



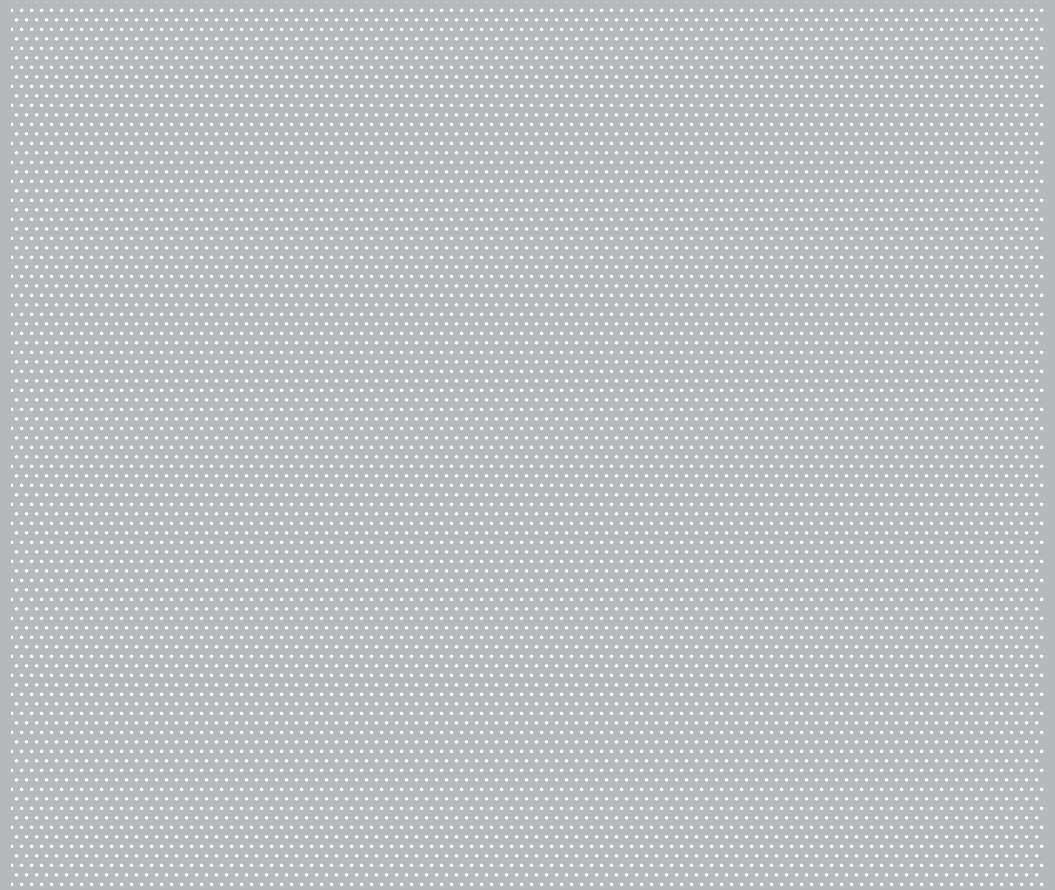
IFA

Institut für Arbeitsschutz der
Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung

3/2019

IFA Report

Untersuchung der physischen Belastungen von Rettungskräften beim Patiententransport in Treppenhäusern



Verfasser: Christoph Schiefer, Ingo Hermanns, Daniel Schuster, Kristina Brandt, Dirk Ditchen,
Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA),
Sankt Augustin

Friedhelm Göbel,
Unfallkasse Nordrhein-Westfalen, Dortmund
Manigee Derakshani, Ulrich Koch,
Unfallkasse Nordrhein-Westfalen, Münster
Thomas Reichert
Unfallkasse Nordrhein-Westfalen, Düsseldorf

Herausgeber: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e. V. (DGUV)
Glinkastr. 40
10117 Berlin
Telefon: 030 13001-0
Telefax: 030 13001-9876
Internet: www.dguv.de
E-Mail: info@dguv.de

– August 2019 –

Publikationsdatenbank: www.dguv.de/publikationen

ISBN (online): 978-3-86423-229-9
ISSN: 2190-7994

Untersuchung der physischen Belastungen von Rettungskräften beim Patiententransport in Treppenhäusern

Rettungspersonal muss im Einsatz häufig Patientinnen und Patienten durch Treppenhäuser transportieren, wobei hohe Lasten zu handhaben und ungünstige Körperhaltungen aufgrund beengter Transportwege einzunehmen sind. Zudem müssen immer häufiger schwergewichtige Personen transportiert werden. In Abhängigkeit von der verfügbaren Personenzahl der Rettungskräfte und den eingesetzten Transportmitteln können hierbei hohe Belastungen für das Muskel-Skelett-System auftreten, insbesondere für den Rücken. Es gibt mittlerweile alternative Hilfsmittel zur Entlastung der Rettungskräfte, die neben den konventionellen Transporthilfen genutzt werden können, aber aus unterschiedlichen Gründen noch nicht weit verbreitet sind.

In einer Pilotstudie wurde ein Messaufbau zur Erfassung der physischen Belastung beim Personentransport durch Treppenhäuser zusammengestellt und erprobt. Auf dieser Basis erfolgten die Laboruntersuchungen an zwei konventionellen Hilfsmitteln (Tragestuhl und Tragetuch) sowie an zwei alternativen Hilfsmitteln (Treppentragestuhl mit Raupenantrieb und Treppengleittuch). Zwei Versuchspersonen transportierten dazu jeweils eine 75 kg schwere Dummy-Puppe durch ein Treppenhaus unter sukzessiver Verwendung der vier verschiedenen Hilfsmittel. Insgesamt

nahmen an Pilot- und Hauptstudie 30 Rettungsdienstbeschäftigte als Probanden teil.

Zur Erfassung der Körperhaltung/-bewegung und der Aktionskräfte bei den Zweiertteams wurden mehrere parallel arbeitende Messsysteme (CUELA Inertial und Kraftmessgriffe) eingesetzt. Die subjektiv empfundene Anstrengung wurde mithilfe eines Fragebogens (modifizierte Borg-Skala) erfasst. Als Ausgabeparameter wurden Handaktionskräfte, Gelenkwinkel, Gelenkmomente und Bandscheiben-Druckkräfte im Bereich der Lendenwirbelsäule sowie das subjektive Belastungsempfinden ermittelt und statistisch untersucht.

Die Studie zeigt, dass die physische Belastung der Rettungskräfte beim Patiententransport durch die Verwendung der alternativen Hilfsmittel reduziert werden kann. So liegt beispielsweise der mittlere Median der Handaktionskraft beim konventionellen Tragetuch und Tragestuhl oberhalb von 400 N und damit deutlich höher als beim Treppengleittuch (165 N) oder beim Raupenstuhl (81 N). Auch das subjektive Belastungsempfinden liegt bei den konventionellen Hilfsmitteln im Bereich „mittlere bis starke“ Anstrengung, während es für die Alternativen bei „keine bis mittlere“ Anstrengung liegt.

Abstract

Study of physical stresses on ambulance service personnel during the transport of patients on staircases

In the course of their duties, ambulance service personnel must frequently transport patients up and down staircases. In the process, they must handle high loads and adopt unfavourable body postures owing to the limited width of the staircases. In addition, they are required increasingly frequently to transport heavy patients. As a function of the available numbers of ambulance service personnel and the transport equipment employed, high stresses may be placed during these tasks upon the musculoskeletal system and in particular upon the back. Alternative equipment supplementing the conventional transport equipment is now available for reducing the stress upon the ambulance service personnel. For a number of reasons however, it has not yet been widely adopted.

A pilot study was conducted in which measurement apparatus for recording the physical stress arising during the transport of persons on staircases was constructed and trialled. This apparatus was used in the performance of laboratory studies on two conventional items of equipment (an escape chair and an emergency carrying sheet) and two alternative items of equipment (a tracked stair chair and an evacuation slide sheet). For the purposes of the tests, pairs of test persons transported a 75 kg dummy on a staircase, using the four different items of equipment in turn. Altogether, 30 ambulance service employees acted as test subjects in the pilot and main studies.

Multiple measurement systems employed in parallel (CUELA Inertial and force measurement handles) were used for measurement of the body posture/movement and the action forces on the two-person teams. The subjectively perceived exertion was recorded by means of a questionnaire (modified *Borg* scale). Hand action forces, joint angles, joint moments, compressive forces upon the intervertebral discs of the lumbar spine and the subjectively perceived stress were recorded and analysed statistically as the output parameters.

The study shows that the physical stress upon the ambulance service personnel during the transport of patients can be reduced by the use of the alternative equipment. For example, the mid-median of the hand action force lies above 400 N when the conventional emergency carrying sheet and escape chair are used, and is thus substantially higher than with use of the evacuation slide sheet (165 N) or the tracked stair chair (81 N). The subjectively perceived stress also lies within the range of „medium to strong“ exertion with use of the conventional equipment, but in the range of „none to medium“ exertion when the alternatives are used.

Résumé

Étude des charges physiques des secouristes lors du transport de patients dans des escaliers

Dans le cadre de leurs interventions, les secouristes ont souvent à transporter des patients dans des escaliers, ce qui implique de porter des charges lourdes et de prendre des postures défavorables quand le déplacement s'effectue dans des espaces exigus. De plus, il faut de plus en plus souvent transporter des personnes corpulentes. En fonction du nombre de secouristes disponibles et des équipements de transport utilisés, ceci peut provoquer des contraintes importantes sur l'appareil musculo-squelettique, en particulier pour le dos. Il existe aujourd'hui des équipements alternatifs destinés à faciliter la tâche aux secouristes et pouvant être utilisés en plus des équipements classiques de transport. Or, pour différentes raisons, leur utilisation n'est pas encore communément répandue.

Dans le cadre d'une étude pilote, un dispositif de mesurage a été réalisé et testé pour enregistrer la charge physique lors du transport de personnes dans les escaliers. Les études en laboratoire ont été effectuées sur cette base, d'une part avec deux équipements de transport conventionnels (chaise portoir et toile de sauvetage), et de l'autre avec des équipements alternatifs (chaise portoir à chenilles et toiles de sauvetage renforcées et glissantes). À cet effet, deux personnes avaient à transporter un mannequin de 75 kilos dans un escalier, en utilisant successivement ces quatre équipements. Au total, 30 secouristes ont ainsi participé, en tant que sujets, aux expériences de l'étude pilote et de l'étude principale.

Plusieurs systèmes de mesurage (CUELA à capteurs inertiels et poignées de mesurage de la force) ont été utilisés en parallèle pour déterminer la posture/le mouvement du corps, ainsi que les forces d'action auprès des équipes de deux personnes. L'effort perçu subjectivement a été déterminé à l'aide d'un questionnaire (échelle de *Borg* modifiée). Les paramètres de sortie déterminés et analysés statistiquement ont été les forces d'action de la main, les angles articulaires, les moments articulaires et les forces de pression s'exerçant sur les disques au niveau de la colonne lombaire, ainsi que la sensation subjective de charge.

L'étude montre que l'utilisation des équipements alternatifs de transport permet de réduire la charge physique des secouristes lors du transport de patients. Ainsi, la médiane moyenne de la force d'action de la main se situe au-dessus de 400 N lors de l'utilisation d'une toile de transport et d'une chaise portoir conventionnelles, et est donc nettement supérieure à celle relevée lors de l'utilisation de la toile de transport renforcée et glissante (165 N) ou de la chaise à chenilles (81 N). La sensation subjective de charge physique se situe, elle aussi, dans la fourchette des efforts « moyens à forts » pour les équipements conventionnels, tandis qu'ils sont de « nuls à moyens » pour les équipements alternatifs.

Resumen

Estudio sobre las cargas físicas para el personal de salvamento durante el transporte de pacientes por las escaleras

Durante sus operaciones, el personal de salvamento con frecuencia tiene que transportar a los o las pacientes por las escaleras, lo cual les supone manejar una carga elevada manteniendo posturas incómodas debido a la estrechez de la vía de transporte. Además, cada vez resulta más frecuente el transporte de personas de mucho peso. En función del número de personas disponible en los servicios de salvamento y de los medios de transporte empleados, estas operaciones pueden suponer un elevado desgaste para el sistema músculo-esquelético, especialmente para la espalda. Ahora existen ya instrumentos alternativos para aliviar la tarea del personal de salvamento que se pueden emplear además de los instrumentos de transporte convencionales, pero por circunstancias diversas su uso todavía no está muy extendido.

En un estudio piloto se estableció y puso prueba una configuración de medida para registrar la carga física que supone el transporte de personas por una escalera. Sobre esta base se realizaron estudios de laboratorio con dos instrumentos convencionales (silla de transporte y lona de transporte) así como con dos instrumentos alternativos (silla de transporte para escaleras con propulsión de oruga y lona de transporte deslizante). En él, dos sujetos del ensayo transportaron cada uno un dummy de 75 kilos de peso por una escalera empleando sucesivamente los cuatro instrumentos de trabajo. En total, participaron en el estudio piloto y el estudio principal 30 empleados de los servicios de salvamento en calidad de probandos para estos estudios.

Para registrar las posturas/los movimientos corporales así como las fuerzas en acción en los equipos de dos personas, se emplearon varios sistemas de medición en paralelo (CUELA Inertial y asideros de medición de fuerza). El esfuerzo percibido subjetivamente se registró mediante un cuestionario (escala *Borg* modificada). Como parámetros de esfuerzo se calcularon y analizaron estadísticamente las fuerzas de acción manual, el ángulo de las articulaciones, el par de las articulaciones y las fuerzas de presión disciales en la zona de la columna lumbar así como la percepción subjetiva de carga.

El estudio muestra que la carga física para el personal de salvamento en el transporte de pacientes puede reducirse si se emplean instrumentos alternativos. Por ejemplo, la mediana central de la fuerza de acción manual en la lona y la silla de transporte convencionales se sitúa por encima de los 400 N, es decir, claramente por encima de los valores obtenidos con la lona deslizante para escaleras (165 N) o la silla de oruga (81 N). También la percepción subjetiva del esfuerzo con los instrumentos convencionales se sitúa en el área de „esfuerzo medio a elevado“, mientras que con los instrumentos alternativos se encuentra en „esfuerzo nulo a medio“.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	11
1.1	Körperliche Belastungen im Rettungsdienst	11
1.2	Patiententransport in Treppenhäusern	11
1.3	Aufgabenstellung und Ziele	11
1.4	Befragung zur aktuellen Situation	12
2	Methodik	15
2.1	Transporthilfsmittel	15
2.1.1	Tragetuch (TT)	15
2.1.2	Treppengleitstuhl (TGT)	16
2.1.3	Tragestuhl (TS)	16
2.1.4	Raupenstuhl (RS)	18
2.2	Versuchsaufbau und Messprotokoll	18
2.3	Probanden	19
2.4	Untersuchungsparameter und Messtechnik	20
2.4.1	Untersuchungsparameter	20
2.4.2	Messsystem CUELA Inertial	20
2.4.3	Kraftmessgriffe	21
2.4.4	Abschätzung von Lumbalmomenten und Bandscheiben-Druckkräften	21
2.4.5	Subjektives Belastungsempfinden	22
2.5	Auswertung und Statistik	22
2.5.1	Aktionskräfte	22
2.5.2	Körperhaltung	23
2.5.3	Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte	23
2.5.4	Subjektives Belastungsempfinden	24
2.5.5	Körpergrößendifferenz	24
3	Ergebnisse	25
3.1	Aktionskräfte	25
3.1.1	Handaktionskräfte	25
3.1.2	Sonstige Aktionskräfte	26
3.2	Körperhaltung	27
3.3	Lumbalmomente	29
3.4	Bandscheiben-Druckkräfte	30
3.5	Subjektives Belastungsempfinden	31
3.6	Körpergrößendifferenz	33
4	Diskussion	35
4.1	Methodendiskussion	35
4.2	Ergebnisdiskussion	36
4.2.1	Aktionskräfte	36
4.2.2	Körperhaltung	37
4.2.3	Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte	38
4.2.4	Subjektives Belastungsempfinden	39
4.2.5	Körpergrößendifferenz	39
5	Zusammenfassung	41
5.1	Tragetuch	41
5.2	Treppengleitstuhl	41
5.3	Tragestuhl	41
5.4	Raupenstuhl	42

6	Fazit.....	43
	Literatur	45

Danksagung

Die Verfasser möchten allen an dieser Studie beteiligten Personen herzlich danken, insbesondere allen Versuchspersonen, die an dieser Studie teilgenommen haben, und ihren Arbeitgebern (Feuerwehren und Rettungsdiensten).

Den Firmen Schnitzler Rettungsprodukte GmbH & Co. KG und Ferno Transportgeräte GmbH danken wir für die kostenlose Zurverfügungstellung der Transporthilfsmittel und die Unterstützung bei den erforderlichen Modifikationen. Des Weiteren danken wir Herrn *Schragen* (Fa. Schnitzler) und den Herren *Gola* und *Schneider* (Fa. Ferno) für die Unterstützung bei der Probandeneinweisung in die Nutzung der Hilfsmittel.

Ein herzliches Dankeschön geht an Frau Dr. *Griemsmann* und Herrn Dr. *Rissler* für die Unterstützung und Beratung bei der statistischen Datenauswertung sowie allen weiteren beteiligten Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern im IFA.

1 Einleitung

1.1 Körperliche Belastungen im Rettungsdienst

Rettungspersonal im Einsatz ist häufig hohen körperlichen Belastungen ausgesetzt, insbesondere beim Personentransport im Rahmen der Notfallrettung sowie des Krankentransports. Die Notfallrettung erfordert eine schnellstmögliche Akuthilfe und den Transport in die nächste Versorgungseinrichtung [1]. Als Krankentransport bezeichnet man dagegen die planbare Beförderung von Personen, die keine sofortige Notfallversorgung benötigen, beispielsweise beim Transport von der Wohnung zu einer ambulanten Behandlung und zurück.

Abhängig von der verfügbaren Personenzahl der Rettungskräfte und den eingesetzten Transportmitteln können bei beiden Einsatzarten jeweils hohe Belastungen für das Muskel-Skelett-System, insbesondere für den Rücken, auftreten.

Notfallsituationen steigern zusätzlich das Risiko einer Überbelastung des Muskel-Skelett-Systems, wenn schwere Lasten in ungünstiger Körperhaltung unter Zeitdruck bewegt werden [2]. Hinzu kommt ein steigendes Verletzungsrisiko für die Rettungskräfte durch den wachsenden Anteil schwergewichtiger und adipöser Personen [3].

Die genannten Belastungen spiegeln sich im Krankenstand der ca. 64 000 Rettungskräfte wider [4]. Laut „Unternehmensreport Gesundheit“ der BARMER GEK lagen die Krankenstandswerte des DRK-Rettungsdienstes im Jahr 2011 ohne Ausnahme in allen Altersgruppen über den Vergleichswerten der übrigen BARMER GEK Versichertengruppen. Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes waren dabei die häufigsten Krankheitsarten (30 %) und lagen ebenfalls über den Werten der Vergleichsgruppen [5]. Auch die DAK verzeichnet 2011 in ihrem Gesundheitsreport für den Rettungsdienst in Schleswig-Holstein einen erhöhten Krankenstand der Beschäftigten im Vergleich zu Referenzbranchen. Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes hatten hier ebenfalls den größten Anteil am Krankenstand [6; 7]. Die meisten Muskel-Skelett-Erkrankungen betreffen dabei die Bereiche des unteren und oberen Rückens, des Nackens und der Schultern, wobei die Prävalenz mit zunehmendem Alter ansteigt [8]. Frauen berichten vorwiegend von Schulter-Nacken-Problemen, während bei Männern insbesondere der untere Rücken betroffen ist [9].

Die Belastungssituation wird zunehmend auch dadurch verschärft, dass der Beruf des Rettungsassistenten bzw. des Notfallsanitäters zwar noch vorwiegend von Männern

ausgeübt wird, der Anteil an Frauen in diesem Beruf aber steigt und derzeit bei ca. 30 % liegt [9; 10]. Die genannten körperlichen Belastungen beanspruchen Frauen in der Regel stärker als Männer. Vor dem Hintergrund des demografischen Wandels und altersgerechter Arbeitsbedingungen ist außerdem zu beachten, dass auch ältere Beschäftigte in der Regel stärker beansprucht werden als jüngere.

1.2 Patiententransport in Treppenhäusern

Personen, die sich nicht aus eigener Kraft zum Krankentransportwagen (KTW) oder Rettungswagen (RTW) bewegen können, werden mit Hilfsmitteln von den Rettungskräften transportiert. Auf ebenem Untergrund kann die damit verbundene körperliche Belastung der Rettungskräfte z. B. durch fahrbare Hilfsmittel reduziert werden. Beim Überwinden von Treppen ist dies in der Regel aber nicht möglich, sodass hier die Person samt Hilfsmittel häufig getragen werden muss.

