

Altersabhängige Anpassung von Menschmodellen für die passive Fahrzeugsicherheit

**Berichte der
Bundesanstalt für Straßenwesen**

Fahrzeugtechnik Heft F 101



bast

Altersabhängige Anpassung von Menschmodellen für die passive Fahrzeugsicherheit

**Potenzial für eine verbesserte
Sicherheitsbewertung vor
dem Hintergrund des
demografischen Wandels**

von

Anja Wagner

Rommel Segura

Julia Mühlbauer

Therese Fuchs

Steffen Peldschus

Ludwig-Maximilians-Universität

Arbeitsgruppe Biomechanik des Instituts für Rechtsmedizin

München

Dirk Freßmann

DYNAmore Gesellschaft für

FEM Ingenieurdienstleistungen mbH

Stuttgart

**Berichte der
Bundesanstalt für Straßenwesen**

Fahrzeugtechnik Heft F 101

bast

Die Bundesanstalt für Straßenwesen veröffentlicht ihre Arbeits- und Forschungsergebnisse in der Schriftenreihe **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen**. Die Reihe besteht aus folgenden Unterreihen:

- A - Allgemeines
- B - Brücken- und Ingenieurbau
- F - Fahrzeugtechnik
- M - Mensch und Sicherheit
- S - Straßenbau
- V - Verkehrstechnik

Es wird darauf hingewiesen, dass die unter dem Namen der Verfasser veröffentlichten Berichte nicht in jedem Fall die Ansicht des Herausgebers wiedergeben.

Nachdruck und photomechanische Wiedergabe, auch auszugsweise, nur mit Genehmigung der Bundesanstalt für Straßenwesen, Stabsstelle Presse und Öffentlichkeitsarbeit.

Die Hefte der Schriftenreihe **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen** können direkt bei der Carl Schünemann Verlag GmbH, Zweite Schlachtpforte 7, D-28195 Bremen, Telefon: (04 21) 3 69 03 - 53, bezogen werden.

Über die Forschungsergebnisse und ihre Veröffentlichungen wird in der Regel in Kurzform im Informationsdienst **Forschung kompakt** berichtet. Dieser Dienst wird kostenlos angeboten; Interessenten wenden sich bitte an die Bundesanstalt für Straßenwesen, Stabsstelle Presse und Öffentlichkeitsarbeit.

Ab dem Jahrgang 2003 stehen die **Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen (BASt)** zum Teil als kostenfreier Download im elektronischen BASt-Archiv ELBA zur Verfügung.
<http://bast.opus.hbz-nrw.de>

Impressum

Bericht zum Forschungsprojekt FE 82.0508/2010:
Potenzial der Bewertung der passiven Fahrzeugsicherheit mit numerischen Menschmodellen vor dem Hintergrund des demographischen Wandels

Fachbetreuung:
Andre Eggers

Herausgeber
Bundesanstalt für Straßenwesen
Brüderstraße 53, D-51427 Bergisch Gladbach
Telefon: (0 22 04) 43 - 0 · Telefax: (0 22 04) 43 - 674

Redaktion
Stabsstelle Presse und Öffentlichkeitsarbeit

Druck und Verlag
Fachverlag NW in der
Carl Schünemann Verlag GmbH
Zweite Schlachtpforte 7, D-28195 Bremen
Telefon: (04 21) 3 69 03 - 53 · Telefax: (04 21) 3 69 03 - 48
www.schuenemann-verlag.de

ISSN 0943-9307
ISBN 978-3-95606-148-6

Bergisch Gladbach, März 2015

Kurzfassung – Abstract

Altersabhängige Anpassung von Menschmodellen für die passive Fahrzeugsicherheit

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines numerischen Modells des menschlichen knöchernen Thorax, das insbesondere altersabhängige geometrische Faktoren berücksichtigt. Dieses Modell soll sowohl die männliche als auch die weibliche Population der über 64-Jährigen repräsentieren und eine an diese Altersgruppe angepasste Verletzungssimulation ermöglichen.

Die vorliegende Studie identifiziert zunächst anhand eines Kollektivs aus 126 postmortem und 40 klinischen computertomografischen Schnittbildaufnahmen eine ganze Reihe geometrischer Parameter, die sich mit dem Alter verändern. Zu den untersuchten Parametern gehören Winkel der Rippen im Raum und innerhalb des Rippenbogens, eine detaillierte Erfassung von Parametern der einzelnen Rippe (Querschnittsfläche, Krümmung, Longitudinale Verdrillung), Parameter der Wirbelsäule als Ganzes (Skoliose, Kyphose, Rotation) und einzelner Wirbel des Brustbeins. Weiterhin wurden die Grundmaße des ganzen Thorax (Thoraxtiefe, Thoraxbreite) untersucht. Die hier gefundenen Altersabhängigkeiten dienten als Eingabeparameter zur Erstellung von insgesamt neun aus dem Menschmodell THUMS 3 gemorphter alter und junger Finite-Elemente-Thoraxmodelle. Implementiert wurden hierbei sowohl Durchschnittsmaße als auch extreme Maße.

Die Ergebnisse zeigen mehrere sich im Alter signifikant verändernde Parameter. Als wichtigste unter ihnen sind eine Zunahme der Thoraxtiefe und Thoraxbreite im Alter, die signifikante Veränderung einiger Rippenwinkel im Raum sowie der Krümmung der sechsten und siebten Rippe zu nennen. Zudem wird die Wirbelsäulenform kyphotischer und das Sternum am Übergang zwischen Manubrium und Corpus sternii gewinkelter. Die Menschmodelle THUMS 3, THUMS 4 und HUMOS 2 sind weder als typisch alt noch typisch jung einzuordnen, dies unterscheidet sich teils von Parameter zu Parameter.

Die auf Basis der Geometrie-Inputdaten durchgeführten Finite-Elemente-Simulationen zeigen einen deutlichen Einfluss der zunehmenden Thoraxtiefe im Alter auf die posteriore Kraft an der Auflagefläche der Rippen sowie die Spannungsverteilung

entlang der Rippen. Sie wirkt sich jedoch entgegen den Erwartungen protektiv aus und dominiert andere Faktoren wie die unterschiedlichen Rippenwinkel.

Abschließend wird ein Menschmodell betrachtet, welches das 75. Perzentil der alten Bevölkerung repräsentiert, als ausreichend aussagekräftig hinsichtlich der im Alter veränderten Geometrie klassifiziert und gleichzeitig als mit angemessenem Aufwand realisierbar angesehen wird. Es wird daher für die Bewertung von Sicherheitssystemen empfohlen.

Age-related adaptation of human body models for passive vehicle safety

The objective of this study was the development of a numeric model of the human bony thorax, considering especially age related geometric factors. This model should represent both the male and female population aged 64 years and beyond. It should also enable the simulation of injury mechanisms adjusted for this age group.

Initially, the present study identifies a whole series of geometric parameters that change with advancing age, based on 146 post mortem and 40 clinical computed tomography image series.

It evaluates rib angles in relation to the surrounding space and within the rib cage, presents a detailed caption of parameters of a single rib (cross sectional area, curvature, longitudinal twist), parameters of the spine as a whole (scoliosis, kyphosis, rotation) as well as single vertebrae and the sternum. Furthermore, this study investigates the basic measures of the whole thorax (thorax depth and width).

The age dependent differences found served as input parameters in order to morph nine young and old Finite-Element thorax models, based on the human model THUMS 3. Here, average and extreme measurements were implemented.

The results show several parameters that change significantly with advancing age. The most important are an increasing thorax depth and width and curvature of the sixth and seventh rib and a

significant change of rib angles. Moreover, the spine becomes more kyphotic and the sternum more flexed in the sagittal plane. The human models THUMS 3, THUMS 4 and HUMOS 2 can neither be classified typically old nor young.

The Finite- Element simulations, run on basis of the geometric input parameters, present a significant influence of the increasing thorax depth with advancing age on the posterior force on the contact face of the ribs as well as on the stress distribution along the ribs. Against expectations, an increased thorax depth seems to have a protective effect and dominates other factors like differing rib angles.

A human model which represents the 75th percentile of the old population was classified to be significant regarding changing geometry with advancing age. The geometry of a 75th percentile thorax of the old population was implemented into a THUMS 3 human model and validated.

The study proposes the use of this model for future assessments of safety systems.

Inhalt

1	Einleitung und Zielsetzung	7	4	Generierung des finalen Modells (75. Perzentil)	76
1.1	Zusammenfassung der Ergebnisse . . .	7	4.1	Modellanpassung	76
1.1.1	Definition des Stands der Technik	7	4.2	Anthropometrische Überprüfung zur Abschätzung der Validität des 75%-Perzentilen-Thorax	85
1.1.2	Geometriedefinition.	8			
1.1.3	Modellanpassung und Validierung	10			
1.1.4	Bewertung.	13			
2	Definition des Stands der Technik	14	5	Validierung	87
2.1	Grundlagen in der Anatomie und Alterungsprozesse von Knochen	14	5.1	Simulation von Frontal- und Seitenanprall am knöchernen Thorax.	87
2.2	Erfassung modellierungsrelevanter biomechanischer Daten	16	5.2	Finales Modell des 75%-Perzentilen-Thorax.	102
2.3	Anthropometrische Einordnung aktueller Menschmodelle	20	6	Abschließende Bewertung und Folgerung für die Praxis	109
3	Geometriedefinition	29	7	Literatur	110
3.1	Parameterdefinition.	29			
3.2	Methodiken zur Parameterbestimmung	30			
3.2.1	Erfassung anthropometrischer Basismaße	30			
3.2.2	Parameter zur Rippenposition innerhalb des gesamten Thorax.	35			
3.2.3	Messungen an der einzelnen Rippe	39			
3.2.4	Wirbelsäulen- und Brustbeinparameter	41			
3.3	Auswahl des CT-Probandenkollektivs	44			
3.4	Ergebnisse der Parametermessungen	45			
3.4.1	Anthropometrische Basismaße	45			
3.4.2	Winkelanalyse am ganzen Thorax mithilfe von Landmarks	52			
3.4.3	Parameteranalyse an der einzelnen Rippe	63			
3.4.4	Wirbelsäulen- und Brustbeinparameter	70			

1 Einleitung und Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines numerischen Modells des menschlichen knöchernen Thorax, das insbesondere altersabhängige Faktoren berücksichtigt. Dieses Modell soll sowohl die männliche als auch die weibliche Population der über 64-Jährigen repräsentieren und eine an diese Altersgruppe angepasste Verletzungssimulation und Bewertung der passiven Fahrzeugsicherheit ermöglichen.

Der Bedarf eines solchen altersabhängigen numerischen Modells des knöchernen Thorax ist angesichts des demografischen Wandels in den Industrieländern groß. Von 81,8 Millionen Einwohnern der Bundesrepublik Deutschland waren 2009 etwa 20,6 Prozent älter als 64 Jahre (vgl. Statistisches Bundesamt, 2011). Gleichzeitig steigt die Zahl älterer Pkw-Insassen an. Menschmodelle, die die für die Altersgruppe der über 64-Jährigen charakteristischen Faktoren abbilden, fehlen allerdings bislang. Dies liegt vor allem daran, dass die für diese Altersgruppe charakteristischen verletzungsrelevanten Faktoren, insbesondere geometrische Parameter, bislang kaum bekannt sind. Zwar konnten KENT et al. in einer Untersuchung von Ganzkörper-CT-Aufnahmen von 161 Patienten eine Zunahme des Rippenwinkels in der Sagittalebene mit zunehmendem Lebensalter feststellen, die die Verletzungsmechanik negativ beeinflusst (KENT et al., 2005a). Auch GAYZIK et al. fanden in morphometrischen Analysen von Thorax-CT-Scans eine signifikante Formveränderung hin zu einem generell runderen Brustkorb (GAYZIK et al., 2008). Weitere biomechanisch relevante altersabhängige Faktoren dieser Art, die spezifisch den Thorax des älteren Insassen beschreiben, sind jedoch bislang nicht erforscht.

Die Arbeit konzentriert sich auf den knöchernen Thorax, da diese Region nach Literaturangaben die für die Altersgruppe der über 64-Jährigen verletzungsrelevanteste Region ist. KENT et al. (KENT et al., 2005b) zeigten in Auswertungen von Frontal-Crash-Verkehrsunfällen eine deutliche Verschiebung der am stärksten verletzten Region vom Kopf bei jüngeren Individuen hin zum Thorax bei älteren. So wiesen in der Altersgruppe der über 64-Jährigen 47,3 Prozent der tödlich verletzten Fahrer schwere Thoraxverletzungen auf, bei den 16- bis 33-Jährigen jedoch nur 22,0 Prozent. Einen Zusammenhang zwischen dem Lebensalter und der Verletzlichkeit des Brustkorbs hatten KENT und PATRIE

bereits 2004 in Kadaversversuchen mit 93 Individuen festgestellt (KENT und PATRIE, 2004): In dieser Studie zeigten sie, dass ein 50%iges Risiko einer Rippenfraktur bei einem 70-Jährigen bereits bei einer Brustkorbeindrückung von 13 % gegeben ist, bei einem 30-Jährigen jedoch erst bei 35 %. Diese Daten machen die Relevanz eines an alte Individuen angepassten Thoraxmodells deutlich.

Die Erfassung der altersabhängigen Geometrien erfolgt in dieser Studie auf Basis von CT-Datensätzen unterschiedlicher Altersgruppen und beiden Geschlechts. Die Größe des Kollektivs umfasst 146 Datensätze (98 Männer, 48 Frauen). Die CT-Datensätze sind Eigentum des Instituts für Rechtsmedizin der LMU München und Teil einer umfassenderen Post-mortem-CT-Datenbank.

Weiterhin wurden zur Absicherung der erfassten geometrischen Altersunterschiede 40 klinische CTs (25 Männer, 15 Frauen) als Vergleichskollektiv in die Studie mit einbezogen. Sie stammen aus der Abteilung Radiologie des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf (UKE). Eine Zustimmung der zuständigen Ethikkommission liegt vor.

1.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

1.1.1 Definition des Stands der Technik

Es ergaben sich gängige Materialkennwerte eines „alten“ Thorax zu kortikalem und trabekulärem Knochen. Zu den Materialkennwerten gehören Elastizitätsmodul, Plastizitätsmodul, Fließspannung (Yield Stress) und Bruchdehnung (Failure Strain). Als Literaturquellen dienten YAMADA (YAMADA et al., 1970) und CARTER und SPENGLER (CARTER und SPENGLER, 1978). Als einzige Quelle altersabhängiger geometrischer Parameter wurde eine Studie von KENT et al. (KENT et al., 2005a) gefunden, die eine signifikante Veränderung des Rippenwinkels in der Sagittalebene darstellt. Der Winkel wird senkrechter im Alter und hat gemäß Simulationsergebnissen (Frontalanprall, H-Model, Single und Double Diagonal Belt) einen negativen Effekt auf die Verletzungstoleranz.

Eine weitere Literaturquelle (GAYZIK et al., 2008) untersucht die gesamte dreidimensionale Form des Brustkorbs mit dem Alter. Die Untersuchung erfolgte mithilfe der in der Anthropologie gängigen Methode der Geometrischen Morphometrie (Geometric Morphometrics). Die Vorgehensweise des

Papers diene als Grundlage der in der vorliegenden Forschungsarbeit durchgeführten morphometrischen Analysen nach der Methode der Geometrischen Morphometrie.

Weiterhin wurde eine anthropometrische Studie der Menschmodelle THUMS 3 (Pedestrian und Occupant), THUMS 4 (Occupant) und HUMOS 2 durchgeführt. Ziel war es, gängige anthropometrische Maße der Modelle mit aktuellen Daten der deutschen Bevölkerung zu vergleichen. Auf diese Weise kann eine Aussage darüber getroffen werden, wie gut die aktuell zur Verletzungssimulation zur Verfügung stehenden Menschmodelle die Varianz der Bevölkerung wiedergeben. Verglichen wurden die Menschmodelle jeweils mit den anthropometrischen Daten der 18- bis 65-Jährigen (Gesamtbevölkerung) und der 61- bis 65-Jährigen.

Als Ergebnis ergab sich ein gemischtes Bild. Insgesamt wich THUMS 3 bezüglich der meisten stehenden Maße sowie in der Körpersitzhöhe nur gering sowohl von der Gesamtbevölkerung als auch von der Gruppe der 61- bis 65-Jährigen ab. Bezüglich der sitzenden Maße und der Schulterbreite hingegen ist THUMS 3 zu klein.

Da bei THUMS 4 nur das Occupant-Modell vorliegt, wurden hier nur die Sitzmaße genommen. Die Ergebnisse zeigen eine teils stark variierende Abweichung der Ergebnisse. So weicht die biakromiale Schulterbreite eher stark vom Zielmaß ab. Anders als beim THUMS 3 gibt es auch große Abweichungen bei den Maßen der Schulterhöhe und Brustkorbtiefe. Bezüglich beider Maße ist THUMS 4 zu groß.

HUMOS 2 weicht im Großen und Ganzen anders als THUMS 3 und 4 vom Mittelwert der 18- bis 65-Jährigen stärker ab als von der Gruppe der 60- bis 65-Jährigen. In Bezug auf die meisten der Stehmaße bildet HUMOS die alte und junge Bevölkerung verhältnismäßig gut ab.

Als Letztes erfolgte eine Alterseinschätzung der Menschmodelle THUMS 3, THUMS 4 und HUMOS 2 anhand der in der Literaturrecherche ermittelten bereits bekannten altersabhängigen Variablen. Als Variablen dienten hier der von KENT et al. analysierte Rippenwinkel in der Sagittalebene sowie die Kortikalisdicke nach STEIN und GRANIK (1975).

Alle Ergebnisse zum Stand der Technik werden in Kapitel 2 ausführlich dargestellt.

1.1.2 Geometriedefinition

Das zur Geometriedefinition zur Verfügung stehende Post-mortem-CT-Kollektiv besteht derzeit insgesamt aus 146 Individuen, davon sind 98 Männer und 48 Frauen. Näheres zu Altersverteilung und Grunddaten des Kollektivs wird in Kapitel 3.3 dieses Berichts erläutert.

Es wurden die anthropometrischen Basismaße Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Manubriums und des Corpus sternii, die Thoraxbreite auf Höhe der Rippen 3, 7, 8, 9 und 10 und die Thoraxhöhe (Thoraxtiefe und Thoraxbreite definiert nach KNUßMANN (1988)), Thoraxhöhe nach Eigendefinition) von allen Individuen gemessen. Es ergaben sich zusammengefasst folgende Alterstendenzen: Es wurde bei den Männern eine altersabhängige Zunahme der Thoraxtiefe sowohl auf Höhe des Unterrands des Manubriums als auch auf Höhe des Unterrands des Corpus sternii zwischen 2,8 cm (dies entspricht einer Zunahme um 17,0 %, Thoraxtiefe am Unterrand des Manubriums, Außenmaß zum Processus spinosus) und 2,7 cm (25,3 %, Thoraxtiefe am Unterrand des Corpus sternii, Innenmaß) festgestellt. Auch die Tendenz einer Zunahme der Thoraxbreite auf Höhe der siebten bis zehnten Rippe konnte bestätigt werden. Sie beträgt zwischen 2,3 cm (8,4 %, 7. Rippe) und 3,6 cm (13,3 %, 10. Rippe). Die Thoraxbreite auf Höhe der 3. Rippe und die Thoraxhöhe ändern sich hingegen mit dem Alter nicht.

Das Menschmodell THUMS 3 (Pedestrian und Occupant) liegt bezüglich der Außenmaße der Thoraxtiefe näher an den jungen Individuen. Bezüglich des Innenmaßes nähert es sich den Maßen der alten Bevölkerung an. Insgesamt kommt das Modell des THUMS-3-Pedestrians bei der Thoraxtiefe auf Höhe des Manubriums den Zielmaßen der über 64-Jährigen näher als das THUMS-3-Occupant-Modell, auf Höhe des Corpus sternii ist es umgekehrt.

Bezüglich der Thoraxbreite liegen sowohl das THUMS-3-Pedestrian- als auch das THUMS-3-Occupant-Modell auf Höhe der Rippen 7 und 8 näher an der alten Bevölkerung als an der jungen, wobei das Occupant-Modell den Zielmaßen noch etwas näherkommt als das Pedestrian-Modell. Bei den Rippen 9 und 10 hingegen wird der Brustkorb bei alten Menschen breiter (trichterförmiger). Bei dieser Verbreiterung ziehen die beiden THUMS-3-Modelle nicht mit und entfernen sich daher vom Zielmaß der alten Bevölkerung. Dies ist vor allem

beim Pedestrian-Modell zu beobachten, das sogar unter das Maß der 18- bis 35-Jährigen abfällt. Das Occupant-Modell hingegen entfernt sich nicht so stark vom Zielmaß.

Das Menschmodell THUMS 4 (Occupant) liegt bezüglich der Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Manubriums (Außen- und Innenmaße) nah oder unter der jungen Bevölkerung. Auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii hingegen kommt es den Zielmaßen der alten Bevölkerung sehr viel näher. Auch die Thoraxbreite betreffend ist das THUMS-4-Occupant-Modell repräsentativ für die Maße der über 64-Jährigen und vollzieht die Verbreiterung des Thorax ab der 9. Rippe im Alter mit. Es kann somit bezüglich der Thoraxbreite als das für die Gruppe der über 64-Jährigen repräsentativste Modell angesehen werden.

Das Menschmodell HUMOS 2 liegt bezüglich sämtlicher Maße der Thoraxtiefe (sowohl auf Höhe des Unterrandes des Manubriums als auch auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii und bei Außen- und Innenmaßen) weit über der alten Bevölkerung. Dies stimmt mit dem Umstand überein, dass die Geometrie des HUMOS 2 von einem alten, über 80-jährigen Mann stammt. Bezüglich der Thoraxbreite verhält sich das Menschmodell HUMOS 2 gegenteilig zum THUMS-3-Pedestrian-Modell. Es liegt auf Höhe der Rippen 3, 7 und 8 noch unter der jungen Bevölkerung, nähert sich jedoch bei den unteren Rippen (9 und 10) immer weiter den über 64-Jährigen an.

Bezüglich der Thoraxhöhe entsprechen alle betrachteten Menschmodelle den Werten der Bevölkerung.

Die aktuellen Ergebnisse der anthropometrischen Basismessungen werden in Kapitel 3.4.1 des vorliegenden Berichts dargestellt.

Zudem wurde eine umfassende Analyse der Altersabhängigkeit von Rippenwinkeln des ganzen Thorax durchgeführt. Zusätzlich zu dem bereits von KENT et al. (KENT et al., 2005a) definierten Winkel der 9. Rippe in der Sagittalebene wurden zehn weitere Winkel am Thorax definiert. Sechs dieser Winkel beziehen sich hierbei auf die Ebenen des Koordinatensystems, vier liegen innerhalb der durch den Rippenbogen definierten Ebene. Die Winkel definieren sich durch feste anatomische Punkte („Landmarks“) auf Rippenwirbelgelenk (Rippenkopf und Tuberculum) und Rippenkörper und werden durch Anwendung eines aus der geometrischen

Morphometrie stammenden Algorithmus namens „Generalized Procrustes Algorithm“ (GPA, vgl. GAYZIK et al., 2008 und ZELDITCH, 2004) miteinander vergleichbar gemacht. Die definierten Winkel wurden bei insgesamt 93 Individuen (58 Männer und 35 Frauen) aus den vier Altersgruppen mithilfe eines selbst geschriebenen Matlab-Programms berechnet. Die altersabhängigen Unterschiede ergeben sich jeweils aus der Differenz des Mittelwerts der über 64-Jährigen mit den 18- bis 35-Jährigen („alt“ minus „jung“). Diese Differenz in ° wurde jeweils für die Rippen 1 bis 10 berechnet und mit einem gängigen statistischen Test (Wilcoxon-Test) auf Signifikanz untersucht. Zudem wurde für jeden signifikanten Winkel pro Rippe eine Regressionsanalyse durchgeführt, in die auch die Winkel der Altersgruppen der 35- bis 49-Jährigen und der 50- bis 64-Jährigen mit eingehen.

Die Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede in einer ganzen Reihe der neu definierten Winkel. Eine ausführlichere Darstellung findet sich in Kapitel 3.4.2 dieses Berichts.

Um auch detailliertere Veränderungen an einzelnen Rippen näher zu untersuchen, wurden in einer weiteren Studie insgesamt 24 rechte sechste und 24 rechte siebte Rippen von 12 Frauen und 12 Männern auf altersabhängige Unterschiede hin untersucht. Dabei handelte es sich bei jedem Geschlecht um je sechs Individuen der ältesten Altersgruppe (> 64 Jahre) und jüngsten Altersgruppe (18 bis 35 Jahre). Untersucht wurden an neun Punkten in 10-Prozent-Schritten die Querschnittsfläche, Querschnittshöhe und Breite sowie die Krümmung der Rippe. Zusätzlich wurde der longitudinale Twist (Verdrillung) der gesamten Rippe berechnet. Die Messungen und Berechnungen erfolgten dabei nach dem Vorbild von MOHR et al., der ähnliche Messungen an realen menschlichen Rippen durchführte (MOHR et al., 2007).

Als Ergebnisse der Studie ergab sich sowohl bei den Männern als auch bei den Frauen eine Abnahme der Krümmung im lateralen und anterioren Rippenbogen, die sehr gut zu den Messungen der Landmark-Studie passt. Zudem ist eine Abnahme des longitudinalen Twists im Alter zu beobachten. Bei den Männern sind beide Tendenzen signifikant, bei den Frauen trotz eines deutlichen Trends nicht.

Bezüglich der Querschnittsfläche ist eher eine Zunahme mit dem Alter zu beobachten, ebenso bei der Querschnittshöhe und -breite.

1.1.3 Modellanpassung und Validierung

Durch die in Kapitel 3 definierten altersabhängigen Winkelkonfigurationen sowie die anthropometrischen Basismaße wurden mehrere Zielgeometrien definiert, die – basierend auf verschiedenen Input-Daten – für die alte bzw. junge Bevölkerung repräsentativ sind. Für die Erstellung der Geometrien wurden sowohl die mittleren Werte als auch extreme Werte des in Kapitel 3 gemessenen Bereichs gewählt. Die Zielgeometrien wurden auf Basis des Original-Thorax des THUMS-3-Modells mithilfe der Software Hypermesh (ALTAIR, 2011) jeweils in die zuvor definierte Zielgeometrie überführt.

Es ergaben sich auf diese Weise folgende neu erstellte Thoraxmodelle:

- Mittelwert lokal alt
Thorax basierend auf Mittelwerten der über 64-Jährigen bezüglich der in Kapitel 3 definierten Winkelkonfigurationen.
- Mittelwert lokal jung
Thorax basierend auf Mittelwerten der 18- bis 35-Jährigen bezüglich der in Kapitel 3 definierten Winkelkonfigurationen.
- Mittelwert global alt
Thorax basierend auf Mittelwerten der über 64-Jährigen bezüglich der anthropometrischen Basismaße Thoraxtiefe und Thoraxbreite des Post-mortem- und des klinischen Kollektivs.
- Mittelwert global jung
Thorax basierend auf Mittelwerten der 18- bis 35-Jährigen bezüglich der anthropometrischen Basismaße Thoraxtiefe und Thoraxbreite des Post-mortem- und des klinischen Kollektivs.
- Extrem global alt
Thorax basierend auf Extremwerten der über 64-Jährigen bezüglich der anthropometrischen Basismaße Thoraxtiefe und Thoraxbreite.
- Extrem global jung
Thorax basierend auf Extremwerten der 18- bis 35-Jährigen bezüglich der anthropometrischen Basismaße Thoraxtiefe und Thoraxbreite.
- Real alt
Einzelnes nicht errechnetes, sondern real existierendes Individuum aus der Altsklasse der über 64-Jährigen, das möglichst viele sehr alte Winkel aufweist.
- Kent-artig
Thorax, gemorphet nach der in KENT et al. (2005a) beschriebenen Methode durch Einwir-

kung einer Kraft am kaudalen Ende des Sternums. Winkel der 9. Rippe in der Sagittalebene: +7° größer als beim THUMS-3-Original. Das „Kent-artige“ Modell ist das einzige ganze (= „full scale“) Modell. Alle anderen beinhalten nur den knöchernen Thorax.

- 75.-Perzentil-Thorax
Thorax, der der Geometrie eines 75. Perzentil der alten männlichen Bevölkerung entspricht und in das THUMS-3-Insassenmodell implementiert wurde.

Zur Überprüfung der gemorpheten neuen Thoraxmodelle wurde ein anthropometrischer Check auf Basis aller in Kapitel 3 erstellten Daten durchgeführt. Diese anthropometrische Überprüfung diente der Abschätzung der Validität der jeweils auf Basis eines Maßes durchgeführten Morphings bezüglich der Werte des anderen Maßes. Auch die Akkuratheit des Morphings kann auf diese Weise überprüft werden.

Die Ergebnisse der Überprüfung des gemorpheten 75.-Perzentil-Thorax werden in Kapitel 5.2.1 des vorliegenden Berichts dargestellt.

Anschließend wurden mit diesen knöchernen Thoraxen sowie dem Original-THUMS-3-Thorax mit der Software LS Dyna (Livermore Software Technology Corporation) Frontal- und Seitenanprallsimulationen durchgeführt. Die Ergebnisse werden in Kapitel 6 des vorliegenden Berichts dargestellt.

Die Lastfälle beinhalteten folgende Randbedingungen:

- Simulationstyp 1
Frontalanprall mit quaderförmigem Impaktor nach VEZIN et al. (VEZIN et al., 2009); Kontaktkraftmessung zwischen Impaktor und Sternum mit konstanter (0,8 m/s) und initialer Geschwindigkeit (1,67 m/s).
- Simulationstyp 2
Frontalanprall mit quaderförmigem Impaktor nach VEZIN et al. mit 1,67 m/s; posteriore Kräfte an Rippenwirbelgelenken und Contour Plot der Dehnungsverteilung entlang der Rippen gemessen.
- Simulationstyp 3
Frontalanprall mit Gurt (rigid belt), Kraft-gesteuert mit 300 und 600 N.
- Simulationstyp 4
Seitenanprall an lateralstem Abschnitt der 5. rechten Rippe mit Anpassung der Ausrich-

tung des Impaktors an die jeweilige Thoraxgeometrie.

- Simulationstyp 5
Seitenanprall an lateralstem Punkt der 5. rechten Rippe, wobei die Ausrichtung des Impaktors gleich gelassen wird.
- Simulationstyp 6
Seitenanprall mit zylindrischem Impaktor der senkrecht auf die Rippen steht, 1,71 t schwer, konstante Geschwindigkeit von 0,5 m/s; Betrachtung des gesamten Thorax sowie einzelner Rippen (6. Rippe).
- Simulationstyp 7
Frontalanprall mit Gurt bei Kent-artigem Thorax nach Vorbild von KENT et al. (2005a) und KENT et al. (2004b) zum Vergleich mit KENTs Ergebnissen und besserer Evaluierung der Rolle der Thoraxtiefe im Vergleich zum Rippenwinkel in der Sagittalebene.
- Simulationstyp 8
Frontal- und Seitenanprall ohne Gurt sowie Tabletop-Test mit Gurt nach KENT et al. (KENT, LESSELY & SHERWOOD, 2004) zum Vergleich des neu gemorphten Modells mit dem Original-THUMS-3-Insassenmodell.

Die Materialeigenschaften der Thoraxe wurden jeweils gleich belassen, sodass allein der Einfluss der unterschiedlichen Geometrien untersucht werden konnte

Simulationstyp 1: Ergebnisse des Frontalanpralls mit quaderförmigem Impaktor – Kontaktkraftmessungen

Für die Kontaktkräfte zwischen Impaktor und Sternum im Frontalanprall zeigen sich kaum Unterschiede zwischen der alten und der jungen Thoraxkonfiguration im gesamten Thorax. Die Kontaktkraft im jungen Thorax ist leicht höher als im alten, das THUMS-3-Original liegt dazwischen. Lediglich in der maximalen Belastung der einzelnen Rippen (von Mises Maximum Stress) zeigt sich eine geringfügig höhere Maximalspannung in der vierten und 8. Rippe der alten Bevölkerung. In der zweiten Rippe hingegen ist die Maximalspannung der jungen Bevölkerung höher.

Die Contour-Plots (von Mises Stress) zeigen kaum Unterschiede zwischen der alten und der jungen Bevölkerung.

Simulationstyp 2: Ergebnisse des Frontalanpralls mit quaderförmigem Impaktor – posteriore Kraft

Die Ergebnisse der Messung der posterioren Kräfte für den Frontalanprall mit quaderförmigem Impaktor zeigen zunächst eine gute Übereinstimmung zwischen den Experimentergebnissen von VEZIN et al. und den Simulationsergebnissen mit THUMS 3. Dies ist Voraussetzung für eine valide Simulation mit den aus THUMS 3 generierten gemorphten Thoraxen.

Der Frontalanprall mit posteriorer Kraftmessung zeigt zunächst bei den nach Mittelwerten gemorphten Thoraxen (Mittelwert global alt und Mittelwert global jung post mortem und klinisches Kollektiv) einen Unterschied von ca. 100 N zwischen beiden jungen (Gruppe 1 post mortem und klinisch) und den beiden alten gemorphten Thoraxen (Gruppe 4 post mortem und klinisch). Hierbei sind die posterioren Kräfte in der jungen Altersgruppe höher als in der alten. Dies entspricht nicht den Erwartungen, die die Ergebnisse von KENT (2005) nahelegen, denn hier war in der alten Konfiguration „up“ eine höhere posteriore Kraft aufgetreten.

Um den Unterschied noch einmal genauer zu untersuchen, wurden daher die gleichen Simulationen noch einmal mit den extrem alten und jungen globalen Thoraxen (global auf Basis der anthropometrischen Basismaße Thoraxtiefe und Thoraxbreite gemorpht) durchgeführt. Die Ergebnisse zeigen ein ähnliches Bild wie bei den mittleren Thoraxen nur noch verstärkt: Im extrem jungen Thorax treten stärkere posteriore Kräfte auf als im extrem alten Thorax.

Simulationstyp 3: Ergebnisse Frontalanprall mit Gurt

Auch im Frontalanprall mit Gurt ergab sich das gleiche Bild wie in den Frontalanprällen mit Impaktor: Entgegen den Erwartungen liegt die posteriore Kraft der jungen Altersgruppe deutlich über der der alten Altersgruppe.

Angesichts dieses in drei Simulationen deutlich werdenden Bildes drängt sich folgende Interpretation auf: Der junge Thorax ist im Nachteil, da er eine weitaus geringere Tiefe besitzt und so der einwirkenden Kraft weniger Deformationsweg entgegenzusetzen kann. Dieses Maß dominiert den Vorteil des von KENT et al. entdeckten Rippenwinkels in der Sagittalebene. Beweise für diese Interpretation lie-

fert Simulationstyp 7 mit dem komplett nach Kent'schem Vorbild gemorphten vollen Thorax.

Simulationstyp 4: Ergebnisse Seitenanprall an lateralstem Punkt der 5. rechten Rippe mit Ausrichtung des Impaktors an die jeweilige Thoraxgeometrie

Für den Seitenanprall hingegen zeigen sich Unterschiede zwischen der alten und der jungen Konfiguration.

Bei angepasster Impaktororientierung ist die Steifigkeit der alten Thoraxkonfiguration geringer als die der jungen Konfiguration und des THUMS-3-Originals. Auch bezüglich der Deformationen in y- und z-Richtung ergaben sich Unterschiede zwischen altem und jungem Thorax.

Bei den Rippen 2 und 4 ist ein kontinuierlicher Unterschied in y-Richtung von mehr als 2 mm entlang des gesamten Impaktorweges zu erkennen. Bei Rippe 6 ist dies ebenfalls mit einem Unterschied von 1,5 mm der Fall. Der Unterschied in der Verschiebung in y-Richtung bei der 8. Rippe vergrößert sich mit dem Weg des Impaktors sogar auf 3 mm. Die absolute Deformation der Thoraxe in y-Richtung liegt zwischen 12 mm (Rippe 2) und 19 mm (Rippe 6). Die relativen Altersunterschiede liegen also je nach betrachteter Rippe zwischen 7,9 und 16,7 Prozent.

In z-Richtung gibt es bei den Rippen 2 und 6 einen Altersunterschied von etwa 2 mm und bei Rippe 4 von 1,5 mm. Bei Rippe 8 ist ein ähnliches Bild wie in y-Richtung zu erkennen. Der Unterschied zwischen junger und alter Rippenkonfiguration beträgt hier mehr als 3 mm.

In x-Richtung wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen altem und jungem Thorax festgestellt.

Simulationstyp 5: Seitenanprall an lateralstem Punkt der 5. rechten Rippe, wobei die Ausrichtung des Impaktors gleich gelassen wird

Für die Simulationen, in denen die Impaktororientierung gleich belassen wurde, ergaben sich im Kraft-Weg-Diagramm keine so großen Unterschiede wie bei angepasster Impaktororientierung. Dennoch ist nach wie vor eine geringere Steifigkeit des alten Thorax zu erkennen. Auch die Unterschiede in y- und z-Richtung sind etwas geringer als bei an-

gepasster Impaktororientierung, sind jedoch noch immer vorhanden.

Nach einem Vergleich der Ergebnisse aus den Seitenanprallsimulationen mit und ohne an die Thoraxgeometrie angepasstem Impaktor ergeben sich folgende erste Aussagen bezüglich eines Altersunterschiedes zwischen jungen und alten Menschen für die Rippen 2, 4, 6 und 8:

- Rippe 2
Kein Unterschied der Deformation in x-Richtung. 1,5 mm Altersunterschied in z-Richtung.
- Rippe 4
Geringe Unterschiede der Deformation in y-Richtung (< 1 mm). Keine Unterschiede in x- oder z-Richtung.
- Rippe 6
Zwischen 1,5 mm und 2 mm Unterschied zwischen den 18- bis 34-Jährigen und den über 64-Jährigen für alle drei Deformationsrichtungen.
- Rippe 8
Steigende Unterschiede mit Weg des Impaktors in y- und z-Richtung.

Auffällig ist, dass die Unterschiede zwischen junger und alter Bevölkerung vor allem bei den unteren Rippen (6 und 8) lokalisiert sind.

Simulationstyp 6: Seitenanprall mit zylindrischem Impaktor

Im Seitenanprall mit zylindrischem Impaktor kommen andere geometrische Parameter zur Geltung als im Frontalanprall. Vor allem die deutlich unterschiedliche Rippenkrümmung (geringere Krümmung im Alter) wirkt sich aus. In den Simulationen wurden insbesondere die Spannungs-Kontourplots des gesamten Thorax und der sechsten Rippe näher betrachtet und es zeigt sich ein Unterschied zwischen altem lokalem mittlerem und jungem lokalem mittlerem Thorax.

Die isolierte sechste rechte Rippe im alten mittleren Thorax bricht früher als im jungen, da früher die kritische Spannung erreicht wird. Hierbei ist – unter geringerem Kent-Winkel – im jungen Thorax eine Rotation der Rippe nach unten zu beobachten, mit der sich die Rippe der Belastung entzieht. Im alten Thorax ist diese Rotation aufgrund des größeren Kent-Winkels nicht so gut möglich – die Rippe bricht leichter.

Schaltet man die 5. Rippe, hinzu wird keine Fraktur beobachtet.

Betrachtet man den gesamten knöchernen Thorax im Seitenanprall, fällt zunächst auf, dass die maximale Spannungskonzentration auf der sechsten rechten Rippe liegt. In der Kontaktkraftkurve (Kontaktkraft zwischen Rippe und Impaktor) liegt erneut die Kraft der alten Altersgruppe höher als die der jungen.

Simulationstyp 7: Frontalanprall mit Gurt bei Kent-artigem Thorax

Die Frontalanprall-Simulationen mit Gurt beim Kent-artigen Thorax wurden entsprechend den Tabletop-Versuchen von KENT et al. (2004) durchgeführt. Es wurde hierbei die in dieser Literaturquelle beschriebene feste Brustkorbeindrückung pro Zeiteinheit eingestellt. Die Simulationen erfolgten sowohl mit dem THUMS-3-Original-Thorax als auch mit dem nach der Kent-Methode gemorphten „alten“ Thorax. Es handelt sich im Gegensatz zu den übrigen Modell-Varianten bei beiden Thoraxen um komplette Modelle mit Weichteilen.

Die Ergebnisse zeigen, ähnlich wie bei den knöchernen Modellen, deutlich höhere Spannungen im vermeidlich „jungen“ THUMS-3-Originalmodelle während das vermeintlich „alte“ Modell mit den höheren Winkeln in der Sagittalebene aufgrund der größeren Thoraxtiefe deutlich im Vorteil ist. Diese Ergebnisse legen nahe, dass KENT et al. in ihrem Modell und ihren Simulationen von 2005 den Rippenwinkel in der Sagittalebene zu isoliert betrachtet und den offensichtlich weitaus ausschlaggebenden Faktor der Thoraxtiefe vernachlässigt haben.

Simulationstyp 8: 75%-Perzentil-Thorax

Mit einer finalen Thoraxgeometrie, die in das THUMS-3-Modell eingearbeitet wurde und dem 75. Perzentil der alten Bevölkerung entspricht, werden verschiedene Vergleichsstudien durchgeführt. Hier soll einerseits die Stabilität des neuen Modells aufgezeigt werden, andererseits die Ergebnisse denen des originalen THUMS-Modells gegenübergestellt werden, um einschätzen zu können, welchen Einfluss die vorgenommenen Änderungen auf die Ergebnisse haben.

Vergleichsbasis war hierbei hier das originale THUMS-3-Insassenmodell. Es werden insgesamt drei Lastfälle betrachtet:

- LC01 – frontaler Pendelimpakt,
- LC02 – lateraler Pendelimpakt,
- LC03 – Tabletop-Test,

jeweils für das originale und das modifizierte THUMS-3-Modell.

Es wurde eine vereinfachte Methode zur Generierung verschiedener Thoraxgeometrien, ausgehend von der Sternumposition und -form entwickelt und anhand eines Beispielthorax demonstriert. Die Methode beruht auf rein geometrischen Änderungen – Materialparameter und -dichten wurden beibehalten.

Beide Thoraxe weisen in LC01 und LC02 Unterschiede in den Simulationsergebnissen auf.

Der Lastfall LC01 wird nach den Vorgaben von KROELL (KROELL et al., 1974) modelliert, indem ein Pendel frontal auf den Thorax geschossen wird. Man erkennt ein sehr ähnliches Verhalten beider Modelle. Man kann auf eine vergleichbare Steifigkeit der beiden Thoraxe schließen.

Der Lastfall LC02 beschreibt einen lateralen Pendelimpakt gegen den seitlichen Thorax der beiden THUMS-Modelle. Insgesamt gibt es auch hier keine großen Unterschieden zwischen den beiden Thoraxen. Das modifizierte Modell scheint sich etwas steifer zu verhalten.

Beim LC03, dem „Tabletop“-Test, zurückzuführen auf Versuche von KENT et al., liegt das THUMS-Modell rücklings auf einer starren Tischplatte (KENT, LESSELY & SHERWOOD, 2004). Das Modell wird mit einem Diagonalgurt auf dem Tisch befestigt, der das Sternum mittig kreuzt.

Man erkennt eine erhebliche Deformation der beiden Thoraxe durch den Gurt. Des Weiteren erkennt man ein Abheben des Pelvisbereichs infolge der Thoraxbelastung.

Die Kontaktkräfte sind wiederum sehr ähnlich. Man erkennt wieder eine größere Intrusion beim modifizierten THUMS-Modell, die auf Steifigkeitsunterschiede der beiden Thoraxe zurückzuführen sein dürfte.

1.1.4 Bewertung

Abschließend kann auf Basis der durchgeführten Analysen festgestellt werden, dass in der deutschen Bevölkerung deutliche geometrische Alters-

unterschiede am knöchernen Thorax existieren. Einige dieser Unterschiede scheinen dabei, wie die Simulationsergebnisse zeigen, mehr Einfluss auf das biomechanische Verhalten im Frontal- und Seitenanprall zu haben als andere.

So ist die Thoraxtiefe, die im Alter sowohl auf Höhe des Unterrands des Manubriums als auch auf Höhe des Unterrands des Corpus sternii zunimmt, entsprechend den Ergebnissen mit dem Kent-artigen Thorax als deutlich einflussreicher zu bewerten als der bereits von KENT et al. (2005) ermittelte Winkel in der Sagittalebene.

Die Zwischenergebnisse deuten darauf hin, dass die Thoraxgeometrie des über 65-Jährigen Mannes, unabhängig von den sich im Alter verändernden Materialparametern, sich eher gegen den Frontalanprall protektiv als ungünstig auswirkt. Beim Seitenanprall sind ähnliche, wenn auch nicht so deutliche Tendenzen festzustellen. Dies würde bedeuten, dass die aus der Epidemiologie und experimentellen Studien ersichtliche deutlich erniedrigte Verletzungstoleranz des Thorax (mehr Rippenfrakturen bei gleicher Brustkorbeindrückung, verringerte Bruchtoleranz einzelner Rippen) auf einzelne sich verändernde Materialparameter (allen voran die verringerte Bruchdehnung) und die abnehmende Kortikalisdicke zurückzuführen sind.

Da jedoch die Thoraxgeometrie trotz allem einen Einfluss hat, auch wenn dieser sich protektiv statt negativ auswirkt, und zudem der Einfluss der gekrümmten Wirbelsäule auf die Verletzungstoleranz noch nicht erforscht ist, wird empfohlen, in Zukunft ein Menschmodell mit altem Thorax bei der Bewertung von Sicherheitssystemen einzusetzen. Es wäre erstrebenswert, hierfür die Geometrie eines realen Individuums zu verwenden, da künstlich erstellte extreme Geometrien in der Bevölkerung nicht vorkommen und altersbedingte Veränderungen im Mittel die Geometrie nicht sehr stark beeinflussen. Hierbei muss jedoch beachtet werden, dass die Einpassung eines Modells eines realen alten Individuums in die restliche Gesamtkörpergeometrie einen überproportional hohen Arbeitsaufwand darstellt.

Abschließend betrachtet wird ein Menschmodell, welches das 75. Perzentil der alten Bevölkerung repräsentiert, als ausreichend aussagekräftig hinsichtlich der im Alter veränderten Geometrie klassifiziert und gleichzeitig als mit angemessenem Aufwand realisierbar angesehen. Es wird daher für die Bewertung von Sicherheitssystemen empfohlen.

