.

Bei den Probanden 2,3 und 11 kommen gleich zu Beginn der Aufgabe die höchsten Inklinationsmomente vor. Da sie zu diesem Zeitpunkt das Lastgewicht noch nicht aufgenommen haben, kommen diese Momente allein durch die Beugung des Oberkörpers zustande. Auf den hier wichtigen Einfluß der Dynamik wird im Teil der Diskussion noch näher eingegangen.

Seitmomente:

Sie wirken bis auf den Probanden 2 und 3 nach links. Proband 11 hat zwei Spitzen mit 50 Nm.

Torsionsmomente:

Diese sind schwieriger zu charakterisieren, da sie bei den einzelnen Probanden recht unterschiedliche und individuelle Verläufe aufweisen.

Insgesamt gehen die Torsions- und Seitmomente nicht über 60 Nm hinaus und fallen so deutlich niedriger als die Inklinationsmomente aus.

3.5 Handabstand

Tabelle 7 zeigt den Abstand der Hände von der Bandscheibe L5-S1. Da bei dieser Aufgabe ein 118N schweres Rohr vor dem Körper bewegt werden mußte, ist es nicht unwesentlich, in welchem Abstand dieses zum Körper geschah. Um eine Aussage hierüber treffen zu können, wurde der horizontale Abstand der Hände (m) bezüglich der Bandscheibe L5-S1 untersucht.

Die folgende Tabelle 7 zeigt den Handabstand zum Zeitpunkt der maximal festgehaltenen Reaktionsmomente, wie sie in der Tabelle 5 wiedergegeben sind.

	Rohrschlosser 1	Rohrschlosser 2	Rohrschlosser 3	Rohrschlosser 4	Rohrschlosser 5	Rohrschlosser 6	Rohrschlosser 7
Hand rechts	0,54	0,48	0,59	0,49	0,6	0,42	0,56
Hand links	0,7	0,65	0,73	0,77	0,7	0,63	0,69
	Rohrschlosser 8	Rohrschlosser 9	Rohrschlosser 10	Rohrschlosser 11	Rohrschlosser 12	Mittelwert (1-12)	Standabw
Hand rechts	0,64	0,58	0,5	0,65	0,57	0,55	±0,07
Hand links	0,79	0,61	0,63	0,78	0,68	0,70	±0,06

Tabelle 7: Hebelarm (m) zum Zeitpunkt der größten Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Der mittlere Abstand der Hände beträgt 0,55m rechts und 0,70m links.

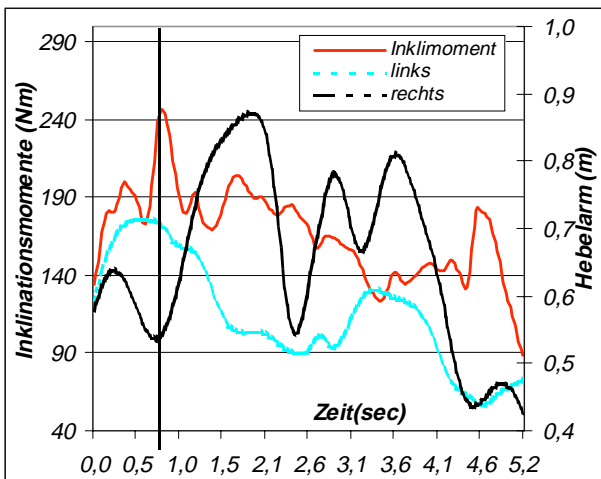
Interindividuelle Unterschiede:

Der Rohrschlosser 11 hat rechts mit 0,65m den größten Handabstand, gefolgt von Proband 8 mit 0,64m, und links der Proband 8 mit 0,79m vor 11 mit 0,78m. Den kleinsten Abstand rechts hat der Proband 6 mit 0,42m und 2 mit 0,48m. Links ist es Proband 9 mit 0,61m vor den Rohrschlossern 6 und 10 mit 0,63m.

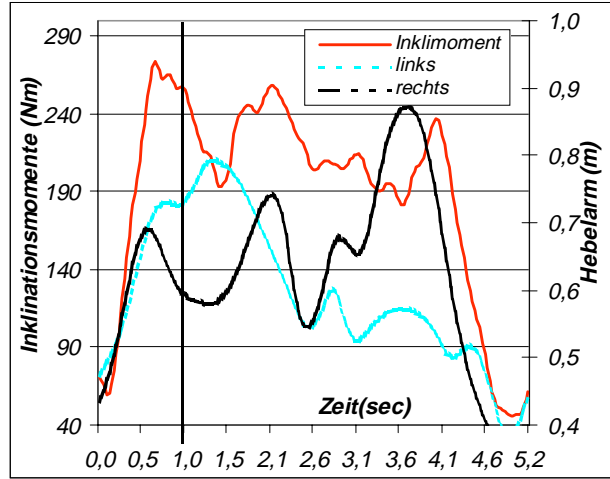
Graphik 32-37

Die Abstände der rechten und linken Hand zu dem Bandscheibensegment L5/S1 sind bei den einzelnen Probanden mit bis zu 0,4 m recht unterschiedlich. Die linke Hand ist zu Beginn der Aufgabe bei allen Probanden weiter entfernt. Dann wird jedoch die rechte Hand weiter vom Körper entfernt. Die Probanden 6 und 11 bewerkstelligen dieses auffällig spät.

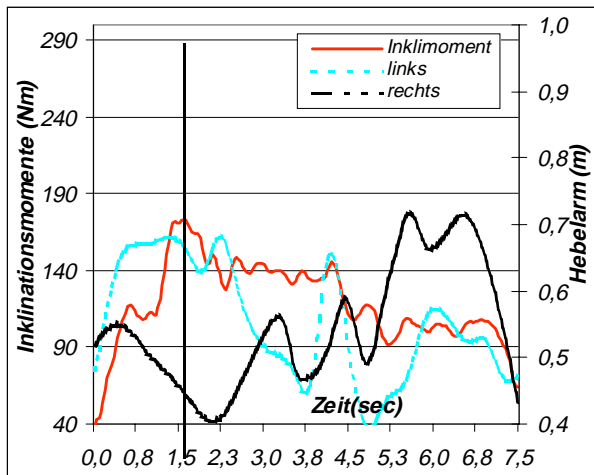
Hebelarm der Hände gegenüber den Momenten L5/S1



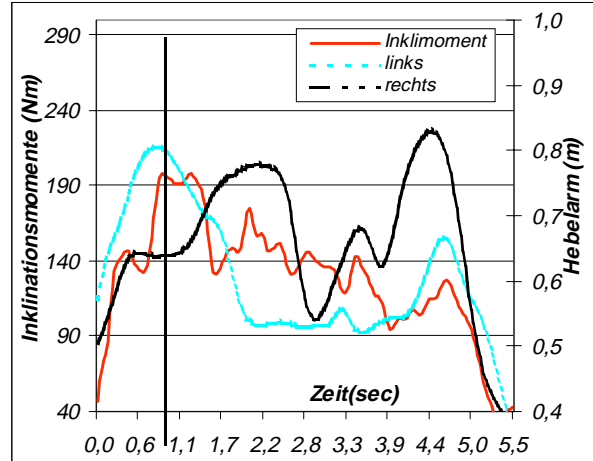
Graphik 32: Probant 1



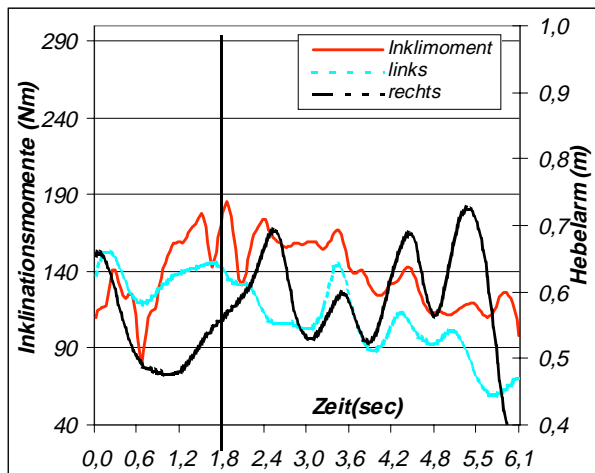
Graphik 33: Probant 3



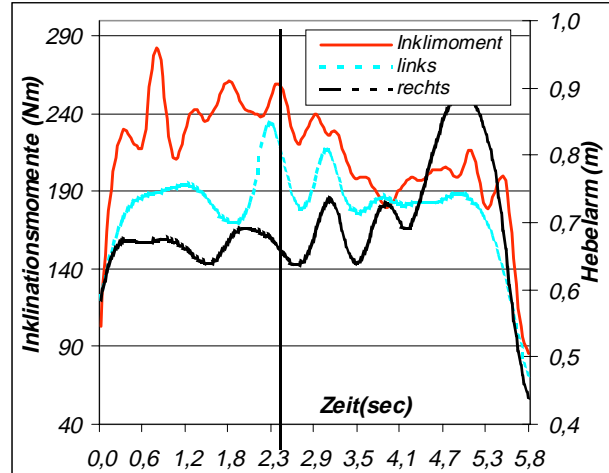
Graphik 34: Probant 6



Graphik 35: Probant 8



Graphik 36: Probant 9



Graphik 37: Probant 11

3.6 M. erector. spinae

Tabelle 8 zeigt die elektromyographische Aktivität des Musculus Erector Spinae. Die Werte wurden aus den Kurven direkt zum Zeitpunkt der max. Vektorsumme der Reaktionsmomente abgelesen. Ein Beispiel dafür zeigt die Graphik 38, in der exemplarisch von dem Proband 8 die Rückenmuskulatur gegenüber den Inklinationsmomenten dargestellt wird.

Der Rückenstrecker spielt eine wichtige Rolle in der Aufgabe 6, da diese Übungen in mehr oder weniger stark gebeugter Haltung ausgeführt werden und die Rückenmuskulatur kontinuierlich mit eingesetzt wird.

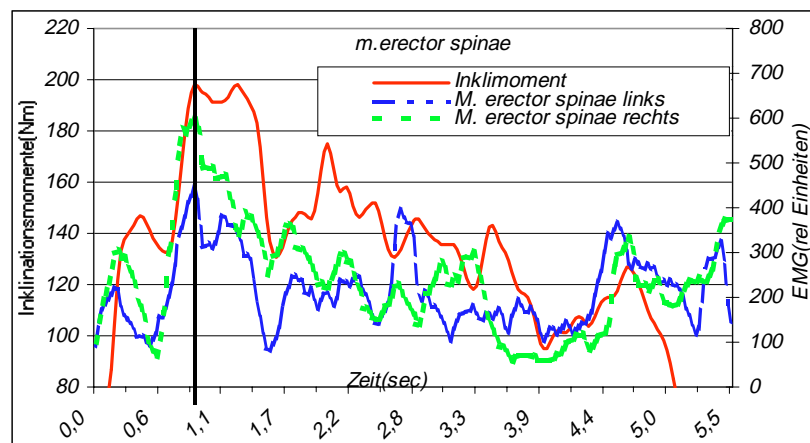
	Rohrschlosser 1	Rohrschlosser 2	Rohrschlosser 3	Rohrschlosser 4	Rohrschlosser 5	Rohrschlosser 6
<i>Erector spinae rechts</i>	100	0	125	100	200	300
<i>Erector spinae links</i>	350	50	50	500	150	450
	Rohrschlosser 7	Rohrschlosser 8	Rohrschlosser 9	Rohrschlosser 10	Rohrschlosser 11	Rohrschlosser 12
<i>Erector spinae rechts</i>	100	600	400	350	50	300
<i>Erector spinae links</i>	400	450	300	250	50	100

Tabelle 8: Musculus Erector Spinae (relative Einheiten)

Interindividuelle Unterschiede:

Der Proband 8 hat die stärksten Aktivitäten rechts (600), und Proband 4 links (500).

Die geringsten Aktivitäten hat der Rohrschlosser 2 (0/50).



Graphik 38: Proband 8 Rückenmuskulatur (rel Einheiten) vs. Inklinationsmomente (Nm)

Man erkennt in Graphik 38, dass sowohl der rechte als auch der linke Rückenstrecker zu Beginn der Aufgabe die stärksten Aktivitäten haben. In Tabelle 8 wurden die elektromyographischen Daten erfasst, welche zum Zeitpunkt der max. Vektorsumme der Momente auftraten. Dieses war bei dem Probanden 8 gleichzeitig der Augenblick der maximalen EMG-Aktivitäten.

3.7 M. quadriceps

Tabelle 9 zeigt die elektromyographische Aktivität des Musculus quadriceps femoris. Die Werte wurden aus den Kurven direkt zum Zeitpunkt der maximalen Vektorsumme der Momente abgelesen. Ein Beispiel dafür zeigt die Graphik 39, in der exemplarisch von dem Proband 12 die Oberschenkelmuskulatur gegenüber den Momenten dargestellt wird.

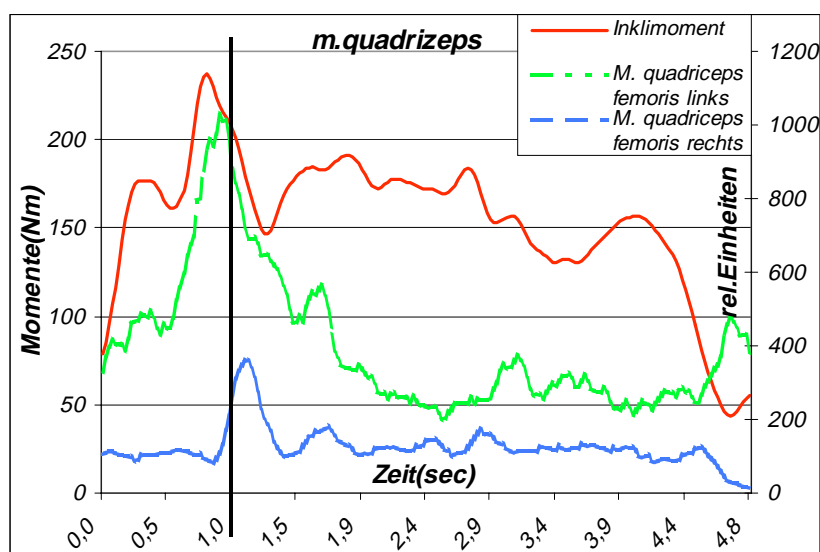
	Rohrschlosser 1	Rohrschlosser 2	Rohrschlosser 3	Rohrschlosser 4	Rohrschlosser 5	Rohrschlosser 6
Muskulus Quadriceps rechts	400	50	575	50	50	400
Muskulus Quadriceps links	550	50	450	50	50	450
	Rohrschlosser 7	Rohrschlosser 8	Rohrschlosser 9	Rohrschlosser 10	Rohrschlosser 11	Rohrschlosser 12
Muskulus Quadriceps rechts	250	850	50	100	650	250
Muskulus Quadriceps links	250	800	50	100	650	900

Tabelle 9: Musculus Quadriceps (relative Einheiten)

Intraindividuelle Unterschiede:

Die größten Aktivitäten zeigt der Proband 8 (850) auf der rechten Seite und der Rohrschlosser 12 (900) links. Die geringsten haben die Proband 2,4,5 und 9 mit je (50/50).

Man erkennt in Graphik 39, dass die stärkste Aktivität der Oberschenkelmuskeln zeitlich einige zehntel Sekunden nach dem Auftreten der maximalen Inklinationsmomente auftraten. Ansonsten lässt sich eine gewisse Ähnlichkeit der Kurvenverläufe erkennen.



Graphik 39: Proband 12 Musculus Quadriceps vs. Momente

3.8 Anhang intraindividuellem Vergleich Proband 2 und 11

Bei den Ergebnissen wurde ein Vergleich der einzelnen Probanden vorgenommen. Um einen direkten intraindividuellen Vergleich machen zu können wurde für die Probanden zwei und elf zu den für alle bereits dargestellten Trials (A) der Aufgabe 6 ein weiteres Trial (B) untersucht. Es wurden die Probanden zwei und elf ausgesucht, weil sie große intraindividuelle Unterschiede der Reaktionsmomente in den verschiedenen Trials aufwiesen.

Die Graphiken 40-45 (Trial B) zeigen gegenüber den Graphiken 46-51 (Trial A) die interindividuellen Unterschiede für den Probanden 2.

40 vs. 46: Inklinations- (225/160) und Seitmomente (40/15) sind größer und die Torsionsmomente (25/-45) kleiner in Trial B

41 vs. 47 :Beugung vs. Becken ($72^\circ/83^\circ$) ist geringer, und vs. Vertikale ($82^\circ/61^\circ$) stärker in Trial B.

42 vs. 48: Kniebeugung ist rechts ($8^\circ/35^\circ$) und links ($6^\circ/27^\circ$) kleiner in Trial B.

43 vs. 49: Handabstand ist rechts (0,75m/0,48m) und links (0,8m/0,65m) größer in Trial B.

44 vs. 50: Geschwindigkeit des KSP (0/0) ist gleich und Beschleunigung des KSP (-0,25/0) größer in Trial B.

45 vs. 51: Die Seitneigung ($-5^\circ/-2^\circ$) und die Torsion ($-5^\circ/-2^\circ$) sind größer in Trial B.

Die Graphiken 52-57 (Trial B) stellen gegenüber den Graphiken 58-63 (Trial A) die interindividuellen Unterschiede für den Probanden 11 dar.

52 vs. 58: Inklinations-(235/260), Seit-(-50/-55) und Torsionsmomente (-12/40) sind in Trial B geringer.

53 vs. 59: Beugung vs. Becken ($75^\circ/84^\circ$) ist geringer, und gegenüber der Vertikalen ($89^\circ/63^\circ$) größer in Trial B.

54 vs. 60: Kniebeugung ist in Trial B rechts ($17^\circ/106^\circ$) und links ($17^\circ/104^\circ$) schwächer.

55 vs. 61: Handabstand ist in Trial B rechts (0,55/0,65) und links (0,68/0,78) geringer.

56 vs. 62: Geschwindigkeit (0,12/0,1) des KSP ist höher, und die Beschleunigung (0,03/1) des KSP geringer in Trial B.

57 vs. 63: Seitneigung ($-2^\circ/-4^\circ$) und die Torsion ($-2^\circ/-4^\circ$) sind geringer in Trial B.

