



6 Belastung der Wirbelsäule beim Ziehen und Schieben von Trolleys

Bei Tätigkeiten des beruflichen Alltags wie dem Handhaben von Lasten ist die Wirbelsäule im Lendenbereich häufig hohen mechanischen Belastungen ausgesetzt; hohe lumbale Belastungen („lumbal“ bedeutet „auf die Lendenwirbelsäule bezogen“) wurden deshalb bei der Konzipierung dieses Forschungsvorhabens für das Bewegen von Trolleys nicht ausgeschlossen und stellen somit eine der Hauptfragestellungen der durchgeführten Untersuchungen dar. Diese Einschätzung wird gestützt durch die Befragungsergebnisse zu aktuellen Einschätzungen von Belastungen und Beschwerden der Flugbegleiter/-innen (siehe Abschnitt 4.4.1 und Kapitel 3). Wie einleitend erläutert, wurde die Vorgehensweise zur Ermittlung der Belastung der Lendenwirbelsäule interdisziplinär konfiguriert. In den voranstehenden Kapiteln der vorliegenden Beschreibung wurden im Wesentlichen die Erhebungsmethoden und Ergebnisse zur individuellen Maximalkraft der an den Untersuchungen teilnehmenden Flugbegleiter/-innen sowie zu den aufgewendeten Aktionskräften beim Ziehen und Schieben der Trolleys erläutert. In diesem Kapitel wird darauf eingegangen, wie mithilfe der messtechnisch gestützt erhobenen Daten zu Körperhaltungen und Handkräften beim Bewegen der Trolleys und nachfolgenden so genannten biomechanischen Modellrechnungen die Wirbelsäulenbelastung nach Maß und Zahl bestimmt wurde. Diese „indirekte“ Methodik der Modellrechnung wurde gewählt, weil die Belastung an der Wirbelsäule bei „direkter“ Erhebungstechnik invasiv, beispielsweise mithilfe von in eine Bandscheibe eingeführten Drucksensoren (z. B. *Wilke et al. [1]*), ermittelt wird und invasive Messungen aus ethischen Gründen nicht infrage kamen. Sind Körperhaltungen und Aktionskräfte bekannt, wie in dieser Untersuchung nach erfolgter Messung im Berufsgenossenschaftlichen Institut für Arbeitsschutz – BIA, können auf der Basis derartiger Modellrechnungen, bei denen die Regeln und Gesetze der Mechanik auf das Skelett- und Bewegungssystem des menschlichen Körpers angewendet werden, mehrere Kenngrößen der mechanischen Belastung der Lendenwirbelsäule (z. B. Kräfte, Momente, Druck an einer oder mehreren Bandscheiben) bestimmt werden.



6.1 Methodik

6.1.1 Kenngrößen der Belastung der Lendenwirbelsäule

Beim Handhaben von Lasten wird die Belastung der Wirbelsäule üblicherweise anhand von mechanischen Kenngrößen wie Beuge- oder Torsionsmomenten sowie Druck- oder Scherkräften bezüglich der untersten Bandscheibe beschrieben. Diese ist zwischen dem untersten, d. h. dem fünften Lendenwirbel und dem oberen Teil des Kreuzbeins, dem ersten Kreuzbein- oder Sakralwirbel, lokalisiert und wird daher als „L5-S1“ bezeichnet; diese „lumbosakrale Bandscheibe“ gilt im Allgemeinen als ein auffälliger Belastungsschwerpunkt mit hoher Erkrankungshäufigkeit. Dieser „Engpassbetrachtung“ folgend wird auch in diesem Vorhaben die Lendenwirbelsäulenbelastung anhand der Höhe von Kräften und Momenten an der Bandscheibe L5-S1 beschrieben. Dabei stellt die Kenngröße „Moment“ das Produkt aus Kraft und deren Abstand von einem Bezugspunkt – hier der Referenzbandscheibe L5-S1 – dar, sodass hohe Momentenwerte bei großen Kräften oder großen Abständen bzw. bei Überlagerung von großen Kräften und großen „Hebelarmen“ vorliegen.

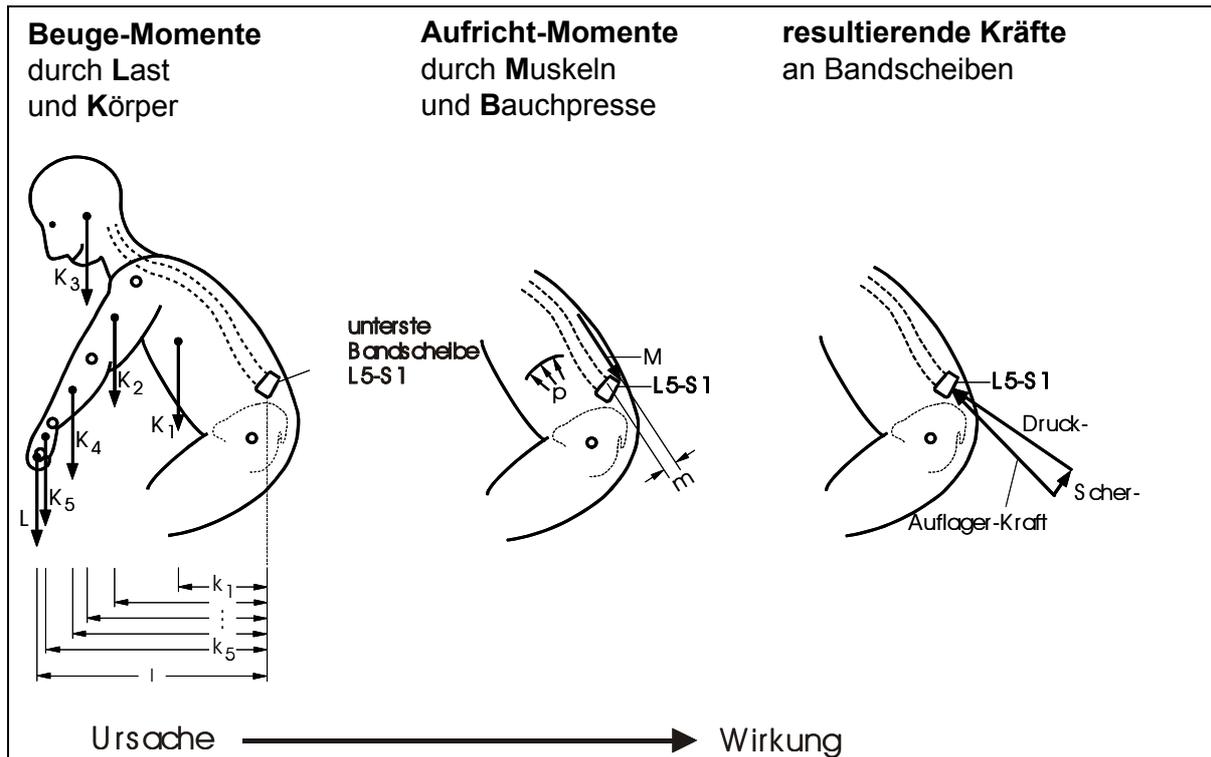
Zur Erläuterung ist in Abbildung 6-1 (siehe Seite 275) das Halten eines Lastobjektes in einer vorgebeugten Körperhaltung skizziert: Durch das Gewicht der Körperteile oberhalb des Bezugspunktes sowie der Last ($K_1 \dots K_5, L$) und die korrespondierenden haltungsspezifischen Hebelarme ($k_1 \dots k_5, l$) werden Momente an der Bezugsbandscheibe erzeugt (siehe linker Abbildungsteil); die Summe der durch Körperteile und Last induzierten Momente wird als eine erste Belastungskenngröße – Beugemoment nach vorn oder Sagittalmoment – verstanden. In Übertragung dieses Prinzips auf das Ziehen oder Schieben eines Trolleys ist die „Lastkraft“ dabei allerdings nicht vertikal, sondern in der Regel schräg nach vorn bzw. hinten gerichtet. Dem Beugemoment nach vorn sind Momente mit „aufrichtender Wirkung“ überlagert (siehe Abbildungsmitte), die im Wesentlichen auf Rücken-Muskel-Aktivität und nachrangig auf die Wirkung des Bauchrauminnendrucks zurückzuführen sind. Bei der hier vorausgesetzten Haltetätigkeit in konstanter Körperhaltung befinden sich Beuge- und Aufrichtmomente im Gleichgewicht. Aufgrund dieses „Momentengleichgewichts“ lässt sich dann bei



Kenntnis von Körperhaltung und -gewicht sowie bei bekannten Kräften an den Händen die „für das Gleichgewicht erforderliche“ Rückenmuskelkraft ableiten.

Abbildung 6-1:

Prinzipielle Vorgehensweise zur Bestimmung biomechanischer Kenngrößen der Belastung der Lendenwirbelsäule (nach Jäger et al. [2])



Zur Bestimmung der über die Bezugsbandscheibe übertragenen Kräfte wird, analog zum Momentengleichgewicht, ein „Kräftegleichgewicht“ an L5-S1 vorausgesetzt: Die Summe von Rückenmuskelkräften sowie Last- und Körpergewichtskräften entspricht dann einer „Auflager-Kraft“ an der Bandscheibe, die im rechten Abbildungsteil in Druck- und Scherkräftkomponenten, die weitere Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung darstellen, aufgeteilt ist. Dabei wird deutlich, dass aufgrund der anatomisch bedingten Form der Wirbelsäule die Bandscheibe L5-S1 gegenüber der Rumpflängsachse auch im aufrechten Stand nach vorn gekippt ist; durch das Eigengewicht der oberen Körperteile wirken daher auf diese Bandscheibe Druck- und Scherkräfte sogar dann, wenn keine Lasten gehalten oder sonstige Aktionskräfte ausgeübt werden.



Insgesamt kann gefolgert werden, dass sich bei Anwendung der „indirekten“ Methodik von biomechanischen Modellrechnungen mehrere Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung, beispielsweise Momente und Kräfte an einer Bandscheibe, rechnerisch ermitteln und somit eine invasive Erhebungsmethodik vermeiden lassen. Zur angemessenen Analyse von Tätigkeiten des manuellen Lastentransports wie das Bewegen von Trolleys wurde am Institut für Arbeitsphysiologie an der Universität Dortmund (IfADo), ausgehend von der erläuterten prinzipiellen Vorgehensweise, ein umfassenderes computergestütztes Werkzeug („Der Dortmunder“) entwickelt, mit dem die Kräfte und Momente sowie deren Komponenten an den fünf Bandscheiben der Lendenwirbelsäule berechnet werden können. Mit diesem System, dessen wesentliche Eigenschaften im folgenden Unterkapitel beschrieben werden, können nicht nur beidseitig symmetrische Belastungsfälle – wie bei der Prinzipierläuterung vorausgesetzt –, sondern auch asymmetrische und zeitvariante („dynamische“) Handhabungsvorgänge analysiert werden.

6.1.2 Biomechanische Modellierung zur Ermittlung der Wirbelsäulenbelastung

Für die in diesem Forschungsvorhaben durchgeführten Berechnungen zur Belastung der Lendenwirbelsäule wurde das vormals zur Analyse von Lastenhandhabungen entwickelte Werkzeug „Der Dortmunder“ verwendet. Mit diesem Ansatz werden die wesentlichen biomechanischen Eigenschaften und Zusammenhänge des menschlichen Stütz- und Bewegungssystems im Hinblick auf lumbale Belastungen angemessen beschrieben. Auf Grundlage von vielfältigen Modellierungen – beispielsweise von Skelett, Muskulatur und Bauchraum-Innendruck-Wirkung – werden aus Eingabedaten zur Körperhaltung und deren Veränderung, zu Lastposition und -verteilung, zu ausgeübten Aktionskräften an den Händen sowie zu weiteren tätigkeitsbeschreibenden Bedingungen wie Zeitangaben oder Lastform und zur Anthropometrie Kenngrößen der mechanischen Belastung wie Druck- und Scherkräfte sowie Beuge- und Torsionsmomente an der Lendenwirbelsäule bestimmt. Im vorliegenden Report werden Ergebnisse allerdings lediglich für zwei ausgewählte Indikatoren – Druckkraft und sagittales Beugemoment an L5-S1 – vorgestellt. Somit sind lumbal-biomechanische Analysen durch Anwendung des „Dortmunder“ prinzipiell für fast jegliche Form von Lastenhandhabungen wie



Halten, Heben, Umsetzen oder Tragen von Gegenständen möglich und insbesondere auch für die in diesem Vorhaben zu untersuchenden Tätigkeiten des Ziehens und Schiebens von Trolleys verschiedener Masse über unterschiedlich geneigte Wegstrecken.

Die Skelettstruktur des Menschen wird im „Dortmunder“ durch 30 Körpersegmente nachgebildet (Abbildung 6-2, siehe Seite 278), die im Sinne der Mechanik jeweils als „starre Körper“ angenommen sind und für die somit keine Verformung unterstellt wird: Füße, Unter- und Oberschenkel, Hände, Unter-, Oberarme sowie Schultern, Becken, mehrere Rumpfsegmente und Kopf wurden „modelliert“. Auch wenn in der Abbildung lediglich durch stabförmige Elemente skizziert, wurden für die Körperteile räumliche Massenverteilungen angenommen, deren mechanische Eigenschaften durch Länge, Radius, Gewicht und Lage des Schwerpunktes zum benachbarten Gelenk beschrieben werden. Zur Nachbildung realer Körperhaltungen und -bewegungen, die durch die jeweilige Stellung eines jeden Segmentes in Bezug auf die Raumrichtungen gekennzeichnet werden, sind die Körperteile in insgesamt 27 punktförmig angenommenen Gelenken gelagert. Die Bandscheiben im Rumpfbereich sind als Gelenke modelliert und ermöglichen somit die Simulation der real auftretenden Wirbelsäulenverformung mit von der natürlichen S-Form abweichenden Krümmungen nach vorn und zur Seite („sagittal“ bzw. „lateral“) sowie von Torsionsbewegungen. In Erweiterung des „Ein-Muskel-Modells“ der Erläuterung der prinzipiellen Vorgehensweise bei biomechanischen Modellrechnungen (siehe Abschnitt 6.1.1) wird im „Dortmunder“ die Wirkung von insgesamt 14 Muskelsträngen zur Bestimmung der körperinternen Muskelkräfte im Lendenbereich berücksichtigt, sodass insbesondere auch die Wirkung beidseits unsymmetrischer Körperhaltungen und -bewegungen oder Aktionskräfte einschließlich horizontaler, nicht-sagittaler Fälle untersucht werden können.

Darüber hinaus ist im Analysesystem „Der Dortmunder“ ein Modellierungsalgorithmus implementiert, mit dem – auf der Basis früherer Laboruntersuchungen von *S/ote* und *Stone* [3] – Körper- bzw. Körperteilbewegungen aus der Angabe von einzelnen Segmentstellungen während der Ausführung eines Bewegungsvorganges generiert werden können; allerdings wurde im Rahmen dieses Forschungsvorhabens auf die Nutzung



der Bewegungsmodellierung im „Dortmunder“ aufgrund der deutlich unterschiedlichen Bewegungseigenschaften in jenen Labormessungen und beim Bewegen der Trolleys verzichtet. Demzufolge bleibt bei den vorliegenden Trolley-Untersuchungen die – als gering eingeschätzte – Beschleunigungswirkung durch Körperbewegungen unberücksichtigt, während die beschleunigungsinduzierte Wirkung durch Trolley-Bewegung einbezogen ist.

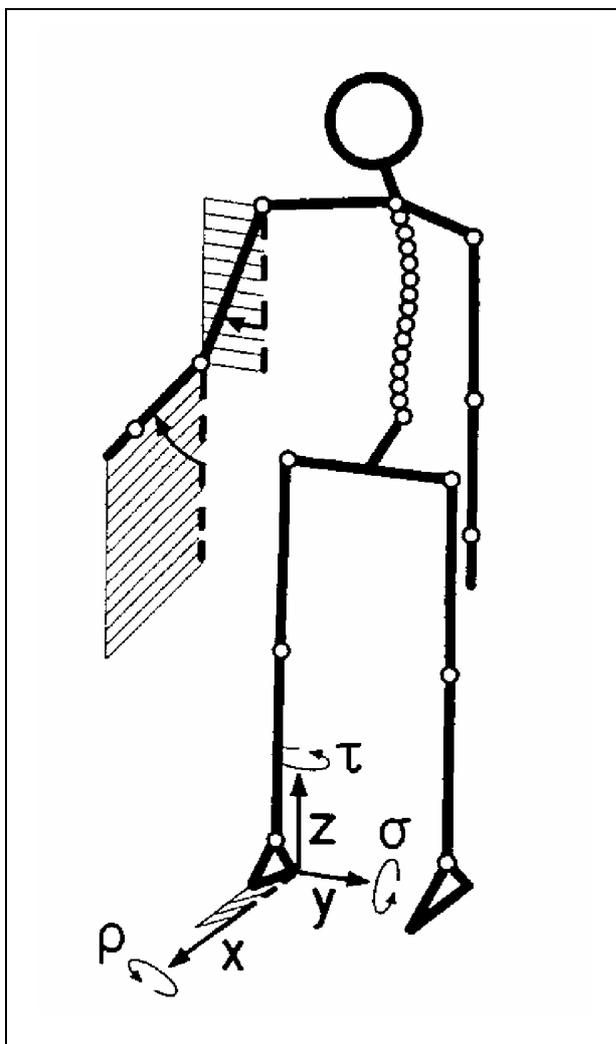


Abbildung 6-2:
Modellierung der menschlichen Skelettstruktur im System „Der Dortmunder“ einschließlich der zugrunde liegenden Definitionen von Koordinatensystem (x, y, z) und Rotationswinkel (ρ, σ, τ) bei Körperhaltungsveränderungen durch Drehung von Körperteilen gegenüber den Koordinatenrichtungen

Zur Erläuterung weiterer Systemeigenschaften des „Dortmunder“ wird auf frühere Publikationen verwiesen (z. B. Jäger et al. [2; 4]).



6.2 Erläuterungen zur Erhebung der Daten und zum Datentransfer

Aufgrund des interdisziplinären Ansatzes dieses Vorhabens und daher unterschiedlichen Bearbeitungsschwerpunkten wurden beispielsweise die Messungen zur Ermittlung der Aktionskräfte beim Ziehen und Schieben der Trolleys im BIA durchgeführt, während die auf den resultierenden Messergebnissen basierenden Berechnungen zur Quantifizierung der Belastung der Lendenwirbelsäule im IfADo erfolgten. Dieser für routinemäßige Untersuchungen erstmals gewählte Ansatz – primäre Kompatibilitätsprüfungen und -anpassungen wurden innerhalb der so genannten „Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2“ vorgenommen (*Jäger* [5]) – erforderte eine Reihe von weiteren „bilateralen“ technischen Abstimmungen, Interaktionen und Entwicklungen, um die im BIA erhobenen Messergebnisse zu Körperhaltungen und Aktionskräften als Eingabedaten für die lumbal-biomechanischen Modellrechnungen im IfADo nutzbar zu machen.

6.2.1 Lumbal-biomechanische Analyse auf der Basis externer Belastungsdaten

Die Bestimmung der Belastung der Lendenwirbelsäule stützte sich ausschließlich auf die im BIA durchgeführten Datenerhebungen zu Körperhaltungen und Aktionskräften sowie zu Körperhöhe und -gewicht der Flugbegleiter/-innen (siehe Kapitel 5). Zur besseren Übersicht ist im Folgenden der für die lumbal-biomechanischen Analysen genutzte Erhebungsumfang für die tätigkeitsbezogenen Bedingungen zusammenfassend skizziert:

- 25 Flugbegleiter/-innen (22 Frauen, 3 Männer)
- zwei Trolley-Typen (Fullsize-Trolley und Halfsize-Trolley)
- vier Bodensteigungen (0°, 2°, 5°, 8°)
- drei Gewichte je Trolley-Typ, einschließlich Beladung
(Fullsize-Trolley: 90 kg, 65 kg, 40 kg bzw. Halfsize-Trolley: 60 kg, 45 kg, 30 kg)



- zwei Handhabungsarten („bergauf“ ziehen bzw. schieben)
- drei Wiederholungen je Messbedingung
 - je Flugbegleiter/-in: Insgesamt 144 Zeitverläufe mehrerer Kenngrößen vorhanden – entsprechend drei Ausführungen bei 48 Messbedingungen.

Für die biomechanischen Modellrechnungen mit dem „Dortmunder“ waren keine Einflussgrößen zu berücksichtigen, die über den vom BIA an das IfADo übertragenen und somit als vollständig anzusehenden Datenumfang hinausgingen, da die Einflussgrößen im Vorfeld abgestimmt und die entsprechenden Aspekte des Messaufbaus im BIA auf die für den „Dortmunder“ erforderlichen Datensätze ausgerichtet wurden. Dies ist bezüglich der Aktionskräfte darauf zurückzuführen, dass die beim Bewegen eines Trolleys auf den Körper über die Hände einwirkenden Kräfte beidseitig mithilfe von dreiachsigen Kraftmessaufnehmern am Trolley aufgenommen wurden, Richtung und Verteilung der Aktionskräfte daher erfasst und somit auch Auswirkungen beispielsweise von Rollreibung und Trolley-Beschleunigung oder -verzögerung in den Messdaten enthalten sind. Ferner wurden bei den Messungen (a) eine realistische Beschaffenheit des Untergrundes des Transportweges ähnlich zum Flugzeugboden gewährleistet, (b) auf eine wirklichkeitsnahe Beladung und Schwerpunktsanordnung der Trolleys geachtet sowie (c) Originaltrolleys der beteiligten Fluglinien benutzt. Allerdings waren an den Trolleys ursprünglich keine Griffe, die zur Montage der Kraftaufnehmer an den Trolleys notwendig waren, vorhanden; dennoch wurde den Flugbegleitern/-innen die Möglichkeit einer individuell wählbaren Handpositionierung zur Kraftaufbringung gegeben, sodass die Trolleys trotz der Messeinrichtungen wie gewohnt geschoben oder gezogen werden konnten. Somit waren auch die in der Realität ggf. auftretenden unsymmetrischen Greifhaltungen möglich und in ihrer Wirkung auf gewählte Körperhaltung und ausgeübte Kräfte messtechnisch erfasst.

Da insgesamt die lumbal-biomechanischen Erhebungen im Sinne einer Engpassbetrachtung auf die Tätigkeit des Schiebens und Ziehens der Trolleys „in gerader Richtung“ – analog zu einem Gang in einem Flugzeug – beschränkt war und somit Handhabungen wie Herausheben aus der Galley, Rangieren und Positionieren der Trolleys



oder auch sonstige Arbeitsinhalte der Flugbegleiter/-innen wie Herausnehmen der Tablettis aus dem Trolley oder Servieren der Speisen bzw. Getränke hier unberücksichtigt blieben, beinhalteten die Daten des BIA zu Körperhaltung und Aktionskräften sämtliche notwendigen Angaben zur Quantifizierung der Wirbelsäulenbelastung für den in diesem Forschungsvorhaben gewählten Analysefokus.

6.2.2 Transfer der externen Belastungsdaten

Die im BIA erhobenen Daten zur Körperhaltung und zu Aktionskräften waren einerseits bezüglich der erfassten Kenngrößen als auch andererseits hinsichtlich der Formatierung dahingehend anzupassen, dass die BIA-Messergebnisse als Eingabedaten für das im IfADo verwendete Analysesystem zur Quantifizierung der Wirbelsäulenbelastung („Der Dortmund“) genutzt werden konnten. Als Datensatzstruktur zwischen dem IfADo und dem BIA wurde eine „Dortmund“-spezifische, die so genannte Tätigkeitsdatei, vereinbart sowie für den Datentransfer und -austausch verwendet. Dazu wurde im BIA eine Software entwickelt, mit dem die jeweilige Körperhaltung zu jedem Zeitpunkt beschreibenden Lage- und Winkeldaten des CUELA-Systems (*Ellegast* [6]) zusammen mit den Aktionskraftkomponenten beider Arme (siehe Abschnitt 5.3) in das vereinbarte Format der Tätigkeitsdatei des „Dortmund“ überführt werden. Dabei werden zur Beschreibung einer Körperhaltung Bezugswinkel für die Körperteile, die die Positionierung zu den Achsen eines raumfesten kartesischen Koordinatensystems beschreiben, angegeben. Diese Bezugswinkel der Körperteile weisen allerdings in der Regel unterschiedliche Definitionen im Vergleich zum CUELA-System auf, sodass eine Vielzahl von Umrechnungen und Koordinatentransformationen notwendig waren (siehe Abschnitt 6.2.2.2).

In einer „Tätigkeitsdatei“ sind im Allgemeinen alle erforderlichen Angaben, insbesondere bezüglich Anthropometrie, Zeit- und Lasteigenschaften sowie zur Körperhaltung, mit dem Ziel einer eindeutigen Beschreibung einer einzelnen Belastungssituation enthalten. Aufgrund des Ansatzes, auf die im „Dortmund“ zwar implementierte, allerdings hier nicht sinnvoll Bewegungssimulation zu verzichten (siehe Abschnitt 6.1.2), wurde für jede Körperhaltung während eines Vorganges eine individuelle Tätigkeits-



datei erstellt. Somit besteht ein einzelner Schiebe- oder Ziehvorgang von etwa 6 Sekunden Dauer bei einer Abtastrate von 50 pro Sekunde aus etwa 300 vorgangsspezifischen Tätigkeitsdateien. Zur Bearbeitung derartiger Dateigruppen wurde eine spezifische Software entwickelt, die – analog zur Vorgehensweise in der so genannten „Dortmunder Lumbalbelastungsstudie“, bei der eine Art Belastungsmonitoring bezüglich der Lendenwirbelsäule über einige komplette Schichten durchgeführt wurde (Jäger et al. [7]) – eine teil-automatisierte Dateneingabe für die Situationssequenzen während eines Bewegungsvorgangs ermöglichte.