Aufgrund der räumlichen Enge in Treppenhäusern ist dies zudem häufig nur in ungünstigen Körperhaltungen und ohne Unterstützung durch weitere Personen möglich.

Eine Lösung des Problems könnte in der Verwendung alternativer Transporthilfen liegen, die eine Belastungsreduzierung beim Patiententransport versprechen. Allerdings sind diese im Gegensatz zu den konventionellen Transporthilfen weniger verbreitet und auf ihre entlastende Wirkung kaum untersucht.

1.3 Aufgabenstellung und Ziele

Mit Blick auf die beschriebene Belastungssituation im Rettungsdienst beauftragte die Unfallkasse Nordrhein-Westfalen (UK NRW) das Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) mit der Durchführung einer Studie, in der die körperliche Belastung von Rettungskräften beim Patiententransport durch ein Treppenhaus sowohl mit konventionellen als auch alternativen Transporthilfen untersucht werden sollte.

Zu diesem Zweck wurden zunächst die aktuellen Einsatzbedingungen im Rettungsdienst stichprobenartig erhoben (siehe Abschnitt 1.4) und die relevanten Hilfsmittel für die Studie ermittelt. Im Rahmen einer Pilotstudie [11] wurden anschließend geeignete Messmethoden, ein Labor-Setup sowie ein Versuchsprotokoll entwickelt und mit berufserfahrenen Beschäftigten des Rettungsdienstes als Versuchspersonen getestet. Mit den Erkenntnissen aus der Pilotstudie wurde das Versuchsprotokoll optimiert und die erforderliche Probandenzahl für die Studie abgeschätzt.

Ziele der Studie waren die vergleichende Analyse und Bewertung der körperlichen Belastungen der Rettungskräfte bei der Verwendung unterschiedlicher Transporthilfen sowie die Ableitung von Empfehlungen zur Prävention in der Praxis aus den Erkenntnissen und Ergebnissen der Studie. Insbesondere wurde untersucht, ob sich die getesteten alternativen Transportmittel belastungsreduzierend auswirken können und welchen Einfluss die Positionierung am Hilfsmittel sowie der Körpergrößen-Unterschied innerhalb eines Teams auf die individuelle Belastung der einzelnen Personen hat.

1.4 Befragung zur aktuellen Situation

Um im Vorfeld der Studie einen Eindruck über die aktuelle Situation und Einsatzbedingungen im Rettungsdienst zu gewinnen, führte die UK NRW eine Erhebung anhand von Einsatzprotokollen im Rettungsdienst Soest durch, um die relevanten Hilfsmittel für die Studie zu ermitteln.

Die Erhebung erfolgte im Sommer 2015 über insgesamt vier Wochen und ist nicht als repräsentativ zu betrachten. Folgende Informationen wurden dabei erfasst:

- Art des Einsatzes: Krankentransport oder Rettungsdienst
- Einsatzort: Erdgeschoss, erstes Obergeschoss (OG), oberhalb des ersten OG oder im Freien
- Eingesetztes Hilfsmittel: Schaufeltrage, Spineboard, Rollboard, Trage, Tragetuch, Tragestuhl, Raupenstuhl oder Sonstiges
- Geschätztes Patientengewicht: > oder < 100 kg

Insgesamt wurden knapp 50 % aller Einsätze des Rettungsdienstes Soest in diesem Zeitraum erfasst

(n = 1 036). Abbildung 1.1 zeigt die Häufigkeit der verschiedenen Einsatzorte, wobei nach „Krankentransport“ und „Rettungsdienst“ unterschieden wird. Insgesamt ist der Anteil an Krankentransporten in etwa so groß wie der an Rettungseinsätzen. Der Hauptunterschied zwischen beiden Einsatzarten besteht darin, dass bei Rettungseinsätzen Personen auch im Freien, außerhalb von Gebäuden, angetroffen werden und von dort zu transportieren sind, was beim Krankentransport in der Regel nicht vorkommt. Innerhalb von Gebäuden wurden in 48 % der Fälle die Patienten und Patientinnen im ersten OG oder höher angetroffen. Der angegebene Einsatzort ließ allerdings keine Rückschlüsse auf das Überwinden von Treppen zu, da beim Transport aus höheren Stockwerken auch Aufzüge zur Verfügung stehen können, andererseits beim Einsatz im Erdgeschoss auch eine Treppe am Hauszugang zu überwinden sein kann.

Die jeweils zum Patiententransport eingesetzten Hilfsmittel sind in Abbildung 1.2 gemäß ihrer Einsatzhäufigkeit dargestellt. Bei 1 % der dokumentierten Einsätze wurde kein Hilfsmittel angegeben, da entweder kein Transport erforderlich war oder die Person aus eigener Kraft zum Fahrzeug gehen konnte. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass bei 99 % der Einsätze mindestens ein Transporthilfsmittel verwendet wurde. Teilweise wurden nacheinander verschiedene Hilfsmittel eingesetzt, sodass sich die prozentuale Häufigkeit auf die Gesamtzahl der erhobenen Einsätze bezieht. Am häufigsten wurden die Trage und der Tragestuhl verwendet, da sie zum einen standardmäßig zur Ausstattung des KTW und RTW gehören und zum anderen für den Transport des Patienten im Fahrzeug verwendet werden können, was mit den anderen Hilfsmitteln nicht möglich ist. Die Trage wurde in 73 % der Fälle mit anderen Hilfsmitteln kombiniert, da sie meist für den Transport in der Ebene auf der letzten Wegstrecke zum KTW/RTW und der Fahrt darin genutzt wird. Für den Transport über die Treppe wird die Trage aufgrund ihres

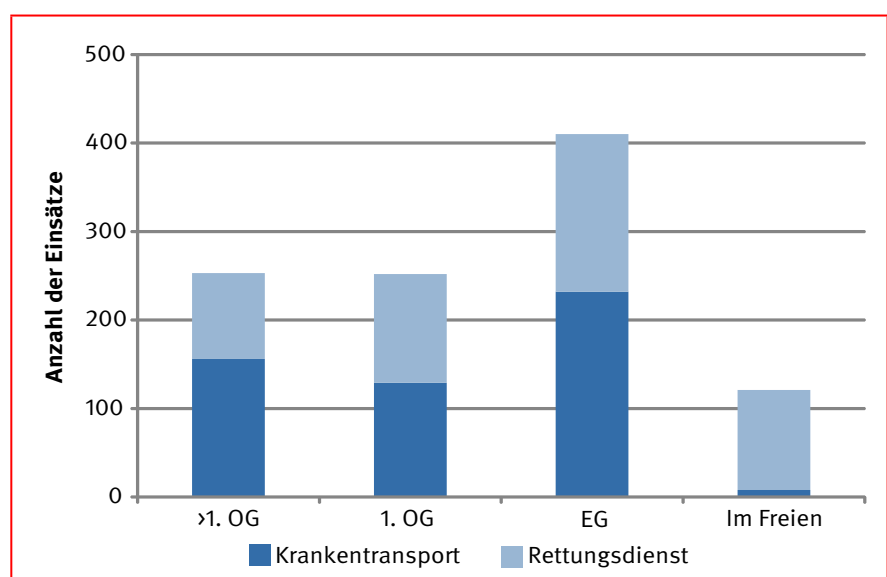


Abbildung 1.1:
Einsatzorte und -arten: Auswertung
von Einsatzprotokollen (n = 1 036) einer
Rettungswache

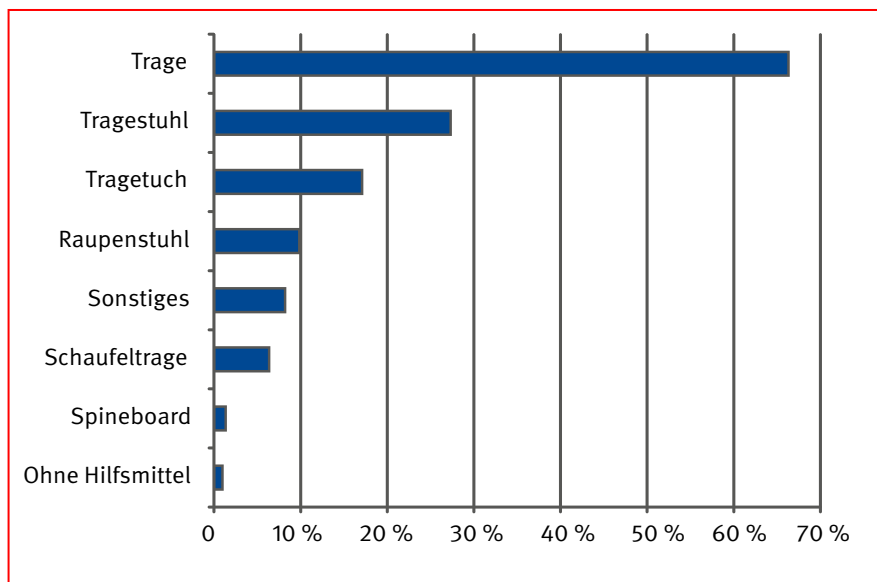


Abbildung 1.2:
Einsatzhäufigkeit der verschiedenen
Transporthilfsmittel in Relation zu
protokollierten Einsätzen (n = 1 036). Pro
Einsatz können auch mehrere Hilfsmittel
verwendet werden (Mehrfachnennung).

Eigengewichtes und ihrer Größe üblicherweise nicht verwendet. Damit wurden in dieser Erhebung der Tragestuhl, das Tragetuch und der Raupenstuhl am häufigsten für den Treppentransport eingesetzt. Der Raupenstuhl war bei der befragten Rettungsstelle nicht auf den KTW vorhanden, sodass er nur im Rettungsdienst zum Einsatz kommen konnte, wo er in etwa 20 % der Einsätze verwendet wurde.

Das Patientengewicht wurde in ca. 30 % der Fälle auf mehr als 100 kg eingeschätzt. Es liegen keine Informationen vor, ob die Zweierteams der Rettungskräfte in diesen Fällen noch zusätzliche Trageunterstützung durch weitere Personen erhielten oder nicht. Es scheint aber gängige

Praxis zu sein, ab einem Patientengewicht von ca. 120 kg zusätzliche „Tragehilfe“ zur Unterstützung anzufordern. Dies ist in ländlichen Regionen ohne Berufsfeuerwehr schwieriger, wenn die Tragehilfe von Mitgliedern der Freiwilligen Feuerwehr geleistet werden muss. Die Bereitschaft der Arbeitgeber, ihre Beschäftigten für den Einsatz freizustellen, ist begrenzt. Diese Erkenntnis führt bei den Rettungskräften vor Ort nicht selten dazu, auch Personen mit hohem Gewicht zu zweit ohne weitere Trageunterstützung zu transportieren.

2 Methodik

2.1 Transporthilfsmittel

In der Befragung zur aktuellen Situation wurden Tragetuch (TT, Abbildung 2.1) und Tragestuhl (TS, Abbildung 2.2) als die am häufigsten eingesetzten Transporthilfsmittel genannt, die gleichzeitig auch für den Treppentransport geeignet sind. Die Häufigkeit wird auch dadurch begründet, dass beide Hilfsmittel in der Regel zur Ausstattung von KTW und RTW gehören. Aus diesem Grund wurden diese beiden Hilfsmittel für die Studie als „herkömmliche“ Hilfsmittel für den sitzenden und den liegenden Transport gewählt. Als jeweils alternatives Pendant, von dem ein belastungsreduzierender Effekt erwartet werden kann, wurde der Treppentragestuhl mit Raupenantrieb – kurz Raupenstuhl (RS, Abbildung 2.3) – für den sitzenden Transport sowie das Treppengleittuch (TGT, siehe Abbildung 2.4) für den liegenden Transport untersucht. Diese vier Hilfsmittel werden im Folgenden kurz beschrieben.

Bei den in dieser Studie verwendeten Hilfsmitteln stand die Untersuchung des Wirkprinzips im Vordergrund. Es ist

Abbildung 2.1:
Tragetuch (TT)



Abbildung 2.2:
Tragestuhl (TS)



weder beabsichtigt, ein spezielles Produkt zu bewerben noch ähnliche Produkte verschiedener Hersteller zu vergleichen.

Abbildung 2.3:
Raupenstuhl (RS) ohne Motorunterstützung



Abbildung 2.4:
Treppengleittuch (TGT) – Ansicht auf Unterseite mit Gleitschienen



2.1.1 Tragetuch (TT)

Das Tragetuch besteht aus einer robusten Plane mit mindestens sechs seitlich angebrachten Griffen (siehe Abbildung 2.5) und ist zum Transport von liegenden oder sitzenden Personen in beengter Umgebung oder in schwierigem Gelände geeignet. Es kann durch seine Biegsamkeit beispielsweise auch in Treppenhäusern eingesetzt werden, wo herkömmliche unflexible Tragen nicht verwendet werden können. Aufgrund des geringen Packmaßes und Eigengewichts gehört das Tragetuch regel-

Abbildung 2.5:
Tragetuch mit Dummy und Messtechnik



mäßig zur Ausstattung der Einsatzfahrzeuge im Rettungsdienst. Das Tragetuch kann bereits von Zweierteams eingesetzt werden, indem jeweils ein Träger zwei Griffe einer Seite nutzt. Sofern möglich übernimmt jedoch eine dritte Person die Tragegriffe am Fußende, damit die Füße des Patienten nicht den Boden berühren. Diese Form der Nutzung wurde auch in der Studie angewendet (Abbildung 2.5). Für höhere Patientengewichte gibt es spezielle Schwerlast-Tragetücher mit zusätzlicher Verstärkung und zusätzlichen Tragegriffen, damit die Last auf weitere Träger verteilt werden kann.

2.1.2 Treppengleittuch (TGT)

Das Treppengleittuch (TGT) besteht wie das Tragetuch aus einer robusten Plane mit insgesamt sechs Griffen an den Seiten (Abbildung 2.6, oben links) und kann in gleicher Weise verwendet werden wie das TT. Zusätzlich verfügt das TGT auf der Unterseite auf Höhe des Patientenrückens über eine Stabilisierungsplatte (Abbildung 2.2), auf der Gleitschienen befestigt sind. Am Kopfende des TGT sind eine Polsterung für den Patientenkopf angebracht sowie ein Rückengurt, den sich die beim Transport nachfolgende Rettungskraft („Hintermann“) umlegt (siehe Abbildung 2.6, oben rechts und unten links). Im Unterschied zum Tragetuch wird die Person nicht getragen, sondern kann über die Gleitschienen des TGT auf dem Boden liegend gezogen werden. In der Ebene zieht die vorangehende Rettungskraft („Vordermann“) am Fußende das TGT (Abbildung 2.6, unten rechts). Auf der Treppe gleitet das TGT die Stufen hinunter, während der Hintermann mit dem Rückengurt die Geschwindigkeit kontrolliert und beide Rettungskräfte jeweils bremsen und lenken (Abbildung 2.6, unten links und Mitte). Die Stabilisierungsplatte mit den Gleitschienen schützt dabei den Rücken des Patienten, der die einzelnen Stufen als Wellenbewegung wahrnimmt. In Kombination mit einer Vakuummatratze als Seitenschutz kann das TGT nach Angaben des Herstellers auch zum Transport über Wendeltreppen eingesetzt wer-

den. Ähnlich wie beim Tragetuch können beim TGT zusätzliche Personen den Transport unterstützen.

TGT sind seit dem Jahr 2010 auf dem Markt verfügbar, waren aber zum Zeitpunkt der Befragung noch nicht flächendeckend verbreitet und gehörten nicht zur Ausstattung des befragten Rettungsdienstes.

2.1.3 Tragestuhl (TS)

Der Tragestuhl (TS) besteht aus einem starren Rahmen auf Rollen mit Tragegriffen und wird in der Regel von einem Zweierteam transportiert (Abbildung 2.7). Auf ebener Strecke können Patienten damit gefahren werden. Die Griffe dienen in der Regel dazu, den Stuhl über Hindernisse (z. B. Treppen) zu tragen (Abbildung 2.7). Zusätzlich kann der TS im Einsatzfahrzeug arretiert werden und ist damit das einzige Hilfsmittel in der untersuchten Auswahl, das auch als gesicherter Patientensitz für die Fahrt im Einsatzfahrzeug geeignet und zulässig ist. Nach Herstellerangaben ist er deshalb sehr häufig in KTW und RTW eingebaut. Aufgrund der robusten Bauweise hat der TS gegenüber den zuvor genannten Transporthilfen ein deutlich höheres Eigengewicht.

Abbildung 2.6:
Treppengleittuch mit Dummy und Messtechnik im Einsatz



Abbildung 2.7:
Tragestuhl mit Messtechnik und Dummy ohne Unterschenkel im Einsatz beim Transport treppab (Mitte) und treppauf (rechts)



2.1.4 Raupenstuhl (RS)

Beim Raupenstuhl (RS) handelt es sich um einen zusammenklappbaren Stuhl auf Rollen, der über ein ausklappbares, selbst angetriebenes Raupenelement verfügt und von zwei Personen bedient wird (Abbildung 2.8). Auch mit diesem Hilfsmittel können Patienten in der Ebene gefahren werden. Zusätzlich ermöglicht das ausgeklappte Raupenelement bei nach hinten gekipptem RS über Treppenstufen abwärts zu fahren. Das Raupenelement verfügt über eine Bremse, sodass die beiden Rettungskräfte den

RS auf der Treppe lediglich lenken und ausbalancieren, aber nicht antreiben oder bremsen müssen. In der Bauart ohne akkubetriebene Motorunterstützung (siehe Abbildung 2.4) werden RS auch als Evakuierungsstühle verwendet, mit deren Hilfe Personen über viele Stockwerke abwärts transportiert werden können [12; 13]. Der akkubetriebene Raupenantrieb mit Motorunterstützung erlaubt auch den Transport die Treppe hinauf, was insbesondere den Transport auf höher gelegene Etagen ohne Aufzug unterstützt.

Abbildung 2.8:

Raupenstuhl mit akkubetriebenen Raupenantrieb, Messtechnik und mit Dummy ohne Unterschenkel im Einsatz



2.2 Versuchsaufbau und Messprotokoll

Für die Untersuchungen wurde als Einsatzszenario der Krankentransport einer Person durch zwei Rettungskräfte über ein bzw. zwei Stockwerke eines Treppenhauses vorgegeben. Die Probanden wählten die Transportge-

schwindigkeit selbst, mit der Vorgabe, dass keine Not-situation vorliege, die besondere Eile erfordern würde. Transportiert wurde eine bewegliche, ca. 75 kg schwere Dummy-Puppe, deren Körpergewicht auf das gewünschte Gesamtgewicht für die Experimente anpassbar war. Als Einsatzort diente ein Treppenhaus im IFA, das durch seine

Beschaffenheit als „ideales“ Treppenhaus für den Patiententransport zu betrachten ist. Die Treppe verläuft gerade mit einem Podest auf halber Höhe für die Richtungsänderung um 180° und bietet ausreichend Platz für Transporthilfsmittel und Rettungskräfte. Ein Aufzug neben dem Treppenhaus vereinfachte den Rücktransport von Dummy und Hilfsmittel auf die jeweilige Start-Etage.

Bei der Transportrichtung „abwärts“ wurde der Transport jeweils mit allen vier Hilfsmitteln über zwei Stockwerke durchgeführt, während der Transport „aufwärts“ nur mit den beiden Stühlen (TS und RS) über ein Stockwerk erfolgte, da das Treppengleittuch nicht für den Aufwärtstransport bestimmt ist.

Die Transportvorgänge wurden für jedes Hilfsmittel und jede Transportrichtung jeweils dreimal wiederholt. Zur Erholung der Probanden fanden zwischen den einzelnen Wiederholungen jeweils mindestens fünf Minuten Pause statt. In der Pilotstudie wurden je Probandenpaar alle vier Hilfsmittel an einem Tag untersucht, wobei keine Positionswechsel der Probanden an den Hilfsmitteln erfolgten. Aus organisatorischen Gründen wurden in der Hauptstudie je Probandenpaar und Tag lediglich zwei Hilfsmittel untersucht, entweder Stühle oder Tücher, mit drei zusätzlichen Wiederholungen nach Positionswechsel der Probanden am Hilfsmittel. Dadurch konnte die Fragestellung der Größendifferenz der Probanden und deren optimale Positionierung besser untersucht werden.

Insgesamt wurden somit für jedes der vier Hilfsmittel und beide Transportrichtungen (bei TS und RS) 15 Messungen mit drei Wiederholungen durchgeführt, was zu einer Gesamtzahl von 270 untersuchten Transportvorgängen führt.