Graphik 40-45

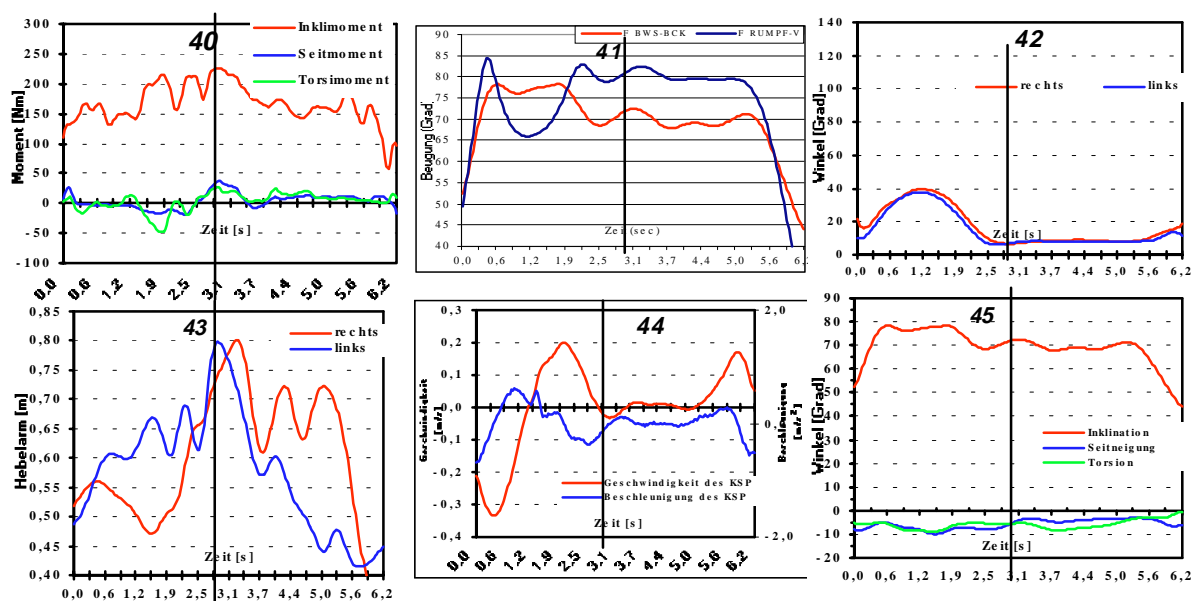


Abbildung 1 Trial (B) von Proband 2 zum intraindividuellen Vergleich.

Graphik 46-51

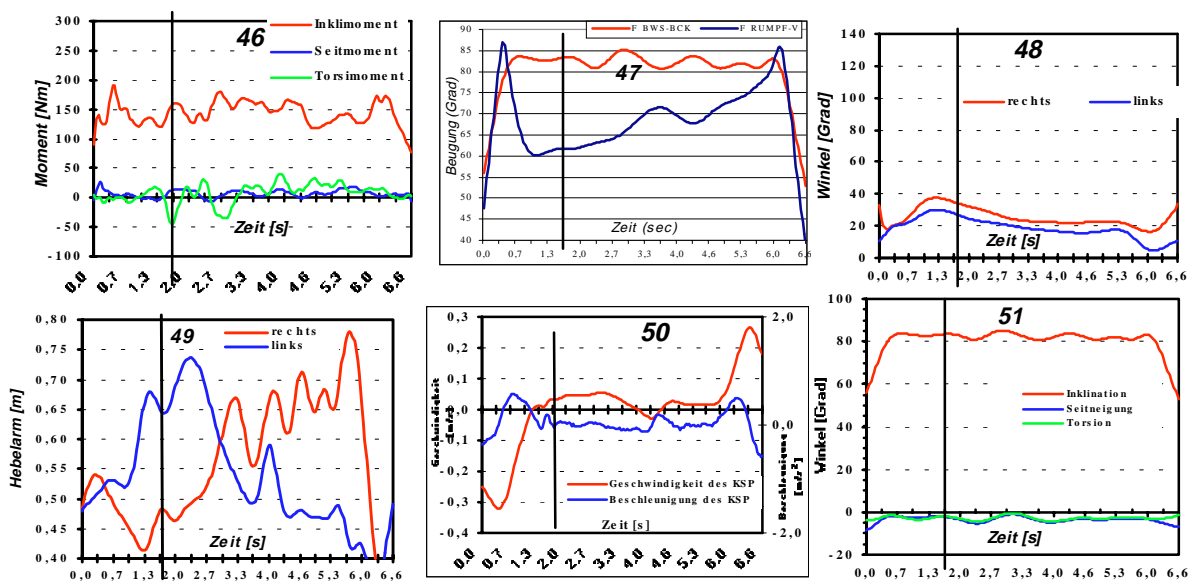


Abbildung 2. Trial (A) von Proband 2 zum intraindividuellen Vergleich.

Graphik 52-57

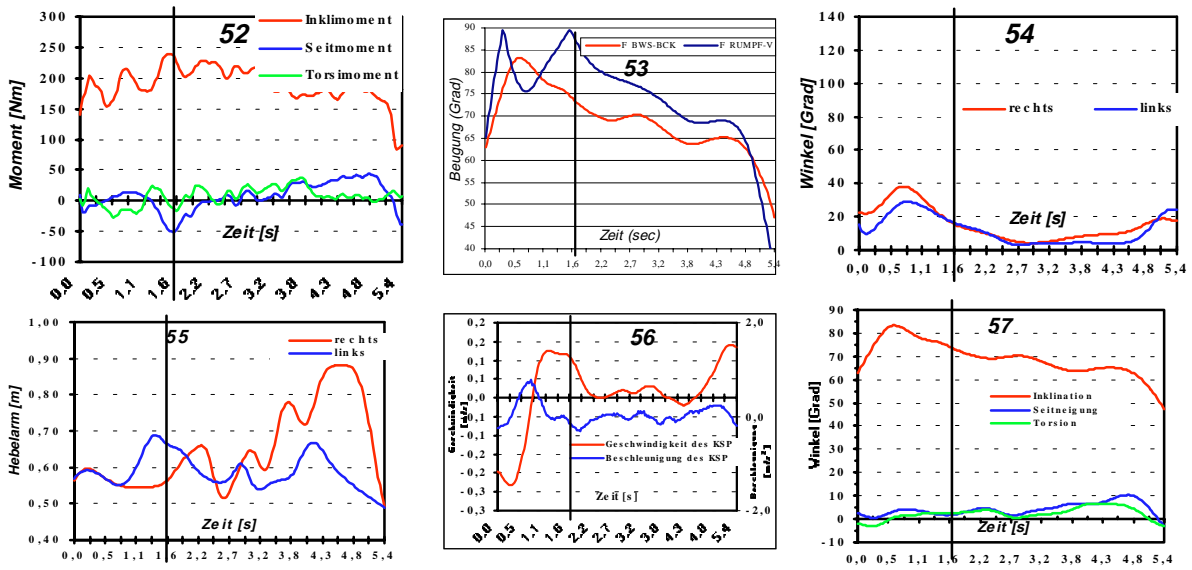


Abbildung 3 Trial (B) von Proband 11 zum intraindividuellen Vergleich.

Graphik 58-63

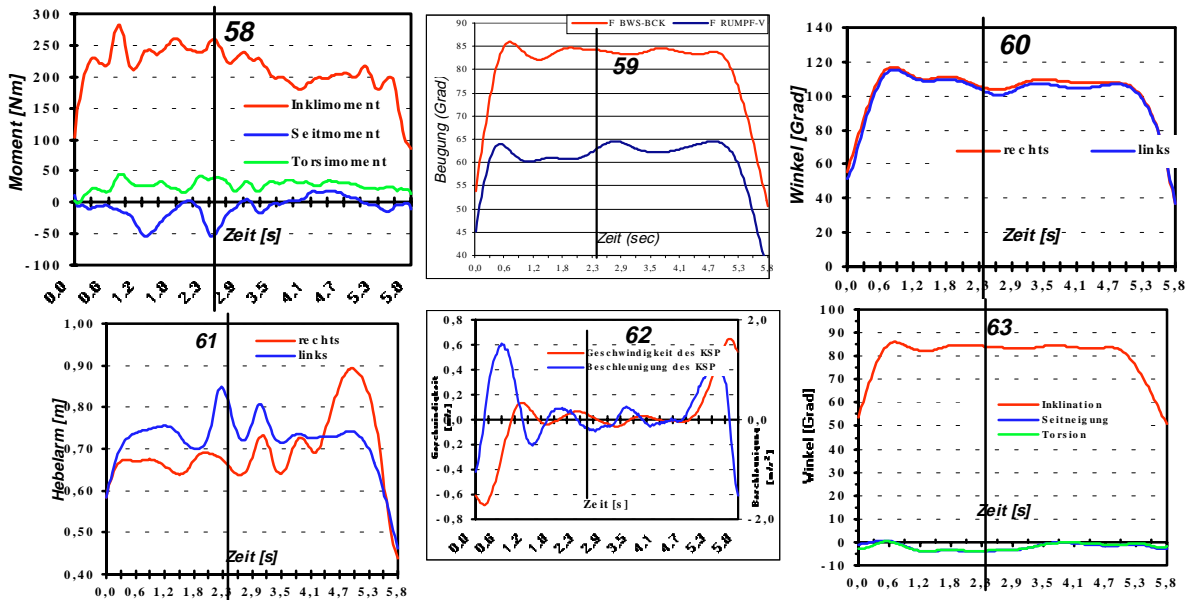


Abbildung 4 Trial (A) von Proband 11 zum intraindividuellen Vergleich.

4.0 Diskussion

4.1 Literaturdiskussion:

Bandscheibenbedingte Erkrankungen haben diverse Ursachen. Zunächst wird ein Überblick gegeben, welche Faktoren ätiologisch für die Entstehung von Bandscheibenschäden wichtig sind.

4.1.1 Ätiologie der Bandscheibendegeneration

Eine „größere“ Belastung kann, wie im Tierversuch mit Kaninchen (Pedrini-Mille et al**1**) gezeigt, zu einer biochemischen Veränderung der Bandscheiben führen. Über mechanische Aktivierung von Neuropeptiden und die daraus resultierende verstärkte Freisetzung von Enzymen werden Proteoglykane als wichtiger Bestandteil der Bandscheiben zersetzt, woraus sich als Folge ein Bandscheibenvorfall oder verfrüht eine Spondylosis deformans entwickeln kann.

Weiterhin können eine strukturelle Schwäche des Annulus fibrosus (Jayson et al**3**), biochemische Faktoren (Taylor et al**4**), genetische Faktoren (Varlotta et al**5**), Hormone (Pritzker et al**6**), diätetische Faktoren (Taylor et al**4**), Rauchen (Mundt et al**2**) und der immunologische Status (Postacchini et al**7**) wichtig sein.

Sitzende Arbeit (Gilmer et al**9**), chron. Husten und niedriges Schulbildungsniveau sind auch mit höherem Risiko verbunden (Deyo et al**11**). Außerdem scheinen unaufgewährtes Heben und ruckartige Rückenbewegungen (Kelsey et al**12**), wie auch psychische Beeinflussung (Boos et al**16**) ein erhöhtes Risiko für Bandscheibenvorfälle zu bewirken.

4.1.2 Bandscheibenaufbau

Da die anfangs besprochene mechanische Belastung einen entscheidenden Einfluß auf die Ätiologie der Bandscheibenschäden hat und in unserer Studie mechanische Untersuchungen durchgeführt wurden, erfolgt noch eine genauere Auflistung über bisherige Erkenntnisse, was den mechanische Einfluß auf die Bandscheibendegeneration widerspiegelt.

Bandscheiben sind verschiedenen Einflüssen ausgesetzt. So müssen sie aus Druck- und Zugaufnehmenden Komponenten bestehen und gleichzeitig einem Binnendruck standhalten. Dieses wird durch zwei Bestandteile erreicht, welche die Bandscheiben aufbauen.

Sie bestehen zum einen aus dem Nucleus pulposus der oben und unten durch Wirbelkörper begrenzt ist. Zu den Seiten wird der Nucleus durch den zweiten Bestandteile, den Anulus fibrosus umgeben. Der Anulus besteht aus vielen Schichten von parallel angeordneten Kollagenfasern (s. Abb. 1), die einen schrägen Verlauf (30°) haben. Jede neue Schicht hat dabei eine andere Richtung in der sie verläuft.

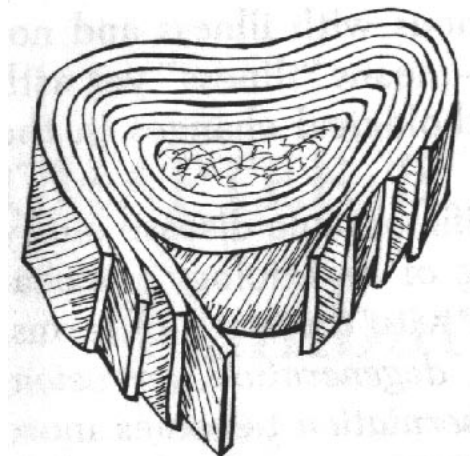


Abbildung 1 Schematischer Verlauf der Kollagenfasern von Bandscheiben. (Low Back Pain Syndrome; R. Cailliet, MD)

4.1.3 Bandscheibenuntersuchungen

Durch alleinige Kompression (s. Abb. 2) können Bandscheiben nicht geschädigt werden. Hierbei kommt es zu Wirbelkörperdeck- und grundplatteneinbrüchen (Adams et al41).

Wirken jedoch Drehmomente, so entstehen Risse durch die Überdehnung der Kollagenfasern (s. Abb.3).

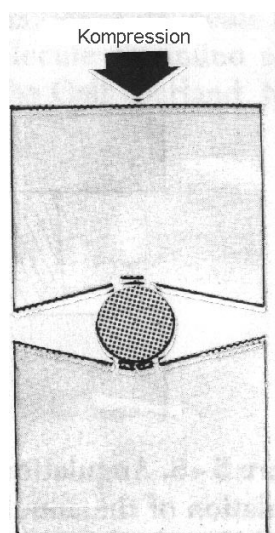


Abbildung 2 Axiale Kompression der Bandscheibe. (Low Back Pain Syndrome; R. Cailliet, MD)

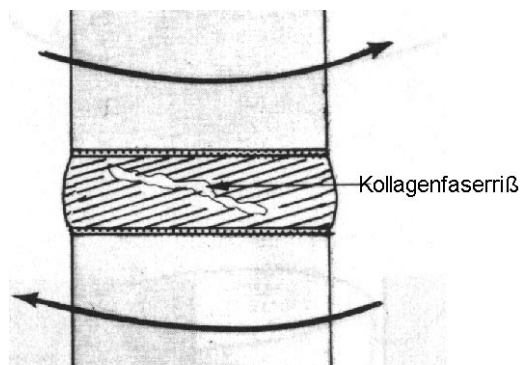
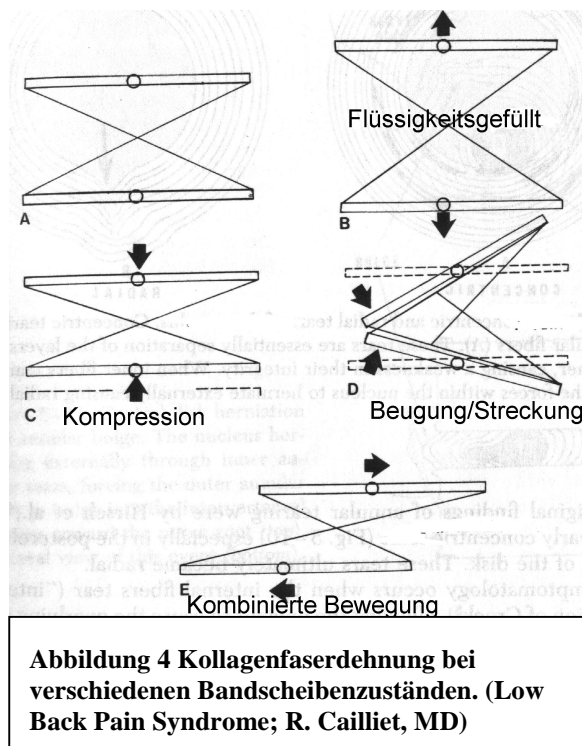


Abbildung 3 Drehmomentwirkung auf die Bandscheibe. (Low Back Pain Syndrome; R. Cailliet, MD)

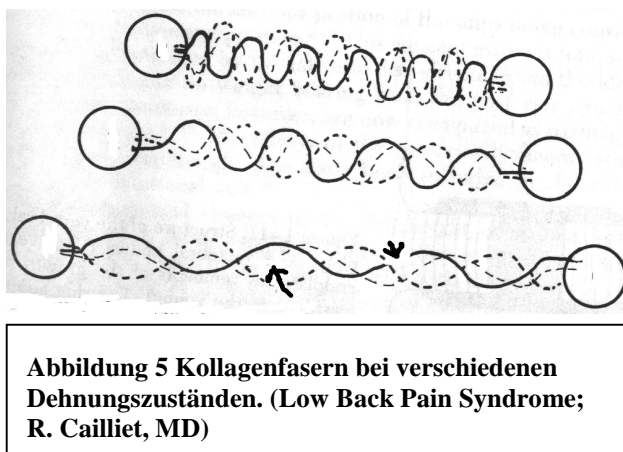
Abbildung 4 zeigt schematisch die makroskopische Darstellung der Kollagenfasern bei verschiedenen Dehnungszuständen. Man sieht, daß bei reiner Kompression (C) die Fasern kaum verlängert sind. Auch bei alleiniger Beugung und Streckung der Wirbelsäule (D) sind die Fasern wenig verlängert. Dagegen sind sie morgens bei stärkerer Flüssigkeitsfüllung (B) weiter vorgedehnt. Besonders bei kombinierten Bewegungen (E) sind die Fasern am stärksten gedehnt.

Welche Folgen die Dehnung hat, zeigen die folgenden mikroskopischen Darstellungen der Bandscheiben.



Kollagenfasern sind aus drei Proteinketten (Tripelhelix) bestehende Moleküle, die durch verschiedene Bindungskräfte in ihrer Struktur erhalten bleiben. Die wichtigsten Bindungskräfte sind kovalente, also echte Elektronenpaarbindungen, welche die Primärstruktur jedes Proteins schaffen. Weiterhin wichtig sind Ionenbindungen, welche besonders wichtig sind für die Sekundär-, Tertiär- und Quartärstruktur. Wird eine Kollagenfaser gedehnt, so sind zunächst die Ladungsbindungen, also die Ionenbindung betroffen.

Lässt die Dehnung nach, so nehmen die Proteinstrukturen aufgrund der verschiedenen Ladungen wieder ihre alte Struktur ein, so daß Ionenbindungen also als reversibel bezeichnet werden können. (s. Abb. 5)



Übersteigt die Dehnung jedoch eine gewisse Länge, so kommt es zu Schäden der kovalenten Bindungen. Diese Schädigungen sind irreversibel. Eine Reparatur des Schadens tritt, da es sich um bradytrophe Gewebe handelt, nur sehr langsam ein.