6.2.2.1 Prinzipieller Aufbau einer tätigkeitsbeschreibenden Datei

Eine Tätigkeitsdatei besteht aus etwa 300 Zeilen. In ihr finden sich alle Angaben zur Körperhaltung, zu einem eventuell gehaltenen oder bewegten Lastobjekt, zu einwirkenden Kräften an den Händen, zu Bewegungszeiten, zur Größe und zum Gewicht des Probanden oder zum gewählten Berechnungsbezugspunkt, hier die Bandscheibe L5-S1. Ein großer Anteil der Datei, etwa 150 Zeilen, umfasst die ggf. zeitvarianten Körperteilstellungen anhand von Winkelangaben relativ zu den Raumachsen; eine Gruppe von etwa 50 Zeilen enthält Winkelangaben zur Beschreibung eventueller Wirbelsäulenkrümmungen und -verdrehungen, ausgehend von einer „natürlich-normalen“ S-Form in der Sagittalebene ohne Torsion. Annähernd 100 Zeilen ermöglichen die Berücksichtigung von Aktionskraftdaten beider Seiten einschließlich der jeweiligen Komponenten nach vorn/hinten, nach oben/unten oder nach links/rechts.

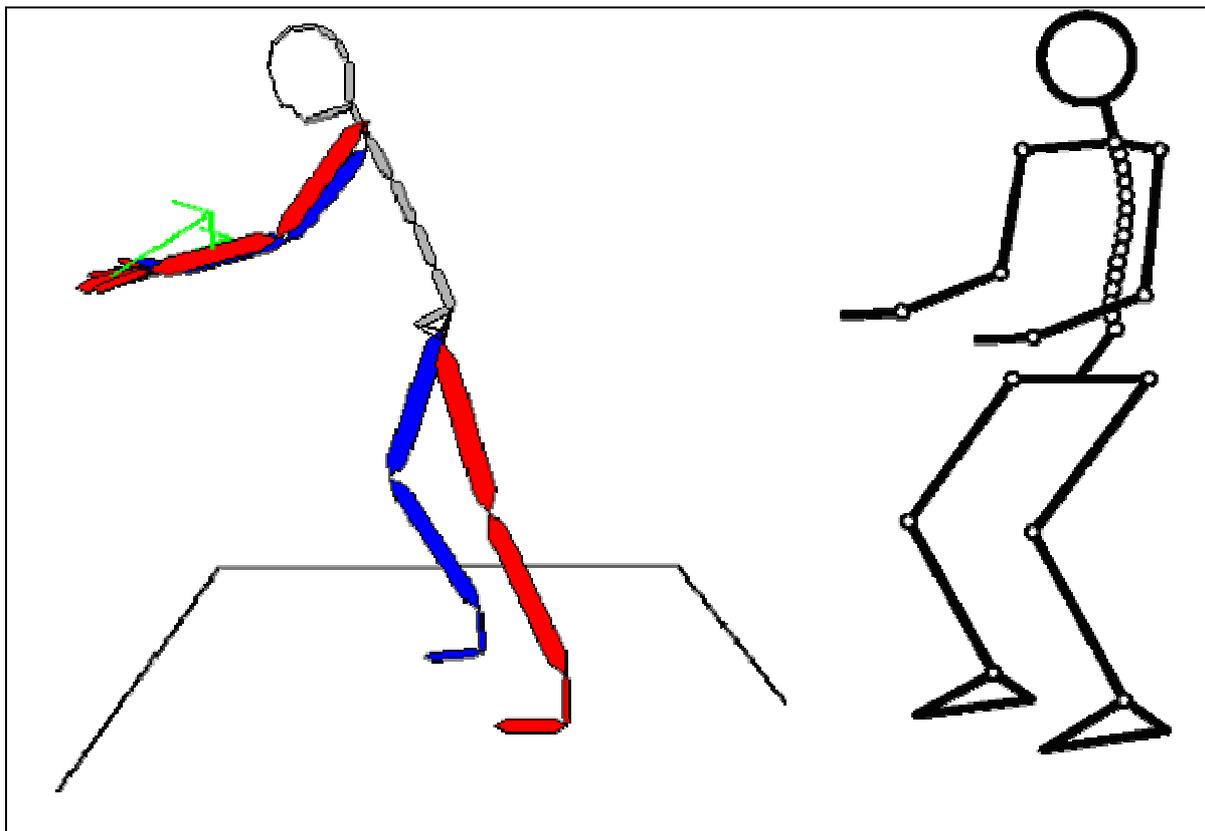
6.2.2.2 Anpassung der Datensätze

Bei diesem Forschungsvorhaben wurde eine auch für größere Datenmengen nutzbare Schnittstelle zwischen den Ausgabedaten der im BIA verwendeten Systeme CUELA bzw. WIDAAN und den Eingabedaten des im IfADo genutzten Systems „Der Dortmunder“ erstellt. Diese Entwicklung erforderte intensive und umfangreiche Interaktionen und Anpassungen, da die zugrunde liegenden Koordinaten sowie Winkel- und Kraftangaben in Struktur und Definition differieren (siehe Abbildung 6-3). Ziel dieser datenstrukturellen Modifikationen war die Erstellung von Umrechnungsroutinen, mit denen



jede in CUELA- bzw. WIDAAN-Format beschriebene Körperhaltung in eine für den „Dortmunder“ „einlesbare“ so genannte Tätigkeitsdatei konvertiert werden kann, sodass letztendlich ein Transfer auch von größeren Datenmengen zuverlässig bewerkstelligt werden konnte (siehe Abschnitt 6.2.2.1). Dabei war insbesondere zu vermeiden, dass sich aufgrund der verschiedenen Beschreibungsarten kleine Winkeldifferenzen beispielsweise in der Schulterhaltungsbeschreibung durch die folgenden Körperteile „fortpflanzen“ und in der Folge zu deutlichen Unterschieden der Handkoordinaten, die wesentlich für die Höhe der Wirbelsäulenbelastung sind, führen.

Abbildung 6-3:
Modellierung der menschlichen Skelettstruktur in den Analysesystemen CUELA (links) und „Der Dortmunder“ (rechts)



Im Folgenden werden ausgewählte Unterschiede zwischen den beiden Systemen CUELA und „Der Dortmunder“ skizzenhaft erläutert:



Zu den wesentlichen Unterschieden der beiden Systeme gehört u. a. die Lage des Koordinatenursprungs einerseits in der Hüfte, andererseits an der rechten Ferse. Darüber hinaus werden Angaben zur Körperhaltung bzw. Körperhaltungsänderung beim „Dortmunder“ für jedes Körperelement in Bezug auf den spezifischen Koordinatenursprung sowie die zeitlich unveränderlichen Richtungen angegeben, während Lage bzw. Positionsänderungen bei den Gliedmaßen in CUELA relativ zum jeweils benachbarten Körperteil definiert werden (z. B. Bewegung der Hand relativ zum Unterarm). Eine besondere Sorgfalt war bei den Koordinaten- und Winkeltransformationen auch dahingehend erforderlich, dass – obwohl der folgende Sachverhalt keine Bewertung hinsichtlich der Genauigkeit oder Eindeutigkeit der Beschreibungsarten zulässt – in CUELA zwei Winkel und beim „Dortmunder“ bis zu drei Winkel zur Angabe der Positionierung der einzelnen Körpersegmente angegeben werden.

Weitere Systemunterschiede zwischen CUELA und „Dortmunder“ finden sich in den anthropometrischen Beschreibungen: CUELA berechnet die Koordinaten der Körpergelenke aus den individuellen Körperteilmaßen der Flugbegleiter/-innen, während im „Dortmunder“ gemeinhin, und so auch in diesem Forschungsvorhaben, konstante Körperproportionen einer in der Körperhöhe veränderlichen „Durchschnittsperson“ vorausgesetzt sind. Dies bedeutet, dass die Körperteillängen nach den Maßen jenes „Kunstmenschen“ und nicht individuell angesetzt wurden. Die entsprechenden Angaben wurden aus zahlreichen Publikationen der Literatur abgeleitet und gehen zu einem großen Teil auf Körpermaße männlicher Soldaten zurück (Erläuterungen: siehe *Jäger* [8]). Da 22 der untersuchten 25 Flugbegleiter/-innen weiblich waren, zeigten sich erwähnenswerte Unterschiede bei der Hüft- und Schulterbreite, wenn auch die Hüftbreite bei diesen lumbal-biomechanischen Untersuchungen als irrelevant anzusehen sind. Da die Differenzen bei der Schulterbreite lediglich bis zu 2 cm betragen und beim Bewegen der Trolleys in erster Näherung symmetrische Armhaltungen anzutreffen waren, erschien für diese Untersuchungen eine anthropometrische Anpassung im „Dortmunder“ aufgrund des resultierenden Zeitaufwandes nicht gerechtfertigt.

Wesentliche(re) Transformationsalgorithmen waren für die Haltungsbeschreibung des Rumpfes zu erarbeiten: Beim „Dortmunder“ werden Rumpfkrümmungen oder

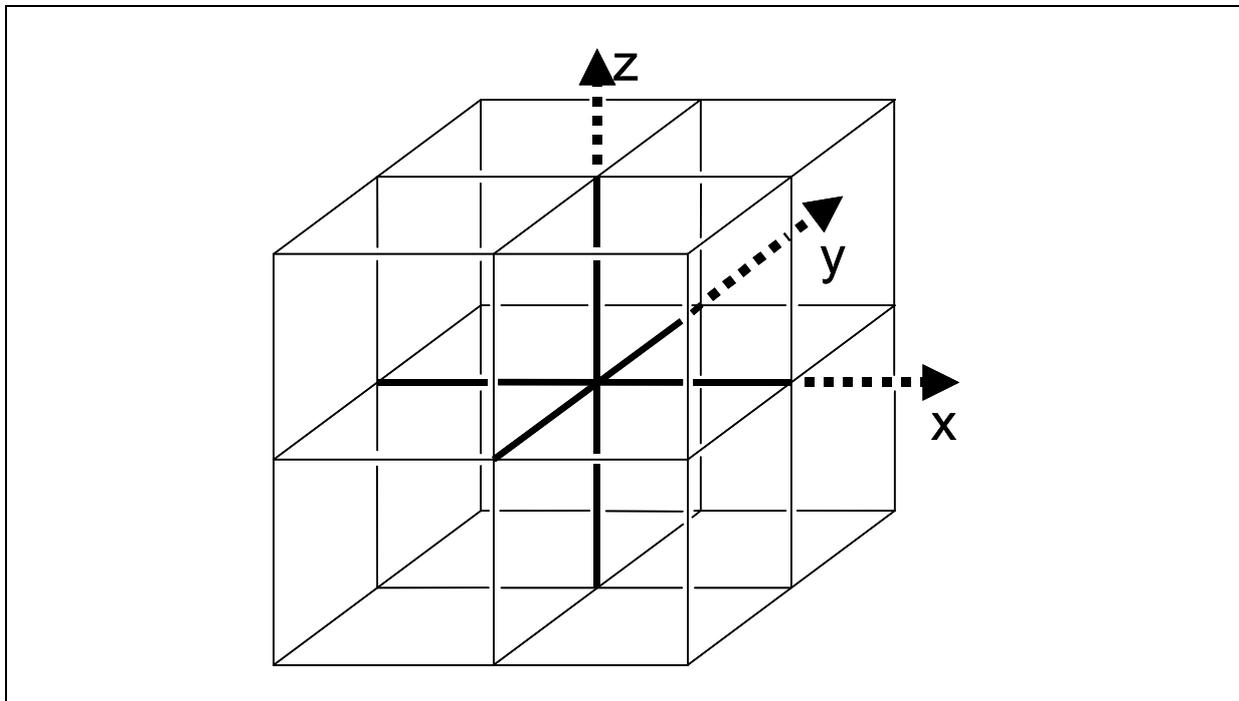


-verdrehungen und somit die „Beweglichkeit der Wirbelsäule“ durch rumpfinterne Winkelangaben für 15 Wirbel- bzw. Bandscheibenelemente angegeben, während die Wirbelsäulenform bei CUELA auf der Basis der Neigung von Lenden- und Brustwirbelsäule im Vergleich zu einer Referenzhaltung – gemeinhin aufrechter Stand – sowie anhand der Verdrehung der Brust- relativ zur Lendenwirbelsäule angegeben wird.

Bei der Transformation der in CUELA bzw. WIDAAN digital beschriebenen Körperhaltungen zu Eingabedaten für Tätigkeitsdateien des „Dortmunder“ erfolgten besondere Umrechnungen bei Körpersegmentstellungen, bei denen die Längs- oder Querachse des Körperteils nur geringfügig von einer Grenze eines „Raumoktanden“ abwich, d. h., Körperteil- und Koordinatenachsen standen in extrem spitzem Winkel zueinander. Zur Erläuterung zeigt Abbildung 6-4 (siehe Seite 286) Raumoktanden in einem xyz-System mit einem Koordinatenursprung „in der Mitte“, d. h., die Koordinaten x, y und z können sowohl positive als auch negative Werte annehmen; somit beschreiben die Oktanden die acht Anteile des Raumes, die bei Annahme eines dreiachsigen Koordinatensystems entstehen – analog zu den „Quadranten“ einer Fläche, die die vier Anteile der Fläche bei Annahme eines zweiachsigen Koordinatensystems definieren. Da bei der Koordinatenbestimmung beispielsweise von Gelenk- oder Schwerpunkten der Körperteile Tangens- oder Kotangensfunktionen verwendet werden, führen die korrespondierenden Berechnungen bei Körperteilstellungen in der Nähe von Koordinatenachsen ggf. zu Divisionen durch sehr kleine Werte oder sogar durch den Wert „Null“, d. h., bei extrem kleinen Winkeln bzw. in der Nähe von 90° , 180° , 270° oder 360° nehmen die trigonometrischen Funktionen undefiniert große Werte an, die eine automatisierte Datentransformation verhindern würden. Demzufolge wurden in derartigen Fällen entsprechende Datenanpassungen vorgenommen.



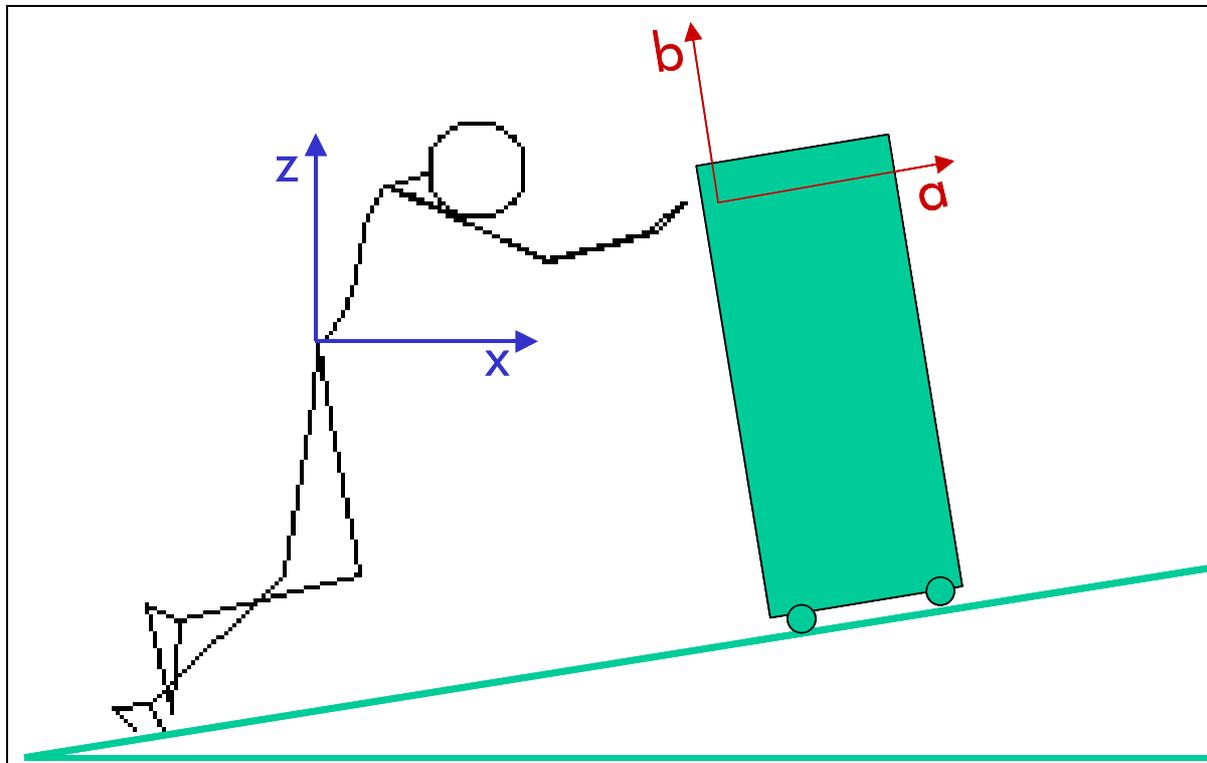
Abbildung 6-4:
„Raumoktanten“ an einem dreidimensionalen karthesischen Koordinatensystem



Abschließend wird der vergleichsweise einfach einzubeziehende Sachverhalt der Boden­neigung erläutert: Die am Trolley erfassten Kräfte und Kraftkomponenten basieren auf einem Koordinatensystem, das, sofern die Messungen nicht auf waagerechtem Transportweg erfolgten, gegenüber dem bei CUELA zugrunde liegenden Koordinatensystem entsprechend der jeweiligen Boden­neigung gekippt ist. In der auf die Zeichenebene beschränkten Darstellung in Abbildung 6-5 (siehe Seite 287) ist dazu eine Kippung der trolleybezogenen Koordinaten (hier: a, b) im Vergleich zu den gravitationsbezogenen Koordinatensystemen von CUELA bzw. „Dortmunder“ (hier: x, z) skizziert. Dementsprechend waren bei der Einarbeitung der gemessenen Aktionskraftdaten in die zu erstellenden Tätigkeitsdateien des „Dortmunder“ zahlreiche neigungsentsprechende Komponentenerlegungen durchzuführen.



Abbildung 6-5:
Koordinatentransformation infolge Bodenneigung



6.3 Analyse einzelner typischer Bewegungsvorgänge

Die Analyse von Bewegungsvorgängen kann mehrere Aspekte betreffen, zum einen Körperhaltungen, zum anderen die ausgeübten Aktionskräfte oder auch die aus Körperhaltung und Aktionskräften resultierenden Belastungen der Lendenwirbelsäule. Da diese drei Aspekte funktional miteinander verbunden sind, wurde unterstellt, dass sich ähnliche Merkmale und Auffälligkeiten in allen drei Bereichen finden lassen. Auf die Aktionskräfte und Körperhaltungen wurde detailliert in Kapitel 5 eingegangen; im Folgenden wird die Belastung der LWS ausführlicher behandelt. Dabei können neben den Unterschieden zwischen den einzelnen Probanden (interindividuelle Unterschiede) und den Unterschieden bei gleichem Probanden bei den jeweils drei Messdurchgängen unter gleichen Tätigkeitsbedingungen (intraindividuelle Unterschiede) ggf. auch Gemeinsamkeiten oder Ähnlichkeiten identifiziert und typische Kennzeichen in



den Bewegungsvorgängen ausgemacht werden. Diese Unterschiede einerseits und Analogien andererseits bieten dann die Möglichkeit, wesentliche Einflussgrößen auf die Belastungshöhe und -art zu isolieren und daraus ergebnisgestützte Richtlinien abzuleiten.

6.3.1 Abtastrate

Um die vom BIA kontinuierlich gemessenen Zeitverläufe zu verschiedenen Körperhaltungs- oder Aktionskraftkenngrößen für die nachfolgenden biomechanischen Modellrechnungen zur Bestimmung von Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung nutzen zu können, war zunächst eine geeignete Abtastrate zu finden. Die ersten Zeitverläufe wurden zur Begrenzung der Datenmenge mit einer Abtastrate von fünf Positionen pro Sekunde erstellt (Abbildung 6-6, siehe Seite 289), somit bestand ein durchschnittlicher Zeitverlauf aus etwa 30 Dateien. Allerdings erwies sich diese Darstellung als zu grob, sodass wesentliche Informationen wie das Erkennen eines Spitzenwertes nur unzureichend erfasst würden. Daraufhin wurde eine Rate von 50 Positionen pro Sekunde gewählt, und daher verzehnfachte sich die Anzahl der Daten und auch der Dateien auf dann etwa 300 pro Zeitverlauf (Abbildung 6-7, siehe Seite 289). Als Beispiel der Gegenüberstellung verschiedener Abtastraten in den Abbildungen 6-6 und 6-7 sind die Verläufe der auf das Wirbelsäulensegment L5-S1 wirkenden Kräfte für einen Schiebevorgang mit einem Fullsize-Trolley (FST) von 65 kg bei einer Bodenneigung von 5° gewählt. Versuchsperson war Flugbegleiterin 04 („s04“, weiblich, 1,71 m, 58 kg).

In schwarz ist der Verlauf der auf die Bandscheibe wirkenden Druckkraft dargestellt, in blau die Scherkraft nach vorn bzw. hinten („Sagittal-Scherkraft“) und in grün die Komponente zur Seite („Lateral-Scherkraft“; auf die genaue Bedeutung dieser Kräfte wird im späteren Verlauf dieses Kapitels noch eingegangen). Auf der horizontalen Achse ist der Verlauf der Zeit in s, auf der vertikalen Achse die Kraft an L5-S1 in kN angetragen.



Abbildung 6-6:
Kräfte an L5-S1 bei einer Abtastrate von fünf Positionen pro Sekunde
(Schieben, FST, 65 kg, 5°, s04)

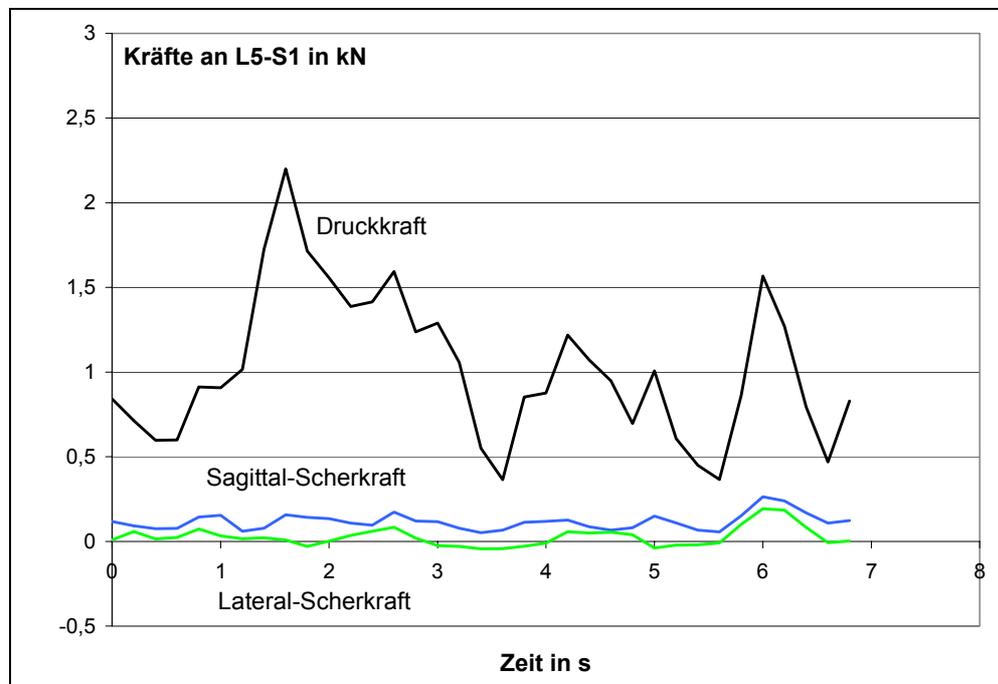
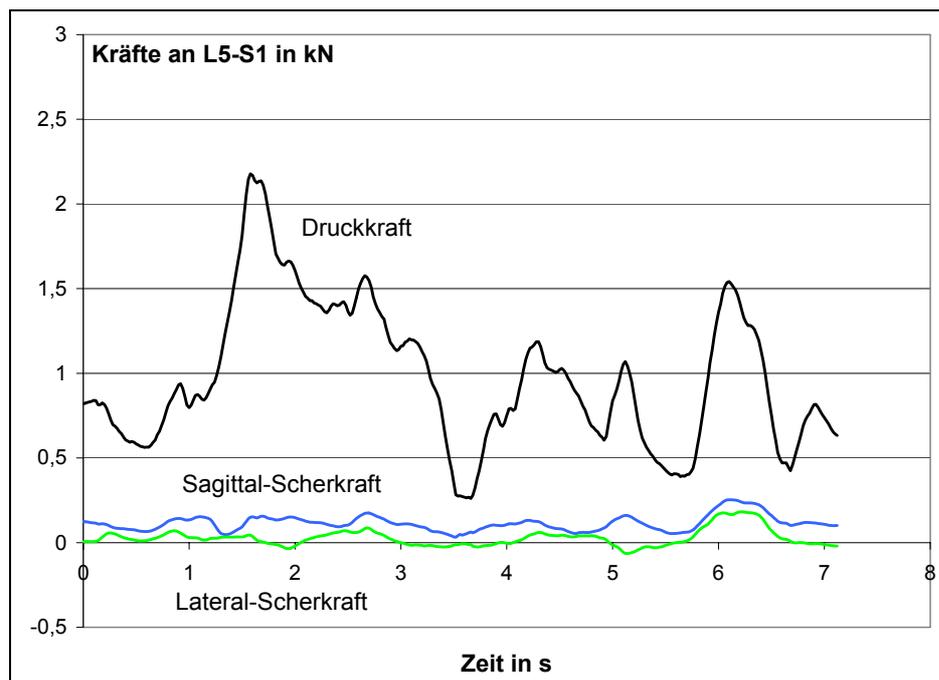


Abbildung 6-7:
Kräfte an L5-S1 bei einer Abtastrate von 50 Positionen pro Sekunde
(Schieben, FST, 65 kg, 5°, s04)





Im Vergleich der Zeitverläufe in beiden Abbildungen sind insbesondere die durch die grobe Abtastung entstehenden Ungenauigkeiten zu erkennen. Deshalb erfolgten alle folgenden Analysen auf der Basis der „feineren“ Abtastung von 50 Positionen pro Sekunde.