2 Definition des Stands der Technik

Im Folgenden werden Materialeigenschaften des Sternums, des Rippenknochens und -knorpels sowie deren Alterungsprozesse erläutert. Anschließend erfolgen die Erfassung modellierungsrelevanter biomechanischer Daten sowie eine anthropometrische Einordnung aktueller Menschmodelle hinsichtlich dieser Parameter.

2.1 Grundlagen in der Anatomie und Alterungsprozesse von Knochen

Der menschliche Brustkorb besteht aus 24 Rippen, dem Brustbein, dem Rippenknorpel, den 12 Brustwirbeln sowie deren Rippenwirbelgelenken.

Rippen und Brustbein bestehen aus zwei Strukturen: der äußeren harten Schicht, der so genannten Kompakta, und einer inneren schwammartigen Schicht, der so genannten Spongiosa. Umhüllt werden beide Strukturen von der Knochenhaut, dem Periost.

Die Mikrostruktur beider Schichten, der Kompakta und der Spongiosa, ist hierarchisch aufgebaut. Drei Aminosäureketten formen zunächst das Kollagenprotein Tropokollagen. Mehrere dieser Proteine bilden dann Kollagenfibrillen, den Grundbaustein des Knochens. Eine Kollagenfaser besteht aus mehreren Kollagenfibrillen und bildet die Lamellenstruktur des Knochens. Die Struktur der Kompakta und der Spongiosa ist durch den vielfältigen Aufbau der Lamellenstruktur der Kompakta und der schwammartigen Struktur der Spongiosa bedingt (RITCHIE et al., 2009).

Die makrostrukturelle Grundeinheit der Kompakta sind die Osteone. Sie werden über den Haverschen Kanal in ihrem Zentrum versorgt. Sogenannte Volkmann-Kanäle verbinden die Osteone untereinander und verlaufen von der Spongiosa bis in die Knochenhaut.

Ein Osteoid ist die organische Grundsubstanz des Knochens. Diese Substanz verhält sich nicht statisch, sondern unterliegt einem ständigen Auf-, Ab- und Umbauprozess, um sich wechselnden Umweltbedingungen anzupassen. Weitere Knochenzellen lassen sich in Osteozyten, Osteoblasten und Osteoklasten gliedern. Osteozyten entstehen aus Osteoblasten, wenn sich diese mit Osteoid umhül-

len. Osteoblasten, die durch kleine Kanäle, die Canaliculi, verbunden sind, sind für den Knochenaufbau verantwortlich. Osteoklasten dagegen bauen Knochen ab. Im Alter kann ein ungleiches Verhältnis von Osteoblasten und Osteoklasten zum erhöhten Abbau des Knochens und damit zu Osteoporose führen (GRUPE et al., 2012).

Materialeigenschaften des Rippenknorpels

Der Rippenknorpel besteht aus irregulären zylinderartigen Strukturen aus hyalinem Knorpel (FORMAN et al., 2010). Er verbindet die anterioren Enden der ersten bis vierten Rippe direkt mit dem Brustbein. Die Rippen fünf bis zehn werden durch den Knorpel miteinander verbunden und finden an der 5. Rippe Anschluss an das Brustbein.

Der Rippenknorpel hat als Bindeglied zwischen Brustbein und Rippen einen bedeutenden Einfluss auf das biomechanische Verhalten des vorderen Brustkorbs und damit auch auf die Art und Weise der Kraftübertragung. Diese wiederum bedingt die Spannungs-Dehnungs-Verteilung innerhalb des Materials sowie dessen Biegesteifigkeit. Folglich beeinflusst der Rippenknorpel nicht nur das Deformationsverhalten des Brustkorbs, sondern auch dessen Verletzungswahrscheinlichkeit.

Die Mikrostruktur des Rippenknorpels besteht aus so genannten Chondrozyten, welche den Grundbaustein des hyalinen Knorpels ausmachen. Am Rand des hyalinen Gewebes haben Chondrozyten eine elliptische Form, die Knorpelhöhle ist durch Kollagenfasern des Typs II von der Umgebung abgegrenzt. Im Inneren des Knorpels sind sie rundlich mit fingerförmigen Fortsätzen und kommen in Gruppen von bis zu 10 Zellen vor. Mehrere Knorpelhöhlen werden ebenfalls durch Kollagenfasern zu funktionellen Einheiten, den Chondronen, zusammengefasst. Diese sind stark druckelastisch.

Alterungsprozesse an Rippen und Brustbein

Das Risiko einer Knochenfraktur ist stark altersabhängig. Der Knochen verliert im Alter an Material, auch bekannt als Osteoporose. Experimente mit menschlichem Knochengewebe (Kompakta) der Altersgruppe zwischen 34 und 99 Jahren zeigten eine 40%ige Abnahme der Widerstandsfähigkeit gegen Mikrorisse und ein schlechtes Heilungsvermögen dieser Risse, wenn beide Parameter mit dem Alter in Korrelation gesetzt wurden (RITCHIE et al., 2009).

Bedingt wird der Abbau von Knochengewebe auf mikrostruktureller Ebene. Kollagen wird dabei so weit abgebaut, dass sich die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Kollagenfibrillen und die Knochenstruktur aufgrund der erhöhten Anzahl an Osteonen verschlechtern. Dieses scheint den größten Einfluss auf die Stabilität des Knochens hinsichtlich seiner Bruchfestigkeit zu haben.

Mit zunehmendem Alter lassen sich außerdem folgende Umbauprozesse im Knochen beobachten: Eine Verschiebung der Zementlinien, eine dünne kollagenfreie Schicht, die Osteone umgibt, blockiert zunehmend die kleinen Kanäle, die interstitielle Knochenzellen miteinander verbinden, und bedingt dadurch eine Zunahme der Zelltodrate. Innerhalb dieser Zementlinien entstehen auch Mikrorisse. Eine Zunahme der Osteonanzahl hat folglich eine Zunahme an Mikrorissen zur Folge. Damit nimmt wiederum das Risiko einer Knochenfraktur zu.

Zusammenfassend können altersbedingte Veränderungen in der Mikrostruktur des Knochens auf folgende Parameter zurückgeführt werden: auf die Abnahme der Kortikalisdicke, auf die Abnahme der Spongiosa und damit auf geometrische Veränderungen des Knochens in der Makrostruktur-Ebene.

Alterungsprozesse im Rippenknorpel

Der Alterungsprozess im Rippenknorpel ist durch eine Zunahme an Kalzium innerhalb des Gewebes bedingt. Dieser Prozess der Kalziumzunahme wird auch Kalzifizieren (engl. calcification) genannt. Nach LAU et al. treten solche Kalkablagerungen zunächst im Perichondrium auf, darauf im restlichen Knorpel, wobei die Ränder der anhängenden Knochen (Rippen und Brustbein) zuerst betroffen sind (LAU et al., 2011).

Folgendes lässt sich daraus für den Verletzungsmechanismus des Rippenknorpels schließen: Knorpelbrüche neigen dazu, nahe an Strukturen mit geringer Dichte zu entstehen, die von Geweben mit viel Kalkablagerung umgeben sind. Die charakteristische Zugsteifigkeit des Rippenknorpels liegt bei einem elastischen Modul von 0.049 GPa (FORMAN et al., 2010). Nach einer Zunahme des Kalziumanteils nimmt die Steifigkeit des Knorpels bis zu einer Größenordnung zu, die mit der der Kortikalis vergleichbar ist.

2.2 Erfassung modellierungsrelevanter biomechanischer Daten

Um modellierungs- und validierungsrelevante biomechanische Daten von Fahrzeuginsassen verschiedener Altersgruppen im Bereich des Thorax zu erfassen, wurde eine umfassende Literaturstudie in sowohl biomechanischer als auch medizinischer Fachliteratur durchgeführt.

Im Zuge der Recherchen wurde schnell klar, dass Material-abhängige Veränderungen des knöchernen Thorax bereits gut bekannt sind. Entsprechende, in mechanischen Versuchen gewonnene Materialkennwerte wurden unter anderem von YAMADA (YAMADA et al., 1970) und CARTER und SPENGLER (CARTER und SPENGLER, 1978) beschrieben. CARTER und SPENGLER fassten eine ganze Reihe an Literaturquellen zusammen und stellten fest, dass das Elastizitätsmodul (Young's Modulus) um 1,5 %, die Fließspannung (yield stress) um 2,2 % und die Bruchdehnung (ultimate strain) um 5,1 % pro Jahrzehnt abnehmen. Ursache für die Veränderung dieser Kennwerte ist vor allem der Umbau des kortikalen kompakten Knochens (Kortikalis) im Alter. Diese äußere Schicht, die bei Anprällen den Hauptanteil der einwirkenden Kraft abfängt, wird wie in Kapitel 3.1 bereits erwähnt, durch das Absterben der für den Aufbau neuer Knochensubstanz zuständigen Osteone im Alter poröser. Angelehnt an die Ergebnisse von CARTER und Spengler stellten KENT et al. in ihrer Studie die in Tabelle 1 beschriebenen Kennwerte für einen „alten“ knöchernen Brustkorb auf.

STEIN und GRANIK (STEIN und GRANIK, 1976) untersuchten zudem die strukturellen Veränderungen des kompakten Knochens im Alter. Hierzu führten sie an je drei Rippen von 79 Individuen zwischen 27 und 83 Jahren Biegeversuche durch und fanden einen umgekehrt proportionalen Zusammenhang zwischen der Kraft, bei der die Rippe bricht, und dem Alter des Individuums (vgl. Bild 1). Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass sich in Rippen das Verhältnis von kortikaler Schicht zu

spongiosen Knochens im Querschnitt ändert: An der endostealen (innere Knochenhaut) Seite des kompakten Knochens wird Knochensubstanz resorbiert. Dies führt zu einer Abnahme des Anteils an kompaktem Knochen im Querschnitt. STEIN und GRANIK beschreiben diese Abnahme der Kortikalisfläche in einer Regressionsgerade. Demnach nimmt die Kortikalisfläche ab einem Lebensalter von 25 Jahren um ungefähr 0,19 mm² pro Jahr ab (vgl. Bild 2). Diese Abnahme führt den Autoren zufolge zu der beschriebenen verminderten Belastbarkeit des Knochens.

Aufgrund der oben beschriebenen Literaturdaten zur Änderung von Materialparametern des alternen Knochens und weiterer umfassender Literaturquellen wird die Datengrundlage für eine Simulation des alten Thorax hier zunächst als ausreichend bewertet.

Im Gegensatz zu materiellen und strukturellen Faktoren werden jedoch kaum geometrische Veränderungen des knöchernen Thorax in der Literatur be-

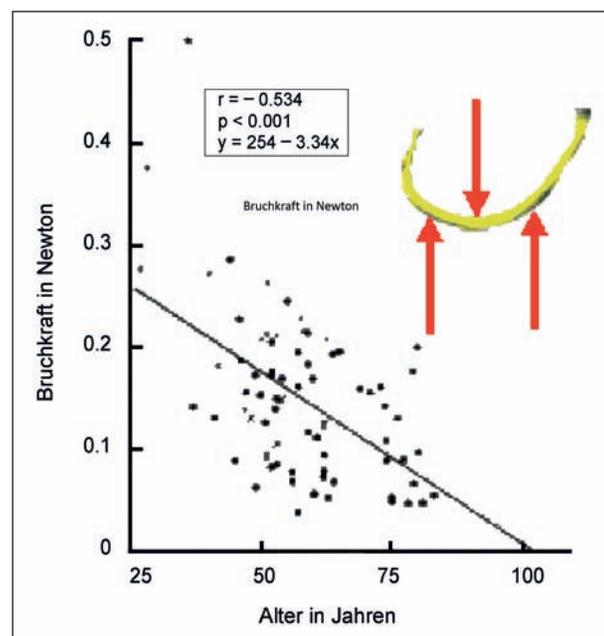


Bild 1: Abnahme der Rippenbelastbarkeit mit dem Alter nach STEIN und GRANIK (1976)

Materialparameter	Kortikaler Knochen	Trabekulärer Knochen	Verringerung im Vergleich zum jungen Menschen
Elastizitätsmodul	10,3 GPa	524,2 MPa	30 %
Plastizitätsmodul	420 MPa	0,7 MPa	30 %
Yield Stress	61,6 MPa	6,3 MPa	30 %
Failure Strain	0,018	0,078	40 %

Tab. 1: Materialkennwerte eines „alten“ Thorax nach KENT et al. (2005a) entnommen von CARTER und SPENGLER (1978)

schrieben. Die Datenlage beschränkt sich hier im Wesentlichen auf die beiden bereits in Kapitel 1 genannten Quellen KENT et al. (2005a) und GAYZIK et al. (2008), die nun noch einmal ausführlicher beschrieben werden sollen.

KENT et al. untersuchten in ihrer Arbeit „Structural Material Changes in the Aging Thorax and Their Role in Crash Protection für Older Occupants“ den Zusammenhang zwischen der Größe des Rippenwinkels in der Sagittalebene und den Faktoren Le-

bensalter, Körpergewicht und Körpergröße. Anhand von Ganzkörper-CT-Aufnahmen von 161 Patienten zwischen 18 und 89 Jahren (beide Geschlechter vertreten) stellten KENT et al. eine signifikante Zunahme des Winkels mit zunehmendem Lebensalter um $0,0811^\circ$ pro Jahr in der Altersspanne zwischen 20 und 80 Jahren fest (vgl. Bild 3). Anzumerken ist, dass der Rippenwinkel zwischen den Individuen auch innerhalb einer Altersklasse jedoch stark variiert. Der Rippenwinkel steigt ebenfalls signifikant mit zunehmendem Body-Mass-Index (vgl. Bild 4), wird von der Körperhöhe jedoch nicht beeinflusst.

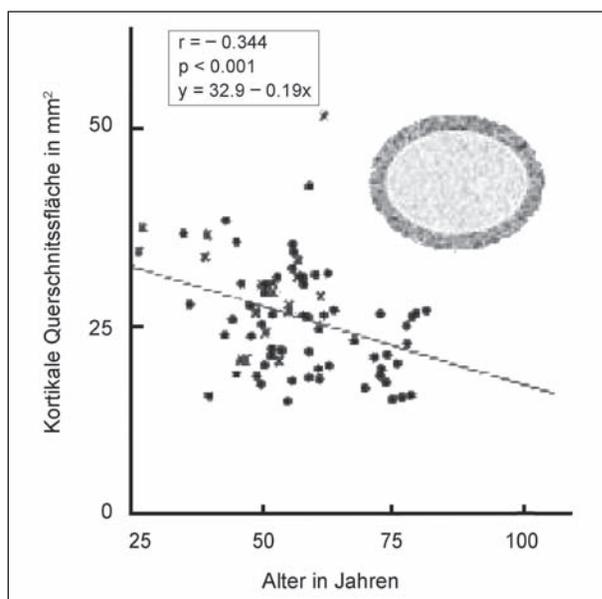


Bild 2: Abnahme der Kortikalisfläche mit zunehmendem Alter nach STEIN und GRANIK (1976)

Im zweiten Schritt untersuchen KENT et al. den Einfluss des größeren Rippenwinkels in höherem Alter auf verletzungsrelevante biomechanische Eigenschaften des Thorax mit dem Finite-Elemente-Modell THUMS. Untersucht wurden hierbei die effektive Steifheit (thoracic stiffness) des Modells eines bezüglich des Winkels als „alt“ definierten Thorax sowie dessen Bruchtoleranz (chest deflection threshold) bei 20 Prozent Brustkorbeindrückung. Die Ergebnisse wurden mit zwei bereits bekannten Faktoren eines gealterten Thorax verglichen, nämlich der im Alter verringerten Kortikalschichtdicke (nach STEIN und GRANIK, oben beschrieben) und den poröseren Materialeigenschaften (vgl. hierzu die Werte von Tabelle 1). Simuliert wurde die sternale Thoraxbelastung eines einfach diagonalen sowie eines doppelt diagonalen Rückhaltgurtes. Gemessen wurde die Gegenkraft des Thorax für alle drei Parameter.

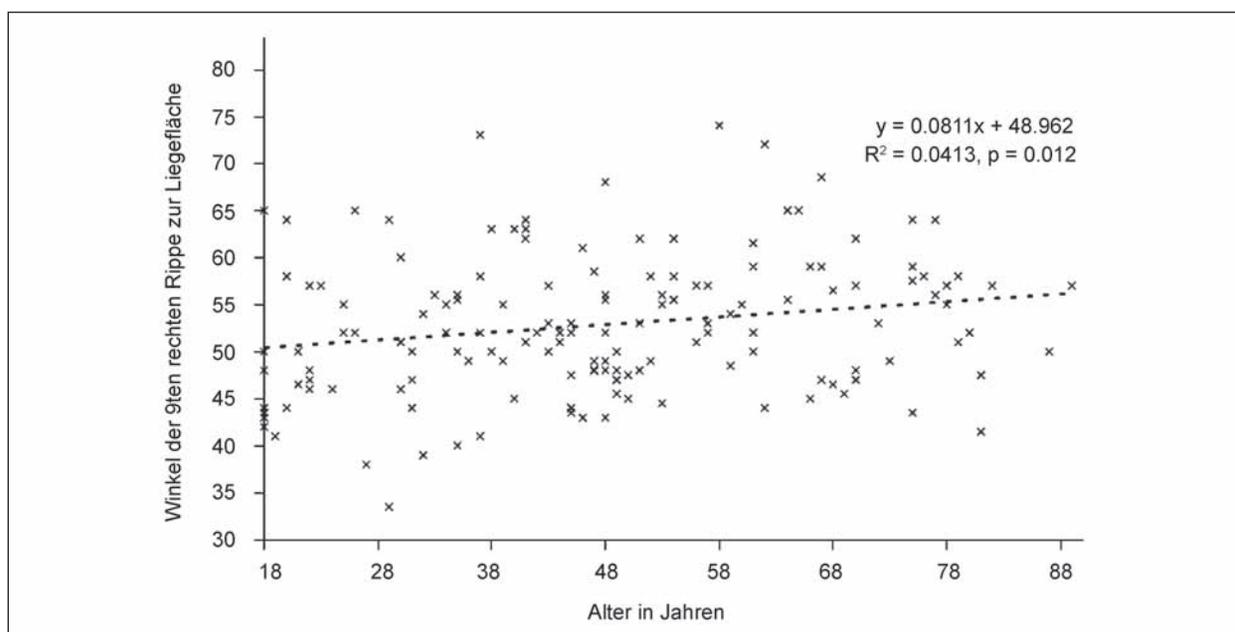


Bild 3: Ergebnisse und Regressionsgerade zur Veränderung des Rippenwinkels der neunten Rippe in der Sagittalebene nach KENT et al. (2005a). War die neunte Rippe nicht auswertbar, wurde auf die achte, siebte oder sechste zurückgegriffen

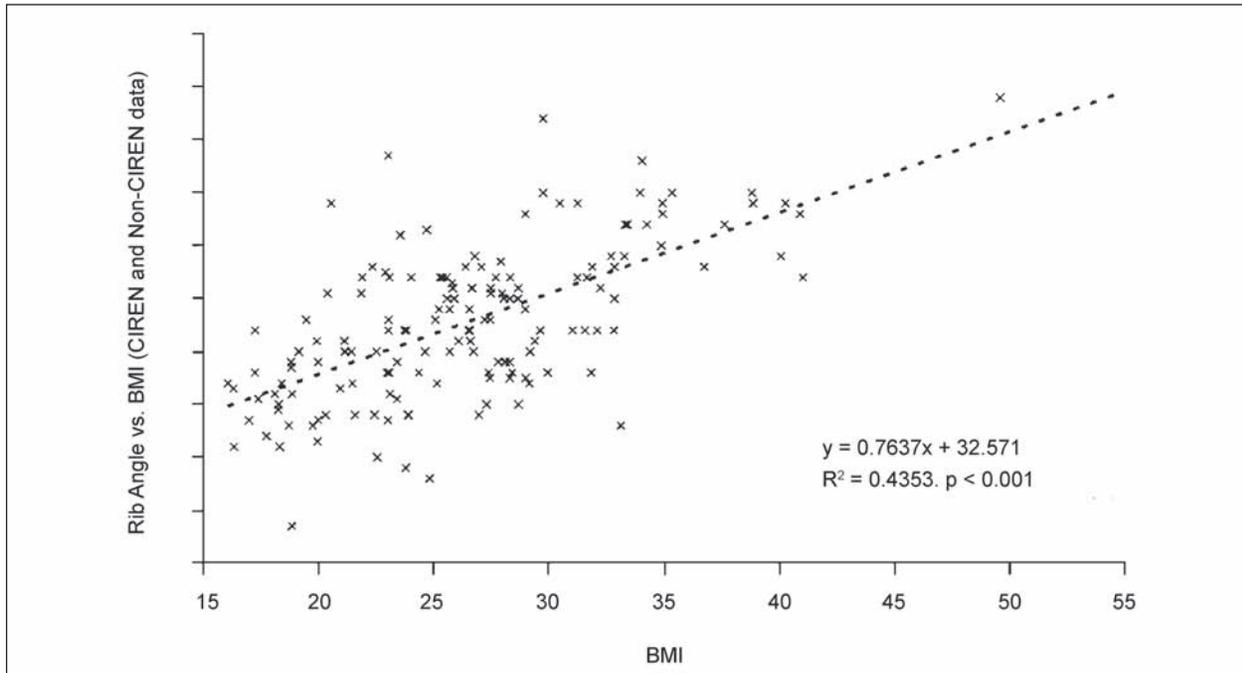


Bild 4: Ergebnisse und Regressionsgerade zur Veränderung des Rippenwinkels mit dem Body-Mass-Index, nach KENT et al. (2005a)

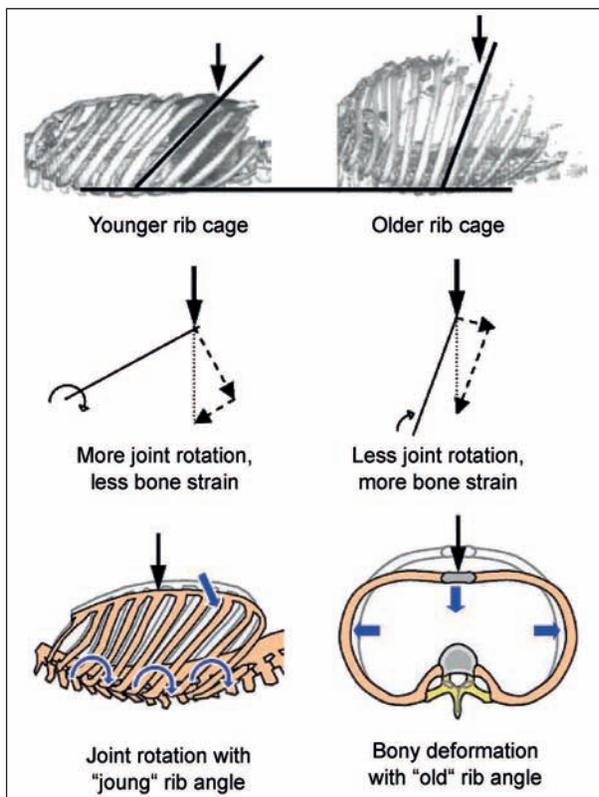


Bild 5: Auswirkungen eines vergrößerten Rippenwinkels in der Sagittalebene auf die Belastungsart im Frontalaufprall nach KENT et al. (2005)

KENT et al. stellten in ihren Simulationen fest, dass die geometrische Veränderung des Rippenwinkels im Alter eine ebenso große Rolle für die biomecha-

nische Verletzbarkeit spielt wie die bereits bekannte dünnere Kortikalschicht und die schlechteren Materialeigenschaften. Die effektive Steifheit des Thorax nahm bei größerem Rippenwinkel zu und konnte die durch die anderen beiden Altersfaktoren verringerte Steifheit kompensieren. Im Gegensatz zur Steifheit nahm jedoch die Bruchtoleranz des „alten“ Thorax mit größerem Rippenwinkel ab. Zwar spielten hier im Vergleich die Materialeigenschaften die größere Rolle, doch auch der vergrößerte Rippenwinkel alleine führte zu einer Zunahme an Frakturen um 20 bis 30 %.

Den Einfluss des Rippenwinkels auf die biomechanischen Eigenschaften des Thorax erklärt KENT folgendermaßen: Bei höherem Winkel wirkt der größte Anteil der sternal einwirkenden Kraft in der Ebene der Rippe und erhöht die Deformation des Knochens im Vergleich zu einem geringeren Winkel, während bei einem geringeren Winkel die Rippe auf die einwirkende Kraft mit einer Rotationsbewegung reagiert (vgl. Bild 5).

Abschließend folgerten KENT et al., dass die Steifheit des Thorax im Alter zwar nicht abnimmt, jedoch die Kraft, die noch toleriert wird, bevor es zu Brüchen kommt, sehr viel geringer ist.

Aufbauend auf der von KENT et al. (2005a) aufgestellten Funktion zur Beschreibung der Veränderung des Rippenwinkels in der Sagittalebene

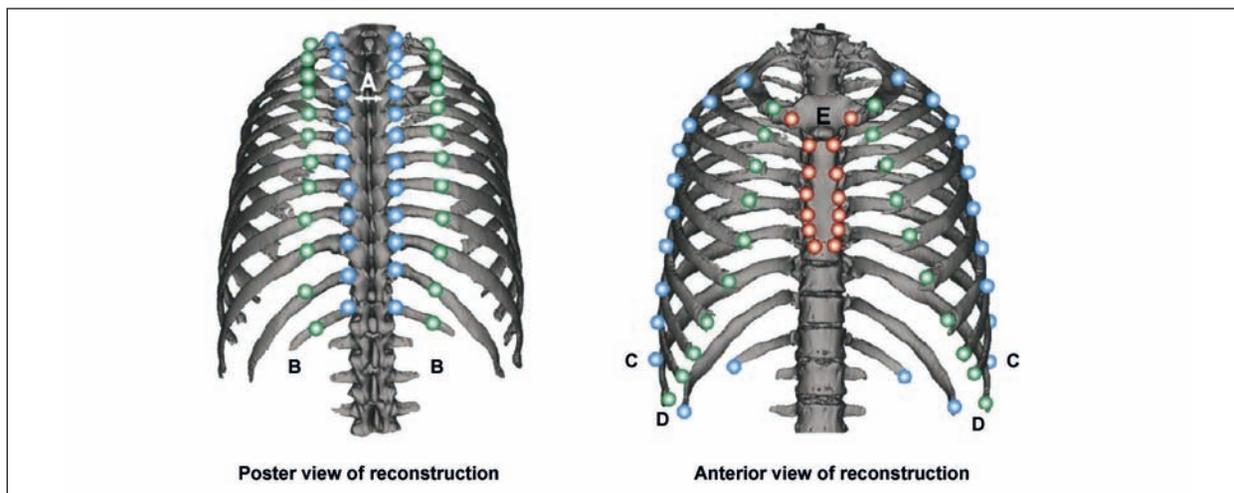


Bild 6: Landmarks zur Beschreibung der Thorax-Geometrie nach GAYZIK et al. (2008)

wurde die in Kapitel 3.3 vorgenommene Einordnung der Menschmodelle THUMS 3 und 4 sowie HUMOS 2 übernommen. Die Erkenntnisse zum Body-Mass-Index als Thorax-Geometrie beeinflussender Parameter werden darüber hinaus in die Auswahl eines geeigneten CT-Probandenkollektivs mit einbezogen.

Die zweite Literaturquelle, die sich mit der Veränderung geometrischer Faktoren im Alter beschäftigt, ist die Studie von GAYZIK et al. zur „Quantification of age related shape change of the human rib cage through geometric morphometrics“ (GAYZIK et al., 2008). Es handelt sich hier um eine Untersuchung der gesamten dreidimensionalen Form des Brustkorbs mit dem Alter. GAYZIK et al. untersuchten CT-Aufnahmen von 63 Männern zwischen 16 und 80 Jahren (Durchschnittsalter 57 Jahre), extrahierten deren Brustkorbgeometrien in Mimics und legten 106 Landmarks fest, die den Brustkorb beschreiben. 3 bis 5 Landmarks pro Rippe, begonnen beim costovertebralen Gelenk bis zur chondrosternalen Verbindung, wurden definiert (vgl. Bild 6). Zudem wurde die Größe des Brustkorbs bei jedem Individuum durch die Centroidgröße bestimmt (die „centroid size“ drückt Distanzen der Landmarks vom geometrischen Schwerpunkt des Brustkorbs aus). Der Zusammenhang zwischen der Position der Landmarks und dem Lebensalter wurde mit einer im Bereich der Morphometrie gängigen statistischen Analyse, der sogenannten Procrustes-Analyse („procrustes superimposition“) untersucht.

GAYZIK et al. konnten mit dieser Methodik bei ihrem Probandenkollektiv eine deutliche Veränderung der Brustkorbgeometrie hin zu einem generell

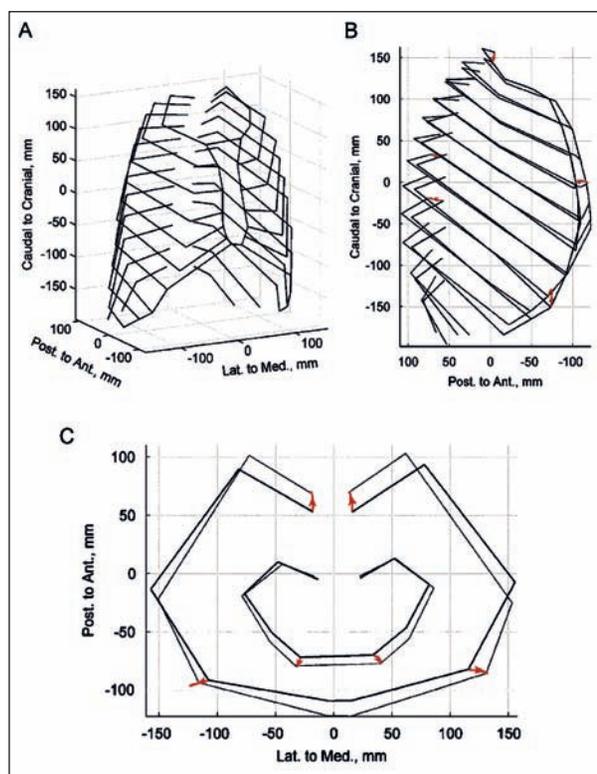


Bild 7: Ergebnisse der morphometrischen Analyse der Veränderung des Brustkorbes von zwanzig zu achtzig Jahren (rote Pfeile) nach GAYZIK et al. (2008)

runderen Brustkorb nachweisen (vgl. Bild 7). Einige dieser Formänderungsmerkmale entsprechen bereits bekannten klinischen Alterungsfaktoren wie beispielsweise der steigenden Kyphose der Wirbelsäule mit zunehmendem Alter. Die Größe des Brustkorbs (ausgedrückt durch die „centroid size“) nahm zwar nicht mit dem Alter, jedoch mit dem Körpergewicht zu.

2.3 Anthropometrische Einordnung aktueller Menschmodelle

Die Einordnung der Menschmodelle THUMS 3 (Pedestrian und Occupant), THUMS 4 (Occupant) und HUMOS 2 gliedert sich wie oben beschrieben in zwei Teile.

Zum einen wird eine Vermessung anthropometrischer Standardmaße an allen drei Menschmodellen durchgeführt. Die Untersuchung soll eine erste Aussage darüber ermöglichen, wie genau aktuelle Menschmodelle die Maße der derzeitigen Bevölkerung abbilden. Es werden hierzu anthropometrische Normmaße (in Deutschland DIN 33402) herangezogen, da diese weitläufig in der Industrie verwendet werden. Die ausgewählten Maße beziehen sich bewusst nicht nur auf den Thorax, sondern

bilden den ganzen Menschen ab. Auf diese Weise kann zunächst eine generelle Einordnung des jeweiligen Menschmodells erfolgen.

Zunächst wurden die zu messenden Standardmaße festgelegt. Die Festlegung erfolgte hierbei gemäß der aktuellen DIN-Norm 33402, deren Daten sich aus JÜRGENS et al. (2004) beziehen. Es werden sowohl postkraniale (Maße am Körper) als auch kraniale (Maße am Kopf) Messstrecken erfasst. Die Messungen umfassen sowohl Höhen, Breiten, Tiefen als auch Umfangsmaße. Die Definition der Messstrecken erfolgte gemäß DIN 33402 (Teil 1, 1978) bzw. bei neueren Maßen gemäß JÜRGENS (2004). Tabelle 2 zeigt die bereits gemessenen bzw. noch zu messenden anthropometrischen Strecken.

Maße nach DIN 33402	Definition nach DIN 33402 und JÜRGENS (2004)
Standardmaße	
Körperhöhe	Vertikaler Abstand von der Standfläche bis zum höchsten Punkt des Kopfes
Augenhöhe	Vertikaler Abstand von der Standfläche zum inneren Augenwinkel
akromiale Schulterhöhe	Vertikaler Abstand bis zum rechten Akromion vom Boden
Ellbogenhöhe über der Standfläche	Vertikaler Abstand von der Standfläche bis zum Radiale des rechten Ellenbogens
Tibialhöhe	Vertikaler Abstand von der Standfläche zum Tibiale
Hüftbreite stehend	Maximaler horizontaler Abstand über die Außenseiten der Hüften
Körpersitzhöhe	Vertikaler Abstand von einer horizontalen ebenen Sitzfläche bis zum höchsten Punkt des Kopfes
Augenhöhe sitzend	Vertikaler Abstand von einer horizontalen Sitzfläche bis zum inneren Augenwinkel
Schulterhöhe sitzend	Vertikaler Abstand von einer horizontalen ebenen Sitzfläche bis zum rechten Akromion
Ellbogenhöhe über Sitzfläche	Vertikaler Abstand von einer horizontalen ebenen Sitzfläche bis zum untersten Punkt des angewinkelten Ellenbogens
Schulterbreite biakromial	Geradliniger Abstand der beiden Akromien voneinander
Kniehöhe	Vertikaler Abstand vom Boden bis zur Oberseite des rechtwinklig zum Unterschenkel gehaltenen Oberschenkels direkt über der Kniescheibe
Gesäß-Knielänge	Horizontaler Abstand von dem am weitesten nach vorn vortretenden Teil der Kniescheibe bis zum am weitesten nach hinten vortretenden Teil der Weichteile des Gesäßes
Oberarmlänge	Vertikaler Abstand vom Akromion zum tiefstgelegenen Knochenpunkt des um 90° angewinkelten Ellenbogens
Brustkorbtiefe	Die horizontale Entfernung vom Sternum auf Höhe der Brustwarzen bis zu den in der gleichen Horizontalebene gelegenen Dornfortsatzspitzen der Brustwirbelsäule
Brustumfang stehend	Brustumfang in Höhe der Brustwarzen
Taillienumfang stehend	Taillienumfang stehend
Unterarmlänge	Horizontaler Abstand von der Rückenseite des Oberarms bis zu den Fingerspitzen mit rechtwinklig gebeugtem Unterarm
Oberarmlänge	vertikaler Abstand Akromion zum tiefstgelegenen Knochenpunkt des 90° angewinkelten Ellenbogens

Tab. 2: Im Zuge des anthropometrischen Vergleichs an THUMS 3, 4 und HUMOS 2 abgenommene Maße

Die Vermessung der Menschmodelle erfolgt bei THUMS 3 und 4 in LS Prepost (LSTC, 2001) und bei HUMOS 2 in Hypermesh (Version 11, ALTAIR, 2011). Vor Abnahme der Messstrecken wird das jeweilige Modell mittels Rotation einzelner Körperteile in eine Position gebracht, die der entsprechenden in der DIN 33402 möglichst nahekommt. Bei Abnahme der Maße in sitzender Position wird das Modell zudem so rotiert, dass die Körperlängsachse (Medianebene) entlang der z-Achse verläuft. Bild 8 und Bild 9 zeigen beispielhaft die Abnahme einzelner Maße an THUMS 3 und 4.

Von den Messungen der Standardmaße und dem Vergleich mit den anthropometrischen Maßen der deutschen Bevölkerung liegen bereits Ergebnisse vor. Es wurde die absolute sowie die relative Abweichung der jeweiligen Messstrecke zum in der DIN 33402 definierten Mittelwert der 18- bis 65-Jährigen sowie zur ältesten in der DIN 33402 erfassten Altersgruppe, nämlich den 60- bis 65-Jährigen,

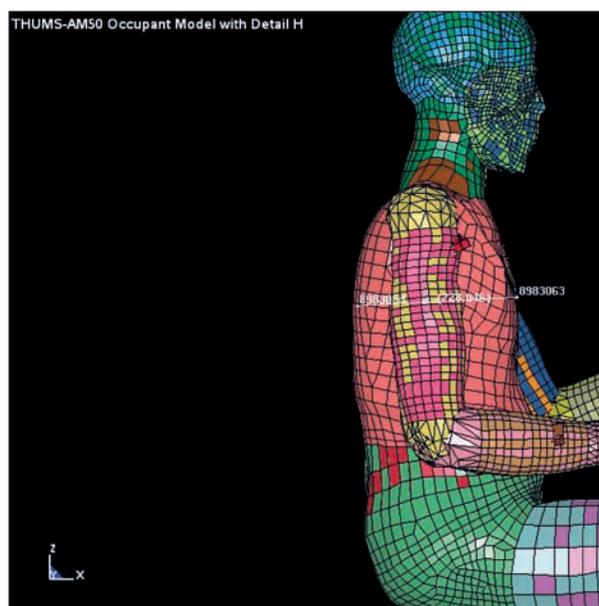


Bild 8: Messung der Brustkorbtiefe an THUMS-3-Pedestrian in LS Prepost nach Rotation zu der in DIN 33402 definierten Position. Es wurde die x-Komponente des Vektors abgenommen

Maße nach DIN 33402	Definition nach DIN 33402 und JÜRGENS (2004)
Kopfmaße	
Kopflänge	Geradliniger Abstand der Glabella von dem vorspringendsten Punkt des Hinterkopfes (Ophistokranion)
Kopfbreite	Maximale Breite des Kopfes oberhalb der Ohren im rechten Winkel zur Mediansagittalebene
Kopfumfang	Maximaler, annähernd horizontaler Umfang um den Kopf, der die Glabella und den vorspringenden Punkt des Hinterkopfes (Ophistokranion) berührt
Kopfhöhe	Projektivische Entfernung des Scheitels von dem untersten Punkt des Unterkiefers
Halsumfang	Umfang des Halses an einem direkt unter dem Kehlkopfknorpel liegenden Punkt
Maße Extremitäten	
Hüftbreite stehend	Maximaler horizontaler Abstand über den Außenseiten der Hüften
Taillienumfang (Nabel, stehend)	Der Umfang des Rumpfes im Bereich zwischen den unteren Rippen und dem oberen Beckenkamm
Bauchtiefe sitzend	Größte Tiefe der Bauchregion im Sitzen
Gesäß-Beinlänge	Horizontaler Abstand vom Fersenbereich der Fußsohle des von der sitzenden Person horizontal abgestreckten Beines bis zu dem am weitesten nach hinten vortretenden Teil der Weichteile des Gesäßes
Oberschenkelumfang	Maximaler Umfang des Oberschenkels
Unterschenkelumfang	Maximaler Umfang des Unterschenkels
Fußbreite	Maximaler Abstand der lateralen Fußflächen voneinander
Fußlänge	Der der Längsachse des Fußes parallel laufende maximale Abstand von der Rückseite der Ferse bis zur Spitze der längsten Zehe
Handlänge	Der bei gestreckter Hand gemessene Abstand von der Spitze des Mittelfingers bis zu dem Punkt des Processus styloideus radii, der am körperfernstem liegt
Masse	
Körpermasse	Die Gesamtmasse des Körpers

Tab. 2: Fortsetzung

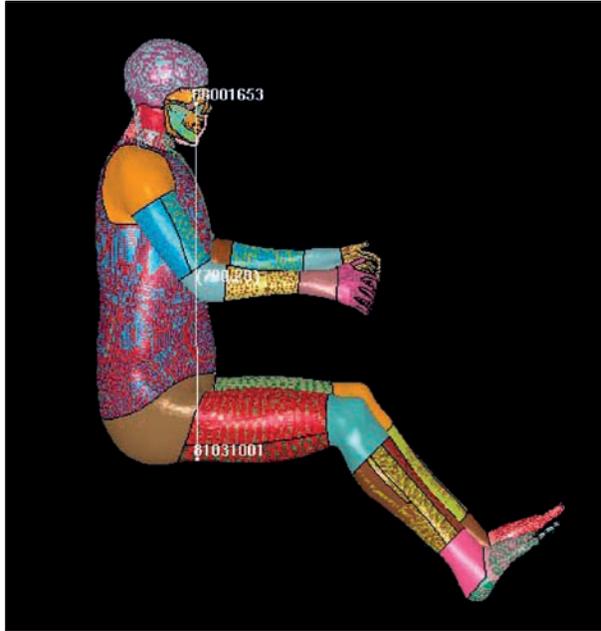


Bild 9: Messung der Augenhöhe sitzend des THUMS-4-Occupant in LS Prepost nach Rotation der Wirbelsäule entsprechend der in der DIN 33402 definierten Position

berechnet. Da bei der Berechnung der Differenz der Messwert vom Literaturwert subtrahiert wurde, bedeuten eine positive Abweichung, dass das Modell bezüglich der Messtrecke zu klein, und eine negative Abweichung, dass es zu groß war. Tabelle 3 zeigt die berechneten relativen und absoluten Abweichungen aller drei vermessenen Modelle von der in JÜRGENS (2004) definierten Gesamtgruppe (18- bis 65-Jährige) sowie den 60- bis 65-Jährigen. Bild 10 bis Bild 15 verdeutlichen die Ergebnisse grafisch.