Die Gefahr ist, daß durch wiederholt auftretende kleinere Schäden, die in kürzeren zeitlichen Abständen auftreten, größere Schäden im Anulus entstehen, die in der Folge zu einem klinisch sich manifestierendem Bandscheibenvorfall führen könnten.

4.1.4 Mechanische Einflußfaktoren

Abgeleitet von dem oben gesagtem wird im folgenden genauer auf die mechanische Belastung eingegangen.

Die Höhe (Rothmann et al**28**) der tatsächlichen Belastung und die Anzahl der Wiederholungen (Adams et al**26**), also daß langjährige manuelle Handhaben von „schweren“ Lasten (siehe Tab.2) ist mit einer erhöhten Zahl von Erkrankungen der Bandscheiben verbunden. Bei einem Gewicht von 113N liegt ein bis zu 3,5-fach höheres Risiko (Konietzko et al**16**) für Bandscheibenschäden vor

Es gibt verschiedene Auffassungen wie die Belastung sein sollte, um keine Schäden, sondern einen positiven also stärkenden Effekt auf die Bandscheiben zu bewirken. In einem Artikel der LfAS (Bayrisches Landesamt für Arbeitsschutz, Arbeitsmedizin und Sicherheitstechnik) wird berichtet, (Hiche et al**17**) daß schwere manuelle Arbeit im frühen Leben möglicherweise die spinalen Ligamente und den Anulus fibrosus stärkt.

Weiterhin kann eine zu geringe Belastung in früher Jugend (wenig Sport, viel fernsehen) wie in einer prospektiven 3 Jahresstudie gezeigt (Salminen et al**18**) zu frühzeitig geringen Bandscheibenschäden führen, die sich später zu relevanten Bandscheibenschäden entwickeln könnten.

Auf der anderen Seite gibt es die Meinung (Shirazi et al**22**), daß „hohe“ (s.Tab.1,2) Belastung mit kombinierten Dreh, Seit,- und Beugebewegungen ebenfalls zu frühzeitigen Schäden in den innersten dorsolateralen Schichten des Anulus fibrosus führen und damit zu späteren Bandscheibenschäden prädisponieren. Nicht nur die Höhe allein, sondern besonders die **Kombination** (Gordan et al**20**), (Fathallah et al**21**), verschiedener Bewegungen hat einen maßgeblichen Einfluß auf die Schädigung der Bandscheiben. Berufe mit einem großen zeitlichen Anteil von gebeugter Arbeitshaltung (Fathallah et al**24**) bieten aufgrund der verstärkten Möglichkeiten für komplexe Bewegungen, und der damit erhöhten Verletzungsgefahr der Bandscheiben (Best et al**25**) ein höheres Risiko für Bandscheibenvorfälle.

Die erhöhte Gefahr wird in der Studie von Best mit dem anatomische Aufbau (s.Abb.4) der Bandscheiben begründet.

Eine scharfe Grenze zwischen unschädlicher und schädlicher Lasthandhabung läßt sich auf die Allgemeinheit kaum angeben, da individuelle Faktoren wie zu Beginn beschrieben immer in die biomechanische Belastung der Lendenwirbelsäule mit eingehen können.

Für Zwecke der Begutachtung von Berufskrankheiten wurden dennoch Orientierungswerte (s.Tab.1,2) angegeben.

Im Merkblatt zur BK 2108 „Bandscheibenbedingte Erkrankungen der LWS durch das Heben und Tragen schwerer Lasten“ werden Lastgewichte, deren häufige Handhabung als bandscheibenschädigend angesehen werden, angegeben (s. Tab. 1). Diese Zahlen gelten für eng am Körper gehobene Lasten.

Bei größeren Abständen muß, wie in unserer Studie mit einem Lastgewicht von 118N gezeigt wurde, die Definition von schweren Lasten deutlich nach unten korrigiert werden.

4.1.4.1 Orientierung für schwere Lasten

Alter in Jahren	Last in Newton*	
	Frauen	Männer
15-17	100	150
18-39	150	250
>40	100	200

Tabelle 1: Definition von schweren Lasten. *Im Merkblatt zur BK2108 in kg angegeben

Tichauer hat zur Beurteilung der Arbeitsbelastung die Momente an der Bandscheibe L5/S1 herangezogen (s.Tab.2). Obwohl nicht berichtet wird, auf welcher Grundlage die Klassifizierung und Bewertung erfolgte, ist diese Einschätzung für eine Arbeitsplatzbewertung nützlich.

4.1.4.2 Beurteilung der Arbeitsbelastung nach Tichauer

Moment	Arbeitsschwere	Bedingungen
Bis 40 Nm	leicht, mühelos	-
40-85 Nm	mittelschwer	guter Körperbau, einige Übung
85-115 Nm	schwer	Ausgewählte Person, eingehende Schulung, Ruhepausen
über 115 Nm	Sehr schwer	Große Sorgfalt bei Personenauswahl, nur Schichtabschnitte

Tabelle 2: Beurteilung der Belastung am Arbeitsplatz.

Bevor genauer auf die Reaktionsmomente eingegangen wird, werden zunächst die Druckbelastung (s.Abb.6) und die Kompressionskraft (s.Tab.3) dargestellt, die bei der Vorbeugung und dem Heben von Lasten entstehen.

4.1.4.3 Druckbelastung

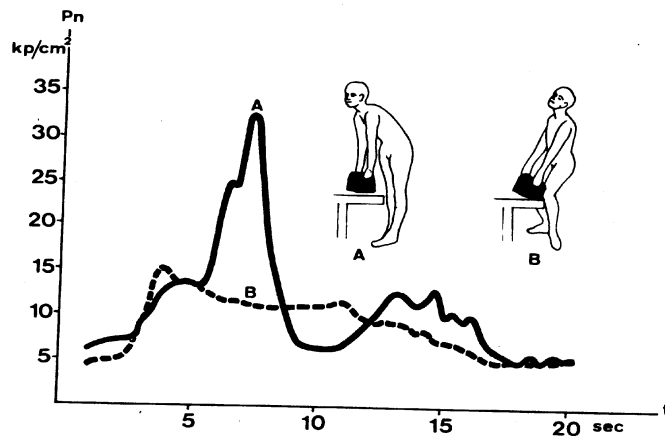


Abbildung 6: Druckmessung der Zwischenwirbelscheibe L3/L4 eines 25 jährigen Mannes beim Heben von 200N mit gebeugtem Rücken, gestreckten Knien(A) und gestrecktem Rücken, gebeugten Knie- und Hüftgelenken(B) (Nachemson 75).

Heben mit gebeugtem Rücken (Nachemson et al19) bewirkt eine höhere Druckbelastung der Bandscheiben in der LWS, als mit gestrecktem Rücken und gebeugten Knien. (s. Abb. 6). Diese Ergebnisse wurden aus intradiskalen Druckmessungen gewonnen.

4.1.4.4 Kompressionskraft

(Jäger und Lüttmann⁴⁰) haben Empfehlungen für die maximale Kompressionsbelastung der Bandscheibe L5/S1 gegeben, die sowohl das Alter als auch das Geschlecht der Betroffenen berücksichtigt.(s. Tab 3)

Empfehlung für maximale lumbale Kompressionsbelastung der Bandscheibe L5-S1 in kN		
Alter in Jahren	Frauen	Männer
20	4,4	6,0
30	3,8	5,0
40	3,2	4,0
50	2,6	3,0
≥ 60	2,0	2,0

Tabelle 3: Empfehlung für lumbale Kompressionsbelastung der Bandscheiben. (Jäger und Lüttmann 1994)

Nach der Darstellung der Rückenbelastung mit Hilfe der Drücke und Kräfte, erfolgt nun die von uns ermittelte Rückenbelastung bei einer Bewegung (s. Aufgabenstellung in Math.- und Methoden) unter dem Gesichtspunkt der dreidimensionalen Reaktionsmomente.

4.2 Rückenhaltung

Bei der Durchführung wurden unterschiedliche Haltungen des Oberkörpers beobachtet. Ob diese letztlich einen direkten Einfluß auf die Reaktionsmomente hatten, wurde im folgenden untersucht.

Zunächst wird die Inklinationshaltung des Oberkörpers gegenüber dem Becken (s.Tab.4) bei dem zeitlichen Augenblick der maximalen Vektorsumme und den dabei ebenfalls auftretenden größten Inklinationsmomenten gezeigt.

Weiterhin werden das Alter, die Größe, das Gewicht und der Bodymassindex (BMI) dargestellt.

Die Rumpfstellung (Potvin et al**33**) ist der wichtigste Faktor für die Pathogenese von Bandscheibenschäden.

4.2.1 Inklination

Proband	Inklinationsmomente	Inklination(Grad)	Größe(m)	Vektorsumme	Gewicht(N)	Alter(Jahre)	BMI
11	260	84	1,86	269	1102	55	32
3	255	75	1,98	259	1174	36	30
1	250	76	1,86	256	1023	42	30
5	240	74	1,86	242	991	33	29
12	235	67	1,72	240	872	38	29
10	230	77	1,78	240	1012	48	32
4	200	74	1,85	205	965	27	28
7	200	77	1,80	207	782	49	24
8	200	77	1,80	212	715	17	22
9	185	56	1,85	198	816	37	24
6	170	57	1,69	175	755	32	26
2	160	83	1,86	167	1017	34	29
Mittelwert	215±33	73±8	1,83±0,07	223±32	935±139	37±10	28±3

Tabelle 4 Inklinationshaltung des Oberkörpers und Inklinationsmomente zum Zeitpunkt, an dem die Vektorsumme der Reaktionsmomente am größten ist.

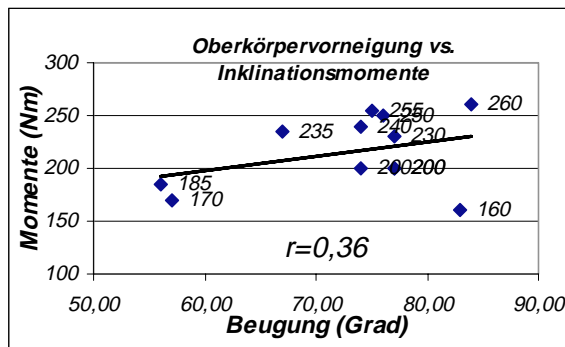


Abbildung 7 Inklination gegenüber dem Becken vs. Inklinationmomente.

Die Inklinationshaltung unserer Probanden (s.Abb.7) hat keine signifikante Korrelation (Korrelationskoeffizient $r=0,36$) zu den x. Inklinationmomenten. Mit größerer Oberkörpervorbeugung des Rumpfes gegenüber dem Becken werden die Inklinationmomente jedoch merklich größer. Eine starke Vorbeugung kann Schäden im Anulus fibrosus hervorrufen (Adams et al37).

Wenn man sich die einzelnen Daten vergleichend anschaut, so hat zum Beispiel Proband 2 mit überdurchschnittlicher Vorbeugung (83°) des Rumpfes gegenüber dem Becken weit unter dem Durchschnitt liegende Inklinationmomente (160Nm).

Proband 11 dagegen hat mit der stärksten Vorbeugung (84°) die höchsten Inklinationmomente (260Nm).

Wie derart unterschiedliche Ergebnisse zustande kommen, wird im folgenden weiter untersucht.

Als nächstes wird betrachtet, ob die Stellung des Oberkörpers gegenüber der Vertikalen einen Einfluß auf die Inklinationmomente hat.

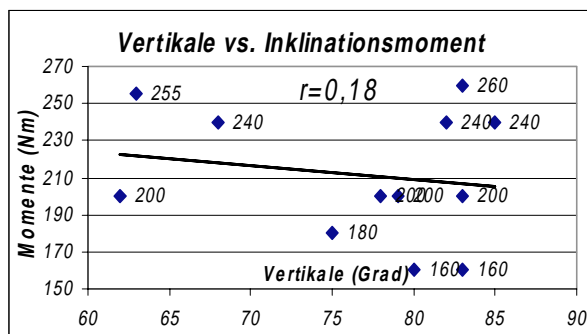


Abbildung 8:Inklination gegenüber der Vertikale vs. Inklinationmomente.

Es gibt keine Korrelation ($r=0,18$) des Oberkörperwinkels gegenüber der Vertikalen (s.Abb.8) und den dabei entstehenden max.

Inklinationmomenten. Somit hat in unserer Studie die Haltung des Oberkörpers gegenüber der Vertikalen keinen direkten Einfluß auf die Höhe der Inklinationmomente.

Proband 2 hat z.B. 62° Inklination gegenüber der Vertikalen und unterdurchschnittliche Inklinationmomente (160Nm), bei 83° Vorbeugung gegenüber dem Becken.

Proband 11 hat ebenfalls geringe 63° Inklination gegenüber der Vertikalen, aber überdurchschnittliche Inklinationmomente (255Nm), bei ähnlicher (84°) Vorbeugung gegenüber dem Becken.

4.2.2 Proband 2

Dieser Proband hat sowohl die niedrigsten Inklinationsmomente (160Nm), als auch die geringste Vektorsumme (167Nm). Zu diesen geringen Reaktionsmomenten kommt es durch eine leichte Kniebeugung rechts (35°) und links (27°), und einem beiderseits unterdurchschnittlichem Handabstand von 0,48m rechts und 0,65m links. Sein Oberkörper ist überdurchschnittlich stark (83°) gegenüber dem Becken gebeugt, aber nur geringe 2° nach links gedreht und zur Seite geneigt.

Um einen intraindividuellen Einfluß von der Haltung zu bekommen, wurde von dem Probanden maximale Reaktionsmomente von einem anderen Trial (2/28) der gleichen Aufgabe untersucht. Bei diesem waren die Reaktionsmomente (s. Anhang Proband 2 Ergebnisteil) bis auf die Torsionsmomente deutlich höher. Im direkten Vergleich wurden im Trial 28 die Knie fast durchgestreckt, bei stärkerer Rumpfdrehung und Seitneigung. Der Oberkörper wurde gegenüber dem Becken geringer gebeugt, und gegenüber der Vertikalen stärker. Der Handabstand war dabei beiderseits deutlich größer. Die dabei erreichte Vektorsumme von 230 Nm liegt bei einem Gewicht des Probanden von 1017N und einem BMI von 29 in einem verglichen mit den übrigen Probanden erwarteten Bereich. Die deutlichen Unterschiede der Vektorsumme lassen also den in unserer Arbeit untersuchten Trial 31 als bessere Bewegung im Sinne von geringeren Reaktionsmomenten erkennen.

Es zeigt sich weiterhin, wie wichtig der Zusammenhang zwischen der Kniebeugung und der Oberkörperhaltung ist. Bei diesem Probanden hat es sich bei gestreckten Knien nicht als günstig erwiesen, den Oberkörper geringer gegenüber dem Becken und stärker gegenüber der Vertikale zu beugen.

4.3 Anthropometrischer Einfluß der Körpergröße

Eine Körpergröße über 179cm geht mit einem 2,5-fachen Risiko für Bandscheibenvorfälle einher (Heliövaara et al13).

Es stellt sich somit die Frage, ob die Körpergröße einen entscheidenden Einfluß auf die Inklinationmomente hat.

Die folgende Abbildung 9 zeigt die Korrelation der Körpergröße zu den Inklinationmomenten.

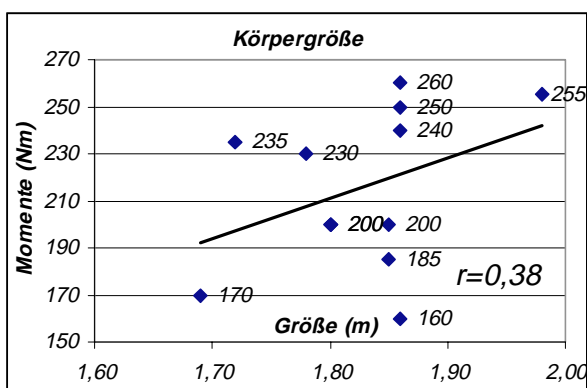


Abbildung 9: Körpergröße vs. Inklinationmomente ($r=0,38$).

Es zeigt sich bei der Körpergröße keine direkte Korrelation ($r=0,38$) zu den Inklinationmomenten. Es ist jedoch ein Trend erkennbar, daß mit zunehmender Körpergröße auch die Inklinationmomente größer werden. Da bei einzelnen Probanden andere Faktoren stärkeren Einfluß auf die Reaktionsmomente haben, ist insgesamt nur eine Korrelation von $r=0,38$ vorhanden.

4.3.1 Proband 9

Im folgenden werden weitere Erklärungen für den Probanden 9 gemacht, um die geringeren Inklinationsmomente bei überdurchschnittlicher Körpergröße (s.Tab.3) erklären zu können.

Der Proband ist mit 1,85m überdurchschnittlich groß, jedoch mit 816N unterdurchschnittlich schwer und hat einen ebenfalls unterdurchschnittlichen BMI von 24. Er hält die linke Hand unterdurchschnittlich und die rechte überdurchschnittlich vom Körper entfernt (s.Tab.7 Ergebnisteil). Seine Kniebeugung (s.Tab.4 Ergebnisteil) zum Zeitpunkt der maximalen dreidimensionalen Reaktionsmomente ist beiderseits die geringste.

Die Stellung des Oberkörpers zur Vertikalen ist mit 83° deutlich größer als die Inklination des Oberkörpers (56°) gegenüber dem Becken (s. Tab 3 und Graph.15 Ergebnisteil), was sich durch eine Haltung erklären läßt, bei welcher der Körperschwerpunkt weiter nach hinten verlagert wird (s.Graph 1).

Auch wenn der Einfluß der Stellung des Oberkörpers gegenüber der Vertikalen keinen direkten Einfluß (s.Abb.8) auf die Inklinationsmomente hat, so ergeben sich doch zwangsläufig verschiedene Körperhaltungen.