6.3.2 Zeitliche Segmentierung von Schiebe- oder Ziehvorgängen

Am Anfang und am Ende der einzelnen Messungen nimmt der/die Flugbegleiter/-in eine „Standardkörperhaltung“ mit aufrechtem Oberkörper und hängenden Armen vor dem Trolley ein. Der eigentliche Zieh- oder Schiebevorgang kann dabei in mehrere Tätigkeitsabschnitte gegliedert werden:

- Stehen mit hängenden Armen
- Vorbeugen des Oberkörpers, Greifen nach dem Trolley
- Lösen der Bremse
- Losbrechen bzw. Anschieben/-ziehen des Trolleys
- Ziehen bzw. Schieben (mehrere Schritte)
- Verzögern des Trolleys (nicht aktiv), evtl. Wiederaufrichten des Oberkörpers
- Betätigen der Fußbremse
- Stehen mit hängenden Armen.

Ausgewertet wurden zum einen die Zeitverläufe der Aktionskräfte rechts und links in den drei Raumrichtungen und zum anderen die an dem Wirbelsäulensegment L5-S1 wirkenden Kräfte und Momente. Zur Wahrung der Übersichtlichkeit werden in den Beispielen der folgenden Abschnitte Zeitverläufe jeweils derselben Flugbegleiterin (s04, weiblich, 1,71 m, 58 kg) mit einem mittleren Trolley-Gewicht (65 kg FST) bei 5° Bodenneigung gewählt.

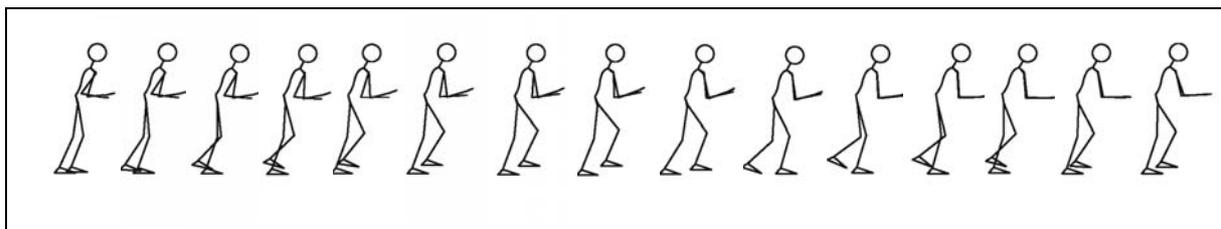


6.3.3 Exemplarische Darstellung von Körperhaltungssequenzen

In Kapitel 5 wurde ausführlich auf die Analyse der Körperhaltungen eingegangen, sodass unten stehend die zu den Beispielen korrespondierenden Zeitverläufe der Körperhaltung in skizzierter Form dargestellt werden. Das erste Beispiel (siehe Abbildung 6-8) betrifft den erwähnten Schiebevorgang eines FST mit 65 kg bei einer Bodenneigung von 5°, ausgeführt durch Probandin Nr. 4 („Stewardess s04“). Die abgebildeten Sequenzen von Strichfiguren in den Abbildungen 6-8 und 6-9 entsprechen den Körperhaltungen in einem zeitlichen Abstand von jeweils ½ Sekunde; für die Analysen genutzt wurde – wie erwähnt – eine Folge mit zehnfacher zeitlicher Dichte.

Abbildung 6-8:

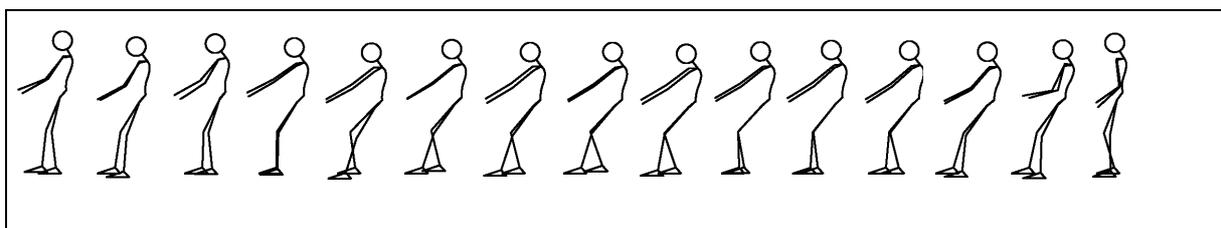
Kinematogramm für den Belastungsfall „Schieben, FST, 65 kg, 5°, s04“, Zeitabstand zwischen den Figuren: ½ Sekunde (siehe Abbildung 5-35)



Bei diesem Schiebevorgang ist die Körperhaltung leicht vorgebeugt. Beim Schieben erfährt die Wirbelsäule durch das Aufstützen auf dem Trolley eine leichte Unterstützung, während die Wirbelsäule beim Ziehen in den gegebenen Körperhaltungen mit rückwärtig gelehntem Oberkörper, wie das Kinematogramm in Abbildung 6-9 zeigt, eher belastungserhöhenden Kräften und Momenten ausgesetzt ist.

Abbildung 6-9:

Kinematogramm für den Belastungsfall „Ziehen, FST, 65 kg, 5°, s04“, Zeitabstand zwischen den Figuren: ½ Sekunde (siehe Abbildung 5-36)





Analog zum Schiebevorgang des Fullsize-Trolleys ist nachfolgend der entsprechende Vorgang des Ziehens (ansonsten gleiche Bedingungen) dargestellt.

Obwohl der folgende Sachverhalt nicht Gegenstand detaillierter Analysen darstellt, fällt bei einem Vergleich der Kinematogramme zum Schieben bzw. Ziehen auf, dass sicherlich nicht nur auf die Wirbelsäule, sondern auch die anderen Körperteile unterschiedliche Kräfte einwirken. Dies kann insbesondere daraus gefolgert werden, dass die Arme beim Schieben stark angewinkelt und beim Ziehen durchgestreckt werden und dass die Krafrichtungen beim Schieben und Ziehen entgegengesetzt orientiert sind.

6.3.3.1 Zeitverlauf eines Schiebevorganges

In den Abbildungen 6-10 bis 6-16 (siehe Seite 294 bis 298) wird der exemplarisch gewählte Schiebevorgang des Fullsize-Trolleys mit einem Gewicht von 65 kg bei einer Boden­neigung von 5° , ausgeführt durch Flugbegleiterin 04 und dargestellt mit der Abtastrate von 50 Positionen pro Sekunde, im Hinblick auf die Aktionskräfte und deren Komponenten an beiden Händen erläutert. Zunächst werden die Komponenten getrennt dargestellt, danach erfolgen spezifische Darstellungen der Summen bzw. Differenzen der rechts bzw. links aufgebrauchten Kräfte; abschließend wird der Zeitverlauf der Gesamtaktionskraft, d. h. der Betrag der vektoriellen Summe der Kraftkomponenten beider Seiten erläutert.

Zu erkennen sind in diesen Zeitverläufen die zuvor erwähnten einzelnen Phasen eines typischen Schiebevorganges:

- Zu Anfang wird die Bremse gelöst und die Trolley-Griffe werden gefasst. Anschließend erfolgt das Anschieben des Trolleys; dabei wird eine relativ große Kraft nach vorne aufgebracht, der Trolley wird „partiell angehoben“ und beide Arme drücken zusätzlich zur Mitte hin. In dieser Anschiebephase wird der Spitzenwert der Gesamtaktionskraft erreicht.



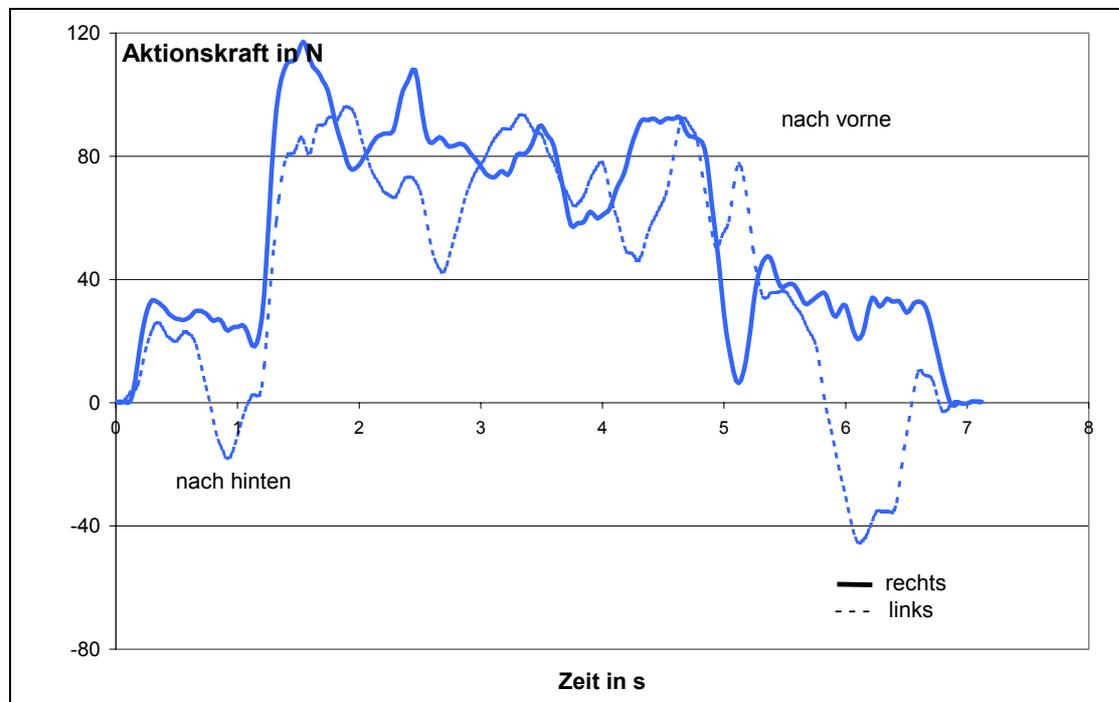
- Während der eigentlichen Schiebephase wird der Trolley nicht mehr angehoben, der/die Flugbegleiter/-in lehnt sich ein wenig auf den Wagen. Auch die Kraft nach vorne nimmt etwas ab. Die Schwankungen in den Zeitverläufen während der Schiebephase sind auf die wechselnde Körperhaltung bei den Schritten zurückzuführen.
- Zum Ende des Schiebevorganges wird der Trolley verzögert, wobei aufgrund der Gravitation und der Reibung keine Kraftausübung durch den/die Flugbegleiter/-in nötig ist. Danach wird die Feststellbremse getreten. Dabei nimmt der Proband eine asymmetrische Körperhaltung ein, die sich auch in den ungleichen Aktionskräften der beiden Hände widerspiegelt.

In den folgenden Diagrammen sind die Kräfte, die nach vorne bzw. hinten aufgebracht wurden, blau dargestellt, die Kräfte nach rechts und links sind grün und die Kräfte nach oben bzw. unten schwarz dargestellt. Für die linke Hand wurde eine gestrichelte, für die rechte Hand eine durchgezogene Linie gewählt. Auf der horizontalen Achse ist der Zeitverlauf in s, auf der vertikalen Achse die gemessene Aktionskraft in N aufgetragen.

In Abbildung 6-10 ist an den positiven Werten der Kräfte „nach vorne“ (im gewählten Koordinatensystem in x-Richtung) zu erkennen, dass die Zeitverläufe einen Schiebevorgang repräsentieren; beim Ziehen wären die Kräfte mit negativen Werten belegt. Festzustellen ist auch, dass die Aktionskraft in x-Richtung beim Anschieben des Trolleys (ca. 1 bis 1 ½ s) stark ansteigt und einen Spitzenwert (ca. 1 ½ s) erreicht. Es folgt ein Abfall von diesem Maximalwert während der eigentlichen Schiebephase (ca. 1 ½ bis 5 ½ s). Die Schwankungen der Schiebekräfte in dieser Phase sind zum einen bedingt durch die wegen der Schritte unsymmetrische Körperhaltung, zum anderen durch eventuelle Ausgleichsbewegungen, um eine Kippen des Trolleys zu verhindern. Beim Lösen (ca. ½ bis 1 s) und Feststellen (ca. 6 bis 6 ½ s) der Bremse sind aufgrund der Betätigung des Fußhebels und der daraus resultierenden „schrägen“ Körperhaltung unsymmetrische Handkräfte aufgetreten. Sowohl die Handhabungen vor als auch die nach dem eigentlichen Schiebevorgang bewirken nur geringe Aktionskräfte nach vorn.



Abbildung 6-10:
 Aktionskräfte nach vorne (in x-Richtung)
 (Schieben, FST, 65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)



Die seitwärts gerichteten Aktionskräfte (y-Richtung, siehe Abbildung 6-11) sind in ihrer Größenordnung nur etwa ein Viertel so groß wie die nach vorn gerichteten Aktionskräfte. In der Anschiebephase wird der Trolley von rechts und links „zusammengedrückt“, die Kraftverläufe sind annähernd symmetrisch bezüglich der Zeitachse. Auch bei dieser Kraftkomponente wird das Maximum in der Anschiebephase erreicht. Wie die Zeitverläufe zeigen, werden diese Kräfte ebenfalls durch die unsymmetrische Körperhaltung beim Bremsen gegen Vorgangsende beeinflusst.

Bei den Aktionskräften in z-Richtung („nach oben“, siehe Abbildung 6-12) ist zunächst ein Abstützen auf dem Trolley und dann ein partielles Anheben des Trolleys während des Anschiebens zu beobachten. Ist der Trolley in Bewegung, wird er nicht mehr „angehoben“; stattdessen stützt sich der/die Flugbegleiter/-in wieder leicht auf dem Trolley ab. Auch hier führt das Treten der Bremse zu unsymmetrischen Kraftverläufen.



Abbildung 6-11:
Aktionskräfte zur Seite (in y-Richtung) für Schieben,
FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

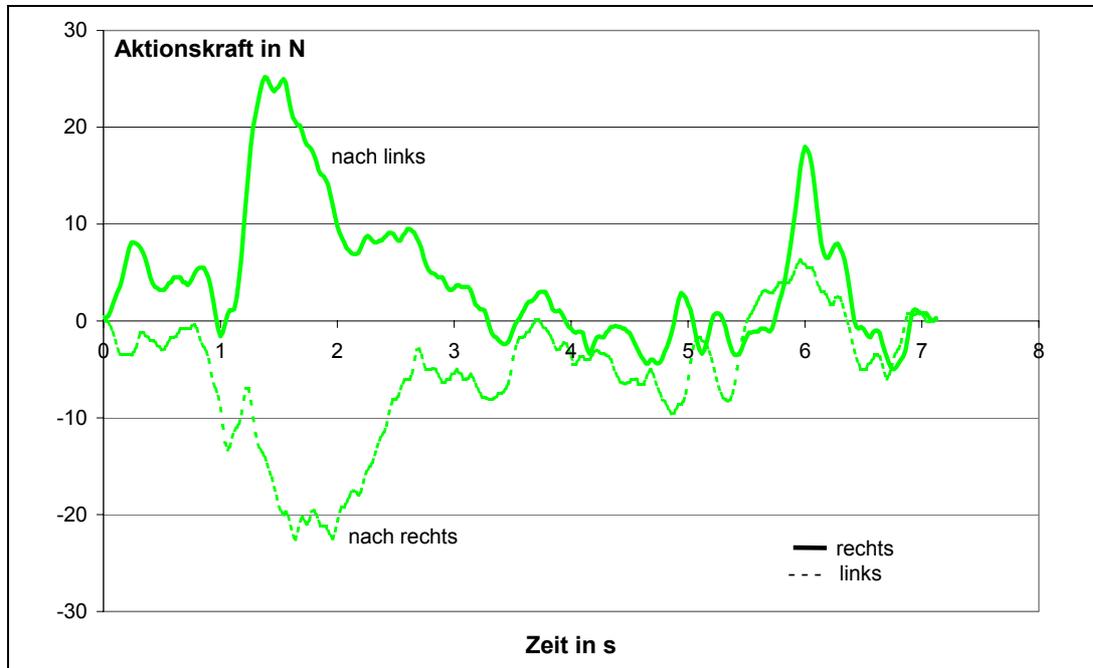
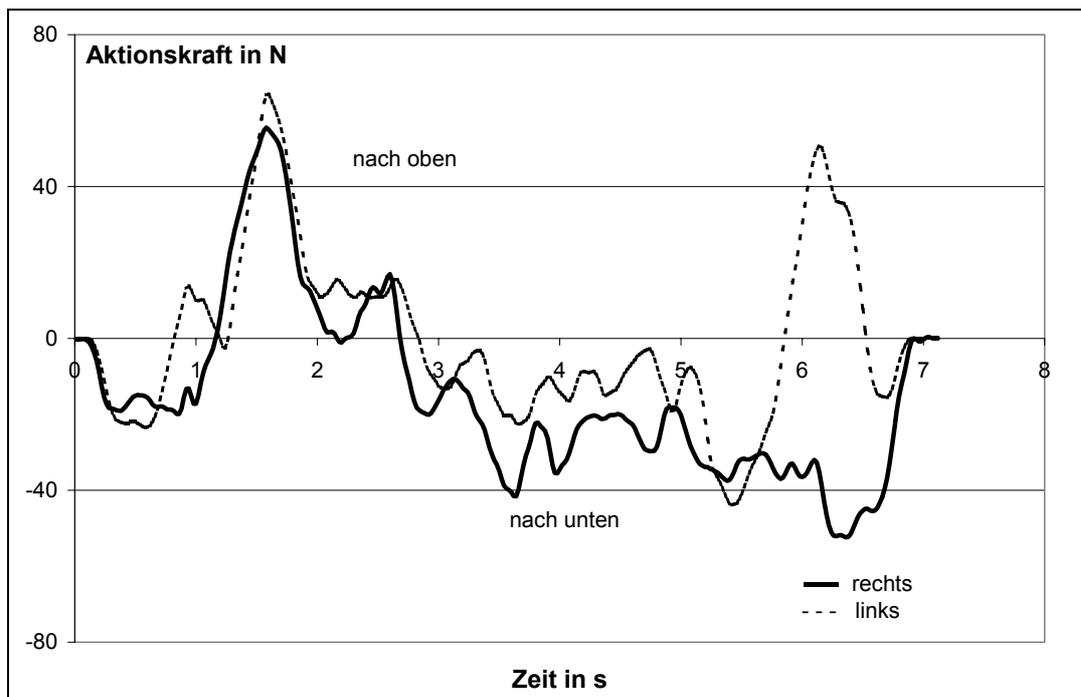


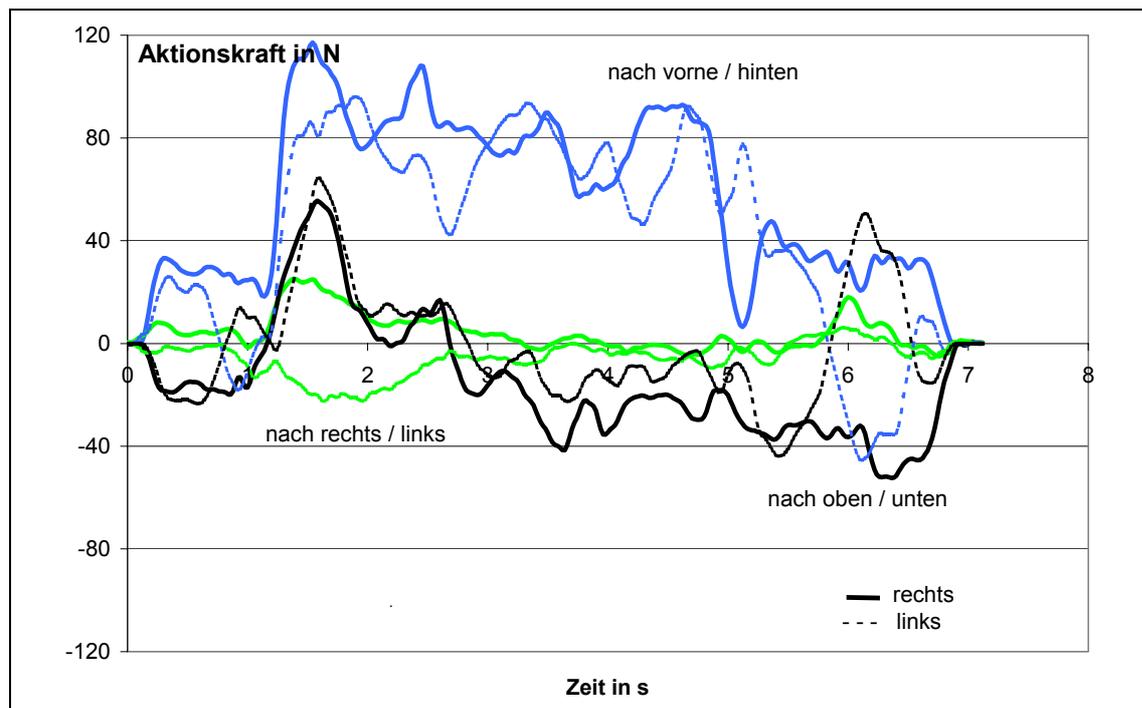
Abbildung 6-12:
Aktionskräfte vertikal (in z-Richtung) für Schieben,
FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)





Zusammengefasst ergibt sich für die Aktionskräfte beider Arme sowie die Komponenten in den drei Raumrichtungen das Diagramm in Abbildung 6-13.

Abbildung 6-13:
Alle Aktionskräfte für Schieben, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)



Die Summen der Aktionskräfte an der rechten und linken Hand, getrennt nach Kraftrichtungen, sind in Abbildung 6-14 dargestellt und verdeutlichen insbesondere die Schiebephase anhand des blauen Kraftverlaufs (ca. 1 ½ bis 5 s) sowie das anfängliche partielle Anheben (Spitze im schwarzen Kraftverlauf bei ca. 1 ½ s).

Die Darstellung der Differenz der Kräfte der rechten und der linken Hand ($F_{\text{rechts}} - F_{\text{links}}$) (Abbildung 6-15) verdeutlicht die einzelnen Schritte des Flugbegleiters. Die Wirkung der unsymmetrischen Körperhaltung beim Treten der Bremse ist hier besonders eindeutig zu erkennen (bei ca. 6 s).