Die Ergebnisse bei THUMS 3 bezüglich der meisten stehenden Maße sowie das für die Automobilindustrie wichtige Maß der Körpersitzhöhe zeigen nur eine geringe Abweichung zu den Maßen sowohl der Gruppe der 60- bis 65-Jährigen als auch der Gesamtgruppe. Die Abweichungen betragen zwischen 1,1 % (Augenhöhe) und 10,2 % (Tibialhöhe). Bezüglich aller dieser Maße ist THUMS 3 zu groß. Erwartungsgemäß ist der Unterschied zur Gruppe

Maß	THUMS 3				THUMS 4				HUMOS 2			
	von 60- bis 65-Jährigen absolut	von 60- bis 65-Jährigen in %	von 18- bis 65-Jährigen absolut	Abweichung von 18- bis 65-Jährigen in %	von 60- bis 65-Jährigen absolut	Abweichung von 60- bis 65-Jährigen in %	von 18- bis 65-Jährigen absolut	von 18- bis 65-Jährigen in %	von 60- bis 65-Jährigen absolut	Abweichung von 60- bis 65-Jährigen in %	Abweichung von 18- bis 65-Jährigen absolut	von 18- bis 65-Jährigen in %
Körperhöhe	-60	-3,5	-20	-1,1	-	-	-	-	-17	-1	23	1,3
Augenhöhe	-18	-1,1	17	1	-	-	-	-	-21	-1,3	14	0,9
akromiale Schulterhöhe	-39	-2,8	1	0,1	-	-	-	-	-46	-3,3	-6	-0,4
Ellbogenhöhe über Standfläche	-27	-2,5	-7	-0,6	-	-	-	-	-12	-1,1	8	0,7
Tibialhöhe	-46	-10,2	-36	-7,8	-	-	-	-	-23	-5,1	-13	-2,8
Hüftbreite stehend	-11	-3,1	-11	-3,1	-	-	-	-	-25	-6,9	-25	-6,9
Körpersitzhöhe	-63	-7,1	-38	-4,2	-64	-7,2	-39	-4,3	63	7,1	88	9,7
Augenhöhe sitzend	36	4,7	61	7,7	-20	-2,6	5	0,6	14,3	1,9	39,3	4,9
Schulterhöhe sitzend	34	5,6	54	8,6	-92	-15,2	-72	-11,5	44	7,3	64	10,2
Ellbogenhöhe über Sitzfläche	7	3,1	22	9,2	-102	-45,3	-87	-36,3	-85	-37,8	-70	-29,2
Schulterbreite biakromial	43	10,6	43	10,6	44	10,9	44	10,9	2	0,5	2	0,5
Kniehöhe	-20	-3,8	-5	-0,9	8	1,5	23	4,3	-	-	-	-
Gesäß Knielänge	-36	-6	-31	-5,1	1	0,2	6	1	-	-	-	-
Oberarmlänge	11	3,1	16	4,4	-3	-0,8	2	0,5	-27	-7,5	-22	-6
Brustkorbtiefe	7	3	2	0,9	-29	-12,6	-34	-15,1	-36	-15,7	-41	-18,2
Brustumfang stehend	16	1,6	1	0,1	61	6,2	46	4,7	-17	-1,7	-32	-3,3
Tailenumfang stehend	77	8,3	27	3,1	-63	-6,8	-113	-12,9	-38	-4,1	-88	-10,1

Tab. 3: Absolute und relative Abweichungen der abgenommenen Standardmaße zu der in der DIN 33402 definierten Gesamtgruppe (18- bis 65-Jährige) und der ältesten Gruppe (60- bis 65-Jährige)

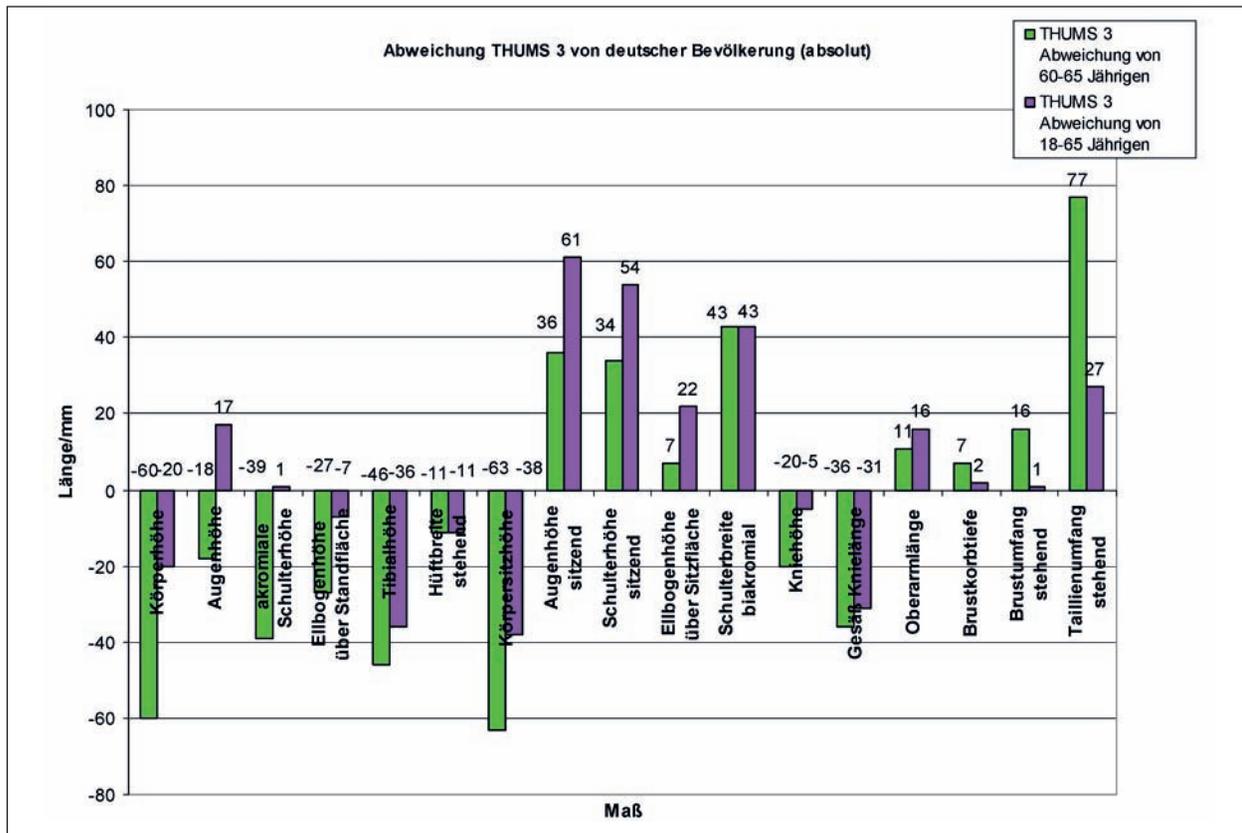


Bild 10: Absolute Abweichungen des THUMS 3 (Pedestrian und Occupant) von der deutschen Bevölkerung in mm

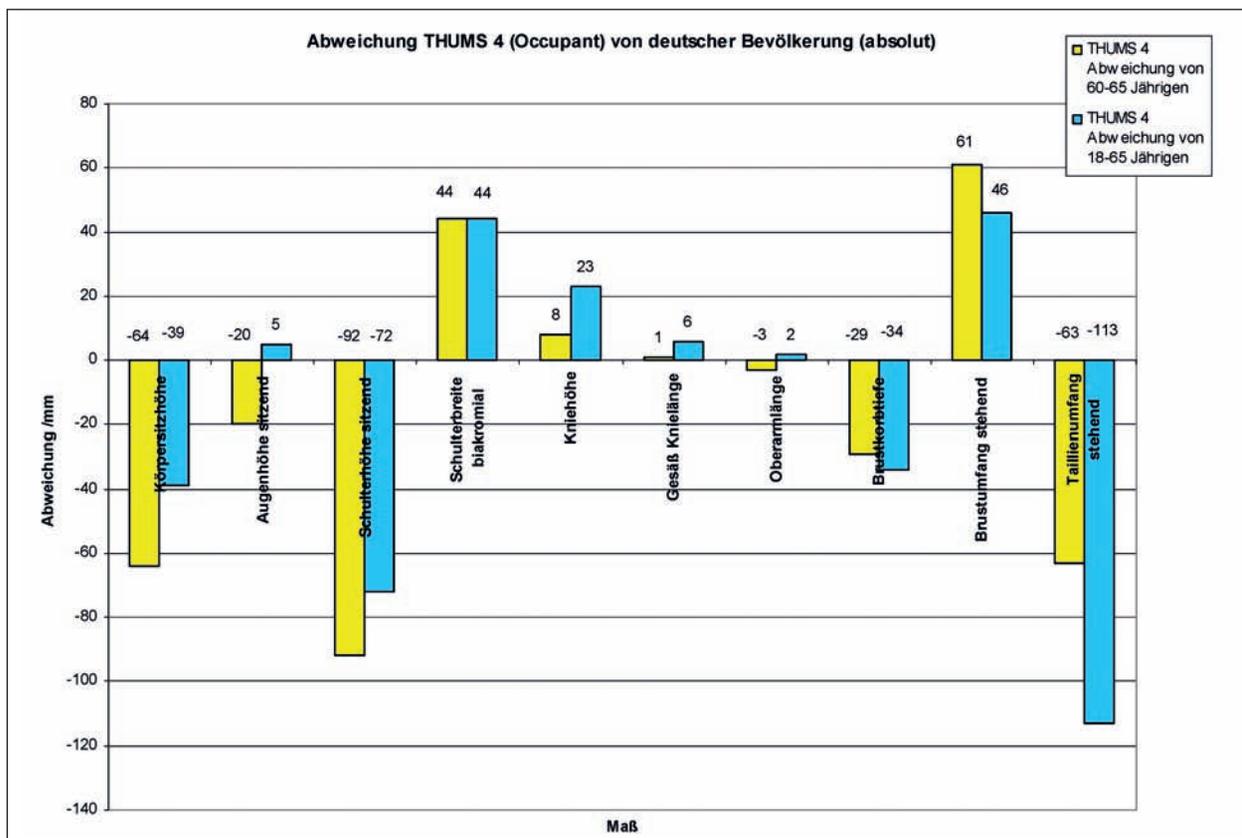


Bild 11: Absolute Abweichungen des THUMS 4 (Occupant) von der deutschen Bevölkerung in mm

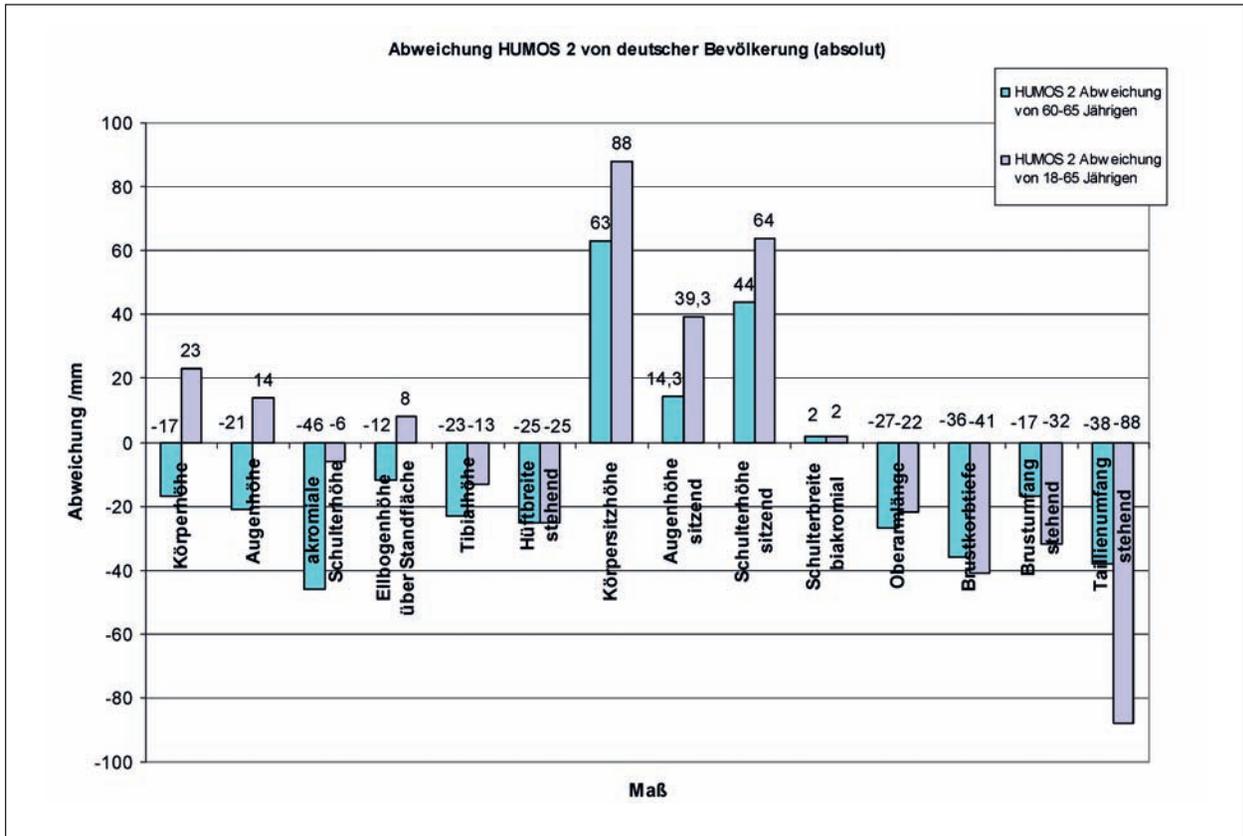


Bild 12: Absolute Abweichungen des HUMOS 2 von der deutschen Bevölkerung in mm

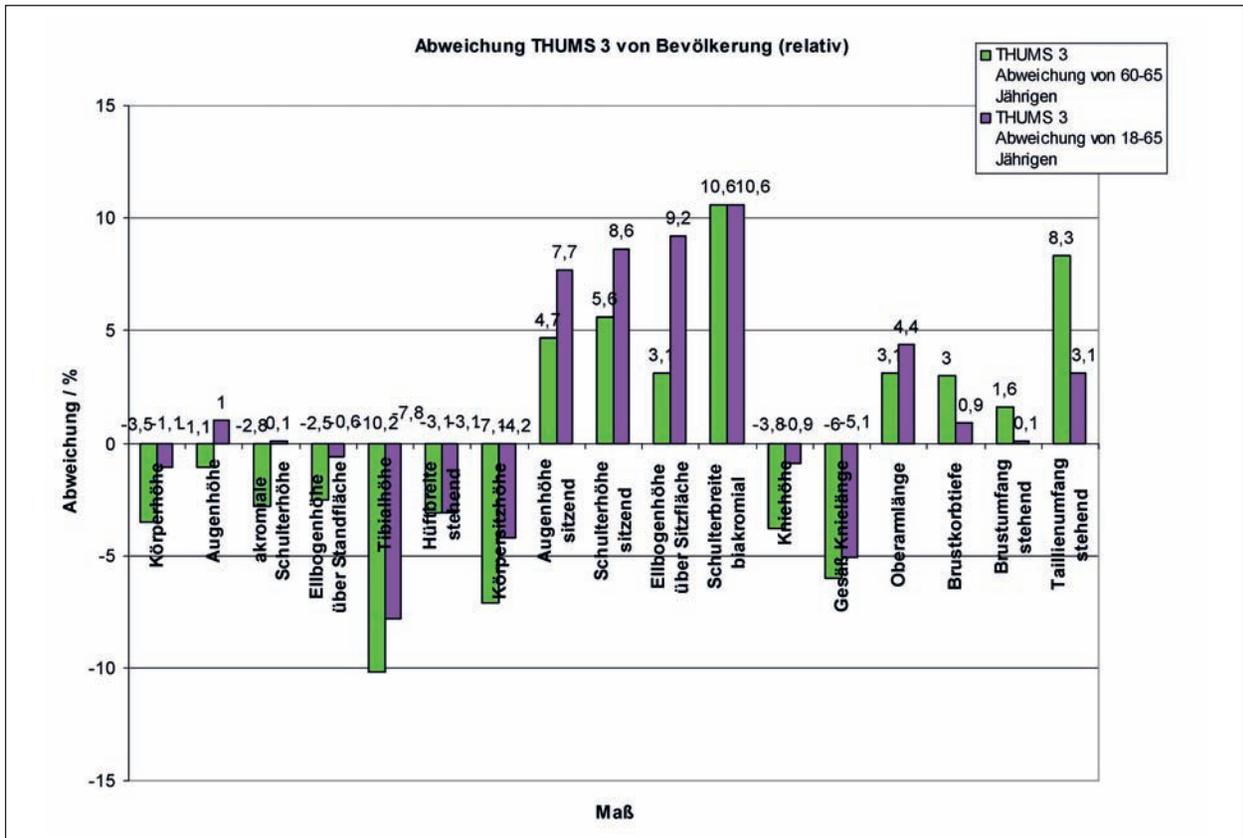


Bild 13: Relative Abweichungen des THUMS 3 (Occupant und Pedestrian) von der deutschen Bevölkerung in %

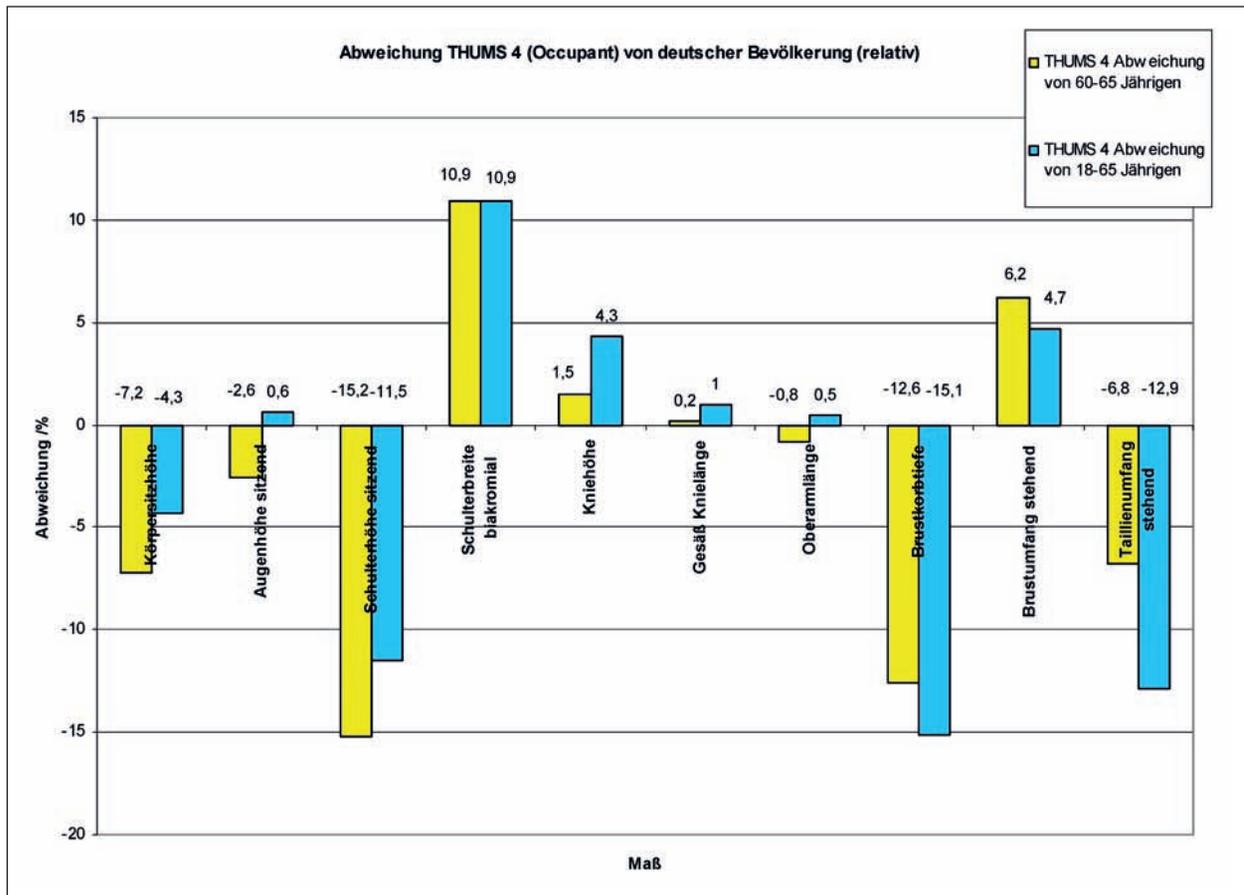


Bild 14: Relative Abweichungen des THUMS 4 (Occupant) von der deutschen Bevölkerung in %

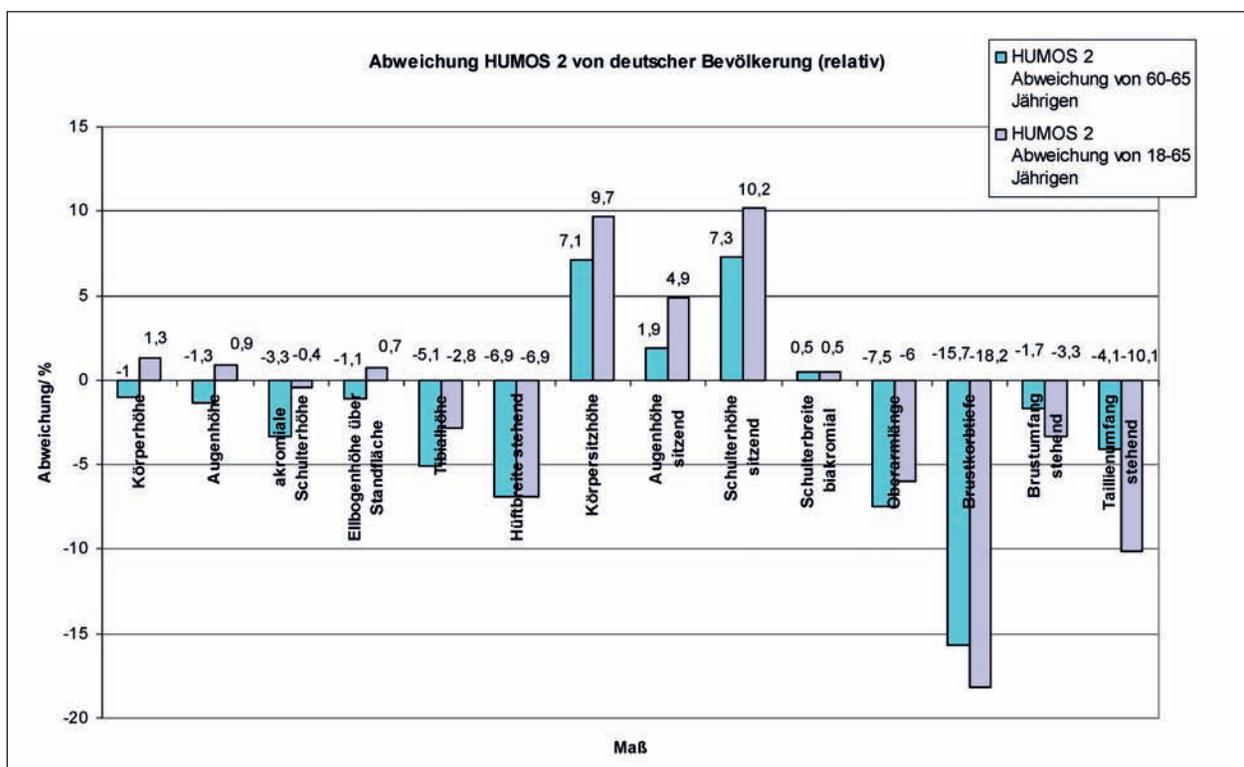


Bild 15: Relative Abweichungen des HUMOS 2 von der deutschen Bevölkerung in %

der 60- bis 65-Jährigen größer als zum Mittelwert der Gesamtgruppe. Bezüglich der Körpersitzhöhe ist THUMS 3 bezogen auf die 60- bis 65-Jährigen um 7,1 % (63 mm) und bezüglich der Gesamtgruppe um 4,2 % (38 mm) zu groß.

Bezüglich der sitzenden Maße und der Schulterbreite hingegen ist THUMS 3 den Ergebnissen zufolge zu klein. Die Abweichung ist hier zum Mittelwert der Gesamtgruppe (7,7-10,6 %) größer als zur Gruppe der 61- bis 65-Jährigen (3,1-10,6 %). Dies war zu erwarten, da ältere Menschen tendenziell geringe Längen in diesen Maßen aufweisen. Lediglich bei Brustkorbtiefe, Brustumfang und Taillenumfang ist die Abweichung zur alten Bevölkerung größer als zum Mittelwert. Besonders deutlich zeigt sich dies beim Taillenumfang (Abweichung zur Gruppe der älteren Menschen 8,3 % und zum Durchschnitt 3,1 %). Die hohe Abweichung dürfte hier allerdings auf die von vorneherein hohe Diversität bezüglich dieses Maßes zwischen den Altersgruppen (vgl. JÜRGENS, 2004) zurückzuführen sein.

Da von THUMS 4 nur das Occupant-Modell vorliegt und dieses zur Abnahme der Stehmaße erst aufwändig neu arrangiert werden muss, liegen hier bislang erst die Sitzmaße vor. Der Taillenumfang wurde ebenfalls zunächst in sitzendem Zustand gemessen. Die Ellenbogenhöhe über der Sitzfläche wurde von der Auswertung ausgenommen, da hier der Arm noch nicht korrekt rotiert wurde. Die vorläufigen Ergebnisse zeigen, dass die Abweichungen der einzelnen Maße teils stark variieren. Ebenso wie bei THUMS 3 weicht die biakromiale Schulterbreite verhältnismäßig stark vom Zielmaß ab (10,9 %). Anders als bei THUMS 3 jedoch gibt es auch große Abweichungen bei den Maßen der Schulterhöhe sitzend und der Brustkorbtiefe. Bezüglich beider Maße ist THUMS 4 zu groß. Diese Abweichungen könnten jedoch ebenfalls durch die vergleichsweise gekrümmte Haltung des THUMS 4 mit beeinflusst werden. Es ist vergleichsweise kompliziert, die gekrümmte Wirbelsäule durch Rotation zu begradigen und in die Jürgens-Standardhaltung zu bringen. Weitere Messungen mit dem Zweck, diesen potenziellen Fehler abzuschätzen und zu beheben, sind im Gange. Bezüglich des für die Automobilindustrie wichtigen Maßes der Körpersitzhöhe ist THUMS 4 verglichen mit den 60- bis 65-Jährigen um 7,2 Prozent und verglichen mit den 18- bis 65-Jährigen um 4,3 Prozent zu groß.

HUMOS 2 weicht im Großen und Ganzen anders als THUMS 3 und 4 vom Mittelwert der 18- bis

65-Jährigen stärker ab als von der Gruppe der 60- bis 65-Jährigen. Dies passt gut mit dem Umstand zusammen, dass HUMOS 2 auf Basis der Geometrien eines alten Mannes erstellt wurde. In Bezug auf die meisten der Stehmaße bildet HUMOS die alte und junge Bevölkerung verhältnismäßig gut ab (Abweichung zwischen 1 und 6,9 % bei beiden Vergleichsgruppen). Ähnlich wie bereits THUMS 4 gibt es jedoch teils größere Abweichungen bei den Sitzmaßen und der durch die gekrümmte Sitzhaltung beeinflussten Thoraxtiefe. Eventuelle Beeinflussungsfaktoren durch die von JÜRGENS abweichende Sitzhaltung auf die Messwerte werden ebenso wie bei THUMS 4 noch evaluiert.

Bei den oben präsentierten Ergebnissen zum anthropometrischen Vergleich der Menschmodelle handelt es sich um vorläufige Ergebnisse. Die noch fehlenden Maße werden noch abgenommen und die Haltung der sitzenden Modelle durch Rotation in LS Prepost bzw. Hypermesh noch angepasst werden. Zudem ist in der aktuellen DIN-Norm 33402 nur die berufstätige Bevölkerung der bis zu 65-Jährigen vertreten. Da jedoch ein Vergleich mit der in dieser Arbeit als „alt“ definierten Gruppe der über 65-Jährigen besonders interessant wäre, erfolgt hier derzeit eine umfassende Literaturrecherche nach Vergleichsdaten. Die gemessenen Werte werden ebenfalls noch mit anthropometrischen Daten anderer Länder (USA, andere europäische Länder) verglichen, um abschätzen zu können, wie gut die aktuellen Menschmodelle diese Bevölkerungsgruppen abbilden.

Der zweite Teil der anthropometrischen Einordnung der Menschmodelle THUMS 3 und 4 sowie HUMOS 2 hat zum Ziel, anhand der bereits bekannten altersabhängigen Faktoren aus der Literatur (beschrieben in Kapitel 2.1.1 dieses Berichts) ein ungefähres Alter der drei Menschmodelle abzuschätzen. Hierzu werden die von KENT (2005a) und GRANIK und STEIN (1975) beschriebenen Messungen auf die Menschmodelle angewandt. Es wurden der Winkel der 9. Rippe in der Sagittalebene (nach KENT, 2005a) sowie die Kortikalisfläche der 6. Rippe (nach STEIN und GRANIK, 1975) an den Modellen gemessen. Anhand der Regressionsgeraden von KENT (vgl. Bild 3) wurde dann ein Alter berechnet. Da die Werte bei KENT et al. allerdings sehr stark streuen und daher die alleinige Anwendung der Regressionsgeradengleichung schwierig erscheint, wurde zusätzlich aus dem CT-Datenkollektiv beispielhaft die 3D-Form eines jungen (27 Jahre) und eines alten (82 Jahre)

männlichen Individuums herausgegriffen und mit den Messwerten verglichen. Die Winkelmessung in der Sagittalebene erfolgte bei den Rippen 9, 8, 7 und 6 mithilfe des Programms MB Ruler (BADER, 2011). Die Messung wurde wie in KENT et al. (2005a) beschrieben in folgenden Schritten durchgeführt:

- Drehung der segmentierten 3D-Form in die laterale Ansicht (Ansicht von rechts),
- Anfertigung eines Screenshots,
- Ziehen einer vertikalen Referenzlinie parallel zur Körperlängsachse (Wirbelsäule),
- Verbindung des am weitesten superior-posterior liegenden Punktes der Rippe mit dem am weitesten superior-anterior liegenden Punkt. Messung des Winkels zur vertikalen Referenzlinie.

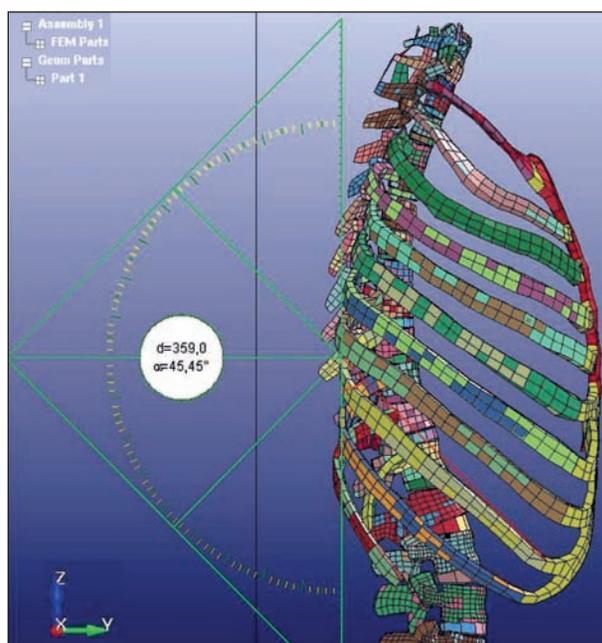


Bild 16: Messung des Winkels der 9. Rippe in Sagittalan­sicht in Bezug zu vertikaler Referenzlinie bei THUMS 3 (Pedestrian)

Die Messung erfolgte an allen drei numerischen Menschmodellen sowie an den beiden segmentierten Beispielmodellen. Bild 16 zeigt beispielhaft den Messvorgang bei der 9. Rippe von THUMS-3-Pedestrian. Bild 17 zeigt die gleiche Messung bei dem beispielhaft segmentierten Thorax eines 27-Jährigen. Nach Durchführung der Messungen wurden die Messwerte in folgende Regressionsgerade von KENT et al. (2005a) eingesetzt:

$$\text{rib-angle (9th rib)} = 0,0811 \cdot a + 48,962$$

Tabelle 4 zeigt die Ergebnisse aller Messungen mit den entsprechenden Altersberechnungen. Zudem wurden die Winkel der jeweils 9. Rippe in die Grafik der Ergebnisse von KENT eingefügt, um einen direkten Vergleich zu ermöglichen (vgl. Bild 18).

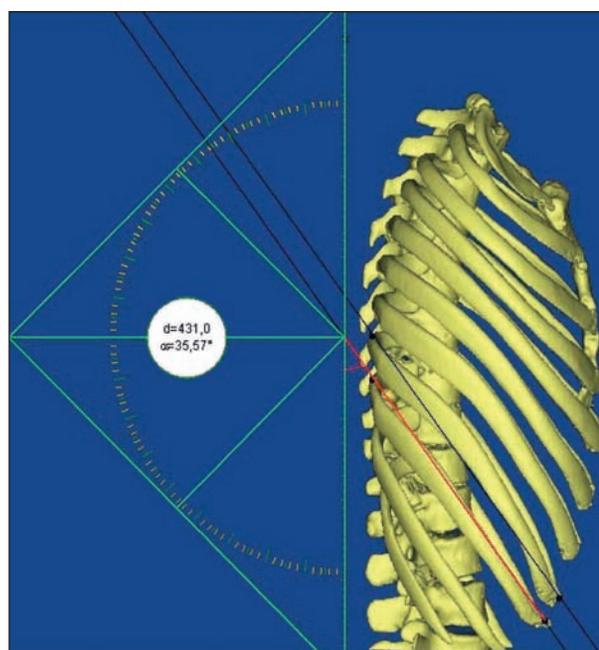


Bild 17: Messung des Rippenwinkels in der Sagittalebene beim Thorax eines 27-Jährigen (Rot). Die Messpunkte für die Messung des Winkels der 8. Rippe sind bereits vorgezeichnet

Rippe	THUMS 3 Ped.	Alter	THUMS 4 Occ.	Alter	HUMOS 2 Ped	Alter	Thorax 27 Jahre	Alter	Thorax 82 Jahre	Alter
9R	45,45	-43,3	39,97	-110,88	63,66	181,23	35,57	-165,13	42,48	-79,93
8R	51,25	28,21	45,33	-44,78	62,47	166,56	35,75	-162,91	42,56	-78,94
7R	53,41	54,85	48,93	-0,39	61,64	156,33	38,72	-126,29	46,18	-34,3
6R	53,86	60,39	50,53	19,33	65,13	199,36	40,68	-102,12	49,52	6,88
Differenz kleinster und größter Winkel	8,41	-	10,56	-	3,49	-	5,11	-	7,04	-

Tab. 4: Ergebnisse der Winkelmessungen an THUMS 3, 4, HUMOS 2 und zweier Beispielthoraxe (27 und 82 Jahre) in °. Der von KENT et al. präferierte Winkel der 9. Rippe ist rot markiert

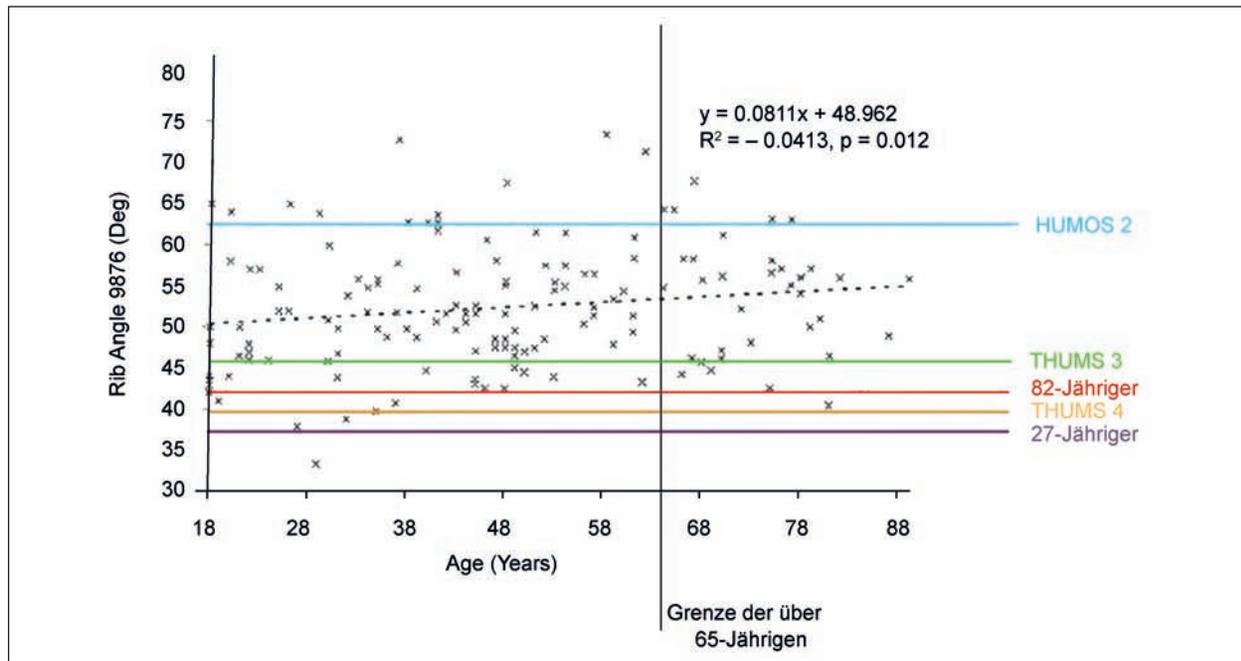


Bild 18: Winkelmessungen an THUMS 3, 4, HUMOS 2 sowie zweier Beispielthoraxe (27 und 82 Jahre), eingetragen in die Grafik von KENT et al. (2005)

Die Ergebnisse in Tabelle 4 zeigen eine hohe Variabilität bezüglich des nach der Kent'schen Regressionsgeraden berechneten Alters. So ergaben sich bei der 9. Rippe als Ausgangsmaß für THUMS 3 und 4 für das Alter negative Werte, während HUMOS 2 unrealistisch alt scheint. Dass sich das alleinige Einsetzen in die Regressionsgerade zur Altersabschätzung schlecht eignet, zeigen auch die Altersberechnungen für den 27- und den 82-jährigen Beispielthorax. Auch hier ergeben sich unrealistische Werte. Auch bei den Messungen der 8., 7. und 6. Rippe, die KENT in absteigender Reihenfolge als alternativ gemessene Rippen angibt, ergaben sich sehr variable Alterswerte. THUMS 3 beispielsweise variiert demnach je nach Rippenmessung zwischen -43 und 60 Jahren. Dies zeigt, dass ein alleiniges Anwenden der Kent'schen Regressionsgleichung zur Altersabschätzung nicht geeignet ist.

Die Ergebnisse aus Tabelle 4 geben ebenfalls einen Eindruck über die Veränderung des Rippenwinkels in der Sagittalebene bei den unterschiedlichen Rippen (9 bis 6, von kaudal nach kranial aufsteigend). Je kranialer die Rippen desto größer wird bei beiden Beispielthoraxen der Winkel. THUMS 3 und 4 bilden diesen Trend ebenfalls ab. Bei ihnen ist der Unterschied zwischen dem größten und dem kleinsten gemessenen Winkel zudem verhältnismäßig groß (8,42° bei THUMS 3 und 10,56° bei THUMS 4), während er bei HUMOS 2 eher gering

ist (3,49°). Der Verlauf des Rippenwinkels in der Sagittalebene von Rippe zu Rippe bei alten Menschen im Vergleich zu jungen wird in kommenden Untersuchungen (Landmarkanalyse) noch genauer betrachtet werden.

Setzt man die Messwerte jedoch in die Grafik von KENT et al. ein und vergleicht sie mit den (stark streuenden) tatsächlichen Messwerten der Autoren, erhält man einen besseren Eindruck. Erwartungsgemäß liegt der 27-jährige Beispielthorax hier sehr tief. Die Thoraxe von THUMS 3 und 4, die laut Hersteller einen 30- bis 40-Jährigen repräsentieren sollen, liegen erwartungsgemäß ebenfalls recht tief. Dies zeigt jedoch auch, dass beide, vor allem THUMS 4, die alte Bevölkerung mit großen Rippenwinkeln in der Sagittalebene (die meisten Messwerte des Kent'schen Datensatzes für diese Altersklasse liegen über 50°) bezüglich dieses Maßes schlecht repräsentieren. Der Winkel müsste etwas größer sein. Der Rippenwinkel der 9. Rippe von HUMOS 2 hingegen liegt weit über allen anderen gemessenen Thoraxen, sogar noch im höheren Bereich. Die Rippenwinkel sind hier bei allen Rippen sehr viel orthogonaler. HUMOS 2 ist daher bezüglich dieses Maßes für die alte Bevölkerung ein gutes Stück repräsentativer als THUMS 3 oder 4.

Ungewöhnlich ist, dass der segmentierte Beispielthorax des 82-Jährigen so geringe Winkel aufweist.

Parameter	THUMS 3	Alter	THUMS 4	Alter	HUMOS 2	Alter
Cortical Area/mm ²	22,85	52,90	31,32	8,34	29,32	18,82

Tab. 5: Ergebnisse der angenäherten Berechnungen der Kortikalisfläche der Menschmodelle THUMS 3, 4 und HUMOS 2

Er liegt noch unter THUMS 3 und lediglich zwei der von KENT vermessenen Individuen über 65 Jahre weisen ähnlich geringe Winkel auf. Bezüglich dieses altersabhängigen Maßes scheint der Beispielthorax also nicht repräsentativ zu sein. Im Zuge dieser Arbeit werden noch weitere alte Thoraxe segmentiert und 3D-Objekte angefertigt werden. Diese werden ebenfalls bezüglich des Rippenwinkels der 9. Rippe in der Sagittalebene vermessen werden. Ein Vergleich vieler Messdaten wird zu deutlicheren Erkenntnissen führen.

Tabelle 5 zeigt die Ergebnisse des Vergleichs der Kortikalisfläche der sechsten Rippe der drei Menschmodelle. Zur Berechnung dieses Maßes wurde zunächst die Kortikalisdicke aus den entsprechenden Materialdefinitionen der Menschmodelle entnommen. Dann wurde mithilfe des Höhen und Breitenmessers und der Formel zur Berechnung des Flächeninhaltes einer Ellipse die Kortikalisfläche näherungsweise berechnet. Da die Rippen der drei Menschmodelle an jeder Stelle die gleiche Kortikalisdicke und sehr ähnliche Höhen und Breitenmaße aufweisen, wurde die vordere Querschnittsfläche der sechsten Rippe als für die gesamte Rippe repräsentativ angesehen.

Diese vorläufigen Ergebnisse zeigen, dass THUMS 3 etwas älter ist als die Altersgruppe der 30- bis 40-Jährigen, die er repräsentieren soll, jedoch der Zielaltersgruppe der über 65-Jährigen von allen Modellen am nächsten kommt. THUMS 4 liegt innerhalb des Bereichs des zu repräsentierenden Alters. HUMOS 2 hingegen repräsentiert in Bezug auf die Kortikalisfläche ein viel zu geringes Alter. Die angenäherten Messungen werden in weiteren Studien noch evaluiert werden.

3 Geometriedefinition

Die Geometriedefinition ist einer der Hauptpunkte dieses Forschungsprojektes und daher entsprechend umfassend angelegt. Sie erfolgt auf Basis eines Kollektivs an CT-Datensätzen von Individuen unterschiedlichen Alters und beider Geschlechter. Zielgröße sind 100 Datensätze, ausgewertet wurden 126. Anhand von Literaturrecherchen wurde eine Vielzahl sich potenziell im Alter verändernder

Parameter festgelegt (vgl. Kapitel 2.1 dieses Berichts). Diese Parameter wurden mithilfe verschiedener Methoden gemessen und auf Altersabhängigkeit ausgewertet. Es wurden verschiedene Methoden zur Parametermessung getestet. Als potenziell beste Methodik hat sich hierbei die morphometrische Analyse durch Landmarks herausgestellt. Hierbei wird die komplexe Form des Thorax durch anatomisch definierte Punkte (Landmarks) ausgedrückt, die alle notwendigen geometrischen Infos enthalten und bezüglich Winkel, Längen und Krümmung ausgewertet werden können. Die Landmark-Methode lässt sich sowohl auf den Thorax als Ganzes als auch auf einzelne für die Verletzungsmechanik relevante Rippen oder funktionell zu unterscheidende Bereiche wie die Wirbelsäule anwenden. Die Genauigkeit der Erfassung kann durch die Anzahl der gewählten Landmarks beeinflusst werden. Ein genauerer Plan der durchgeführten Parametererfassung durch Landmarks wird in Kapitel 3.2 gegeben.

Da jedoch die morphometrische Analyse des CT-Kollektivs auf der Grundlage von Landmarks verhältnismäßig viel Zeit in Anspruch nimmt, wurde zunächst eine Messung einfacher Grundmaße des Thorax durchgeführt. Ziel ist es, einen ersten Eindruck über grobe Veränderungen der Thoraxform im Alter zu gewinnen und diese bereits im Menschmodell THUMS umzusetzen und eventuelle Auswirkungen zu testen. Die Ergebnisse dieser anthropometrischen Basismessungen werden in Kapitel 3.4.1 dargestellt.

3.1 Parameterdefinition

Nach umfassender Literaturrecherche wurden die folgenden Parameter als potenziell altersabhängig festgelegt. Die Parameter unterteilen sich je nach Thoraxbereich und Messart in folgende Typen:

- Erfassung anthropometrischer Basismaße

Um einen ersten Eindruck über globale Geometrieänderungen des ganzen Thorax zu gewinnen, wurden zunächst am gesamten Kollektiv nach KNUSSMANN et al. (KNUSSMANN et al., 1988) definierte anthropometrische

Grundmaße bestimmt. Es handelt sich hierbei um die Distanzmaße Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Manubriums sternii und auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii sowie die Thoraxbreite auf Höhe der Rippen 3, 7, 8, 9 und 10. Weiterhin wurde auch die Thoraxhöhe bestimmt.

- Parameter zur Rippenposition innerhalb des ganzen Thorax (Rippenwinkel)

Hier werden Winkel zu den Koordinatenebenen sowie innerhalb des Rippenbogens gemessen. Auch der von KENT et al. (2005a) gemessene Rippenwinkel in der Sagittalebene wird zum Zweck des Literaturvergleichs bestimmt. Ziel ist es, sowohl Veränderungen einzelner Parameter (z. B. Winkel der 9. Rippe zur Frontalebene) mit dem Alter als auch Bezüge der Winkel und Strecken verschiedener Rippen zueinander (z. B. Vergleich der Änderung des Winkels in der Sagittalebene der neunten Rippe hin zur sechsten) darzustellen. Die Messung erfolgt mithilfe anatomisch festgelegter Punkte am Rippenwirbelgelenk und Rippenbogen. Der von KENT et al. definierte Winkel in der Sagittalebene wird zudem mit der oben beschriebenen Methode nach KENT gemessen, um eine Vergleichsbasis zu haben.

- Parameter einzelne Rippen

Hier wird eine einzelne Rippe pro Individuum ausgewählt und genauer betrachtet. Die Parameterdefinition erfolgt vor allem anhand einer Quelle, nämlich MOHR et al. (MOHR et al., 2006). In dieser Studie erfassten die Autoren die Oberflächengeometrie der Rippen 3 bis 9 von acht Individuen in sehr detaillierter Form. Sie maßen dabei unter anderem die Krümmung der Rippe in Abständen von 2 mm und die Verdrillung (longitudinal twist) entlang der Längsachse. Im vorliegenden Projekt wurde die von MOHR et al. definierte Methode auf virtuell segmentierte Rippen (durch Image-Processing-Verfahren gewonnene 3D-Objekte) übertragen. Dann wurden an einer Auswahl aus sechs alten (Altersgruppe 4) und sechs jungen (Altersgruppe 1) Individuen jeweils an der sechsten und siebten rechten Rippe in 10-Prozent-Abständen vom Tuberculum an die Parameter Rippenkrümmung, Longitudinaler Twist sowie die Querschnittsfläche, Querschnittshöhe und Querschnittsbreite bestimmt.

- Wirbelsäulen- und Brustbeinparameter

Aufgrund ihres Einflusses auf Thoraxform und Lage der Rippen wurde die Wirbelsäule in dieses Forschungsprojekt ebenfalls integriert. Hierbei wurden folgende Parameter bei sechs jungen (17- bis 35-Jährige) und sechs alten Individuen (über 65-Jährige) erfasst: an der Wirbelsäule Skoliose- und Brustkyphosewinkel, Rotationsgrad des sechsten Thorakalwirbels in der Transversalebene sowie Winkel und Streckenmaße am sechsten Thorakalwirbel. Auch am Sternum wurden Streckenmaße erfasst.

3.2 Methodiken zur Parameterbestimmung

3.2.1 Erfassung anthropometrischer Basismaße

Zur Erfassung der anthropometrischen Basismaße wurde sich aufgrund fehlender Literaturdaten zu Vermessungen an CT-Bildern an osteometrischen Maßen aus der Anthropologie (KNUSSMANN et al., 1988) sowie Messtrecken von pathologischen Befunden aus der Radiologie (vgl. WALSH et al., 1992) orientiert. Es wurden nach umfassender Literaturrecherche die in Tabelle 6 dargestellten 14 Maße definiert. Das Tiefenmaß (Maße 1-6) wurde an zwei Stellen, nämlich am Unterrand des Manubriums sowie am Unterrand des Corpus sternii, gemessen, das Breitenmaß (Maße 7-12) an den Rippen 3, 7, 8, 9 und 10. Die Messung des Höhenmaßes (Maß 13 und 14) wurde nach eigener Definition jeweils für den rechten und für den linken Thorax durchgeführt. Die Messungen wurden in der multiplanaren Ansicht mit dem Programm OsiriX (Version 3.8, 32-bit-Version) durchgeführt. Das genaue Messprotokoll, Abbildungen der Messungen sowie erste Ergebnisse sind in Kapitel 3.4.1 beschrieben.

Die anthropometrischen Basismaße wurden gemäß den in Kapitel 3.1 definierten Parameter (Tabelle 6) gemessen. Die Messung erfolgte anhand der DICOM-Files in 3D-MPR-Ansicht (multiplanare Ansicht in Transversal-, Sagittal- und Koronalebene) im Programm OsiriX. Bei den Messungen ist es wichtig, die Achsen der drei Ebenen exakt zu definieren, damit die Messung immer auf die gleiche Weise erfolgen kann. Bild 19 bis Bild 26 zeigen Screenshots der abgenommenen Messstrecken. Um die Achsenlage und damit die Messungen später nachvollziehen zu können, wurde ebenfalls jeweils ein Screenshot der Achsenlage angefertigt (Bild 20, Bild 24 und Bild 26).