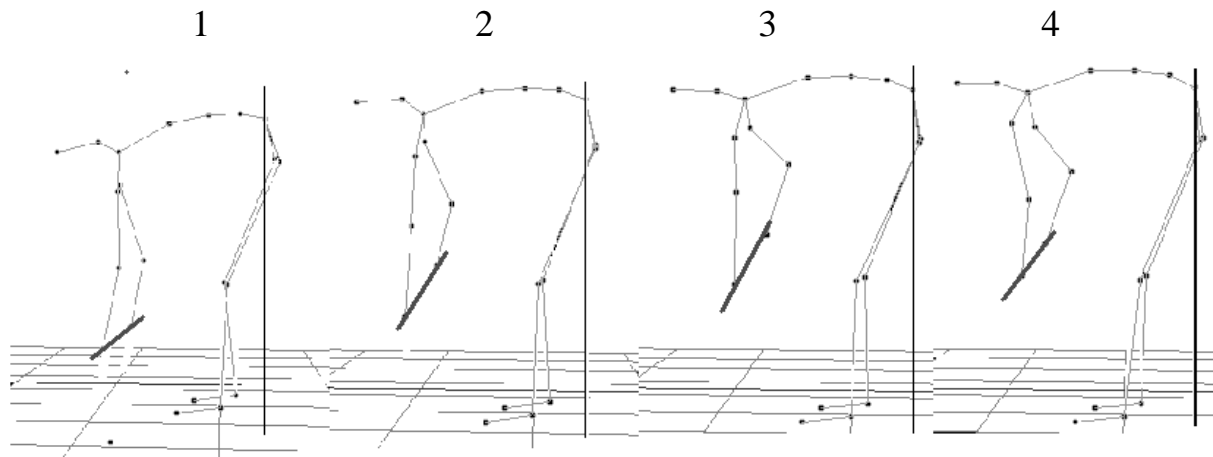
Die folgende Graphik 1 versucht die Hebe- und Weiterreichtechnik des Probanden 9 genauer zu zeigen. Das Lastgewicht (rot) ist stark verkürzt dargestellt. Es werden Aufnahmen um den zeitliche Augenblick gezeigt, an dem die größte Vektorsumme der Reaktionsmomente auftrat.

Der Proband lehnt sich mit nur wenig gebeugten Knien nach hinten und benutzt das Lastgewicht, um das Gleichgewicht zu halten, und nicht nach hinten zu fallen.

Durch die Schwerpunktverlagerung nach hinten könnte bei dem Proband 9 der Einfluß des Oberkörpers und des Lastgewichtes auf das Bandscheibensegment L5/S1 aufgrund eines günstigeren Hebelarmes geringer werden. Dieses hat deutlich geringere Inklinationsmomente zur Folge.

Auch wenn wie schon erwähnt kein direkter Einfluß der Oberkörperhaltung gegenüber der Vertikalen besteht, führt bei diesem Probanden eine geringe Vorbeugung gegenüber dem Becken in Verbindung mit einer starken Vorbeugung gegenüber der Vertikalen und nur leicht gebeugten Knien zu einer Arbeitshaltung, welche mit unterdurchschnittlichen Inklinationsmomenten und einer unterschiedlichen Vektorsumme der Reaktionsmomente einhergeht.

Proband 9 seitlich



Graphik 1 : Proband 9 mit von links nach rechts fortschreitendem zeitlichen Augenblick beim Weiterreichen des Lastgewichtes an dem die größte dreidimensionale Vektorsumme der Reaktionsmomente auftrat. (Maximum auf Bild 3)

4.4 Anthropometrischer Einfluß von BMI und Gewicht

Um den anthropometrischen Einfluß der einzelnen Probanden beurteilen zu können, wurde in der Tabelle 3 die Körpergröße, das Gewicht und der BMI der Probanden in Bezug zu den Inklinationen und der Vektorsumme dargestellt.

Die Abbildungen 10 und 11 verdeutlichen den wichtigen Einfluß des BMI und des Gewichtes auf die Vektorsumme der Reaktionsmomente.

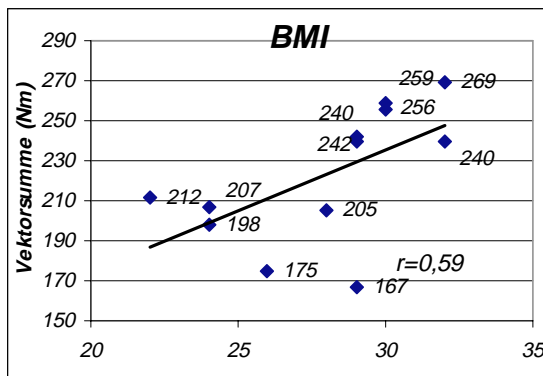


Abbildung 10 BMI vs. Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Es werden Ergebnisse (Böstman et al⁸) gestützt, daß Menschen mit einem höheren BMI (s. Abb.10) erhöhte Gefahr haben, einen Bandscheibenschaden zu bekommen ($r=0,59$), weil die Reaktionsmomente bei diesen Probanden auch signifikant höher liegen.

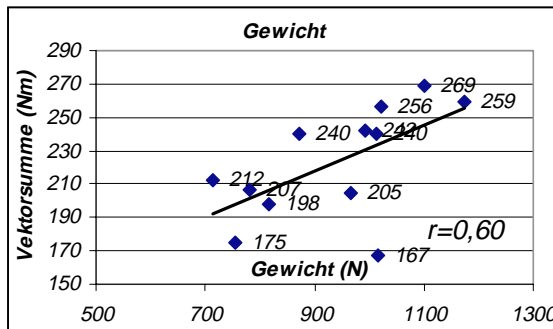


Abbildung 11 Gewicht vs. Vektorsumme von den Reaktionsmomenten.

Beim Körpergewicht (s. Abb.11) ist auch eine positive Korrelation ($r=0,60$) zu der Vektorsumme von den Reaktionsmomenten zu erkennen. Es kann biomechanisch unterstützt werden, daß Übergewicht mit einem erhöhtem Risiko von bis zu 1,57 (Deyo et al¹¹) mit Bandscheibenschäden korreliert.

Bedingt durch das Rohr, welches die Probanden weiterreichen, kommt es zu einer asymmetrischen Lastverteilung. Dadurch entstehen außer den Inklinationen noch Seitmomente und Torsionsmomente, auf die im folgenden näher eingegangen wird.

Tabelle 5 stellt die seitliche Körperhaltung zum Zeitpunkt der maximalen Vektorsumme mit den zeitgleichen Seitmomenten und den übrigen anthropometrischen Daten dar.

4.5 Seitneigung

Proband	Seitneigung	Seitneigungsmomente	Größe(m)	Gewicht(N)	Alter(Jahre)	BMI
8	-9	-60	1,80	715	17	22
9	-5	-55	1,85	816	37	24
11	-4	-55	1,86	1102	55	32
12	-8	-35	1,72	872	38	29
10	-3	-30	1,78	1012	48	32
6	-9	-20	1,69	755	32	26
1	-2	-20	1,86	1023	42	30
7	-7	-15	1,80	782	49	24
4	-6	-15	1,85	965	27	28
5	-1	-10	1,86	991	33	29
2	-2	15	1,86	1017	34	29
3	5	30	1,98	1174	36	30
Mittelwerte	4±4	30±26	1,83±0,07	935±139	37±10	28±3

Tabelle 5 Seitneigung vs. Seitneigungsmomente zu dem Zeitpunkt, an dem die Vektorsumme der Reaktionsmomente am größten ist.

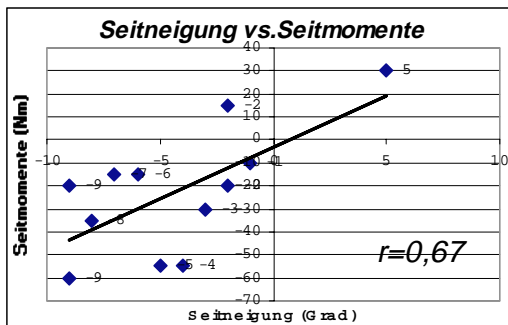
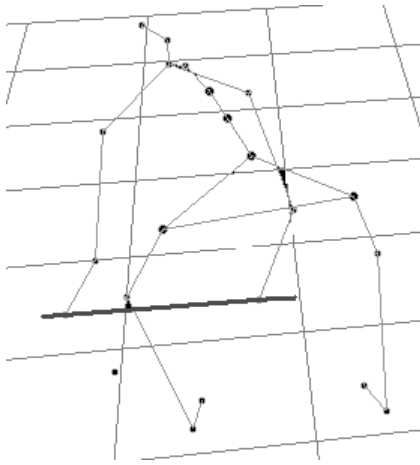


Abbildung 12: Seitneigung vs. Seitmomente.

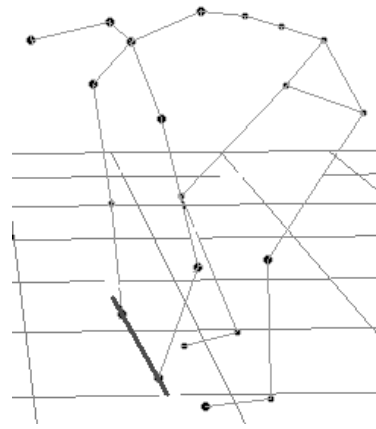
Es zeigt sich (s. Abb. 12) eine positive Korrelation ($r=0,67$) der seitlichen Körperhaltung mit größeren Seitmomenten bei zunehmender Seitneigung. Die Seitneigung des Rumpfes ist mit einem erhöhten Risiko für Bandscheibenschäden verbunden, wenn sie in Kombination mit einer Flexion auftritt (Shirazi et al35).

4.5.1 Proband 6

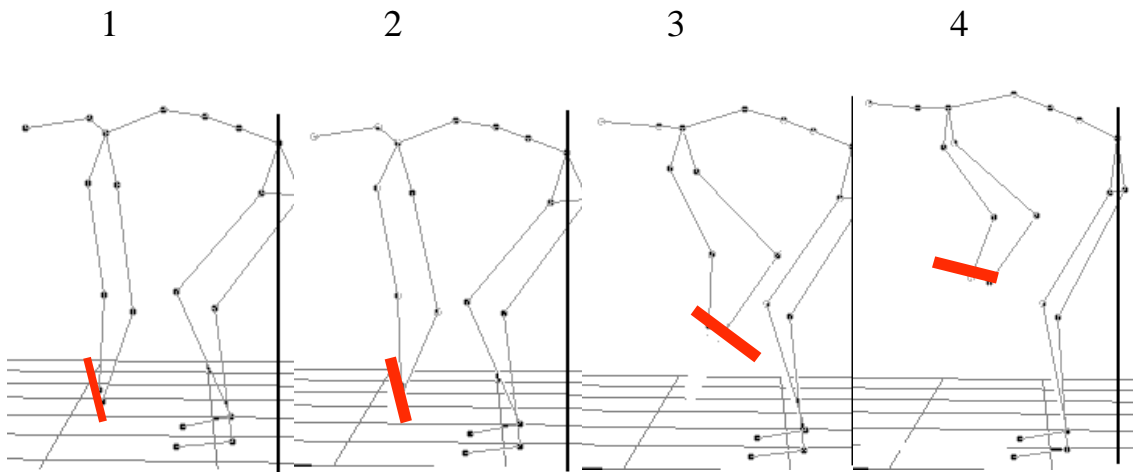
Schaut man sich Proband 6 genauer an (Graphik 2,3,4) sieht man, daß sein Körperschwerpunkt wie bei Proband 9 weit nach hinten verlagert ist. Gleichzeitig neigt er sich überdurchschnittlich (-9°) nach links (s. Tab 2 Ergebnisteil) und beugt die Knie durchschnittlich (s.Tab.4 Ergebnisteil).



Graphik 2: Proband 6 von hinten zum Zeitpunkt der größten Vektorsumme der Reaktionsmomente.



Graphik 3: Proband 6 seitlich zum Zeitpunkt der größten Vektorsumme der Reaktionsmomente.



Graphik 4: Proband 6 seitlich von links nach rechts zeitlich fortschreitende Weiterreichen der Last. Auf Bild 2 trat das Maximum der dreidimensionalen Vektorsumme der Reaktionsmomente ein.

Die Vektorsumme der Reaktionsmomente bei Proband 6 liegt mit 175Nm deutlich unter dem Durchschnitt. Er hat einen unterdurchschnittlichen BMI, da er mit 1,69m einer der kleinen und mit 755N auch leichten Probanden ist, was wie schon erwähnt mit geringeren Inklinationsmomenten korreliert (s.Abb.9,10).

Um die Seitbewegung besser beurteilen zu können wird der Proband 6 noch einmal von hinten dargestellt (Graphik 5).

Man erkennt, daß sich der Proband weiter nach rechts bewegt, unter weitgehender Beibehaltung der Seithaltung des Oberkörpers. Schaut man sich den Kurvenverlauf der Seitmomente (s.Graph.28 Ergebnisteil) an, so sieht man, daß die Seitmomente in dieser Phase ebenfalls relativ konstant sind.

Weiterhin wird der Oberkörper gegenüber dem Becken unterdurchschnittlich (57°) und gegenüber der Vertikalen überdurchschnittlich (80°) gebeugt.

Ein weit nach hinten verlagerter Körperschwerpunkt mit geringen Oberkörperbewegungen, hat bei diesem Probanden unterdurchschnittliche Reaktionsmomente zur Folge. Somit ergibt sich bei etwas stärker gebeugten Knien ein recht ähnliches Haltungsmuster wie bei Proband 9.

4.5.2 Proband 10

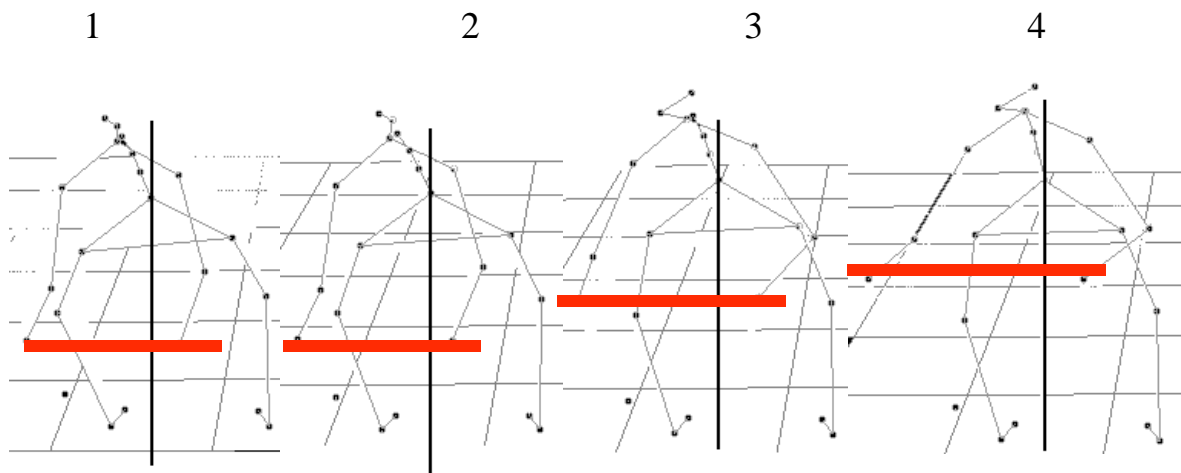
Proband 10 hat bei 3° Linksneigung mit 30 Nm durchschnittliche Seitmomente (s.Tab.5). Er ist mit 1,78m unterdurchschnittlich groß, jedoch mit 1012N Körpergewicht überdurchschnittlich schwer und hat somit einen hohen BMI von 32 (s. Tab. 3). Seine Oberkörpervorbeugung ist sowohl gegenüber dem Becken (77°), als auch der Vertikalen (83°) überdurchschnittlich groß. Die Hände haben einen Abstand (s.Tab.4 Ergebnisteil), der beidseitig unter dem Durchschnitt liegt, und seine Kniebeugung (s.Tab.2 Ergebnisteil) ist mit 28° beiderseits ebenfalls auf beiden Seiten unterdurchschnittlich.

Die Graphiken 6 und 7 zeigen den Probanden 10.

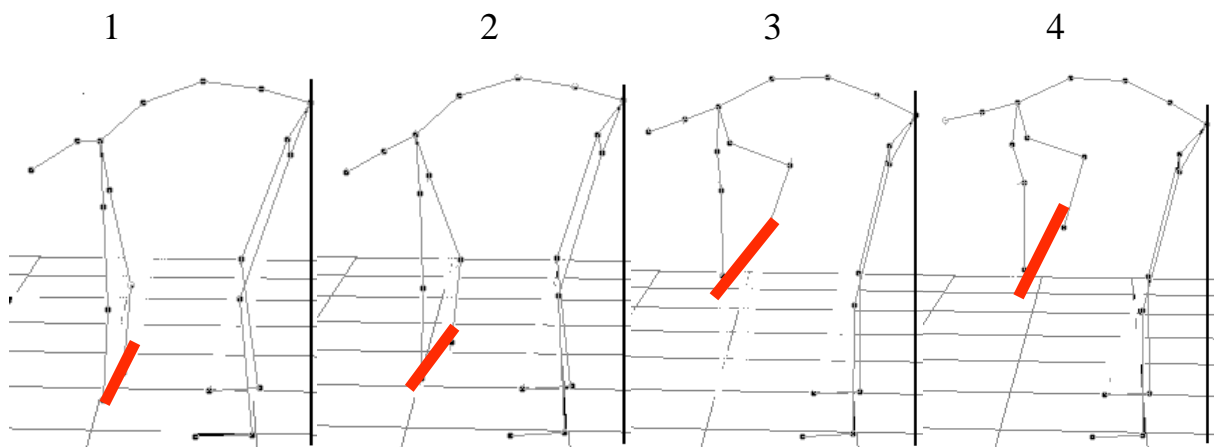
Er hat eine überdurchschnittliche Vektorsumme der Reaktionsmomente (s.Tab.3).

Aus den Graphiken 6 und 7 erkennt man, das sein Körperschwerpunkt weiter nach vorn verlagert ist als bei den Probanden 6 und 9, und daß er weitgehend aus dem Rücken hebt, ohne die Becken-Beinhaltung zu verändern.

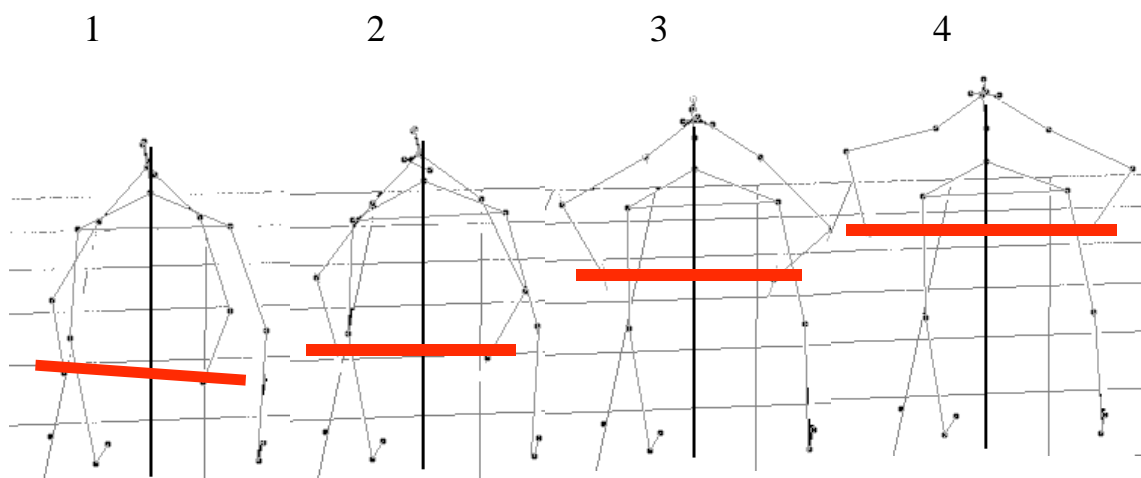
Dadurch erzeugt er überdurchschnittlich hohe dreidimensionale Bewegungsmomente bei geringer Körpergröße, jedoch überdurchschnittlich hohem Gewicht und dementsprechend großem BMI von 32. Vergleicht man diese Aussage mit der von Nachemson über die Druckbelastung (s.Abb.6), so ergeben sich deutliche Übereinstimmungen.