Abbildung 6-14:
Summe der Aktionskräfte der rechten und der linken Hand für Schieben, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

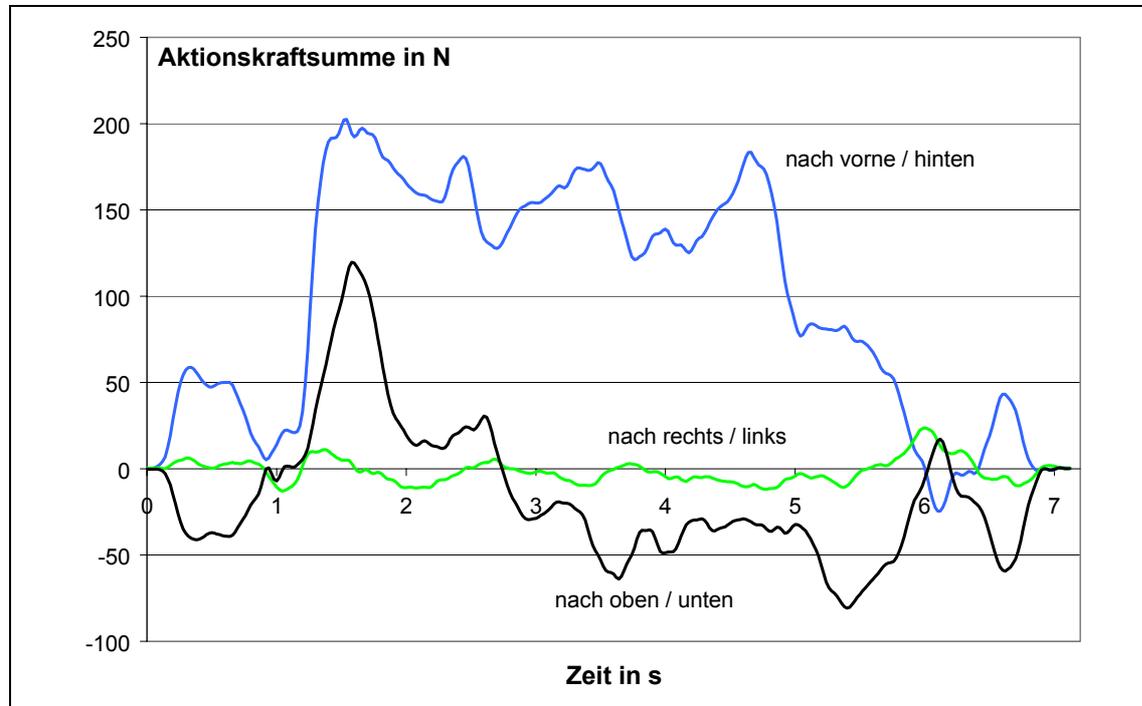
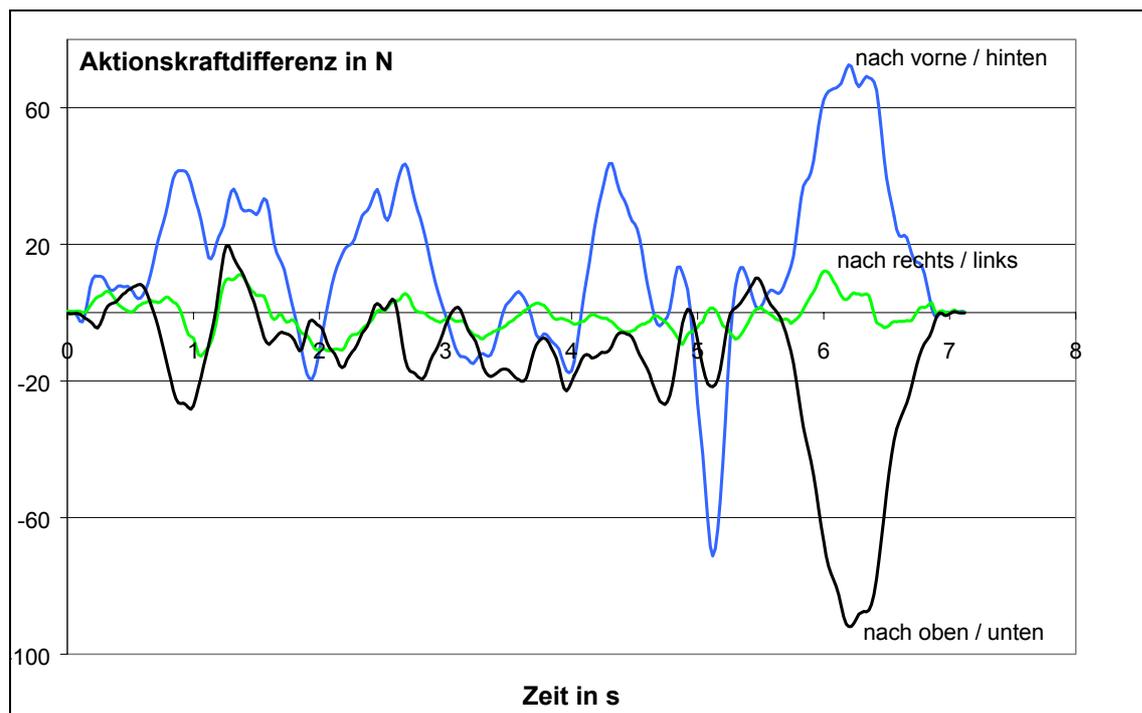


Abbildung 6-15:
Aktionskraftunterschiede: Differenz der Kräfte der rechten und der linken Hand ($F_{\text{rechts}} - F_{\text{links}}$) für Schieben, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)





Auch der Verlauf der Gesamtaktionskraft (Betrag der vektoriellen Summe aller aufgewendeten Kräfte beider Seiten) erreicht das Maximum in der Anschiebephase (siehe Abbildung 6-16). Danach fällt die Gesamtaktionskraft zunächst stark, dann schwächer sowie nochmals stark ab, wobei schrittinduzierte Schwankungen überlagert sind. Ein ähnlicher Verlauf wie der hier dargestellte ist bei fast allen Gesamt(aktions)kraft-Zeitverläufen der 25 Flugbegleiter/-innen zu finden (siehe z. B. auch Abbildungen 5-34 und 6-37).

Abbildung 6-16:

Gesamtaktionskraft: Betrag der vektoriellen Summe aller aufgewendeten Aktionskräfte rechts und links für Schieben, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)



6.3.3.2 Zeitverlauf eines Ziehvorganges

Analog zu den Diskussionsaspekten beim Schiebevorgang lassen sich auch beim Ziehen aus den Zeitverläufen Rückschlüsse auf die Handhabung des Trolleys durch den/die Flugbegleiter/-in ziehen. Als Beispiel wurde wiederum ein Vorgang der Flugbegleiterin 04 für den Fullsize-Trolley mit 65 kg bei einer Bodenneigung von 5° gewählt.



Auch beim Ziehen – wie in Abbildung 6-17 für die Komponenten der drei Richtungen, in Abbildung 6-18 (siehe Seite 300) für die komponentenbezogenen Summen der rechten und linken Seite sowie in Abbildung 6-19 (siehe Seite 300) für die Gesamtaktionskraft zu erkennen ist – ist das Maximum der Aktionskräfte in der „Losbrechphase“ lokalisiert. Dabei sind die Kräfte in x-Richtung negativ, da die Kraft beim Ziehen zum Körper hin erfolgt. Die Größenordnung der Kräfte entspricht der beim Schieben. Der Verlauf der Gesamtaktionskraft (Abbildung 6-19) ist analog zu dem beim Schieben, allerdings sind die schrittinduzierten Schwankungen sowohl bezüglich der Amplitude als auch der Frequenz unterschiedlich; auch die Dauer hoher Kraftausübung ist hier ein wenig geringer.

Abbildung 6-17:
Aktionskräfte beim Ziehen, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

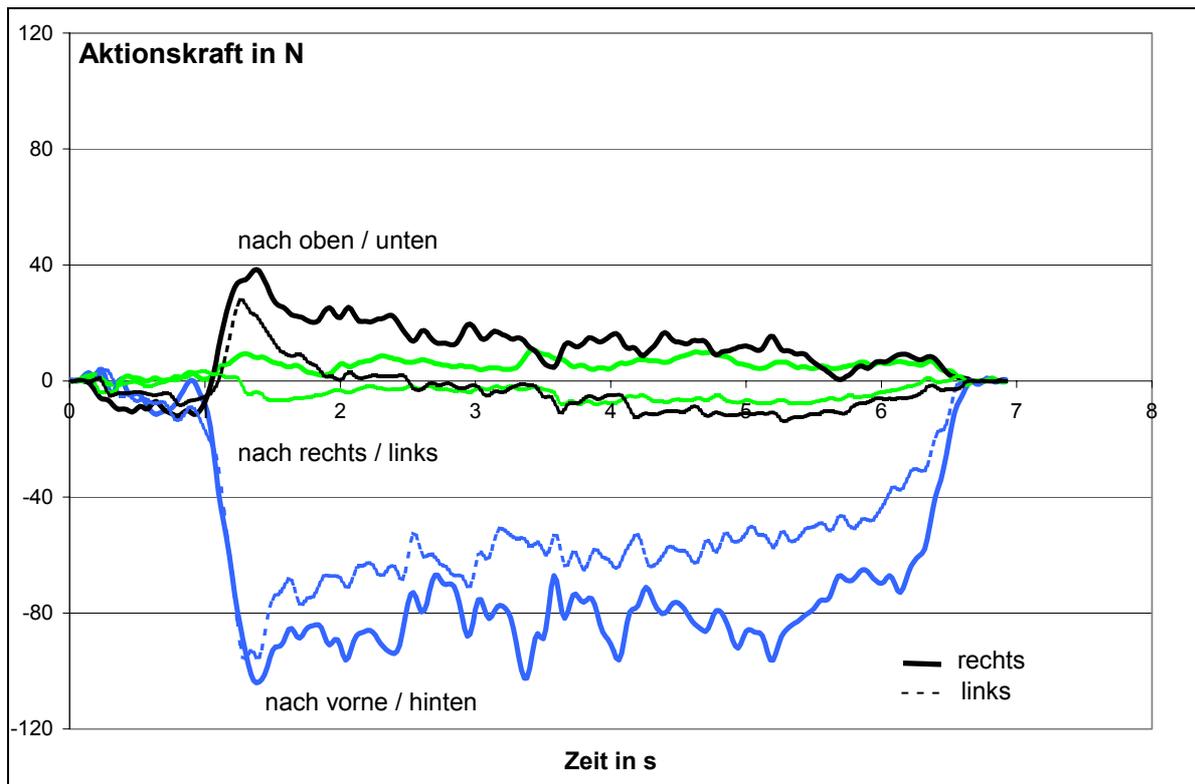




Abbildung 6-18:
Summe der Aktionskräfte der rechten und linken Hand, aufgeteilt nach Wirkungsrichtungen für Ziehen, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

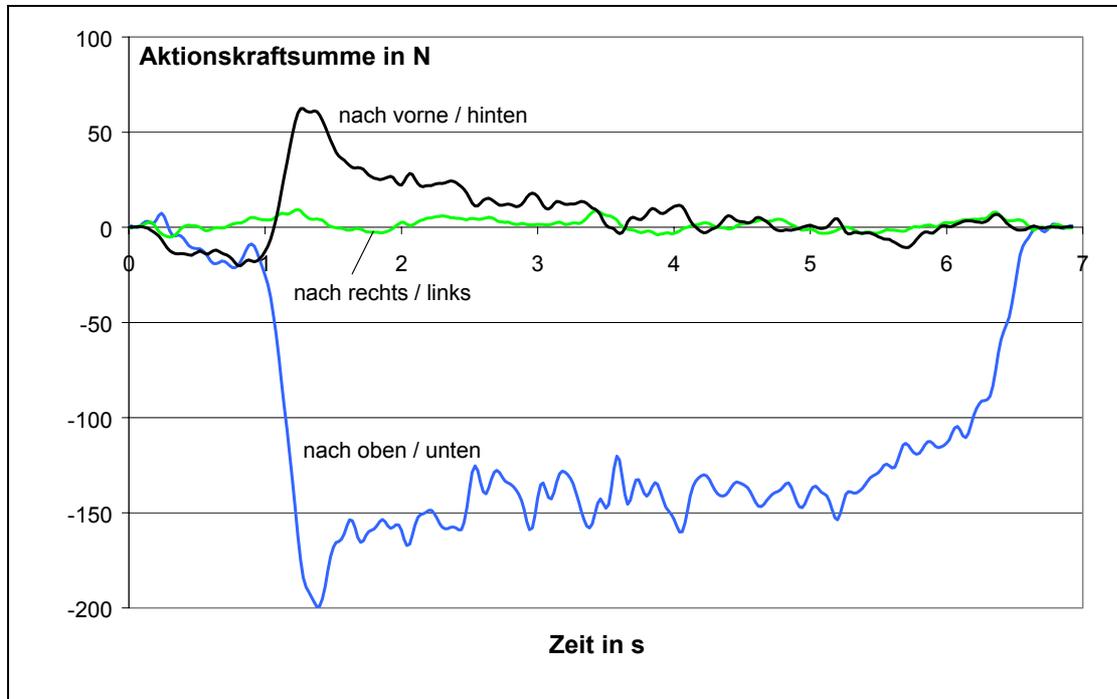
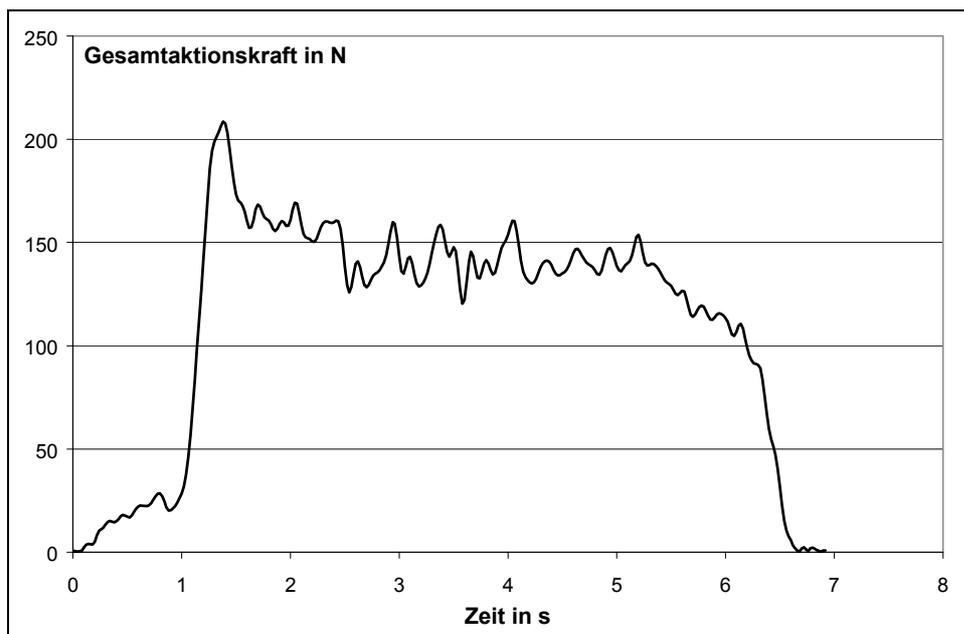


Abbildung 6-19:
Gesamtaktionskraft: Betrag der vektoriellen Summe aller aufgewendeten Aktionskräfte rechts und links für Ziehen, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)





6.3.4 Belastungskenngrößen an der Lendenwirbelsäule

Nach Skizzierung exemplarischer Zeitverläufe der als Eingangsgrößen für die Quantifizierung der Belastung der Lendenwirbelsäule genutzten Aktionskräfte werden in diesem Abschnitt die Verläufe der Kräfte und Momente, die an der als Bezugspunkt gewählten Bandscheibe L5-S1 wirken, vorgestellt. Auch für diese Darstellungen wurden die Messungen an Flugbegleiterin 04 beim Bewegen eines Fullsize-Trolleys mit einem Gewicht von 65 kg über eine Wegstrecke mit 5° Bodenneigung herangezogen.

6.3.4.1 Zeitverlauf eines Schiebevorganges

In Hinsicht auf die Belastung der Wirbelsäule ähnelt der Verlauf des Sagittalmomentes (Beugemoment nach vorne) und der Druckkraft an L5-S1 prinzipiell denen der Aktionskräfte.

Das Maximum des Sagittalmomentes liegt auch hier in der Anschiebephase (Abbildung 6-20, siehe Seite 302). Lateral- (= Seitbeuge-) und Torsionsmoment schwanken während des gesamten Schiebevorganges um den Nullwert. Der Betrag dieser Schwankungen ist mit etwa 10 Nm relativ gering. Einzig das Treten der Bremse mit den dazugehörigen unsymmetrischen Bewegungen und Handkräften führt zu etwa doppelt so hohen Belastungswerten.

Ähnlich sieht der Verlauf der Kräfte an der Referenzbandscheibe aus (Abbildung 6-21, siehe Seite 302). Auch die Druckkraft auf L5-S1 hat das Maximum in der Anschiebephase. Wenn die Feststellbremse getreten wird (bei ca. 6 s in Abbildung 6-20), wird der Oberkörper wieder aufgerichtet und eine unsymmetrische Körperhaltung eingenommen; in diesem Zeitabschnitt tritt eine weitere Spitze im Zeitverlauf auf, jedoch mit deutlich geringerem Wert (ca. 1 ½ kN). Die beiden Scherkräftkomponenten, sagittal und lateral, sind vergleichsweise gering.



Abbildung 6-20:
Momente an L5-S1 für Schieben, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

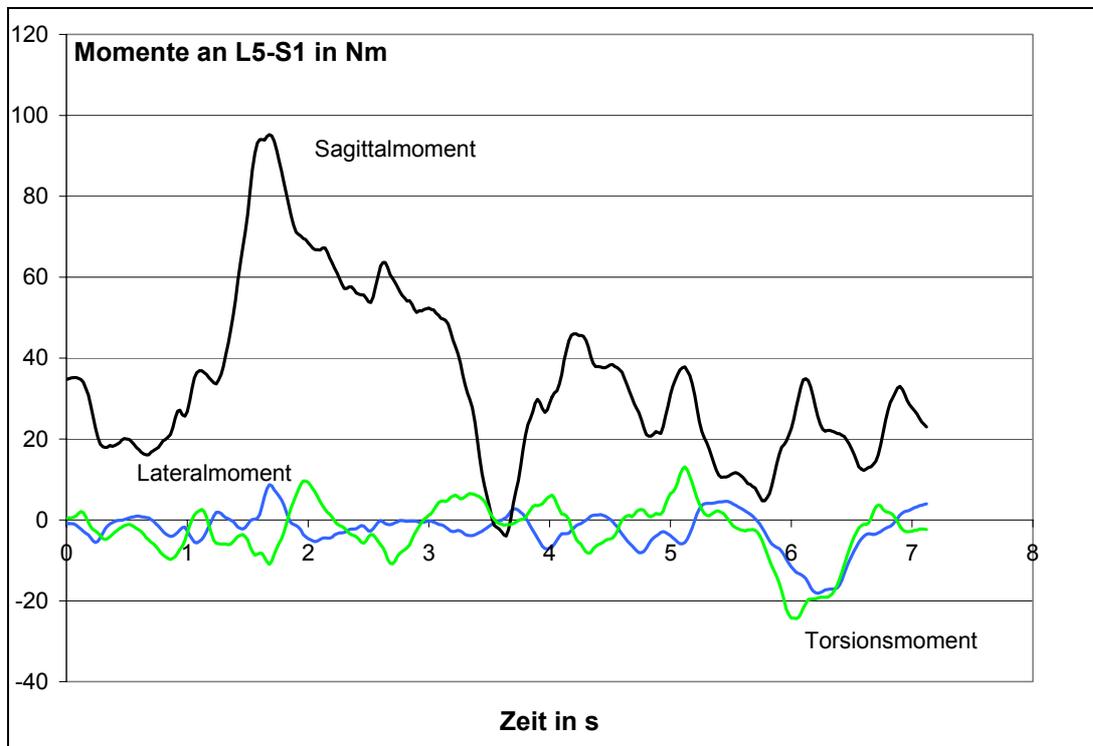
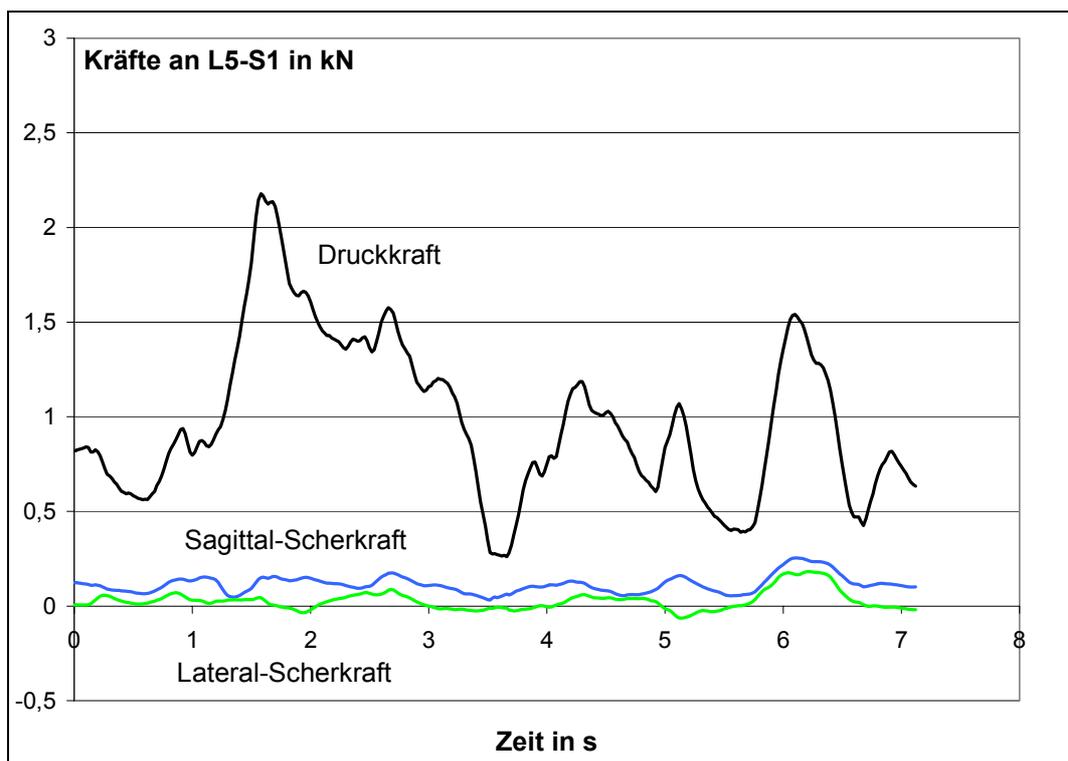


Abbildung 6-21:
Kräfte an L5-S1 für Schieben, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)





6.3.4.2 Zeitverlauf eines Ziehvorganges

In erster Näherung ähnelt der Verlauf der Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung beim Ziehen denen beim Schieben (siehe Abschnitt 6.3.4.1), aber es sind auch Unterschiede erkennbar. Auch hier wird der Spitzenwert in der Anschiebephase erreicht, während der anschließenden Phase kontinuierlichen Ziehens nehmen die Werte von Sagittalmoment und Druckkraft trotz Überlagerung von schrittinduzierten Schwankungen allmählich ab, wie in den Abbildungen 6-22 und 6-23 (siehe Seite 304) zu erkennen ist. Darüber hinaus fallen die deutlich höheren Werte der Scherkräfte nach vorn („Sagittal-Scherkraft“) im Vergleich zu den Werten beim Schieben auf; dieser Sachverhalt ist auf die Orientierung der Aktionskraft beim Ziehen („nach hinten“) im Gegensatz zur Kraftorientierung („nach vorn“) beim Schieben zurückzuführen: Infolge der Wirbelsäulenkrümmungen ist die Bandscheibe L5-S1 sowohl beim Schieben als auch beim Ziehen in der Regel nach vorn gekippt (siehe Abbildung 6-1), wenn dies auch beim Schieben und Ziehen unterschiedlich stark ausgeprägt ist; dadurch bewirkt die Gewichtskraft der oberen Körperteile sowohl beim Schieben als auch beim Ziehen eine Scherkraft nach vorn. Verschieden sind allerdings die Wirkungen der Hand-Aktionskräfte, d. h. die Hand-Reaktionskräfte bezüglich der Bandscheiben-Scherkräfte: Beim Ziehen überlagern sich die in Bandscheiben-Neigungsebene wirkenden Komponenten von Hand-Reaktionskräften und Körpergewicht, während diese Komponenten beim Schieben antiparallel orientiert sind, sich somit anteilig aufheben und zu einer geringeren sagittalen Scherkraft an L5-S1 führen als beim Ziehen.



Abbildung 6-22:
Momente an L5-S1 für Ziehen, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

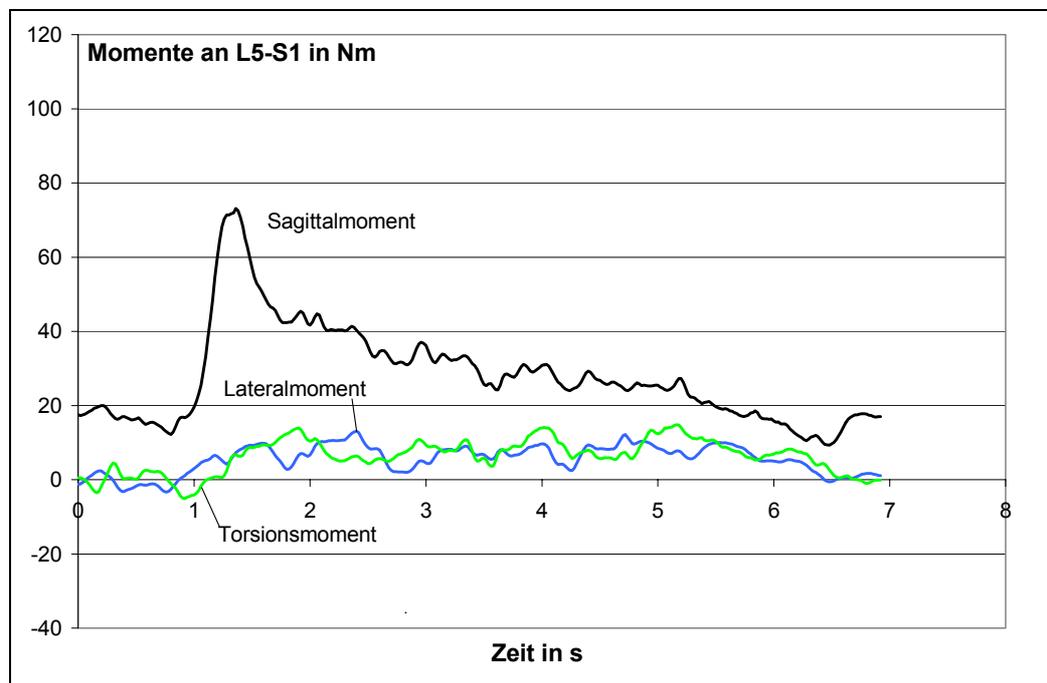
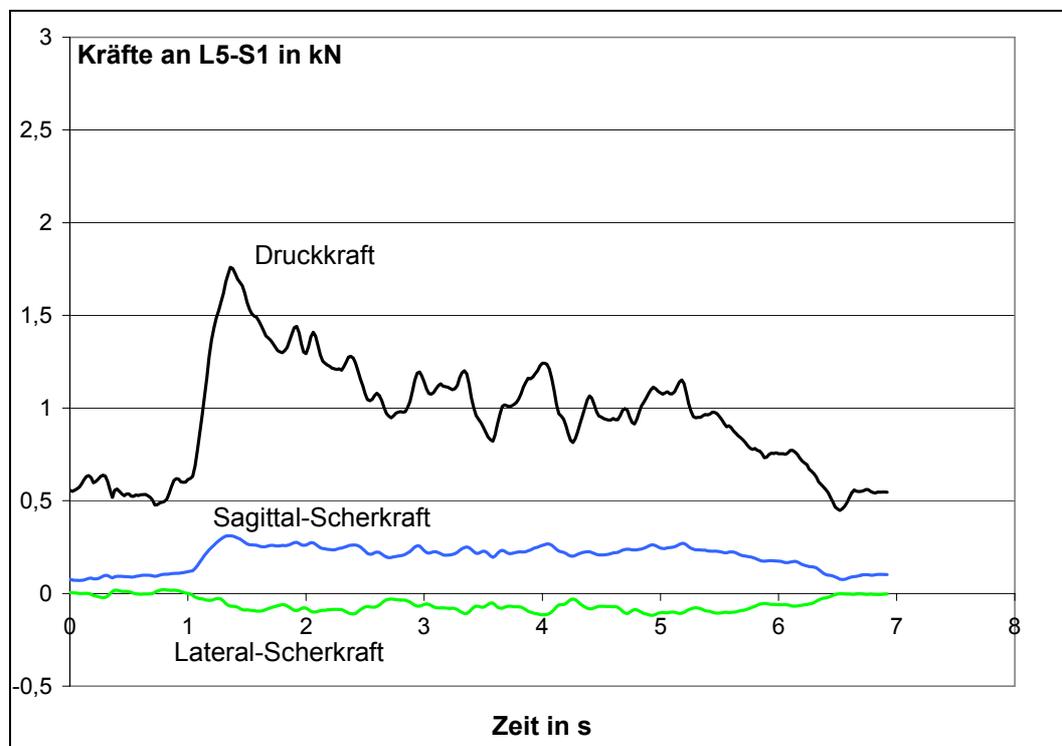


Abbildung 6-23:
Kräfte an L5-S1 für Ziehen, FST (65 kg, 5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)





6.4 Zusammenfassende Darstellung der Wirbelsäulenbelastung

6.4.1 Tätigkeitsbedingte Unterschiede im Zeitverlauf

Die durch Trolley-Typ (FST, HST) und Handhabungsart (Schieben, Ziehen) bedingten Unterschiede lassen sich einschätzen, wenn die Ergebnisse zu gleich schweren bzw. annähernd gleich schweren Trolleys beider Typen bei jeweils gleicher Handhabungsart verglichen werden. Dazu wird erneut das Beispiel der durch Flugbegleiterin s04 ausgeführten Handhabungen des Fullsize-Trolleys mit einem Gewicht von 65 kg bei 5° Bodenneigung herangezogen, dem die korrespondierenden Verläufe eines 60 kg schweren HST beim Schieben bzw. Ziehen gegenübergestellt werden.