	Nr.	Maß	Kurzbezeichnung	Definition	Literaturquelle
Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Manubriums/auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii	1/4	Strecke vom tiefsten Punkt des Unterrands des Manubriums (Außen) zum Processus spinosus des gegenüberliegenden Wirbelkörpers	Tiefe1 Außen	Strecke vom anteriorsten inferiorsten Punkt des Manubrium sternii zum dorsalwärts am meisten vorstehenden Punkt desjenigen Brustwirbels, der mit dem vorderen Messpunkt ungefähr in der gleichen Horizontalebene liegt	WALSH, 1992; KNUSSMANN et al., 1988
	2/5	Strecke vom tiefsten Punkt des Unterrands des Manubriums (Außen) zum hintersten Punkt des gegenüberliegenden Wirbelkörpers	Tiefe1 Außen klein	Strecke vom anteriorsten inferiorsten tiefsten Punkt des Unterrands des Manubriums zum median gelegenen posteriorsten Punkt des gegenüberliegenden Wirbelkörpers (gemessen in der durch Maß 1 festgelegten transversalen Ebene)	WALSH, 1992; KNUSSMANN et al., 1988
	3/6	Strecke vom tiefsten Punkt des Unterrands des Manubriums (innen) zum vordersten Punkt des gegenüberliegenden Wirbelkörpers	Tiefe1 innen	Strecke vom posteriorsten inferiorsten Punkt des Unterrands des Manubriums zum median gelegenen anteriorsten Punkt des gegenüberliegenden Wirbelkörpers (gemessen in der durch Maß	WALSH, 1992; KNUSSMANN et al., 1988
Thoraxbreite auf Höhe der Rippen 3, 7, 8, 9 und 10	7-12	Größte seitliche Ausdehnung des jeweiligen Rippenpaars lateral-medial gemessen	Breite Rippe 3,7,8,9,10	Größte seitliche Ausdehnung des jeweiligen Rippenpaars lateral-medial gemessen	KNUSSMANN et al., 1988
Thoraxhöhe	13, 14	Direkter Abstand vom höchsten Punkt (Tuberculum) der obersten Rippe zum untersten Punkt der am tiefsten gelegenen Rippe	Thoraxhöhe rechts/links	Direkter Abstand des höchsten Punkts (Tuberculum) der obersten Rippe zum tiefsten Punkt der am kaudalsten gelegenen Rippe	selbst definiert

Tab. 6: Parameterdefinition anthropometrischer Basismaße zur Erfassung erster altersabhängiger Faktoren des Thorax

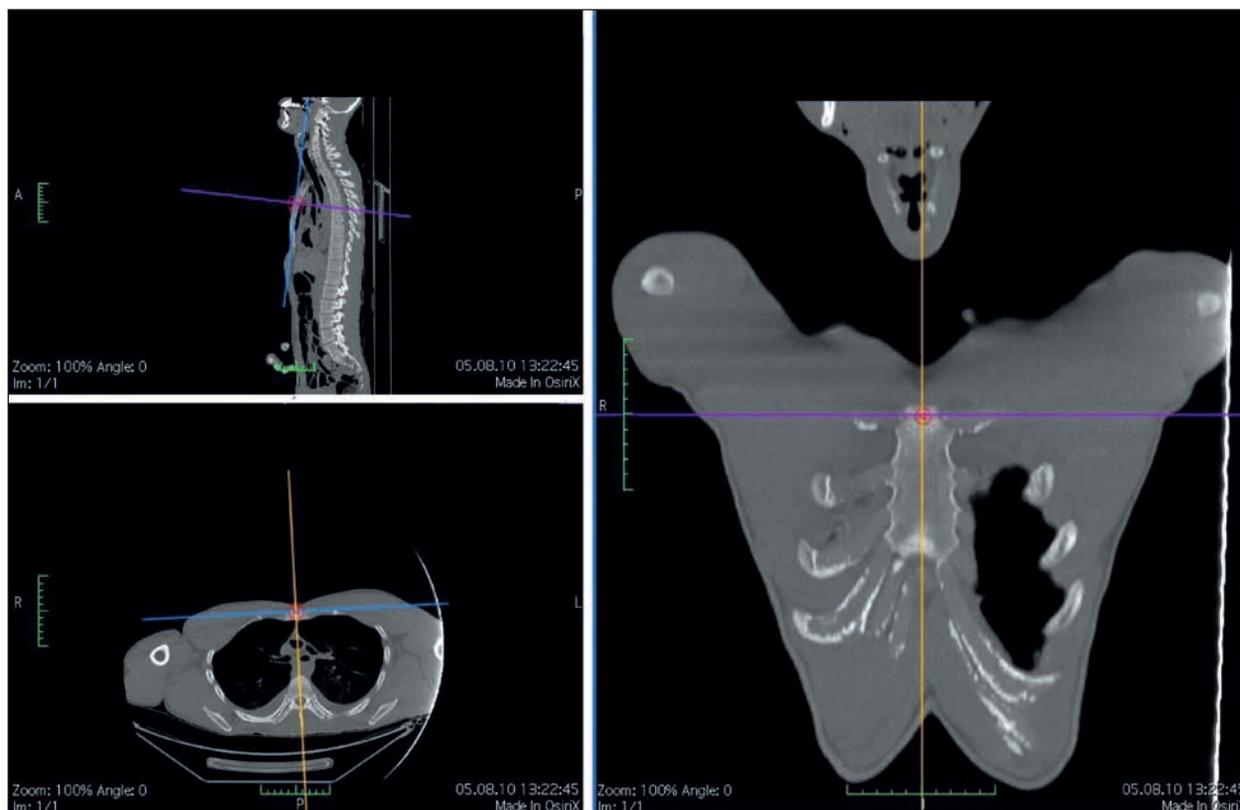


Bild 19: Achsenlage für die Messung der Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrands des Manubriums

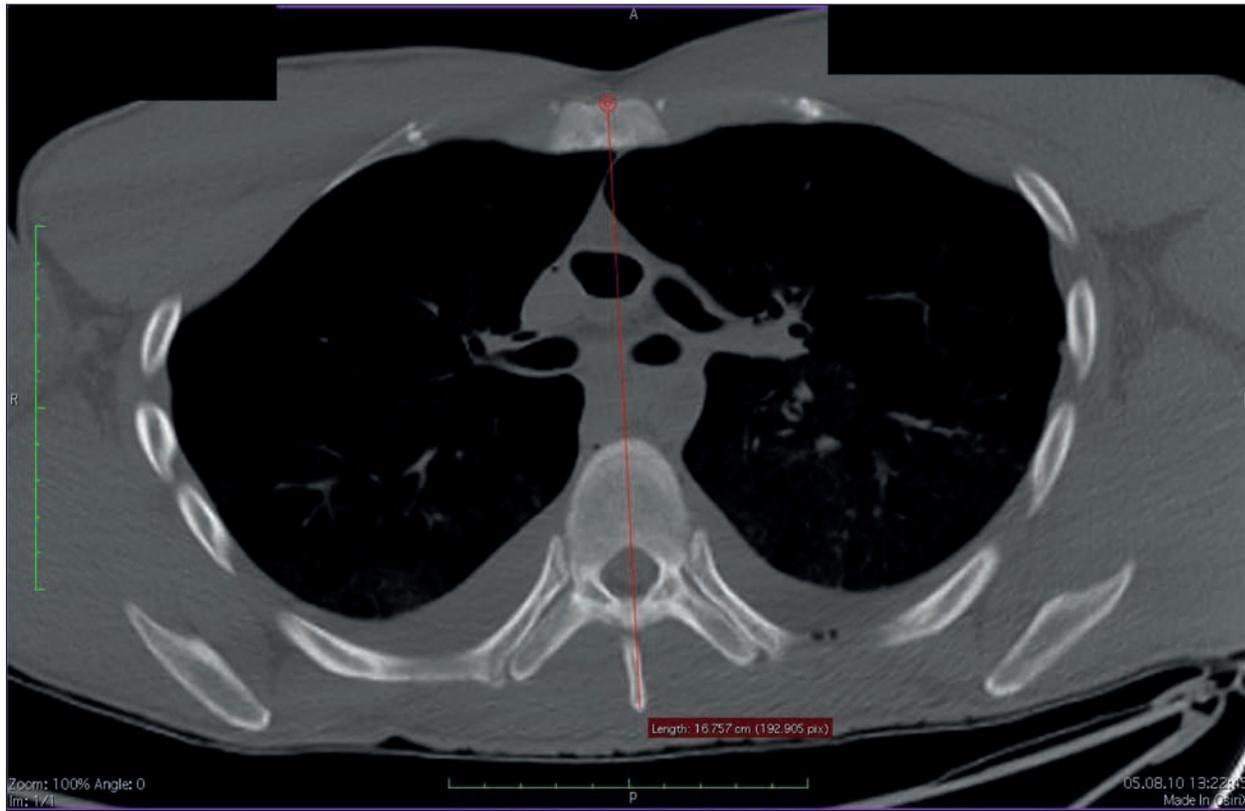


Bild 20: Messung der Thoraxtiefe vom vordersten unteren Rand des Manubriums bis zum hintersten Punkt des Processus spinosus gemessen in der Transversalebene (Maß 1)

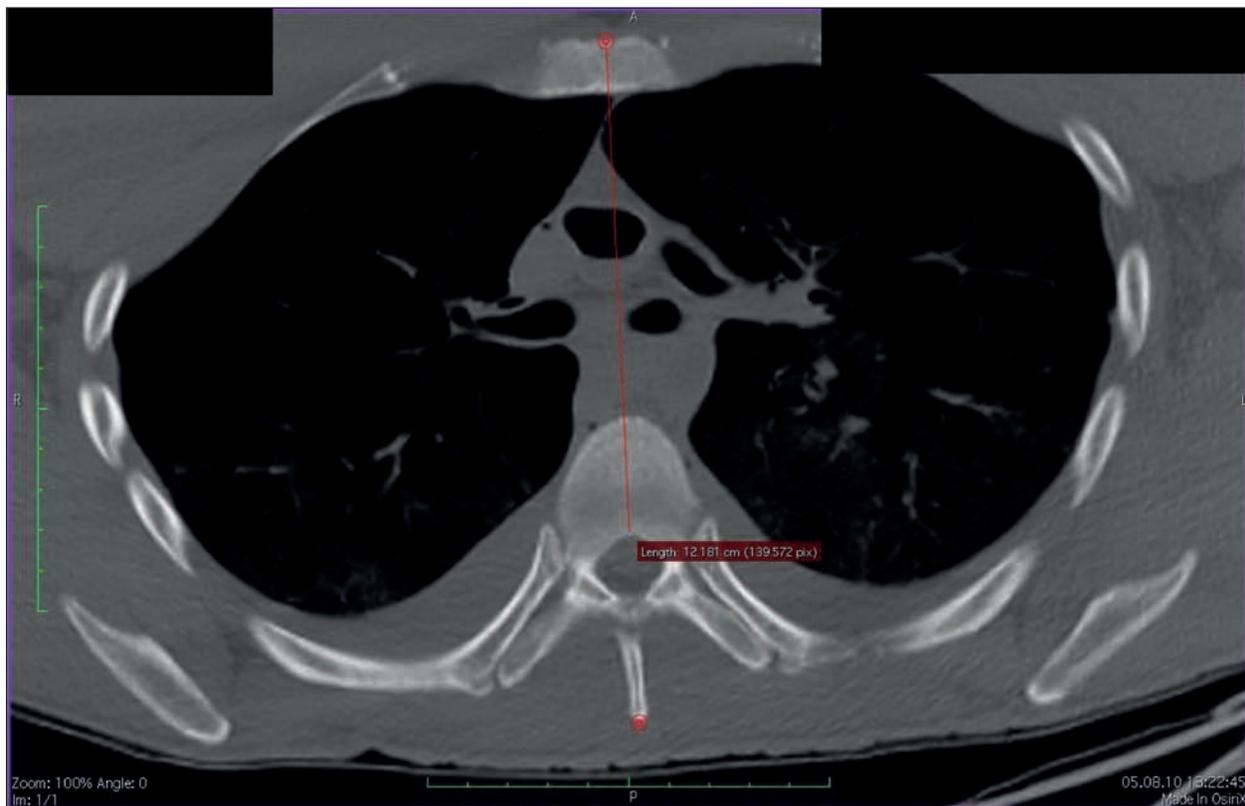


Bild 21: Messung der Thoraxtiefe vom vordersten unteren Rand des Manubriums bis zum hintersten Punkt des Wirbelkörpers (Maß 2)

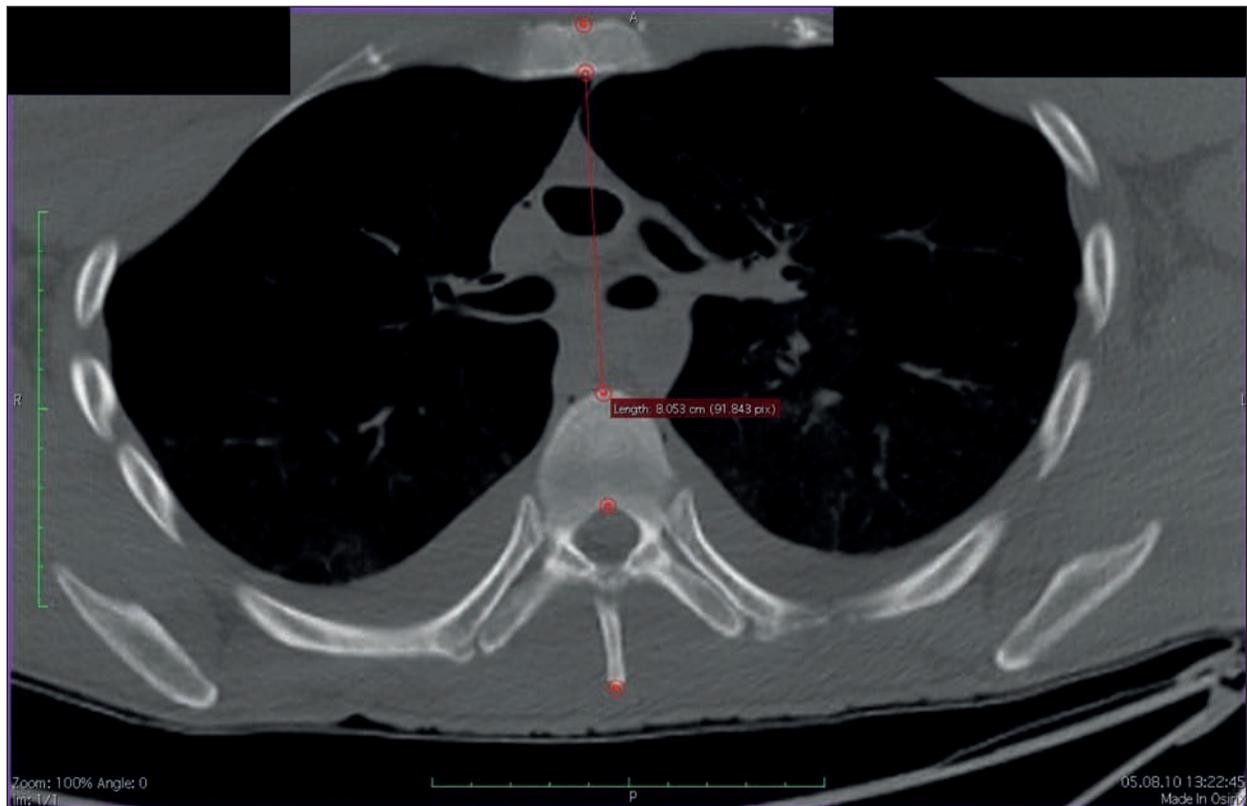


Bild 22: Messung der Thoraxtiefe vom hintersten Punkt des Rands des Manubriums bis zum vordersten Punkt der Vorderseite des Wirbelkörpers, gemessen in der Transversalebene (Maß 3)



Bild 23: Achsenlage für die Messung der größten Breite des siebten Rippenpaars

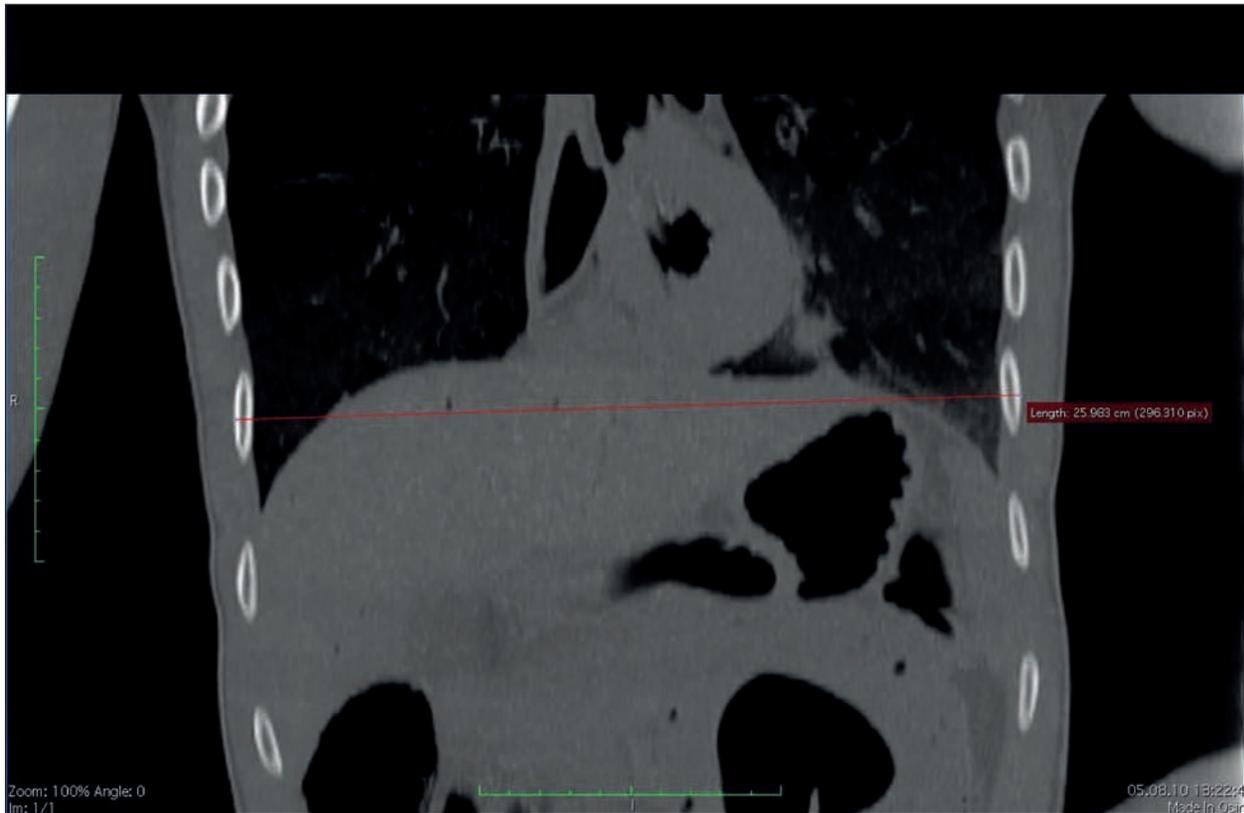


Bild 24: Messung der größten Breite des siebten Rippenpaares, gemessen in der Frontalebene (Maß 8)

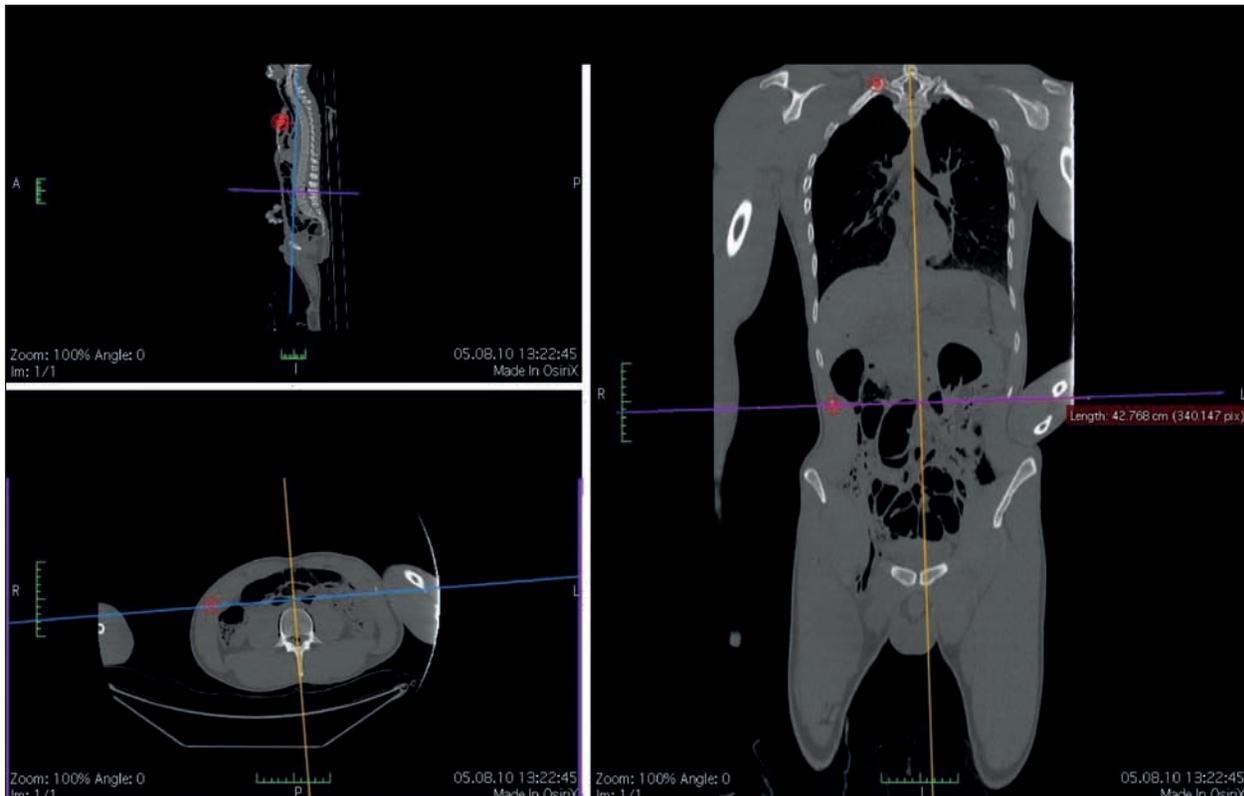


Bild 25: Achsenlage für die Messung der Thoraxhöhe

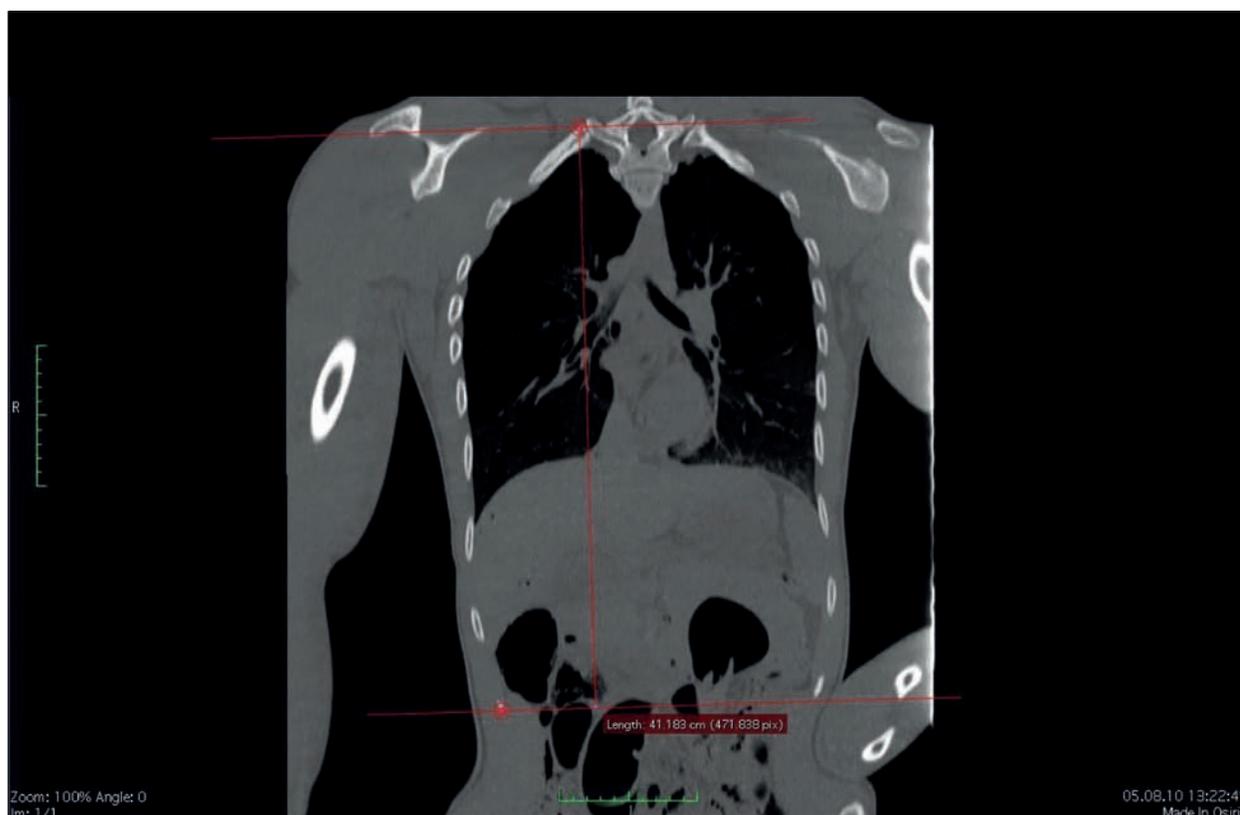


Bild 26: Messung der Höhe des rechten Thorax, gemessen in der Frontalebene (Maß 13)

Die abgenommenen Tiefen-, Breiten- und Höhenmaße wurden nach Altersgruppen in MS-Excel ausgewertet. Es wurden hierzu die Mittelwerte der Individuen aller Altersgruppen gebildet und miteinander verglichen. Es wurde zudem die absolute und relative Abweichung des Mittelwerts der Altersgruppe der über 65-Jährigen vom Mittelwert der Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen berechnet. Zudem wurden die Standardabweichungen der einzelnen Altersgruppen berechnet. Frauen und Männer wurden getrennt betrachtet. Bei den Männern wurden zudem noch die entsprechenden Thoraxmaße der Menschmodelle THUMS 3, 4 und HUMOS 2 hinzugefügt, die analog zu den anthropometrischen Standardmaßen in LS Prepost zuvor gemessen worden waren.

3.2.2 Parameter zur Rippenposition innerhalb des gesamten Thorax

Ziel dieser Studie war es, auf Basis des Postmortem-CT-Datenkollektivs sowohl die von KENT et al. (KENT et al., 2005a) festgestellte Veränderung des Rippenwinkels in der Sagittalebene zu reproduzieren als auch eine ganze Reihe neuer potenziell altersabhängiger Winkel zu identifizieren. Die potenziell relevanten Winkel wurden anhand biomechanischer

Literatur (KAPANDJI, 1985) und der Ergebnisse der anthropometrischen Basismaße festgelegt. Es wurden hierbei Winkel gewählt, die für die altersabhängigen Veränderungen der Thoraxtiefe und Thoraxbreite verantwortlich sein könnten.

Zur Festlegung der Winkel war es zunächst notwendig, die komplexe Thoraxgeometrie vereinfacht auszudrücken. Hierzu wurde die Rippe nach Vorbild von GAYZIK et al. (2008) durch 6 Punkte an definierten anatomischen Stellen (sogenannte Landmarks) ausgedrückt. Im Vergleich zu GAYZIK et al. wurde noch ein weiterer Punkt hinzugefügt, um auch die Rotationsachse des Rippenwirbelgelenks mit abzubilden. Tabelle 7 gibt die Definition der einzelnen Landmarks an. Bild 27 verdeutlicht sie grafisch. Die Rotationsachse des Rippenwirbelgelenkes wird durch die Verbindung der Punkte h und t definiert.

Die Landmarks wurden bei Rippe 1 bis 10 jeweils auf der rechten und linken Thoraxhälfte gesetzt. Hierdurch ergibt sich pro Thorax eine Punktwolke aus 114 Landmarks (je 6 Punkte bei den 7 echten und 5 Punkte bei den 3 unechten Rippen). Die elfte und zwölfte Rippe (freie Rippen) wurden zunächst nicht in die Analyse mit einbezogen, da sie sich anatomisch stark von Individuum zu Individuum unterscheiden. Insgesamt wurden 93 Thoraxe (58 Män-

Abkürzung	Landmark	Definition
h1-h10	Rippenkopf (costozentrales costovertebrales Gelenk)	Proximalster Punkt der Rippe zwischen Facies costalis inferior und superior
t1-20	Tuberculum (costotransverses costovertebrales Gelenk)	Kontaktpunkt zw. Tuberculum costae und Processus transversus
p1-10	Posteriorster Punkt des Rippenbogens	Hinterster sichtbarer Punkt in der Frontalebene
l1-10	Lateralster Punkt des Rippenbogens	Lateralster sichtbarer Punkt in der Sagittalebene
c1-10	Costochondraler Übergang	Kontaktpunkt zw. knöcherner Rippe und Rippenknorpel
s1-10	Chondrosternaler Übergang	Kontaktpunkt des Rippenknorpels mit dem Sternum (Rippe 1-7)

Tab. 7: Definition der Landmarks zur Bestimmung von Rippenwinkelveränderungen im Alter

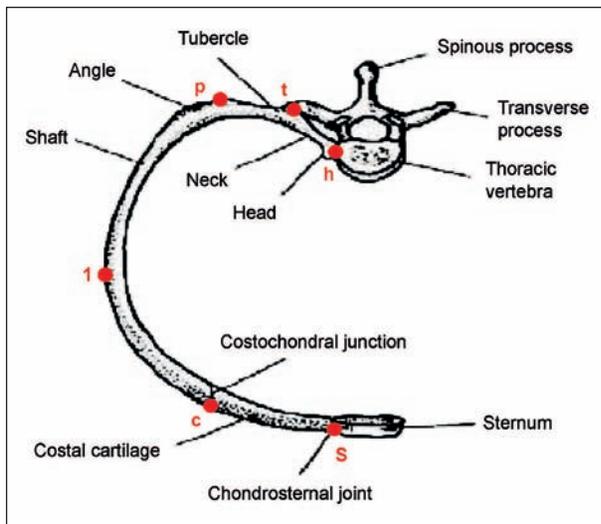


Bild 27: Landmarkpositionen zur Bestimmung potenzieller Winkelveränderungen im Alter

- Ursprung: geometrisches Mittel aller Landmarks pro Thorax,
- Z-Achse: Verbindung zwischen Ursprung und Referenzpunkt der z-Achse (zr). Die von der z-Achse definierte Ebene, die ebenfalls durch den Ursprung verläuft, legt die xy-Ebene fest,
- X-Achse: Verbindung zwischen Ursprung und Projektion des Referenzpunktes der x-Achse (xr) in die xy-Ebene,
- Y-Achse: orthogonal zu z- und x-Achse.

Das Koordinatensystem wurde dabei anhand eines Beispielthorax bewusst so definiert, dass die zx-Ebene der Sagittalebene, die xy-Ebene der Transversalebene und die yz-Ebene der Frontalebene entsprechen.

Dann wurden die zur Untersuchung ausgewählten Winkel anhand der Landmarks definiert. Sie unterteilen sich in zwei Typen:

Abkürzung	Landmark	Definition
xr	Referenzpunkt für x-Achse	anteriorster caudalster Punkt des Unterrandes des Corpus sternii
zr	Referenzpunkt für z-Achse	Mittlerer Punkt auf der anterioren Fläche des ersten thorakalen Wirbels

Tab. 8: Landmarks zur Definition des Koordinatensystems zur späteren Ausrichtung der Thoraxe

- Winkel innerhalb der vom Rippenbogen definierten Ebene (zwischen 3 Landmarks). Sie geben die Krümmung der Rippe an unterschiedlichen Stellen wieder (Winkel HTP, TPL, PLC und LCS),
- Winkel von Teilstrecken der Rippe zu den Koordinatenachsen (zwischen der Verbindung aus 2 Landmarks und einer Koordinatenachse). Sie geben die Ausrichtung der Rippe im Bezug zum Gesamthorax wieder. Dieser Winkeltypus unterteilt sich wiederum in Winkel in der yz-Ebene (ZLC_Y, ZPL_Y, ZHP_Y), der xy-Ebene (XHT_Y, XHP_Y) und der xz-Ebene (XPC_X, entspricht dem Gegenwinkel des von KENT gemessenen Winkels).

ner, 35 Frauen) durch Landmarks ausgedrückt und vermessen.

Zusätzlich wurden die in Tabelle 8 aufgeführten zwei weiteren Landmarks definiert, die als Bezugspunkte für das fixe Koordinatensystem dienen, in dem später alle Thoraxe ausgerichtet werden.

Das Koordinatensystem wurde daraufhin folgendermaßen definiert:

Insgesamt ergeben sich 10 zu analysierende Winkel. Zusätzlich zu diesen neu definierten Winkeln

	Abkürzung	Definition
Winkel in der Rippebene	HTP	Rippenwinkel auf Höhe des Tuberculum
	TPL	Rippenwinkel auf Höhe des posteriorsten Punkts
	PLC	Rippenwinkel auf Höhe des lateralsten Punkts
	LCS	Winkel zwischen knöcherner Rippe und Knorpel
Winkel in den Ebenen des Koordinatensystems	ZLC_Y	Neigung des anterioren Rippenbogens zur z-Achse
	ZPL_Y	Neigung des mittleren Rippenbogens zur z-Achse
	ZHP_Y	Neigung der Rippe in der Frontalebene
	XHT_Y	Neigung des Rippenhalses in der Transversalebene
	XHP_Y	Neigung des posterioren Rippenbogens in der Transversalebene
	XPC_X	Rippenwinkel in der Sagittalebene (Gegenwinkel zu Kent-Winkel)
	Kent-Winkel	Rippenwinkel in der Sagittalebene (nach KENT et al., 2005)

Tab. 9: Für die Winkelanalyse am ganzen Thorax neu definierte Winkel. Der Kent-Winkel wurde nach KENT et al. (2005) gemessen

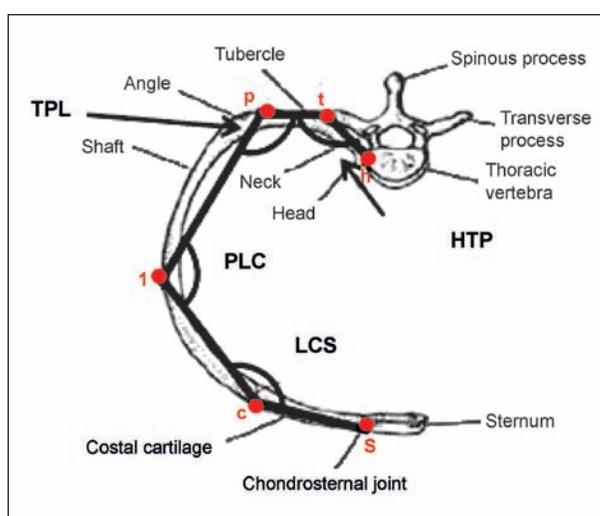


Bild 28: Neu definierte Rippenwinkel innerhalb der vom Rippenbogen definierten Ebene

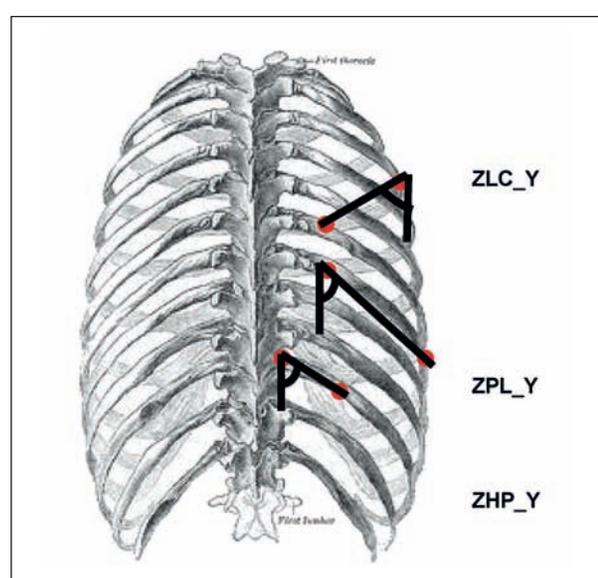


Bild 29: Neu definierte Rippenwinkel in der yz-Ebene

wurde noch genau der von KENT definierte Winkel nach dessen Methodik (vgl. KENT et al., 2005a) gemessen. Tabelle 9 gibt noch einmal eine Übersicht aller definierten und analysierten Winkel. Die Bilder 28 bis 31 verdeutlichen die Winkel grafisch.

Zur Bestimmung der Winkelwerte wurden die aus Landmarks bestehenden Punktwolken sowie die Referenzpunkte in Matlab importiert und mithilfe eines auf der generalisierten Procrustes-Methode (GPA) basierenden Algorithmus translatiert, rotiert und skaliert, sodass sie miteinander vergleichbar sind. Die Procrustes-Methode kommt aus dem Fachgebiet der geometrischen Morphometrie und wurde speziell entwickelt, um gezielt alle Faktoren, die nicht Teil der Form des Objektes sind, zu eliminieren. Der Procrustes-Algorithmus wurde an die

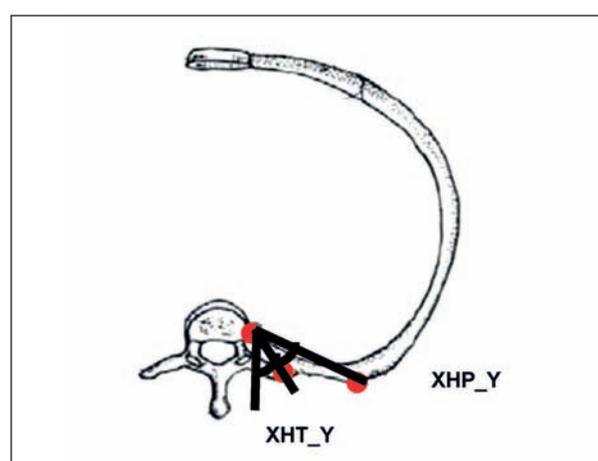


Bild 30: Neu definierte Winkel in der xy-Ebene

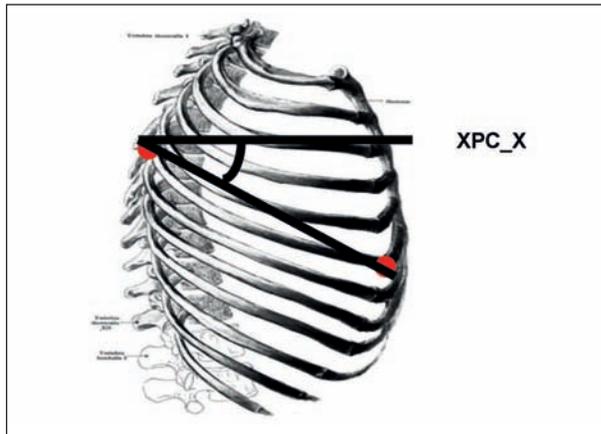


Bild 31: Neu definierter Winkel XPC_X in der xz-Ebene; Er entspricht dem Gegenwinkel des von KENT et al. (2005a) definierten Winkels

Bedürfnisse dieser Studie angepasst und führt die folgenden Schritte aus:

1. Ein erster Referenzthorax wird ausgewählt.
2. Alle Individuen werden auf diesen Referenzthorax durch Translation, Rotation und Skalierung positioniert. Dies geschieht mithilfe der Procrustes-Funktion von Matlab.
3. Aus allen übereinander gelegten Thoraxen wird der Durchschnittsthorax bestimmt.
4. Dann wird für jeden Punkt die Procrustes-Distanz zwischen dem Durchschnittsthorax und dem Referenzthorax bestimmt. Die Procrustes-Distanz berechnet sich dabei als Quadratwurzel

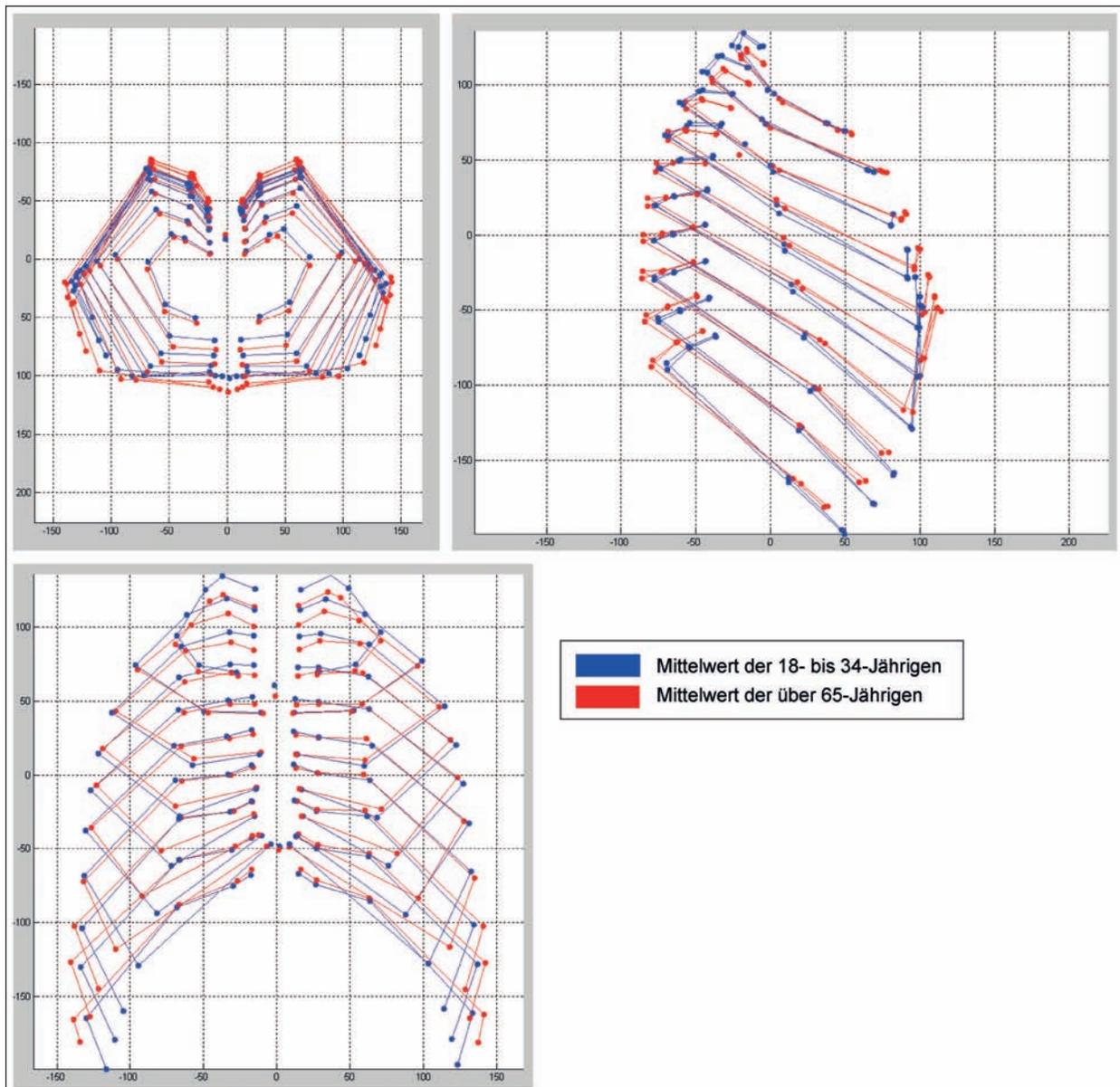


Bild 32: Durchschnitts Thoraxe aller Individuen der Gruppe der 18- bis 35-Jährigen und der über 64-Jährigen nach Überlagerung mit der Procrustes-Analyse (GPA)

der Summe der quadrierten Unterschiede zwischen den Landmark-Positionen.

5. Befindet sich die Procrustes-Distanz über einem zuvor festgelegten Schwellwert (hier auf 0,001), wird die Schleife mit dem Durchschnittsthorax als neuen Referenzthorax wieder ausgeführt. Die While-Schleife wird verlassen, sobald der Schwellwert unterschritten ist.

Bild 32 zeigt die Durchschnittsthoraxe der Gruppen der über 64-Jährigen und der 18- bis 35-Jährigen nach Überlagerung mittels der Procrustes-Methode beispielhaft in drei Perspektiven. Einige der Ergebnisse der anthropometrischen Basismessungen lassen sich bereits optisch erkennen. So sieht man deutlich einen Trend hin zu einem tieferen Thorax bei alten Menschen und auch der Trend hin zu dem von KENT et al. (KENT et al., 2005a) festgestellten größeren Rippenwinkel in der Sagittalebene der 9. Rippe lässt sich deutlich erkennen. Zudem ist in transversaler Perspektive ebenso eine Zunahme der Thoraxbreite erkennbar. Diese Ergebnisse stimmen sehr gut mit den Ergebnissen der anthropometrischen Basismessungen überein (vgl. Kapitel 3.4.1 dieses Berichts).

Der Procrustes-Algorithmus wird mit einem besonders geraden Thorax als Referenzthorax dreimal durchgeführt:

- Auswertung 1
Algorithmus mit Thoraxen aller Altersgruppen.
- Auswertung 2
Algorithmus nur mit den Altersgruppen der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen durchgeführt.
- Auswertung 3
Algorithmus mit Punktwolken aller Thoraxe zuzüglich der Menschmodelle THUMS 3 (Occupant und Pedestrian), THUMS 4 und HUMOS 2. Dies ermöglicht den direkten Vergleich der Winkelwerte der Menschmodelle mit den 4 Altersgruppen.

Nach Anwendung des Procrustes-Algorithmus wurden die in Tabelle 9 definierten Winkel in Matlab berechnet. Die Differenzen der Mittelwerte der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen wurden für alle Rippen (beide Seiten) berechnet und mittels eines Wilcoxon-Tests zum Signifikanzniveau von 0,05 statistisch bewertet. Die Daten aller Altersgruppen wurden in einer Regressionsanalyse aus-

gewertet. Die vier Menschmodelle wurden mithilfe der Regressionsgeraden bewertet und ein Alter pro Winkel und Rippe zugeordnet.