Graphik 5: Proband 6 von hinten. Von links nach rechts zeitlich fortschreitende Weiterreichen der Last. Auf Bild 2 trat das Maximum des Reaktionsmoments ein.



Graphik 6: Proband 10 seitlich. Von links nach rechts zeitlich fortschreitende Weiterreichen der Last. Auf Bild 2 trat das Maximum des Reaktionsmoments ein.



Graphik 7: Proband 10 von hinten. Von links nach rechts zeitlich fortschreitende Weiterreichen der Last. Auf Bild 2 trat das Maximum des Reaktionsmoments ein.

4.6 Torsion

Als nächstes wird die gedrehte Körperhaltung (s.Tab.6) zum Zeitpunkt der maximalen Vektorsumme mit den zeitgleichen Torsionsmomenten und den übrigen anthropometrischen Daten dargestellt.

Proband	Torsion	Torsionsmoment	Größe (m)	BMI	Gewicht(N)	Alter (Jahre)
8	-9	35	1,8	22	715	17
4	-6	40	1,58	28	965	27
6	-6	-35	1,69	26	755	32
7	-5	-50	1,8	24	782	49
12	-5	-35	1,72	29	872	38
11	-4	40	1,86	32	1102	55
10	-3	-60	1,78	32	1012	48
2	-2	-45	1,86	29	1017	34
1	-1	-50	1,86	30	1023	42
5	-1	-25	1,86	29	991	33
9	-1	-45	1,85	24	816	37
3	5	-30	1,98	30	1174	36
Mittelwert	-3±3	40±33	1,83±0,1	28±3	935±145	37±10

Tabelle 6: Torsion vs. Torsionsmomente zu dem Zeitpunkt, an dem die Vektorsumme der Reaktionsmomente am größten ist. Außerdem werden die übrigen Anthropometrischen Daten gezeigt.

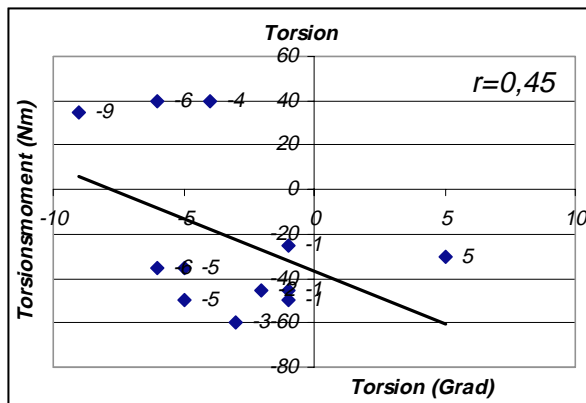


Abbildung 13 Korrelation der Torsion des Oberkörpers zu den Torsionsmomenten.

Man erkennt eine positive Korrelation ($r=0,45$), daß bei stärkerer Körperdrehung (s.Abb.13) höhere Torsionsmomente auftreten. Nach Tütsch und Ulrich (1973; zitiert n. Junghans, 1986) konnten Bandscheibenschäden experimentell bei einem Torsionsmoment von 44 Nm und einer Drehung von 20° erzeugt werden.

Die Drehgeschwindigkeit des Oberkörpers soll zusätzlich einen wichtigen Einfluß auf die Torsionsmomente (Marras et al³⁶) haben. Aufgrund der durch die Wirbelgelenke eingeschränkten Torsionsbewegung ist jedoch eine Schädigung der Bandscheiben bei alleiniger Drehbewegung (Adams et al²³) nicht möglich.

4.7 Einfluß der Dynamik

Im folgenden wird näher auf die Probanden 2,3 und 11 eingegangen, bei denen die eigentliche größte Vektorsumme der gleichzeitig vorkommenden Reaktionsmomente in einem Augenblick liegt, an dem das Lastgewicht noch gar nicht aufgehoben wurde.

Bei ihnen hat die Dynamik des Herunterbeugens und die Gewichtskraft des eigenen Oberkörpers einen größeren Einfluß auf die Inklinationsmomente als das Lastgewicht von 118N.

Die Torsions- und Seitmomente liegen allerdings zu diesem Zeitpunkt deutlich unter den Maximalwerten, so das hier ein Einfluß des Lastgewichtes auf die Torsions- und Seitmomente als wahrscheinlich anzusehen ist.

Zunächst wird näher auf den Probanden 3 eingegangen, der mit 1,98m der größte und 1174N auch der schwerste Proband ist (s.Tab.3).

Bei ihm treffen hohe Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes (KSP) (s.Graph.8 und Abb.14) mit hohen Reaktionsmomenten zusammen, wohingegen bei Proband 6 (s. Graph 9) die größten Reaktionsmomente zeitlich erst später als die größte Geschwindigkeit des KSP erreicht werden.

Die Beschleunigung und die Geschwindigkeit des Oberkörpers, haben also einen wichtigen Einfluß auf die Höhe der Reaktionsmomente bei Proband 3.

Für die Probanden 2 und 11 (s.Graph.10,11) gilt entsprechendes wie für den Probanden 3, nämlich daß der Einfluß der Dynamik allein ausreichend ist, um die größte Vektorsumme aufgrund der hohen Inklinationsmomente zu bewirken.

Da die dorsalen Bandstrukturen der Wirbelsäule nicht kräftig genug sind, um Ermüdungsschäden im hinteren Anulus zu verhindern, sind extrem starke Vorbeugung mit gleichzeitig wirkender hoher Dynamik wie schneller Bewegung des Oberkörpers (Looze et al38) als hohes Risiko für Bandscheibenschäden einzustufen.

Die Graphiken 8 und 9 veranschaulichen die Dynamik des Körperschwerpunktes (s.Abb.13) von Proband 3 (1,98m) und Proband 6 (1,69m) bei dem die Dynamik des Oberkörpers deutlich geringeren Einfluß hat, was an den Reaktionsmomenten (Graphik 27,28 Ergebnisteil) sichtbar wird.

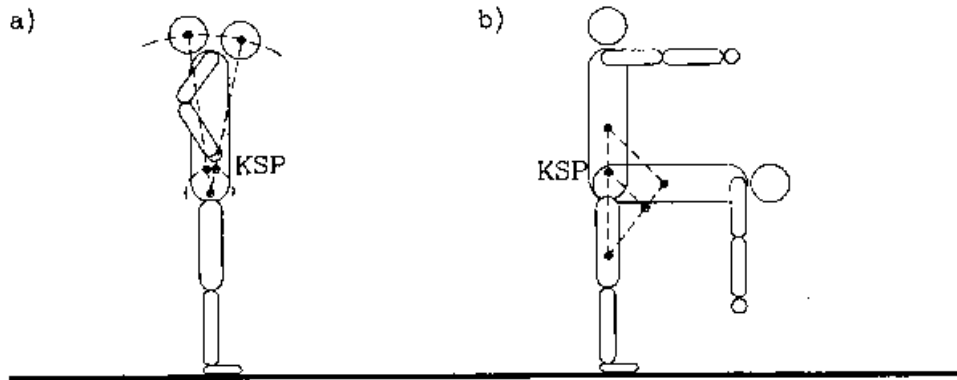
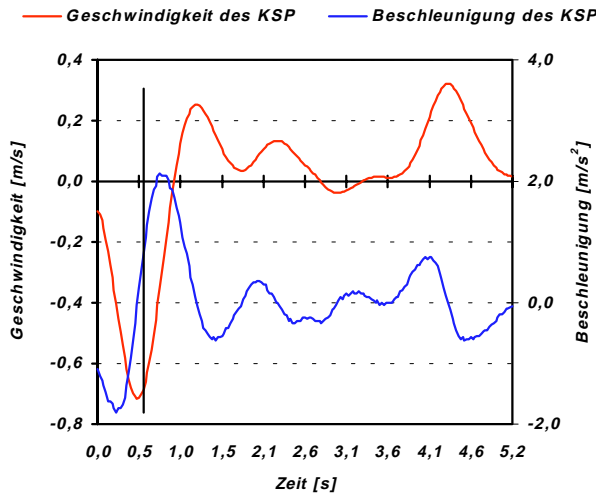


Abbildung 53: Die systematische Wanderung des Körperschwerpunktes aufgrund der Teilkörperbewegung des Kopfes (a) und des Rumpfes (b).
(Kassat G. , 1992)

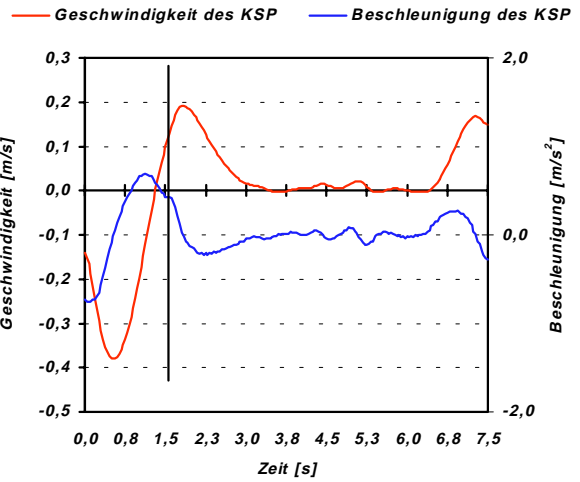
Bei dem Probanden 11 erkennt man den Einfluß, wenn man den Trial 31 (s.Graph.11) und den Trial 28 (s.Graph. 50) vergleicht. Dieses sind wieder zwei verschiedene Wiederholungen der selben Aufgabe zum besseren intraindividuellen Vergleich.

Man erkennt, daß der schneller durchgeführte Trial 31 zu höheren Reaktionsmomenten führt.

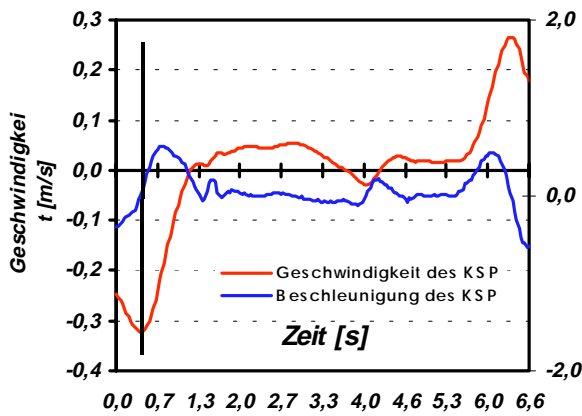
Somit gehen langsamer durchgeführte Bewegung (Trial 28) mit einer geringeren Belastung für die LWS einher, wenn man die Reaktionsmomente betrachtet.



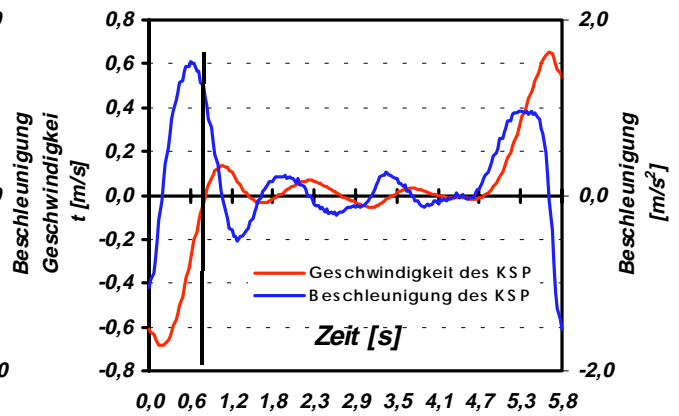
Graphik 8: Geschwindigkeit und die Beschleunigung des KSP vs. Vertikalen von Proband 3.



Graphik 9: Geschwindigkeit und die Beschleunigung des KSP vs. Vertikalen von Proband 6.



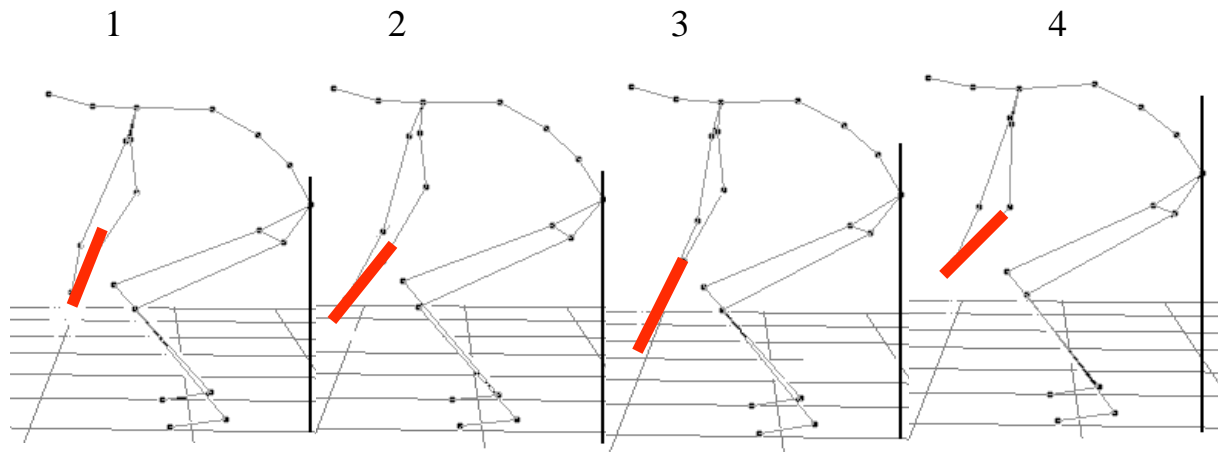
Graphik 10: Geschwindigkeit und die Beschleunigung des KSP vs. Vertikalen von Proband 2



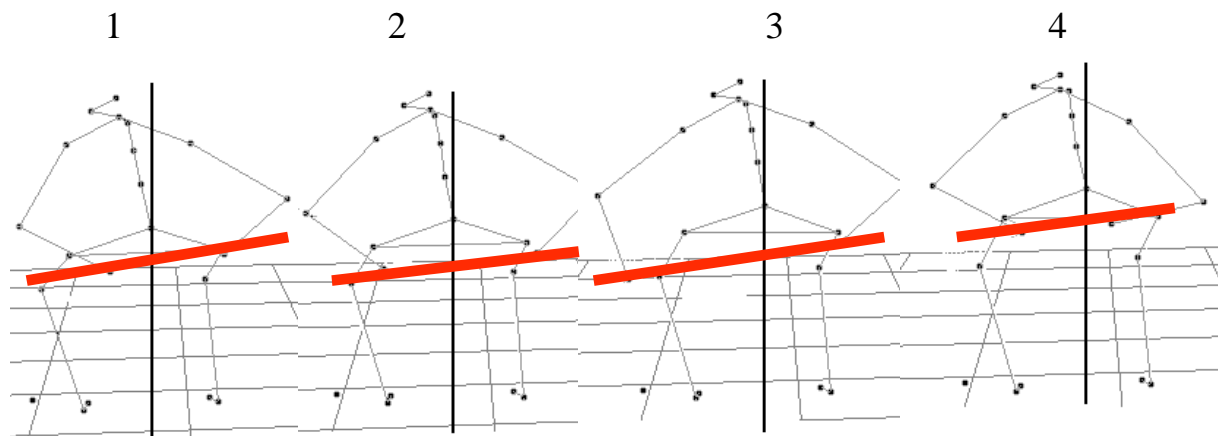
Graphik 11: Geschwindigkeit und die Beschleunigung des KSP vs. Vertikalen von Proband 11

4.7.1 Proband 11

Im folgenden (Graphik 12,13) wird näher auf den Probanden 11 eingegangen, der sowohl die größten Inklinationmomente, als auch die größte Vektorsumme der dreidimensionalen Reaktionsmomente hat.



Graphik 12: Proband 11 seitlich. Von links nach rechts zeitlich fortschreitende Weiterreichen der Last. Bei Bild 3 trat das Maximum des Reaktionsmoments ein.



Graphik 13: Proband 11 von hinten. Von links nach rechts zeitlich fortschreitende Weiterreichen der Last. Bei Bild 3 trat das Maximum des Reaktionsmoments ein.

Proband 11, der sich 4° nach links dreht und neigt, hat zu diesem Zeitpunkt durchschnittliche Torsionsmomente (s.Tab.6) von 40 Nm. Er hat bei größter Inklinationshaltung des Rückens (84°) gegenüber dem Becken (s. Tab 2 Ergebnisteil), die größte Vektorsumme (269Nm) der Reaktionsmomente (s.Tab.3). Aufgrund relativ großer Kniebeugung von 105° beiderseits (s.Tab.4 Ergebnisteil) ist der tatsächliche Beugewinkel des Rumpfes gegenüber der Vertikalen bei 63° (S. Tab. 3 Ergebnisteil), also deutlich geringer als gegenüber dem Becken. Beide Hände werden überdurchschnittlich weit vom Körper entfernt gehalten (s.Tab.7 Ergebnisteil).

Insgesamt ist die Haltung von Proband 11, was die Höhe der Reaktionsmomente betrifft, als ungünstig anzusehen, da sowohl die Inklinationsmomente, als auch die Seitmomente überdurchschnittlich hoch sind (s.Tab.5 Ergebnisteil). Dieses wird durch den großen Handabstand, die starke Kniebeugung und die Oberkörperhaltung (s.Tab.3 Ergebnisteil) hervorgerufen.

Um einen intraindividuellen Vergleich erheben zu können, wurden maximale Reaktionsmomente aus Trial 28 (s. Anhang Proband 11 Ergebnisteil) der gleichen Aufgabe untersucht. Seine Knie waren in Trial 28 deutlich weniger gebeugt, wie auch der Oberkörper gegenüber dem Becken, bei gleichzeitig beiderseits geringerem Handabstand. Alle Reaktionsmomente fielen geringer aus, so daß die Haltung in Trial 28 insgesamt als günstiger bewertet werden muß.