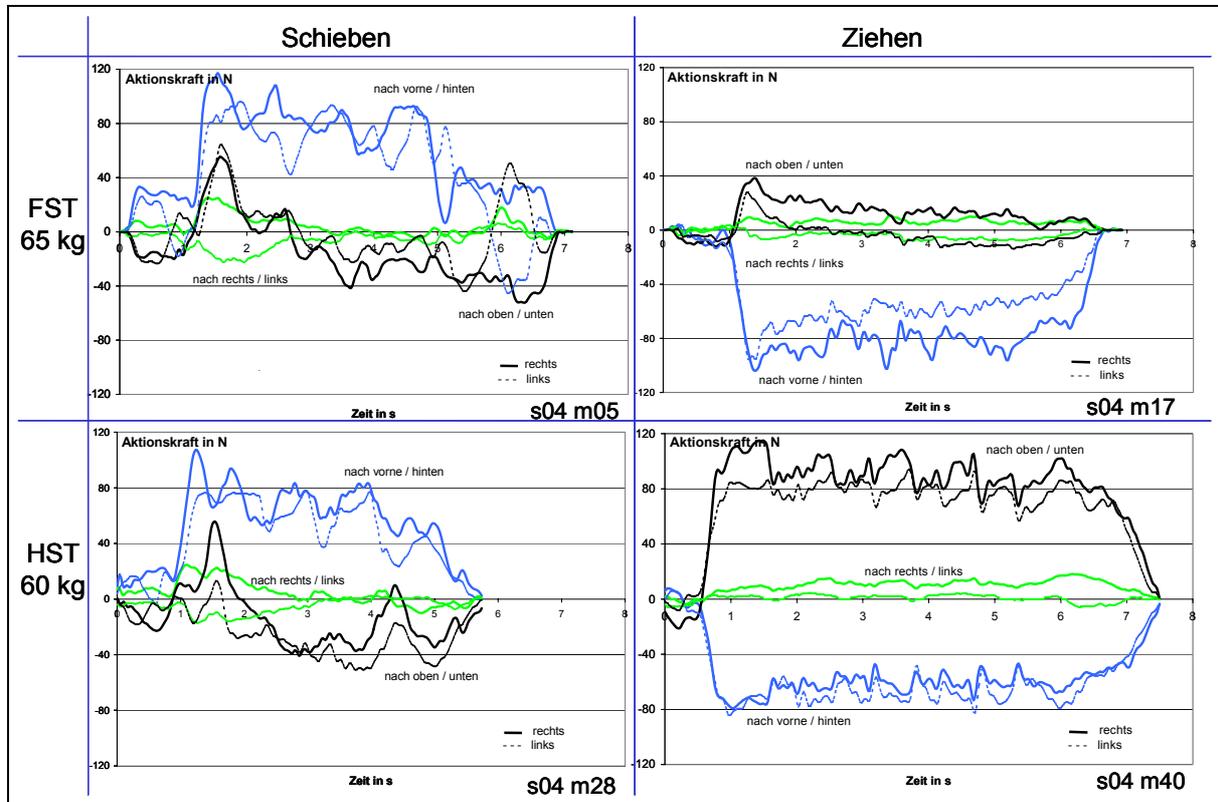
Um die Unterschiede zwischen dem Handhaben eines FST und HST unabhängig von den jeweiligen Flugbegleitern/-innen und ihren verschiedenen Ausführungstechniken deutlich zu machen, erfolgt zunächst ein Vergleich der Aktionskräfte, und nachfolgend werden die Belastungen der Lendenwirbelsäule (LWS) anhand der lumbosakralen Momente und Kräfte bei jeweils gleichen Bedingungen gegenübergestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit werden diese jeweils direkt in einer Abbildung (Abbildung 6-24, Seite 306, für Aktionskräfte; Abbildung 6-25, Seite 307, für LWS-Momente; Abbildung 6-26, Seite 308) für LWS-Kräfte) dargestellt. Dabei ist der Aufbau dieser Abbildungen für die drei Kenngrößen identisch: Nebeneinander sind die Ergebnisse für Schieben und Ziehen dargestellt, jeweils für den FST mit 65 kg oben und für den HST mit 60 kg jeweils unten.

Aus Abbildung 6-24 kann unter anderem gefolgert werden, dass sich beim Schieben die Ergebnisse vom FST und HST kaum unterscheiden.

Beim Schieben ist die horizontale Kraft nach vorn, beim Ziehen jedoch nach hinten gerichtet; daher befinden sich die blauen Linien beim Schieben im positiven, beim Ziehen im negativen Wertebereich. Da sich Flugbegleiter/-innen beim Schieben auf den Trolley aufstützen können, beim Ziehen jedoch nicht, befinden sich die die vertikalen Aktionskräfte repräsentierenden schwarzen Linien während des Ziehens nicht im negativen Wertebereich.



Abbildung 6-24:
Aktionskräfte beim Schieben/Ziehen von FST 65 kg/HST 60 kg im Vergleich
(5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)



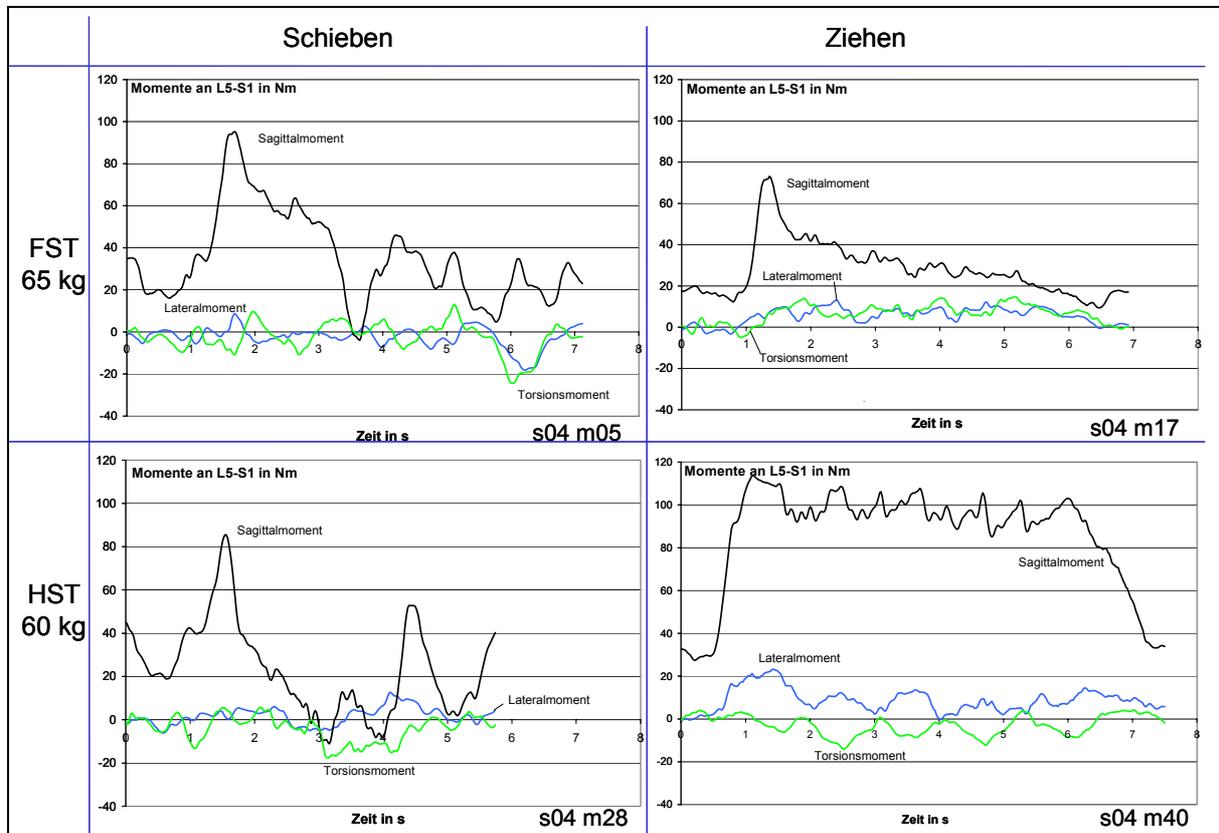
Insgesamt weisen die Verläufe der Aktionskraftkomponenten beim Schieben und Ziehen des FST keine ungewöhnlichen Merkmale auf, zumal sich die Größenordnungen der Kräfte beim Schieben und Ziehen gleichen. Beim Ziehen des HST hingegen treten hohe Kräfte auch in vertikaler Richtung – nach oben – auf, d. h., dem Ziehen nach hinten wird ein Ziehen nach oben, eine Art „partielles Heben“, überlagert.

Ausgehend von den hier gezeigten Zeitverläufen für die Aktionskräfte beim Schieben und Ziehen eines FST bzw. eines ähnlich schweren HST werden nachfolgend die Verläufe der Kenngrößen der Wirbelsäulenbelastung erläutert.



Abbildung 6-25:

Momente an L5-S1 beim Schieben/Ziehen von FST 65 kg/HST 60 kg im Vergleich (5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)

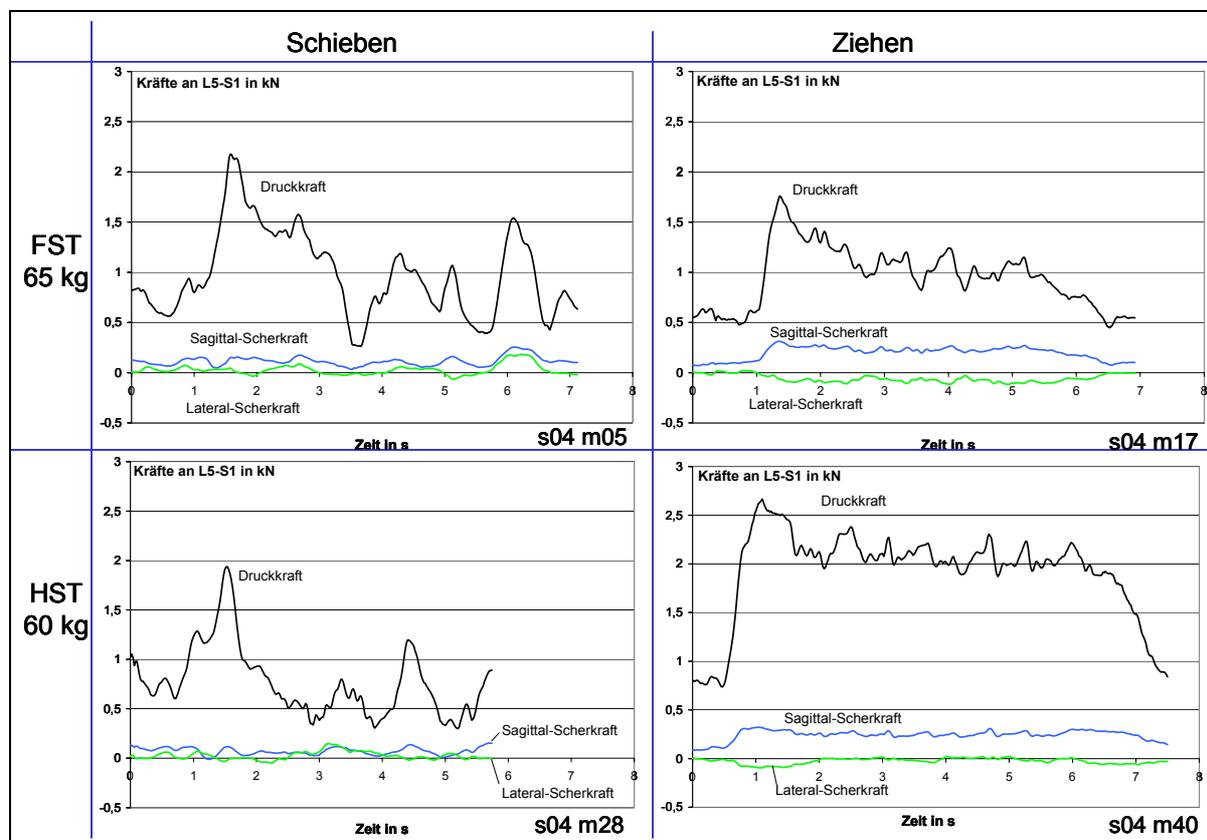


Bei den an der Referenzbandscheibe L5-S1 auftretenden Momenten lassen sich Merkmale wie in der vorherigen Handkräfte-Darstellung aufzeigen.

- Auch bei den Momenten lassen sich in einigen Verläufen am Anfang ein Spitzenwert und anschließend ein Plateau bzw. eine Abnahme mit überlagerten schrittinduzierten Schwankungen finden.
- Seitbeugemoment (Lateralmoment) und Torsionsmoment nehmen deutlich geringere Werte an als das Beugemoment nach vorne (Sagittalmoment). Da, zumindest in diesen Beispielen, somit keine großen Asymmetrien der Wirbelsäulenbelastung auftreten, wird im Folgenden auf eine detaillierte Erläuterung jener beiden Kenngrößen verzichtet.

- ❑ Beim Schieben unterscheiden sich FST und HST, wie bei den Aktionskräften, in Bezug auf die resultierenden Momentenwerte kaum.
- ❑ Beim Schieben des FST liegt das Sagittalmoment größtenteils leicht über den Werten beim Ziehen.
- ❑ Beim Schieben des HST liegt das Beugemoment deutlich unter dem beim Ziehen. Darüber hinaus unterscheiden sich die Zeitverläufe des Sagittalmomentes beim Handhaben des HST dahingehend, dass beim Schieben nach dem anfänglichen Spitzenwert niedrigere Werte auftreten, während beim Ziehen fast über den gesamten Zeitverlauf Werte annähernd in Höhe des Anfangswertes angenommen werden.

Abbildung 6-26:
Kräfte an L5-S1 beim Schieben/Ziehen von FST 65 kg/HST 60 kg im Vergleich (5°, s04, 50 Positionen pro Sekunde)





Bei den Kräften an der Bezugsbandscheibe ist die Druckkraft von besonderer Bedeutung. Scherkräfte nach vorne und zur Seite sind in ihrer Höhe deutlich geringer; im Sinne einer Fokussierung und in Anbetracht der gering ausgeprägten Asymmetrie wird auf die Ergebnisse zu den Scherkraftkomponenten im Folgenden nicht weiter eingegangen.

Der Verlauf der Druckkraft in den vier Diagrammen und die resultierenden Schlussfolgerungen sind vergleichbar mit den Ergebnissen zum Sagittalmoment. Dies kann darauf schließen lassen, dass die Belastungsanteile durch beidseits unterschiedliche Aktionskräfte und unsymmetrische Körperhaltungen in diesen Beispielen von nachrangiger Bedeutung im Vergleich zu den Belastungsanteilen durch das Bewegen der Trolleys sind; Bewegen von Trolleys könnte somit – bezogen auf die in diesem Unterkapitel dargestellten Beispiele – in erster Näherung als sagittaler Belastungsfall angesehen werden. Eine detaillierte Analyse sollte jedoch stets auch die asymmetrischen Belastungsanteile, zumindest in den Zeitphasen größerer Wertebereiche, berücksichtigen.

Die vorangegangenen exemplarischen Darstellungen können wie folgt zusammengefasst werden:

- Die Zeitverläufe weisen typische Merkmale auf. Kennzeichnend sind in der Regel ein Spitzenwert zu Vorgangsbeginn, eine Plateauphase oder ein Abnehmen der Werte, jeweils überlagert von schrittinduzierten Schwankungen während des Zieh- oder Schiebevorgangs, und ein Nebenmaximum am Vorgangsende, bewirkt durch das Betätigen der Feststellbremse.
- Die Verzögerung des Trolleys löste keine Nebenmaxima aus, da Gravitation und Reibung ausreichten, um die Trolleys abzubremsen, sodass hierzu von dem/der Flugbegleiter/-in keine weitere Kraftaufwendung nötig war. In dieser Untersuchung wurde zwar lediglich das Bewegen der Trolleys die Bodenneigung hinauf, aber nicht hinunter analysiert; jedoch würde auch bei letzterer Konstellation allenfalls in Ausnahmefällen die Verzögerung aktiv durch die Flugbegleiter/-innen bewirkt.



- ❑ Beim Schieben entspricht die aufgewendete Aktionskraft beim HST ungefähr der beim FST. Daraus resultierend entspricht die Belastung der Lendenwirbelsäule beim Schieben des HST der beim FST, gleiche Gewichte vorausgesetzt.
- ❑ Beim Ziehen hingegen unterscheiden sich HST und FST in den aufgewendeten Aktionskräften und resultierenden Wirbelsäulenbelastungen erheblich.
- ❑ Ist für den FST Ziehen sogar ein wenig günstiger als Schieben, so ist das Ziehen des HST deutlich ungünstiger als das Schieben des HST bzw. das Ziehen des fast gleich schweren FST. Dieser Sachverhalt ist darauf zurückzuführen, dass beim Ziehen des HST zur Erhöhung der Kippstabilität zusätzlich Kräfte vertikal nach oben aufgewendet werden (müssen), sodass das Ziehen des HST durch eine Art „partielles Tragen“ oder „partielles Heben“ überlagert ist.

6.4.2 Identifizierung angemessener Belastungskennwerte

Bisher wurden exemplarisch einzelne Zeitverläufe verschiedener Kenngrößen (Aktionskräfte, Momente und Kräfte an der Bezugsbandscheibe L5-S1) einer einzigen Probandin hinsichtlich besonderer Auffälligkeiten und prinzipieller Übereinstimmungen untersucht. Um die Zeitverläufe sämtlicher Probanden (hier: 480 ausgewählte Zeitverläufe) anhand einheitlicher Kriterien vergleichen zu können, wurden „Kennwerte“ definiert, d. h. charakteristische Elemente in den Zeitverläufen selektiert, die einen Vergleich der Messergebnisse sowohl untereinander als auch mit empfohlenen Richtwerten zur Maximalbelastung ermöglichen.

Zur Identifizierung angemessener Belastungskennwerte wurde die Analyse in einem ersten Ansatz auf spezielle belastungsintensive Situationen eingegrenzt. Derartige Situationen mit mutmaßlich hoher Belastung der Wirbelsäule entstehen zum einen durch extreme Krafteinwirkung, zum anderen durch extreme Körperhaltungen. Aus den Zeitverläufen jedes Schiebe- oder Ziehvorganges könnten somit beispielsweise unten aufgeführte Situationen mit maximalen oder anderen auffälligen Kennzeichen selektiert werden:



1. Maximum der Gesamtkraft zu Beginn der Schiebe-/Ziehphase
2. Maximum des zeitlich gleitenden Mittels der Gesamtkraft während der Schiebe-/Ziehphase
3. Mittel der schrittinduzierten Maxima der Gesamtkraft in Schiebe-/Ziehphase
4. maximale Rumpf-Torsion
5. maximale Rumpf-Seitbeugung
6. maximale Rumpf-Vorneigung
7. maximales Torsionsmoment
8. maximales Seitbeugemoment.

Um diese Kennwerte aus den Datenmengen eines Zeitverlaufes zu isolieren, wurden die unten stehenden Algorithmen zugrunde gelegt, die die entsprechenden Belastungssituationen in den digitalen Daten erkennbar machten. Dabei repräsentiert die „Gesamtkraft“, deren Werte in den Kennwerten 1 bis 3 verwendet wird, die Summe der beiden rechts und links insgesamt aufgebrauchten Aktionskräfte, die sich jeweils aus vektorieller Addition der drei Komponenten – entsprechend den drei Raumrichtungen – ergeben.

Kennwert 1: Maximum der Gesamtkraft zu Beginn der Schiebe-/Ziehphase

- zeitnah zum Anfang
- Maximum der Gesamtkraft
- $F_{ges,max} = \text{Max} (F_{ges,r} + F_{ges,l})$



Kennwert 2: Maximum des zeitlich gleitenden Mittels der Gesamtkraft während der Schiebe-/Ziehphase

- Fenster mit 1,5 s Dauer auf den Zeitverlauf der Gesamtkraft legen, Mittelwert in diesem Fenster berechnen, Fenster weiterschieben, Maximum der Mittelungswerte selektieren

Kennwert 3: Mittel der schrittinduzierten Maxima der Gesamtkraft in Schiebe-/Ziehphase

- Mittelwert der (Neben-)Maxima der Aktionskraftresultierenden

- $$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{Max} (F_{\text{ges}})$$

Kennwert 4: Maximale Rumpf-Torsion

- Zeitpunkt der maximalen Rumpfverdrehung
- Maximum des Winkels zwischen Hüft- und Schulterquerachse in der Draufsicht

Kennwert 5: Maximale Rumpf-Seitbeugung

- Zeitpunkt der maximalen Rumpf-Seitbeugung
- Maximum des Winkels zwischen Hüft- und Schulterquerachse in der Vorderansicht

Kennwert 6: Maximale Rumpf-Vorneigung

- Maximum des Winkels der Rumpflängsachse in der Sagittalebene



Kennwert 7: Maximale Torsionsmomente

- Zeitpunkt der größten Differenz der Aktionskraftkomponenten (u, v) rechts und links um die Rumpf-Längsachse (= w-Achse; siehe Koordinaten in Abbildung 6-27)

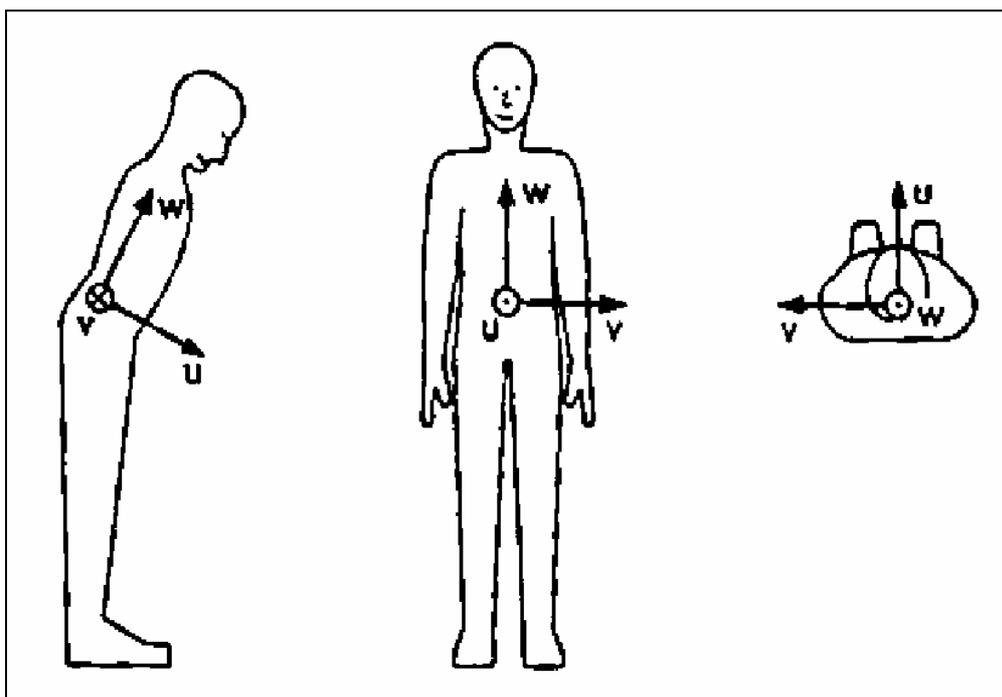
$$\square \text{Max} (\sqrt{(F_{u,r} - F_{u,l})^2 + (F_{v,r} - F_{v,l})^2})$$

Kennwert 8: Maximale Seitbeugemomente

- Zeitpunkt der größten Differenz der Aktionskräfte rechts und links in der Körpermitten-Ebene (= w-Richtung)
- $\text{Max} (|F_{w,r} - F_{w,l}|)$

Abbildung 6-27:

Koordinatensystem mit Ursprung in L5-S1 mit den Koordinatenrichtungen u, v, w





Wie anhand der ersten beiden Kennwerte – hier bezüglich der Gesamtkraft – dargestellt, kann beispielsweise für jeden Zeitverlauf einerseits der Spitzenwert zu Vorgangsbeginn oder andererseits auch der Verlauf während der Schiebe- bzw. Ziehphase als typisch angesehen werden. Der Spitzenwert wird dabei vergleichsweise kurzzeitig erreicht und ist in seiner Höhe relativ uneinheitlich. Um kurzzeitige Spitzen nicht überzuinterpretieren, bietet sich insbesondere die Berechnung eines zeitlich gleitenden Mittels in Analogie zur Auswertung der maximalen Arm- und Beinkräfte an. Dazu wurden 1,5 s dauernde „Fenster“ über den Zeitverlauf während der Zieh- oder Schiebe- phase gelegt, der Mittelwert in einem ersten Zeitfenster berechnet, dieses dann „weitergeschoben“ – bei der gewählten Abtastrate von 50 pro Sekunde um 1/50 Sekunde – und abschließend das Maximum der Mittelungswerte selektiert.