2.3 Probanden

Da beim Patiententransport im Treppenhaus von einer erhöhten physischen Belastung auszugehen ist, wurden vorab einige Rahmenbedingungen festgelegt, um ein Gesundheitsrisiko für die Probanden zu vermeiden.

Grundsätzlich sollten die Probanden keine akuten körperlichen Beschwerden aufweisen. Die rekrutierten Rettungskräfte sollten über ausreichend Berufserfahrung verfügen und im Umgang mit den Standard-Transporthilfen geübt sein. Da das Treppengleittuch und der Raupenstuhl noch nicht flächendeckend eingesetzt werden, ist davon auszugehen, dass sie mit diesen noch wenig oder keine Erfahrung besitzen.

Hinsichtlich Geschlecht und Alter der zu rekrutierenden Probanden wurden folgende Überlegungen zugrunde gelegt: Das Gesamtgewicht von Patient und Transporthilfsmittel sollte maximal 100 kg betragen, sodass einerseits ein realistischer Wert aus der Praxis erreicht,

andererseits aber eine Traglast pro Person von etwa 50 kg nicht überschritten werden sollte. Die Abschätzung der Bandscheiben-Druckkraft auf die untere Lendenwirbelsäule L5/S1 nach dem Mainz-Dortmunder Dosismodell [14] für beidhändiges Heben von 50 kg ergibt einen Wert von ca. 5,6 kN [15]. In Bezug auf die bis zum Zeitpunkt der Untersuchungen publizierten Dortmunder Richtwerte zur Bandscheiben-Druckkraft [14] liegt dieser Wert lediglich für Männer unter 30 Jahren unterhalb des Richtwertes von 6,0 kN. Für Frauen im Allgemeinen und für Männer in höheren Altersgruppen liegt der Wert oberhalb der entsprechenden Dortmunder Richtwert, sodass das Risiko für eine mögliche Überbelastung des unteren Rückens ansteigt. Aus diesem Grund wurde das Probandenkollektiv auf Männer in einem Alter von etwa 30 Jahren und jünger beschränkt.

Die UK NRW rekrutierte für die Pilot- und Hauptstudie 30 männliche Probanden aus Rettungsdiensten und Feuerwehren, deren Daten in Tabelle 2.1 aufgeführt sind. Alle nahmen freiwillig an der Studie teil und erhielten von der UK NRW eine Aufwandsentschädigung. Für die Untersuchungen lag ein positives Votum der Ethikkommission der Deutschen Sporthochschule Köln vor.

In Bezug auf die Fragestellung des Körpergrößenunterschiedes ist in Tabelle 2.2 die Gruppengröße je Hilfsmittelkombination der untersuchten Zweierteams dargestellt. Bei einem Größenunterschied von weniger als 5 cm wurde das Team als „gleich groß“ (GG) eingeordnet und entsprechend bei einem Unterschied von 5 cm und mehr als „unterschiedlich groß“ (UG).

Tabelle 2.1:
Beschreibung des Probandenkollektivs, Angaben jeweils als Mittelwert und Standardabweichung

Anzahl der Probanden	Alter in Jahren	Größe in cm	Berufserfahrung in Jahren
30	29 ± 3,3	181 ± 6	5 ± 3,3

Tabelle 2.2:
Anzahl der Probanden je Hilfsmittelkombination und Körpergrößendifferenz

Hilfsmittelkombination	TT und TGT	TS und RS
gleich groß (GG)	6	10
ungleich groß (UG)	9	5

2.4 Untersuchungsparameter und Messtechnik

2.4.1 Untersuchungsparameter

Für die vergleichende Analyse der physischen Belastung bei der Nutzung der verschiedenen Transporthilfen werden folgende Parameter betrachtet:

- Die Aktionskraft beinhaltet die Information, welche Kraft für die Handhabung der Transporthilfe erforderlich ist. Sie wird unterschieden nach ihrem Kraftangriffspunkt am Körper, z. B. an der Hand (Handaktionskraft) oder am Rücken (z. B. Rückengurt beim TGT oder Auflage beim TS). Die Unterscheidung ist erforderlich, da mit den unterschiedlichen Lokalisationen auch unterschiedliche Muskelpartien genutzt werden und die Kraft mit unterschiedlichen Hebelarmen auf den Rücken wirkt.
- Körperhaltung und -bewegung liefern Informationen darüber, ob Zwangshaltungen eingenommen werden und wie groß deren Zeitanteil während der Handhabung ist. Des Weiteren sind die Informationen zu Körperhaltung und -bewegung erforderlich, um die Auswirkung der Aktionskraft auf den Körper bestimmen zu können (Angriffspunkt, Richtung und Länge der Hebelarme im Sinne der Mechanik).
- Lumbalmomente sind Drehmomente, die im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule (L5/S1) wirken. Sie ergeben sich aus internen und externen Kräften, die auf den Körper wirken, sowie den entsprechenden Hebelarmen und müssen durch die Rumpfmuskulatur kompensiert werden. Interne Kräfte entstehen durch das Eigengewicht der Körpersegmente und deren Bewegung. Als externe Kräfte werden die von außen einwirkenden Aktionskräfte betrachtet. Der Hebelarm ergibt sich entsprechend aus dem Kraftangriffspunkt und der zugehörigen Segmentstellung. *Tichauer* [16] liefert eine grobe Einordnung der Lumbalmomente in Bezug auf die „Schwere“ der Arbeit und dafür, von welchen Personengruppen diese ausgeführt werden können.

- Bandscheiben-Druckkraft im Bereich der unteren Lendenwirbelsäule (L5/S1) entsteht in Belastungssituationen überwiegend durch die Aktivität der Rumpfmuskulatur zum Ausgleich der entstandenen Momente. Mithilfe der Druckkraft lässt sich die physische Belastung aus dem Zusammenspiel von Aktionskräften und Körperhaltung beschreiben.

- Das subjektive Belastungsempfinden dient als ergänzende Information über den persönlichen Eindruck, den die Probanden von verschiedenen Hilfsmitteln gewinnen. Von besonderem Interesse ist hier, ob die gemessenen Belastungsparameter die subjektiven Belastungen der Probanden widerspiegeln und ähnliche Trends beobachtet werden können.

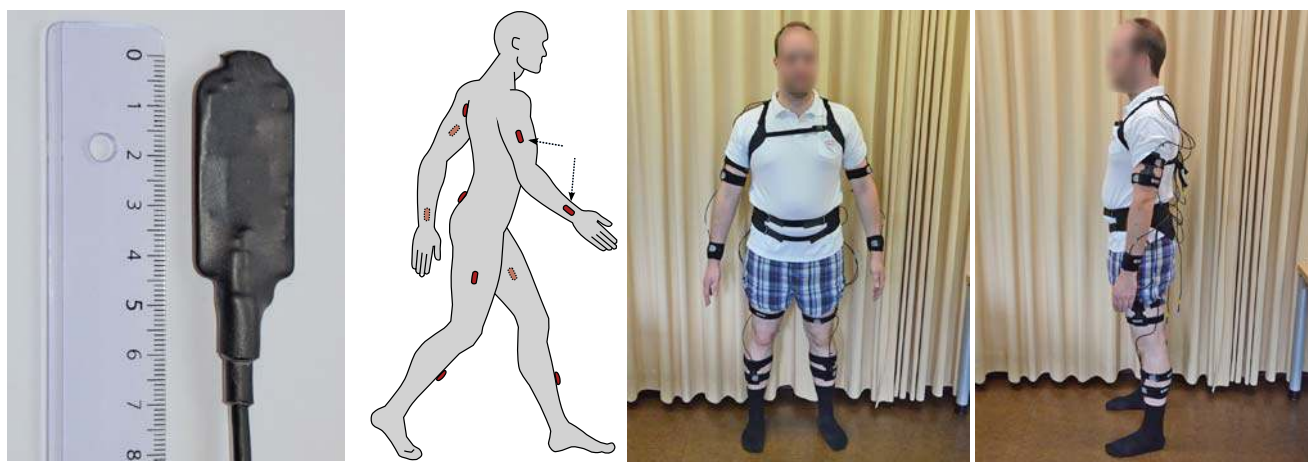
Im Folgenden wird die zur Erfassung der beschriebenen Parameter eingesetzte Messtechnik vorgestellt.

2.4.2 Messsystem CUELA Inertial

Zur Ermittlung der Körperhaltung und -bewegung kam das Messsystem CUELA (Computer-unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse) zum Einsatz, das im IFA zur objektiven Ermittlung von Muskel-Skelett-Belastungen am Arbeitsplatz entwickelt wurde [17 bis 20]. Das System wurde bereits in Studien zur Belastungsermittlung von Pflegekräften eingesetzt [21; 22]. Die in dieser Studie verwendete Variante des Systems verwendet ausschließlich inertielle Messeinheiten (inertial measurement unit, IMU), bestehend aus Beschleunigungs-, Winkelgeschwindigkeits- und Magnetfeldsensoren (Abbildung 2.9) [23]. Die IMUs werden mit elastischen Klettbindern und einem Gurtsystem an Rumpf, Armen und Beinen der Probanden befestigt, wodurch deren Körperhaltung und -bewegung erfasst werden kann (Abbildung 2.9). Weitere IMUs befanden sich an den Kraftmessgriffen sowie den Transporthilfsmitteln. Die Datenspeicherung erfolgt über batteriebetriebene Mini-PCs als mobile Datenlogger direkt an den Probanden, sodass sich diese frei bewegen konnten.

Abbildung 2.9:

Darstellung einer einzelnen inertialen Messeinheit (IMU) sowie deren Positionierung am Körper (schematisch und an einem Probanden). Die Arbeitskleidung wurde darüber getragen.



2.4.3 Kraftmessgriffe

Zur Messung der Handaktionskräfte kamen 3D-Handkraftmesssysteme [24] (Kraftmessgriffe, Fa. Kistler Instrumenten, Winterthur, Schweiz) an den untersuchten Transporthilfen zum Einsatz. Die Kraftmessgriffe messen den Betrag und die Richtung der aufgewendeten Aktionskraft jeweils in Bezug zum eigenen (lokalen) Koordinatensystem. Um die Richtungsinformation der Kraft im globalen Koordinatensystem verwenden zu können, wurden die Kraftmessgriffe ebenfalls mit IMUs ausgestattet (Abbildung 2.10) und die Kraftrichtung entsprechend umgerechnet.

Die Kraftmessgriffe wurden an der ursprünglichen Position und Lage der Griffe der einzelnen Transporthilfen montiert, um deren gewohnte und übliche Handhabung zu ermöglichen. Dazu wurden die Transporthilfen umgebaut bzw. angepasst und entsprechende Befestigungsadapter für die Kraftgriffe konstruiert und hergestellt (Abbildungen 2.5 bis 2.8). Beim TGT-Rückengurt wurde die Zugkraft des Gurtes ebenfalls mit den Kraftmessgriffen erfasst (Abbildung 2.6). Das zu transportierende Gesamtgewicht von Transporthilfen, Dummy-Puppe, Befestigungsadaptern und Messtechnik betrug 91,8 kg beim Tragetuch, 92,1 kg beim Treppengleittuch, 95,4 kg beim Tragestuhl und 102,4 kg beim Raupenstuhl.

Um das Gesamtgewicht von 100 kg nicht zu überschreiten, wurde beim Tragestuhl das Gewicht der Dummy-Puppe durch Demontage der Unterschenkel reduziert (Abbildung 2.7). Das höhere Gesamtgewicht des Raupenstuhls trotz ebenfalls entfernter Dummy-Unterschenkel (Abbildung 2.8) wurde als akzeptabel betrachtet, da das Gesamtgewicht zu keinem Zeitpunkt angehoben oder getragen werden sollte.

Abbildung 2.10:

Kraftmessgriff, montiert auf einer Gurthalterung und kombiniert mit einer IMU



2.4.4 Abschätzung von Lumbalmomenten und Bandscheiben-Druckkräften

Aus den IMU-Daten wurden zunächst die Segmentbewegungen berechnet und zusammen mit den ermittelten Aktionskräften an den entsprechenden Kraftangriffspunkten auf das hinterlegte Menschmodell übertragen. Aus der Stellung der Segmente zueinander wurde der Winkel-Zeitverlauf der angrenzenden Gelenke berechnet.

Die Abschätzung der Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte erfolgte durch das in die CUELA-Auswerte-Software integrierte und an den „Dortmunder“ [14] angepasste Muskel- und Skelett-Modell. Damit können aus den Messdaten des CUELA-Systems direkt Ausgabe-werte nach dem „Dortmunder“ Modell berechnet werden [25]. In der Studie wurden standardisierte Körpermaße (Mann, 175 cm groß, 75 kg schwer) zur Berechnung des Menschmodells verwendet.

2.4.5 Subjektives Belastungsempfinden

Neben den objektiven Messgrößen wurde das subjektive Belastungsempfinden der Probanden nach der Nutzung der einzelnen Hilfsmittel mit einem Fragebogen anhand einer sechsstufigen Skala (siehe Tabelle 2.3) in Anlehnung an die Borg-Skala [26] abgefragt. Zusätzlich wurde abgefragt, in welchen Körperregionen die stärkste Beanspruchung empfunden wurde [27].

Tabelle 2.3:
Auswahlkategorien des subjektiven Belastungsempfindens

Punktwert	Empfundene Belastungsintensität
0	keine Anstrengung
1	leichte Anstrengung
2	mittlere Anstrengung
3	stark anstrengend
4	sehr stark anstrengend
5	nicht machbar

2.5 Auswertung und Statistik

Ausgewertet wurden jeweils die Zeitintervalle des Patiententransports ab dem Verlassen der Startposition bis zum Erreichen der Zielposition. Die einzelnen Transportvorgänge werden getrennt nach Transportrichtung „treppab“ (alle Hilfsmittel, zwei Etagen) und „treppauf“ (nur Stühle, eine Etage) sowie nach Position der Probanden am Hilfsmittel betrachtet. Als statistische Kennzahlen werden jeweils Mittelwerte, Mediane, Maxima und für die Boxplots die Perzentil-Werte (P5, P25, P50, P75 und P95) angegeben. Da es bei dem komplexen Versuchsaufbau vereinzelt zu Ausfällen kam, wurden – soweit erforderlich – die paarweise verbundenen Stichproben von unvollständigen Datensätzen bereinigt und anschließend auf Normalverteilung zur Auswahl der geeigneten Verfahren überprüft. Mittels ANOVA und post-hoc Tukey Test, Wilcoxon-Test, t-Tests, Kruskal-Wallis H-Test und post-hoc Dunn-Bonferroni sowie Mann-Whitney U-Test ($p < 0,05$) wurden die mittleren Mediane (siehe Abschnitt 2.5.1) der einzelnen Gruppen auf signifikante Unterschiede getestet (SPSS).

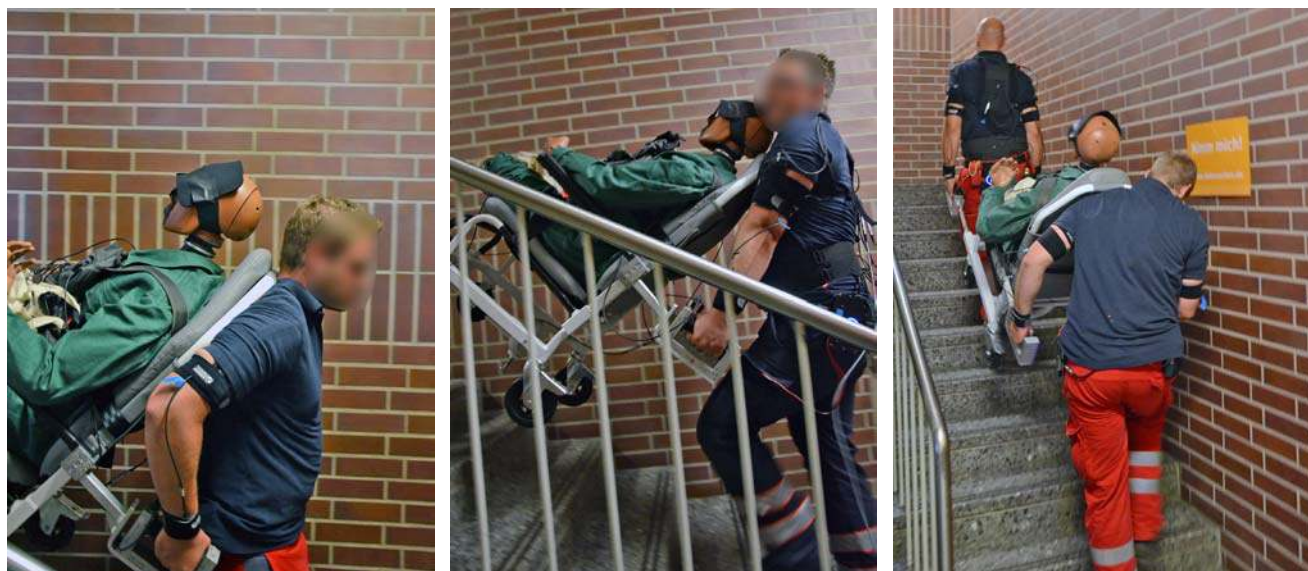
Für die einzelnen Messparameter gilt die in den folgenden Abschnitten dargestellte Betrachtung.

2.5.1 Aktionskräfte

Soweit nicht anders angegeben ist die Gesamtkraft jeweils als vektorielle Summe der drei Komponenten beider Handkräfte (X-, Y- und Z-Richtung) dargestellt. Im Zeitverlauf der Gesamtkraft werden Median und Maximum für jeden Transportvorgang bestimmt und für beide Werte anschließend über alle Probanden Mittelwert und Standardabweichung angegeben („mittlerer Median“, „mittleres Maximum“). Der Median stellt dabei eine Kennzahl dar, die das zeitliche Mittel der erforderlichen Kraft markiert. Das bedeutet, dass in der Hälfte der Zeit weniger Kraft und in der anderen Hälfte mehr Kraft erforderlich ist. Durch die Eigenschaften des Medians können statistische Analysen zu signifikanten Gruppenunterschieden durchgeführt werden, was den direkten Vergleich der Hilfsmittel und deren Relation zueinander ermöglicht. Das Maximum stellt die höchste aufgewendete Kraft dar und beschreibt damit, welche Kraft im ungünstigsten Fall erforderlich ist, und erlaubt, diese absolut zu bewerten. Je Transportvorgang stellt das Maximum nur ein einzelnes Ereignis dar; deshalb ist die Prüfung auf signifikante Unterschiede an der Stelle nicht sinnvoll. Die Bewertung der Handaktionskräfte in Bezug auf Ausführbarkeitsgrenzen bezieht sich auf die mittleren Maxima und erfolgt nach DIN 33411-5 [28]. Die Aktionskräfte werden entsprechend ihrer Kraft-Angriffspunkte getrennt nach „Handaktionskraft“ und „sonstige Aktionskraft“ analysiert. Beim TS wurde neben der üblichen Tragetechnik mit der Patientenblickrichtung „Treppe abwärts“ (Abbildung 2.7) teilweise eine alternative Herangehensweise beobachtet. Bei dieser Variante mit Patientenblickrichtung aufwärts wurde der TS nach „hinten“ gekippt und die Rückenlehne als zusätzliche Auflagefläche zum Abstützen mit Rücken, Brust oder Schulter (Abbildung 2.11) genutzt. Diese zusätzliche Stützkraft konnte während der Versuche nicht direkt gemessen werden, war allerdings im Zeitverlauf der gemessenen Handaktionskräfte deutlich als „fehlende“ Kraft zu erkennen. Mit folgendem Modell wurde diese „fehlende“ Stützkraft berechnet: Das Gewicht und damit auch die Gewichtskraft des TS war während des Transportes konstant. Die Summe der gemessenen Handaktionskräfte beider Kraftmessgriff-Paare muss dieser Gewichtskraft entsprechen, solange keine zusätzliche Stützkraft wirkt oder dynamische Effekte auftreten. Ergibt sich eine Differenz zwischen der Kraftsumme und der Gewichtskraft, entspricht diese der aufgewendeten Stützkraft und kann mit Betrag und Richtung abgeschätzt werden. Vernachlässigt wurden bei dieser Berechnung dynamische Effekte auf die getragene Masse.