Die stärkere Oberkörperverneigung in Trial 31 gegenüber dem Becken ist nötig, um bei stark gebeugten Knien (s.Tab.4 Ergebnisteil) das Lastgewicht vor dem Körper weiterzureichen zu können.

Daß diese Technik nicht geeignet erscheint, läßt sich außer an der dreidimensionalen Vektorsumme (263Nm) noch an einem weiteren Punkt finden, nämlich an dem Einsatz der Muskulatur.

Zu diesem Augenblick werden in beiden Oberschenkelmuskeln (s.Tab.9 Ergebnisteil) überdurchschnittlich hohe EMG-Signale registriert. Diese starke Muskelbeanspruchung könnte eine zusätzliche Ermüdung und damit höhere Arbeitsbelastung zur Folge haben.

4.8 Kniebeugung

Im folgenden wird die Knieflexion (s.Tab.4 Ergebnisteil) mit dem zeitgleich auftretenden Maximum der Vektorsumme der dreidimensionalen Reaktionsmomente in dem Bewegungssegment L5/S1 dargestellt.

<i>Proband</i>	<i>Knieflexion li (Grad)</i>	<i>Vektorsumme (Nm)</i>	<i>Knieflexion re (Grad)</i>
RS11	104	269	106
RS03	78	259	82
RS01	75	256	80
RS05	27	242	26
RS10	28	240	28
RS12	84	240	86
RS08	127	212	126
RS07	70	207	83
RS04	28	205	37
RS09	22	198	21
RS06	60	175	66
RS02	27	167	35
<i>Mittelwert</i>	61±33	223±32	65±33

Tabelle 7: Knieflexion (Grad) vs. max. Vektorsumme der dreidimensionalen Reaktionsmomente in dem Wirbelsäulensegment L5/S1

Bei den doch erheblichen Unterschieden der Knieflexion wirft sich die Frage auf, ob es günstiger ist das Lastgewicht mit stärker oder weniger stark gebeugten Knien zu heben und weiterzureichen?

Diese Frage wird in der im folgenden dargestellten traditionellen Rückenschule so beantwortet.

4.8.1 Rückenschule

In der traditionellen Rückenschule (s. Abb. 14, s. Tab 8) wird empfohlen, ein Gewicht so nahe wie möglich am Körper zu heben und dabei in die Hocke zu gehen.

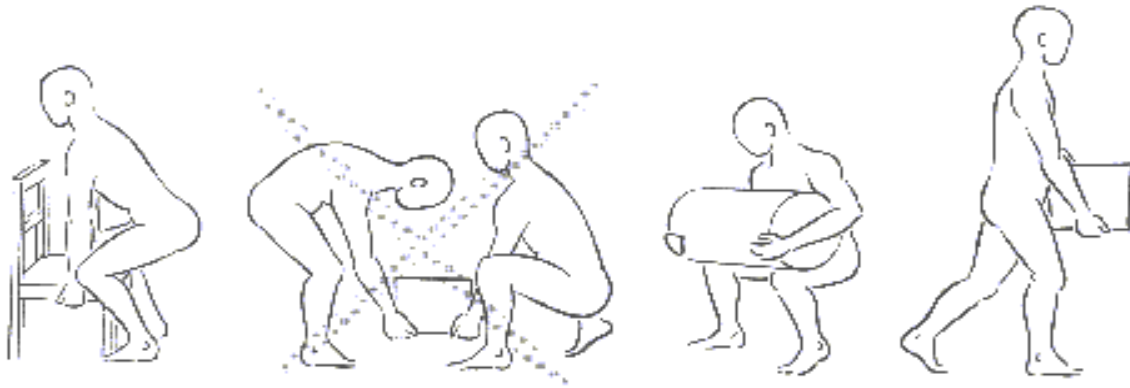


Abbildung 14: Anleitung zum richtigen Heben und Tragen aus der Rückenschule, (Krämer J., 1994)

Ob die in der Rückenschule aufgestellten Thesen auch für die Reaktionsmomente gelten, soll im folgenden untersucht werden.

1	<i>Du sollst dich bewegen</i>
2	<i>Halte den Rücken gerade</i>
3	<i>Gehe beim Bücken in die Hocke</i>
4	<i>Hebe keinen schweren Gegenstände</i>
5	<i>Verteile Lasten und halte sie dicht am Körper</i>
6	<i>Halte beim Sitzen den Rücken gerade und stütze den Oberkörper ab</i>
7	<i>Stehe nicht mit geraden Beinen</i>
8	<i>Ziehe beim Liegen die Beine an</i>
9	<i>Treibe Sport, am besten Schwimmen, Laufen oder Radfahren</i>
10	<i>Trainiere täglich deine Wirbelsäulenmuskulatur</i>

Tabelle 8: Die 10 Regeln der Rückenschule.

Als erstes wird die direkte Korrelation der Kniebeugung gegenüber dem Maximum der Vektorsumme untersucht (s. Abb. 15,16)

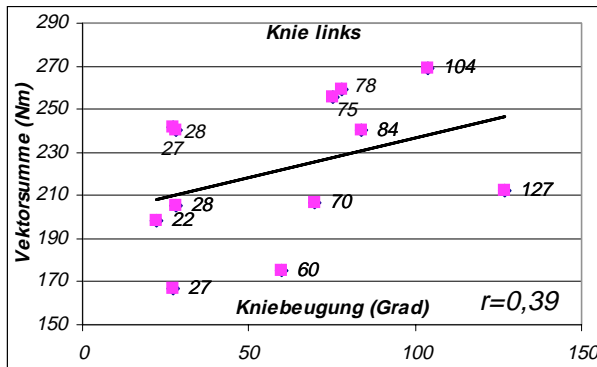


Abbildung 15: Kniebeugung links vs. Maximum der Vektorsumme der Reaktionsmomente.

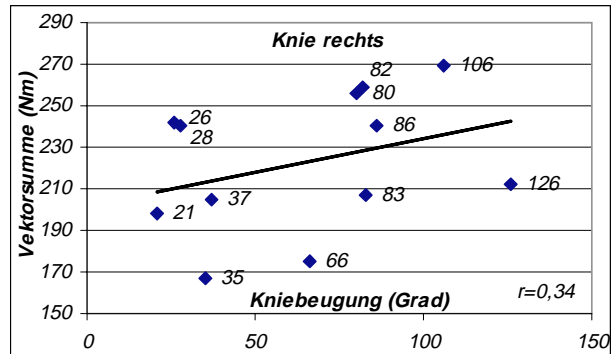


Abbildung 16: Kniebeugung rechts vs. Maximum der Vektorsumme der Reaktionsmomente

Die Stärke der Kniebeugung (s.Abb.15, 16) hat keine direkte Korrelation zu der Vektorsumme der Reaktionsmomente. Allerdings erkennt man rechts ($r=0,34$) und links ($r=0,39$) den Trend, daß bei stärkerer Kniebeugung auch gleichzeitig höhere Reaktionsmomente auftreten.

Um den Einfluß der Kniebeugung auf die Oberkörperhaltung näher zu betrachten, wird die Kniebeugung in Korrelation zu dem Winkel des Oberkörpers gegenüber dem Becken (s.Abb.17,18) und gegenüber der Vertikalen (s.Abb.19,20) dargestellt.

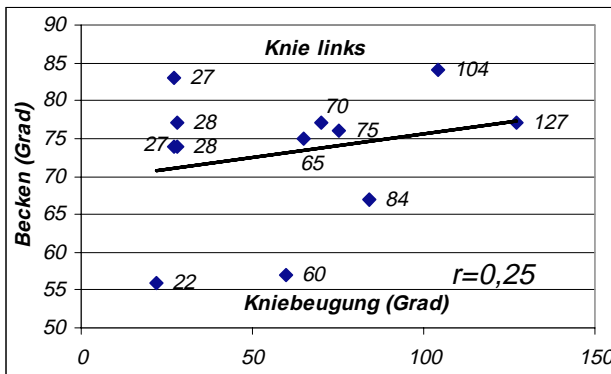


Abbildung 17: Inklinaton/Becken vs. Kniebeugung links.

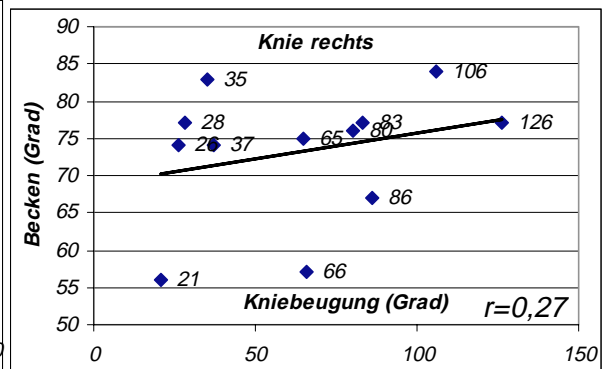


Abbildung 18: Inklinaton/Becken vs. Kniebeugung rechts.

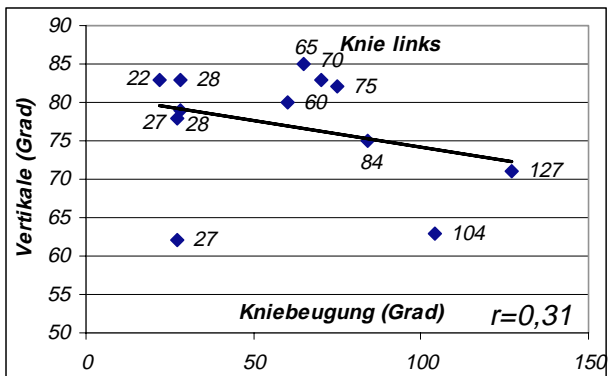


Abbildung 19: Inklinaton/Vertikalen vs. Kniebeugung links.

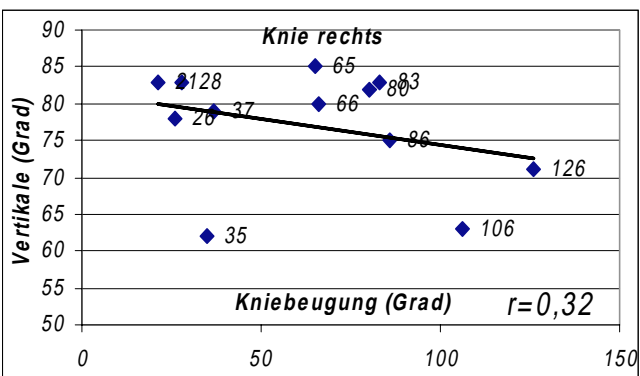


Abbildung 20: Inklinaton/ Vertikalen vs. Kniebeugung rechts.

Es bestehen keine direkten Korrelationen zwischen der Oberkörperinklinationshaltung (s.Abb.17-20) und der Kniebeugung.

Es ist jedoch erkennbar, daß bei stärkerer Kniebeugung der Oberkörper mehr zum Becken gebeugt wird, aber gleichzeitig stärker gegenüber der Vertikalen aufgerichtet wird. Welche Auswirkung dieses hat, zeigen die folgenden Abbildungen 21-24, indem die Kniebeugung in Relation zum Handabstand dargestellt wird.

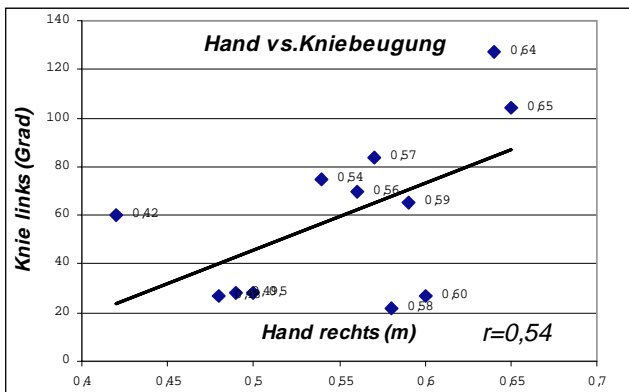


Abbildung 21: Kniebeugung links vs. Hand rechts

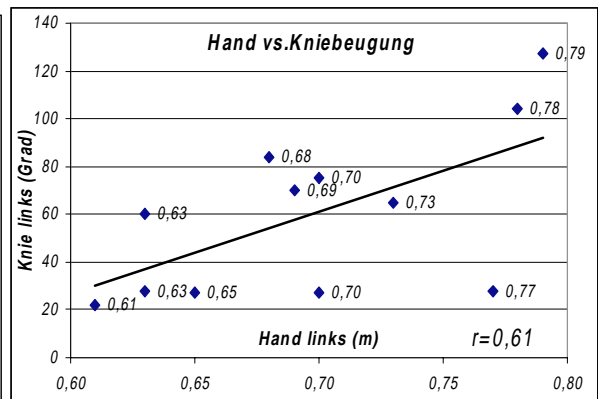


Abbildung 22: Kniebeugung links vs. Hand links

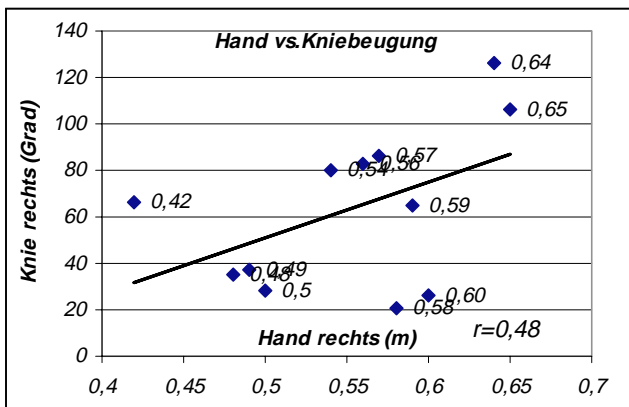


Abbildung 23: Kniebeugung rechts vs. Hand rechts

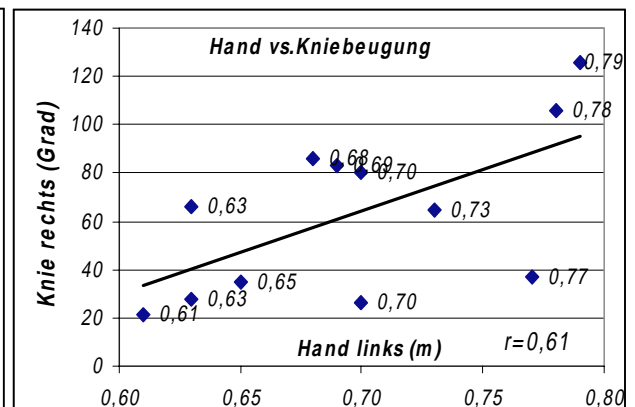


Abbildung 24: Kniebeugung rechts vs. Hand links

Hier besteht eine positive Korrelation der Kniebeugung zum Handabstand. Es zeigt sich hier also, daß eine stärkere Kniebeugung mit größerem Handabstand einhergeht. Da ein größerer Handabstand (Lastabstand) mit höheren Reaktionsmomenten (s. Abb. 25, 26) korreliert, ist auch eine größere Kniebeugung als ungünstig zu bewerten, obwohl sie keinen direkten Einfluß (s. Abb. 15, 16) auf die Reaktionsmomente hat.

4.9 Hebelarm

Die folgende Tabelle 9 zeigt den horizontalen Abstand der Hände bei der zeitgleich auftretenden max. Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Proband	Hand rechts (m)	Vektorsumme (Nm)	Hand links (m)
RS11	0,65	269	0,78
RS03	0,59	259	0,73
RS01	0,54	256	0,70
RS05	0,60	242	0,70
RS10	0,5	240	0,63
RS12	0,57	240	0,68
RS08	0,64	212	0,79
RS07	0,56	207	0,69
RS04	0,49	205	0,77
RS09	0,58	198	0,61
RS06	0,42	175	0,63
RS02	0,48	167	0,65
Mittelwert	0,55±0,07	223±32	0,70±0,06

Tabelle 9: Rechte und linke Hand vs. Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Auch wenn das Lastgewicht mit 118N Gewicht für Männer „relativ“ leicht erscheint (s.Tab.1), ist es wichtig zu untersuchen, wie stark der Einfluß des Abstandes von dem Lastgewicht auf die Reaktionsmomente des einzelnen Probanden ist.

Die Kompression der Bandscheiben nimmt deutlich zu (Wickström et al**15**), wenn eine Last weiter vom Körper entfernt gehalten und gehoben wird.

Es stellt sich die Frage ob mit größerem Handabstand auch die Reaktionsmomente zunehmen.

Die Abbildungen 23 und 24 verdeutlichen die Tabelle 9 graphisch, wobei jeweils die rechte und linke Hand gegenüber der Vektorsumme der Reaktionsmomente dargestellt wird.

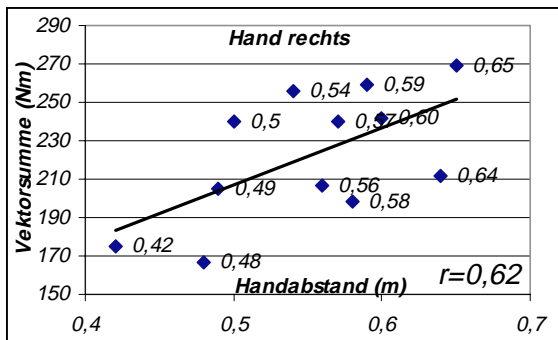


Abbildung 25: Korrelation der rechten Hand zu der Vektorsumme der Reaktionsmomente.

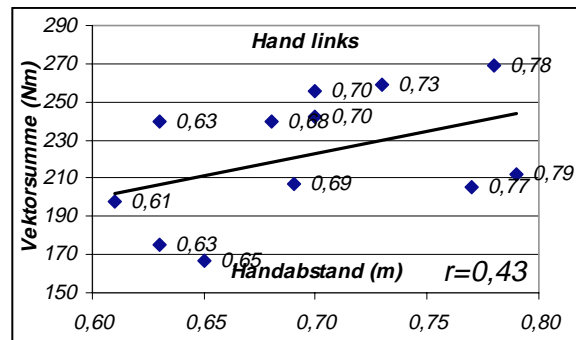


Abbildung 26: Korrelation der linken Hand zu der Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Es gibt eine positive Korrelation, daß bei größerem Handabstand (s.Abb.25,26) eine höhere Vektorsumme vorliegt. Allerdings fällt diese Korrelation auf der linken Seite mit ($r=0,43$) schwächer als rechts ($r=0,62$) aus.

4.9.1 Proband 8

Trotz der positiven Korrelation hat der Proband 8 bei überdurchschnittlich großem Handabstand (s. Tab 9) unterdurchschnittliche Reaktionsmomente. Um hierfür Gründe zu finden, wird näher auf den Proband 8 eingegangen.