Aufgrund der zeitlichen Restriktion dieses Forschungsvorhabens und aus Kompatibilitätsüberlegungen zwischen den Untersuchungsgruppen erfolgte für die Auswertungen dieser Untersuchung (siehe folgenden Unterabschnitt) eine Fokussierung auf Kennwert 2, dem letztendlich hier eine höhere Priorität im Vergleich zum Spitzenwert zu Vorgangsbeginn zugewiesen wurde. Das Maximum der zeitlichen Mittelungswerte erreichte im Mittel etwa 80 % (Mittelwert: 79,3 %, Standardabweichung: 8,35 %) des jeweiligen Spitzenwertes zu Vorgangsbeginn.

6.4.3 Varianz der Belastungen der Lendenwirbelsäule

Der im vorangegangenen Abschnitt als angemessen definierte Kennwert für die Interpretation von Aktionskraft-Zeitverläufen wurde dazu genutzt, die entsprechende „Fenster“phase mit einer Dauer von 1,5 s innerhalb der Zeitverläufe der insgesamt 480 verfügbaren Belastungsfälle zu identifizieren, für die der zeitliche Mittelungswert der Gesamtkraft maximal ist. Nachfolgend wurde für einen typischen Zeitpunkt in dieser Phase die Wirbelsäulenbelastung anhand der Momenten- und Kraftkomponenten bezüglich der Bezugsbandscheibe L5-S1 bestimmt und für die nachfolgenden Darstellungen verwendet (Mittel der Beträge der Gesamtkräfte beider Seiten: Mittelwert: 75 %, Standardabweichung: 11 %).



Für die Darstellung in den Abbildungen 6-28 bis 6-35 (siehe Seite 315 bis 319) wurden die Mittelwerte aller Messungen einer Gruppe, gekennzeichnet durch gleichen Trolley-Typ, gleiches Trolley-Gewicht und gleiche Handhabungsart – z. B. Schieben, FST, 65 kg, 5° – dargestellt. Auf der Abszisse sind die Trolley-Gewichte angetragen, auf der Ordinate die aus den Modellrechnungen resultierenden Werte der lumbosakralen Druckkraft beziehungsweise des Sagittalmomentes. Rauten stehen für den FST (Abbildungen 6-28, 6-29, 6-32, 6-33) und Dreiecke für den HST (Abbildungen 6-30, 6-31, 6-34, 6-35). Die verschiedenen Farben stehen für die Bodenneigungen (rot = 0°, schwarz = 2°, gelb = 5°, grün = 8°). Die vertikalen Striche stellen die Standardabweichungen, ein Maß für die Streuung der Werte innerhalb der Gruppe, dar. Zur deutlicheren Darstellung des Einflusses der Bodenneigung sind zusätzlich Ausgleichsgeraden eingetragen.

Abbildung 6-28:

Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Schieben der Fullsize-Trolleys (FST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 5 \dots 16$)

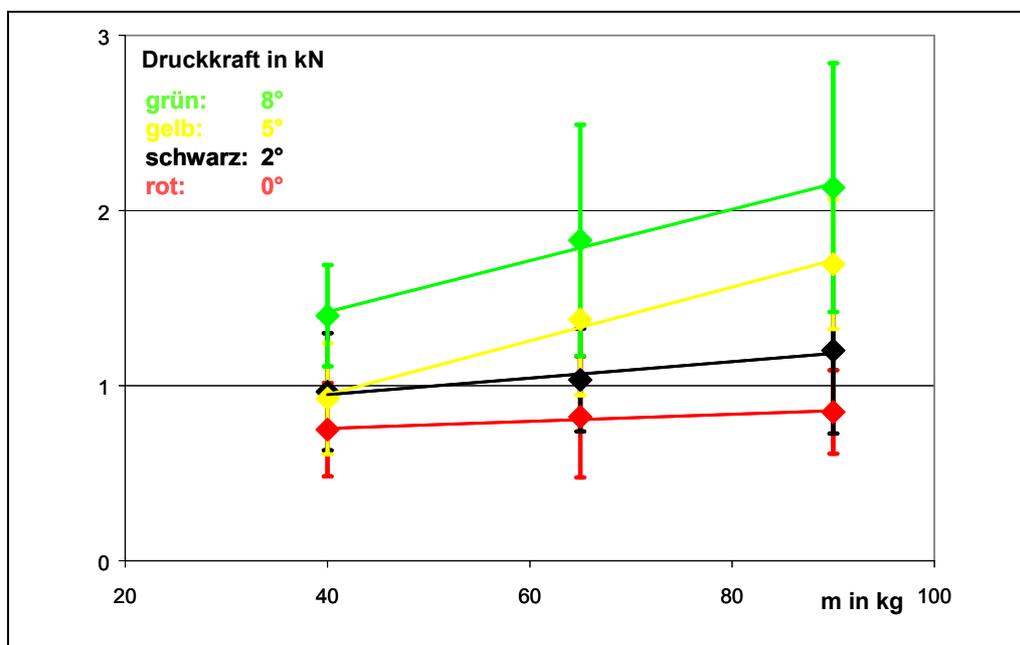




Abbildung 6-29:

Sagittalmoment an L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Schieben der Fullsize-Trolleys (FST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 5 \dots 16$)

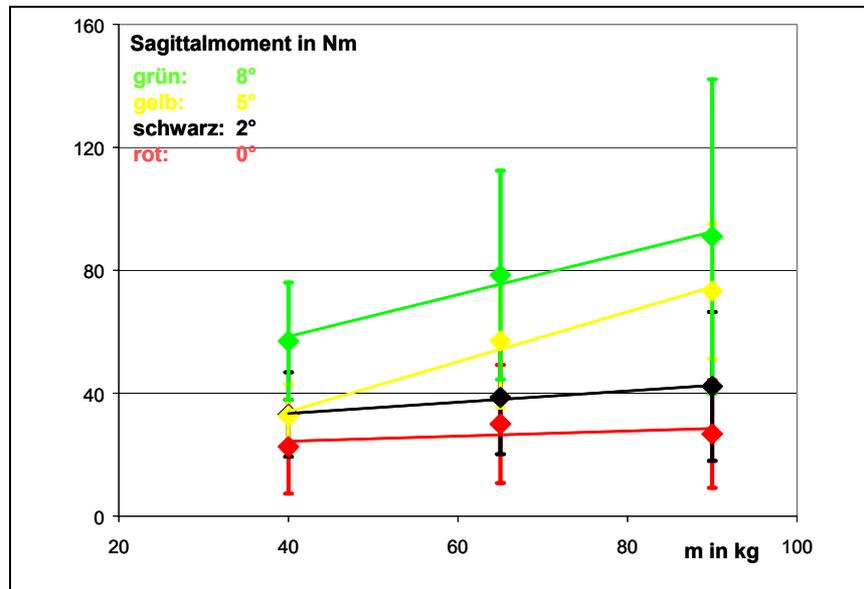


Abbildung 6-30:

Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Schieben der Halfsize-Trolleys (HST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 4 \dots 14$)

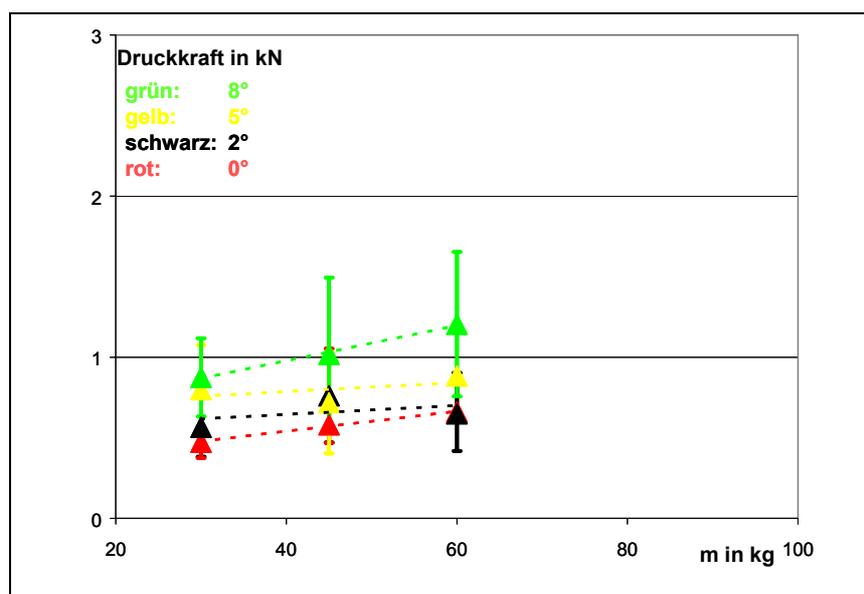




Abbildung 6-31:

Sagittalmoment an L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Schieben der Halfsize-Trolleys (HST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 4 \dots 14$)

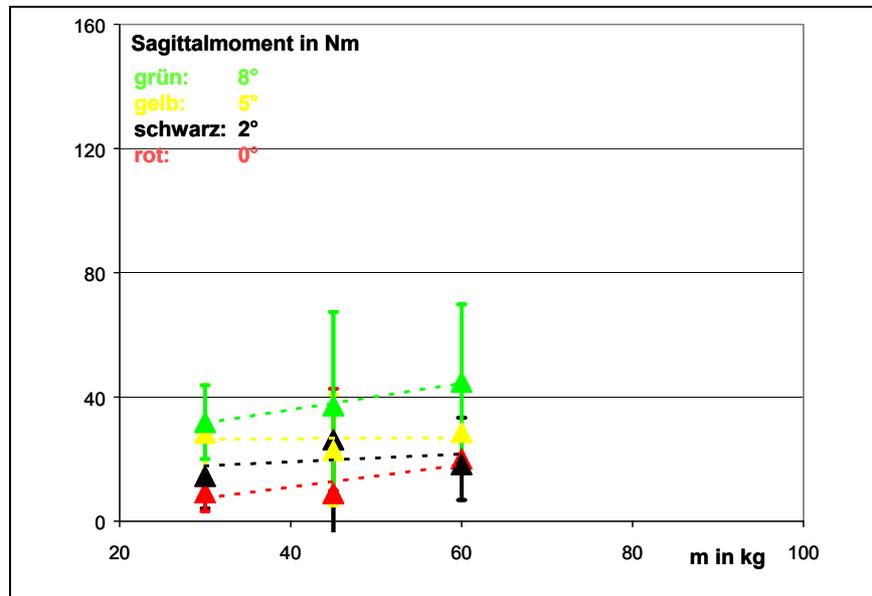


Abbildung 6-32:

Druckkraft auf L5-/S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Ziehen der Fullsize-Trolleys (FST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 3 \dots 12$)

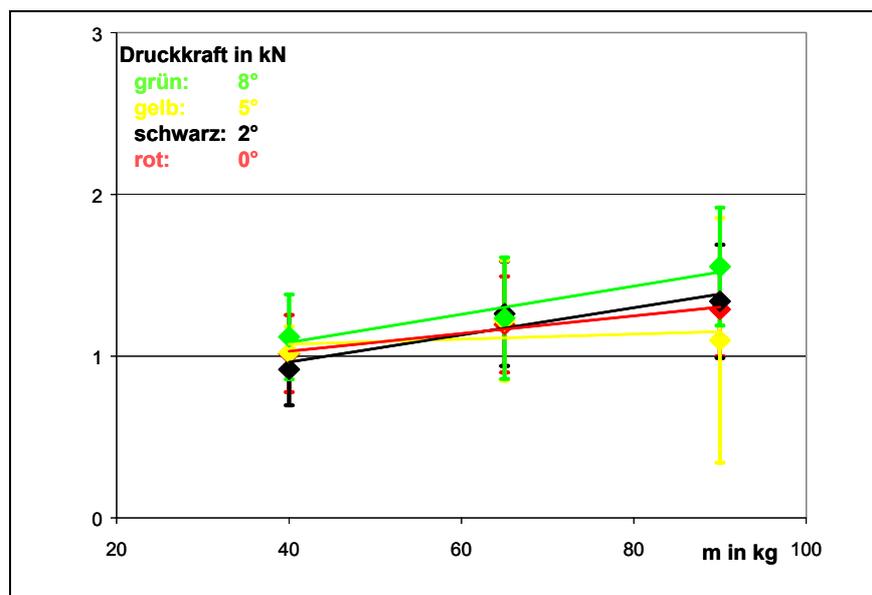




Abbildung 6-33:

Sagittalmoment an L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Ziehen der Fullsize-Trolleys (FST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 3 \dots 12$)

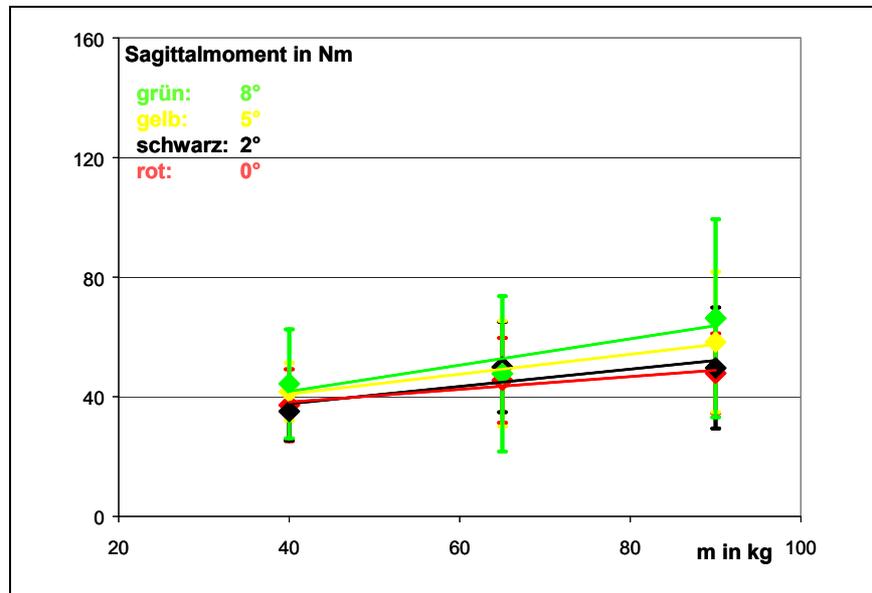


Abbildung 6-34:

Druckkraft auf L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Ziehen der Halfsize-Trolleys (HST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 4 \dots 14$)

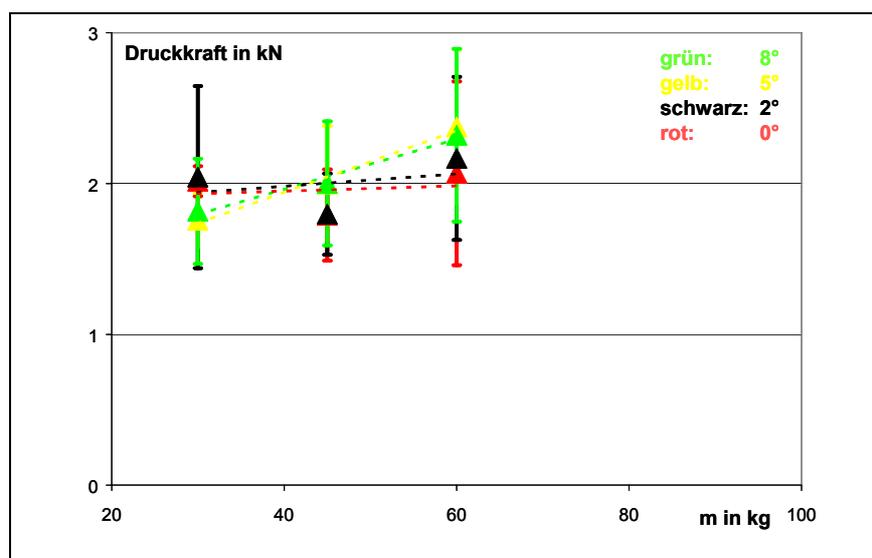
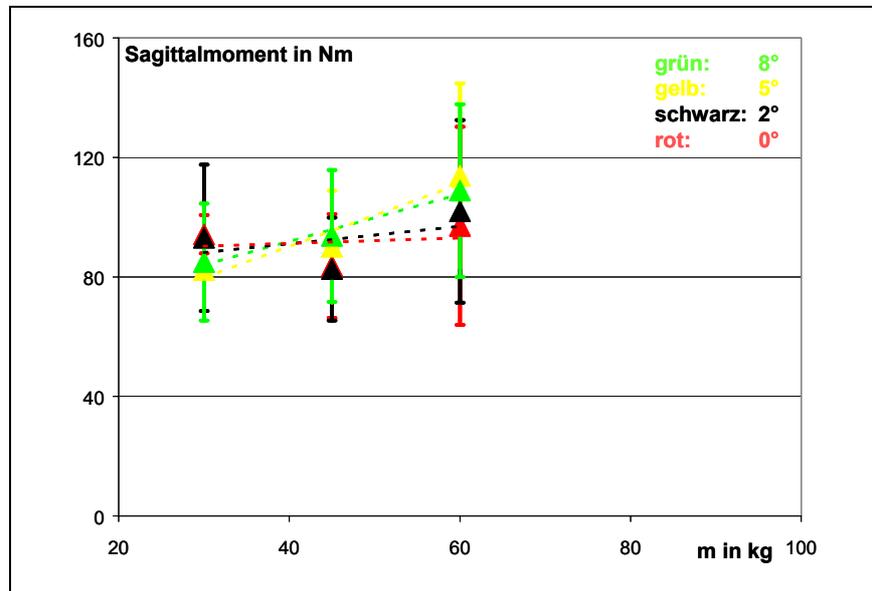




Abbildung 6-35:

Sagittalmoment an L5-S1 in Abhängigkeit vom Trolley-Gewicht beim Ziehen der Halfsize-Trolleys (HST) – Mittelwerte mit Standardabweichungen und neigungsspezifischen Ausgleichsgeraden ($n = 4 \dots 14$)



Anhand der Abbildungen 6-28 bis 6-31 (Schieben) können mehrere Aspekte aufgezeigt werden:

- Der Einfluss der Bodenneigung wird durch die großen Abstände zwischen den Werten mit unterschiedlicher Neigung deutlich: Je stärker die Bodenneigung, desto höher die Belastung der Lendenwirbelsäule.
- Zwischen HST und FST wird ein deutlicher Unterschied erkennbar, der nicht nur auf das Trolley-Gewicht zurückzuführen ist: Beispielsweise liegen die Werte für 8° Bodenneigung (grün) für den FST weit oberhalb derer für den entsprechenden HST (um etwa $\frac{1}{2}$ kN).
- Der Einfluss des Trolley-Gewichtes auf die Wirbelsäulenbelastung nimmt mit zunehmender Bodenneigung zu: Z. B. ist die Wirbelsäulenbelastung bei 0°, FST, für alle drei Trolley-Gewichte, also für 40, 65 und 90 kg, etwa gleich hoch – entsprechend einer annähernd waagerechten Ausgleichsgeraden (rot) –, bei 8° hingegen (grün) steigt sie mit dem Trolley-Gewicht deutlich an.



Die auf das Ziehen von Trolleys bezogenen Abbildungen 6-32 bis 6-35 sind analog aufgebaut wie die vorangegangenen Abbildungen zum Schieben.

Bezüglich der lumbosakralen Druckkraft und des Sagittalmomentes beim Ziehen von Trolleys lassen sich folgende Ergebnisse ableiten:

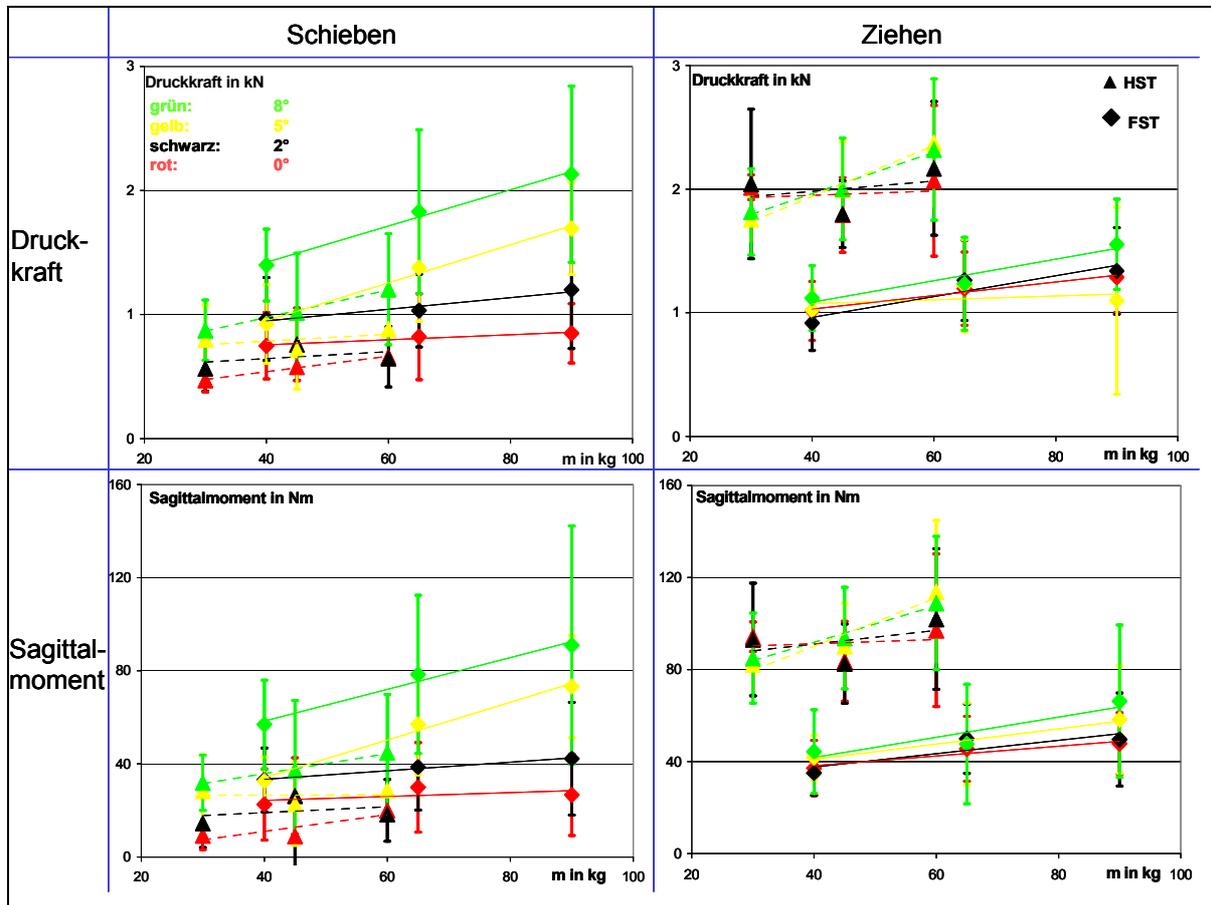
- ❑ Sowohl beim FST als auch beim HST ist der Einfluss der Boden­neigung nicht eindeutig, d. h., beim Ziehen gilt nicht generell: „Je stärker die Boden­neigung, desto steiler der Anstieg der Belastung der Lendenwirbelsäule mit zunehmendem Trolley-Gewicht“. Es gilt beim Ziehen auch nicht: „Je stärker die Boden­neigung, desto höher die Belastung der Lendenwirbelsäule“.
- ❑ Die Werte für den HST liegen beim Ziehen deutlich über denen des FST. Bei­spielsweise ist die Wirbelsäulenbelastung beim Ziehen eines 45 kg schweren HST etwa doppelt so hoch wie die beim Ziehen eines 40 kg schweren FST. Begründet ist dieses letztendlich durch die mangelnde Kippstabilität der kleinen Trolleys. Da diese Trolleys mit ihrer kleinen Grundfläche und dem hohen Schwerpunkt zum Wegkippen neigen, müssen von den Flugbegleitern/-innen verstärkt Kräfte nach oben (partielles Heben des Trolleys) aufgebracht werden.

Die Übersicht in Abbildung 3-36 (siehe Seite 321) zeigt neben den Diagrammen für die Druckkraft (oben) auch die Diagramme für die Beugemomente nach vorne (unten). Zu erkennen ist, dass das Verhalten des Momentes dem der Druckkraft ähnelt:

- ❑ Der HST führt beim Ziehen zu deutlich höheren Werten als beim Schieben.
- ❑ Der FST führt bei großer Boden­neigung zu niedrigeren Werten beim Ziehen als beim Schieben.



Abbildung 6-36:
Zusammenfassende Darstellung ausgewählter Ergebnisse zur
Wirbelsäulenbelastung: Druckkräfte und Sagittalmomente an L5-S1 beim Ziehen
und Schieben – Mittelwerte mit Standardabweichungen und Ausgleichsgeraden



Als Folgerungen aus den abgebildeten Diagrammen, also aus der Auswertung der 480 Zeitverläufe, kann Folgendes zusammengefasst werden.