3.2.3 Messungen an der einzelnen Rippe

Um die in der Winkelanalyse festgestellten Hinweise auf eine Krümmungsänderung der Rippen im Alter näher zu untersuchen, wurde eine eigene Studie zur altersabhängigen Änderung der Rippenmorphologie durchgeführt. Primäres Ziel der Studie war es, geometrische Veränderungen der knöchernen Rippe mit dem Lebensalter zu erfassen und eine erste Bewertung bezüglich deren Verletzungsrelevanz zu treffen. Hierzu wurden aus dem vorliegenden Post-mortem-CT-Kollektiv je sechs männliche und sechs weibliche Individuen der jüngsten (18 bis 34 Jahre) und der ältesten Altersgruppe (> 64 Jahre) ausgewählt.

Aus diesen 24 CT-Datensätzen wurde mithilfe der Segmentierungssoftware Mimics (Materialise, 2011a) zunächst jeweils die sechste und siebte rechte Rippe als 3D-Objekt manuell heraussegmentiert. Bild 33 und Bild 34 zeigen beispielhaft den Segmentiervorgang und die daraus resultierende dreidimensionale Rippe.

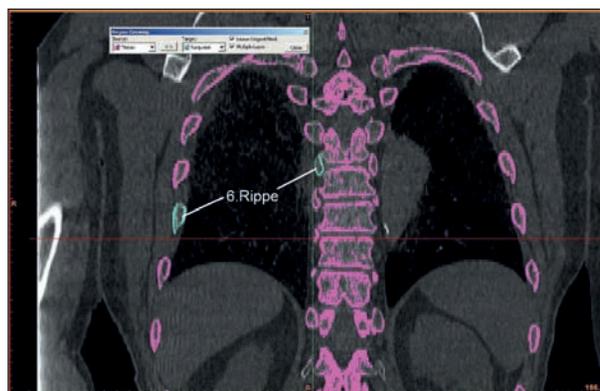


Bild 33: Masken der 6. rechten Rippe und des gesamten Thorax bei der Segmentierung

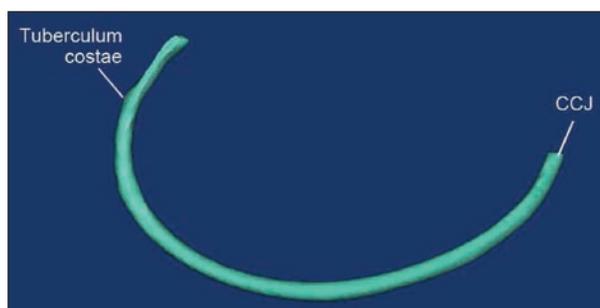


Bild 34: Fertig segmentierte Rippe als 3D-Objekt; das Tuberculum costae und der costochondrale Übergang (CCJ) sind mit Pfeilen markiert

Dann wurde das 3D-Objekt in die Software 3-matic (Materialise, 2011b) importiert, nach Vorbild von MOHR et al. in das Koordinatensystem platziert und ebenso nach Vorlage von MOHR et al. (MOHR et al., 2007) vermessen. MOHR et al. hatten Messungen der Longitudinal- und Querschnittsparameter an den Rippen 3 bis 9 von acht menschlichen Leichen vorgenommen. In dieser Studie wurden die gleichen Parameter an den virtuellen Rippen gemessen und auf Altersunterschiede untersucht. Folgende Parameter wurden hierbei an 9 Stellen der Rippe in 10-Prozent-Schritten vom Tuberculum aus gemessen:

- Querschnittshöhe,
- Querschnittsbreite,
- Querschnittsfläche,
- Rippenkrümmung,
- Longitudinaler Twist (Verdrillung der Rippe).

Die Messung erfolgte in 3-matic mithilfe einer ganzen Reihe geometrischer Funktionen des Programms 3-matic. Die Bilder 35 bis 37 verdeutlichen den Messprozess.

Zunächst wurde die Länge der dreidimensionalen Rippe vom Tuberculum zum costochondralen Übergang gemessen und als Normlänge festgelegt. Das Tuberculum wurde als 0 %, der costochondrale Übergang als 100 % definiert. Auf dieser Basis wurden die Messstellen bei 15 %, 25 %, 35 %, 45 %, 50 %, 55 %, 65 %, 75 % und 85 % entlang der Rippe festgelegt. Bild 35 zeigt die 9 Messstellen entlang der Rippe.



Bild 35: Messpunkte entlang der Rippe

Zur Messung der Querschnittsfläche an den 9 Messstellen wurde mit dem Programm Mimics eine Centerline in das 3D-Objekt gelegt. Anhand der Centerline und der äußeren Hülle des 3D-Objekts kann die Querschnittsfläche berechnet werden (vgl. Bild 36).

Die Querschnittshöhe und Breite wurden jeweils an den Stellen 25 %, 35 %, 45 %, 55 %, 65 %, 75 % und 85 % gemessen. Zur Messung dieser beiden Parameter wurde im Programm 3-matic eine Ebene durch 3 Punkte an der Messstelle definiert. Die Schnittfläche dieser Ebene mit der Kontur ergibt die Querschnittsfläche. Durch mehrfache Abstandsmessungen wurde jeweils der superiorste (S_i %) und der inferiorste Punkt (I_i %) der Fläche bestimmt. Der Abstand der beiden Punkte ergibt die Querschnittshöhe. Nun wurde nach dem Vorbild von MOHR et al. (MOHR et al., 2007) ein Rechteck um die Querschnittskontur gelegt, welches jeweils durch den zuvor festgelegten inferiorsten und superiorsten

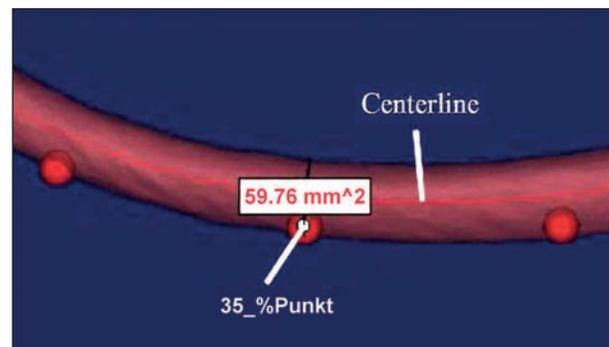


Bild 36: Beispiel: Messung der Querschnittsfläche an der Messstelle 35 % im Programm Mimics (Materialise, 2011a)

Punkt verläuft und auf die Verbindungsstrecke der beiden Punkte senkrecht steht. Die Schnittpunkte dieses Rechtecks mit der Querschnittskontur an der medialsten bzw. lateralsten Stelle ergeben die Messpunkte für die Querschnittsbreite.

Bild 37 zeigt beispielhaft die Messung der Querschnittshöhe und Breite bei der 65%-Messstelle.

Die Rippenkrümmung wurde ebenfalls mit dem Programm 3-matic bei 15 %, 25 %, 35 %, 45 %, 55 %, 65 %, 75 % und 85 % gemessen. Hierzu wurde von jeder Messstelle aus im Abstand von 400 mm ein Punkt gesetzt (Punkte PM_L_i % und PM_R_i %). Durch diese beiden neuen Punkte und den Ausgangspunkt wurde ein Kreis gelegt und dessen Radius bestimmt. Die Krümmung ergibt sich aus dem Kehrwert des Radius und hat die Einheit 1/m. Bild 38 verdeutlicht die Krümmungsmessung.

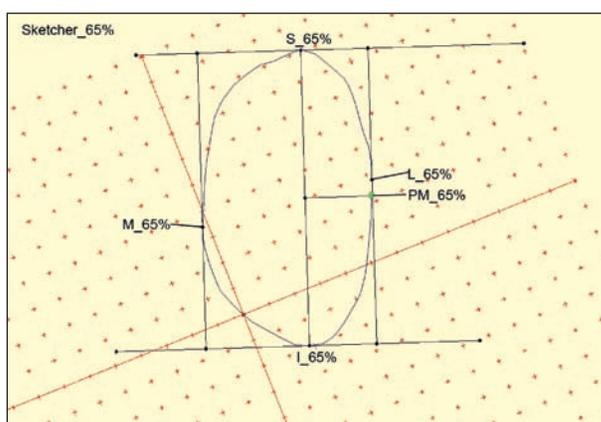


Bild 37: Messung der Querschnittshöhe und Breite in 3-matic (Materialise, 2011b)

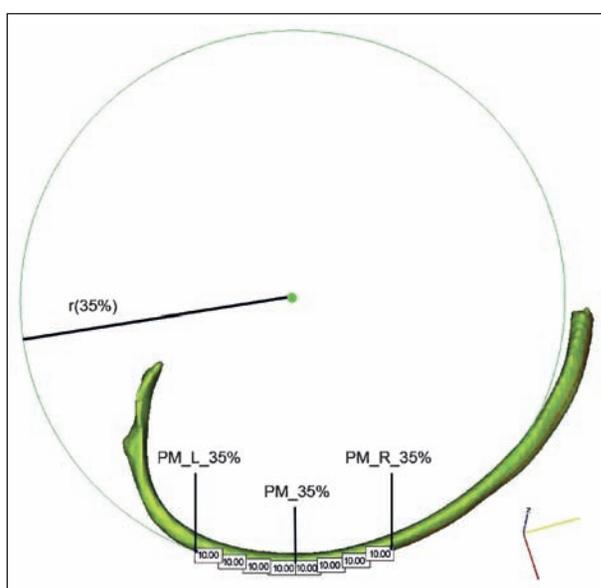


Bild 38: Krümmungsmessung bei der Messstelle 35 %

Der longitudinale Twist letztlich berechnet sich durch die Veränderung des Neigungswinkels zwischen der Rippenoberfläche und der xy-Ebene an den Stellen 15 % und 85 %. Die xy-Ebene definiert sich hierbei durch die Punkte Tuberculum (= 0 %), 50 % und costochondraler Übergang (CCJ = 100 %). Hierzu wird der Winkel zwischen der Verbindungsstrecke aus inferiorsten und superiorsten Punkt und der xy-Ebene bei 15 % und 85 % gemessen. Die Differenz der beiden Winkel ergibt den longitudinalen Twist.

Alle Parameter wurden nach dem Alter ausgewertet. Es wurde ebenfalls für die Rippenkrümmung und den longitudinalen Twist eine statistische Analyse (Test auf Normalverteilung mit Shapiro-Wilk-Test, dann je nach Ergebnis t-Test oder Wilcoxon-Test) durchgeführt. Die Ergebnisse werden in Kapitel 3.4.3 beschrieben.

3.2.4 Wirbelsäulen- und Brustbeinparameter

In dieser Studie sind verschiedene Ebenen der Wirbelsäule zu unterscheiden: Zum einen wurden Messungen an der gesamten Wirbelsäule (Krümmungsmessungen) zum anderen an einem einzelnen Thorakalwirbel, nämlich dem sechsten Thorakalwirbel, durchgeführt.

An der Wirbelsäule als Ganzes wurden die folgenden Parameter gemessen:

- Kyphosewinkel,
- Skoliosewinkel,
- Rotationswinkel in der Transversalebene des sechsten Thorakalwirbels in Relation zum Sternum.

Die Kyphose- und Skoliosewinkel wurden sowohl in 3-matic als auch in OsiriX, die Rotation wurde ausschließlich in OsiriX gemessen.

Die Vermessung des Kyphosewinkels im Bereich der Brustwirbelsäule erfolgt in der Sagittalansicht analog der Methode nach COBB. Dazu wurde zunächst der obere und untere Neutralwirbel bestimmt, d. h. die Wirbel, die am meisten in der Horizontalen befindlich sind. Danach werden Tangenten an die obere bzw. untere Deckplatte des oberen bzw. unteren Neutralwirbels gelegt. Auf die untere Tangente wird anschließend eine Senkrechte errichtet und das Lot von der oberen Tangente gefällt. Der Komplementärwinkel der beiden sich schneidenden Geraden entspricht dem Kyphose-

winkel (Bild 39). Der Grad der Wirbelsäulenverbiegung in der Frontalebene wird anhand der Methode nach Lippmann-COBB bestimmt (HEPP und DEBRUNNER, 2004).

Die Vermessung der Rotation des sechsten Thorakalwirbels relativ zum Sternum in der Wirbelsäulenlängsachse beruht auf der Methodik nach AARO und DAHLBORN, die speziell für Messungen an CT-Bildern entwickelt wurde (AARO und DAHLBORN, 1981). Mit dieser Methode lässt sich eine größere Messgenauigkeit erreichen als mit vergleichbaren Methoden (LAM et al., 2008).

Sie ist wie folgt definiert: Die erste Gerade verläuft durch das dorsale Zentrum des Wirbelforamens (a) und die Mitte des Wirbelkörpers (c). Die zweite verläuft durch (a) und die anteriore Mittellinie des Körpers, in diesem Fall definiert als der Mittelpunkt des gegenüberliegenden Sternumabschnitts. Der Winkel, der sich zwischen beiden Linien ergibt, ist der Rotationswinkel (Bild 40) (AARO und DAHLBORN, 1981).

Die Messungen wurden mit einem virtuellen Geodreieck (BADER, 2013) an Screenshots vorgenommen.

Zusätzlich zu den klassischen Messparametern an der ganzen Wirbelsäule wurden die sechs in Tabelle 10 angegebenen Parameter am einzelnen sechsten Thorakalwirbel gemessen.

An den sechsten Thorakalwirbeln wurden jeweils sechs Strecken und ein Winkel nach KNUßMANN erfasst (KNUßMANN, 1988). Die gemessene posteriore Höhe H_p des Wirbelkörpers wurde auch schon im Rahmen einiger anderer Studien erfasst (GOH et al., 2000, PANJABI et al., 1991 MASHARAWI et al.,

2008). Die anteriore Höhe H_a wurde von MASHARAWI et al. und GOH et al. erfasst (MASHARAWI et al., 2008, GOH et al., 2000). GOH et al. untersuchten des Weiteren auch die mittlere Wirbelkörperhöhe

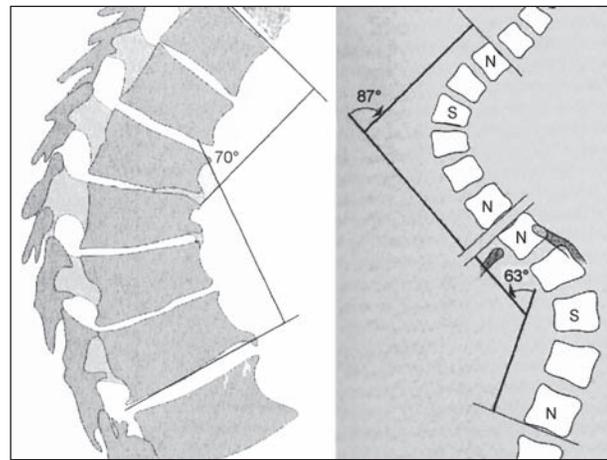


Bild 39: Methode der Messung der Kyphose (links) und Skoliose (rechts) (HEPP und DEBRUNNER, 2004)

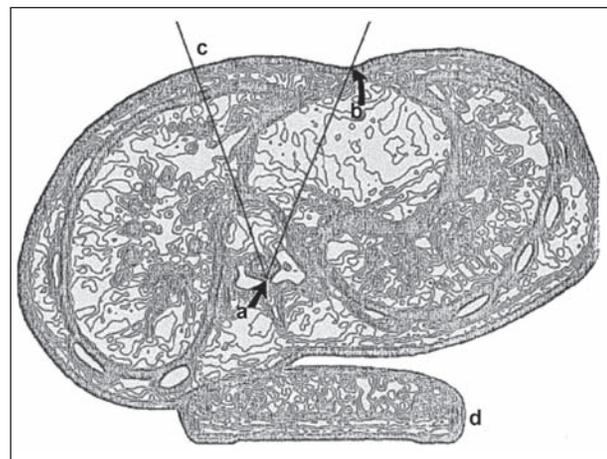


Bild 40: Schematische Darstellung der Vermessung der Wirbelkörperrotation in der Transversalebene nach AARO und DAHLBORN (AARO und DAHLBORN, 1981)

Wirbelmaße	Definition
H_a	Geradlinige Entfernung der oberen von der unteren Deckplatte des Wirbelkörpers, in der Mediansagittalebene an der Ventralfläche des Wirbels gemessen
H_p	Geradlinige Entfernung der oberen von der unteren Deckplatte des Wirbelkörpers, in der Mediansagittalebene an der Dorsalfläche des Wirbels gemessen
H_m	Geradlinige Entfernung des Mittelpunktes der oberen Fläche des Wirbelkörpers von dem Mittelpunkt der unteren Fläche
S_m	Geradlinige Entfernung des Mittelpunktes der ventralen vom Mittelpunkt der dorsalen Fläche des Wirbelkörpers, in der Mediansagittalebene gemessen
TV_m	Kleinster transversaler Durchmesser des Wirbelkörpers, ungefähr in der mittleren Höhe des Seitenrandes gelegen
Kranialer Neigungswinkel der Dornfortsätze	Winkel, der von der Oberfläche des Wirbelkörpers und der oberen Kante des Dornfortsatzes gebildet wird
Länge des Dornfortsatzes	Abstand des Oberrandes des Wirbelbogens bis zur Spitze des Dornfortsatzes

Tab. 10: Vermessene Wirbelmaße

Hm (GOH et al., 2000). Zusätzlich wurden der Winkel der Rotation des Wirbelkörpers relativ zu den Processi zygapophysiales und der Winkel der Torsion der oberen Deckplatte des Wirbelkörpers in der Transversalebene erfasst.

Am Brustbein wurden die in Tabelle 11 erfassten Maße gemessen.

Den erfassten Strecken am Sternum liegen folgende Definitionen zugrunde. Da Form und Länge des Xiphoid stark variieren, wird dieses nicht berücksichtigt.

Die Messungen zur Erfassung der Maße an der ganzen Wirbelsäule und am sechsten Wirbelkörper wurden mithilfe des Programms 3-matic durchgeführt, die Brustbeinmessungen in OsiriX.

Das Programm 3-matic stellt 3D-Objekte dar, die zuvor in Mimics segmentiert wurden, und ermöglicht mit einer Vielzahl von Funktionen die Gewinnung von Daten (Materialise, 2011a). Um zu garantieren, dass alle erhobenen Daten vergleichbar sind, muss jedes Objekt zuerst in ein einheitliches Koordinatensystem gebracht werden. Dazu wurden zuerst ein Ursprung, ein Punkt in der x-Achse und ein Punkt der in der xy-Ebene liegen soll, am Objekt definiert. Der Ursprung ist hierbei der posteriorste Punkt der oberen Deckplatte in der Mediansagittalebene. Der anteriorste Punkt der oberen Deckplatte wurde abgemessen und soll in der x-Ebene liegen. Der Punkt in der xy-Ebene liegt am rechten äußeren Rand der oberen Deckplatte auf Höhe des Ursprungs. Eine Koordinatensystemvorlage wurde entworfen und importiert und die definierten Punkte wurden in das Koordinatensystem geschoben und rotiert.

Um die Kyphose zu messen, wurde eine neue Methodik entwickelt. An der unteren bzw. oberen Deckplatte der Neutralwirbel wurden der mittlere hinterste Punkt und der mittlere vorderste Punkt der Deckplatte vermessen und jeweils eine Linie hindurch gelegt. Anschließend wurde durch die beiden Punkte des unteren Neutralwirbels und durch den hinteren Punkt des oberen Neutralwirbels eine Ebene erzeugt, die in einem neuen Fenster den Schnitt durch diese drei Punkte des Objekts wiedergibt. Importiert man die beiden Grundlinien der Neutralwirbel, die die Ausrichtung der Wirbel wiedergeben, in den Sketch, so kann man zwei Linien senkrecht dazu kreieren. Anschließend definiert man den Kyphosewinkel, den das Programm dann berechnet. Zur Messung des Skoliosewinkels wurde eine analoge Methodik in der Frontalansicht angewandt.

Zur Messung der Strecken und Winkel am Wirbel wurde ebenfalls eine Methodik entwickelt. Die Wirbel wurden zuerst in das Koordinatensystem gebracht. Für die Maße H_a und H_p war der Ausgangspunkt der Messungen der Ursprung und der vorderste Punkt der oberen Deckplatte. Für den kranialen Neigungswinkel des Dornfortsatzes wurde eine Linie durch den obersten Dornfortsatzansatz und die Dornfortsatzspitze gelegt, die die Länge des Dornfortsatzes widerspiegelt. Anschließend wurde der Winkel zwischen dieser Linie und der Verlängerung der x-Achse gemessen.

Für die mittlere Höhe H_m wurde jeweils die Hälfte der oberen und unteren Tiefe des Wirbelkörpers abgemessen und eine Linie durchgelegt sowie abgemessen. Die mittlere sagittale Tiefe des Körpers wurde nach dem gleichen Prinzip wie H_m vermessen. Um die transversale mittlere Breite zu erfassen.

Sternnummaße	Definition
Länge des Brustbeins	Geradlinige Entfernung des am tiefsten gelegenen Punktes der Incisura jugularis von dem tiefsten Punkt des Unterrandes des Corpus sterni, in der Mediansagittalebene gemessen.
Länge des Manubrium sterni	Geradlinige Entfernung des Suprasternale von demjenigen Punkt des Unterrandes des Manubrium, der von der Mediansagittalebene geschnitten wird.
Länge des Corpus sterni	Geradlinige Entfernung desjenigen Punktes des Unterrandes des Manubrium, der von der Mediansagittalen geschnitten wird
Größte Breite des Manubrium sterni	Geradlinige Entfernung der beiden am meisten seitlich vorstehenden Punkte der Seitenränder des Manubrium voneinander, senkrecht zur Länge gemessen
Größte Breite des Corpus sterni	Geradlinige Entfernung der beiden am meisten seitlich vorstehenden Punkte der Seitenränder des Corpus sterni voneinander, senkrecht zur Länge gemessen
Kleinste Breite des Manubrium sterni	Geradlinige Entfernung der beiden am meisten eingezogenen Punkte der Seitenränder an der Basis des Manubrium sterni voneinander
Dicke des Manubrium sterni	Geradlinige Entfernung der ventralen von der dorsalen Fläche des Brustbeins, an der Stelle, an der die größte Breite genommen wurde

Tab. 11: Vermessene Sternnummaße

sen, wurde die mittlere Breite der oberen Deckplatte abgemessen und anschließend die mittlere Höhe vermessen. Die Strecke zwischen den beiden mittleren lateralen Höhen entspricht TVm.

Um die Torsion des Wirbelkörpers zu erfassen, wurde eine Grundlinie kreiert, die durch die posteriore Basis der oberen Deckplatte verläuft. Anschließend wurde der Winkel zwischen der x-Achse, also der größten Wirbelkörpertiefe, und einer Geraden gemessen, die 90° auf der Grundlinie steht. Um die Rotation des Wirbelkörpers in Relation zu den Processi zygapophysiales zu vermessen, wurden die Spitzen dieser Fortsätze durch eine Linie verbunden und erneut der Winkel zwischen dieser Linie und der Grundlinie erfasst.

Das Programm OsiriX, in dem die Sterna vermessen wurden, erlaubt die Darstellung von CT-Bildern und wird vor allem im medizinischen Bereich angewandt (ROSSET, 2012). Es kann zwischen Knochen- und Weichteilfenster gewählt werden. Nach Auswahl des Knochenfensters erstellt OsiriX aus einem CT-Datensatz eine multiplanare Rekonstruktion (3D-MPR), sodass das gesamte knöcherne Skelett des Patienten in der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene sichtbar wird. Um sicherzugehen, dass die drei Ebenen bei jedem Individuum und jeder Messung identisch liegen und somit gesuchte Merkmale immer aus derselben Perspektive abgebildet werden, müssen sie vorab definiert werden. Die Definition sollte so erfolgen, dass die zu messende Struktur möglichst gut abgebildet werden kann. Dies soll am Beispiel der Messung der Sternummaße erläutert werden. Man sucht den untersten Punkt der Incisura jugularis und legt den Kreuzungspunkt von Axial- und Sagittalebene in der Frontalansicht hinein. Die Sagittalebene wird darauf folgend definiert, indem man sie in der Axialansicht mittig durch das Foramen vertebrale des dem Suprasternale gegenüberliegenden Wirbelkörpers

legt. Die Frontalebene wird festgelegt, indem sie als Tangente an den untersten anteriorsten Punkt des Corpus sterni (Ansatz der siebten Rippe) in der Sagittalanzeige gelegt wird. In den jeweils anderen Fenstern werden die Achsenlagen so genau wie möglich korrigiert. Die dritte Ebene ist definiert durch die zwei anderen Ebenen, da diese immer senkrecht zueinander stehen. Sind die Ebenen definiert, werden sie nicht mehr verschoben oder gekippt.

OsiriX verfügt über eine Funktion, mit der man Strecken direkt am Bild messen kann. Ist das Sternum bzw. die Wirbelsäule oder der sechste Thorakalwirbel abgebildet, werden die Messstrecken in der jeweiligen Ebene abgenommen.

3.3 Auswahl des CT-Probandenkollektivs

Das für diese Studie verwendete Post-mortem-CT-Kollektiv umfasst derzeit 146 Individuen (98 Männer und 48 Frauen). Damit ist die für die Studie angestrebte Zielgröße von mindestens 100 Individuen erreicht. Weiterhin wurden 40 klinische Individuen (25 Männer, 15 Frauen) als Vergleichsgruppe untersucht. Die klinischen CTs liegen hierbei in inspiriertem, die Post-mortem in expiriertem Zustand vor.

Quelle des Post-mortem-Kollektivs ist die Post-mortem-CT-Datenbank des Instituts für Rechtsmedizin der LMU München, Quelle des klinischen Kollektivs die Radiologie des Universitätsklinikums Hamburg Eppendorf. Es handelt sich um Ganzkörperscans im Knochenfenster. Genaue technische Daten der Scans sind dem Zwischenbericht vom 29. Februar 2012 zu entnehmen. Die Einteilung in 4 Altersgruppen (18 bis 34 Jahre, 35 bis 49 Jahre, 50 bis 64 Jahre und über 64 Jahre) wurde beibehalten. Tabelle 12 gibt die definierten Altersklassen und die zugehörige Altersverteilung des aktuellen Kollektivs mit zugehörigen Standardabweichungen an.

	Gruppe	18-34 Jahre	35-49 Jahre	50-64 Jahre	> 64 Jahre	Gesamtanzahl
Männer	Anzahl	24	22	21	31	98
	Durchschnittsalter pro Gruppe	23,33	44,14	55,43	76,19	50,9
	Standardabweichung pro Gruppe	5,53	4,49	3,85	9,45	19,28
Frauen	Anzahl	8	18	8	14	48
	Durchschnittsalter pro Gruppe	23,75	40,75	54,25	75,54	50,18
	Standardabweichung pro Gruppe	4,23	4,78	4,62	9,46	19,77
Summe		32	40	29	45	146

Tab. 12: Altersverteilung des Probandenkollektivs (Einteilung in 4 Altersklassen)

Bild 41 verdeutlicht die Verteilung grafisch.

Alle Individuen wurden mithilfe der vorliegenden medizinischen Gutachten (Sektionsprotokolle) auf Thorax-verändernde Lungenerkrankungen (wie beispielsweise COPD und Lungenemphysem) sowie Frakturen oder sonstige medizinische Anomalien des knöchernen Thorax hin untersucht.

Vom Gesamtkollektiv wurden 146 Individuen (98 Männer, 48 Frauen) für die Messung der anthropometrischen Basismaße verwendet (vgl. Kapitel 3.2.1) und 93 Individuen (58 Männer, 35 Frauen) für die Winkelanalyse am ganzen Thorax (vgl. Kapitel 3.2.2). Bei 24 Individuen (12 Männer und 12 Frauen) wurde eine nähere Analyse der Parameter der rechten sechsten und siebten Rippe durchgeführt (Ergebnisse siehe Kapitel 3.2.3). Die Erfassung der

Parameter an der Wirbelsäule und am Brustbein erfolgte an 13 Individuen (6 Männer, 7 Frauen).

3.4 Ergebnisse der Parametermessungen

3.4.1 Anthropometrische Basismaße

Ergebnisse Männer – post mortem

Tabelle 13 bis Tabelle 15 zeigen die aktuellen Ergebnisse der Männer. Bilder 42 bis 45 verdeutlichen die Ergebnisse grafisch.

Die Thoraxtiefe auf Höhe des Manubriums nimmt mit dem Alter deutlich zu. Insgesamt ist der Thorax der über 64-Jährigen auf Höhe des Unter-

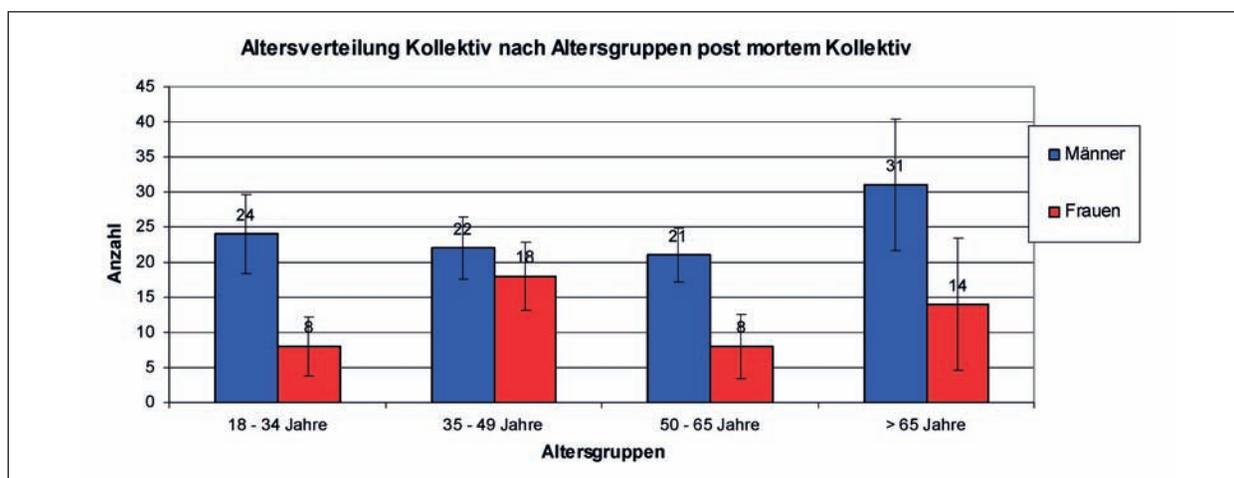


Bild 41: Grafische Darstellung der Altersverteilung des aktuellen Post-mortem-CT-Probandenkollektivs zur Definition altersabhängiger Geometrien

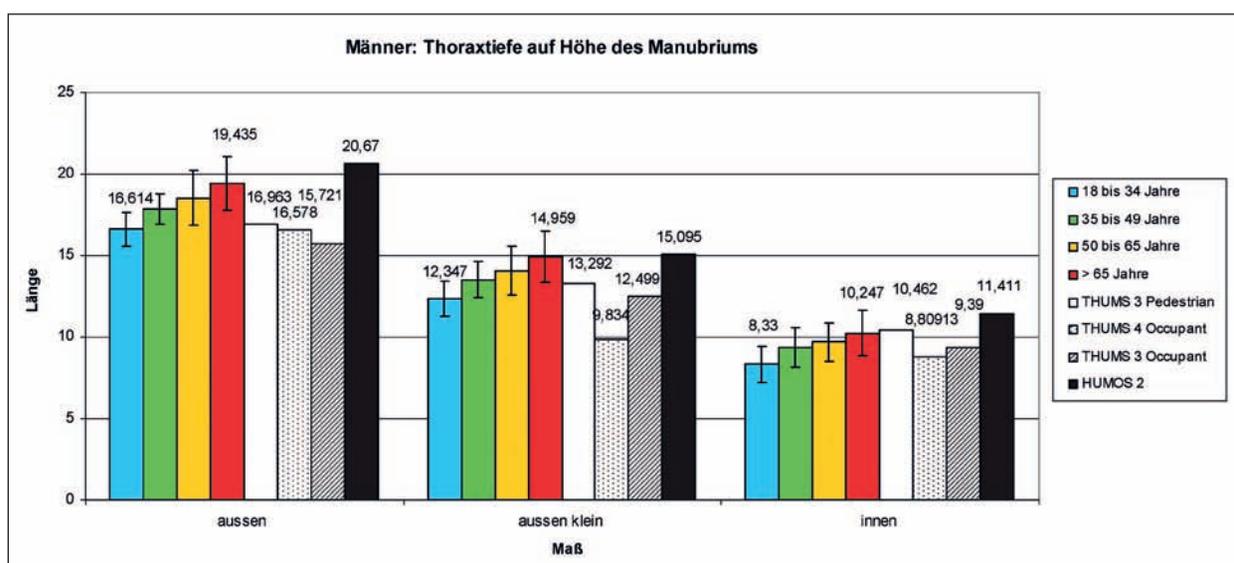


Bild 42: Anthropometrische Basismaße Männer (n = 59): Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrands des Manubriums sowie Maße bei THUMS 3, 4 und HUMOS 2

	Thoraxtiefe 1: Manibrium/Corpus sternij/cm			Thoraxtiefe 2: Corpus sternij/Xiphoid process		
	aussen	aussen klein	innen	aussen	aussen klein	innen
18 bis 34 Jahre	16,614	12,347	8,33	19,075	14,699	10,593
35 bis 49 Jahre	17,877	13,532	9,348	19,744	15,12	11,032
50 bis 65 Jahre	18,506	14,081	9,71	21,572	16,886	12,671
> 65 Jahre	19,435	14,959	10,247	22,505	17,858	13,274
Standardabweichung 18 bis 34 Jahre	1,043	1,095	1,132	1,36	1,31	1,184
Standardabweichung 35 bis 49 Jahre	0,941	1,131	1,228	1,625	1,713	1,727
Standardabweichung 50 bis 65 Jahre	1,675	1,509	1,177	2,444	2,644	2,365
Standardabweichung > 65 Jahre	1,671	1,575	1,361	2,281	2,127	2,12
Differenz jung zu alt/cm	2,821	2,612	1,917	3,43	3,159	2,681
Unterschied in Prozent (von jung)	16,98	21,155	23,013	17,982	21,491	25,309
THUMS 3 Pedestrian	16,963	13,292	10,462	18,068	15,032	11,791
THUMS 3 Occupant	15,721	12,499	9,39	19,315	15,812	12,161
THUMS 4 Occupant	16,578	9,834	8,80913	20,478	16,754	13,097
HUMOS 2	20,67	15,095	11,411	23,192	19,088	14,85

Tab. 13: Anthropometrische Basismaße Männer: Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Manubriums und des Corpus sternii: Mittelwerte der vier definierten Altersgruppen sowie absolute und relative Abweichung des Mittelwerts der alten Altersgruppe von der jungen; zudem Werte von THUMS 3, 4 und HUMOS 2

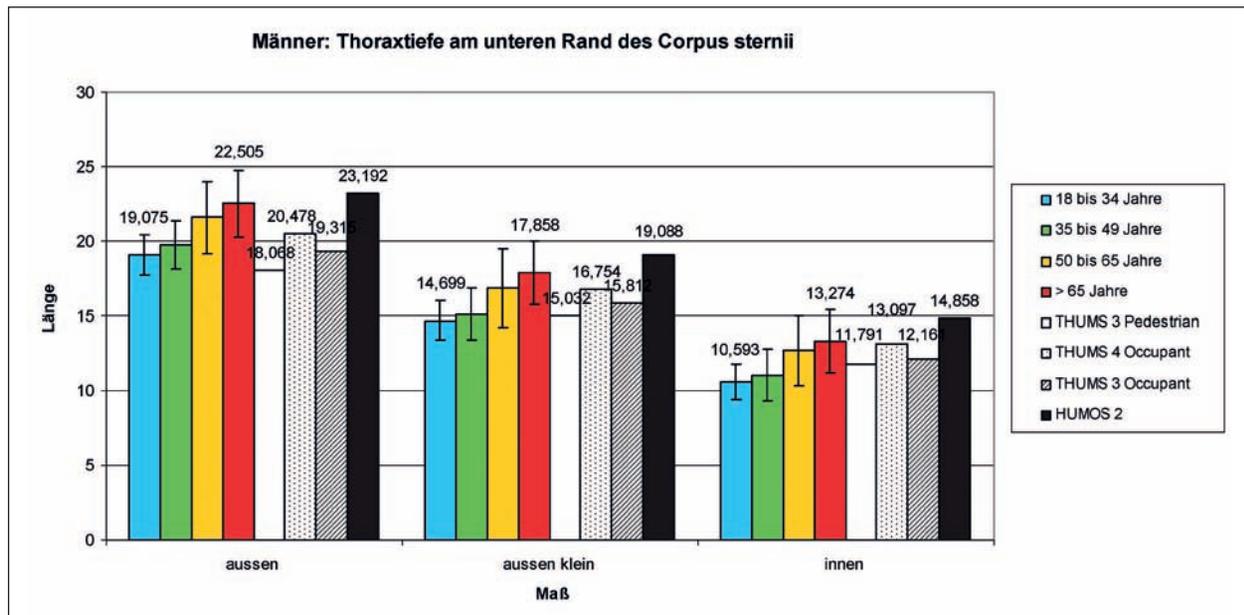


Bild 43: Anthropometrische Basismaße Männer (n = 59): Thoraxtiefe am unteren Rand des Corpus sternii sowie Maße bei THUMS 3, 4 und HUMOS 2

randes des Manubriums zwischen 16,98 % und 23,01 % tiefer als der der 18- bis 34-Jährigen. Dies zeigt eine deutliche Altersabhängigkeit der Thoraxtiefe.

Der Altersunterschied bezüglich der Thoraxtiefe am unteren Rand des Corpus sternii hat sich mit Zunahme der Individuenzahl etwas verringert. Er liegt nun zwischen 17,98 % und 25,31 %. Die Tendenz

zu einer generellen Zunahme der Thoraxtiefe bleibt jedoch auch bei diesem Maß erhalten.

Auch bezüglich der Thoraxbreite ist bei den Männern des Kollektivs mit zunehmendem Alter ein deutlicher Trend hin zu einem breiteren Thorax auf Höhen der Rippen 7 bis 10 festzustellen. Die Thoraxbreite im unteren Thoraxbereich (Rippe 7 bis 10) nimmt, wie bereits im letzten Zwischenbericht fest-

	Thoraxbreite: Rippe 3	Thoraxbreite: Rippe 7	Thoraxbreite: Rippe 8	Thoraxbreite: Rippe 9	Thoraxbreite: Rippe 10
	aussen	aussen	aussen	aussen	aussen klein
18 bis 34 Jahre	23,5	27,396	27,878	28,087	27,403
35 bis 49 Jahre	23,747	28,679	29,698	30,123	29,621
50 bis 65 Jahre	24,22	29,254	30,475	30,863	30,555
> 65 Jahre	24,11	29,695	31,041	31,383	31,049
Standardabweichung 18 bis 34 Jahre	1,713	2,015	2,279	2,072	1,959
Standardabweichung 35 bis 49 Jahre	1,269	1,41	1,658	1,74	2,11
Standardabweichung 50 bis 65 Jahre	0,949	1,26	1,633	1,617	1,849
Standardabweichung > 65 Jahre	1,692	1,992	2,07	1,94	2,089
Differenz jung zu alt/cm	0,611	2,299	3,163	3,296	3,646
Unterschied in Prozent (von jung)	2,6	8,392	11,346	11,735	13,305
THUMS 3 Pedestrian	24,104	28,887	29,537	27,952	25,302
THUMS 3 Occupant	24,742	29,486	30,448	29,79	28,284
THUMS 4 Occupant	22,721	28,626	30,154	30,591	30,132
HUMOS 2	21,108	25,987	27,255	28,744	29,651

Tab. 14: Anthropometrische Basismaße Männer: Thoraxbreite auf Höhe der Rippen 3, 7, 8, 9 und 10: Mittelwerte der vier definierten Altersgruppen sowie absolute und relative Abweichung des Mittelwerts der alten Altersgruppe von der jungen; zudem Werte von THUMS 3, 4 und HUMOS 2

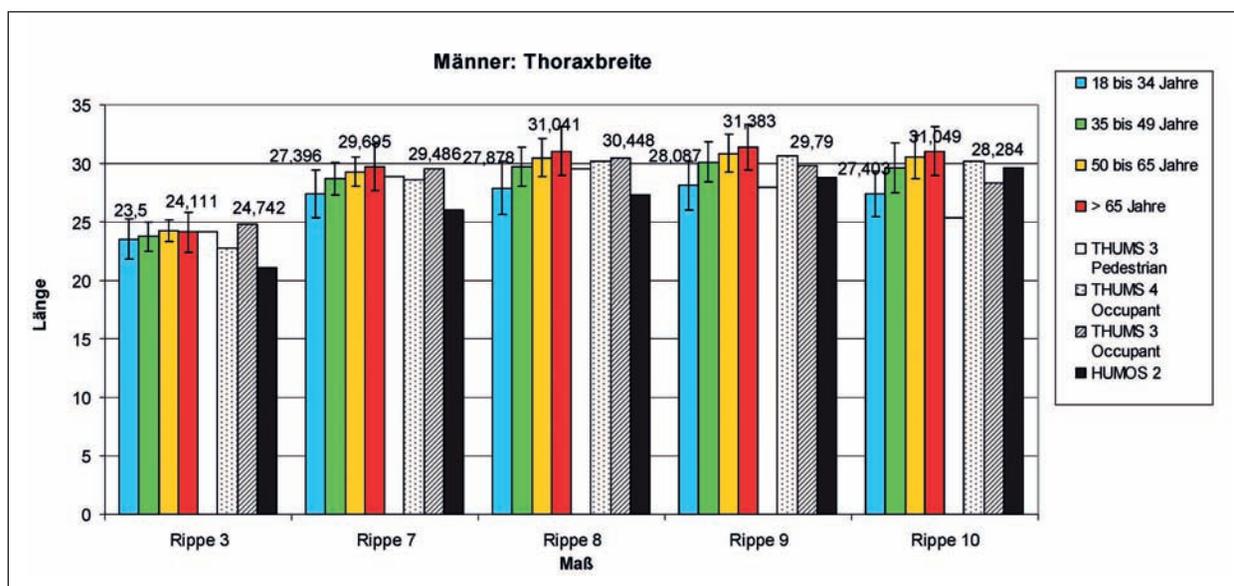


Bild 44: Anthropometrische Basismaße Männer (n = 59): Thoraxbreite auf Höhe der Rippen 3 und 7 bis 10 sowie bei THUMS 3, 4 und HUMOS 2

gestellt, mit dem Alter nach wie vor zu. Zwar ist auch hier eine leichte Verringerung des Unterschiedes um etwa 1 bis 2 Prozentpunkte zu erkennen. Der generelle Trend hin zu einem nach unten hin immer breiter werdenden Thorax jedoch ist noch immer deutlich. Der Längenunterschied zwischen den 18- bis 35-Jährigen und den über 64-Jährigen liegt zwischen 2,3 cm bei Rippe 7 (dies entspricht 8,392 %) und 3,6 cm bei Rippe 10 (13,31 %). Der altersabhängige Längenunterschied auf Höhe der

3. Rippe hat sich mit der Individuenzahl etwas vergrößert, ist jedoch mit einer relativen Abweichung von 2,6 % noch immer als unbedeutend anzusehen.

Die neuen Daten zur Thoraxhöhe bestätigen die erste Aussage des Zwischenberichts vom Februar 2012. Der damals noch vorhandene leichte Altersunterschied von -4,14 % und -3,24 % ist bei beiden Körperseiten auf unter 2 % geschrumpft. Es ist

somit recht sicher, davon auszugehen, dass sich die Thoraxhöhe im Alter nicht verändert.

Das Menschmodell THUMS 3 (Pedestrian und Occupant) liegt bezüglich des Außenmaßes der Thoraxtiefe auf Höhe des Manubriums näher an den jungen Individuen. Beim zweiten, nur bis zum

hinteren Teil des Wirbelkörpers gemessenen Außenmaß kommt das Pedestrian-Modell der Zielgruppe der alten Bevölkerung jedoch schon näher. Bezüglich des Innenmaßes entspricht das THUMS-3-Pedestrian-Modell in etwa den Werten der alten Bevölkerung und auch das THUMS-3-Occupant-Modell bildet die alte Bevölkerung etwas besser ab.