Abbildung 2.11:

Alternative Transporttechnik mit gekipptem und zusätzlich abgestütztem Tragestuhl



2.5.2 Körperhaltung

Bei der Analyse der Körperhaltung wird der Zeitverlauf der IMU-Orientierungsänderung auf die zugehörigen Körpersegmente übertragen. Daraus ergibt sich die Segmentbewegung, woraus wiederum der Zeitverlauf der Gelenkstellungen und die einzelnen Gelenkwinkel berechnet werden. Für die Auswertung werden Rumpfneigung nach vorne (Flexion), Rumpfseitneigung (Lateralflexion), Rückentorsion und der Armhebungswinkel, als Kombination der Schultergelenks-Adduktion und -Flexion des rechten Armes, betrachtet. Zur Darstellung werden die Winkel-Zeitanteile mit den Perzentilwerten P5, P25, P50, P75 und P95 in Form von Boxplots verwendet. Die Bewertung der Körperhaltungen basiert auf verschiedenen Normen (DIN EN 1005-4 [29] und ISO 11226 [30]) und erfolgt in einem Ampelschema, das den jeweiligen Gelenkwinkelbereich in „akzeptabel“ (grün), „bedingt akzeptabel“ (gelb) und „nicht akzeptabel/ungünstige Haltung“ (rot) unterteilt. „Bedingt akzeptabel“ bedeutet, dass weitere Bedingungen zu prüfen sind, z. B. gleichzeitige Lastenhandhabung oder Abstützen des Oberkörpers. Dies liefert die Information über die Qualität der Körperhaltung und deren Zeitanteile.

2.5.3 Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte

Die ermittelten Gelenkwinkel und Körperhaltungen gehen zusammen mit den Aktionskräften aus den Kraftmessdaten in die Berechnung des Moments an L5/S1 und der Bandscheiben-Druckkraft auf L5/S1 ein. Betrachtet wird der Vektorbetrag der Momente ohne Analyse der einzelnen Richtungskomponenten. Bei den Lumbalmomenten sowie der Bandscheiben-Druckkraft werden Medianwert und Maximum des Zeitverlaufs der einzelnen Transportvorgänge bestimmt und jeweils Mittelwert (MW) und Standardabweichung (Stabw.) über alle Probanden angegeben. Es gelten die gleichen Überlegungen zu Median und Maximum wie bei den Aktionskräften, d. h. der Median stellt das zeitliche Mittel dar und ist für die statistische Untersuchung auf Gruppenunterschiede geeignet, während das Maximum die absolute Bewertung der ungünstigsten Spitzenbelastung ermöglicht. Die Bewertung der Momente an L5/S1 erfolgt entsprechend der Belastungsklassifizierung modifiziert nach *Tichauer* [16] (siehe Tabelle 2.4) bzw. bei der Bandscheiben-Druckkraft entsprechend den NIOSH-Empfehlungen [31].

Tabelle 2.4:

Klassifizierung der Momente an L5/S1, modifiziert nach *Tichauer* [16]; Angaben in Newtonmeter (Nm)

Moment an L5/S1 in Nm	Belastung	Anforderung an Körperbau und Trainingszustand
<40	leicht	unabhängig von Körperbau, untrainierte Person
40 bis 85	mittelschwer	guter Körperbau, etwas trainierte Person
85 bis 135	schwer	differenzierte Auswahl der Arbeitskraft, eingehendes Training, Erholungspausen
>135	sehr schwer	kann nicht kontinuierlich durchgeführt werden, sorgfältige Personalauswahl und Training

2.5.4 Subjektives Belastungsempfinden

Für das subjektive Belastungsempfinden werden für das Probandenkollektiv Mittelwert und Standardabweichung über die Punktwerte der empfundenen Belastungsintensität angegeben. Bei der Abfrage der beanspruchten Körperregionen wird nach Hand, Arm, Beinen und Rücken unterschieden und die Häufigkeit der Nennung der einzelnen Körperregionen dargestellt.

2.5.5 Körpergrößendifferenz

Die zuvor ermittelten Ergebnisparameter Aktionskraft und Bandscheiben-Druckkraft werden zur Untersuchung des Einflusses der Körpergrößendifferenz erneut betrachtet und in Bezug zum Größenunterschied der Teampartner und deren Position am Hilfsmittel gesetzt. Dies geschieht durch Aufteilung der Probandengruppe in „gleich groß“ (GG, Körpergrößendifferenz < 5cm) und „unterschiedlich groß“ (UG, Körpergrößendifferenz ≥ 5cm) und die Überprüfung, ob signifikante Unterschiede in den Ergebnisparametern beider Gruppen nachgewiesen werden können.

3 Ergebnisse

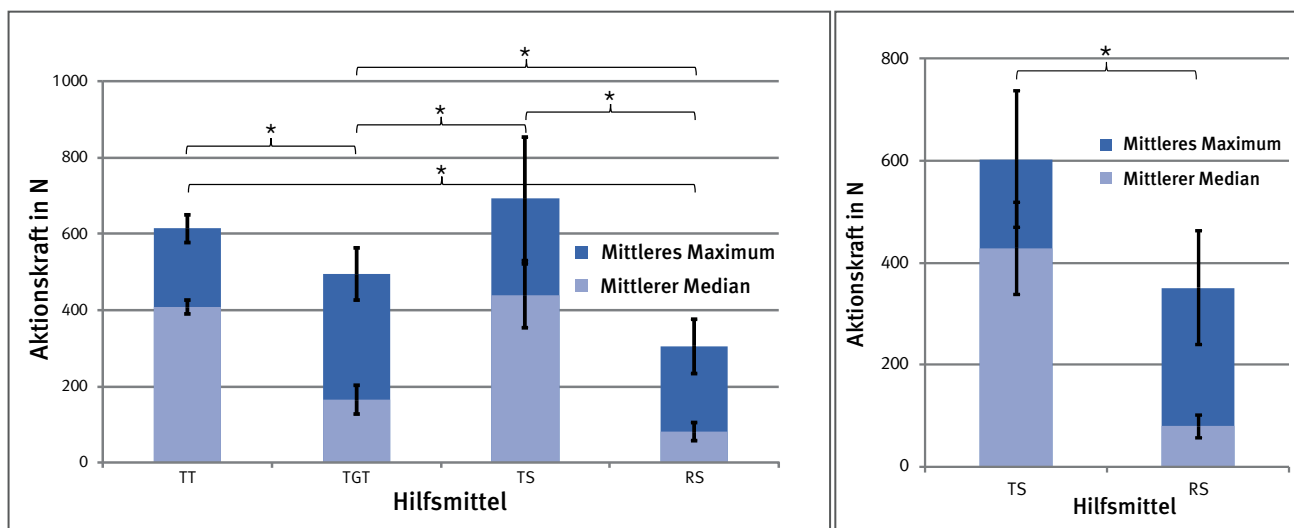
3.1 Aktionskräfte

Als Einstieg in die Ergebnisdarstellung werden die gemessenen Aktionskräfte bei allen Transportvorgängen betrachtet. Abbildung 3.1 zeigt jeweils den mittleren Median und das mittlere Maximum (MW $\pm$ Stabw.) des Zeitverlaufs der gemessenen Aktionskräfte für die einzelnen Hilfsmittel. Sie sind zusammengefasst als Betrags-summe der gemessenen Kräfte des linken und rechten Kraftgriffs für jeden Probanden. Die Ergebnisse sind unterteilt nach Hilfsmittel und angewandter Transportrichtung (treppab und treppauf). Bei den klassischen Hilfsmitteln (TT und TS) werden im Median mit über 400 N etwa 45 % der Gesamtgewichtskraft von Patient und Hilfsmittel als Aktionskraft aufgewendet, wobei hier eventuelle zusätzliche Stützkkräfte beim TS noch nicht berücksichtigt sind.

Für das TGT (165 $\pm$ 38 N) und den RS (81 $\pm$ 25 N) wird dagegen eine im Median signifikant geringere Aktionskraft aufgewendet, die etwa 7 bis 17 % der Gesamtgewichtskraft entspricht, unabhängig von der Transportrichtung. Die Kraftspitzen (mittleres Maximum) treten beim TS (692 $\pm$ 162 N) mit einer großen Streuung zwischen den einzelnen Probanden auf, gefolgt von TT (614 $\pm$ 37 N), TGT (494 $\pm$ 69 N) und – mit den niedrigsten Kraftspitzen – der RS (306 $\pm$ 72 N). Die Betrachtung der gemessenen Aktionskräfte liefert einen ersten Eindruck über die erforderlichen Kräfte zur Nutzung der verschiedenen Hilfsmittel. Damit lässt sich allerdings noch keine Aussage über die beanspruchende Wirkung auf den Körper treffen. Hierzu werden im Folgenden die Aktionskräfte getrennt nach ihrem jeweiligen Kraftangriffspunkt (Hand bzw. Rumpf) betrachtet.

Abbildung 3.1:

Mittlerer Median und mittleres Maximum der aufgewendeten Aktionskraft an den Hilfsmitteln getrennt nach treppab (links) und treppauf (rechts); * = signifikanter Unterschied zwischen den Hilfsmitteln im mittleren Median ($p < 0,05$).



3.1.1 Handaktionskräfte

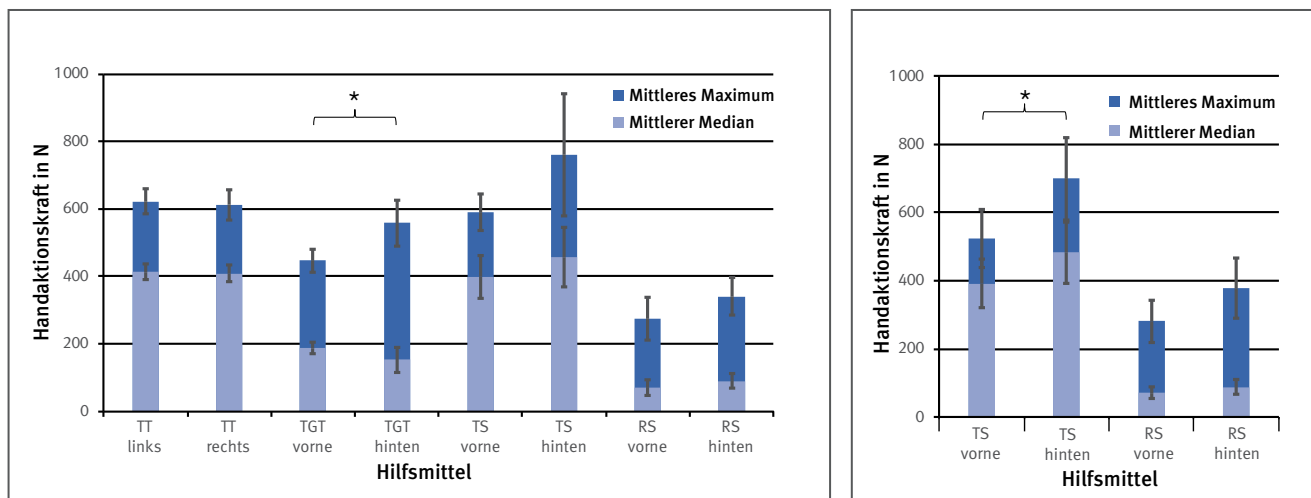
Neben der Unterscheidung der Kraftangriffspunkte wird auch die Position der Probanden am Hilfsmittel (vorne/hinten, links/rechts) getrennt betrachtet, da die Bedingungen und Aufgaben und damit auch die Bewegungsabläufe während des Transports an den beiden Positionen zum Teil unterschiedlich sind. In Abbildung 3.2 sind der mittlere Median und das mittlere Maximum (MW $\pm$ Stabw.) über den Zeitverlauf der Handaktionskräfte unterteilt nach Trageposition und Transportrichtung dargestellt. Das TT zeigt für beide Tragepositionen ähnliche Medianwerte (links: 413 $\pm$ 23 N; rechts: 409 $\pm$ 26 N) und Maximalwerte (links: 622 $\pm$ 36 N; rechts: 613 $\pm$ 45 N) mit einer geringen Streuung, die eine gleichmäßige Kraftverteilung auf beide Positionen erkennen lassen. Aus den

Daten der einzelnen Kraftmessgriffe (linke/rechte Hand; nicht im Diagramm dargestellt) ergibt sich für die Träger selbst eine ungleichmäßige Kraftverteilung auf die linke bzw. rechte Hand am TT. Durch die ungleichmäßige Massenverteilung im TT stellt sich ein Kraftverhältnis von 36 % am Kopfende zu 64 % neben dem Rumpf in Bezug auf die ermittelte Aktionskraft ein.

Das TGT zeigt signifikante Unterschiede im mittleren Median der Handaktionskraft zwischen beiden Positionen. Für den Hintermann (153 $\pm$ 37 N) sind diese signifikant geringer als für den Vordermann (186 $\pm$ 17 N). Die Maximal-Werte sind im Gegensatz dazu für den Hintermann (558 $\pm$ 68 N) tendenziell höher als für den Vordermann (446 $\pm$ 34 N), jedoch ohne Möglichkeit zur Signifikanzprüfung.

Abbildung 3.2:

Mittlerer Median und mittleres Maximum der aufgewendeten Aktionskraft an den Hilfsmitteln getrennt nach Position (links/rechts; vorne/hinten) sowie treppab (Abbildung links) und treppauf (Abbildung rechts); * = signifikanter Unterschied zwischen den Positionen am Hilfsmittel im mittleren Median ($p < 0,05$)



Beim TS sind die Medianwerte für den Vordermann (398 ± 62 N) und den Hintermann (456 ± 87 N) nicht signifikant unterschiedlich. Drei Probanden nutzten beim TS eine alternative Tragetechnik, bei der das zusätzliche Abstützen der Rückenlehne mit Rücken oder Brust die Handaktionskraft reduziert. Diese Stützkraft wird im nächsten Abschnitt als „sonstige Aktionskraft“ betrachtet. Die gemessenen Kraftspitzen liegen beim TS bei 590 ± 53 N (vorne) bzw. bei 761 ± 181 N (hinten) mit etwa dreimal so hoher Streuung an der hinteren Trageposition, hauptsächlich durch die alternative Tragetechnik verursacht. Die Kraftspitzen an der hinteren Trageposition lagen zum Teil oberhalb der gesamten Gewichtskraft des TS. Die Transportrichtung dagegen beeinflusst lediglich die Kraftspitzen, die treppauf etwas geringer ausfallen als treppab (jedoch ohne Möglichkeit zur Signifikanzprüfung).

Beim RS liegen treppab die Medianwerte der Handaktionskraft (vorne: 70 ± 24 N; hinten: 89 ± 22 N) an beiden Probandenpositionen auf ähnlichem Niveau. Die Maximalwerte sind für den Hintermann (340 ± 56 N) und Vordermann (275 ± 63 N) geringer als bei den anderen Hilfsmitteln. Die Transportrichtung ergibt dabei erneut keinen großen Unterschied.

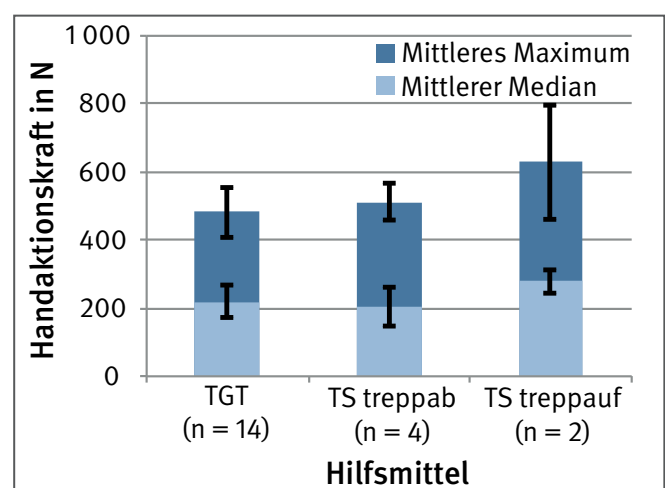
3.1.2 Sonstige Aktionskräfte

In Abbildung 3.3 sind die weiteren Aktionskräfte dargestellt, die über Rücken, Brust oder Schulter auf den Körper der Probanden wirken. Beim TGT werden für den Hintermann die Zeiten während des Transports berücksichtigt, bei der der Zug des Rückengurtes auf den Rücken wirkt. Die Zeitabschnitte entsprechen dabei der Gleitphase des TGT auf den Stufen und nehmen einen Zeitanteil von 40 % an dem Transportvorgang ein. Im mittleren Median wirken 223 ± 64 N und im mittleren Maximum 480 ± 98 N durch

den Gurt auf den Hintermann beim TGT. Das angegebene Maximum bedeutet, dass unter den gegebenen Versuchsbedingungen der Hintermann kurzzeitig mit 60 % der Gesamtgewichtskraft vom TGT durch den Rückengurt nach vorne gezogen wird.

Vier Probandenpaare stützten den TS zusätzlich an der Rückenlehne ab. Der Median der berechneten zusätzlichen Stützkraft lag für beide Transportrichtungen in einem Bereich von 150 bis 310 N und die Kraftspitzen in einem Bereich von 430 bis 800 N. Die Phasen der zusätzlichen Abstützung umfassen dabei ca. 55 % der gesamten Transportzeit. Die berechnete Stützkraft wurde als zusätzliche externe Kraft für die weiteren Berechnungen im Menschmodell berücksichtigt.

Abbildung 3.3: Sonstige Aktionskraft als zusätzliche Stützkraft beim Tragestuhl (treppauf und treppab) bzw. Zugkraft des Rückengurtes beim Treppengleittuch



3.2 Körperhaltung

Die Winkel-Zeit-Anteile der verschiedenen Körperwinkel werden anhand der Perzentilwerte P05, P25, P50, P75 und P95 als Boxplots dargestellt. Die Rückentorsion (Abbildung 3.4) lag für den RS, TS und den Hintermann am TGT hauptsächlich im akzeptablen (neutralen) Winkel-Bereich. Beim TT ist eine Verschiebung der Boxen aus der Symmetrie um 0° in den bedingt bis nicht akzeptablen Winkelbereich der Torsion zu beobachten, was durch die Tragweise des TT seitlich vom Körper zu erklären ist. Der Oberkörper wird dabei zum TT verdreht, während die Hüfte in Bewegungsrichtung zeigt. Für den Vordermann am TGT liegt die Rückentorsion mit dem Median im bedingt akzeptablen bis nicht akzeptablen (P95) Winkelbereich. Bei der (vorge-

gebenen) einhändigen Handhabung am Fußende wird der Kopf und damit die Blickrichtung teilweise in Laufrichtung gewendet, was die Verdrehung des Oberkörpers beim Vordermann bewirkt.

Die Rumpfvorneigung (Abbildung 3.5) zeigt für TT und TS eine vorwiegend aufrechte Haltung mit 75 % Zeitanteil oberhalb von 0° und unter 12° Vorneigung. Beim Hintermann am TGT liegt der P50 bei 0°, was einen negativen Vorneigungswinkel mit 50 % Zeitanteil ergibt. Um dem Zug im Gurt entgegenzuwirken, lehnt sich der Hintermann zurück, wodurch die negative Vorneigung entsteht. Beim RS ist an beiden Positionen der P75-Wert für die Vorneigung im bedingt akzeptablen Bereich; beim Vordermann

Abbildung 3.4:

Rückentorsionswinkel während des Transports treppab für alle Hilfsmittel und Positionen – Boxplot-Darstellung der Winkel-Zeit-Anteile; Ampelschema in Anlehnung an DIN EN 1005-4 [29] und ISO 11226 [30]

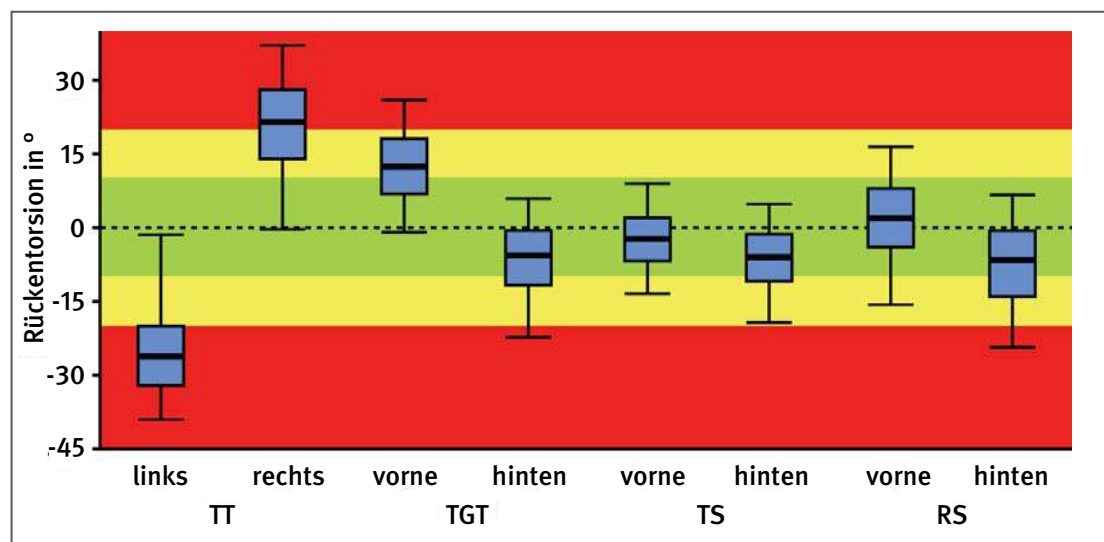
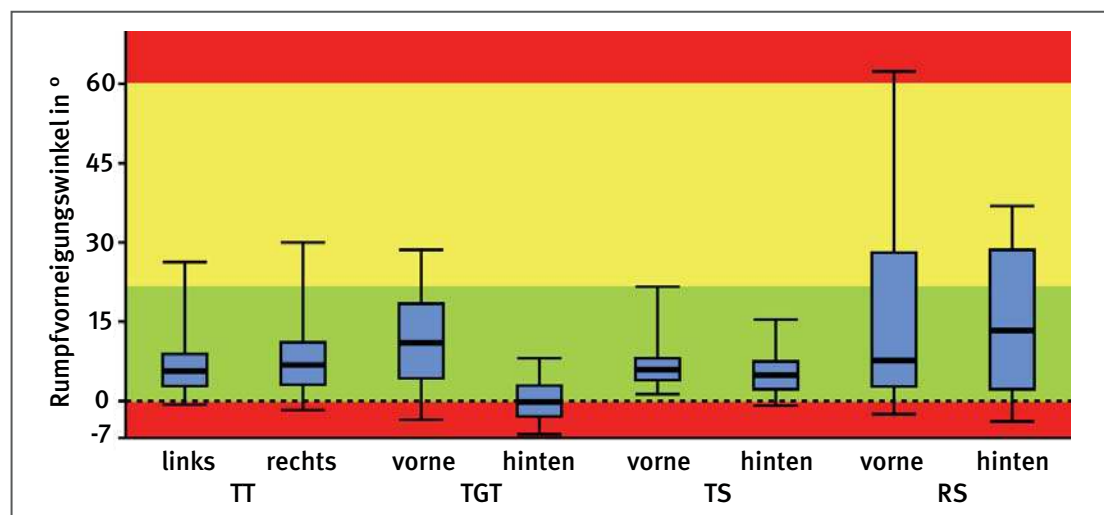


Abbildung 3.5:

Rumpfvorneigungswinkel während des Transports treppab für alle Hilfsmittel und Positionen – Boxplot-Darstellung der Winkel-Zeit-Anteile; Ampelschema in Anlehnung an DIN EN 1005-4 [29] und ISO 11226 [30]



ragt der P95-Wert (62°) sogar in den nicht akzeptablen Winkelbereich hinein. Dies weist auf ein vermehrtes Vorbeugen bei der Handhabung des RS hin.