Für das Schieben gilt:

- Die Wirbelsäulenbelastung steigt, wenn die Bodenneigung steigt.
- Die Wirbelsäulenbelastung beim Schieben des HST ist geringer als beim Schieben eines vergleichbar schweren FST.



Für das Ziehen gilt:

- Die Wirbelsäulenbelastung beim Ziehen des HST ist deutlich höher als beim Ziehen eines vergleichbar schweren FST.

Für beide Handhabungsarten gilt in der Regel:

- Die Wirbelsäulenbelastung steigt, wenn das Trolley-Gewicht steigt.
- Der Einfluss der Bodenneigung ist beim Ziehen weniger ausgeprägt als beim Schieben.
- Die Wirbelsäulenbelastung beim Ziehen des FST ist bei ausgeprägter Boden-
neigung niedriger als beim Schieben.

6.5 Diskussion

6.5.1 Personenbedingte Unterschiede im Zeitverlauf

Die Kraftaufwendung beim Bewegen des Trolleys und damit die resultierende Wirbelsäulenbelastung hängt von Bodenneigung, Trolley-Form und -Gewicht sowie von anderen Einflussfaktoren wie der individuellen Handhabung ab: Werden die Zeitverläufe der Aktionskräfte der unterschiedlichen Flugbegleiter/-innen beim Handhaben des Trolleys unter jeweils gleichen Bedingungen verglichen, so fällt auf, dass die Höhe der Aktionskraft stark variiert.

In Abbildung 6-37 (siehe Seite 324) sind für das Beispiel des Schiebens eines FST mit einem Gewicht von 65 kg über eine um 5° geneigte Wegstrecke die Zeitverläufe aller 25 Probanden aufgetragen. Zur optischen Orientierung ist hier zusätzlich eine Linie bei einer Gesamtkraft von 100 N eingetragen. Dargestellt ist die Gesamt-(aktions)kraft, die sich durch eine vektorielle Addition der Einzelkomponenten der Aktionskräfte an beiden Händen ergibt.



Bei allen 25 Personen lassen sich die folgenden typischen Merkmale finden:

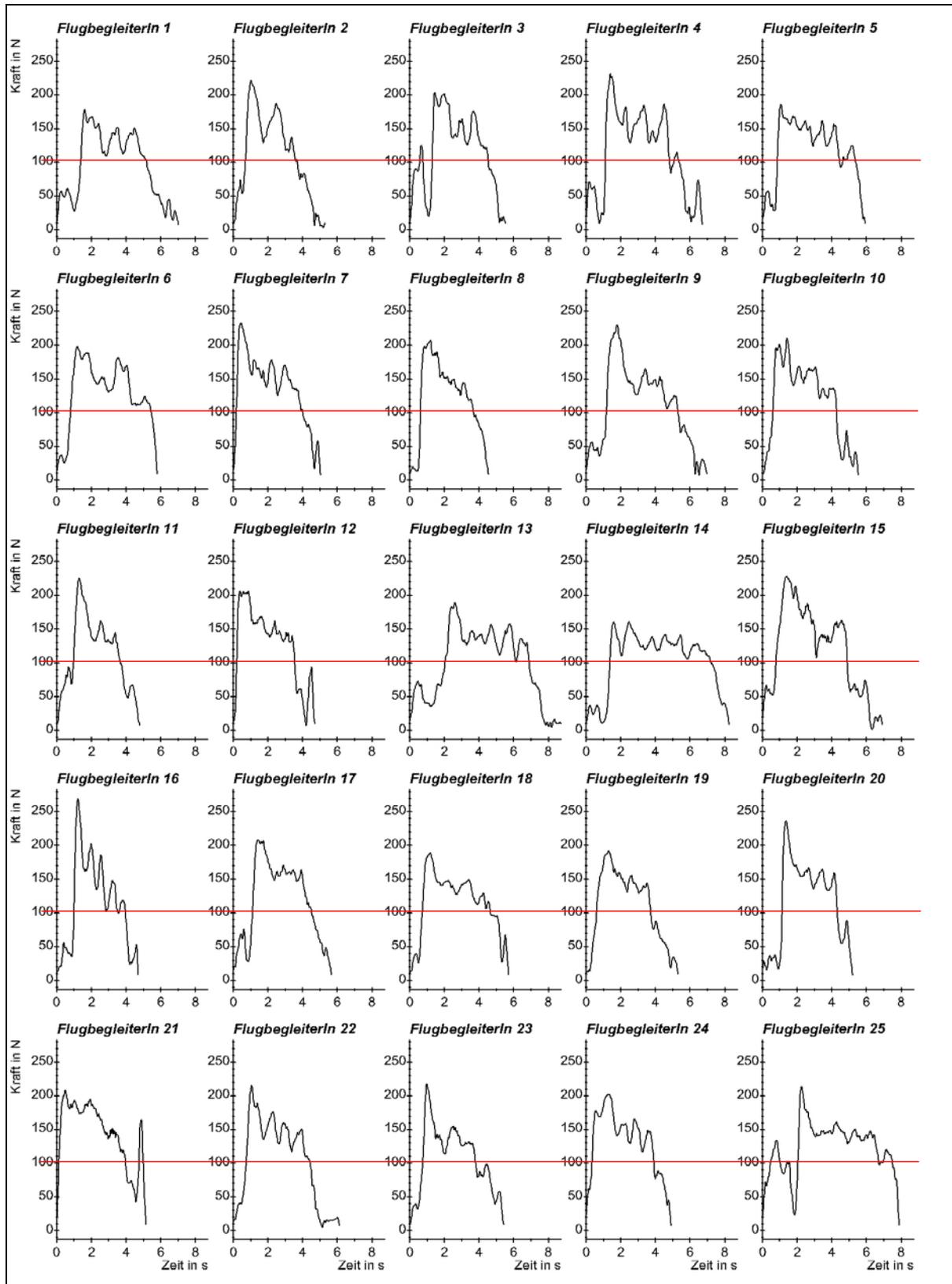
- ein Spitzenwert zu Anfang der Schiebephase, während der Schiebephase ein Plateau bzw. ein unterschiedlich ausgeprägtes Abnehmen der Kraft sowie schrittinduzierte Schwankungen während der eigentlichen Schiebephase
- Nebenmaximum infolge der Betätigung der Fußbremse
- Die Zeitverläufe sind sich prinzipiell sehr ähnlich, die typischen Merkmale sind in allen zu finden, trotzdem unterscheiden sich die Verläufe z. B. in der Höhe der aufgewandten Kraft sowie in der Ausprägung der typischen Merkmale.

Daraus kann geschlossen werden, dass die Belastung nicht nur – wie oben erwähnt und anhand zahlreicher Diagramme verdeutlicht – von Trolley-Gewicht, Trolley-Typ und Bodenneigung, sondern auch von individuellen Eigenschaften wie Körpergröße, Körpergewicht, Erfahrung des Flugbegleitpersonals, Ausführungstechnik, Körperhaltung usw. abhängt.

Zwar ist der typische Verlauf mit dem Maximum in der Anschiebephase und der anschließend abfallenden Kurve sowie den schrittinduzierten Schwankungen nahezu bei allen Verläufen zu erkennen, aber die Höhe der ausgeübten Aktionskraft variiert stark: Die Spitzenwerte der Kraft schwanken zwischen etwa 150 und 250 N. Bei anderen Kombinationen von Trolley-Typ, Trolley-Gewicht und Bodenneigung ist die Varianz der aufgewendeten Gesamtkraft teilweise sogar noch ausgeprägter. Einfluss könnte neben Größe und Gewicht des Probanden auch die individuelle Handhabung des Trolleys haben; Erfahrung und individuelle Maximalkraft sowie die unterschiedliche Anthropometrie könnten dabei zu einer anderen, eventuell „wirbelsäulenschonenderen“ Schiebe- bzw. Ziehetechnik führen. Eine genauere Untersuchung dieser Hypothese könnte sich dahingehend als lohnenswert herausstellen, dass dadurch eine inhaltsgestützte Ableitung präventiver Handhabungsempfehlungen für ein optimiertes Bewegen der Trolleys ermöglicht würde.



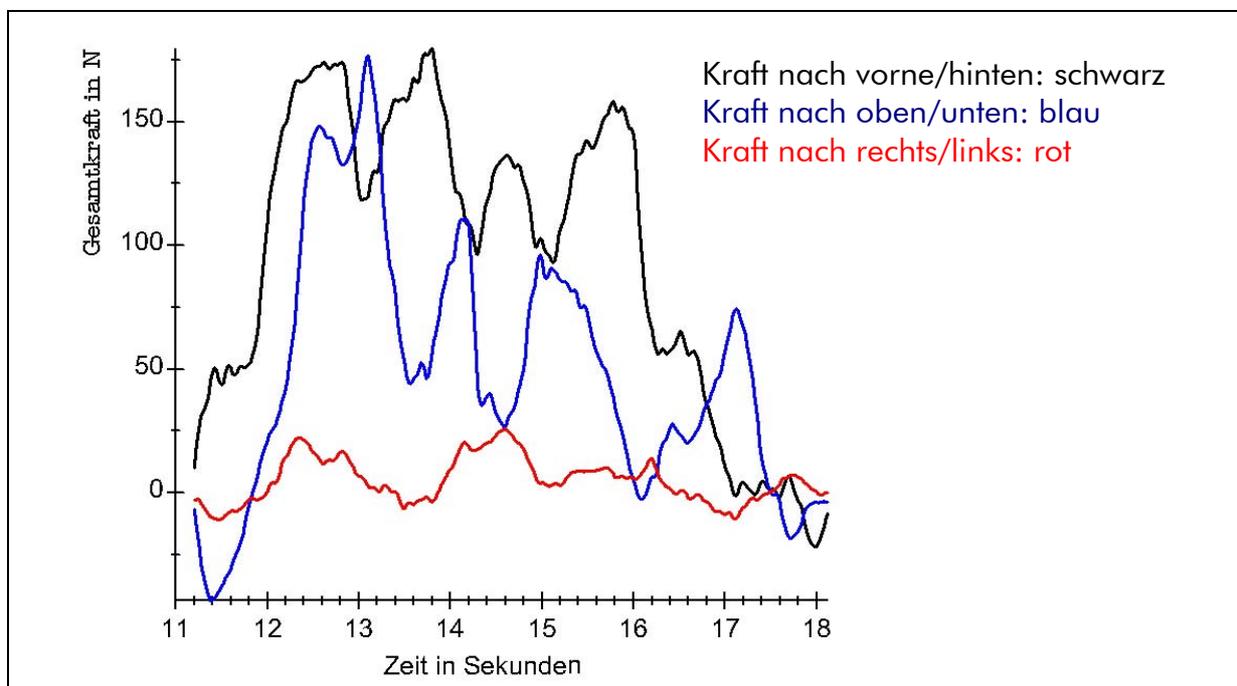
Abbildung 6-37:
Gesamtaktionskraftverläufe aller 25 Probanden (Schieben, FST, 65 kg, 5°)





Ausgangspunkt derartiger Analysen könnte die unterschiedlich gewählte Krafrichtung sein. Als Beispiel werden dazu zwei Gesamt(aktions)kraftverläufe mit jeweils einer maximalen Aktionskraft in der Größenordnung von etwa 200 N (s15 und s25) herangezogen, bei denen die Zeitverläufe der Krafrichtungen in den Abbildungen 6-38 und 6-39 (siehe Seite 326) jeweils durch die Summe der rechten und linken Komponentenwerte repräsentiert werden.

Abbildung 6-38:
Beispiel für einen Zeitverlauf der Aktionskräfte; Schieben, 65 kg, FST, 5°, s15 m 05



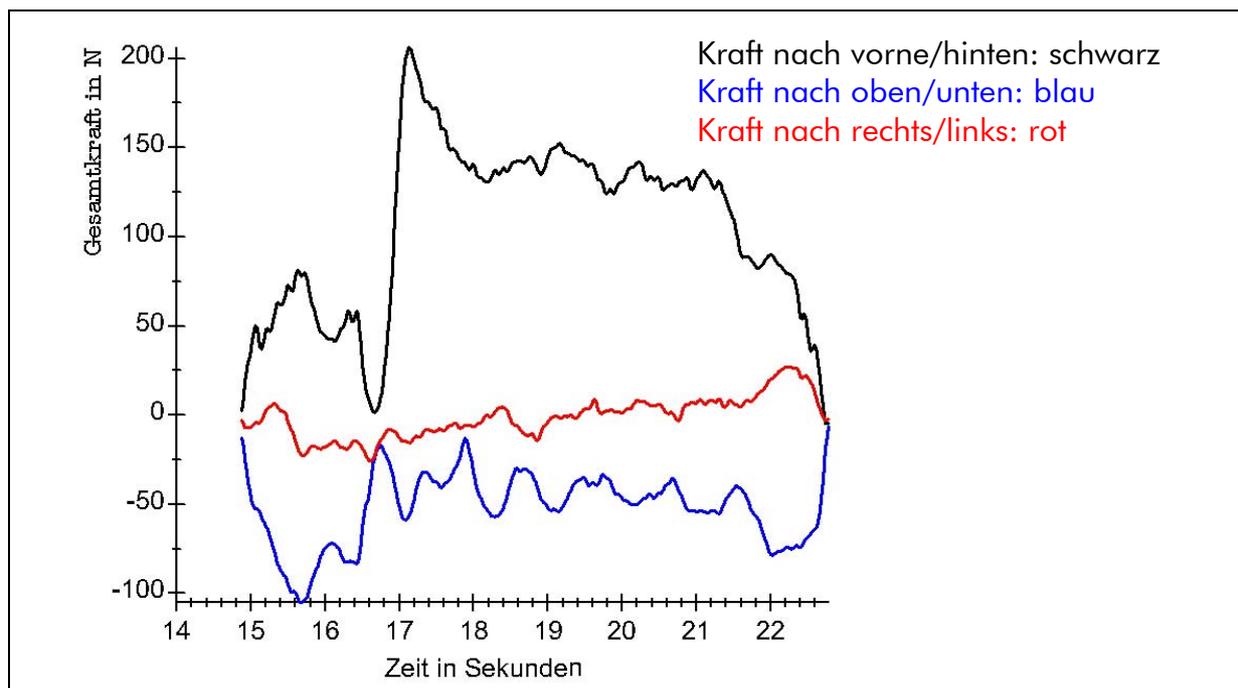
Aus den beiden Diagrammen wird ersichtlich, dass trotz identischer Versuchsbedingungen (Schieben, FST, 65 kg, 5°) und gleichem Maximalwert der Gesamtkraft die nach Richtung getrennten Kraftkomponenten der Aktionskraft stark variieren. So ist beispielsweise in Abbildung 6-38 der Anteil der Kraft in vertikaler Richtung deutlich höher und entgegengesetzt gerichtet als der Vertikalanteil in Abbildung 6-39. Darüber hinaus werden auch die Unterschiede in den Verläufen der sagittal-horizontalen Kraftkomponente deutlich: Der Zeitverlauf in Abbildung 6-38 weist viel größere Schwankungen auf, deren (Neben-)Maxima zu Zeitpunkten von (Neben-)Minima der



Vertikalkomponente auftreten. Im zeitlichen Mittel während der Schiebephase jedoch sind die horizontalen Kräfte in beiden Beispielen ähnlich hoch (in der Größenordnung von etwa 130 N). Dies lässt darauf schließen, dass die Krafterzeugung durch Flugbegleiterin „s15“ – entsprechend Abbildung 6-38 – zeitlich wesentlich „unruhiger“ erfolgte als die durch Flugbegleiter „s25“. Da sich diese Unterschiede jedoch lediglich auf die Aktionskräfte und nicht auf die resultierende Wirbelsäulenbelastung beziehen und derartige Zeitverlaufsanalysen lohnenswert erscheinen, sollten auch bezüglich letzterer Kenngrößen detailliertere Untersuchungen durchgeführt werden (siehe auch Abschnitt 6.7).

Abbildung 6-39:

Beispiel für Zeitverlauf der Aktionskräfte; Schieben, 65 kg, FST, 5°, s 25 m 05



6.5.2 Biomechanische Bewertung der Belastung der Lendenwirbelsäule

Vergleicht man die erhobenen Belastungswerte mit Richtwerten aus der Literatur, können die Tätigkeiten hinsichtlich einer eventuellen Überlastung beurteilt werden, d. h., eventuell auftretende ungünstige Arbeitsbedingungen können erkannt und ggf. in Zukunft vermieden werden. Dabei sollte berücksichtigt werden, dass durch die hier



unterstellte lumbal-biomechanische Fokussierung nicht auf physiologische, psychologische oder gynäkologisch relevante Belastungen eingegangen wird.

Für die Bewertung der Kompressionsbelastung der Lendenwirbelsäule können die am IfADo abgeleiteten so genannten „Dortmunder Richtwerte“ (Jäger et al. [9]) herangezogen werden, deren Einhaltung eine mechanische Überlastung der Lendenwirbelsäule bei der Lasthandhabung verhindern helfen soll. Diese Richtwerte repräsentieren Empfehlungen zu maximalen Druckkräften an lumbalen Bandscheiben und Wirbelkörpern beim Handhaben von Lasten. Dabei beruhen die „Dortmunder Richtwerte“ auf einer biomechanischen Analyse der Belastbarkeit von Wirbelsäulensegmenten. Anhand von Autopsiematerial – am Lebenden kann die Strukturfestigkeit nicht bestimmt werden – wurden die Ergebnisse von Labormessungen in Form von alters- und geschlechtsabhängigen Richtwerten zusammengefasst. Insgesamt wurden Messergebnisse an etwa 2 500 Segmenten aus etwa 40 Publikationen in diese Auswertung einbezogen, aus denen für die Richtwertfestlegung, nach intensiver Prüfung der jeweiligen Erhebungsbedingungen, annähernd 800 Werte extrahiert wurden. Auf dieser Grundlage ergaben sich, je nach Alter und Geschlecht, Richtwerte in einem Bereich zwischen annähernd 2 und 6 kN (siehe Tabelle 6-1). Weitere Erläuterungen zur Ableitung und Interpretation der „Dortmunder Richtwerte“ sind in früheren Publikationen beschrieben (z. B. Jäger [10]).

Tabelle 6-1:
„Dortmunder Richtwerte“: Empfehlungen zur maximalen Kompressionsbelastung der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten

Alter	Frauen	Männer
20 Jahre	4,4 kN	6,0 kN
30 Jahre	3,8 kN	5,0 kN
40 Jahre	3,2 kN	4,1 kN
50 Jahre	2,5 kN	3,2 kN
≥ 60 Jahre	1,8 kN	2,3 kN



Da die Richtwerte alters- und geschlechtsabhängig sind, wurde als angemessenes Bewertungskriterium für das zugrunde liegende Flugbegleiterkollektiv ein Wert von $2 \frac{1}{2}$ kN für die Vergleiche von auftretenden Belastungen beim Schieben oder Ziehen von Trolleys und empfohlener Maximalbelastung herangezogen.

Eine Klassierung beruflich bedingter Momente bezüglich der Lendenwirbelsäule wurde von *Tichauer* [11; 12] vorgestellt. Diesbezügliche Bewertungen werden als Empfehlung aufgrund jahrzehntelanger Erfahrung zu ergonomisch-biomechanischen Belastungsanalysen vor dem Hintergrund zahlreicher muskelphysiologischer Labormessungen und lumbal-biomechanischer Modellrechnungen angesehen. Bei diesem Klassierungsschema erfolgt die Zuordnung nicht nach Alter und Geschlecht, sondern nach Arbeitsschwere und Tätigkeitsbedingungen, wobei sich die Bedingungen nach Konstitution und Erfahrung der Person sowie Strukturierung der Arbeit richten (siehe Tabelle 6-2). So wirken sich beispielsweise Schulung und Ruhepausen auf die empfohlene maximale Momentenbelastung aus.

Tabelle 6-2:

Klassierungsschema zur Bewertung von lumbosakralen Momenten beim Handhaben von Lasten (nach *Tichauer* [12])

Kategorien für Momente an L5-S1	Kategorien der Belastung	Kategorien für individuelle Eigenschaften
ML5/S1 in Nm	„Arbeitsschwere“	Bedingungen
ML5-S1 < 40	leicht, mühelos	ungeübte Personen, Frauen oder Männer, Konstitution unerheblich
$40 \leq \text{ML5-S1} \leq 85$	mittelschwer	guter Körperbau, einige Übung
$85 \leq \text{ML5-S1} < 135$	schwer	ausgewählte Personen, eingehende Schulung, Ruhepausen
$135 \leq \text{ML5-S1}$	sehr schwer	große Sorgfalt bei Personenauswahl und Schulung, Schichtabschnitte



Eine angemessene Wichtung der Eigenschaften von Flugbegleitpersonal schließt eine Zuordnung der Flugbegleiter/-innen zur Gruppe von „ungeübten Personen“ der ersten Kategorie aus. Allerdings sind Flugbegleiter/-innen auch nicht der dritten oder vierten Kategorie zuzuordnen, bei denen hinsichtlich der körperlichen Leistungsfähigkeit das Kriterium „ausgewählte Personen“ bzw. „große Sorgfalt bei der Personenauswahl“ erfüllt sein sollte. In der Regel werden somit bei verantwortungsvoller Prüfung „guter Körperbau, einige Übung“, d. h. die Kriterien der zweiten Kategorie, vorausgesetzt werden können. Daher sollten beim Ziehen oder Schieben von Trolleys durch Flugbegleiter/-innen entsprechend dieses Bewertungsinstrumentes die Momentenbelastungen an der unteren Lendenwirbelsäule nicht oberhalb von 85 Nm liegen.

Werden die beim Ziehen und Schieben von Trolleys auftretenden Belastungen (siehe Abbildung 6-36) mit den als angemessen angesehenen Bewertungskriterien (2,5 kN für die Kompressions- bzw. 85 Nm für die Momentenbelastung) verglichen, so befinden sich sämtliche Belastungswerte weder oberhalb noch unterhalb der Richtwerte, sodass sich generelle Folgerungen, die für sämtliche Tätigkeitsbedingungen oder für jede individuelle Ausführung gültig sind, nicht ableiten lassen. Daher erfolgt die im folgenden Abschnitt beschriebene Beurteilung der Trolley-Bewegungen hinsichtlich der resultierenden Belastung der Lendenwirbelsäule einerseits getrennt für die jeweils zwei Trolley-Typen und -Handhabungsarten sowie andererseits spezifisch für die verschiedenen Beladungsgewichte und Bodenneigungen.

6.5.3 Lumbal-biomechanische Beurteilung der Trolley-Bewegungen

Die Beurteilung der Belastungen der Lendenwirbelsäule beim Schieben und Ziehen der Trolleys anhand der im vorigen Abschnitt vorgestellten Richtwerte zu empfohlenen Maximalwerten von Momenten oder Druckkräften an der Referenzbandscheibe L5-S1 erfolgt mithilfe von zwei Kriterien, jeweils angewendet auf die Ergebnisse zu beiden Kenngrößen der Belastung, d. h. Druckkraft und Sagittalmoment an der Bezugsbandscheibe. Die Beurteilungskriterien erlauben (für jede Kombination von Bedingungen bzgl. Bodenneigung, Trolley-Typ, -Gewicht und -Handhabungsart) eine Einordnung der aufgetretenen Belastungen, die aufgrund der Ausführung durch verschiedene



Personen trotz identischer „Bedingungskombination“ in der Regel variieren, in Kategorien eventueller Überlastungen: Ein erstes „wertebasiertes“ Kriterium zur Beurteilung der Tätigkeiten – eine Tätigkeit entspricht dabei einer bestimmten Bedingungskombination – bezieht den korrespondierenden Mittelwert (MW) und die jeweilige Standardabweichung (SD) sowie deren Lage zum Momenten- bzw. Druckkraft-Richtwert (RW) ein. Das zweite Kriterium ist „häufigkeitsbasiert“ und berücksichtigt, bei wie vielen Personen bzw. Ausführungen (n^+), bezogen auf die Gesamtzahl (N), der Richtwert überschritten wurde. Der wertebasierte Ansatz ist in Abbildung 6-40 (siehe Seite 331), der häufigkeitsbasierte Ansatz in Abbildung 6-41 dargestellt (siehe Seite 332), jeweils in Teil a grafisch skizziert, in Teil b in Form von Ungleichungen, d. h. mathematisch, beschrieben.

Wie Abbildung 6-40 verdeutlicht, wird die Belastung einer Tätigkeit auf der Basis von Ansatz 1 dann für die Personengruppe als nicht zu hoch angesehen und mit der Farbe „weiß“ versehen, wenn der Betrag „Mittelwert plus Standardabweichung“ unterhalb des Richtwertes liegt. Demzufolge wird bei einer derartigen Tätigkeit, bei der allenfalls in seltenen Fällen der Richtwert – und dies nicht übermäßig deutlich – überschritten sein könnte, ein vertretbares Überlastungsrisiko für die die Tätigkeit ausführende Personengruppe angenommen. Liegt bei einer (anderen) Tätigkeit der Mittelwert der Belastungen oberhalb des Richtwertes, wird davon ausgegangen, dass die mit dieser Tätigkeit verbundene Belastung als für die Personengruppe insgesamt zu hoch anzusehen ist; demzufolge wird einem solchen Ergebnis die Farbe „dunkelgrau“ zugeordnet. Für den Fall, dass der Mittelwert unterhalb des Richtwertes und der Mittelwert plus Standardabweichung oberhalb des Richtwertes liegen, wird ein nicht nur im Ausnahmefall vorhandenes Überlastungsrisiko, ein „fallweises“ Überlastungsrisiko angenommen; d. h., für einige Personen wird ein Risiko unterstellt und der korrespondierenden Tätigkeit wird die Farbe „grau“ zugewiesen.