	Thoraxhöhe	
	rechts	links
18 bis 34 Jahre	37,181	37,017
35 bis 49 Jahre	37,721	37,656
50 bis 65 Jahre	36,943	36,789
> 65 Jahre	36,601	36,505
Standardabweichung 18 bis 34 Jahre	2,84	2,814
Standardabweichung 35 bis 49 Jahre	2,269	2,288
Standardabweichung 50 bis 65 Jahre	1,866	1,884
Standardabweichung > 65 Jahre	2,761	2,121
Differenz jung zu alt/cm	-0,58	-0,512
Unterschied in Prozent (von jung)	-1,56	-1,383
THUMS 3 Pedestrian	36,951	36,943
THUMS 3 Occupant	38,064	38,064
THUMS 4 Occupant	36,118	35,905
HUMOS 2	35,407	35,218

Tab. 15: Anthropometrische Basismaße Männer: Höhe des rechten und des linken Thorax: Mittelwerte der vier Altersgruppen sowie absolute und relative Abweichung des Mittelwerts der alten Altersgruppe von der jungen; zudem Werte von THUMS 3, 4 und HUMOS 2

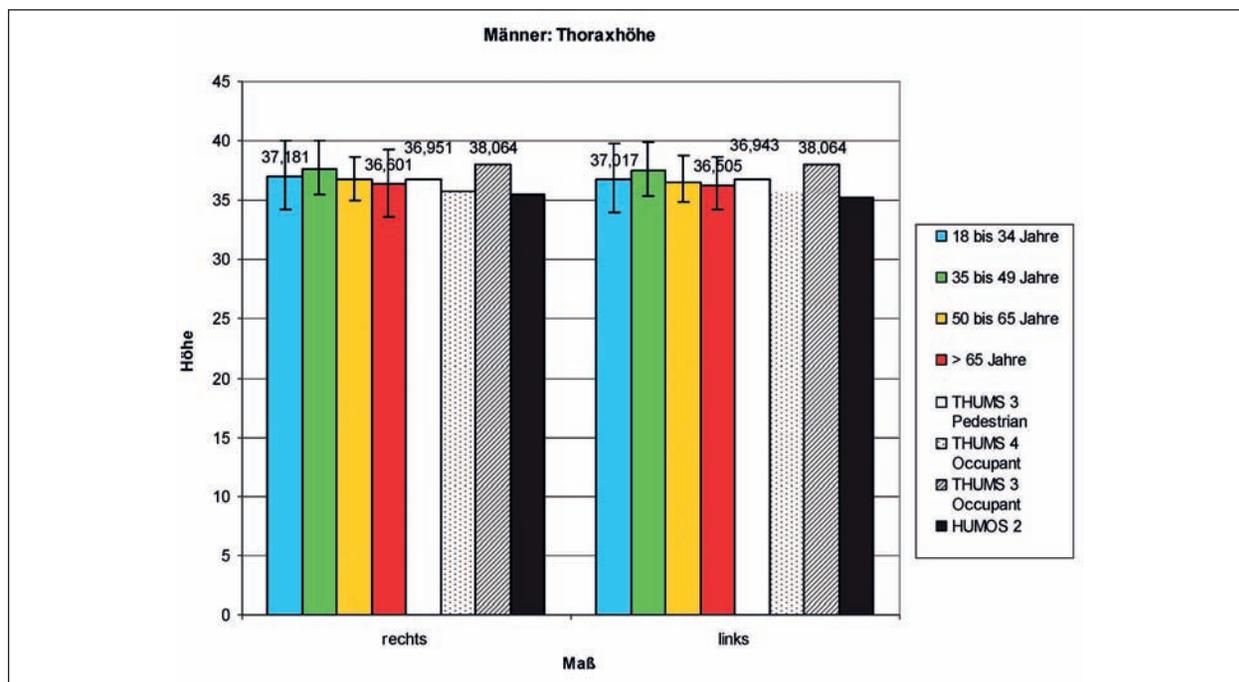


Bild 45: Anthropometrische Basismaße Männer (n = 59): Höhe des rechten und linken Thorax sowie Maße bei THUMS 3, 4 und HUMOS 2

Auch bezüglich beider Außenmaße auf Höhe des Corpus sternii repräsentieren das THUMS-3-Pedestrian und das THUMS-3-Occupant-Modell eher die junge Bevölkerung und nähern sich beim Innenmaß der Zielgruppe der alten Bevölkerung an. Im Vergleich miteinander kommt hier das Occupant-Modell der alten Bevölkerung etwas näher als das Pedestrian-Modell.

Bezüglich der Thoraxbreite liegen sowohl das THUMS-3-Pedestrian als auch das THUMS-3-Occupant-Modell auf Höhe der Rippen 7 und 8 näher an der alten Bevölkerung als an der jungen, wobei das Occupant-Modell den Zielmaßen noch etwas näher kommt als das Pedestrian-Modell. Bei den Rippen 9 und 10 hingegen wird der Brustkorb bei alten Menschen breiter (trichterförmiger). Bei dieser Verbreiterung zieht vor allem das THUMS-3-Pedestrian-Modell nicht mit und entfernt sich daher vom Zielmaß der alten Bevölkerung. Dies ist vor allem beim Pedestrian-Modell zu beobachten, das sogar unter das Maß der 18- bis 35-Jährigen abfällt. Das Occupant-Modell hingegen entfernt sich nur wenig vom Zielmaß.

Das Menschmodell THUMS 4 (Occupant) liegt bezüglich der Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Manubriums (Außen- und Innenmaße) nah oder unter der jungen Bevölkerung. Auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii hingegen kommt es den Zielmaßen der alten Bevölkerung sehr viel näher und repräsentiert die Werte der alten Bevölkerung dieses Maßes am besten von allen Menschmodellen.

Auch die Thoraxbreite betreffend ist das THUMS-4-Occupant-Modell repräsentativ für die Maße der über 64-Jährigen und vollzieht die Verbreiterung des Thorax ab der neunten Rippe im Alter im Gegensatz zu den THUMS-3-Modellen gut mit. Es kann somit bezüglich der Thoraxbreite als das für die Gruppe der über 64-Jährigen repräsentativste Modell angesehen werden.

Das Menschmodell HUMOS 2 liegt bezüglich sämtlicher Maße der Thoraxtiefe (sowohl auf Höhe des Unterrandes des Manubriums als auch auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii und bei Außen- und Innenmaßen) weit über dem Mittelwert der alten Bevölkerung (jedoch noch im Bereich der Standardabweichung). Bezüglich der Thoraxbreite verhält sich das Menschmodell HUMOS 2 gegenteilig zum THUMS-3-Pedestrian-Modell. Es liegt auf Höhe der Rippen 3, 7 und 8 noch unter der jungen Bevölkerung, nähert sich jedoch bei den unteren Rippen (9 und 10) immer weiter den über 64-Jährigen an.

Bezüglich der Thoraxhöhe entsprechen alle betrachteten Menschmodelle den Werten der Bevölkerung, wobei das THUMS-3-Occupant-Modell eher etwas zu groß und das HUMOS-2-Modell eher etwas zu klein ist.

Ergebnisse Männer – klinisch

Die Bilder 46 bis 49 zeigen die Ergebnisse der anthropometrischen Basismessungen der Männer des klinischen Kollektivs. Die Altersgruppe 1

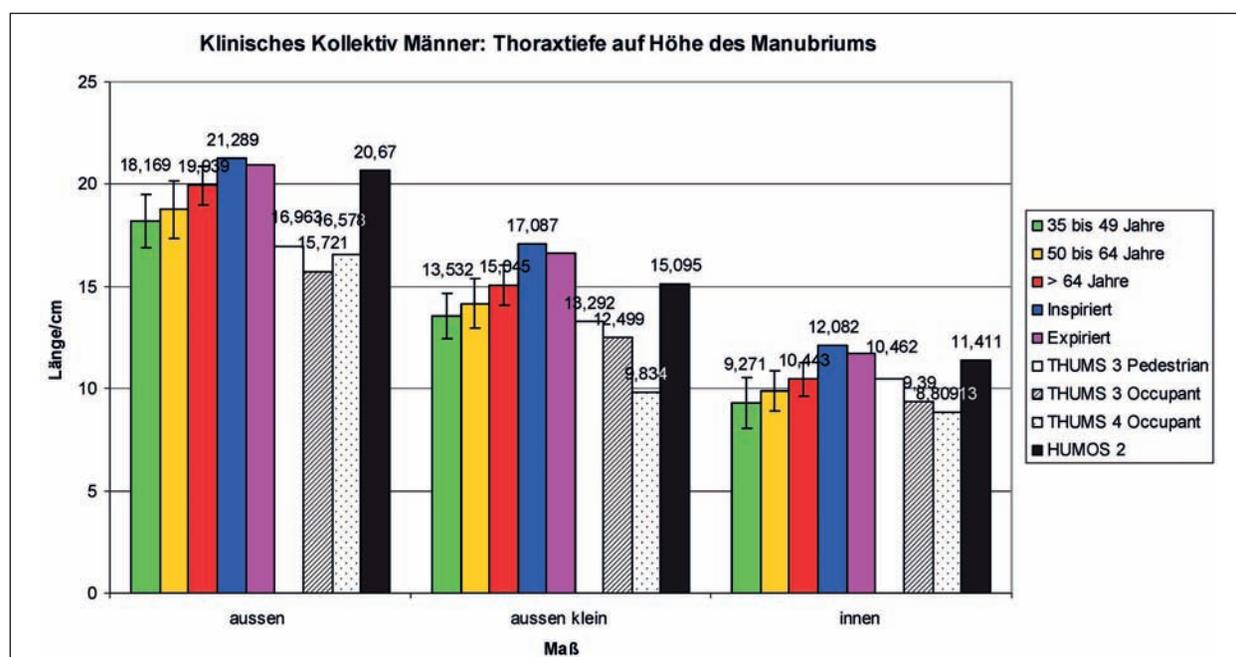


Bild 46: Thoraxtiefe auf Höhe des Manubriums, klinisches Kollektiv

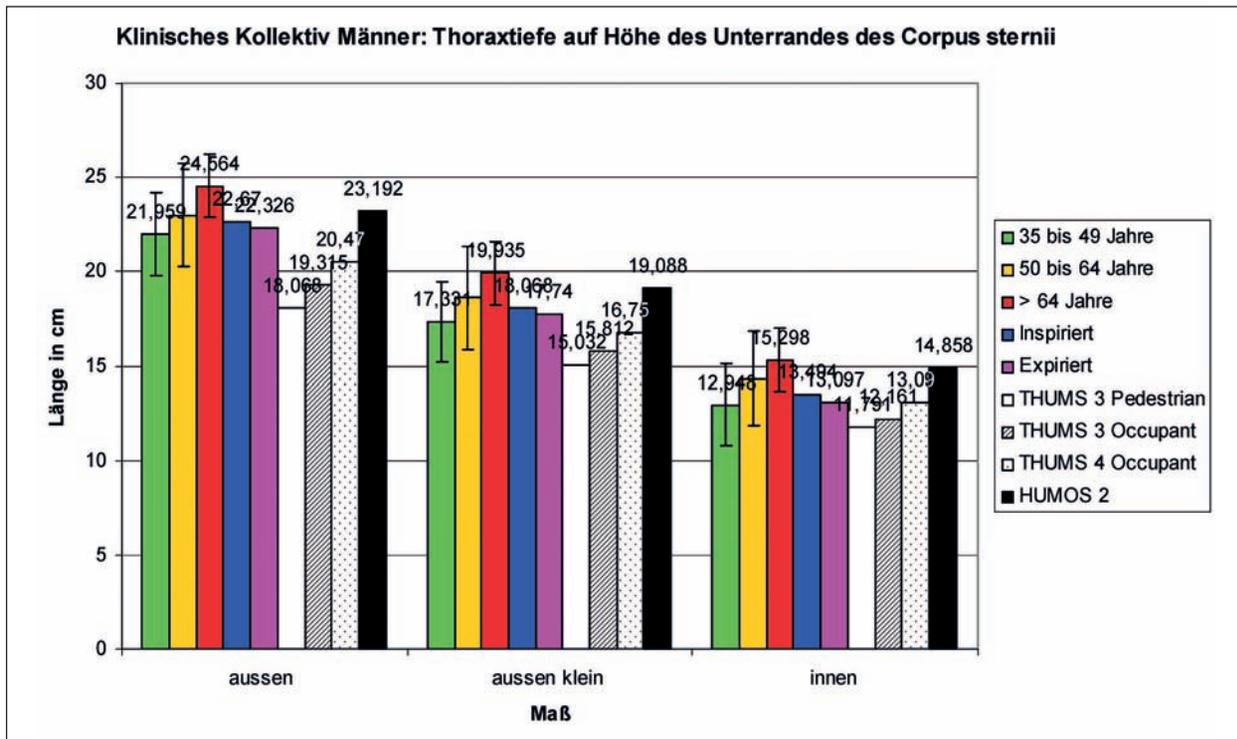


Bild 47: Thoraxtiefe auf Höhe des Unterrandes des Corpus sternii, klinisches Kollektiv

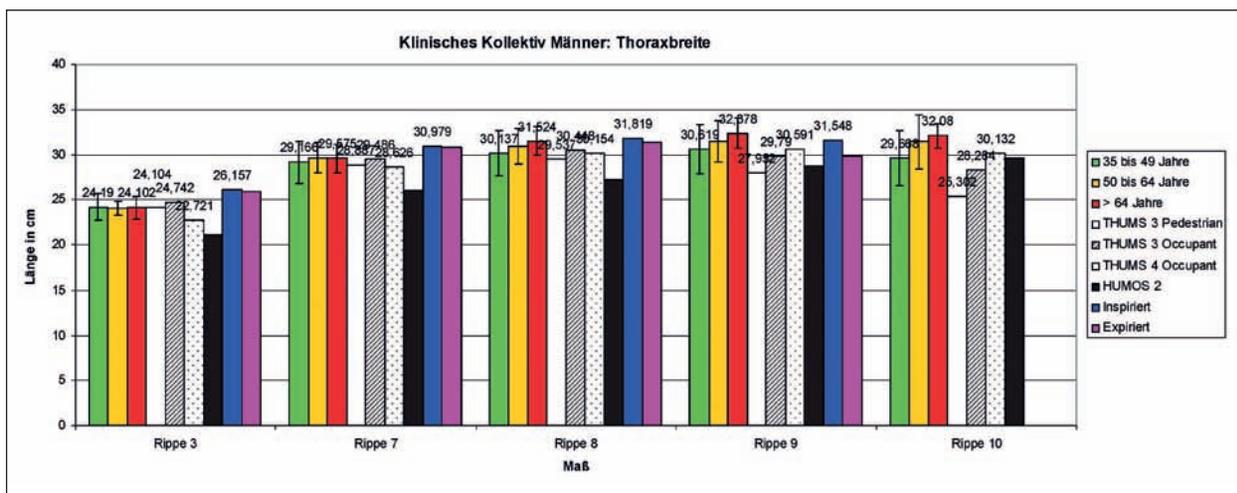


Bild 48: Thoraxbreite des klinischen Kollektivs

(18- bis 34-Jährige) fehlt, da es keine Individuen dieses Alters gab, von denen CTs gefahren wurden. Um abschätzen zu können, welchen Einfluss der Faktor „Atmung“ hat, sind zudem die Werte eines einzelnen Individuums in inspiriertem sowie in expiriertem Zustand eingetragen.

Die Ergebnisse zeigen in beiden Tiefenmaßen einen deutlichen Zuwachs der Thoraxtiefe mit dem Lebensalter und bestätigen damit den Trend der Post-mortem-Daten. In den Abbildungen des inspirierten/expirierten Individuums zeigt sich deutlich,

dass der Atmungseffekt im Vergleich zum Alters-effekt vernachlässigt werden kann.

Auch bei der Thoraxbreite bestätigt sich der Trend der Post-mortem-Daten. Der Altersunterschied ist jedoch bei der 7. und 8. Rippe nicht so deutlich wie bei den Post-mortem-Daten. Dies deutet auf einen ausgleichenden Effekt durch die Atmung hin.

Bei der Thoraxhöhe zeigt sich beim klinischen Kollektiv ebenso wenig ein Trend wie bei den Post-mortem-Daten.

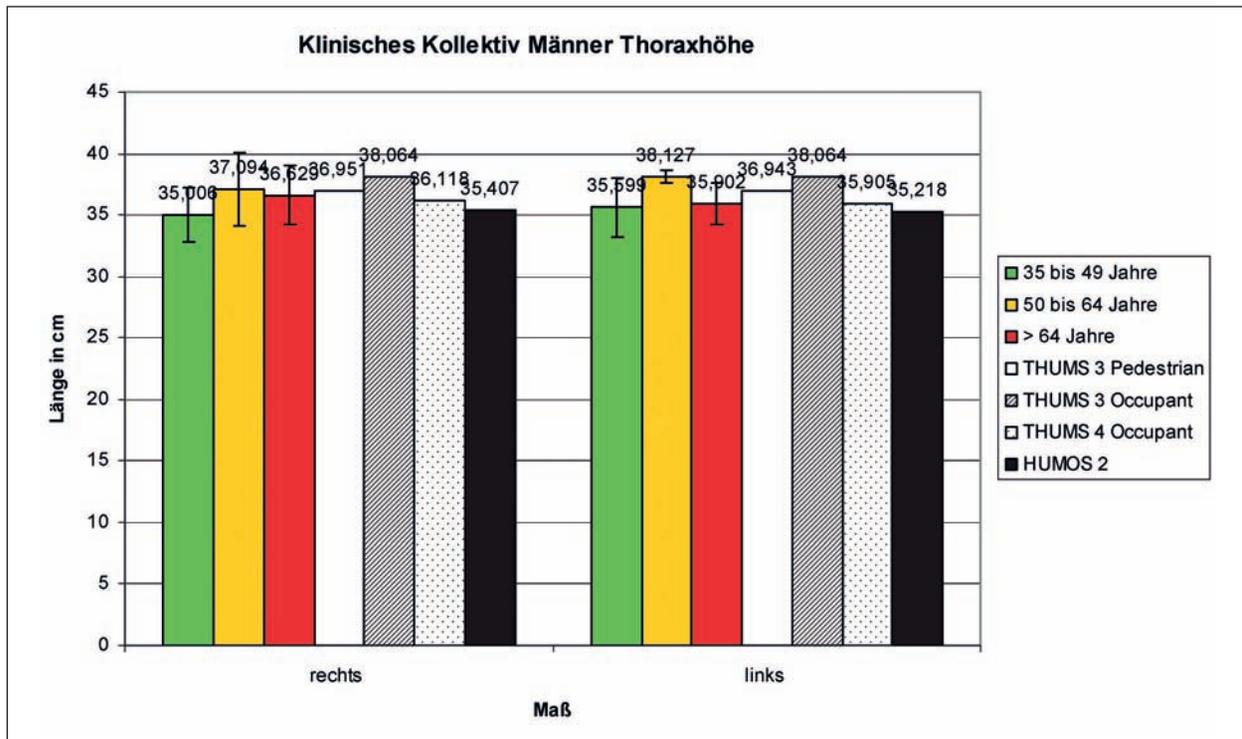


Bild 49: Thoraxhöhe des klinischen Kollektivs

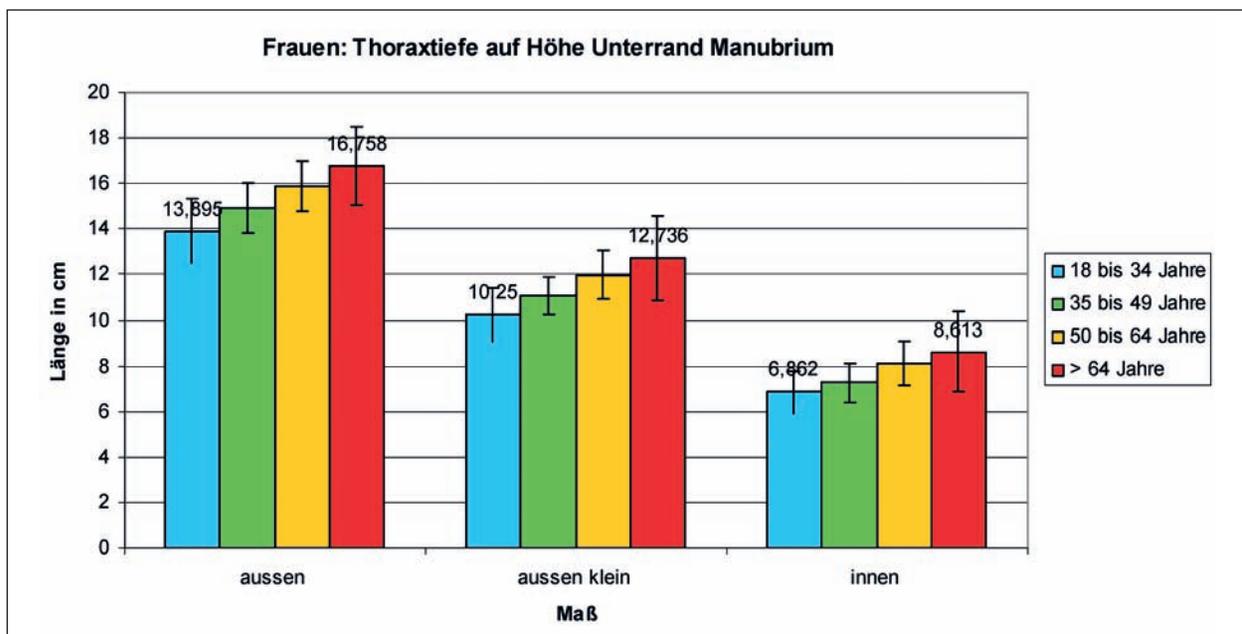


Bild 50: Thoraxtiefe am Unterrand des Manubriums bei Frauen

Ergebnisse Frauen

Die Bilder 50 bis 53 zeigen die grafischen Ergebnisse der Frauen.

Die Ergebnisse der Messungen der Thoraxtiefe (beide Messstrecken) zeigen eine deutliche Tendenz hin zu einem tieferen Thorax mit zunehmendem Le-

bensalter. Der Unterschied zwischen der ältesten und der jüngsten Altersgruppe beträgt hier beispielsweise bei der Länge vom Manubrium zum Processus spinosus des gegenüberliegenden Wirbelkörpers 2,9 cm (20,6 %).

Bei der Thoraxbreite zeigt sich bei den Rippen 8 bis 10 ebenfalls eine Tendenz hin zu einem mit zuneh-

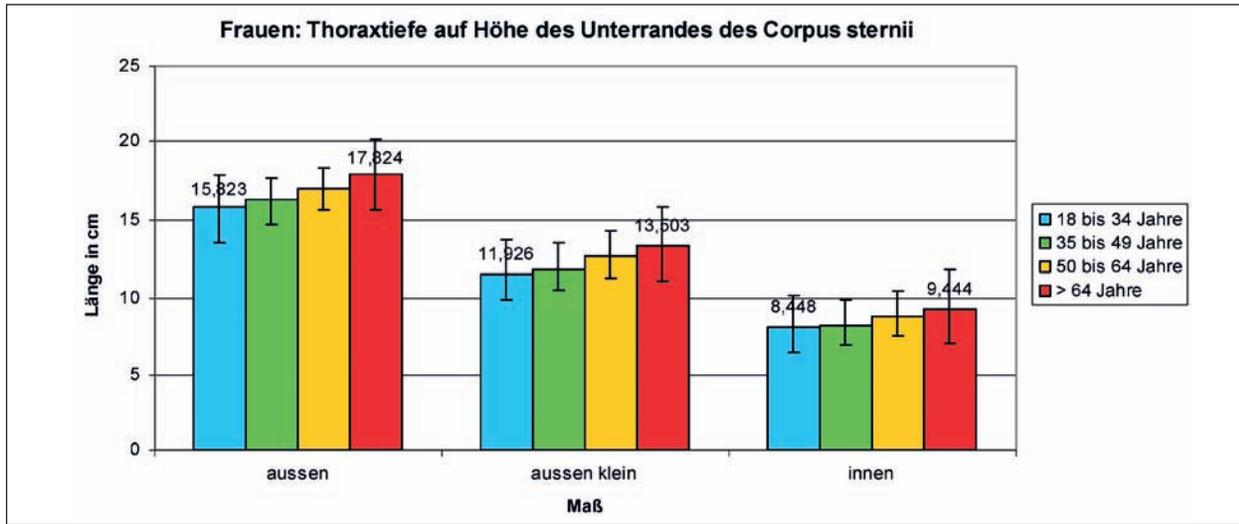


Bild 51: Thoraxtiefe am Unterrand des Corpus sternii bei Frauen

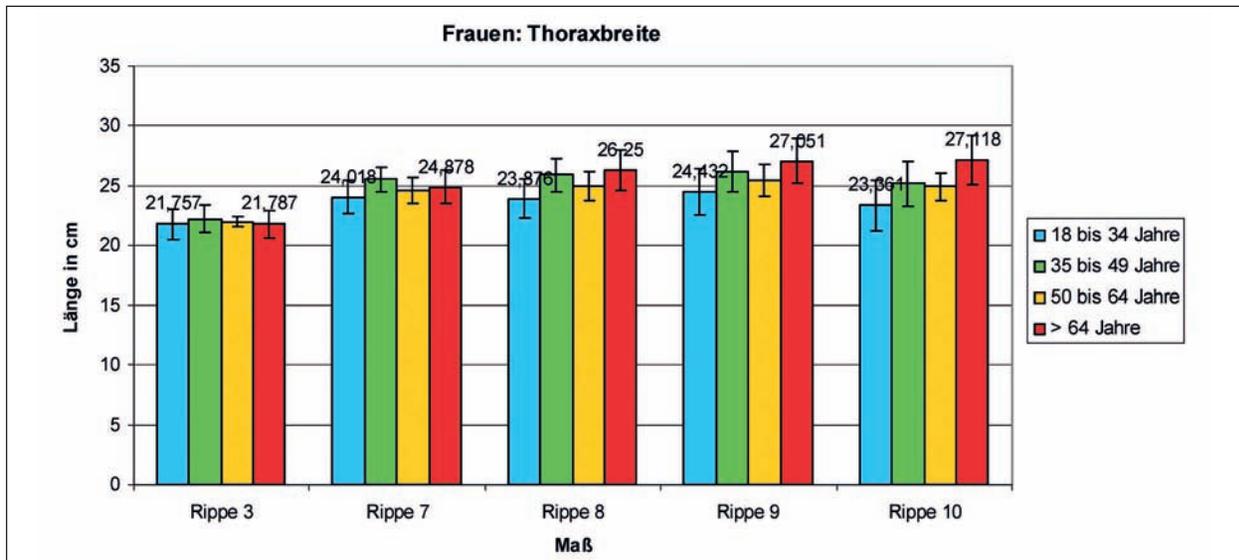


Bild 52: Thoraxbreite der Frauen

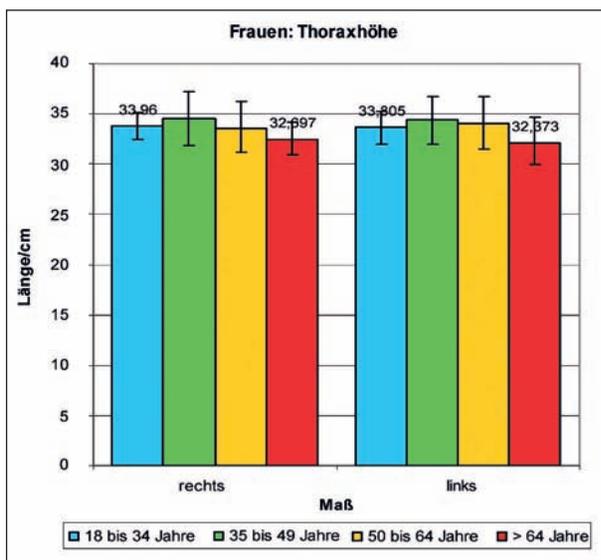


Bild 53: Thoraxhöhe der Frauen

mendem Lebensalter breiteren Thorax. Die Längenzunahme der ältesten Altersgruppe liegt hier zwischen 2,4 (10 %) und 3,8 cm (16,0 %). Auffallend an diesen Ergebnissen ist, dass dieser Unterschied zwischen alten und jungen Individuen umso größer wird, je tiefer (kaudaler) die Rippe im Thorax liegt. Dies deutet auf eine mit ansteigendem Lebensalter zunehmend trichterförmige Form. Bei der dritten und siebten Rippe zeigte sich keine Alterstendenz.

3.4.2 Winkelanalyse am ganzen Thorax mithilfe von Landmarks

Bild 54 zeigt die Durchschnittsthoraxe der Gruppen der über 64-Jährigen und der 18- bis 35-Jährigen nach Überlagerung mittels der Procrustes-Methode beispielhaft in drei Perspektiven. Einige der Ergebnisse der anthropometrischen Basismessungen

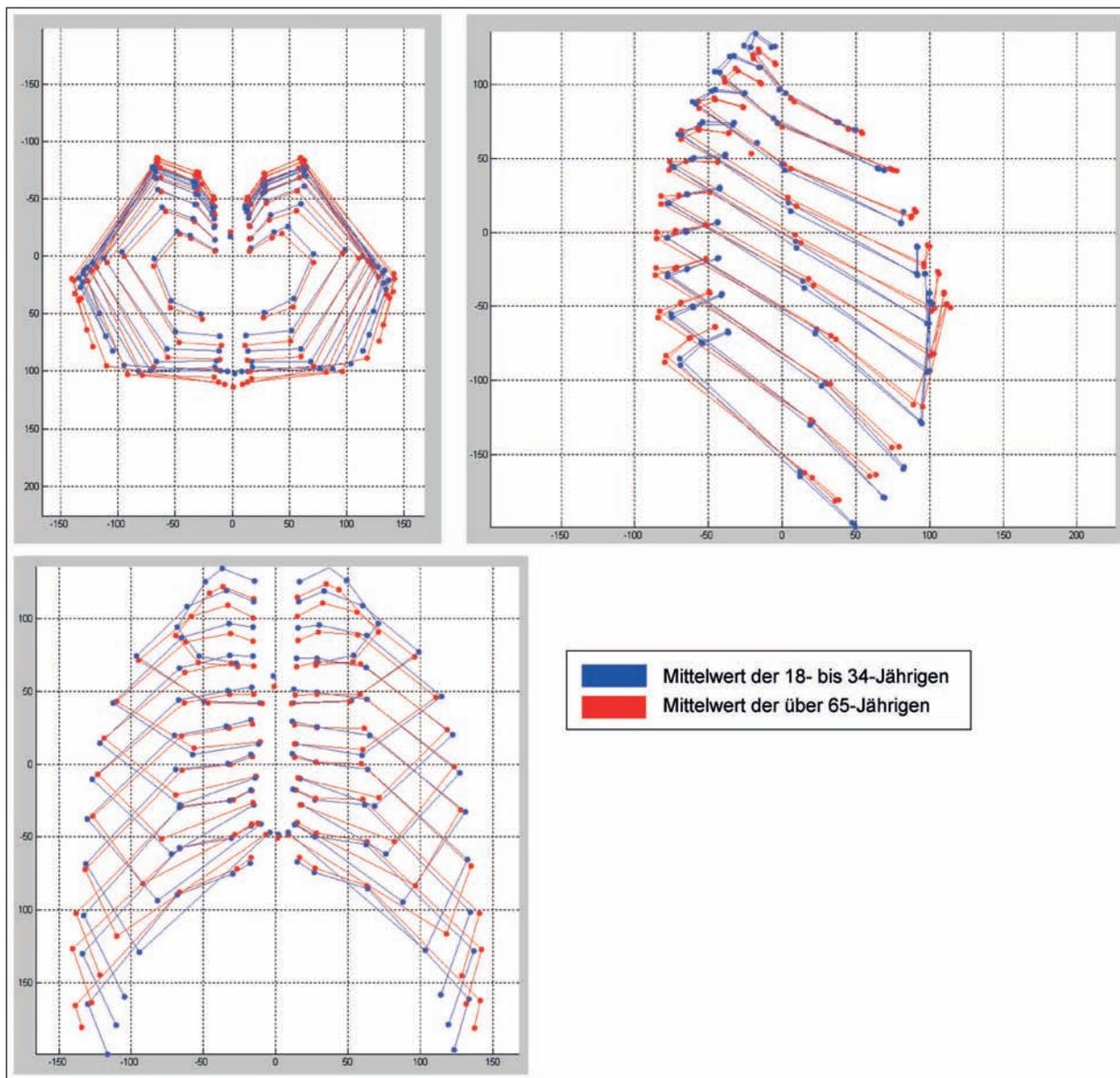


Bild 54: Durchschnitts-Thoraxe aller Individuen der Gruppe der 18- bis 35-Jährigen und der über 64-Jährigen nach Überlagerung mit der Procrustes-Analyse (GPA)

lassen sich bereits optisch erkennen. So sieht man deutlich einen Trend hin zu einem tieferen Thorax bei alten Menschen und auch der Trend hin zu dem von KENT et al. (KENT et al., 2005) festgestellten größeren Rippenwinkel in der Sagittalebene der neunten Rippe lässt sich deutlich erkennen. Zudem ist in transversaler Perspektive ebenso eine Zunahme der Thoraxbreite erkennbar. Diese Ergebnisse stimmen sehr gut mit den Ergebnissen der anthropometrischen Basismessungen überein.

Der Procrustes-Algorithmus wird mit einem besonders geraden Thorax als Referenzthorax dreimal durchgeführt:

- Auswertung 1: Algorithmus mit Thoraxen aller Altersgruppen,
- Auswertung 2: Algorithmus nur mit den Altersgruppen der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen durchgeführt,
- Auswertung 3: Algorithmus mit Punktwolken aller Thoraxe zuzüglich der Menschmodelle THUMS 3 (Occupant und Pedestrian), THUMS 4 und HUMOS 2. Dies ermöglicht den direkten Vergleich der Winkelwerte der Menschmodelle mit den 4 Altersgruppen.

Nach Anwendung des Procrustes-Algorithmus wurden die in Tabelle 7 definierten Winkel in Matlab berechnet. Die Differenzen der Mittelwerte der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen wurden für alle Rippen (beide Seiten) berechnet und mittels eines Wilcoxon-Tests zum Signifikanzniveau von

0,05 statistisch bewertet. Die Daten aller Altersgruppen wurden in einer Regressionsanalyse ausgewertet. Die vier Menschmodelle wurden mithilfe der Regressionsgeraden bewertet und ein Alter pro Winkel und Rippe zugeordnet.

Tabelle 16 zeigt zunächst eine Gesamtübersicht aller signifikanten Winkel bei Männern und Frauen. Es ist deutlich erkennbar, dass vor allem die Trends bei den Männern signifikant sind. Vor allem bei einigen Winkeln in der von der Rippe definierten

Winkel		Seite		Männer		Frauen			
		Name	Rippe	Rechts	Links	Rechts	Links		
PLC	5	+	p = 0.015	+	p = 0.021	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	6	+	p = 0.002	+	p = 0.002	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	7	+	p = 0.003	+	p = 0.009	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	8	+	p = 0.017	+	p = 0.18	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	9	+	p = 0.009	+	p = 0.083	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
TPL	1	-	p = 0.012	-	p = 0.21	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	6	-	p = 0.062	-	p = 0.021	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	7	-	p = 0.033	-	p = 0.030	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
HTP	1	+	p = 0.041	+	p = 0.027	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	9	-	p = 0.019	-	p = 0.91	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
LCS	6	+	p = 0.083	+	p = 0.03	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	7	+	p = 0.11	+	p = 0.021	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
ZLC_Y	7	-	p = 0.017	-	p = 0.005	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	8	-	p = 0.013	-	p = 0.10	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	9	-	p = 0.006	-	p = 0.14	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
ZPL_Y	1	+	p = 0.027	+	p = 0.008	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	9	+	p = 0.010	+	p = 0.55	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	10		keine Signifikanz		keine Signifikanz	+	p = 0.042	+	p = 0.023
ZHP_Y	1	+	p = 0.037	+	p = 0.069	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	2	+	p = 0.13	+	p = 0.003	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	3	+	p = 0.03	+	p = 0.0004	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	4	+	p = 0.14	+	p = 0.0004	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	5	+	p = 0.39	+	p = 0.005	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	6	+	p = 0.47	+	p = 0.021	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	7	+	p = 0.58	+	p = 0.024	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	8	+	p = 0.68	+	p = 0.037	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
XHT	1	+	p = 0.25	+	p = 0.046	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	2	+	p = 0.98	+	p = 0.015	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	6		keine Signifikanz		keine Signifikanz	+	p = 0.61	+	p = 0.023
XHP	3		keine Signifikanz		keine Signifikanz	-	p = 0.042	-	p = 0.60
XPC_X	1	-	p = 0.030	-	p = 0.19	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	2	-	p = 0.017	-	p = 0.12	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	3	-	p = 0.019	-	p = 0.47	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	4	-	p = 0.017	-	p = 0.30	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	5	-	p = 0.017	-	p = 0.23	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	6	-	p = 0.019	-	p = 0.076	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	7	-	p = 0.019	-	p = 0.30	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	8	-	p = 0.024	-	p = 0.15	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	9	-	p = 0.007	-	p = 0.037	keine Signifikanz	keine Signifikanz		
	10	-	p = 0.004	-	p = 0.091	-	p = 0.031	-	p = 0.012

Tab. 16: Übersicht über die Ergebnisse des Wilcoxon-Tests über den Vergleich zwischen den über 64-Jährigen und den 18- bis 34-Jährigen (Differenz „alt“ minus „jung“). „+“ bedeutet ein positiver Trend, das heißt eine Zunahme des entsprechenden Winkels mit dem Alter, „-“ eine Abnahme. Signifikante Winkel sind grün unterlegt. Bei Winkeln, die knapp über der Signifikanzschwelle liegen oder aufgrund einer Signifikanz auf der anderen Körperseite interessant sind, ist ebenfalls der p-Wert angegeben

Ebene, die die Krümmung wiedergeben, zeigen sich deutliche Trends bei verletzungsrelevanten Winkeln (PLC-Winkel, TPL-Winkel, LCS-Winkel). Der PLC-Winkel beispielsweise vergrößert sich mit zunehmendem Alter kontinuierlich signifikant bei Rippe 5 bis 9, was auf eine Verringerung der Rippenkrümmung am lateralsten Punkt hindeutet. Der Winkel am Übergang zum Rippenknorpel (LCS-Winkel) zeigt ebenfalls eine Tendenz zur Vergrößerung mit dem Alter bei den verletzungsmechanisch sehr relevanten Rippen 6 und 7. Dies könnte sowohl mit einer Krümmungsänderung am anteriorsten Teil der Rippe als auch mit einer morphologischen Veränderung des Rippenknorpels im Alter einhergehen. Im Gegenzug zu den Winkeln am lateralsten Punkt des Rippenbogens und am Übergang zum Rippenknorpel scheint die Krümmung am posteriorsten Punkt der Rippe (TPL-Winkel) jedoch abzunehmen. Dies passt sehr gut ins Gesamtbild, da davon auszugehen ist, dass, wenn sich zwei Winkel in einem geschlossenen Vieleck vergrößern, ein anderer sich verringern muss. Dies ist beim TPL-Winkel der Fall.

Weiterhin sind bei einigen der in den Koordinatenebenen definierten Winkel deutlich Trends erkennbar. So vergrößert sich beispielsweise der Winkel ZHP_Y, der die Neigung der Rippe in der Frontalebene wiedergibt mit dem Alter signifikant bei Rippen 2 bis 8 (linke Körperseite). Auf der rechten Seite ist ein ähnlicher Trend zu beobachten, jedoch liegt hier nur bei den Rippen 1 und 3 eine Signifikanz vor.

Auch bei den Winkeln ZPL_Y und ZLC_Y, die mit der Höhe des posterior mittleren und anterioren Teils des Rippenbogens in Zusammenhang stehen, zeigen sich Signifikanzen. Während sich der posterior mittlere Anteil des Rippenbogens in alten Menschen nach oben bewegt (ZPL_Y wird größer), bewegt sich der anteriore Anteil nach unten (ZLC_Y-Winkel wird kleiner). Dies könnte zum einen mit der Vergrößerung der Thoraxtiefe zusammen hängen, die bei der Messung der anthropometrischen Basismaße festgestellt wurde, und zum anderen auf eine Veränderung der Morphologie der Rippe selbst hindeuten.

Letztlich ist noch der Winkel XPC_X, der Gegenwinkel zum Kent-Winkel, als deutlich signifikant zu erkennen. Er ist auf der rechten Seite für die Rippen 1 bis 10 deutlich kleiner bei alten Menschen als bei jungen. Auf der linken Seite zeigt sich der gleiche Trend, jedoch ist hier nur die 9. Rippe signifikant.

Die Bilder 55 bis 62 zeigen die Ergebnisse der Winkelanalysen der relevantesten Winkel noch einmal im Detail. Es werden jeweils folgende Ergebnisgrafiken gezeigt:

- Differenz der Mittelwerte der ältesten Altersgruppe (über 64-Jährige) und der 18- bis 34-Jährigen für alle Rippen auf beiden Seiten und beide Geschlechter (45 Individuen, 29 Männer, 16 Frauen),
- absolute Mittelwerte aller Altersgruppen als Balkendiagramm zum Vergleich aller 4 Altersgruppen miteinander (93 Individuen, 58 Männer, 35 Frauen),
- Regressionsgeraden ausgewählter signifikanter Rippen mit Einordnung der Menschmodelle THUMS 3 (Occupant und Pedestrian), THUMS 4 und HUMOS 2.

PLC-Winkel

Bei den Männern konnte eine signifikante Vergrößerung des Rippenwinkels innerhalb der vom Rippenbogen definierten Ebene am lateralsten Punkt der Rippe festgestellt werden.

Dies deutet auf eine Verringerung der Krümmung an dieser Stelle im Alter hin, was wiederum einen potenziell negativen Effekt beim Seitenaufprall haben könnte. Bild 55 zeigt die Differenz der Mittelwerte der ältesten und der jüngsten Altersgruppe.

Die Tendenz zu einer Zunahme des PLC-Winkels beginnt bei Rippe 3 (Altersdifferenz $0,9^\circ$ bei rechter Rippe) und nimmt bis Rippe 7 kontinuierlich zu, wo sie mit einer Altersdifferenz von $6,8^\circ$ ihren Höhepunkt erreicht. Bei Rippe 8 und 9 verringert sich der Altersunterschied wieder auf $4,4^\circ$. Die beschriebenen Tendenzen treten auf der linken Seite des Thorax noch etwas deutlicher hervor (größte Differenz bei siebter Rippe bei $7,1^\circ$).

Auch bei Frauen zeigt sich auf der rechten Körperseite eine ähnliche Tendenz, allerdings beträgt die Zunahme des Winkels im Alter bei der sechsten Rippe hier nur $3,0^\circ$. Die maximale Zunahme ist hier bei Rippe 2 mit $4,24^\circ$ zu finden. Auf der linken Seite ist die Tendenz hin zu einer Vergrößerung des Winkels eher undeutlich erkennbar.

Bild 56 zeigt das Balkendiagramm aller 4 Altersgruppen für den PLC-Winkel. Es ist deutlich zu erkennen, dass die mittleren Altersgruppen den Trend

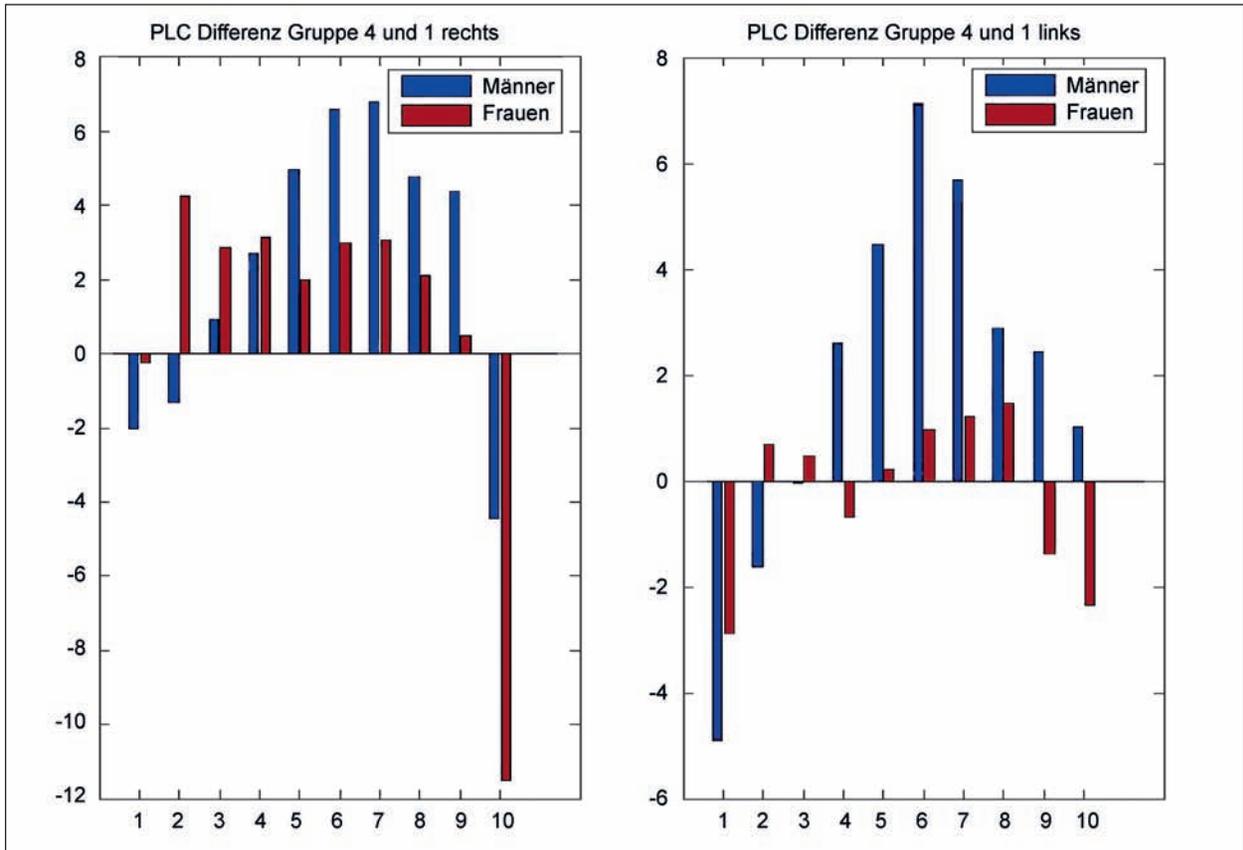


Bild 55: Krümmungswinkel am lateralsten Punkt der Rippe, gemessen in der vom Rippenbogen aufgespannten Ebene: Differenz der Mittelwerte der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen für die rechte (links) und die linke Körperseite (rechts); n = 45 (29 m, 16 w)

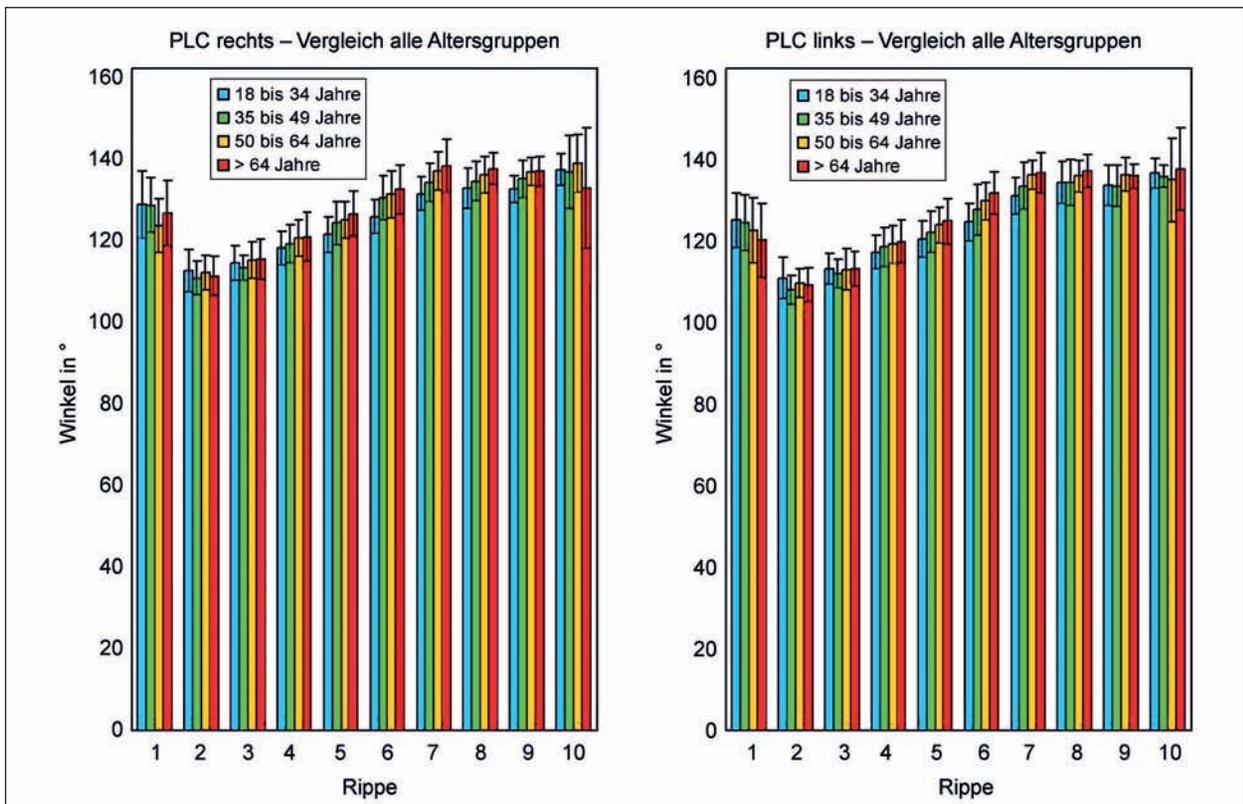


Bild 56: Vergleich des PLC-Winkels der Männer bei allen 4 Altersgruppen (n = 58)

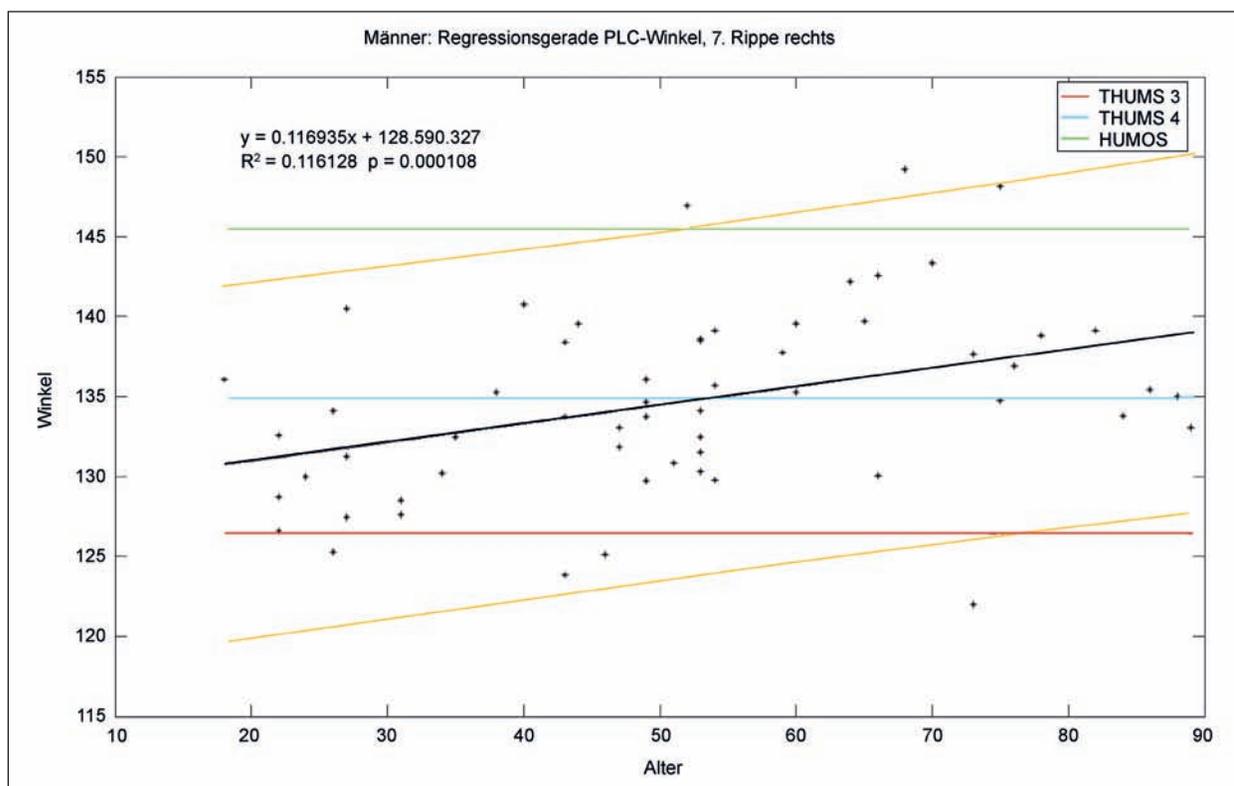


Bild 57: Regressionsgerade für den PLC-Winkel der 7. rechten Rippe für die Männer (n = 58) mit integrierten Werten der Menschmodelle

ebenfalls sehr gut abbilden. Es liegt also eine stufenförmige Zunahme des Krümmungswinkels am lateralsten Punkt des Rippenbogens vor.