Die Rumpfseitneigung (Abbildung 3.6) fiel bei den meisten Hilfsmitteltransporten gering aus und blieb, unabhängig von der Transportrichtung, meist vollständig im akzeptablen Winkelbereich. Beim TT war entsprechend der Trageseite eine Verschiebung des Boxplots zu einer unsymmetrischen Verteilung zu beobachten, die jedoch zu 95 % Zeitanteil im akzeptablen Winkelbereich bleibt.

Abbildung 3.7 zeigt die Winkel-Zeit-Anteile der Armhebungswinkel. Der Abstand der Haltegriffe am TT erfordert das

Tragen mit seitlich abgespreizten Armen, was sich in einem leicht erhöhten Armhebungswinkel im vorwiegend bedingt akzeptablen Winkelbereich widerspiegelt. Beim TGT bewirkt der Zug an Haltegriff und Gurt ein Anheben der Arme, wodurch der Median in den bedingt akzeptablen Winkelbereich hineinragt. Der TS ermöglicht das Tragen mit nahezu am Körper anliegenden Armen und damit geringem Hebewinkel. Durch die Lage der Griffe am RS ist deutlich mehr Armhebung erforderlich als bei den anderen Hilfsmitteln. Für den Hintermann, der zum Kippen des RS die Griffe etwa auf Kopfhöhe greift, ragt der P95-Wert mit 84° in den nicht akzeptablen Winkelbereich rein. Die Winkel-Zeit-Anteile von TS und RS sind für beide Transportrichtungen (treppauf, treppab) ähnlich.

Abbildung 3.6:

Rumpfseitneigungswinkel während des Transports treppab für alle Hilfsmittel und Positionen – Boxplot-Darstellung der Winkel-Zeit-Anteile; Ampelschema in Anlehnung an DIN EN 1005-4 [29] und ISO 11226 [30]

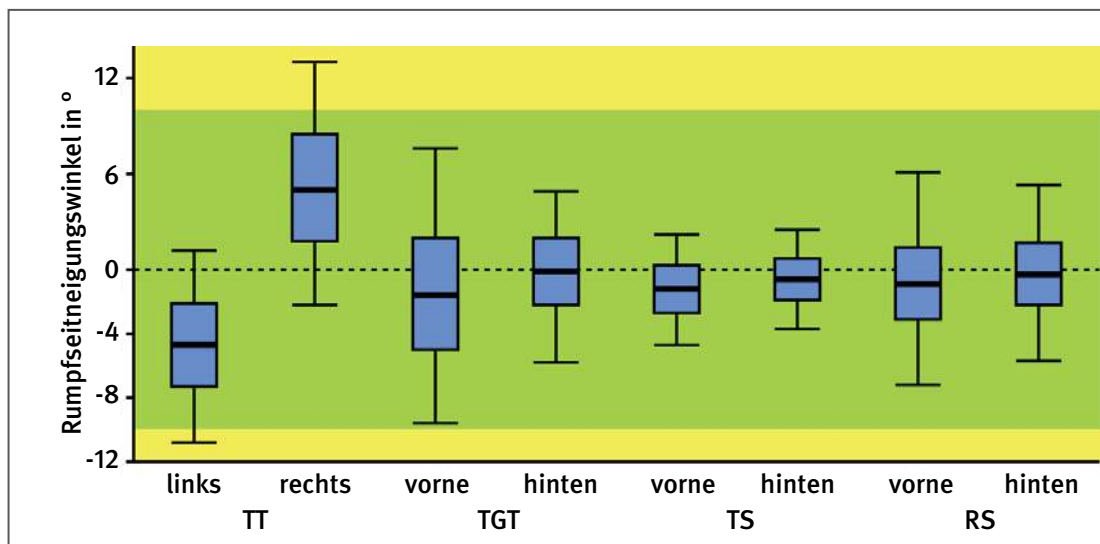
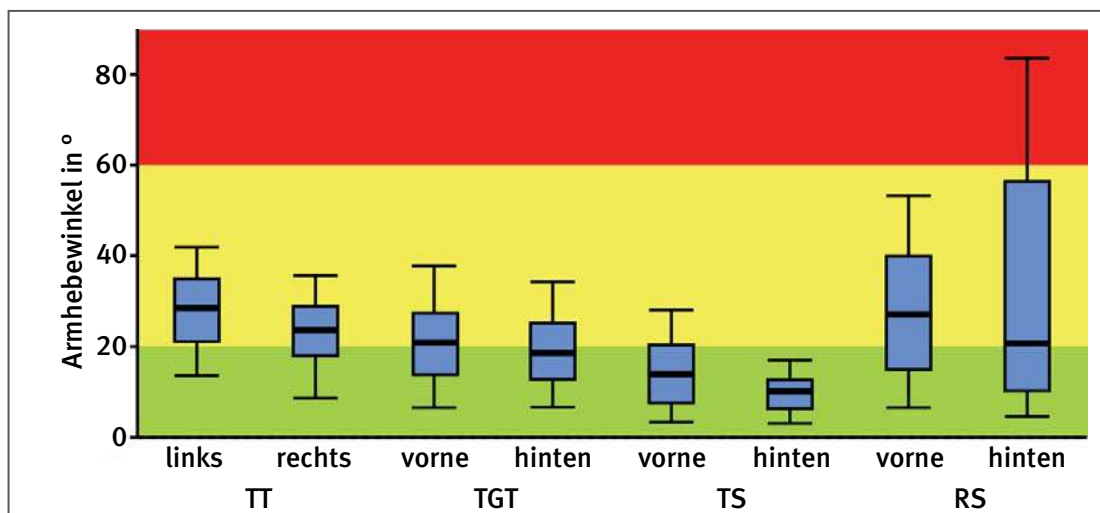


Abbildung 3.7:

Armhebungswinkel während des Transports treppab für alle Hilfsmittel und Positionen – Boxplot-Darstellung der Winkel-Zeit-Anteile; Ampelschema in Anlehnung an DIN EN 1005-4 [29] und ISO 11226 [30]



Hinsichtlich der betrachteten Körperwinkel wird der TS im Vergleich zu den anderen Hilfsmitteln mit der ergonomisch günstigsten Körperhaltung gehandhabt, da bei Armhebung, Torsion, Vor- und Seitneigung die meisten Zeitanteile in „akzeptablen“ Winkelbereichen ermittelt wurden.

Da nicht nur die Probanden, sondern auch die Hilfsmittel mit IMUs ausgestattet waren, kann auch die Neigung des Dummys während des Transports mit dem TS analysiert werden. Es zeigen sich deutliche Unterschiede zwischen der Tragetechnik mit Blickrichtung „abwärts“, wo der TS nahezu waagrecht getragen wird (Median der TS-Neigung 0°, Abbildung 2.7), und „aufwärts“, wo der TS nach hinten gekippt wird (Median der TS-Neigung 20 bis 30°, Abbildung 2.11). Dies kann Einfluss auf das Sicherheits- und Komfortempfinden der transportierten Personen haben. Sollten sich diese unsicher fühlen und zur „Eigensicherung“ am Treppengeländer festhalten, stört dies die Balance der Träger und erhöht das Stolper- und Sturzrisiko.

3.3 Lumbalmomente

Die mittleren Mediane und mittleren Maxima (MW ± Stabw.) der ermittelten Lumbalmomente sind in Abbildung 3.8 dargestellt für die verschiedenen Trans-

porthilfsmittel. Die höchsten Lumbalmomente wurden im Median für das TT (86 ± 23 Nm) ermittelt, gefolgt von TGT (62 ± 17 Nm) und TS (55 ± 18 Nm) unter Berücksichtigung der abgeschätzten zusätzlichen Stützkkräfte und dem RS (44 ± 9 Nm) mit den geringsten Medianwerten. Die Analyse der Gruppenunterschiede zeigt, dass die Lumbalmomente des TT signifikant höher und beim RS signifikant niedriger sind als bei den anderen Hilfsmitteln. Die Obergrenzen der ermittelten Lumbalmomente werden durch die Maximalwerte beschrieben. Sie betrugen für das TT 213 ± 52 Nm, für das TGT 164 ± 35 Nm, für den TS 144 ± 46 Nm und für den RS 131 ± 30 Nm. In Bezug auf die Transportrichtung lagen die Werte für den Transport treppauf auf ähnlichem Niveau wie treppab.

Abbildung 3.9 (Seite 30) zeigt die ermittelten Lumbalmomente im Vergleich der Probandenposition am Transporthilfsmittel. Dabei waren beim TT, TS und RS die Mediane der Lumbalmomente für beide Positionen auf ähnlichem Niveau. Lediglich beim TGT war der Median der Lumbalmomente für den Vordermann signifikant höher als für den Hintermann.

Abbildung 3.8

Mittlerer Median und mittleres Maximum des Zeitverlaufs der Lumbalmomente bei Verwendung der Hilfsmittel getrennt nach treppab (links) und treppauf (rechts); * = signifikanter Unterschied zwischen den Hilfsmitteln im mittleren Median ($p < 0,05$)

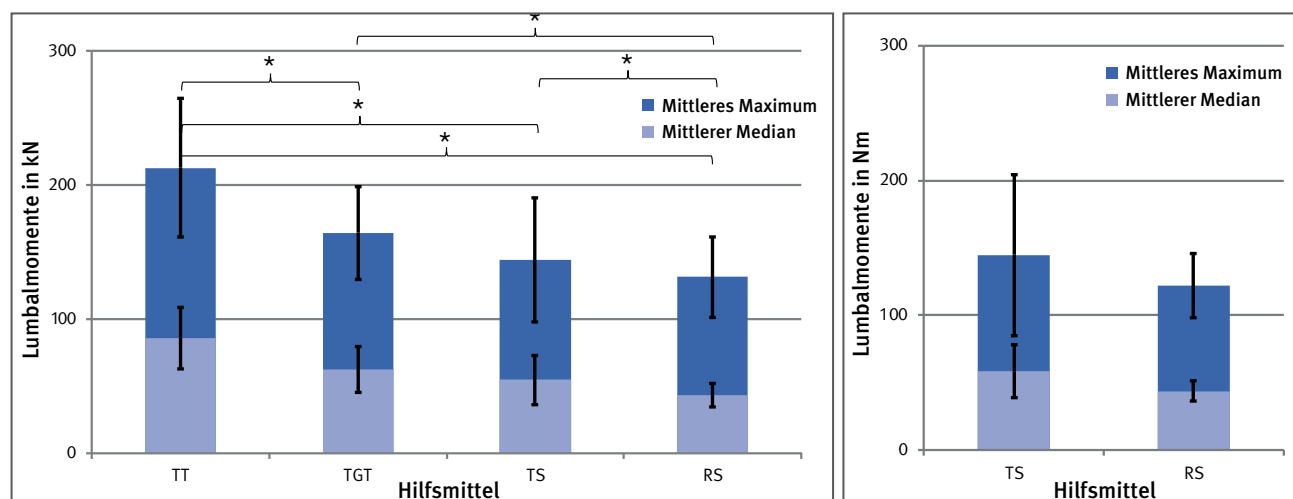
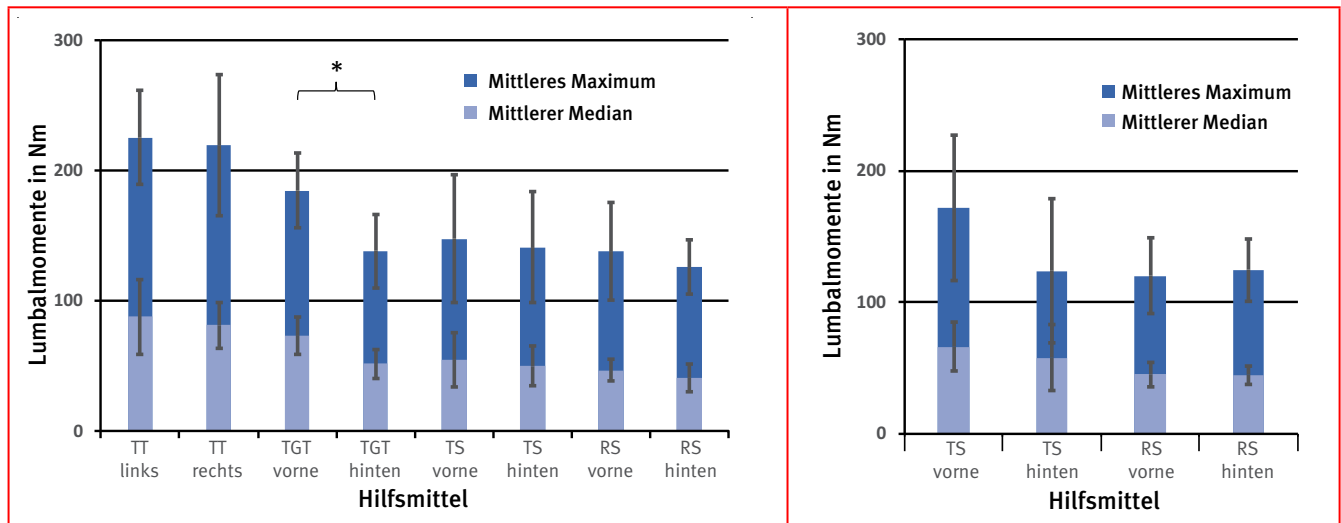


Abbildung 3.9:

Mittlerer Median und mittleres Maximum der Lumbalmomente bei Verwendung der Hilfsmittel getrennt nach Position (links/rechts; vorne/hinten,) sowie treppab (Abbildung links) und treppauf (Abbildung rechts); * = signifikanter Unterschied zwischen den Positionen am Hilfsmittel im mittleren Median ($p < 0,05$)



3.4 Bandscheiben-Druckkräfte

Die Medianwerte der Bandscheiben-Druckkraft an L5/S1 (Abbildung 3.10) sind für das TT ($2,7 \pm 0,4$ kN) am höchsten, gefolgt von TS ($1,8 \pm 0,3$ kN) und TGT ($1,7 \pm 0,4$ kN) und am niedrigsten für den RS ($1,2 \pm 0,2$ kN). Auch hier sind die zusätzlichen Stützkkräfte beim TS soweit erforderlich bei der Berechnung berücksichtigt. Die Werte sind für das TT signifikant höher und für den RS signifikant niedriger als bei den anderen Hilfsmitteln. Das bedeutet für den Paarvergleich eine signifikante Reduktion im Median der Bandscheiben-Druckkraft durch das TGT gegenüber dem TT sowie durch den RS gegenüber dem TS. Die Obergrenze der ermittelten Bandscheiben-Druckkraft wird durch

die Maximalwerte beschrieben. Sie betrugen für das TT $5,6 \pm 0,9$ kN, für das TGT $4,6 \pm 1,4$ kN, für den TS $3,7 \pm 0,8$ kN und für den RS $3,6 \pm 0,7$ kN. Für die Transportrichtung treppauf lagen die Werte für den TS ($4,0 \pm 1,9$ kN) im gleichen Bereich wie für den RS ($3,3 \pm 0,8$ kN).

Abbildung 3.11 zeigt die Bandscheiben-Druckkraft im Vergleich der Probandenposition am Transporthilfsmittel. Wie bei den Lumbalmomenten ergibt sich am TGT für den Hintermann im Median eine signifikant niedrigere Kompressionskraft als bei dem Vordermann. Ansonsten sind für TT, TS und RS die Mediane der Lumbalmomente für beide Positionen am Hilfsmittel auf ähnlichem Niveau.

Abbildung 3.10:

Mittlerer Median und mittleres Maximum der Bandscheiben-Druckkräfte bei Verwendung der Hilfsmittel getrennt nach treppab (links) und treppauf (rechts); * = signifikanter Unterschied zwischen den Hilfsmitteln im mittleren Median ($p < 0,05$)

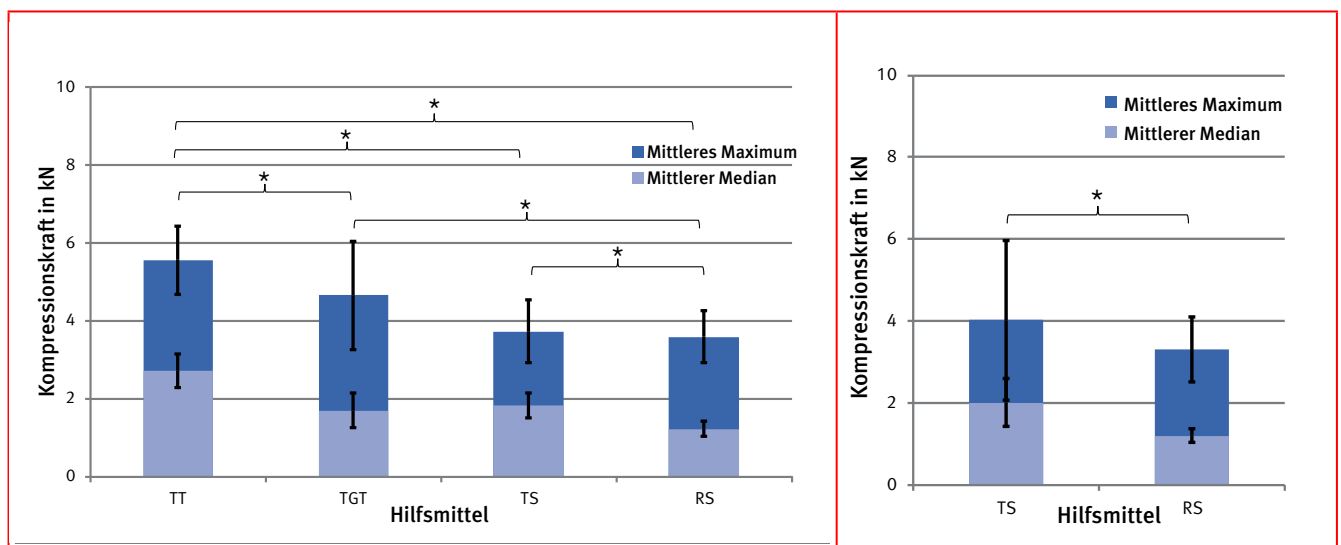
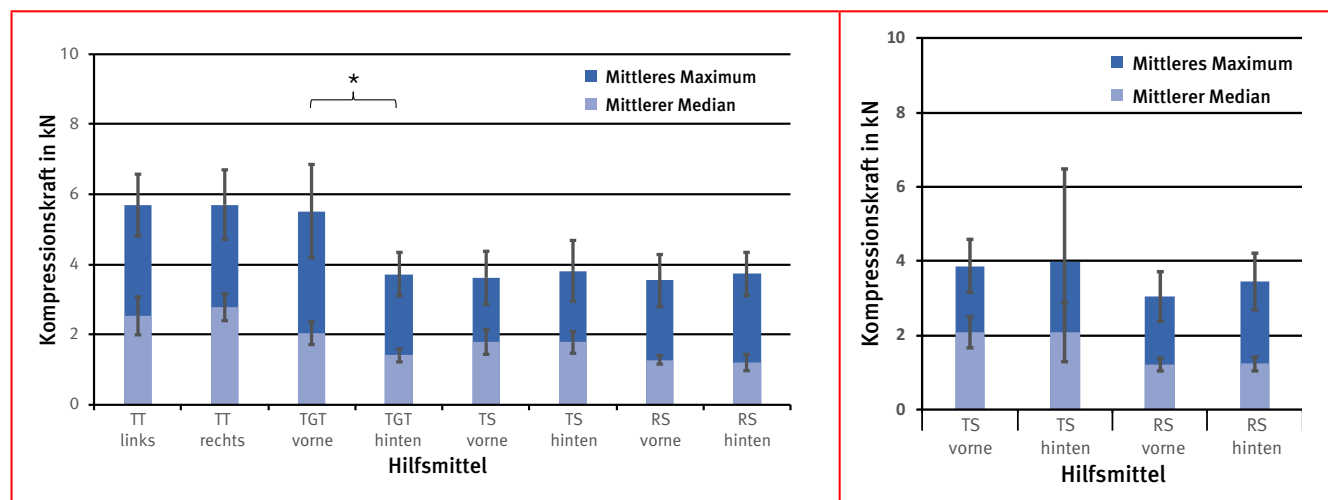


Abbildung 3.11:

Mittlerer Median und mittleres Maximum der Bandscheiben-Druckkräfte bei Verwendung der Hilfsmittel, getrennt nach Position (links/rechts; vorne/hinten,) sowie treppab (Abbildung links) und treppauf (Abbildung rechts); * = signifikanter Unterschied zwischen den Positionen am Hilfsmittel im mittleren Median ($p < 0,05$)



3.5 Subjektives Belastungsempfinden

Nach jedem Versuchsdurchlauf mit einem Hilfsmittel treppab oder treppauf füllten die Probanden den Fragebogen zur subjektiv empfundenen Belastung aus, dessen Auswertung in Abbildung 3.12 dargestellt ist. Die Punktwerte der empfundenen Belastung entsprechen den Kategorien aus Tabelle 2.2 von 0 = „keine Anstrengung“ bis 5 = „nicht machbar“.