Seine Vektorsumme der Reaktionsmomente liegt mit 212 Nm durchschnittlich an siebter Stelle (s. Tab 3). Betrachtet man den Probanden (s.Tab.3 Ergebnisteil und Graphik 14 Ergebnisteil), hat er in diesem zeitlichen Augenblick seinen Oberkörper gegenüber dem Becken stärker gebeugt als gegenüber der Vertikalen. Seine Kniebeugung ist sowohl rechts als auch links (s.Tab.4 Ergebnisteil) die stärkste.

Es handelt sich bei Proband 8 um einen 17-jährigen Berufsanfänger, bei dem die Hebetechnik noch nicht ausgereift erscheint, da man bei einem deutlich unterdurchschnittlichen Gewicht von 715N (s.Tab.1 Ergebnisteil), einem unterdurchschnittlichem BMI von 22 und einer Größe von 1,80m auch deutlich unterdurchschnittliche Reaktionsmomente erwartet hätte. Durch seine Technik, beugt er den Rumpf überdurchschnittlich gegenüber dem Becken nach vorn (Graphik 14) und gleichzeitig unterdurchschnittlich gering gegenüber der Vertikalen. Durch die Oberkörperhaltung bedingt geht er stark in die Knie, und hat gegenüber L5/S1 besonders mit der linken Hand einen großen Lastabstand und demzufolge höhere Reaktionsmomente.

Es stellt sich die Frage, ob die Oberkörperhaltung einen allgemein gültigen Einfluß auf die Reaktionsmomente hat.

Dazu werden bei den einzelnen Probanden die Oberkörperhaltung gegenüber der Vertikalen (Abb.27) und dem Becken (Abb.28) graphisch dargestellt.

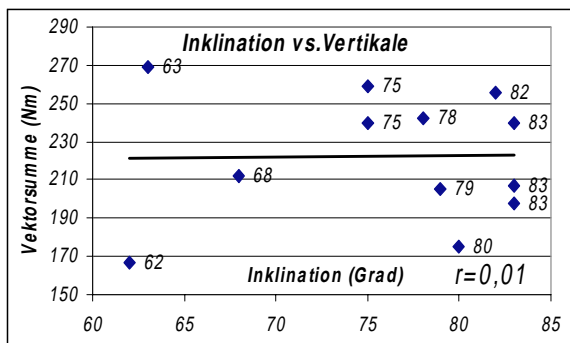


Abbildung 27: Korrelation des Oberkörpers zur Vertikalen.

Man erkennt keine direkte Korrelation (Abb. 27) zwischen der Oberkörpervorbeugung gegenüber der Vertikalen und der max. Vektorsumme der Reaktionsmomente.

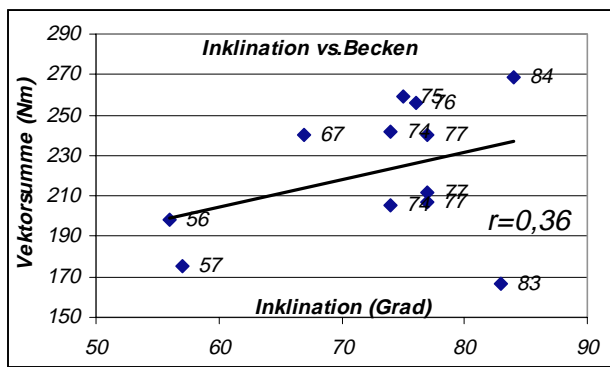


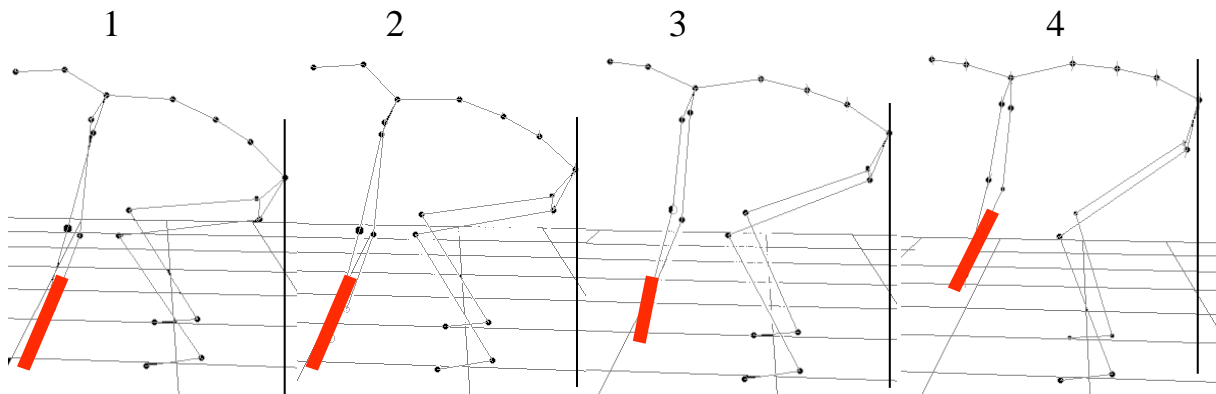
Abbildung 28: Oberkörperinklination/Becken vs. Vektorsumme.

Es gibt keine direkte Korrelation zwischen der Oberkörpervorneigung gegenüber dem Becken und der max. Vektorsumme der Reaktionsmomente (s. Abb. 28).

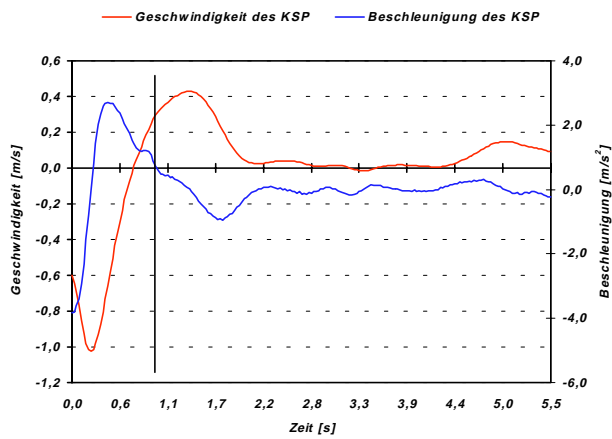
Die Oberkörperhaltung allein hat also keinen direkten Einfluß auf die Reaktionsmomente. Schaut man sich allerdings die Graphiken 11-15 im Ergebnisteil an, so stellt man für die Probanden 8 und 11 fest, daß sie eine andere Oberkörperhaltung haben als die übrigen Probanden. Beide Probanden haben dabei für ihre Anthropometrie unerwartet hohe Reaktionsmomente. Sie beugen ihre Knie überdurchschnittlich, haben überdurchschnittlichen Handabstand, und das bei einer Körperhaltung, bei welcher sie den Oberkörper überdurchschnittlich stark gegenüber dem Becken beugen und gleichzeitig gegenüber der Vertikalen stärker aufrichten als die übrigen Probanden.

Wie ist es mit dem Einfluß der Dynamik des Oberkörpers bei Proband 8? Bei den Probanden 2,3 und 11 (s. Einfluß der Dynamik in der Diskussion) konnte der individuelle Einfluß des Körperschwerpunktes gezeigt werden.

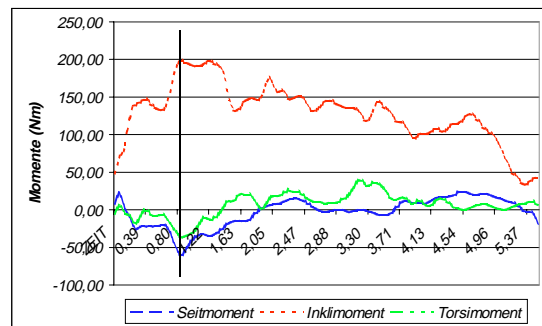
Auch für diesen Probanden bestätigten sich der Einfluß der Dynamik. Aufgrund seiner geringeren Körpermasse (Tab.3) spielt die Dynamik bei Proband 8 eine deutlich geringere Rolle als bei Proband 3 zum Beispiel (s. Graph.8). Dieses wird in den Graphiken (14-16) dargestellt.



Graphik 14: Proband 8 seitlich mit vier von links nach rechts fortschreitende unterschiedlichen Zeiten beim Weiterreichen des Lastgewichtes. Bei Bild 2 trat das Maximum ein.



Graphik 15 Geschwindigkeit und Beschleunigung des KSP bei Proband 8



Graphik 16 Reaktionsmomente von Proband 8

4.10 EMG

Es lassen sich einige Erkenntnisse aus unseren Ergebnissen der Muskelpotentiale ableiten, die in weiteren EMG-Studien weiter untersucht werden müßten.

4.10.1 *Musculus Errector Spinae*

Die folgende Tabelle 10 zeigt die Muskelaktivitäten der Rückenstreckermuskulatur mit den zeitgleich auftretenden Inklinationenmomenten.

Gut trainierte Rücken und Rumpfmuskulatur kann einen protectiven Effekt gegen Wirbelsäulen- und Bandscheibenverletzungen bieten (Mundt et al³⁴). Der exakte Mechanismus ist allerdings nicht bekannt.

Der Einfluß der Rumpfextensoren auf die Reaktionsmomente (Granata et al³²) ist 50% größer als die der Flexoren. Die Beugegeschwindigkeit und die Höhe des Lastgewichtes sind unter anderem entscheidend dafür, wie stark die Extensoren antagonistisch eingesetzt werden.

Ist die Wirbelsäule sehr stark gebeugt, und wird von passiven Strukturen (Bänder, Kapseln) gehalten, so wird der Einfluß der Rumpfextensoren auf die Reaktionsmomente durch geringere Aktivität kleiner.

Proband	Erector rechts	Inklinationsmoment	Erector links
RS01	100	250	350
RS02	25	160	50
RS03	600	255	300
RS04	100	200	500
RS05	225	240	150
RS06	300	170	450
RS07	100	200	375
RS08	600	200	450
RS09	400	185	300
RS10	350	230	250
RS11	75	260	50
RS12	275	235	75
Mittelwert	250±200	215±33	275±150

Tabelle 10: Rechter und linker Anteile der Rückenstreckermuskulatur mit den gleichzeitig auftretenden Inklinationenmomenten.

Aufgrund der nur relativen Aussagewerte der EMG-Daten (s. Problematik der EMG-Ableitungen) wird darauf verzichtet auf einzelne Probanden konkret einzugehen. Vielmehr werden Tendenzen aufgezeigt, um verschiedene Fragestellungen näher zu beleuchten.

Da durch die Rückenmuskulatur die Stabilität in der Wirbelsäule erhöht wird, könnte sie einen protectiven Einfluß auf die Bandscheiben haben. Personen mit größerer segmentaler Instabilität weisen auch gleichzeitig stärker degenerativ veränderte Bandscheiben auf (Manabu et al**31**).

Es stellt sich die Frage, ob eine stärkere Rückenmuskelaktivität die Reaktionsmomente beeinflussen kann, und so die Bandscheiben be- oder entlasten würden.

Zu dieser Frage wurden in den Abbildungen 29 und 30 die Inklinationsmomente gegenüber den EMG-Ableitungen der Rückenmuskulatur dargestellt.

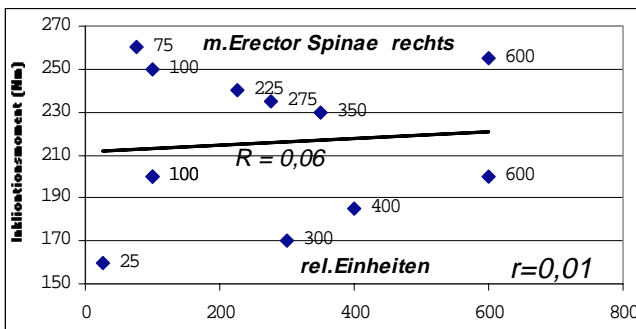


Abbildung 29: Rechte Seite der Rückenstrecker-muskulatur mit den zeitgleichen Inklinationsmomenten.

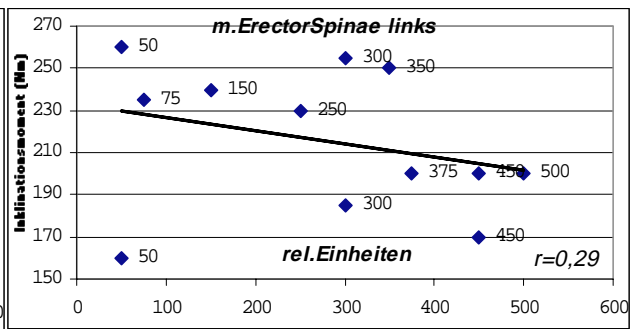


Abbildung 30: Linke Seite der Rückenstrecker-muskulatur mit den zeitgleichen Inklinationsmomenten.

Die abgeleitete Aktivität der Rückenmuskulatur hat, wenn man diese isoliert betrachtet, keine Korrelation zu den Inklinationsmomenten.

Welche Rolle spielt jetzt die dabei eingenommene Rückenhaltung? Die Abbildungen 31 und 32 stellen die Inklination gegenüber der Erector Spinae Muskulatur dar.

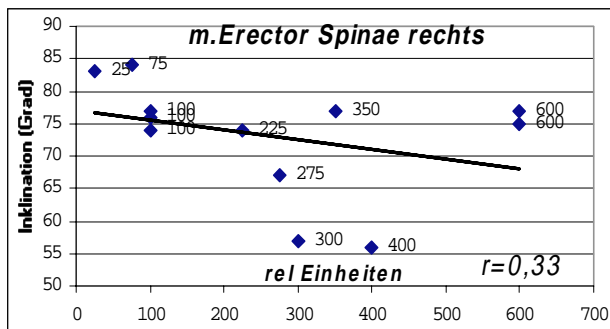


Abbildung 31: Rechte Rückenstrecker-muskulatur in Bezug zu der Oberkörper-vorneigung.

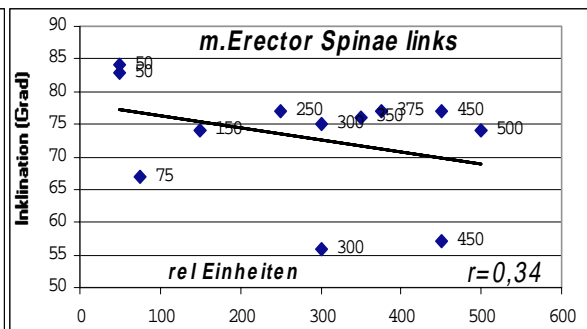


Abbildung 32: Linke Rückenstrecker-muskulatur in Bezug zu der Oberkörper-vorneigung.

Man erkennt keine direkte Korrelation (s. Abb. 31, 32)), jedoch den Trend daß höhere Muskelaktivitäten bei geringerer Körper-vorneigung auftreten.

Diese Ergebnisse zeigen, daß keine klaren Aussagen darüber gemacht werden können, welchen Einfluß die Rückenmuskulatur auf die Reaktionsmomente hat. Da bei stärkeren Muskelaktivitäten der Rückenmuskulatur die Beugung des Oberkörpers gegenüber dem Becken jedoch geringer wird, und dieses mit geringeren Reaktionsmomenten (s. Graphik. 11-16 Ergebnisteil) in Verbindung gebracht wurde, ist der verstärkte Einsatz der Rückenmuskulatur eher als günstig anzusehen.

4.10.2 *Musculus Quadrizeps*

Auch für die elektromyographische Ableitung der Oberschenkelmuskulatur gelten die schon erwähnten Schwierigkeiten bei der Auswertung. Die folgende Tabelle 11 zeigt die Muskelaktivitäten des Oberschenkels mit der zeitgleich auftretenden Vektorsumme.

Probanden	Quadrizeps rechts	Vektorsumme (Nm)	Quadrizeps links
RS11	650	269	650
RS03	575	259	450
RS01	400	256	525
RS05	50	242	50
RS10	100	240	100
RS12	250	240	900
RS08	850	212	800
RS07	250	207	250
RS04	75	205	75
RS09	75	198	75
RS06	400	175	450
RS02	50	167	50
Mittelwert	300±250	223±33	350±300

Tabelle 11: Rechter und linker Oberschenkelmuskel mit der zeitgleich auftretenden max. Vektorsumme der Reaktionsmomente.

Die Frage die sich immer wieder stellt, nämlich ob es besser ist die Beine beim Heben mit einzusetzen, wollen wir uns genauer anhand der EMG-Aktivitäten der Oberschenkelmuskulatur anschauen. Dazu wird in den Abbildungen 33-36 die Muskelaktivität des Quadrizeps gegenüber der Vektorsumme und den Inklinationsmomenten dargestellt.

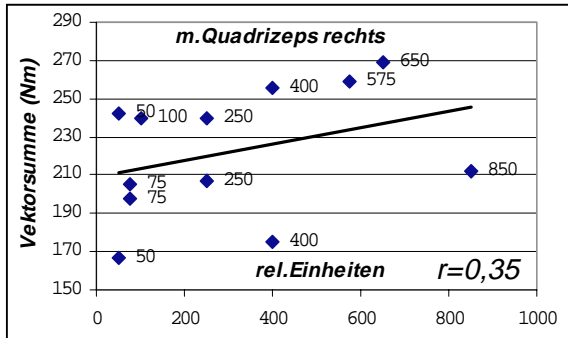


Abbildung 33: Rechter Oberschenkelmuskel mit der gleichzeitig auftretenden Vektorsumme.

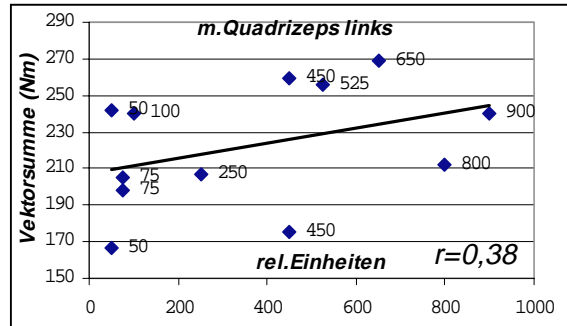


Abbildung 34: Linker Oberschenkelmuskel mit der gleichzeitig auftretenden Vektorsumme

Es läßt sich keine direkte Korrelation (s.Abb.33,34) der Oberschenkelmuskulatur zu der Vektorsumme der Reaktionsmomente erkennen.

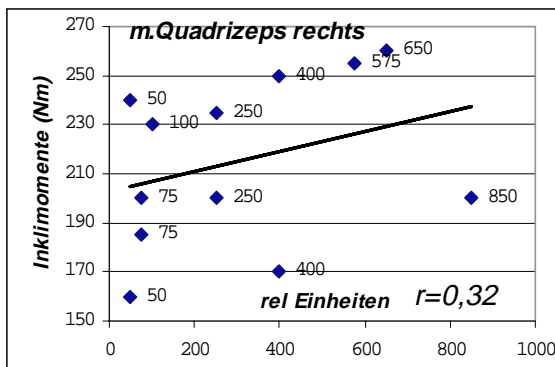


Abbildung 35: Rechter Oberschenkelmuskel mit den gleichzeitig auftretenden Inklinationen.