Bild 57 zeigt die Regressionsgerade des PLC-Winkels für die rechte siebte Rippe der Männer. Trotz der Streuung ist deutlich eine Zunahme des Winkels erkennbar.

Eine Einordnung der Menschmodelle THUMS 3, THUMS 4 und HUMOS bezüglich der beobachteten Winkeländerungen ist schwierig und hängt von der jeweiligen betrachteten Rippe ab. Wie in Bild 57 zu sehen, liegt das THUMS-3-Occupant-Modell weit unter der Bevölkerung und repräsentiert daher eher einen jungen Menschen, während das THUMS-4-Modell eher einen Menschen mittleren Alters (ca. 53 Jahre) repräsentiert. HUMOS 2 liegt weit über der Geraden und ist daher eher repräsentativ für die alte Bevölkerung.

ZHP_Y

Auch der Rippenwinkel, der die Neigung der Rippe in der Frontalebene beschreibt (ZHP_Y genannt), zeigt bei den Männern eine deutliche Altersabhängigkeit (vgl. hierzu Bild 58). Die über 64-Jährigen zeigen hier sowohl auf der rechten als auch auf der

linken Thoraxseite bei den Rippen 1 bis 8 einen größeren Winkel als die 18- bis 34-Jährigen. Der Winkelunterschied im Alter ist an den oberen drei Rippen besonders groß (maximale Werte von 7,6° links und 11,8° rechts), wird zum unteren Brustkorb hin kleiner und erreicht schließlich bei Rippe 8 den kleinsten positiven Wert (1,4° links, 5,3° rechts). Der Trend ist für die Rippen 1 und 3 auf der rechten und für die Rippen 2 bis 8 auf der linken Seite signifikant. Diese Ergebnisse stimmen mit den oben beschriebenen anthropometrischen Basismessungen gut überein. Die Zunahme des Winkels bedeutet, dass sich der transversale Brustkorbdurchmesser im Alter vergrößert, der Brustkorb wird breiter.

Bei den Frauen lässt sich eher ein gegenteiliger Trend hin zu einer Abnahme des Winkels mit dem Alter feststellen. Jedoch kann hier keine sichere Aussage getroffen werden, da die Unterschiede nicht bei Rippen 4 bis 8 auf der linken Seite auftreten und auch nicht signifikant sind.

Bild 59 zeigt das Balkendiagramm aller 4 Altersgruppen der Männer für den ZHP_Y-Winkel. Zwar liegen auch hier die mittleren Altersgruppen meist zwischen der ältesten und der jüngsten Altersgruppe, was den Trend zu einer Vergrößerung des Winkels mit dem Alter unterstützt. Allerdings ragt hier

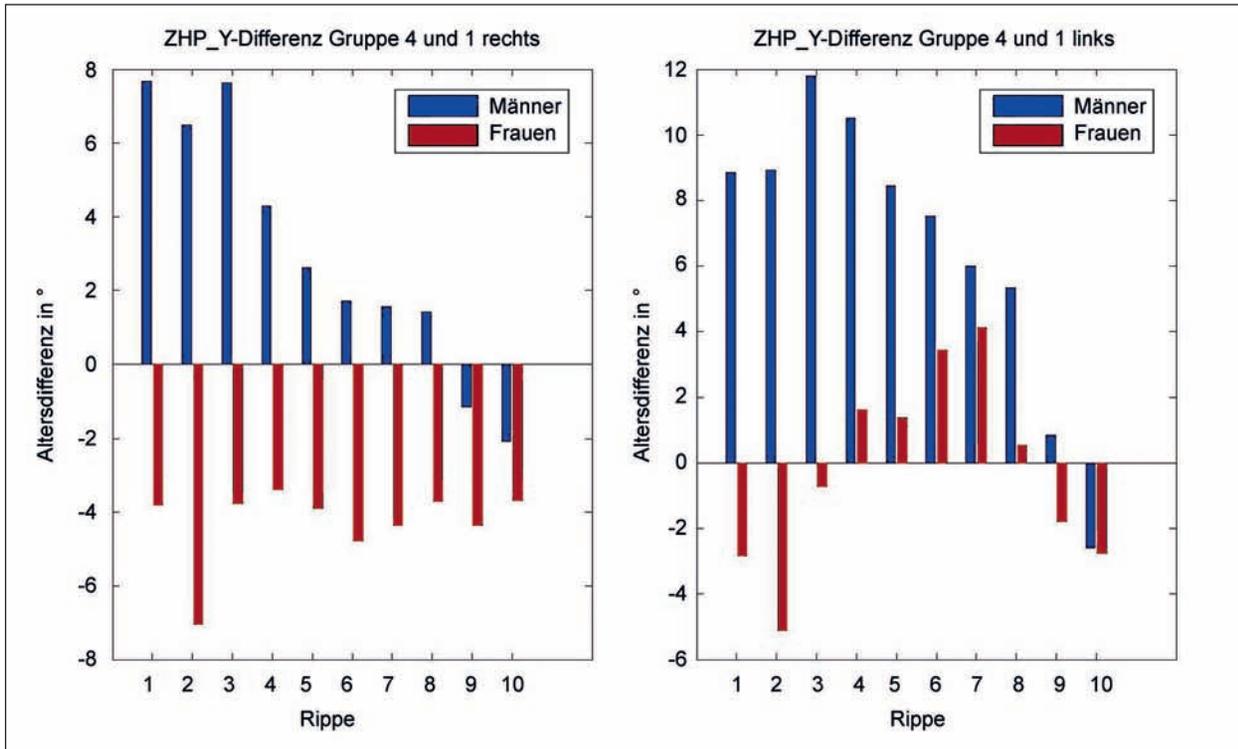


Bild 58: Neigungswinkel in der Frontalebene: Differenz der Mittelwerte der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen für die rechte (links) und die linke Körperseite (rechts); n = 45 (29 m, 16 w)

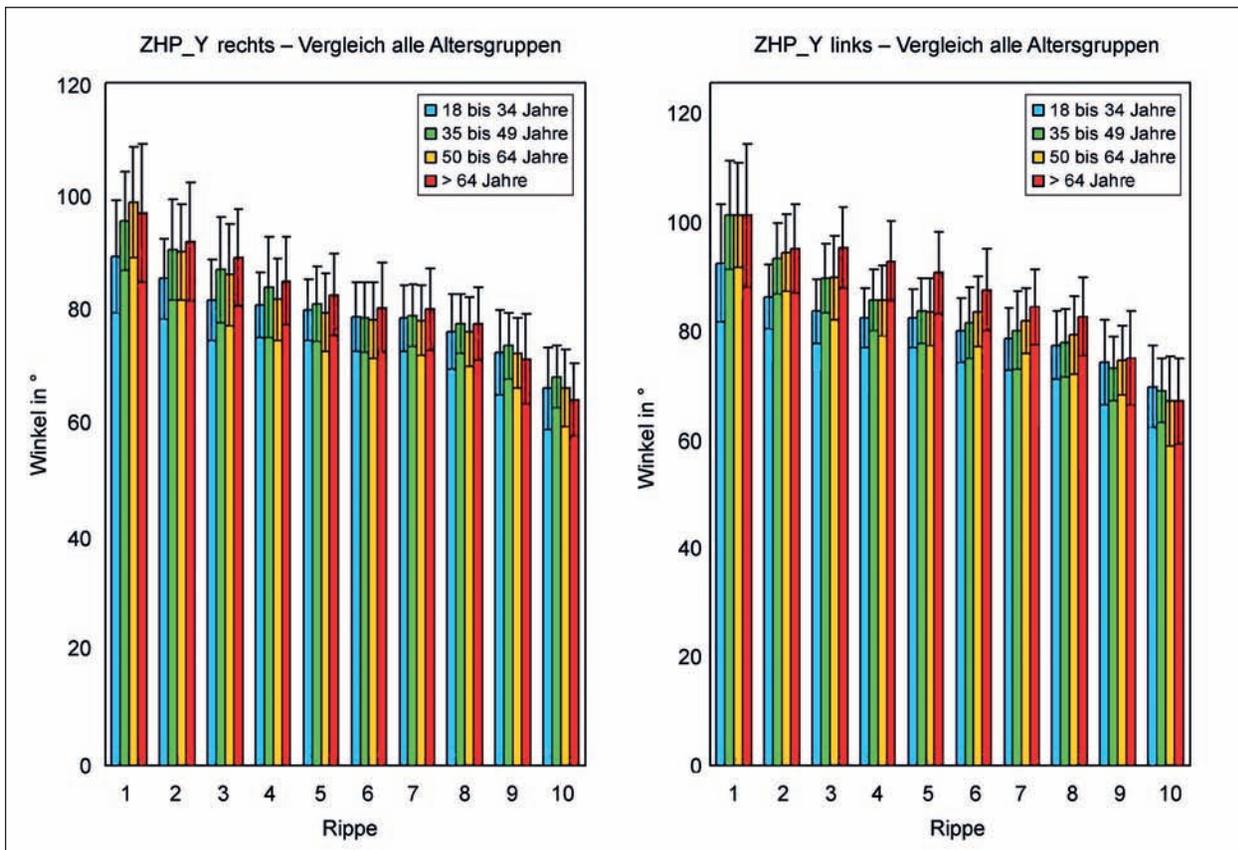


Bild 59: Vergleich des ZHP_Y-Winkels bei den Männern, alle 4 Altersgruppen (n = 58)

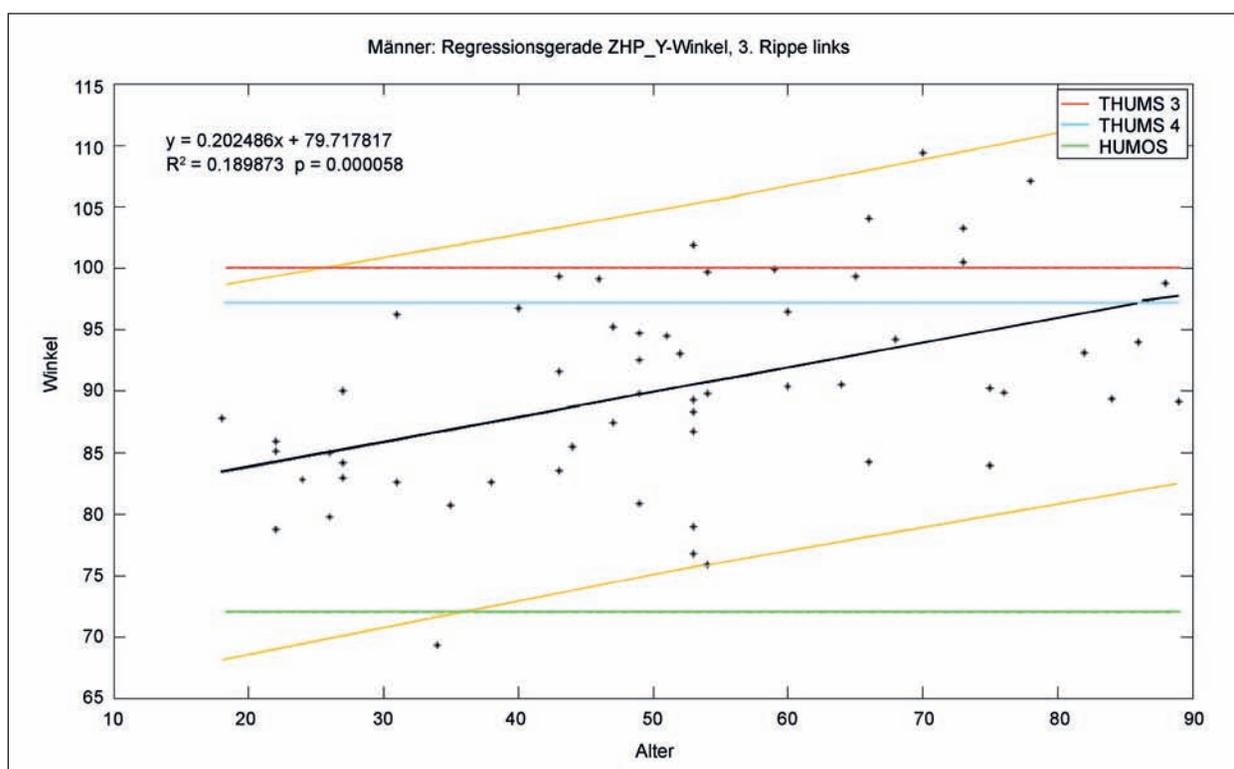


Bild 60: Regressionsgerade für den ZHP_Y-Winkel für die Männer ($n = 58$) mit integrierten Werten der Menschmodelle

auf der rechten Körperseite die Altersgruppe 2 (35 bis 49 Jahre) etwas hervor. Der Trend ist also, anders als beim PLC-Winkel, nicht überall linear. Es ist dennoch von einer linearen Zunahme auszugehen, da auf der linken Körperseite, wo die Unterschiede signifikanter sind, ein stufenförmiger Anstieg der 4 Altersgruppen zu sehen ist. Die Hinzunahme von mehr Individuen in der betreffenden Altersgruppe wird sehr wahrscheinlich auch auf der rechten Körperseite zu einem linearen Anstieg führen.

Bild 60 zeigt beispielhaft die Regressionsgerade für die Rippe, die die stärkste Altersabhängigkeit aufweist, nämlich die dritte linke Rippe. Die Geraden, die die Menschmodelle repräsentieren, zeigen, dass THUMS 3 und 4 bezüglich der linken vierten Rippe eher alte Menschen und HUMOS 2 überraschenderweise eher einen jungen Menschen repräsentieren.

Allgemein weist das Menschmodell THUMS 3 bezüglich des Neigungswinkels in der Frontalebene im oberen Thoraxbereich (Rippe 1 bis 4) eher die Werte eines alten bis mittelalten Menschen auf (zwischen 45 und 90 Jahre) und wird im mittleren und unteren Thoraxbereich (Rippen 5 bis 8) zunehmend jünger (25 bis > 20 Jahre). Das Menschmodell THUMS 4 weist bezüglich dieses Winkels

durchgehend die Werte eines alten Menschen (> 90 Jahre) und HUMOS 2 die eines jungen Menschen (< 20 Jahre) auf. Eine Vergrößerung dieses Rippenwinkels im Alter könnte ebenso wie eine Vergrößerung des zuvor beschriebenen Winkels einen negativen Effekt beim Seitenaufprall haben.

XPC_X

Der letzte wichtige sich verändernde Thoraxwinkel ist der Winkel in der Sagittalebene, der dem Gegenwinkel des von KENT gemessenen entspricht (hier XPC_X genannt). Bild 61 zeigt die entsprechende Altersdifferenz.

Der Rippenwinkel in der Sagittalebene nimmt mit dem Alter auf der rechten Thoraxseite ab (negative Differenzwerte). Die Tendenz ist im unteren Thoraxbereich (Rippe 9 und 10) mit jeweils $-4,5^\circ$ am stärksten, liegt jedoch auch bei den anderen Rippen mit Werten zwischen $-3,2$ und -4° recht hoch. Auf der linken Seite ist die Tendenz zu einer Abnahme des Winkels ebenfalls zu erkennen, liegt jedoch mit den maximalen Differenzen von $-2,5^\circ$ bis $-2,8^\circ$ ein gutes Stück unter der rechten Seite. Die auf der rechten Thoraxseite beobachteten Altersunterschiede sind bei allen Rippen signifikant, bei der linken jedoch nicht. Die Ergebnisse stimmen gut mit jenen von KENT et al. (2005a) überein, der ebenfalls eine

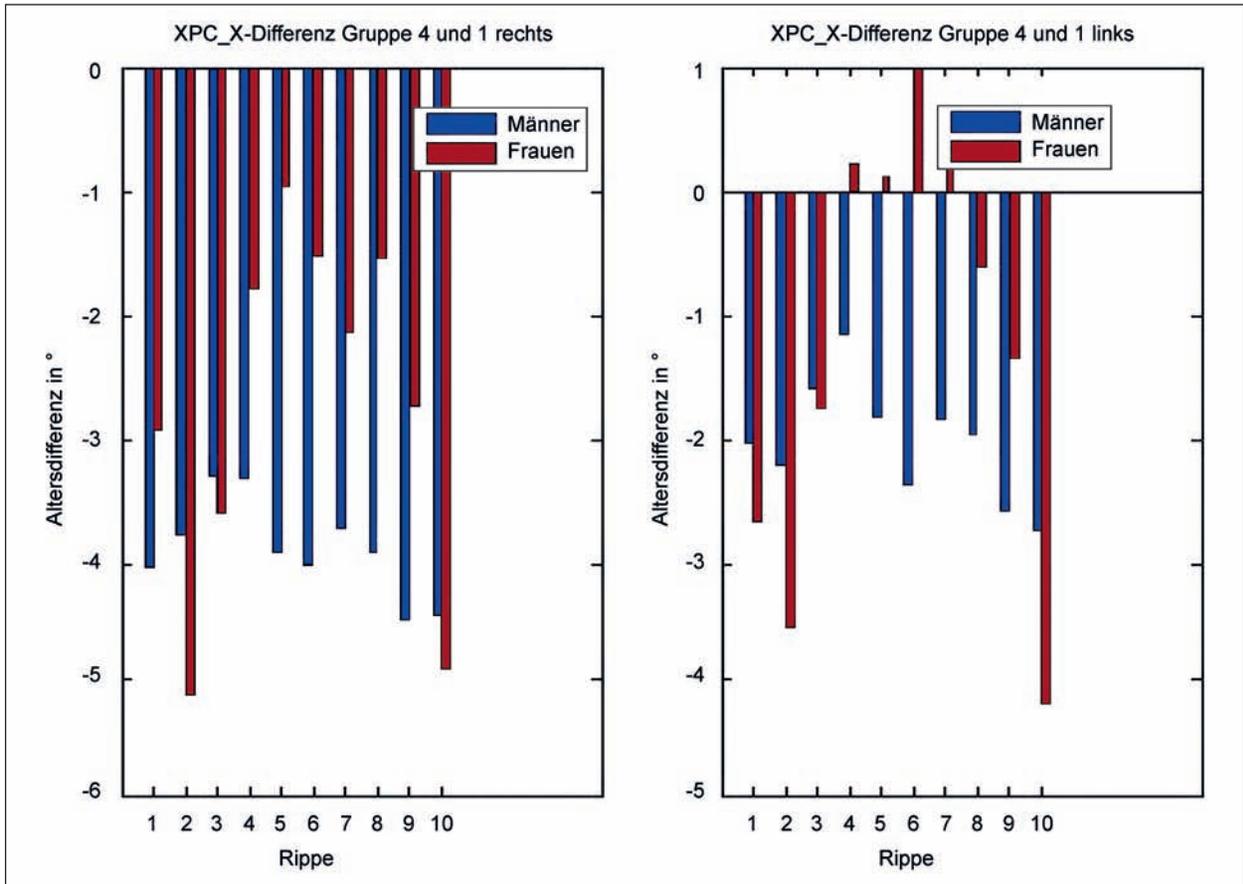


Bild 61: Neigungswinkel in der Sagittalebene (Gegenwinkel zum Kent-Winkel): Differenz der Mittelwerte der über 64-Jährigen und der 18- bis 34-Jährigen für die rechte (links) und die linke Körperseite (rechts); n = 45 (29 m, 16 w)

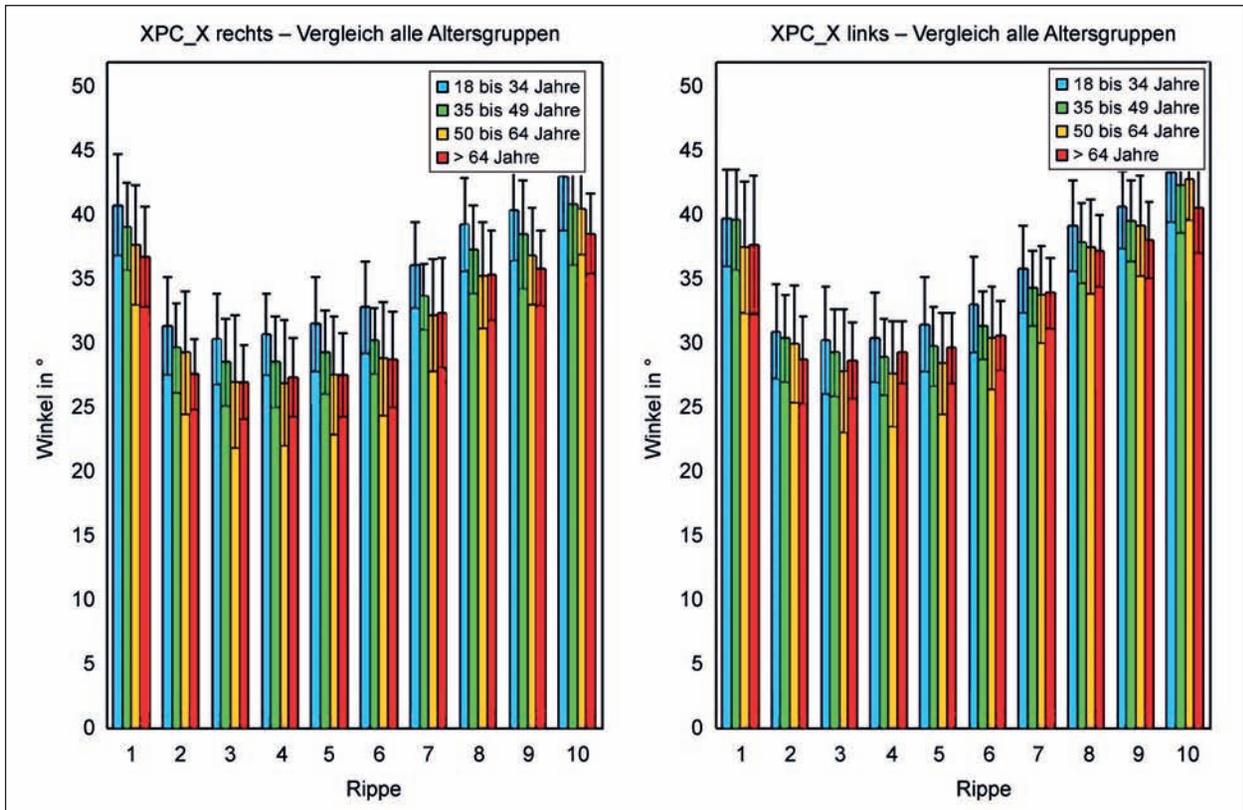


Bild 62: Vergleich des XPC_X-Winkels bei den Männern, alle 4 Altersgruppen (n = 58)

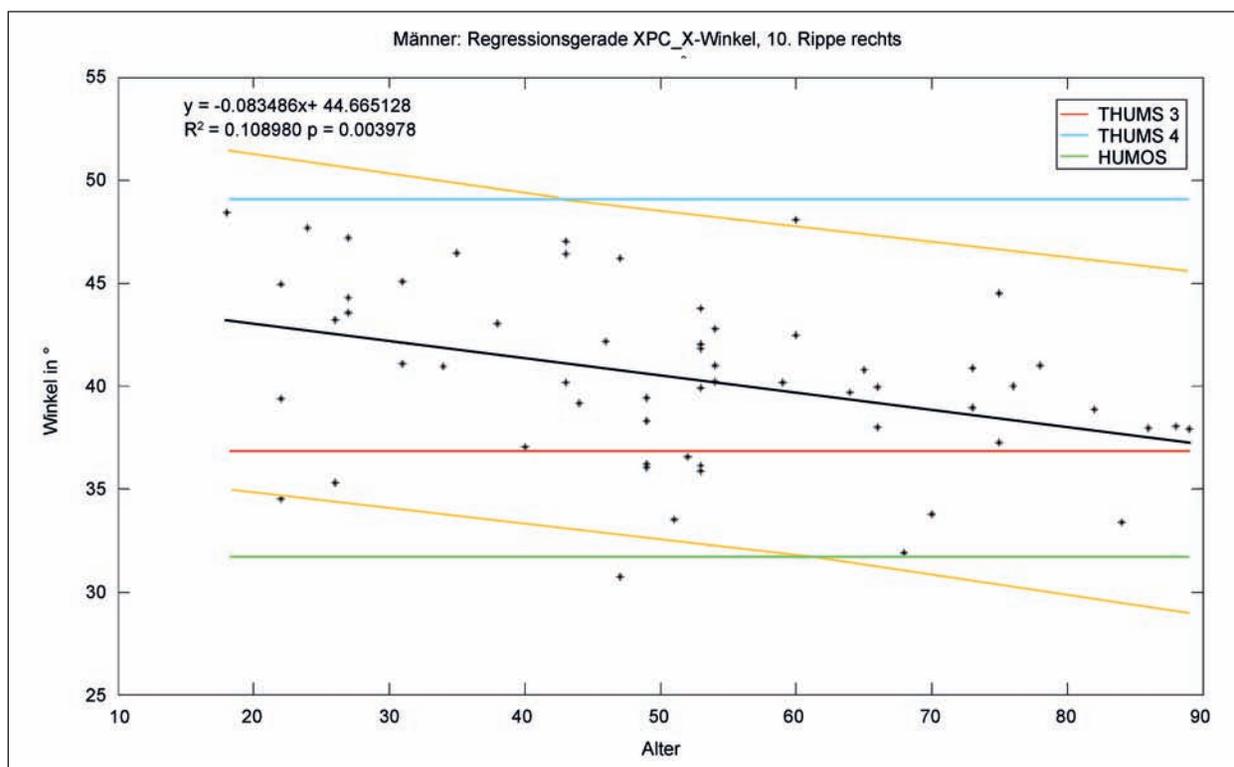


Bild 63: Regressionsgerade für den XPC_X-Winkel für die Männer (n = 58) mit integrierten Werten der Menschmodelle

Zunahme des Rippenwinkels in der Sagittalebene von $0,08^\circ$ pro Jahr zwischen dem 20. und 80. Lebensjahr bei der 9. Rippe feststellte.

Bild 62 zeigt die Ergebnisse des XPC_X-Winkels der Männer für alle 4 Altersgruppen. Der stufenförmige Abfall über alle Altersgruppen hinweg ist vor allem auf der rechten Körperseite gut erkennbar.

Bild 63 zeigt beispielhaft die Regressionsgerade für die Männer für die zehnte rechte Rippe mit Einordnung der Menschmodelle.

Es zeigt sich, dass das THUMS-3-Modell die alte Bevölkerung noch am besten repräsentiert, während das Menschmodell HUMOS 2 als zu alt und das THUMS-4-Modell als zu jung eingeordnet werden können.

Bei der generellen Einordnung der Menschmodelle ergibt sich auch bei diesem Winkel kein einheitliches Bild. So weist THUMS 3 bezüglich dieses Winkels im oberen Thoraxbereich (Rippen 1 bis 4) eher die Werte eines jungen Menschen auf, im mittleren Thoraxbereich (Rippen 5 bis 7) ein eher mittleres bis altes Alter (26-66 Jahre) und repräsentiert im unteren Thoraxbereich (8 und 10 Rippe) schließlich einen alten Menschen (78 bis > 90 Jahre). Das THUMS-4-Modell zeigt eine umgekehrte Tendenz. Es weist im oberen Thoraxbereich eher die Winkel

eines alten Menschen auf (> 90 bis 75 Jahre) und im unteren Thoraxbereich die eines mittleren bis jüngeren Menschen (zwischen 53 und > 20 Jahren). Das Modell HUMOS 2 weist bis auf die erste Rippe beim Rippenwinkel in der Sagittalebene durchgehend die Werte eines eher alten Menschen auf.

Die Grafiken zu allen anderen signifikanten Winkeln werden aus Platzgründen hier nicht aufgeführt, die Ergebnisse sind jedoch in Tabelle 16 und 17 ersichtlich. Sollte Interesse an diesen Grafiken bestehen können diese gerne noch nachgeliefert werden.

Die Ergebnisse der Frauen wurden hier nicht ausführlich dargestellt, da es hier Trends, jedoch kaum signifikante Änderungen gibt.

Gesamtbewertung der Menschmodelle bezüglich aller analysierten Winkel

Tabelle 17 zeigt die Einordnung der Menschmodelle entsprechend den Regressionsgeraden noch einmal in der Übersicht. Es wurden jeweils pro Winkel und Rippe ein ungefähres Alter und eine der vier Altersgruppen zugeordnet. In der untersten Zeile wurden jeweils alle Werte der jüngeren beiden Altersgruppen und der älteren beiden zusam-

Winkel \ Modell		THUMS 3		THUMS 4		HUMOS 2	
Name	Rippe	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links
PLC	5	56	< 20	> 90	> 90	> 90	> 90
	6	< 20	< 20	> 90	> 90	> 90	> 90
	7	< 20	< 20	53	53	> 90	> 90
	8	89		> 90		> 90	
	9	> 90		> 90		> 90	
TPL	1	> 90		> 90		> 90	
	6	< 20		> 90		65	
	7	< 20	< 20	> 90	> 90	18	31
HTP	1	> 90	> 90	> 90	> 90	83	68
	9	> 90		> 90		59	
ZLC_Y	6		< 20		> 90		> 90
	7	22	< 20	< 20	< 20	76	30
	8	21		> 90		68	
	9	78		> 90		> 90	
ZPL_Y	1	> 90	71	> 90	> 90	20	20
ZHP_Y	1	> 90		> 90		85	
	2		45		> 90		< 20
	3	> 90	> 90	> 90	> 90	< 20	< 20
	4		49		> 90		< 20
	5		25		> 90		< 20
	6		24		> 90		< 20
	7		< 20		> 90		< 20
	8		< 20		> 90		< 20
XHT	1		> 90		< 20		< 20
	2		62		< 20		< 20
XHP	2		> 90		< 20		< 20
XPC_X	1	< 20		> 90		< 20	
	2	< 20		> 90		> 90	
	3	< 20		> 90		> 90	
	4	27		75		> 90	
	5	66		25		77	
	6	26		38		72	
	7	44		52		60	
	8	78		43		> 90	
	9		> 90		< 20		> 90
	10	> 90		< 20		> 90	
Summe		11	10	4	5	4	13
		0	2	2	0	0	0
		2	1	1	1	2	0
		12	6	18	13	19	6
		23 jung; 21 alt		11 jung; 33 alt		17 jung; 25 alt	

Tab. 17: Übersicht: Erste Einordnung der Menschmodelle THUMS 3, THUMS 4 und HUMOS 2 nach den entsprechenden Regressionsgeraden für neun signifikanten Winkel; Zuordnung eines ungefähren Alters und einer der 4 festgelegten Altersgruppen (Blau: 18 bis 34 Jahre, Gelb: 35 bis 49 Jahre, Grün: 50 bis 64 Jahre, Rot: > 64 Jahre). In der untersten Zeile wurden alle Zuordnungen der Altersgruppen 1 und 2 (18 bis 49 Jahre) und 3 und 4 (> 50 Jahre) zusammengezählt, um eine grobe Einordnung des Gesamtmodells treffen zu können

mengezählt, um eine grobe Gesamtbewertung der Menschmodelle treffen zu können. Insgesamt ist zu erkennen, dass keine deutliche Gesamteinordnung der Menschmodelle getroffen werden kann. Keines der Modelle ist auf den ganzen Thorax bezogen „nur jung“ oder „nur alt“. Das zuzuordnende Alter variiert je nach Rippe. Zur Schaffung eines für die alte Bevölkerung absolut repräsentativen Thorax-Modells kann also keines der Modelle ohne Änderung verwendet werden. Vielmehr muss an einem bestehenden Modell jede einzelne Rippe an die Zielkonfiguration angepasst werden. Dies wurde durch Morphing-Operationen in der Software Hypermesh (ALTAIR, 2011) getan (vgl. hierzu Kapitel 4).

3.4.3 Parameteranalyse an der einzelnen Rippe

Querschnittshöhe und Breite

Die Bilder 64 bis 67 zeigen die Ergebnisse der Querschnittshöhen und Breitenmessungen der Männer und Frauen. Verglichen wurden dabei jeweils die Mittelwerte der 18- bis 34-Jährigen und der über 64-Jährigen.

Bei der Querschnittshöhe und Breite zeigt sich bei Männern und Frauen gleichermaßen eher eine Zunahme im Alter. Die maximalen Zunahmen liegen für die Querschnittshöhe bei 1,7 mm (Männer bei 85 % Rippenlänge), 2,56 mm (Frauen bei 85 % Rippenlänge) und für die Querschnittsbreite bei

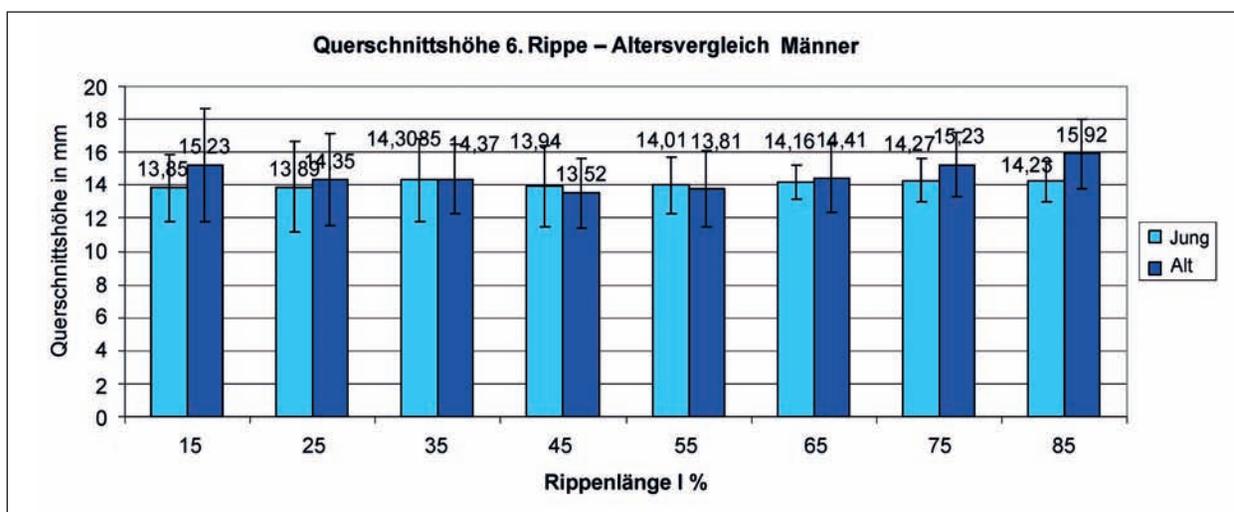


Bild 64: Querschnittshöhe der 6. rechten Rippe bei den Männern (n = 12). „Jung“ bezeichnet die Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen und „alt“ die Altersgruppe der > 64-Jährigen

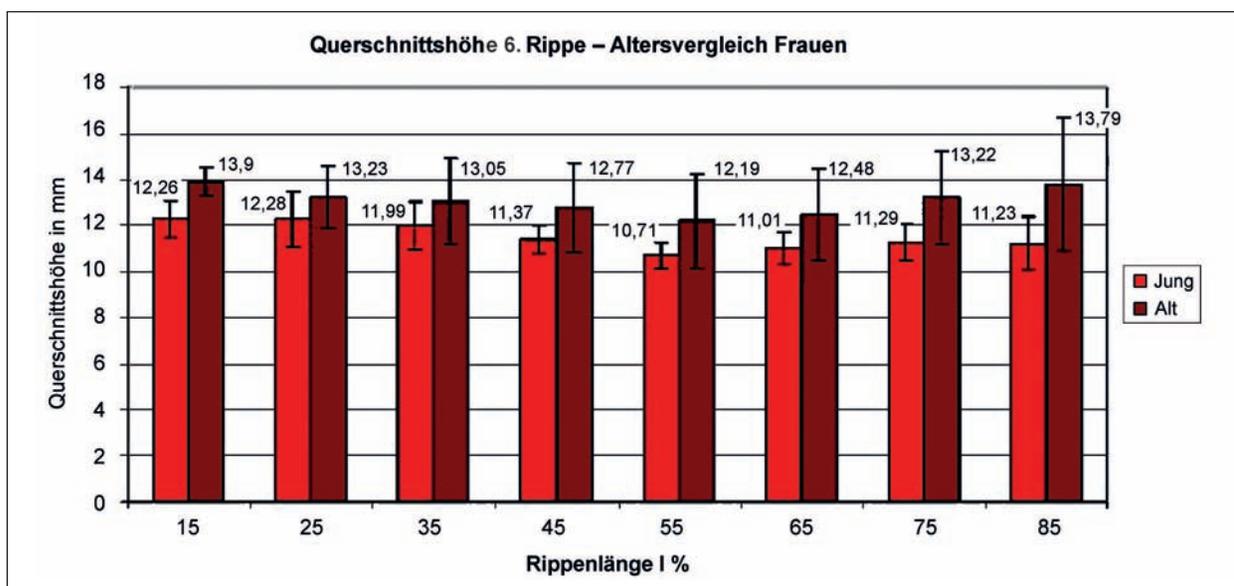


Bild 65: Querschnittshöhe der 6. Rippe bei den Frauen (n = 12). „Jung“ bezeichnet die Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen und „alt“ die Altersgruppe der > 64-Jährigen

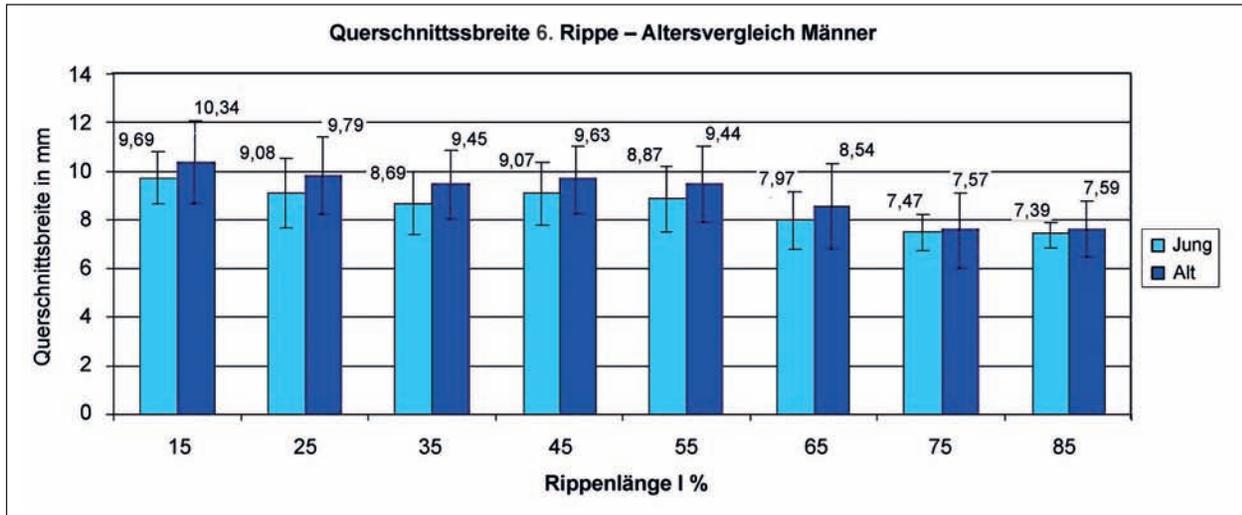


Bild 66: Querschnittsbreite der 6. rechten Rippe bei den Männern (n = 12). „Jung“ bezeichnet die Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen und „alt“ die Altersgruppe der > 64-Jährigen

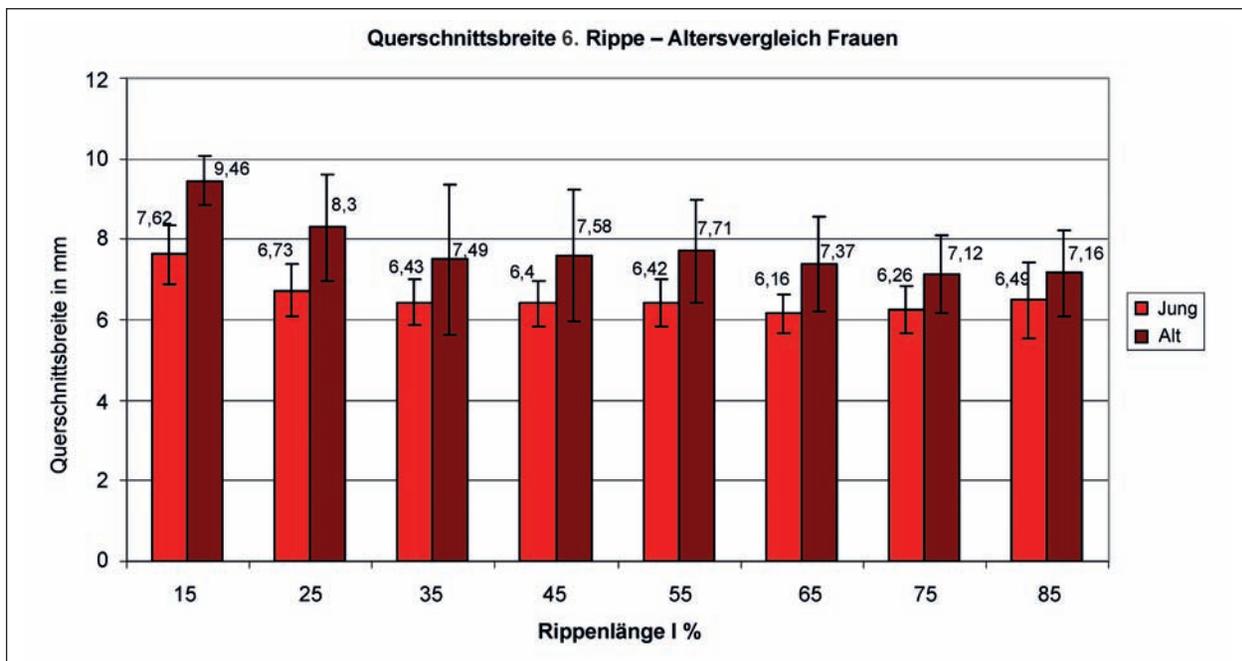


Bild 67: Querschnittsbreite der 6. Rippe bei den Frauen (n = 12). „Jung“ bezeichnet die Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen und „alt“ die Altersgruppe der > 64-Jährigen

0,76 mm (Männer bei 35 % Rippenlänge) und 1,84 mm (Frauen bei 15 % Rippenlänge).