Die Probanden empfanden die höchste Anstrengung beim Transport mit TT und TS – treppab sowie treppauf –

und ordneten sie im Bereich „mittlere“ bis „sehr starke“ Anstrengung ein. Die empfundene Belastung für das TGT ordneten die Probanden mit dem Bereich „leichte“ bis „mittlere“ Anstrengung etwas höher ein als den RS („keine“ bis „leichte“ Anstrengung). Insgesamt wurde die Belastung mit TGT und RS aber deutlich geringer empfunden als mit TT und TS. Beim Vergleich der Position am Hilfsmittel (Abbildung 3.13) wurde lediglich beim TS vom Hintermann eine signifikant höhere Anstrengung empfunden.

Abbildung 3.12:

Subjektives Belastungsempfinden bei Verwendung der Hilfsmittel getrennt nach Transportrichtung treppab (links) und treppauf (rechts) (Mittelwerte und Standardabweichungen); * = signifikanter Unterschied zwischen den Positionen am Hilfsmittel ($p < 0,05$)

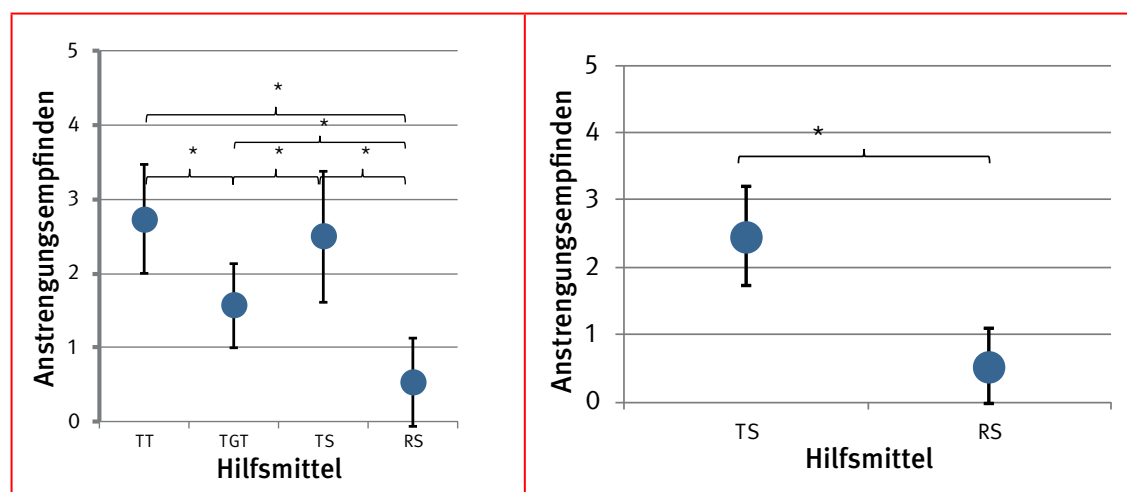
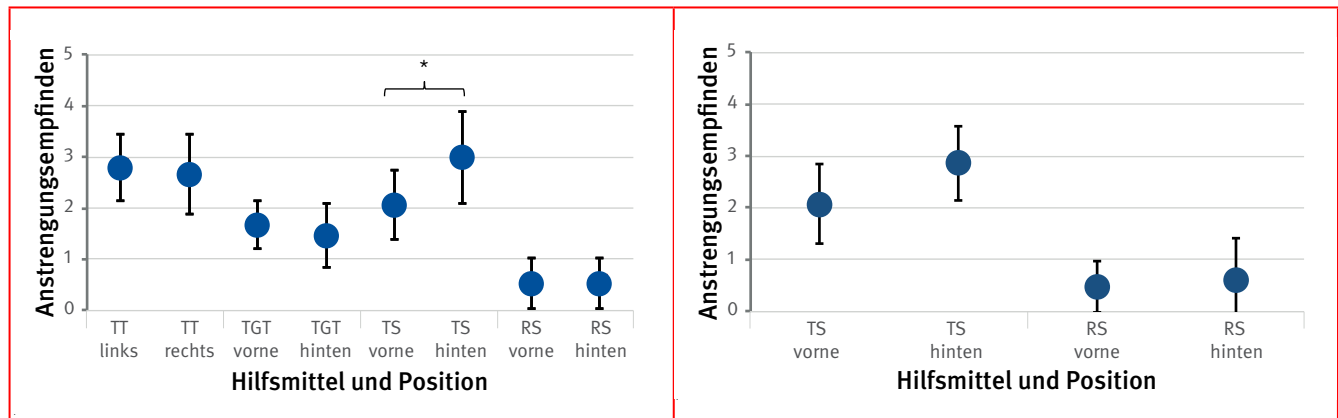


Abbildung 3.13:

Subjektives Belastungsempfinden bei Verwendung der Hilfsmittel getrennt nach Position (links/rechts; vorne/hinten; Mittelwerte und Standardabweichungen); Abbildung links = treppab, Abbildung rechts = treppauf; * = signifikanter Unterschied zwischen den Positionen am Hilfsmittel ($p < 0,05$)



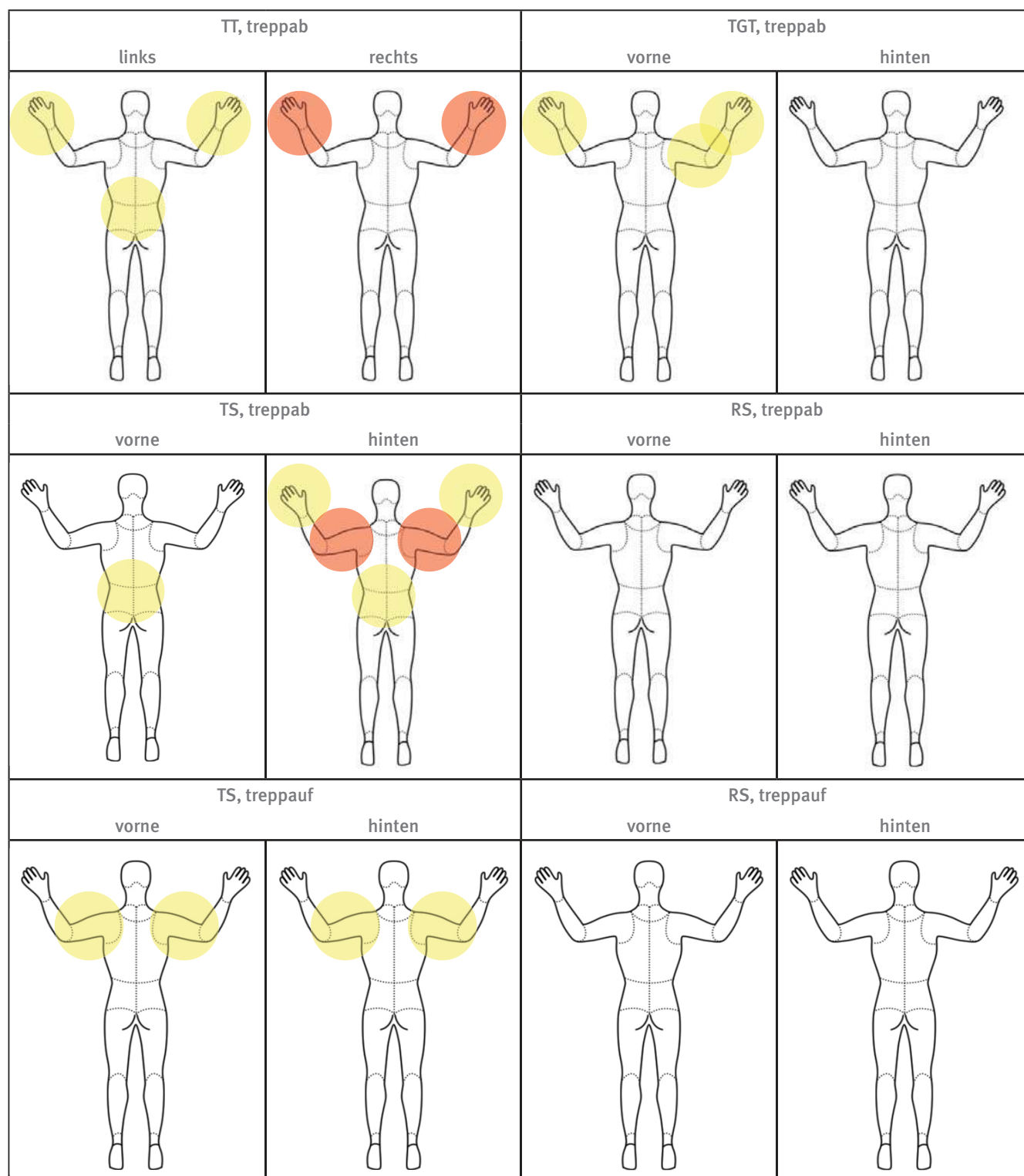
Des Weiteren wurde in dem Fragebogen zur subjektiv empfundenen Belastung abgefragt, welche Körperregion als besonders beansprucht empfunden wurden [27]. In Abbildung 3.14 sind die Körperregionen mit Nennungen durch mehr als 50 % der Probanden gelb und durch mehr als 75 % der Probanden rot markiert dargestellt. Beim TT wurden die Hände und zum Teil der untere Rücken als besonders beansprucht empfunden. Beim TGT empfan-

den die Vordermänner den Hand-Arm-Bereich und die Hintermänner keine Körperregion mehrheitlich besonders beansprucht. Beim TS empfanden mehr als 50 % den Rücken und die Hand-Arm-Region (bei den Hintermännern mehr als 75 %) besonders beansprucht. Bei der Verwendung des RS wurde keine Körperregion mehrheitlich als besonders beansprucht empfunden.

Abbildung 3.14:

Subjektiv empfundene Belastung von Körperregionen bei Verwendung verschiedener Hilfsmittel [27].

Gelbe Markierung: Körperregion wird von mindestens 50 % der Probanden genannt. Rote Markierung: Körperregion wird von mindestens 75 % der Probanden genannt.



3.6 Körpergrößendifferenz

Der Einfluss der Körpergrößendifferenz wird in Tabelle 3.1 dargestellt. Für die einzelnen Hilfsmittel wird an beiden Positionen (vorne/links bzw. hinten/rechts) der mittlere Median für die Aktionskräfte und Bandscheiben-

Druckkräfte auf Unterschiede in den beiden Gruppen (GG/UG) getestet. Bei den Aktionskräften wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen mit gleicher und ungleicher Körpergröße gefunden. Die Bandscheiben-Druckkräfte zeigten lediglich beim TS an der hinteren Trageposition einen signifikanten Unter-

schied zwischen den Gruppen. Es zeigt sich der Trend, dass bei Teams mit etwa gleicher Körpergröße der Hinter-

mann niedrigere Bandscheiben-Druckkräfte erfährt als bei Teams mit ungleicher Körpergröße.

Tabelle 3.1:

Analyse des Einflusses der Körpergrößendifferenz (GG = gleich groß; UG = ungleich groß);

MW = Mittelwert, Stabw. = Standardabweichung, Gr. = Körpergröße

		Gr.	n	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.	n	MW	Stabw.
Aktionskraft in N	mittlere Mediane vorne/links	GG	6	403	22,8	5	194	12,2	8	410	70,8	9	67	21,2
		UG	9	418	20,0	5	179	18,5	3	367	11,2	4	72	30,9
	mittlere Mediane hinten/rechts	GG	5	417	20,0	6	164	40,1	9	457	93,4	8	88	20,1
		UG	7	406	29,3	6	129	31,4	5	502	59,8	5	91	24,4
Kompressionskraft (L5/S1) in kN	mittlere Mediane vorne/links	GG	6	2,5	0,5	5	2,0	0,3	8	1,7	0,4	9	1,2	0,1
		UG	8	2,6	0,5	5	2,1	0,4	3	1,8	0,4	4	1,3	0,2
	mittlere Mediane hinten/rechts	GG	5	2,8	0,6	6	1,4	0,2	8	1,6*	0,2	8	1,3	0,3
		UG	7	2,8	0,2	6	1,3	0,2	5	2,1*	0,2	5	1,2	0,1

t-Test für unabhängige Stichproben: * = signifikant ($p < 0,05$)

4 Diskussion

4.1 Methodendiskussion

Der Patiententransport durch das Treppenhaus ist nur ein Teilstück der gesamten Transportkette von der Aufnahme am Startort (z. B. in der Wohnung) bis zur Übergabe am Zielort (z. B. Krankenhaus, Arztpraxis). Auch auf den anderen Teilabschnitten können hohe Belastungen für die Rettungskräfte auftreten, die aber nicht Gegenstand dieser Studie sind.

In das Probandenkollektiv wurden aus ethischen Gründen nur Männer aufgenommen (siehe Abschnitt „Probanden“). Eine Verringerung der Aussagekraft der Studie durch die ausschließliche Teilnahme von Männern ist nicht zu erwarten, da angenommen wird, dass Frauen den Transport auf ähnliche Weise durchführen würden und damit auch eine ähnliche Belastungssituation erfasst würde. Die beanspruchende Wirkung auf den Körper in der Belastungssituation unterscheidet sich allerdings je nach Geschlecht, Alter, Körperbau etc. Die Einschränkung auf Männer als Probanden unterstreicht die Notwendigkeit, belastungsreduzierende Hilfsmittel für den Patiententransport zur Verfügung stellen zu können, da ein wachsender Anteil an Frauen diese Tätigkeit in der Praxis ausübt.

Die Laborbedingungen im IFA stellen ein Treppenhaus mit optimalen und konstanten Bedingungen für den Vergleich der untersuchten Hilfsmittel dar. In der Praxis können diese Bedingungen ungünstiger sein, was zu einer höheren Belastung bei der Verwendung der Transporthilfsmittel führen kann oder unter Umständen den Einsatz mancher Hilfsmittel gar nicht erst zulässt. Häufig ist auch das Gewicht realer Personen höher als das der verwendeten Dummy-Puppe.

Ziel der eingesetzten Messtechnik war, den Probanden ihre gewohnte Bewegungsfreiheit und die übliche Handhabung der Hilfsmittel zu ermöglichen, um realitätsnahe Messergebnisse zu erhalten. Dies ist mit folgenden Einschränkungen gelungen: Beim RS können in der Originalausstattung die Teleskop-Tragegriffe des Vordermanns mit einem Handgriff entriegelt und in den Rahmen des RS eingefahren werden, wodurch der RS kürzer wird und weniger Platz zum Rangieren benötigt. Durch die erforderliche feste Montage der Kraftgriffadapter konnte der Verriegelungsmechanismus nicht genutzt und damit ließen sich die Tragegriffe nicht mehr kurzfristig verkürzen. Dadurch wurde das Rangieren etwas schwieriger, was aufgrund der guten Bedingungen im Versuchstreppenhaus jedoch wenig Einfluss auf die Ergebnisse hatte. Die zweite Einschränkung betrifft die Ankopplung der Kraftmessgriffe an das Fußende des TGT. Da sich beide Gurtgriffe zum Teil mit einer Hand nutzen lassen, wurde aus Platzgründen nur

ein Kraftmessgriff mit Inertialsensor verwendet, was für die Versuche überwiegend die einhändige Handhabung am Fußende des TGT vorgab. Die dadurch hervorgerufene asymmetrischere Kraftverteilung und Haltung während der Handhabung des TGT zeigte einen negativen Einfluss auf die Belastung des Vordermanns.

Unvorhergesehen war beim TS die Transportweise, bei der die Rückenlehne von einzelnen Probanden zur zusätzlichen Abstützung genutzt wurde. Diese zusätzliche Stützkraft konnte bei den Versuchen nicht direkt gemessen, jedoch aus den vorhandenen Daten und unter bestimmten Annahmen abgeschätzt werden.

Des Weiteren muss bei der Betrachtung der Ergebnisse für den TS berücksichtigt werden, dass durch dessen höheres Eigengewicht und die Messtechnik das Dummy-Gewicht reduziert wurde, um die aus ethischen Gründen gesetzte Tragegewichts-Obergrenze nicht zu überschreiten. Durch die fehlenden Unterschenkel und Füße stand dem Vordermann mehr Platz für eine optimale Körperhaltung zwischen den Tragegriffen zur Verfügung. Ein konstantes Dummygewicht und eine ungünstigere Körperhaltung würde zu höheren Werten bei den Aktionskräften, Lumbalmomenten und Bandscheiben-Druckkräften für den TS führen. Die Ergebnisse werden somit durch die Versuchsbedingungen für den TS begünstigt.

Als weiterer limitierender Faktor ist der zum Teil ungeübte Umgang bei der Nutzung von TGT und RS zu nennen. Da diese Hilfsmittel nicht standardmäßig auf allen Einsatzfahrzeugen vorhanden sind, haben einzelne Probandenpaare das TGT bzw. den RS am Versuchstag zum ersten Mal benutzt, nachdem sie in die korrekte Handhabung eingewiesen wurden und Gelegenheit zum Üben hatten. Es ist davon auszugehen, dass die aufgewendeten Aktionskräfte geringer und die Bewegungsabläufe effizienter werden, wenn die Probanden den Umgang mit den Hilfsmitteln aus ihrem Berufsalltag gewohnt sind. Dieser Trainingseffekt war nicht Gegenstand der Untersuchung, ließ sich aber beim Vorgehen der einzelnen Probandenpaare während der Versuche beobachten.

Als Stärken dieser Studie ist zu nennen, dass ein praxisnahes Szenario mit engem Bezug zum Berufsalltag untersucht wurde. Die Haltungen und Kräfte wurden mit Messtechnik erfasst, die eine genau Quantifizierung der biomechanischen Belastung ermöglicht und durch das Szenario die Übertragung auf echte Arbeitssituationen erlaubt. Die Vorbereitung und Durchführung der Studie wurde durch Experten der Unfallkasse und die Hersteller der Transporthilfen beratend unterstützt. Um den erwähnten „Trainingseffekt“ gering zu halten, wurden Probanden rekrutiert, die aktiv im Rettungsdienst tätig sind und mit

dem Personentransport vertraut sind. Durch die Einbeziehung der Hersteller war die Ankopplung der Messtechnik an die Hilfsmittel sowie die Einweisung in die korrekte Handhabung der Hilfsmittel gewährleistet.