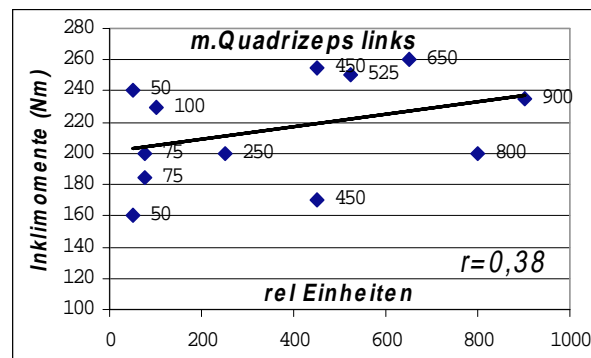


Abbildung 36: Linker Oberschenkelmuskel mit den gleichzeitig auftretenden Inklinationen.

Es ist keine Korrelation (s.Abb.35,36) zwischen der Oberschenkelmuskelaktivität und den Inklinationen erkennbar. Allerdings ist in den Abbildungen 33-36 deutlich der Trend sichtbar, daß die Reaktionsmomente mit steigender Muskelaktivität in den Beinen eher zunehmen.

Die These „Beinkraft spart Rückenkraft“ wird von diesen Ergebnissen also nicht gestützt.

4.11 Empfehlungen für das Heben und Weiterreichen eines Rohres

Es hat sich als ungeeignet erwiesen, wenn bei durchgedrückten Knien der Handabstand groß und der Rücken dabei stark gegenüber dem Becken gebeugt ist.

Weiterhin sollte der Rücken beim Heben möglichst wenig gedreht und zur Seite geneigt werden.

Eine Technik die mit geringeren Reaktionsmomenten korrelierte, zeigte einen kleineren Handabstand bei leicht gebeugten Knien und mäßiger Beugung des Oberkörpers gegenüber dem Becken.

Es ist also zu empfehlen eine Last mit geringem Abstand vom Körper zu heben bei geradem Oberkörper und leicht gebeugten Knien. Ein Kniebeugung von etwa 20-80° (interindividuell verschieden) ist am günstigsten. Der Oberkörper kann hierbei durchaus stark gegenüber der Vertikalen nach vorn gebeugt sein. Wichtig bei dieser Haltung ist, daß die Beugung des Oberkörpers gegenüber dem Becken kleiner ausfällt, als gegenüber der Vertikalen.

Gut zu erkennen ist diese Haltung bei den Probanden 6 und 9 (s. Graph. 1-4).

Bei einem höheren Körpergewicht und dementsprechend erhöhten BMI sollten Oberkörpervorbeugebewegungen mit geringer Geschwindigkeit durchgeführt werden, um hierdurch bedingte höhere Reaktionsmomente zu vermeiden.

5. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden die dreidimensionalen Reaktionsmomente des Bandscheibensegmentes LWK5/SWK1 untersucht. Es konnte gezeigt werden, daß Unterschiede sowohl in der Anthropometrie als auch in der Arbeitstechnik zu unterschiedlichen Reaktionsmomenten an dem untersuchten Bandscheibensegment führten.

Die Vektorsumme der dreidimensionalen Reaktionsmomente erreichte bei allen Probanden eine Größe über 115Nm.

Durch die Berücksichtigung dynamischer Effekte wird deutlich, daß auch mit einem vermeintlich nach der BK2108 leichten Lastgewicht (118N), oder sogar ganz ohne Last, relativ hohe dreidimensionale Reaktionsmomente erreicht werden können.

Diese beim Handhaben einer Last auftretenden Reaktionsmomente werden nach Tichauer als „sehr schwer“ bewertet.

Der vorgeschlagenen Grenzwert der Torsionsmomente von Tütsch und Ulrich (44Nm) wurde bei den Probanden häufig überschritten. Dieser Wert wurde allerdings für eine Drehung von 20° festgelegt, die von keinem Probanden erreicht wurde.

Mit einer insgesamt *kleineren* Vektorsumme der Reaktionsmomente konnten ein niedrigeres Gewicht der Probanden, ein unterdurchschnittlicher bodymassindex (BMI) und ein geringerer Handabstand in direkten Zusammenhang gebracht werden. Die Körpergröße hatte erstaunlicherweise keinen direkten Einfluß auf die Reaktionsmomente.

Eine geringere Seitneigung führte zu geringeren Seitmomenten und eine geringere Rumpfdrehung zu kleineren Torsionsmomenten.

Da eine zu starke Kniebeugung beim Hantieren von Rohren zu größerem Handabstand führt, ist eine nur leichte Kniebeugung als günstiger anzusehen.

Eine zu geringe Kniebeugung allerdings führt zu größerem Lastabstand, was mit höheren Reaktionsmomenten korreliert.

Da das Heben aus den Beinen heraus nicht mit geringeren Reaktionsmomenten korrelierte, kann die These „Beinkraft spart Rückenkraft“ von uns nicht unterstützt werden.

Probanden mit einem höher BMI hatten bei schnellerer Durchführung deutlich größere Reaktionsmomente. Bei körperlich leichten Probanden macht sich die Dynamik der Beugebewegung nur sehr wenig bemerkbar, so daß es bei ihnen nicht entscheidend ist, ob sie die Beugung des Oberkörpers schnell oder langsam durchführen.

Bei diesen Probanden hat die Körperhaltung einen wichtigeren Einfluß auf die Höhe der Reaktionsmomente.

Da die Einschätzung der BK2108 für dicht am Körper bewegte Lasten gilt, müßte eine neue Bewertung erfolgen, in der die Dynamik und Problematik des Lastabstandes, welcher sich unter bestimmten Bedingungen nicht vermeiden läßt, mit einbezogen werden.

6.0 Literaturverzeichnis:

EMG Buchthal, (1957); Buchthal et a.,(1982): Bücher.

1 A. Pedrini-Mille, J.N. Weinstein, E.M.Found, C.B.Chung, V.K.Goel: Stimulation of Dorsal Root Ganglia and Degradation of Rabbit Annulus Fibrosus. Spine Volume 15 Number 12 (1990).

2 Diane J.Mundt, Jennifer L.Kelsey, Anne L.Golden, Harris Pastides, Anne T.Berg, Joseph Sklar, Timthy Hosea, Manohar M.Panjabi: An Epidemiologic Study of Non-Occupational Lifting as a Risk Faktor for Herniated Lumbar Intervertebral Disc. Spine Volume 18 Number 5 pp595-602 (1993).

3 Jayson MIV, Barks JS: Structural changes in the intervertebral disc. Ann. Rheuma. Dis. 32:10-15, (1973).

4 Taylor TKF, Akesson WH: Intervertebral disc prolaps: A review of morphologic and biochemic knowledge concerning the nature of prolapse. Clin. Orthop. 76:54-79,(1971).

5 Varlotta GP, Brown Md,Kelsey JL, Golden AL: Familial predisposition for herniasiation of the Lumbar disc in patients who are less than twntety-one years old. J Bone Joint Surg 73A: 124-128,(1991).

6 Pritzker KPH: Aging and degeneration in the lumbar intervertebral disc. Orth. Clin. North. Am. 8: 65-77,(1977).

7 Postacchini F, Lami R, Pugliese O: Familial predispositionto discogenic low back pain: An epidemiologic and immunogenetic study. Spine 13:1403-1406,(1988).

8 O. M. Böstman, Body Mass Index and Height in Patients Requiring surgery for Lumbar Intervertebral Disc Herniation. Spine Volume 18, Number 7 pp851-854 (1993).

9 Holly S.Gilmer, Stephen M. Papadopoulos, Gerald F. Tuite: Lumbar Disc Disease: Pathophysiology, Managment and Prevention. April (1993).

10 Markku Heliövaara, Matti Mäkelä, Paul Knekt, Olli Impivaara, Arpo Aromaa: Determinants of Sciatica and Low-Back Pain. Spine Volume 16 Number 6 (1991).

11 Richard A. Deyo, J.Edward Bass: Lifestyle and Low-Back Pain The Influence of Smoking and Obesity. Spine Volume 14 Number 5 (1989).

12 Jennifer L. Kelsey, Peney B.Githens, August A. White 3,Theodore R.Holford: An Epidemiologic Study of Lifting and Twisting on the Job and Risk for Acute Prolapsed Lumbar Intervertebral Disc.

Journal of Orthopaedic Research Vol.2, No.1, pp61-66,(1984).

13 Markku Heliövaara: Risk Factors for Low Back Pain and Sciatica. Annals of Medicine 21:257-64,(1989).

14 Johannes Konietzko, Heinrich Dupuis: Handbuch der Arbeitsmedizin 10.Erg.Lfg.(1993).

15 G. Wickström, M. Laine,J.Pentti,K. Hyytiäinen: A video-based method for evaluation of low-back load in long-cycle jobs; Ergonomics, Vol 39,No6 pp826-841 (1996).

- 16 Norbert Boos, Rico Rieder, Volker Schade, Dipl Psych, Kevin F. Spratt, Norbert Semmer, Max Aebi: The Diagnostik Accuracy of Magnetic Resonance Imaging, Work Perception, and Psychosocial Factors in Identifying Symptomatic Disc Herniations. Spine Volume 20 Number 24, pp2613-2625 (1995).
- 17 Hicke, Aus dem Vortrag :Berufskrankheit Wirbelsäule LfAS (1996).
- 18 Jouko J. Salminen, Minna Erkitalo, Marjukka Laine, Jaana Pentti. Spine Volume 19 pp2102-2108 (1995).
- 20 Stuart J. Gordan, King H. Yang, Philip J. Mayer, Anrew H. Mace Jr, Vincent L. Kish, Eric L. radin: Mechanism of Disc Rupture of the Spine. Vol16 Numb 4 (1991).
- 21 Fadi A. Fathallah, Williams S. Marras, Mohamad Parnianpur,D: An Assessment of Complex Spinal Loads During Dynamic Lifting Tasks. Spine Vol 23 num. 6 pp 706-716 (1998).
- 22 :Shirazi-ADL: Strain in Fibers of a Lumbar Disc; Spine Vol 14 No 1 (1989).
- 23 M. A. Adams, W. C. Hutton: The Relevance of Torsion to the Mechanical Derangement of the Lumbar Spine. Spine Vol 6 Num 3 (1981).
- 24 Fadi A. Fathalla, William S.Marras, Mohamad Parnianpour: The Role of Complex, Simoultaneous Trunk Motions in the Risk of Occupation-Related Low Back Disorders. Spine Vol 23 Numb 9 pp1035-1042 (1998).
- 25 Barbara A. Best, Farshid Guilak, Lori A. Setton, Wenbo Zhu, Fatemeh Saed-Nejad, Anthony Ratcliffe, Mark Weidenbaum, Van C. Mow: Compressive Mechanical Properties of the Human Anulus Fibrosus and their Relationship to Biochemical Composition. Spine Vol 19 Numb 2 pp212-221 (1994).
- 26 Michael A. Adams, Patricia Dolan: Could sudden increase in physical activity cause degeneration of intervertebral discs Lancet;350:734-35 (1997).
- 27 Minna O.Erkintalo, Jouko J.Salminen, Anu M.Alanen, Hannu E.K: Paajanen, Martti J. Kormano: Developement of Degenerative Changes in the Lumbar Intervertebral Disc: Results of a Prospective MR Imaging Study in Adolescents with and without Low-Back Pain Radiology;196:529-533 (1995).
- 28 Richard H. Rothman, Frederick A Simeone, Philp M. Bernini: Lumbar Disk Disease; Buch.
- 30 Anne F. Mannion, Vbeth Connolly, Kherrin Wood, Patricia Dolan: The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle funktion. Journal of Rehabilitation Research and Development Vol.34 No 4 (1997).
- 31 Manabu Ito, Shigeru Tadano, Kiyoshi Kaneda: Spine Vol 18 No15pp2295-2304 (1993).
- 32 Kevin P.Granata, W.S. Marras: The Influence of Trunk Muscle Coaktivity on Dynamic Spinal Loads. Spine Vol20,No8 pp913-919 (1995).
- 33 J.R. Potvin,S.M. McGill, R.W. Norman: Trunk Muscle and Lumbar Ligament Contributions to Dynamic Lifts with Varying Degrees of Trunk Flexion; Spine Vol 16 No 9 (1991).

- 34 Diane J. Mundt, Jennifer L. Kelsey, Anne L. Golden, Manohar M. Panjabi: An epidemiologic study of sports and weight lifting as possible risk factors for herniated lumbar and cervical discs. *The American Journal of Medicine* Vol21 No6 (1993).
- 35 A. Shirazi-Adl: Biomechanics of the Lumbar Spine in Sagittal / Lateral Moments. *Spine* Vol 19 Numb 21 (1994).
- 36 W.S. Marras, K.P. Granata: A Biomechanical Assessment and Model of Axial Twisting in the Thoracolumbar Spine. *Spine* vol 20 Numb 13 pp1440-1451 (1995).
- 37 Michael A. Adams, Timothy P. Green, Patricia Dolan: The strength in Anterior Bending of Lumbar Intervertebral Disc. *Spine* Vol19 Num 19 pp 2197-2203 (1994).
- 38 M.P. de Looze, I.Kingma, W: Thunnissen, M.J. van Wuk , H.M. Toussaint: The evaluation of a practical biomechanical model estimating lumbar moments in occupational activities. *Ergonomics*, Vol 37, No 9 1495-1502 (1994).
- 39 H.P. Lundin: *Praktische Elektromyographie*. Enke, Stuttgart (1988).
- 40 Jäger, M. Luttmann, Eine biomechanische Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule beim Handhaben von Lasten. *Der Medizinische Sachverständige* 90, pp160-164 (1994).
- 41 Adams M.A. , Hutton W.C. : Gradual disc prolaps, the great escape. *Spine* (1986).
- 42 Rehder, U. et al.: *Die Hamburger Bauarbeiterstudie* (1997).
- 43 Jäger, M., Luttmann, A.: *Biomechanische Beurteilung der Belastung beim Handhaben von Lasten. Der medizinische Sachverständige* (1994).
- 44 Nachemson, A.: The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin. Orthop. Rel. res.* 45, 107-122 (1966).
- 45 Wilke, H. : *Spine* (1996).
- 46 Laurig W. , Gerhard L. , Luttmann A. Jäger M. und Nau H.-E. (1985): *Untersuchungen zum Gesundheitsrisiko beim Heben und Umsetzen schwerer Lasten im Baugewerbe. Bundesanstalt für Arbeit.*(Hrsg.=Fb 409. Wissenschaftsverlag NW, Bremerhafen (1985).
- 47 Jäger, M : *Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17:Biotechnik,Nr.33. Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf* (1987).
- 48 Kelsey J.L.; Githen P.B.; White 3 A.A; Holford T.R. , Walter S.D: An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and the risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. *Journal of Orthopaedic Research* 2 Nr.1, S 61-66 (1984).
- 49 Deuretzbacher G.; Ottenberg K; Rehder U: *Untersuchung und Analyse von Wirbelsäulenbelastungen am Beispiel von Berufsgruppen aus dem Metallgewerbe* (1998).

Danksagung

Hiermit möchte ich mich herzlich bei meinem Doktorvater PD. Dr. U. Rehder für die großartige Betreuung bedanken. Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dr. Deurezbacher für die Auswertung und Bereitstellung der Daten bedanken. Zuletzt möchte ich mich bei meinem Oberarzt S. Kantak für die freundliche Unterstützung der sprachlichen Ausgestaltung bedanken.

Lebenslauf

Name: Henning Mayerhoff
Geburt: 22.08.68 in Hamburg
Familienstand: verheiratet, ein Kind

Schulbildung:

06/88 Abitur, Hamburg

Berufsausbildung:

04/98-06/99 Praktischen Jahres
08/99 Beginn des AiP

Studium:

04/90-02/91 Chemie an der Georg-August-Universität in Göttingen
10/92-6/97 Humanmedizin an der Universitätsklinik Eppendorf

Berufserfahrung:

Famulaturen

02/95-03/95 Orthopädie: UKE
07/96-08/96 Chirurgie: *Unfall-, Hand- u.
Wiederherstellungschirurgie* der Universität zu Köln
08/96-09/96 Praxisfamulatur: *Orthopädie Sportmedizin Chirotherapie*
bei Dr. Kaden
02/97-03/97 Innere Medizin: Queen Elisabeth Hospital, Barbados

Praktisches Jahr

04/98-05/98 Innere Medizin: *Infectious Disease*
Chicago (North-Western-University)
07/98-08/98 Innere Medizin: *HIV*
Chicago (North-Western-University)
08/98-12/98 Chirurgie *Allgemeinchirurgie, Unfallchirurgie*
12/98-03/99 Orthopädie Schwerpunkt: *Kinderorthopädie* bei
Prof. Dr. Meiss
03/99-06/99 Innere Medizin: UKE

Arzt im Praktikum

08/99-01/01 Unfallchirurgie: Klinik Ahrensburg

Nebentätigkeiten:

05/89-08/91	Zivildienstleistender und studentische Aushilfskraft im Krankenhaus Großhansdorf
03/93-05/95	3. Chir. Assistent in der Endoklinik
10/97-03/98	Studentische Hilfskraft in der Klinischen Biomechanik UKE
95-97	Interviewer für MEFOS (Meinungsforschungsinstitut für Medizinische Produkte)

Promotion:

Seit 02/98	Wo: UKE Klinische Biomechanik Thema: Lendenwirbelsäulenbelastung bei Rohrschlossern Frage: Dreidimensionale Bewegungsmomente in dem Wirbelsäulensegment LWK 5/SWK 1
10/00	Dissertation eingereicht
05/01	Dissertation angenommen

Sprachkenntnisse:

Englisch	Gute Sprachkenntnisse: Schule 5-11 Klasse, Auslandsaufenthalte (zuletzt Chicago für vier Monate)
Französisch	Gute Sprachkenntnisse: Schule 11-13 Klasse mit Course intensive in 12 und 13 1991 Sprachkurs in Göttingen
Russisch	Geringe Sprachkenntnisse: 1 Monat am Rustikum in Bochum

EDV:

Seit 93	Gute Kenntnisse im Umgang mit Windows und den gängigen Microsoft Programmen wie: Word, Excel, Power Point. Internetserfahrung seit 1996
---------	--

Hobbys:

Sport (Hockey, Squash), Musik (Kontrabaß, E-Baß, Klavier), Jagd