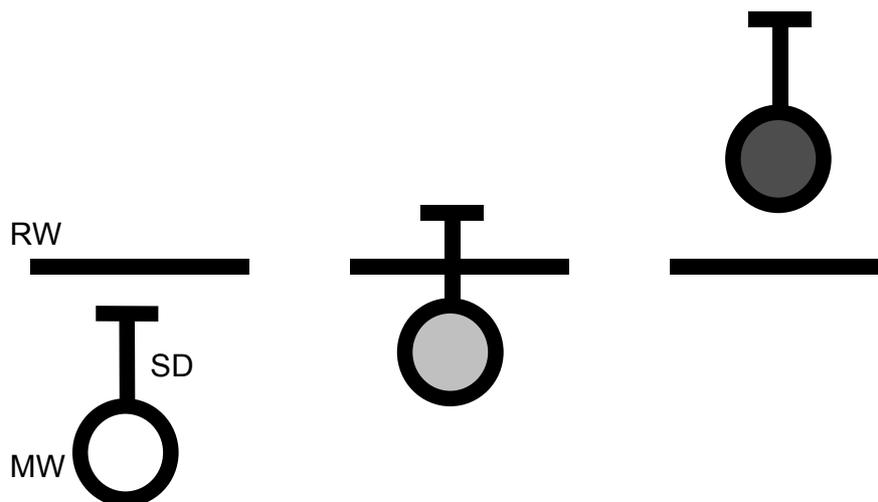
Analog zur wertebasierten Beurteilung von Tätigkeiten anhand von Ansatz 1 wird bei der in Abbildung 6-41 erläuterten häufigkeitsbasierten Beurteilung mittels Ansatz 2 angenommen, dass die mit einer Tätigkeit verbundene Belastung dann für die Personengruppe als nicht zu hoch anzusehen ist, wenn allenfalls ein einziger Wert ober-



halb des Richtwertes liegt. Ein derartiges Ergebnis wird auf eine seltene ungünstige Ausführung zurückgeführt, sodass den Tätigkeitsbedingungen insgesamt die Farbe „weiß“ zugeordnet wird. Liegen mehr als die Hälfte aller Belastungswerte oberhalb des Richtwertes, werden die Tätigkeitsbedingungen als für die Personengruppe zu hoch interpretiert; daher wird ein solches Ergebnis mit der Farbe „dunkelgrau“ verknüpft. Sind mindestens zwei Werte und höchstens die Hälfte aller Belastungswerte oberhalb des Richtwertes, wird für die Tätigkeit ein „fallweises“ Überlastungsrisiko, d. h. ein Risiko für einige Personen angenommen, sodass die Farbe „grau“ zugewiesen wird.

Abbildung 6-40:
Wertebasierte Beurteilung der Tätigkeiten (Ansatz 1)

Teil a: Grafische Darstellung des wertebasierten Beurteilungskriteriums



Teil b: Mathematische Darstellung des wertebasierten Beurteilungskriteriums

$MW + SD \leq RW$	$MW \leq RW < MW + SD$	$RW < MW$

RW : Richtwert zu Bandscheiben-Moment bzw. -Kraft

MW : Mittelwert von Moment/Kraft (je Bedingungskombination*)

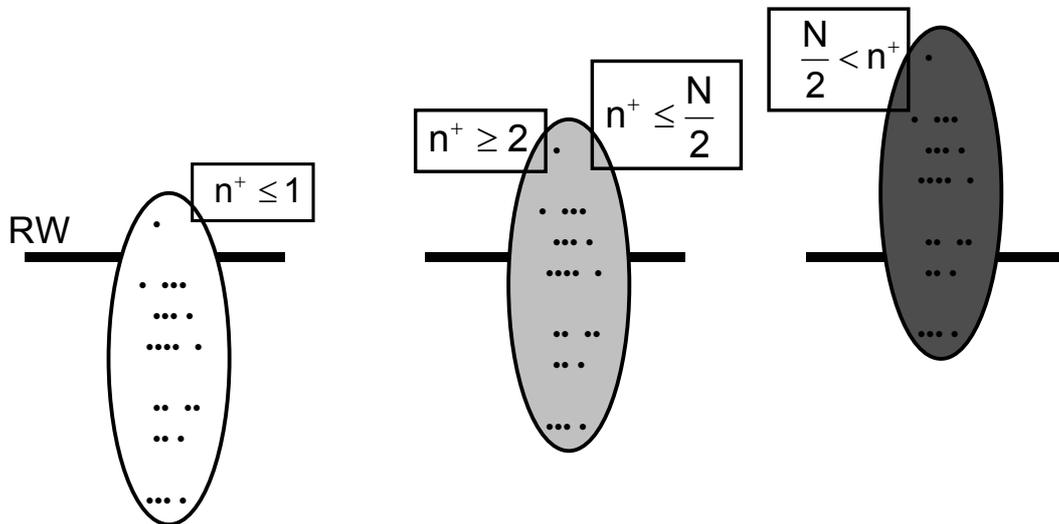
SD : Standardabweichung von Moment/Kraft (je Bedingungskombination)

* Bedingungskombination von Bodenneigung, Trolley-Typ, -Gewicht und -Handhabungsart



Abbildung 6-41:
Häufigkeitsbasierte Beurteilung der Tätigkeiten (Ansatz 2)

Teil a: Grafische Darstellung des häufigkeitsbasierten Beurteilungskriteriums



Teil b: Mathematische Darstellung des häufigkeitsbasierten Beurteilungskriteriums

$n^+ \leq 1$	$2 \leq n^+ \leq \frac{N}{2}$	$\frac{N}{2} < n^+$

RW : Richtwert zu Bandscheiben-Moment bzw. -Kraft

MW : Mittelwert von Moment/Kraft (je Bedingungskombination*)

SD : Standardabweichung von Moment/Kraft (je Bedingungskombination)

* Bedingungskombination von Bodenneigung, Trolley-Typ, -Gewicht und -Handhabungsart

Insgesamt zeigen die voranstehenden Erläuterungen zu den gewählten Aspekten zur Beurteilung der Trolley-Handhabungen, dass für die lumbal-biomechanische Beurteilung der Tätigkeiten insgesamt vier Kriterien und somit vier Farbzugeordnungen je Bedingungskombination verwendet werden: je eine aufgrund des wertebasierten und häufigkeitsbasierten Beurteilungsansatzes sowie dies jeweils für die beiden Belastungskenngrößen „Druckkraft“ und „Sagittalmoment an der Bezugsbandscheibe“. Auf dieser Grundlage lässt sich demzufolge sowohl für die Handhabung von Fullsize- als auch für die von Halfsize-Trolleys eine Art Beurteilungsmatrix der einzelnen Tätigkeiten, die durch die Ausprägungen von Bodenneigung, Trolley-Gewicht und -Hand-



habungsart gekennzeichnet sind, ableiten. Diese Übersichten über die Beurteilung der einzelnen Tätigkeiten sind in Abbildung 6-42 für den Fullsize-Trolley bzw. in Abbildung 6-43 für den Halfsize-Trolley dargestellt.

Abbildung 6-42:

Lumbal-biomechanische Einzelbeurteilung der Tätigkeiten (S = Schieben, Z = Ziehen) beim Fullsize-Trolley; Zuordnung des Sagittalmoment- (Mom.) und der Druckkraft-Ergebnisbereiche (FD) anhand der werte- bzw. häufigkeitsbasierten Beurteilungskriterien

Tätigkeit		S		Z		S		Z		S		Z	
		Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD
8°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
5°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
2°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
0°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
Steigung Beladung		40 kg (leer)				65 kg (mittel)				90 kg (voll)			

Abbildung 6-43:

Lumbal-biomechanische Einzelbeurteilung der Tätigkeiten (S = Schieben, Z = Ziehen) beim Halfsize-Trolley; Zuordnung der Sagittalmoment- (Mom.) und der Druckkraft-Ergebnisbereiche (FD) anhand der werte- bzw. häufigkeitsbasierten Beurteilungskriterien

Tätigkeit		S		Z		S		Z		S		Z	
		Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD	Mom.	FD
8°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
5°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
2°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
0°	Ansatz 1												
	Ansatz 2												
Steigung Beladung		30 kg (leer)				45 kg (mittel)				60 kg (voll)			



Die Abbildungen 6-42 und 6-43 zeigen für jede Bedingungskombination vier farbig markierte Beurteilungsfelder, jeweils nebeneinander bzgl. der beiden Belastungskenngrößen und jeweils untereinander bzgl. der beiden werte- bzw. häufigkeitsbasierten Beurteilungsansätze. In beiden Abbildungen ist für die Mehrzahl der Tätigkeitsbedingungen die Farbzurordnung „weiß“ vorgenommen worden, wenn auch beim Fullsize-häufiger als beim Halfsize-Trolley. Graue Felder sind beim FST (siehe Abbildung 6-42) allenfalls bei stärkeren Boden­neigungen und häufiger bei hohem Beladungsgewicht vorhanden; die einzigen dunkelgrauen Felder treten bei schwerem Trolley und starker Boden­neigung auf. Für das Handhaben des Halfsize-Trolleys (siehe Abbildung 6-43) wurden für das Schieben durchgängig weiße Felder zugeordnet; graue oder dunkelgraue Felder sind, wenn vorhanden, mit dem Ziehen des HST verknüpft: Sowohl für sämtliche Beladungen als auch für sämtliche Boden­neigungen. Dunkelgraue Felder treten bei Beurteilungen anhand des Momentenkriteriums auf, nicht jedoch bzgl. des Druckkraft-Kriteriums; dies lässt vorrangig auf ungünstige Hebelverhältnisse beim Ziehen des HST schließen, die – wie mehrfach an anderer Stelle erwähnt – im Wesentlichen auf die vertikalen Aktionskräfte zur Erhöhung der Kippstabilität bzw. zum Vermeiden des Umkippen zurückgeführt werden.

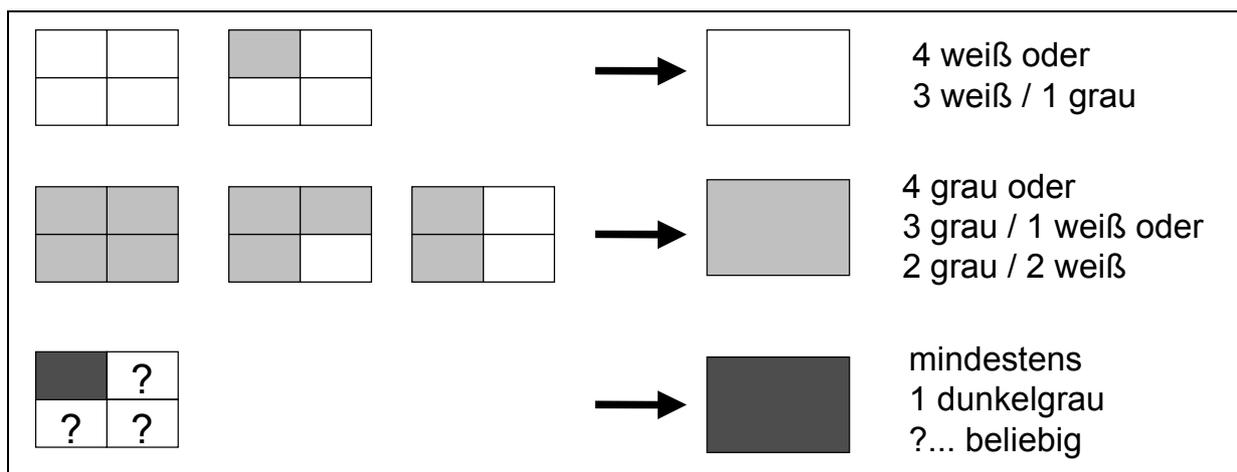
Für die letztendlich resultierende Beurteilung einer jeden Tätigkeit (Bedingungskombination) werden die in der Regel nicht einheitlichen Einzelbeurteilungen – dies entspricht verschiedenen Farben in einem Matrixfeld – wickend zusammengefasst. Die bei dieser Transformation genutzte Vorgehensweise ist in Abbildung 6-44 (siehe Seite 335) schematisch dargestellt: Führen alle vier Einzelbeurteilungen zu einem akzeptablen Überlastungsrisiko (alle vier Felder weiß) oder führt allenfalls ein Kriterium zu der Beurteilung einer fallweisen Überlastung (drei Felder weiß, ein Feld grau), wird diese Tätigkeit insgesamt als akzeptabel für die Personengruppe angesehen. Wurde für eine Tätigkeit die korrespondierende Belastung als zu hoch für die zugrunde liegende Personengruppe beurteilt – entweder aufgrund des werte- bzw. häufigkeitsbasierten Kriteriums oder aufgrund des Momenten- bzw. Druckkraft-Kriteriums – und diese Tätigkeit zumindest einmal mit der Farbe „dunkelgrau“ verknüpft, führte dies zu der zusammenfassenden Beurteilung einer als inakzeptabel für die Gruppe angesehenen



Belastung. Diese Folgerung wurde unter der Berücksichtigung des Sachverhaltes festgelegt, dass die Farbzuoordnung „dunkelgrau“ bei den Einzelbeurteilungen bei eindeutig als zu hoch anzusehenden Belastungen vorgenommen wurde. Eine solche Farbzuoordnung (dunkelgrau) kann daher nicht als leichtfertig vorgenommen interpretiert werden, da entweder mehr als die Hälfte aller Belastungswerte oder das Belastungsmittel oberhalb des gewählten Belastungsrichtwertes lag sowie seltene, geringfügige Richtwert-Überschreitungen als individuelle Sonderfälle angesehen wurden, die für die Gesamtbeurteilung einer Tätigkeit eher nachrangig sind.

Abbildung 6-44:

Vorgehensweise bei der Zusammenfassung der lumbal-biomechanischen Einzelbeurteilungen der Tätigkeiten auf der Basis von vier Kriterien (werte-/häufigkeitsbasiert, Bandscheiben-Moment/-Druckkraft)



Auf Grundlage der in Abbildung 6-44 erläuterten Vorgehensweise zur gewichteten Transformation der lumbal-biomechanischen Einzelbeurteilungen der verschiedenen Trolley-Handhabungstätigkeiten (Abbildungen 6-42 und 6-43) zu einer zusammenfassenden Beurteilung wurde die Übersichtsdarstellung in Abbildung 6-45 (siehe Seite 336) abgeleitet. Diese zusammenfassende Beurteilungsmatrix verdeutlicht, dass, bezogen auf die Personengruppe des Flugbegleitpersonals, insbesondere für das Schieben des voll beladenen Fullsize-Trolleys (90 kg) über steilen Boden (8°) sowie für das Ziehen des Halfsize-Trolleys – sofern die HST auf einer Schräge oder nicht unbeladen



gezogen werden – mit Überlastungen der Lendenwirbelsäule nicht nur im Einzelfall zu rechnen ist. Fallweise auftretende Überlastungen der Lendenwirbelsäule sind zu unterstellen für das Schieben des schweren FST (90 kg) über 5° Bodenneigungen sowie das Schieben des mittel beladenen FST (65 kg) über steilen Boden (8°). Bei dieser Interpretation sollte allerdings nicht unberücksichtigt bleiben, dass die zu Vorgangsbeginn auftretenden Belastungsspitzen nicht in die Tätigkeitsbeurteilung einbezogen sind. Es sollte daher ein Ziel zukünftiger Arbeiten sein, das Ausmaß der Wirkung der anfänglichen Belastungsspitzen genauer zu quantifizieren. Entsprechende Schlussfolgerungen zur Beurteilung der Trolley-Handhabungen und den korrespondierenden Lumbalbelastungen sind im folgenden Abschnitt enthalten.

Abbildung 6-45:

Zusammenfassende lumbal-biomechanische Beurteilung der Tätigkeiten

Fullsize		Tätigkeit	S	Z	S	Z	S	Z	Männer und Frauen
	8°								
	5°								
	2°								
	0°								
Steig. Bel			leer		mittel		voll		
Halfsize		Tätigkeit	S	Z	S	Z	S	Z	
	8°								
	5°								
	2°								
	0°								
Steig. Bel			leer		mittel		voll		

6.6 Schlussfolgerungen zur biomechanischen Analyse der Lendenwirbelsäulenbelastung

Vergleicht man die vorgestellten Belastungswerte, die aus den Zeitverläufen während der Zieh- bzw. Schiebephase resultieren, und berücksichtigt man weiterhin, dass eine Reihe von Trolley-Handhabungsbedingungen zu einer Wirbelsäulenbelastung



oberhalb der herangezogenen Richtwerte führen, und lässt man zunächst die Belastungserhöhung in Form der kurzzeitig erreichten Spitzenwerte zu Vorgangsbeginn unberücksichtigt, so ergeben sich folgende Wertungen der Tätigkeiten der Flugbegleiter/-innen beim Ziehen und Schieben der Fullsize- bzw. Halfsize-Trolleys:

- Beim Schieben des FST mit 90 kg über eine Bodenneigung von 8° und beim Ziehen des HST mit Beladung bei allen Bodenneigungen ist mit einer Überlastung der LWS zu rechnen.
- Beim Schieben des FST mit 90 kg über eine Bodenneigung von 5° und 65 kg über eine Bodenneigung von 8° sowie beim Ziehen der unbeladenen HST ist eine Überlastung zumindest fallweise zu unterstellen und häufiger als nur in Einzelfällen anzunehmen.

Aus den oben genannten Bewertungen und bei zusätzlicher überschlägiger Berücksichtigung der Spitzenwerte zu Vorgangsbeginn sowie unter Voraussetzung der zugrunde liegenden Untersuchungsbedingungen (0°... 8°, 30 kg ... 90 kg) sollten folgende Konfigurationen – dies bedeutet Kombinationen aus Neigungswinkel, Trolley-Typ und -Gewicht – vermieden werden:

- Schieben: FST 90 kg 5°, 8°
- Schieben: FST 65 kg 8°
- Ziehen: HST (alle Trolley-Gewichte und alle Bodenneigungen)

Abgesehen von diesen Konfigurationen wird das Bewegen der Trolleys im Bereich der vorliegenden Untersuchungsbedingungen mit Bodenneigungen zwischen 0° und 8° sowie Trolley-Gewichten zwischen 30 und 90 kg hinsichtlich der resultierenden Belastung der Lendenwirbelsäule als nicht bedenklich angesehen.

6.7 Ausblick

Trotz der technisch aufwändigen Erhebungen durch das BIA und vielfältigen Auswertungen hinsichtlich der resultierenden Belastung der Lendenwirbelsäule durch das



IfADo, in deren Rahmen eine für größere Datenmengen routinemäßig anwendungsfähige Schnittstelle zwischen den korrespondierenden Analysesystemen erarbeitet wurde, können Fragestellungen abgeleitet werden, die über die Ergebnisse der hier beschriebenen Untersuchung hinausgehen.

Beispielsweise fokussieren die vorliegenden Untersuchungen im Sinne einer Engpassbetrachtung auf das Bewegen der Trolleys auf dem Gang und berücksichtigen somit nicht das Rangieren in der Galley oder andere Servicetätigkeiten, wie Tabletthandhabungen. Demzufolge sind die abgeleiteten Schlussfolgerungen einerseits auf diese zwar relevanten, aber dennoch nicht allumfassenden Tätigkeitsanteile beschränkt und ermöglichen daher auch nicht eine Beurteilung der Gesamtbelastung des Flugbegleitpersonals. Darüber hinaus beziehen sich die in diesem Kapitel dargestellten Ergebnisse und Wertungen allein auf die Belastung der Lendenwirbelsäule, sodass andere Organe betreffende Beanspruchungen – wie z. B. durch metabolisch oder gynäkologisch relevante Belastungen hervorgerufen – hier nicht einbezogen sind und nicht sein können.

Bei Wertung der Ergebnisse hinsichtlich der Lendenwirbelsäulenbelastung lassen sich erweiterte Auswertungsaspekte ableiten, denen durch die zeitliche Restriktion des Forschungsvorhabens bisher nicht nachgegangen werden konnte. Beispielsweise weisen die Zeitverläufe der Aktionskräfte inter- und intraindividuelle Unterschiede bei der Handhabung der Trolleys auf, deren Ursache einerseits auf persönlichen Eigenschaften wie Körpergröße und individuelle Handhabungstechnik oder andererseits auf verschiedenen Ausführungen bei mehreren Messdurchgängen desselben Flugbegleiters basieren können. Da ggf. aus besonders belastungsarmen Versuchsdurchgängen und den dazugehörigen Handhabungstechniken Kriterien für ein lumbalbiomechanisch günstig(er)es Bewegen der Trolleys abgeleitet werden könnten, sollte der Auswirkung derartiger Unterschiede auf die Höhe, Varianz und Ausprägung der Wirbelsäulenbelastung nachgegangen werden.

Des Weiteren wurden die Spitzenwerte der Wirbelsäulenbelastung, die zu Beginn eines Zieh- oder Schiebevorgangs erreicht werden, bisher lediglich durch den Ansatz eines



einheitlichen „überschlägigen Zuschlags“ zu den korrespondierenden Werten des zeitlichen Mittels während einer typischen Bewegungsphase berücksichtigt. Mit einer Auswertung auch der Spitzenwerte zu Vorgangsbeginn könnte eine angemessenere Einbeziehung der maximal auftretenden Wirbelsäulenbelastung erfolgen.

Aus den genannten Gründen der zeitlichen Restriktion des Forschungsvorhabens sowie des erheblichen Untersuchungsaufwandes ist die Auswertung der erhobenen Daten in der vorliegenden Darstellung auf die Quantifizierungsergebnisse bezüglich der Druckkräfte und Sagittalmomente an L5-S1 beschränkt, die zwar als wesentliche, aber nicht sämtliche Formen beschreibende Kenngrößen der Lumbalbelastung gelten. Analysen zu anderen Kenngrößen, insbesondere zu Scherkräften oder Seitbeuge- und Torsionsmomenten, wurden bisher nicht durchgeführt. Da beim Bewegen der Trolleys jedoch nicht nur die sagittalen Belastungsanteile wie Druckkräfte oder Beugemomente nach vorn bzw. hinten auftreten, sondern diese in der Regel von asymmetrischen Belastungsanteilen überlagert sind, sollten – im Sinne einer umfassenden Tätigkeitsbeurteilung – auch die zusätzlich genannten Kenngrößen quantitativ beschrieben werden. Eine derartige erweiterte Analysegrundlage ermöglicht eine wissenschaftlich umfassender gestützte Bewertung der resultierenden „Gesamtbelastung“ der Wirbelsäule hinsichtlich des Überlastungsrisikos beim Bewegen der Trolleys und fördert die Möglichkeit einer argumentativ gestützten Diskussion zur Ableitung von ggf. erforderlichen Präventionsmaßnahmen.

6.8 Literatur

[1] *Wilke, H.-J.; Neef, P.; Caimi, M.; Hoogland, T.; Claes, L. E.*: Neue intradiskale Druckmessungen bei Alltagsbelastungen. In: *Wilke, H.-J.; Claes, L. E.* (Hrsg.): Die traumatische und degenerative Bandscheibe. Springer, Berlin 1999, S. 16-24

[2] *Jäger, M.; Luttmann, A.; Laurig, W.*: Ein computergestütztes Werkzeug zur biomechanischen Analyse der Belastung der Wirbelsäule bei Lastenmanipulationen: „Der Dortmunder“. *Med. Orth. Tech.* 112 (1992), S. 305-309



- [3] *Slote, L.; Stone, G.*: Biomechanical power generated by forearm flexion. Human Factors 5 (1963), S. 443-452
- [4] *Jäger, M.; Luttmann, A.; Göllner, R.; Laurig, W.*: Der Dortmunder – Biomechanische Modellbildung zur Bestimmung und Beurteilung der Belastung der Lendenwirbelsäule bei Lastenhandhabung. In: *Radandt, S.; Grieshaber, R.; Schneider, W.* (Hrsg.): Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen; 6. Erfurter Tage. monade, Leipzig 2000, S. 105-124
- [5] *Jäger, M.; Jordan, C.; Theilmeier, A.; Luttmann, A.*: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie 2: Ermittlung und Beurteilung vergleichbarer Teiltätigkeiten hinsichtlich der Körperhaltung und der Wirbelsäulenbelastung bei verschiedenen beruflichen Tätigkeiten. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin 2001
- [6] *Ellegast, R.*: Personengebundenes Messsystem zur automatisierten Erfassung von Wirbelsäulenbelastungen bei beruflichen Hebe- und Tragetätigkeiten. BIA-Report 5/98. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin 1998
- [7] *Jäger, M.; Jordan, C.; Luttmann, A.; Dettmer, U.; Bongwald, O.; Laurig, W.*: Dortmunder Lumbalbelastungsstudie: Ermittlung der Belastung der Wirbelsäule bei ausgewählten beruflichen Tätigkeiten. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin 1998
- [8] *Jäger, M.*: Biomechanisches Modell des Menschen zur Analyse und Beurteilung der Belastung der Wirbelsäule bei der Handhabung von Lasten. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 33. VDI-Verlag, Düsseldorf 1987
- [9] *Jäger, M.; Luttmann, A.; Göllner, R.*: Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule beim Handhaben von Lasten – Ableitung der „Dortmunder Richtwerte“ auf Basis der lumbalen Kompressionsfestigkeit. Zbl. Arbeitsmed. 51 (2001), S. 354-372



[10] *Jäger, M.*: Belastung und Belastbarkeit der Lendenwirbelsäule im Berufsalltag – ein interdisziplinärer Ansatz für eine ergonomische Arbeitsgestaltung. Fortschritt-Berichte VDI, Reihe 17, Nr. 208. VDI-Verlag, Düsseldorf 2001

[11] *Tichauer, E. R.*: Occupational biomechanics – The anatomical basis of work-place design. Rehabilitation Monograph No. 51. Hrsg.: New York University Medical Center, Institute of Rehabilitation Medicine 1975

[12] *Tichauer, E. R.*: The biomechanical basis of ergonomics – Anatomy applied to the design of work situations. John Wiley & Sons, New York 1978