4.2 Ergebnisdiskussion

4.2.1 Aktionskräfte

Bei der Betrachtung der Aktionskräfte wurde nach Handaktionskräften und „sonstigen“ Kraftangriffspunkten unterschieden. Zu beachten ist, dass bei der Verlagerung des Kraftangriffspunktes von der Hand auf einen Punkt nahe am Rumpf zwei positive Effekte auftreten: Zum einen führt die Verkürzung der Hebelarme, an denen die Kraft wirkt, zu einer Verringerung der wirkenden Momente, die wiederum niedrigere Bandscheiben-Druckkräfte bewirken und damit entlasten. Zum anderen wird bei geringeren Handaktionskräften die Armmuskulatur entlastet, da eine geringere Greif- und Haltekraft erforderlich ist. Dieser Effekt wurde insbesondere für den Hintermann am TGT deutlich sichtbar.

Das TT wurde von den Probanden beidseits des Patientenrumpfes und zusätzlich von einer dritten Person am Fußende von der Startposition zur Zielposition getragen. Die dritte Person am Fußende des TT wird in der Praxis häufig zur Unterstützung hinzugeholt (z. B. Notarzt, Angehörige oder Passanten), um ein Schleifen der Füße über den Boden zu verhindern. Die durch die dritte Person aufzuwendende Aktionskraft wurde nicht gemessen, kann aber aus den vorliegenden Daten abgeschätzt werden: Der mittlere Medianwert der Handaktionskraft beträgt für beide Positionen am TT etwa 44 % der Gesamtgewichtskraft des TT mit Dummy. Da das TT nicht anderweitig getragen oder unterstützt wurde, kann der Median als die erforderliche statische Haltekraft angenommen und damit die fehlenden 12 % des Gesamtgewichts der dritten Person am Fußende als statische Haltekraft zugeordnet werden.

Der gleitende Transport des Patienten auf dem Boden und der Treppe mit dem TGT reduziert die Aktionskraft deutlich und verlagert sie zum Teil von der Hand direkt auf den Rücken, was positiv für die Entlastung der Armmuskulatur ist. Im Zeitverlauf der Aktionskraft sind Lastwechsel zwischen Vorder- und Hintermann zu beobachten, bei denen der Hintermann während der Gleitphase auf der Treppe die Hauptkraft zum Bremsen aufbringt, während der Vordermann in der Ebene den Patienten „alleine“ ziehen muss. Damit ergeben sich für beide Akteure abwechselnd Erholungsphasen während des Transports. Die gemessenen Kraftspitzen im Rückengurt treten für den Hintermann beim Übergang in die Gleitphase des TGT auf, die unter den vorliegenden Bedingungen maximal 60 % des Gesamtgewichtes vom TGT entsprachen. Dieser „Ruck nach vorne“ kann durch den Hintermann gesteuert werden, indem der Gurt beim Übergang in die Gleitphase

straff gehalten wird und das TGT weniger Geschwindigkeit aufnimmt, bevor es vom Hintermann gebremst wird. Durch gemeinsames Training und ein geübtes Zusammenspiel von Vorder- und Hintermann kann der Ruck beim Übergang in die Gleitphase für den Hintermann vermindert werden, was eine Reduzierung der Kraftspitzen durch Training erwarten lässt. Die Höhe der Kraftspitzen kann in Abhängigkeit der Umgebungsbedingungen (Gleiteigenschaften des TGT auf Teppichboden bzw. rutschhemmender Bodenbelag; Steigungsverhältnis der Treppe) variieren und ist entsprechend zu beachten.

Die höchsten Handaktionskräfte wurden für den Hintermann am TS ermittelt. Dies ist mit einer ungleichmäßigen Massenverteilung beim TS zu erklären, da sich der Rumpf des Patienten und damit der Massenschwerpunkt näher beim Hintermann befindet als beim Vordermann. Damit hat – entsprechend den Hebelgesetzen – der Hintermann den „schwereren“ Teil des TS zu tragen. Mit Entfernen der Unterschenkel des Dummys wurde in dieser Studie der Schwerpunkt des TS zugunsten des Vordermanns geringfügig weiter nach hinten verlagert. Bei einem Transport der vollständigen Dummy-Puppe wäre daher eher mit einer Zunahme der Handaktionskräfte für den Vordermann zu rechnen. Die beobachtete größere Streuung der ermittelten Handaktionskräfte lässt sich durch die unterschiedlichen Tragetechniken bei der Verwendung des TS erklären. Mit einem nach oben gerichteten Ruck haben einzelne Probanden die Rückenlehne des TS schwingvoll auf dem Rücken zum Abstützen abgelegt, wobei besonders hohe Kraftspitzen gemessen wurden, die durch die Dynamik zum Teil höher als die statische Gesamtgewichtskraft waren. Hierdurch ist zwar eine deutliche Entlastung für den Hand-Arm-Bereich durch das Abstützen anhand der Handaktionskräften zu erkennen, allerdings sollten diese hohen Kraftspitzen durch zu dynamisches Anheben vermieden werden.

Die niedrigsten Aktionskräfte wurden für den RS gemessen. Anders als bei den getragenen Hilfsmitteln wird hier der meiste Kraftaufwand nicht zum Überwinden der Treppenstufen benötigt, sondern zum Rangieren auf den Treppenabsätzen bzw. beim Kippen und Abstellen des RS zu Beginn und Ende der einzelnen Treppenfahrten. Ein geübter Umgang mit dem Hilfsmittel im Team sollte helfen, den Kraftaufwand hierbei gering zu halten.

DIN 33411-5 [28], Tabellen 5 und 6, ermöglicht eine Einordnung der ermittelten Maximalkräfte der einzelnen Transportmittel in Hinblick auf Ausführbarkeitsgrenzen. So liegt der TS innerhalb der Ausführbarkeitsgrenzen für 85 % und TT, RS und TGT innerhalb der Ausführbarkeitsgrenzen für 95 % des in der Norm erwähnten männlichen Referenzkollektivs bei der beidhändigen Kraftausübung im aufrechten Stand (die Norm aus dem Jahr 1999 liefert keine Werte für Frauen). Für die einhändige Kraftausübung, was die vordere Position am TGT betrifft, liefert die Norm Werte für

Männer und Frauen. Dort liegen die ermittelten Maximalkräfte innerhalb der Ausführbarkeitsgrenzen für lediglich 50 % des weiblichen und 95 % des männlichen Referenzkollektivs. Die Ausführbarkeitsgrenzen beschreiben die maximale Leistungskapazität bei der kurzfristigen Ausübung statischer Aktionskräfte eines Referenzkollektivs [28]. Dies bedeutet, dass bei 95 % fast alle Probanden die erforderliche Kraft aufbringen können bzw. bei 50 % die Hälfte der Probanden des Referenzkollektivs diese Kraft nicht aufbringen könnte. Daher sollte auf die erforderliche Leistungskapazität der Beschäftigten im Rettungsdienst geachtet werden, die mit entsprechenden Transporthilfsmitteln gesenkt werden kann.

4.2.2 Körperhaltung

Für die Analyse der Körperhaltung wurden vier Körperwinkel betrachtet (Rumpfneigung nach vorne und zur Seite, Rückentorsion und Armhebung). Diese charakterisieren die typischen Körperhaltungen, die für die Nutzung der einzelnen Hilfsmittel erforderlich sind.

Die übliche Handhabung des TT führt zu einer deutlichen Verdrehung des Rückens in Kombination mit einer leichten Seitneigung, was sich zusammen mit den erforderlichen Aktionskräften ungünstig auf die Rückenbelastung auswirkt. Das seitliche Abspreizen der Arme kann als akzeptabel bewertet werden, da die Arme nicht in dieser Stellung gehalten werden müssen, sondern durch die auseinanderliegenden Griffe dorthin gezogen werden. Unterschiedliche Tragetechniken waren auch beim TT zu beobachten. Bei der häufiger beobachteten Variante wird das TT gerade zwischen den beiden Probanden geführt (Abbildung 4.1), sodass diese zum Teil seitlich oder mit verdrehtem Oberkörper laufen. In der selteneren Variante laufen die Probanden leicht versetzt und führen das TT diagonal (Abbildung 4.2). Dabei läuft der untere Proband rückwärts und erhält Ansagen über den Wegverlauf und mögliche Hindernisse vom vorwärts laufenden und blickenden Teampartner. Wie die Messdaten der einzelnen Paare zeigen, kann durch die zweite Variante die Oberkörpertorsion reduziert werden. Diese Variante scheint eine Alternative für aufeinander eingespielte Teams zu sein, wenn der Platz im Treppenhaus dies zulässt.

Beim TGT fielen negative Rumpfvorneigungswinkel beim Hintermann auf (Abbildung 2.6, d bis e). Diese werden nach dem Bewertungsschema als „nicht akzeptabel“ eingestuft, wenn es sich nicht um eine abgestützte Haltung handelt. Der Hintermann lehnt sich während der Gleitphase nach hinten, um dem Zug des Rückengurtes entgegenzuwirken. Damit kann die Rücklage als abgestützte Haltung und damit als akzeptabel bewertet werden. Der Vordermann beim TGT zeigte erhöhte Werte bei der Rückentorsion, die durch den seitlichen einhändigen Zug am TGT und den gleichzeitigen Blick über die Schulter in Laufrichtung entstanden. Einzelne Probanden haben den

Abbildung 4.1:
Gerade trageweise des TT mit beiden Probanden auf gleicher Höhe



Abbildung 4.2:
Diagonale trageweise des TT mit beiden Probanden auf unterschiedlicher Höhe.



Griff des TGT beidhändig benutzt und den Kopf weniger in Laufrichtung gewendet, wodurch sich zum einen die Rückentorsion reduziert und die Kraft symmetrisch auf den Körper wirkt. Eine weitere Variante zur Reduzierung der Rückentorsion war der Blick unter dem Arm hindurch anstatt über die Schulter, wodurch der Oberkörper leicht vorgebeugt, dafür aber weniger verdreht wurde.

Der TS ermöglichte den Probanden im Vergleich die beste Haltung beim Patiententransport mit der geringsten Abweichung von einer neutralen aufrechten Körperhaltung ohne Torsion, Vor- oder Seitneigung des Rumpfes und nahe am Körper anliegenden Armen. Durch die langen Tragegriffe kann sich der Proband zwischen den Griffen bewegen und diese direkt neben der Hüfte tragen, wodurch der Hebelarm zur Last reduziert wird. Für die Handhabung einer schweren Last stellt dies die empfohlene Haltung nach ISO 11228-1 [32] dar. Die günstige Körperhaltung unter idealer Bedingung wird allerdings dadurch relativiert, dass für die Handhabung des TS die höchsten Aktionskräfte benötigt wurden, obwohl das Dummygewicht durch Demontage der Unterschenkel bereits reduziert war und dadurch am Fußende mehr Platz für den Träger zwischen den Tragegriffen entstand. Unter realen Bedingungen sind ungünstigere Haltungen zu erwarten, wenn durch die Beine und Füße von Personen weniger Platz zwischen den Tragegriffen zur Verfügung steht, was in Kombination mit den hohen Aktionskräften zu einer deutlichen Erhöhung der Belastung führen kann.

Der RS erfordert für die Handhabung mehr Rumpfvorneigung und Armhebung (P75-/P50-Wert im Bereich „bedingt akzeptabel“), um die Haltegriffe während der Fahrt oder beim Kippen des RS zu erreichen. Da die Handhabung des RS meist nur geringe Aktionskräfte erfordert und die Arme durch die Griffe zum Teil abgestützt werden, kann der ermittelte Winkelbereich der Vorneigung und Armhebung als akzeptabel bewertet werden.

4.2.3 Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte

Die Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte sind für das TT am höchsten, da hohe Kräfte ungleichmäßig auf die Hände verteilt zum Tragen des TT erforderlich sind und diese durch den verdrehten Oberkörper asymmetrisch auf den Körper wirken. Die asymmetrische Kraftverteilung erfordert höhere Ausgleichskräfte in der Muskulatur, was zu höheren Kompressionskräften führt. Umgekehrt erreicht der RS die niedrigsten Werte, da hier wenig Kraft bei einer symmetrischen Körperhaltung zum Führen des RS erforderlich ist.

Die Wirkung einer günstigen Körperhaltung mit symmetrischer Kraftverteilung nahe am Körper zeigt sich beim TS, wo trotz großer Aktionskräfte die ermittelten Momente und Kompressionskräfte verhältnismäßig gering aus-

fallen. Das Tragen mit den Haltegriffen beidseits der Hüfte erzeugt nur ein geringes Drehmoment, das in dem verwendeten Modell zu geringen Bandscheiben-Druckkräften führt. Es ist zu beachten, dass die Bandscheiben-Druckkräfte aufgrund der hohen Aktionskräfte deutlich ansteigen werden, sobald eine ungünstigere Körperhaltung eingenommen werden muss. Die Simulation in den Abbildungen 4.3 und 4.4 veranschaulichen diesen Effekt: In beiden Situationen wird ein Lastgewicht von 50 kg im aufrechten Stand beidhändig gehalten und die Bandscheiben-Druckkraft simuliert. Dabei bewirken eine leichte Rumpfvorneigung von 10° und eine leichte Armhebung von 10° einen Anstieg der Bandscheiben-Druckkraft von 1,6 auf 3,5 kN.

Abbildung 4.3:
Simulierte Bandscheiben-Druckkraft im idealen aufrechten Stand bei einem Lastgewicht von 50 kg, beidhändig gehalten



Abbildung 4.4:
Simulierte Bandscheiben-Druckkraft im aufrechten Stand mit 10° Rumpfvorneigung und 10° Armneigung bei einem Lastgewicht von 50 kg, beidhändig gehalten



Obwohl die Aktionskräfte beim TGT deutlich geringer waren als beim TT und TS, entstanden für den Vordermann am TGT größere Lumbalmomente als beim TS. Durch das seitliche einhändige Ziehen ergab sich eine unsymmetrische Lastverteilung, die für den Vordermann des TGT zu den höchsten Spitzenwerten der Kompressionskräfte im Vergleich zu den anderen Hilfsmitteln führte. Eine andere Handhabung des TGT am Fußende dürfte diese Spitzenwerte reduzieren (z. B. durch eine dritte unterstützende Person wie beim TT oder symmetrische Lastenverteilung durch beidhändiges Ziehen).

Die Klassifizierung nach *Tichauer* [16] (siehe Tabelle 2.4 und Abbildung 3.8) ermöglicht eine grobe Bewertung der ermittelten Lumbalmomente für die einzelnen Hilfsmittel: Die Medianwerte von TGT, TS und RS lagen im Bereich einer mittelschweren Arbeitsbelastung, was zur dauerhaften Ausführung einen guten Körperbau und Training erfordert. Das TT lag im Bereich einer schweren Arbeitsbelastung, die eine differenzierte Auswahl der Personen und eingehendes Training erfordert. Die Maximalwerte der Lumbalmomente stellen zwar nur kurzzeitige Einzelereignisse und keine Dauerbelastung dar, lagen jedoch für alle Hilfsmittel mindestens im Bereich einer schweren Arbeitsbelastung. Daher sollten zur Handhabung von Belastungsspitzen die Nutzer von allen betrachteten Hilfsmitteln über einen guten Trainingszustand verfügen.

Die Betrachtung der Bandscheiben-Druckkräfte ermöglicht eine Bewertung anhand der NIOSH-Empfehlungen [31]. Für die situative Bewertung werden die mittleren Maxima der Bandscheiben-Druckkräfte als kurzzeitige Einzelsituation mit Belastungsspitzen im Sinne des ungünstigsten Belastungsfalls betrachtet. NIOSH betrachtet eine Bandscheiben-Druckkraft von 3,4 kN als einen Bereich, ab dem das Risiko einer Bandscheibenschädigung ansteigt. Bezogen auf die Messergebnisse liegen die mittleren Maxima aller Hilfsmittel oberhalb der NIOSH-Empfehlungen. Dies zeigt, dass bei der Verwendung aller Hilfsmittel Belastungsspitzen mit einer schädigenden Wirkung auftreten können, das Risiko aber mit den Alternativen TGT und RS gesenkt wird, da hier die Bandscheiben-Druckkräfte geringer ausfallen. (Bei dieser Bewertung ist zu beachten, dass für den TGT-Vordermann bei anderer Handhabung mit niedrigeren und beim TS unter Praxisbedingungen mit höheren Bandscheiben-Druckkräften zu rechnen ist.)

Eine differenziertere Einordnung der Messergebnisse liefern die alters- und geschlechtsspezifischen Dortmund-Richtwerte [14], wonach mit zunehmenden Alter oder für Frauen bei gleicher Belastungssituation das Risiko für eine Überbeanspruchung der Bandscheiben mit schädigender Wirkung ansteigt. Der gewählte Bewertungsansatz ist sehr vorsichtig, da der ungünstigste Belastungsfall anhand des Einstiegrichtwertes für den Risikobereich bewertet wurde. Das bedeutet zum einen, dass im

schlimmsten Belastungsfall (Maximum) eine Überschreitung der NIOSH-Empfehlungen nicht unmittelbar zur Schädigung führt und zum anderen im normalen Belastungsfall (Median) der Richtwert nicht unbedingt überschritten wird. Bei der weiteren Ermittlung des Schädigungsrisikos spielt auch die Häufigkeit, mit der Patiententransporte durchgeführt werden, eine wichtige Rolle.

4.2.4 Subjektives Belastungsempfinden

Die Ergebnisse der Befragung zum subjektiven Belastungsempfinden (Abbildung 3.12) zeigen eine signifikante Verringerung der empfundenen Belastung bei der Verwendung von TGT und RS. Das Belastungsempfinden spiegelt sich auch deutlich in den gemessenen Handaktionskräften (Abbildung 3.2) wider. Dabei ist der Trend zu beobachten, dass die Intensität der Belastung umso höher empfunden wurde, je höher auch der ermittelte Median der gemessenen Handaktionskräfte war. Die Messparameter Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräfte zeigen diesen Trend nicht in der Deutlichkeit, da zwar passend zum Belastungsempfinden für den TT hier die höchsten Medianwerte ermittelt wurden, beim TS jedoch das hohe Belastungsempfinden nicht den Medianwerten der Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräften entspricht. Dies lässt sich damit erklären, dass sich die Empfindung der Belastung auf den ganzen Körper bezieht, also auch auf Arme und Beine, die Lumbalmomente und Bandscheiben-Druckkräften sich jedoch nur auf die Belastung des Rückens beziehen. Die Abfrage der besonders beanspruchten Körperregionen (Abbildung 3.14) belegt dies, da die Hand-Arm-Region bei den getragenen Hilfsmitteln häufig als besonders belastet empfunden wurde.

Für die Akzeptanz von TGT und RS durch die Anwender ist es ein wichtiges Ergebnis, dass nicht nur die Aktionskräfte messbar niedriger waren im Vergleich zu den herkömmlichen Hilfsmitteln, sondern die Probanden die Verringerung der Belastung durch TGT und RS ebenfalls so empfunden haben.

4.2.5 Körpergrößendifferenz

Die durch die Studie gewonnenen Daten ermöglichen eine Einordnung des Effekts unterschiedlicher Körpergrößen auf die Belastungssituation. Da keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen (GG/UG) in Bezug auf Handaktionskräfte gefunden wurden, kann davon ausgegangen werden, dass durch unterschiedliche Körpergrößen keine Verlagerung der erforderlichen Aktionskräfte stattfindet. Dies gilt auch weitgehend für die Betrachtung der Bandscheiben-Druckkräfte. Lediglich für die hintere Trageposition am Tragestuhl wurde ein Anstieg der Bandscheiben-Druckkräfte bei ungleicher Körpergröße nachgewiesen. Es empfiehlt sich daher, im Rahmen der Einsatzplanung bei der Teamzusammensetzung auf ähnliche Körpergrößen beider Teampartner zu achten,

wenn ein vermehrter Einsatz des TS absehbar ist. Bei den anderen getesteten Hilfsmitteln liefert die Studie keinen Hinweis, dass im Hinblick auf eine mögliche Belastungs-

reduzierung das Verhältnis der Körpergrößen bei der Einsatzplanung zu beachten ist.

5 Zusammenfassung

An dieser Stelle werden die gewonnenen Erkenntnisse sowie Vor- und Nachteile der einzelnen Hilfsmittel zusammenfassend dargestellt (Tabelle 5.1). Die Ergebnisse beziehen sich auf die jeweils vorliegenden Versuchsbedingungen.

5.1 Tragetuch

Das Tragetuch zeigt in diesem Vergleich die niedrigsten Anschaffungskosten, das geringste Eigengewicht und benötigt den kleinsten Stauraum. Durch die flexible Bauweise ermöglicht es den Patiententransport auch in beengter Umgebung und gewendelten Treppenhäusern. Dabei muss das volle Patientengewicht zum Teil in ungünstiger Haltung getragen werden. Als häufig verwendetes „klassisches“ Transporthilfsmittel stellt es mit dem Tragestuhl die Ausgangsbasis für den Vergleich der Belastungsparameter dar. Die Kombination aus hohen asymmetrischen Handaktionskräften und ungünstiger Körperhaltung bei der Verwendung des Tragetuchs führt zu einer hohen körperlichen Belastung, die trainiertes Personal erfordert. Eine Handhabung des Tragetuchs mit nur zwei Personen ist möglich, aber nicht empfehlenswert. Der Einsatz von mindestens drei oder mehr Trägern hilft, die Belastung für den Einzelnen zu reduzieren.

5.2 Treppengleittuch

Das Treppengleittuch ist günstig in der Anschaffung, zeigt ein geringes Eigengewicht und erfordert wenig Stauraum. Die flexible Bauweise ermöglicht den Patiententransport auch in beengter Umgebung und gewendelten Treppenhäusern. Hier muss das Patientengewicht nicht getragen werden, sondern gleitet über den Boden und die Stufen, wobei der Patientenrücken durch Gleitschienen geschützt wird. Während des Transports ergeben sich wechselnde Phasen der Be- und Entlastung für Vorder- und Hintermann. Insgesamt kann mit dieser Transportweise eine deutliche Reduktion der Handaktionskräfte gegenüber Tragetuch und Tragestuhl erreicht werden, was die Probanden als deutliche Entlastung empfanden.

Trotz dieser Entlastung für den Hand-Arm-Bereich fielen die Belastungsparameter für den Rücken durch die vorgegebene Handhabung im Versuchsaufbau und das Ziehen des Treppengleittuchs in der Ebene für den Vordermann höher aus als erwartet und wurden als mittelschwere Arbeitsbelastung eingeordnet. Es besteht aber Potenzial, diese Parameter durch verschiedene Modifikationen zu reduzieren. Für die Handhabung wird empfohlen, eine dritte Person als zusätzliche Hilfe am Fußende einzusetzen. Für eine symmetrische Kraftverteilung ist es sinnvoll, beidhändig an den vorgesehenen Griffschlaufen zu ziehen.

Je nach Patientengewicht sollte auf die Transportbedingungen (Gleiteigenschaften des Bodenbelages und Steigungsverhältnis der Treppe) geachtet werden. Unter den Versuchsbedingungen musste der Hintermann zum Bremsen des Treppengleittuchs eine Maximalkraft aufwenden, die etwa 60 % des transportierten Gesamtgewichtes entspricht. Sollte der Bodenbelag das Gleiten begünstigen oder die Treppe besonders steil sein, ist davon auszugehen, dass der Kraftaufwand zur Kontrolle der Transportgeschwindigkeit steigt. Es wird empfohlen, den kräftigeren Teampartner als Hintermann einzusetzen und gegebenenfalls durch zusätzliche Personen zu unterstützen.

5.3 Tragestuhl

Der Tragestuhl als zweites „klassisches“ Transporthilfsmittel hat durch seine stabile Bauweise ein relativ hohes Eigengewicht, das zur Überwindung von Hindernissen (z. B. Treppen) zusätzlich zum Patientengewicht getragen werden muss, auf der Ebene aber auf Rollen geschoben werden kann. Die Konstruktion des Tragestuhls ermöglicht eine Handhabung in günstiger Körperhaltung. Die Rückenbelastung durch die hohen Handaktionskräfte wird somit durch die kürzeren Hebelarme etwas reduziert, der Hand-Arm-Bereich jedoch entsprechend stark belastet. Es ist zu beachten, dass für den Tragestuhl unter Praxisbedingungen mit einer höheren Rückenbelastung zu rechnen ist, da schon eine geringe Vorneigung des Oberkörpers den Hebelarm vergrößert und damit höhere Druckkräfte auf die Bandscheiben wirken.

Die Analyse der Aktionskräfte und des subjektiven Belastungsempfindens haben gezeigt, dass der Hintermann am Tragestuhl mehr Kraft aufwenden muss und dies auch als belastender empfindet. Daraus ergibt sich die Empfehlung, bei ungleichen Teampartnern den stärkeren Partner als Hintermann einzusetzen. Des Weiteren ergaben die Untersuchungen, dass bei ungleicher Körpergröße der Teampartner die Rückenbelastung für den Hintermann ansteigt. Es empfiehlt sich daher, bei der Teamzusammensetzung auf ähnliche Körpergrößen zu achten, wenn ein vermehrter Einsatz des Tragestuhls absehbar ist.

Vereinzelt wurde während der Untersuchung eine alternative Transportweise mit gekipptem Tragestuhl und Patientenblickrichtung treppauf beobachtet. Hierbei konnte für den Hintermann die Hand-Arm-Muskulatur durch zusätzliche Abstützung mit Schulter, Brust oder Rücken kurzfristig entlastet werden. Dies war aber meist mit deutlichen Erhöhungen der Kraftspitzen verbunden, was unbedingt vermieden werden sollte. Des Weiteren können Patienten und Patientinnen die damit verbundene starke Neigung des Tragestuhls als unangenehm oder beängstigend empfinden, sodass die Gefahr besteht, dass sie ins Trep-

pengeländer greifen und den Stuhl zum Kippen bringen. Aus diesem Grund sollte der Transport – wie vom Hersteller empfohlen – mit Blickrichtung des Patienten treppab stattfinden [33].

5.4 Raupenstuhl

Der untersuchte Raupenstuhl ist unter den betrachteten Hilfsmitteln das teuerste in der Anschaffung und hat das höchste Eigengewicht. Das Eigengewicht ist allerdings von geringerer Bedeutung, da der tragende Transport damit zwar möglich, aber in entsprechender baulicher

Umgebung nicht nötig ist. Zusammen mit Akku- und Motorunterstützung im Raupenantrieb ermöglicht der Raupenstuhl zusätzlich den „mühelosen“ Transport treppauf. Einsetzbar ist er in geraden Treppenhäusern mit ausreichend Platz und zum Fahren in der Ebene. Der Transport in gewendelten Treppenhäusern ist dagegen in der Regel nicht möglich. Unter Laborbedingungen zeigte der Raupenstuhl die geringsten Belastungsparameter, die eine Einordnung als leichte bis mittelschwere Belastung ergaben. Durch den Einsatz kann die Belastung beim Patiententransport deutlich reduziert werden, was die Probanden auch subjektiv so empfunden haben.

Tabelle 5.1:
Zusammenfassende Übersicht der Hilfsmittel für den Patiententransport über Treppen

Transporthilfsmittel	Positive Aspekte	Kritische Aspekte	Organisations- und Handlungsempfehlungen
Tragetuch (liegender Transport)	- geringes Eigengewicht - benötigt wenig Stauraum - für Transport in beengten Treppenhäusern geeignet - Lastverteilung auf mehrere Träger möglich	- Tragen des Patienten erforderlich - hoher Kraftaufwand notwendig - ungünstige Körperhaltung - hohe physische Belastung	Verwendung mit mindestens drei, besser mehr Trägern
Treppengleituch (liegender Transport)	- geringes Eigengewicht - benötigt wenig Stauraum - für Transport in beengten Treppenhäusern geeignet - kein Tragen erforderlich - reduziert Kraftaufwand deutlich - reduziert Belastung für den Rücken deutlich	- Ziehen in der Ebene für einzelnen Vordermann anspruchsvoll - einhändiges Losreißen bewirkt hohe Belastungsspitzen durch asymmetrische Kraftwirkung auf den Körper	- Verwendung mit mehr als zwei Teampartnern (Unterstützung Vordermann) - einhändiges Losreißen vermeiden - ruckartiges Ziehen vermeiden - bei hohem Patientengewicht zusätzliche Unterstützung für den Hintermann notwendig („Bremsen“) - Gleiteigenschaften des Bodenbelages und Steigungsverhältnis der Treppe beachten
Tragestuhl (sitzender Transport)	- Verwendung als Transportstuhl durch Arretierung im Fahrzeug möglich - Tragen in ergonomischer Körperhaltung möglich - Fahren in der Ebene möglich	- Tragen des Patienten erforderlich - hohes Eigengewicht - hoher Kraftaufwand notwendig - deutliche Erhöhung der Belastung bei ungünstiger Körperhaltung	- stärkeren Teampartner an hinterer Position einsetzen - Blickrichtung des Patienten treppab - ruckartiges Anheben vermeiden - Kombination mit einem Raupenantrieb möglich
Raupenstuhl (sitzender Transport)	- kein Tragen erforderlich - reduziert Kraftaufwand deutlich - reduziert Belastung für den Rücken deutlich - kann mit Motorunterstützung treppauf fahren - Fahren in der Ebene möglich	- hohes Eigengewicht - benötigt Stauraum - nicht für gewendelte oder enge Treppen geeignet	- Verwendung durch Zweier-teams - Vordermann muss auf rechtzeitiges Kippen des Stuhls vor der ersten Stufe achten (Absturzgefahr)

6 Fazit

Die Studie zeigt, dass die getesteten alternativen Transporthilfsmittel die körperliche Belastung der Rettungskräfte beim Patiententransport im Treppenhaus reduzieren können. Somit können Rettungskräfte ihren Beruf länger unbeschadet ausüben, während gleichzeitig auch dem Wandel in der Belegschaft im Rettungsdienst (wachsender Anteil an Frauen) und in der Gesellschaft (mehr Personen mit hohem Gewicht) Rechnung getragen wird. Bei der Beschaffung und der Ausstattung der Einsatzfahrzeuge sollte nicht nur das Patientenwohl, sondern auch das der Rettungskräfte eine Rolle spielen. Für den Arbeitgeber besteht durch die Lastenhandhabungsverordnung die Pflicht zur Bereitstellung geeigneter Arbeitsmittel, die das Risiko für Sicherheit und Gesundheit der Beschäftigten bei der manuellen Lastenhandhabung mindern. Die hier untersuchten Transporthilfsmittel können zur Verbesserung beim Patiententransport im Treppenhaus beitragen. Die Zusammenstellung der Hilfsmittel eines Einsatzfahrzeuges muss allerdings die komplette Transportkette abdecken können.

Neben der Ausstattung mit Hilfsmitteln ist auch deren korrekte Verwendung von Bedeutung. Diese sollte nicht nur in der Ausbildung von Rettungskräften geschult, sondern auch regelmäßig wiederholt werden.

Auch wenn alternative Transporthilfsmittel die Belastung für das Muskel-Skelett-System reduzieren können, bleibt der Patiententransport eine herausfordernde Aufgabe. Die Lastenhandhabungsverordnung fordert, bei der Auswahl der Beschäftigten deren körperliche Eignung zur Ausführung der Aufgaben zu berücksichtigen. Die Studienergebnisse geben Hinweise auf den erforderlichen guten Trainingszustand des Personals im Rettungsdienst, sodass auch geeignete Trainingsprogramme neben dem Einsatz von Hilfsmitteln zu empfehlen sind.

Für die Zukunft ist es interessant, die Weiterentwicklung der Transporthilfsmittel zu beobachten. So hat der Hersteller des Raupenstuhls einen Adapter entwickelt, mit dem der Raupenantrieb an den herkömmlichen Tragestuhl gekoppelt werden kann, womit die positiven Eigenschaften beider Systeme vereint werden können. Darüber hinaus laufen derzeit auch an Hochschulen Forschungsprojekte zu neuartigen Transportkonzepten, die eines Tages Marktreife erlangen könnten.

Mit der vorliegenden Studie wurden aussagekräftige Daten zum Vergleich der Muskel-Skelett-Belastung bei der Verwendung von zwei herkömmlichen und zwei alternativen Hilfsmitteln für den Patiententransport in Treppenhäusern unter konstanten Laborbedingungen erhoben. Die gewonnenen Erkenntnisse wurden verwendet, um die aufgeführten Empfehlungen zum Einsatz der untersuchten Hilfsmittel für den Treppentransport in der Praxis abzuleiten.

Literatur

- [1] *Bleyer, T.; Hold, U.; Macheleidt, M.; Müller-Arnecke, H.; Rademacher, U.; Windel, A.*: Hebe- und Tragehilfen im Rettungsdienst – Zusammenstellung und Betrachtung wesentlicher Schnittstellen. Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA), Dortmund. Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven 2004.
- [2] *Prairie, J.; Corbeil, P.*: Paramedics on the job: Dynamic trunk motion assessment at the workplace. *Appl. Ergon.* 45 (2014) Nr. 4, S. 895-903
- [3] *Lavender, S.; Conrad, P.; Reichelt, P.; Gacki-Smith, J.; Kohok, A.*: Designing ergonomic interventions for EMS workers, Part I: transporting patients down the stairs. *Appl. Ergon.* 38 (2007) Nr. 1, S. 71-81
- [4] *Beschäftigte im Rettungsdienst.* Hrsg.: Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2016
- [5] *Unternehmensreport Gesundheit für DRK Rettungsdienst – Arbeitsunfähigkeitsdaten 2011.* Hrsg.: BARMER GEK, 2011
- [6] *Roberts, M.; Sim, M.; Black, O.; Smith, P.*: Occupational injury risk among ambulance officers and paramedics compared with other healthcare workers in Victoria, Australia: analysis of workers' compensation claims from 2003 to 2012. *Occup. Environ. Med.* 72 (2015) Nr. 7, S. 489-495
- [7] *DAK-Gesundheitsreport für Betriebe. Rettungsdienst Kooperation in Schleswig-Holstein gGmbH – Auswertung der Arbeitsunfähigkeitsdaten 2011.* Hrsg.: DAK-Gesundheit, 2012
- [8] *Gebhardt, H.; Klussmann, A.*: Gestaltung gesundheitsförderlicher Arbeitsbedingungen für Rettungsdienstpersonal. *Notfall + Rettungsmedizin* 8 (2005) Nr. 8, S. 564-568
- [9] *Aasa, U.; Barnekow-Bergkvist, M.; Ängquist, K.; Brulin, C.*: Relationships between work-related factors and disorders in the neck-shoulder and low-back region among female and male ambulance personnel. *J. Occup. Health* 47 (2005) Nr. 6, S. 481-489
- [10] *Gesundheit Personal 2000 bis 2015.* Hrsg.: Statistisches Bundesamt, Wiesbaden 2017
- [11] *Schiefer, C.*: Körperliche Belastung von Rettungskräften beim Patiententransport in Treppenhäusern. In: *Aus der Arbeit des IFA.* Nr. 386. Hrsg.: Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), Sankt Augustin 2017. <https://publikationen.dguv.de/dguv/pdf/10002/aifa0386.pdf>
- [12] *Lavender, S.; Mehta, J.; Hedman, G.; Park, S.; Reichelt, P.; Conrad, K.*: Ergonomic evaluation of track-type stair descent devices used for the evacuation of high rise buildings. In: *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting (2012)* Bd. 56, Nr. 1, S. 1211-1212
- [13] *Mehta, J.; Lavender, S.; Hedman, G.; Reichelt, P.; Park, S.; Conrad, K.*: Evaluating the physical demands on firefighters using track-type stair descent devices to evacuate mobility-limited occupants from high-rise buildings. *Appl. Ergon.* 46 Pt A (2015), S. 96-106
- [14] *Jäger, M.; Luttmann, A.; Goellner, R.; Laurig, W.*: The Dortmund – Biomechanical model for quantification and assessment of the load on the lumbar spine. *SAE Transactions* 110 (2001), S. 2163-2171
- [15] *Ditchen, D.; Lundershausen, N.; Bergmann, A.; Bolm-Audorff, U.; Haerting, J.; Haufe, E.; Kersten, N.; Luttmann, A.; Morfeld, P.; Schäfer, K.; Seidler, A.; Voß, J.; Jäger, M.; Ellegast, R.*: Abschätzung von lumbalen Bandscheiben-Druckkräften in BK-2108-Verfahren – Entwicklung eines Instrumentes innerhalb der DWS-Richtwertstudie. *Zbl. Arbeitsmed. Arbeitsschutz Ergon.* 64 (2014) Nr. 4, S. 258-269
- [16] *Tichauer, E.*: The biomechanical basis of ergonomics; Anatomy applied to the design of work situations. John Wiley & Sons, New York 1978
- [17] *Ellegast, R.; Kupfer, J.*: Portable posture and motion measuring system for use in ergonomic field analysis. In: *Landau, K.*: Ergonomic software tools in product and workplace design, S. 47-54. Hrsg.: Institut für Arbeitsorganisation, Stuttgart 2000
- [18] *Ellegast, R.; Hermanns, I.; Hamburger, R.; Post, M.; Glitsch, U.; Ditchen, D.; Hoehne-Hückstädt, U.*: Langzeiterfassung und -analyse von physischen Arbeitsbelastungen mit dem CUELA-Messsystem. In: *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen.* Dr. Bussert & Stadeler, Jena 2006
- [19] *Ellegast, R.; Hermanns, I.; Schiefer, C.*: Feldmesssystem CUELA zur Langzeiterfassung und -analyse von Bewegungen an Arbeitsplätzen. *Z. Arb. Wiss.* 64 (2010), S. 101-110

- [20] *Ellegast, R.; Hermanns, I.; Schiefer, C.*: Workload assessment in field using the ambulatory CUELA system. In: *Duffy, V. G.* (ed.): Digital human modeling. S. 221-226. Springer, Berlin 2009
- [21] *Freitag, S.; Fincke, I.; Dulon, M.; Ellegast, R.; Nienhaus, A.*: Messtechnische Analyse von ungünstigen Körperhaltungen bei Pflegekräften – eine geriatrische Station im Vergleich mit anderen Krankenhausstationen. *ErgoMed* 5 (2007), S. 130-140
- [22] *Brütting, M.; Hermanns, I.; Nienhaus, A.; Ellegast, R.*: Muskel-Skelett-Belastungen beim Schieben und Ziehen von Krankenbetten und Rollstühlen. *Zbl. Arbeitsmed. Arbeitsschutz Ergon.* 67 (2007), S. 64-77
- [23] *Schiefer, C.; Ellegast, R.; Hermanns, I.; Kraus, T.; Ochsmann, E.; Larue, C.; Plamondon, A.*: Optimization of inertial sensor-based motion capturing for magnetically distorted field applications. *J. Biomech. Eng.* 136 (2014) Nr. 12, S. 121008
- [24] *Glitsch, U.; Ottersbach, H.; Ellegast, R.; Hermanns, I.; Feldges, W.; Schaub, K.-H.; Berg, K.; Winter, G.; Sawatzki, K.; Voß, J.; Göllner, R.; Jäger, M.; Franz, G.*: Untersuchung der Belastung von Flugbegleiterinnen und Flugbegleitern beim Schieben und Ziehen von Trolleys in Flugzeugen. BIA-Report 5/2004. Hrsg.: Hauptverband der gewerblichen Berufsgenossenschaften (HVBG), Sankt Augustin 2004. www.dguv.de/ifa, Webode: d6367
- [25] *Ditthen, D.; Brandstädt, F.*: MEGAPHYS – Entwicklung eines Methodenpakets zur Gefährdungsbeurteilung physischer Belastungen am Arbeitsplatz. *Techn. Sicherh.* 5 (2015), S. 17-23
- [26] *Borg, G.*: Anstrengungsempfinden und körperliche Aktivität. *Dtsch. Arztebl.* 101 (2004) Nr. 15, S. A1016-A1021
- [27] *Corlett, E.; Bishop, R.*: A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics* 19 (1976) Nr. 2, S. 175-182
- [28] DIN 33411-5: Körperkräfte des Menschen. Teil 5: Maximale statische Aktionskräfte, Werte. Beuth, Berlin (1999)
- [29] DIN EN 1005-4: Sicherheit von Maschinen – Menschliche körperliche Leistung – Teil 4: Bewertung von Körperhaltungen und Bewegungen bei der Arbeit an Maschinen (01.09). Beuth, Berlin 2009
- [30] ISO 11226 Ergonomics – Evaluation of static working postures. International Organization for Standardisation (ISO), Genf, Schweiz 2000.
- [31] *Waters, T.; Putz-Anderson, V.; Garg, A.; Fine, L.*: Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics* 36 (1993), Nr. 7, S. 749-776
- [32] ISO 11228-1: Ergonomics- Manual handling – Part 1: Lifting and carrying. Unveröffentlicht (2003)
- [33] Gebrauchsanweisung Tragesessel Model ALS 300. Hrsg.: utila Gerätebau GmbH & Co. KG, Troisdorf 2014