Dieses Ergebnis stimmt mit den Ergebnissen der Messung der Querschnittsfläche überein. Es ist jedoch unerwartet und sollte angesichts der hohen Standardabweichung, die vor allem auf einem einzelnen Individuum der Altersgruppe der > 64-Jährigen beruht, erst einmal kritisch betrachtet werden. Für eine endgültige Bewertung sollten die Ergebnisse mit mehr Individuen beider Altersgruppen abgewartet werden, die in den kommenden Monaten entstehen werden. Dann wird

auch eine weitere statistische Auswertung erfolgen.

Die Bilder 68 bis 71 zeigen die Ergebnisse der Querschnittshöhen- und Querschnittsbreitenmessungen für die siebte Rippe. Die Tendenzen sind ähnliche wie bereits bei der sechsten Rippe.

Querschnittsfläche

Bild 72 und Bild 73 zeigen die Ergebnisse für die Messungen der Querschnittsfläche für Männer und Frauen.

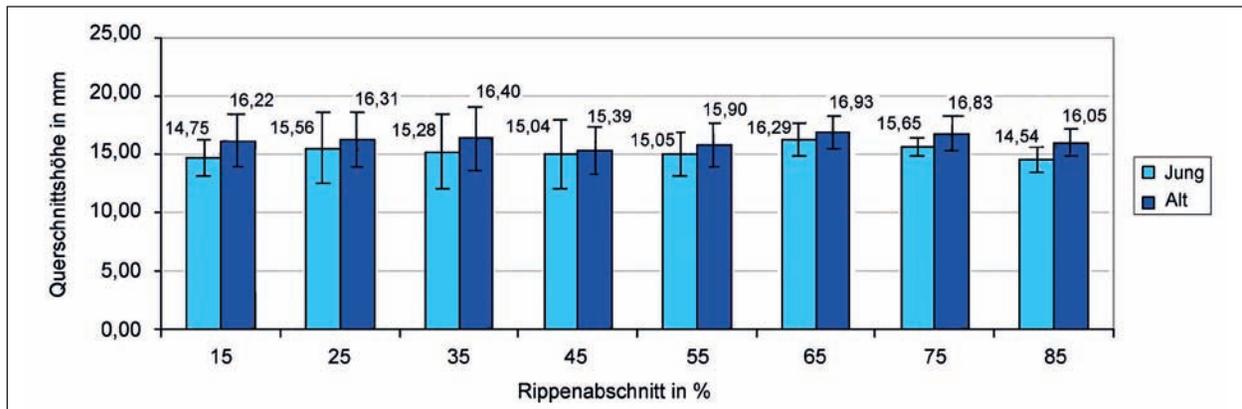


Bild 68: Querschnittshöhe der 7. Rippe der Männer

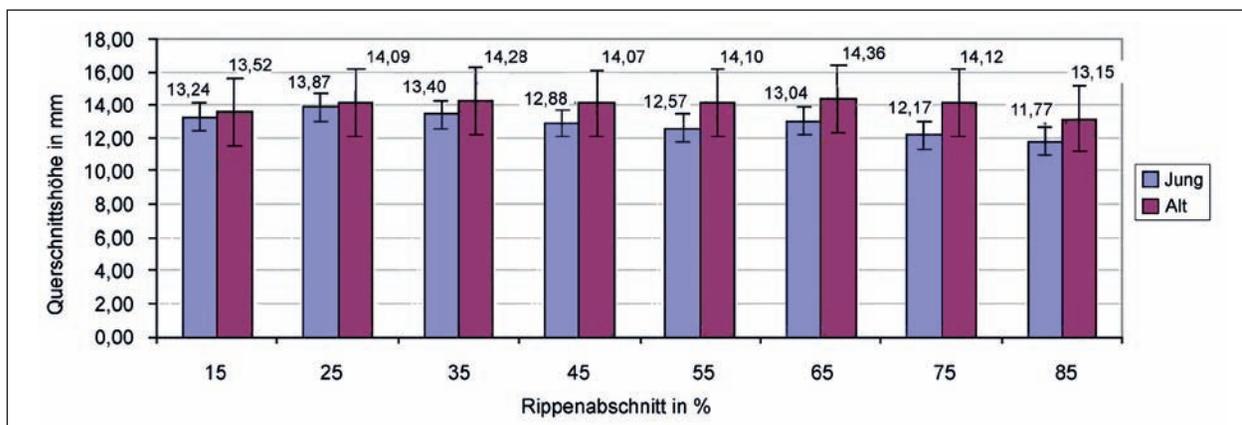


Bild 69: Querschnittshöhe der 7. Rippe der Frauen

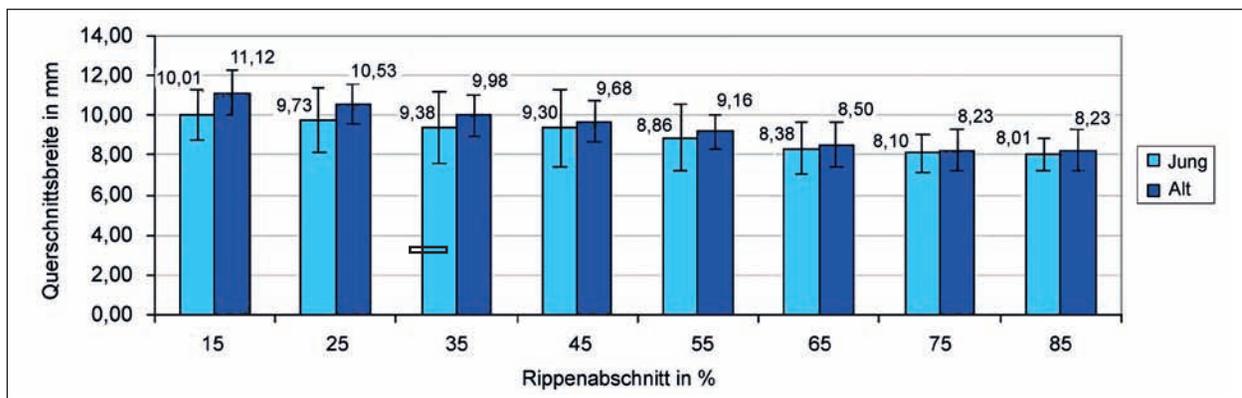


Bild 70: Querschnittsbreite der 7. Rippe der Männer

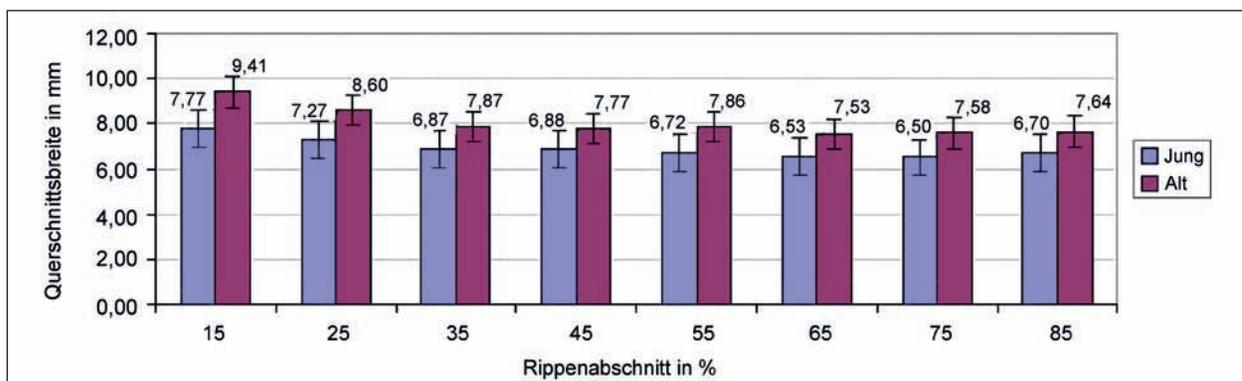


Bild 71: Querschnittsbreite der 7. Rippe der Frauen

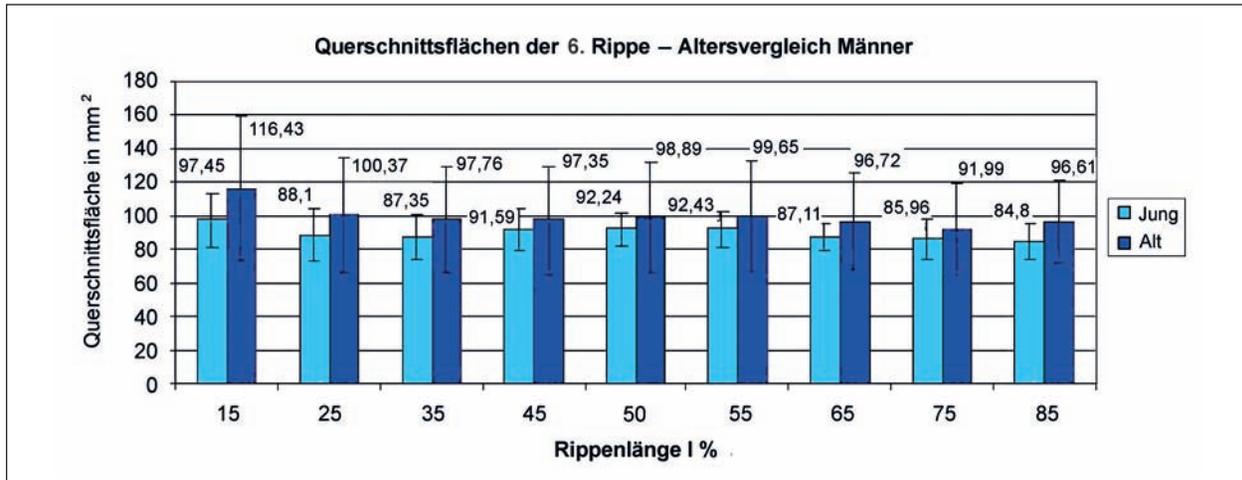


Bild 72: Querschnittsfläche entlang der 6. Rippe bei den Männern (n = 12); „Jung“ bezeichnet die Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen und „alt“ die Altersgruppe der > 64-Jährigen

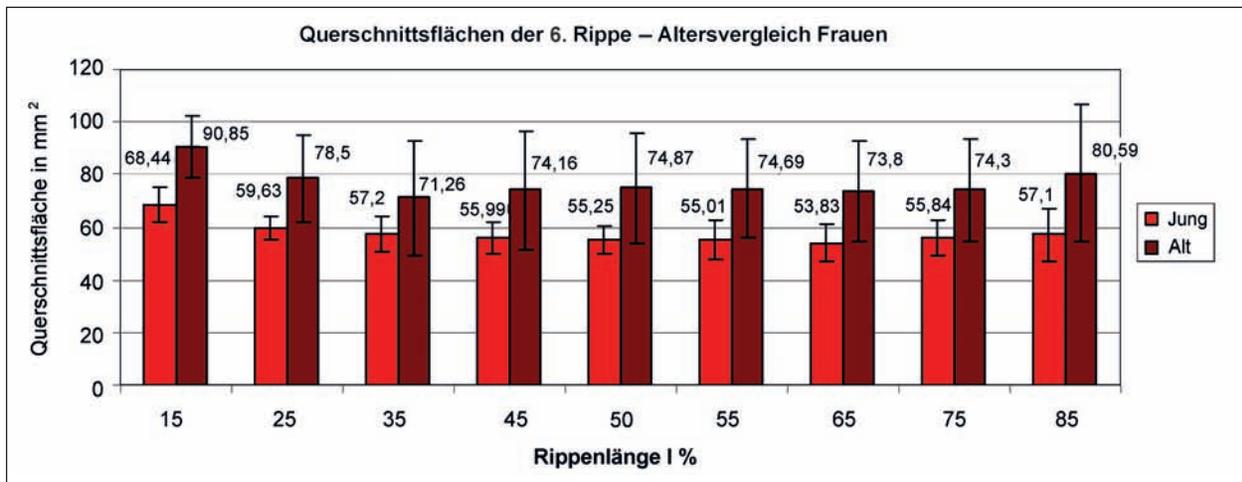


Bild 73: Querschnittsfläche entlang der 6. Rippe bei den Frauen (n = 12); „Jung“ bezeichnet die Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen und „alt“ die Altersgruppe der > 64-Jährigen

Bei der Querschnittsfläche scheint sich zunächst bei den Männern eine Tendenz hin zu einer Zunahme im Alter zu zeigen. Diese Tendenz ist jedoch statistisch nicht signifikant und außerdem angesichts der hohen Standardabweichung in der Gruppe der > 64-Jährigen mit Vorsicht zu betrachten. Die hohe Standardabweichung ist wiederum auf ein einzelnes Individuum zurückzuführen.

Auch bei den Frauen zeigt sich eine Zunahme der Querschnittsfläche mit dem Alter. Sie ist recht hoch und liegt zwischen 24,6 % bei 35 % Rippenlänge und 41,1 % bei 85 % Rippenlänge. An den Stellen 15 %, 25 % und 55 % ist die Zunahme den ersten statistischen Tests zufolge signifikant. Allerdings ist auch hier die Standardabweichung der Altersgruppe der über 64-Jährigen sehr hoch. Die Ergebnisse sollten daher erst einmal als vorläufig und nicht sicher angenommen werden, bis Messungen von mehr Individuen vorliegen.

Bild 74 und 75 zeigen die altersabhängige Veränderung der Querschnittsfläche bei der siebten Rippe. Auch hier ist die Tendenz hin zu einer Zunahme mit dem Alter ähnlich wie bei der sechsten Rippe.

Rippenkrümmung

Bild 76 und Bild 77 zeigen die Ergebnisse des Mittelwertvergleichs der Rippenkrümmung entlang der Rippe für Männer und Frauen.

Es zeigt sich bei den Männern eine konstante Abnahme der Krümmung mit dem Alter. Die Differenz zwischen dem Mittelwert der alten und der jungen Bevölkerung liegt hier zwischen 0,11 1/m bei 25 % Rippenlänge und 2,02 1/m bei 75 % Rippenlänge. Die Abnahme der Krümmung nimmt also mit dem Alter zum anterioren Ende der Rippe hin zu. Die Krümmungsabnahme ist dem durchgeführten t-Test

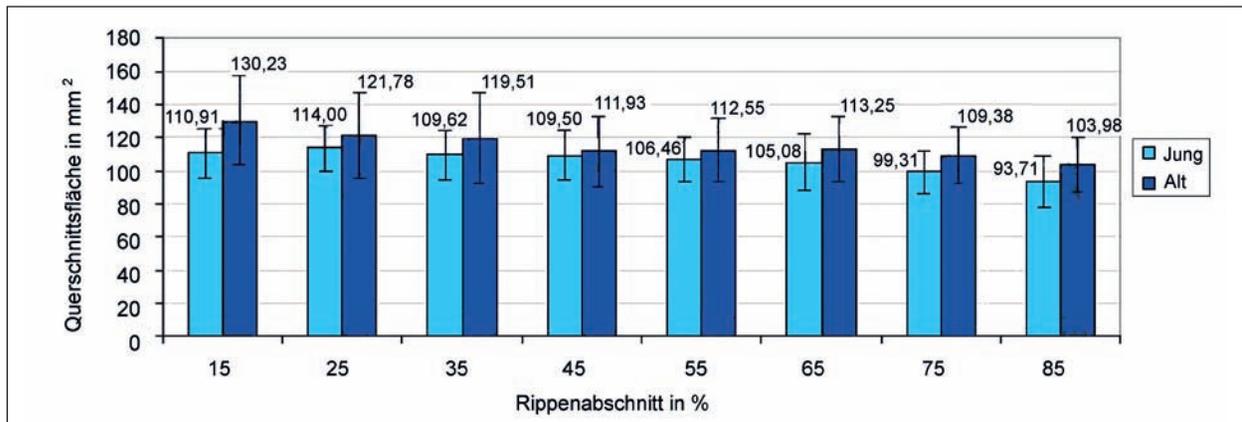


Bild 74: Querschnittsflächen der 7. Rippe der Männer

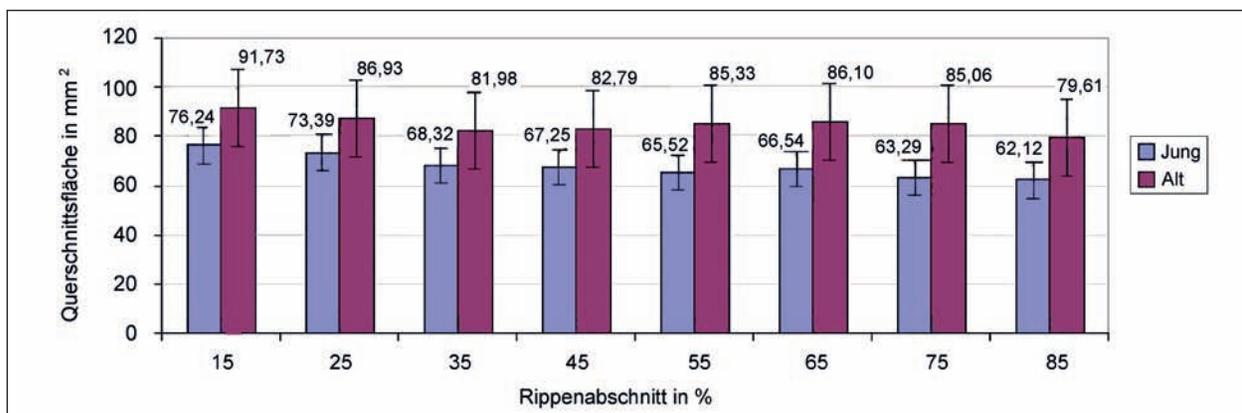


Bild 75: Querschnittsflächen der 7. Rippe der Frauen

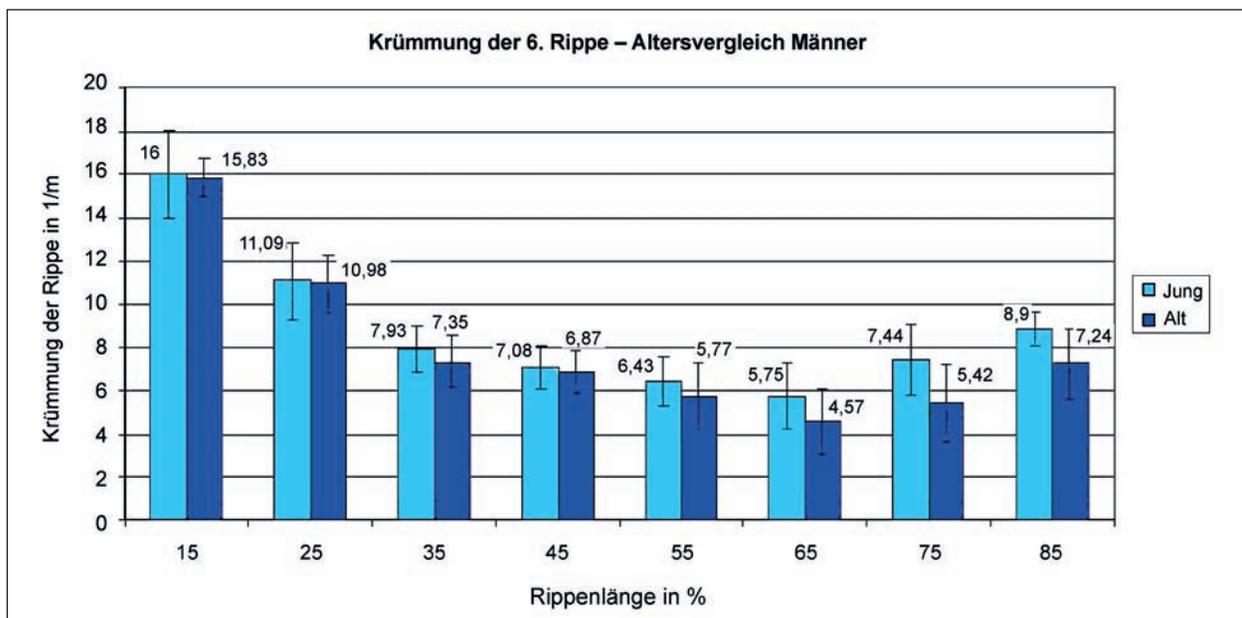


Bild 76: Krümmungsänderung mit dem Alter bei den Männern (n = 12)

zufolge bei 85 % Rippenlänge signifikant, bei den anderen Rippenlängen konnte zwar ein Trend gezeigt, aber keine Signifikanz nachgewiesen werden.

Bei den Frauen ist eine ganz ähnliche Tendenz ersichtlich, auch wenn diese nicht ganz so deutlich zu sehen ist wie bei den Männern. Die Rippenkrümmung nimmt im Alter ab, allerdings fehlt hier die

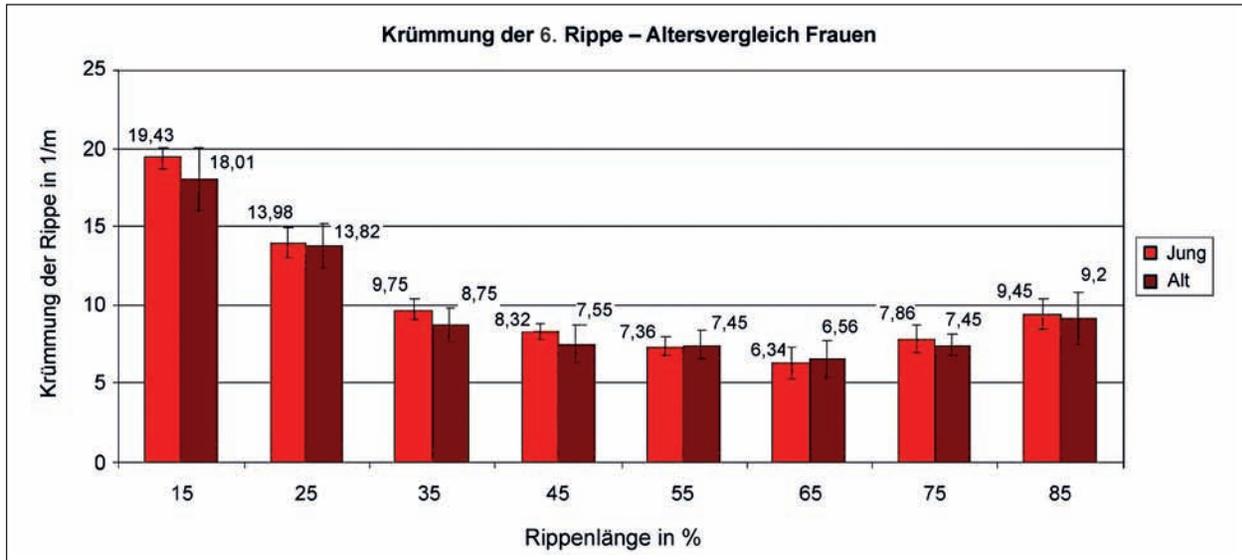


Bild 77: Krümmungsänderung mit dem Alter bei den Frauen (n = 12)

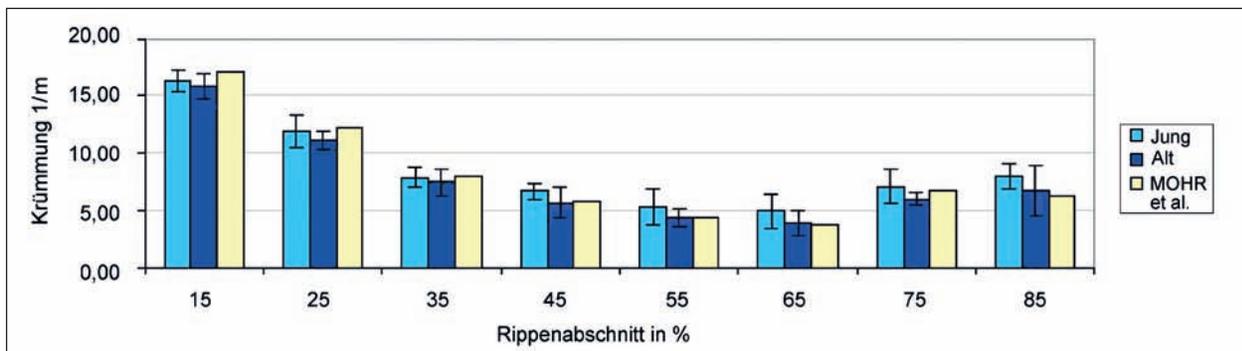


Bild 78: Krümmung – Vergleich, Gruppe Männer und MOHR et al.

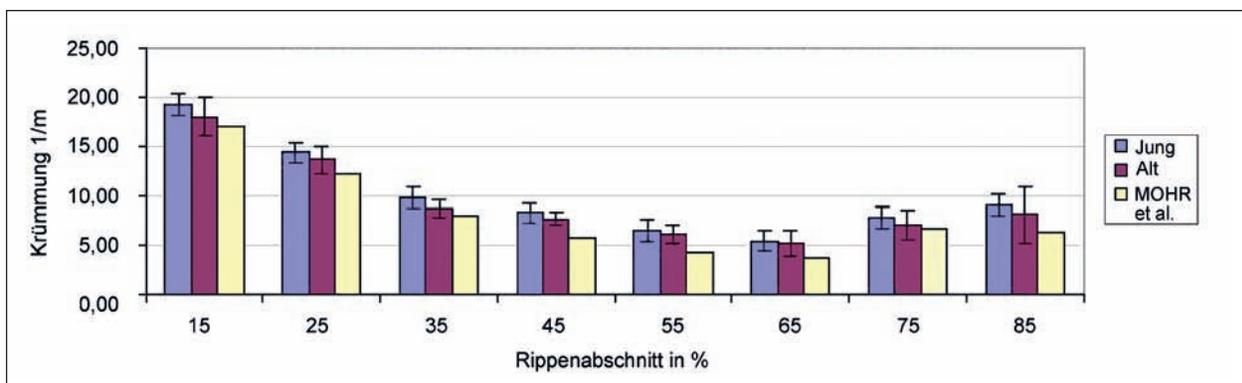


Bild 79: Krümmung – Vergleich, Gruppe Frauen und MOHR et al.

deutliche Abnahme zum anterioren Rippenende hin. Die maximale Abnahme der Rippenkrümmung liegt bei 35 % der Rippenlänge. Hier verringert sich die Krümmung um 1 1/m (10,26 %).

Zusammen mit den Ergebnissen der Winkelanalyse am ganzen Thorax (vgl. Kapitel 3.4.2 dieses Berichts) ist mit großer Wahrscheinlichkeit bei beiden Geschlechtern von einer deutlichen Verringerung der Rippenkrümmung im Alter auszugehen.

Die Bilder 78 und 79 zeigen die Rippenkrümmung der siebten Rippe. Bild 80 stellt die Krümmungswerte der Menschmodelle THUMS 3, THUMS 4 und HUMOS 2 dar.

Es zeigt sich – ebenso wie bei der sechsten Rippe – eine Abnahme der Krümmung mit dem Lebensalter bei beiden Geschlechtern, die im anterioren Teil der Rippe etwas deutlicher ausfällt als im posterioren.

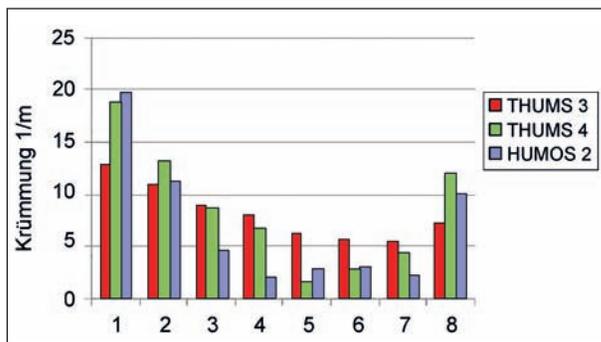


Bild 80: Krümmung – Menschmodelle

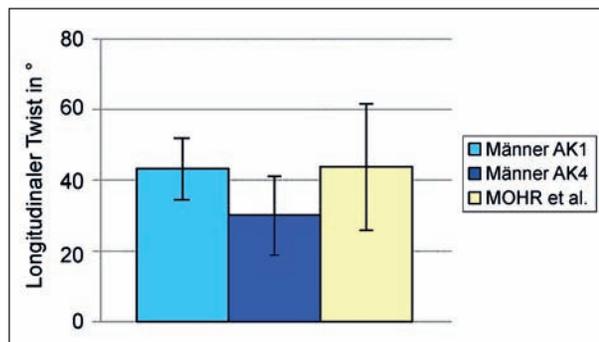


Bild 83: Longitudinaler Twist – Vergleich, Männer und MOHR et al.

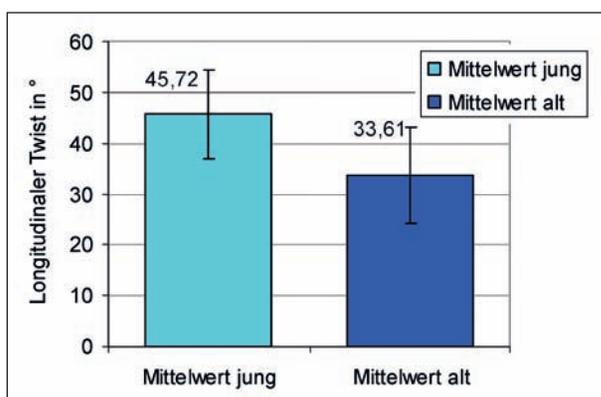


Bild 81: Altersabhängige Änderung des longitudinalen Twists bei den Männern (n = 12)

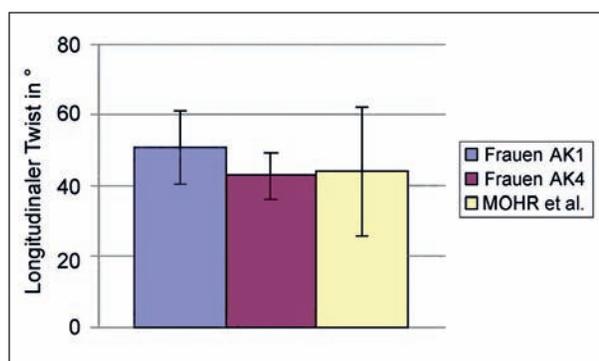


Bild 84: Longitudinaler Twist – Vergleich, Frauen und MOHR et al.

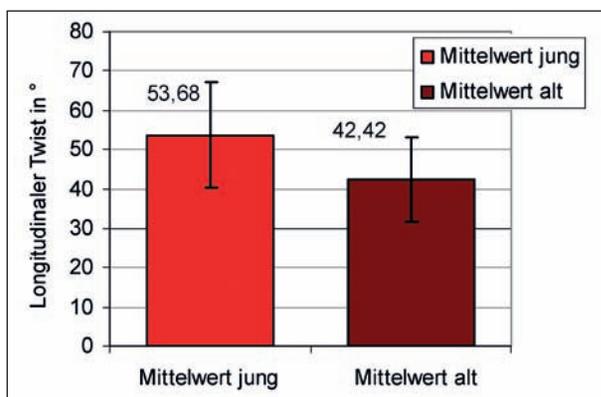


Bild 82: Altersabhängige Änderung des longitudinalen Twists bei den Frauen (n = 12)

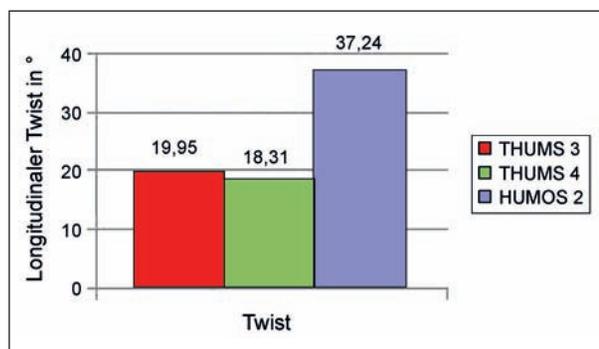


Bild 85: Longitudinaler Twist – Menschmodelle

Longitudinaler Twist

Bild 81 und Bild 82 zeigen die Ergebnisse des Altersvergleichs des longitudinalen Twists.

Bei beiden Geschlechtern ist eine deutliche Abnahme des longitudinalen Twists zu erkennen. Bei den Männern ist diese mit $12,11^\circ$ (dies entspricht 26,5 %) etwas größer als bei den Frauen (Differenz von $11,26^\circ$, dies entspricht 20,98 %). Die Altersdifferenz ist bei den Männern signifikant, bei den Frauen nicht. Dennoch kann bei beiden Ge-

schlechtern von einer deutlichen Altersabhängigkeit ausgegangen werden.

Die Bilder 83 bis 85 zeigen die Veränderungen des longitudinalen Twists der Rippen des Kollektivs sowie der Menschmodelle.

Auch hier zeigt sich die gleiche Tendenz wie bei der sechsten Rippe. Bei den drei Menschmodellen weist einzig HUMOS 2 einigermaßen realistische Werte auf. THUMS 3 und THUMS 4 haben eine viel zu geringe Verdrillung der Rippe.

3.4.4 Wirbelsäulen- und Brustbeinparameter

Wirbelsäulenparameter – Wirbelsäulenverkrümmung (Kyphose, Skoliose)

Betrachtet man die gemessenen Kyphose- und Skolioseausprägungen der Männer, nehmen die Winkel im Alter tendenziell zu. Es kann hierbei keine statistische Signifikanz festgestellt werden (Bild 86).

Die Kyphosewinkel der Frauen nehmen deutlich zu, wohingegen die Skoliose im Alter um mehr als die Hälfte abnimmt. Auch hier lassen sich keine Unterschiede in den Ergebnissen zwischen jung und alt statistisch nachweisen, es lassen sich jedoch bereits in Bezug auf die Skoliosewinkel geschlechtsspezifisch unterschiedliche Tendenzen erkennen (Bild 87).

Wirbelsäulenparameter – Parameter am sechsten Thorakalwirbel

Im Altersvergleich der Wirbelmaße der Männer lassen sich kaum Abweichungen erkennen. Ausnahmen bilden die Torsion des Wirbelkörpers, wobei der Mittelwert der alten Wirbel mehr als das Neunfache der jungen ausmacht, sowie ein deutlich größerer Neigungswinkel des Dornfortsatzes im Alter. Die Werte aller Maße der alten Wirbel liegen im Mittel über denen der jungen. Keines der Ergebnisse erwies sich als signifikant.

Stellt man die Wirbelkörpermaße der jungen und alten Frauen gegenüber, lässt sich ein ähnlicher Trend wie bei den Männern erkennen. Die Maße der alten Wirbel liegen tendenziell über denen der jungen, mit zwei Ausnahmen. Die Neigungswinkel der Dornfortsätze der alten Wirbel sind im Mittel

kleiner als die der jungen, Gleiches gilt für die Torsionswinkel der Wirbelkörper. Die größte Abwei-

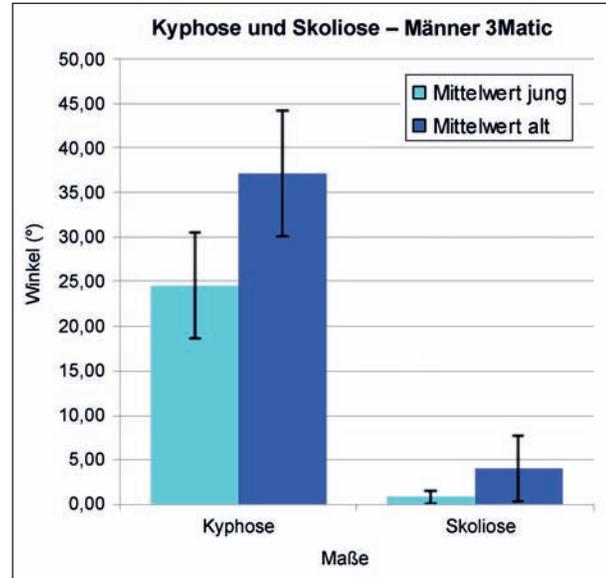


Bild 86: Kyphose und Skoliose – Mittelwerte der Männer

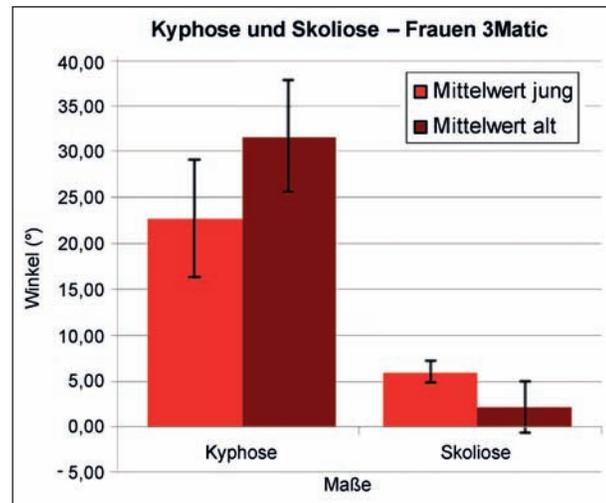


Bild 87: Kyphose und Skoliose – Mittelwerte der Frauen

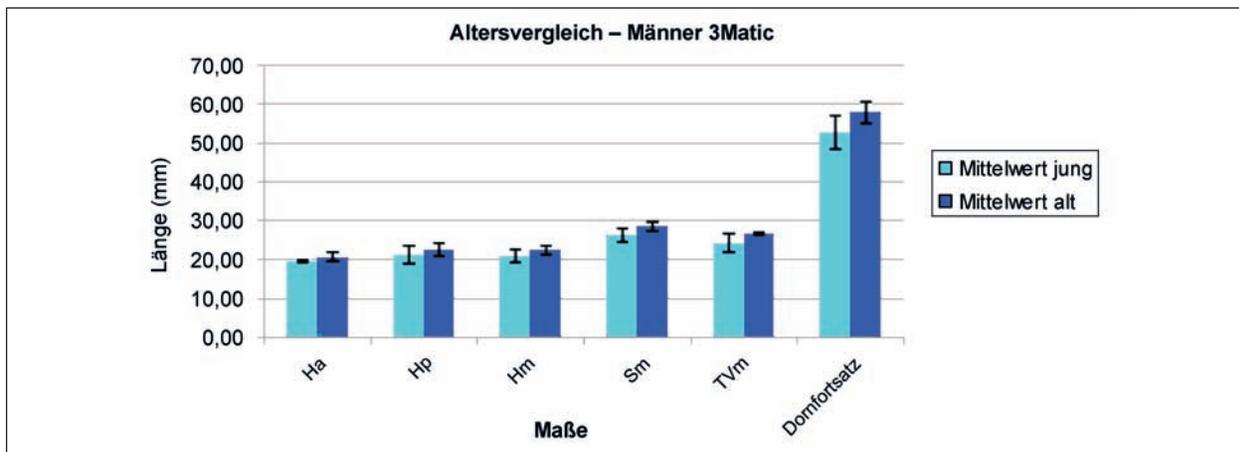


Bild 88: Gemessene Strecken an den sechsten Brustwirbeln der Männer

chung erfahren die Wirbel im Alter im Grad der Rotation innerhalb der Wirbel, wobei die jungen Wirbel im Schnitt nur $0,4^\circ$ Rotation aufweisen. Auch bei den Frauen lässt sich keine Signifikanz hinsichtlich Altersunterschieden erkennen..

Werden die Wirbelmaße beider Geschlechter zusammen ausgewertet und verglichen, so nehmen

die anteriore Höhe im Mittel um 4,75 %, die posteriore Höhe um 6,07 % und die Hm um 7,55 % im Alter zu. Es lassen sich hiermit keine Aussagen hinsichtlich einer verstärkten Bikonkavität des Wirbelkörpers machen.

Die mittlere sagittale Tiefe bzw. transversale Breite der Wirbelkörper der Frauen erfahren eine Zunah-

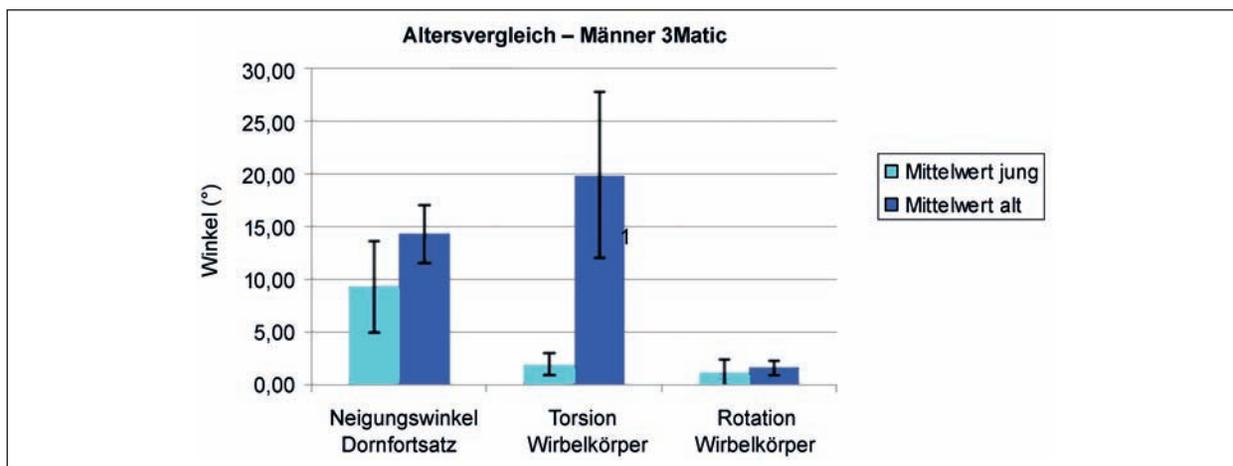


Bild 89: Gemessene Winkel an den sechsten Brustwirbeln der Männer

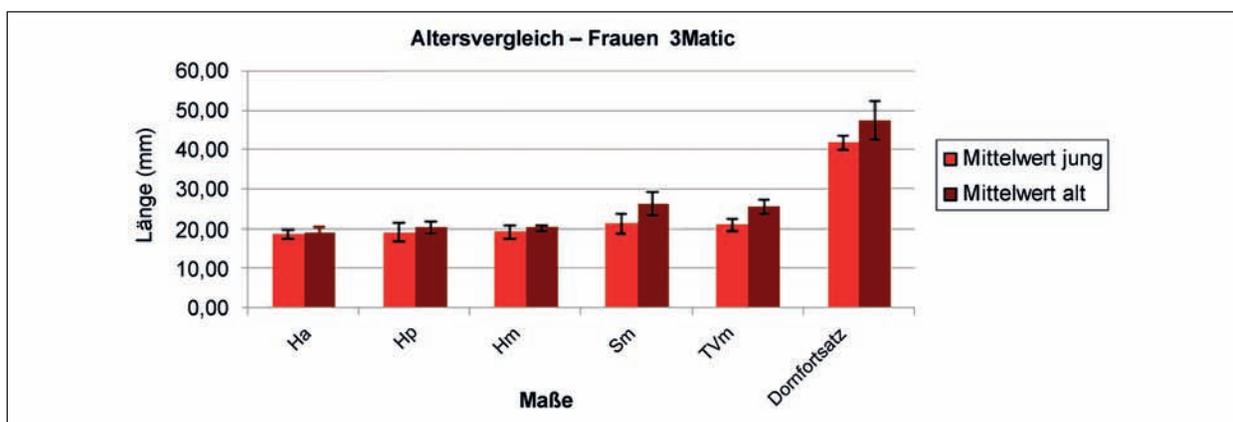


Bild 90: Gemessene Strecken an den sechsten Brustwirbeln der Frauen

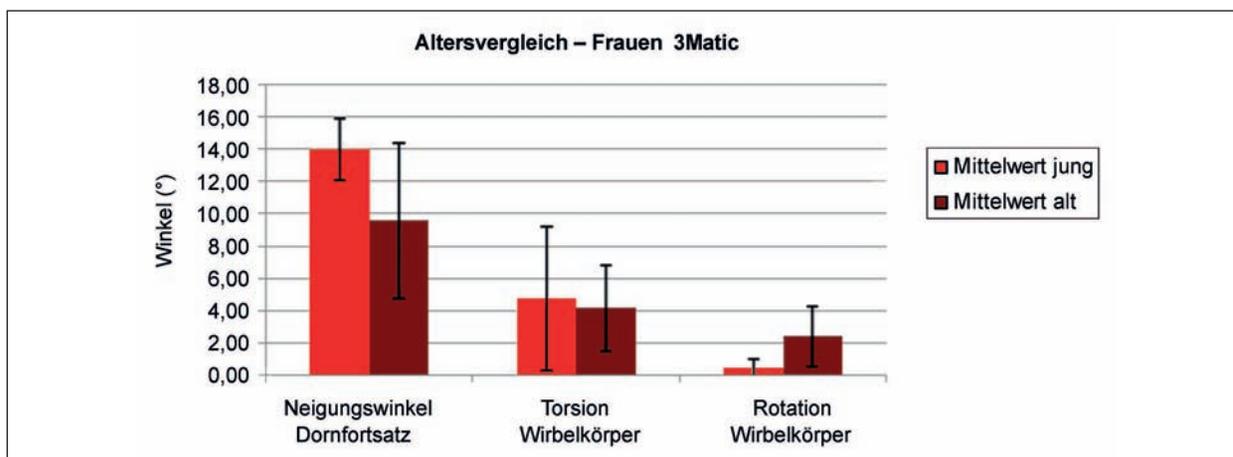


Bild 91: Gemessene Winkel an den sechsten Brustwirbeln der Frauen

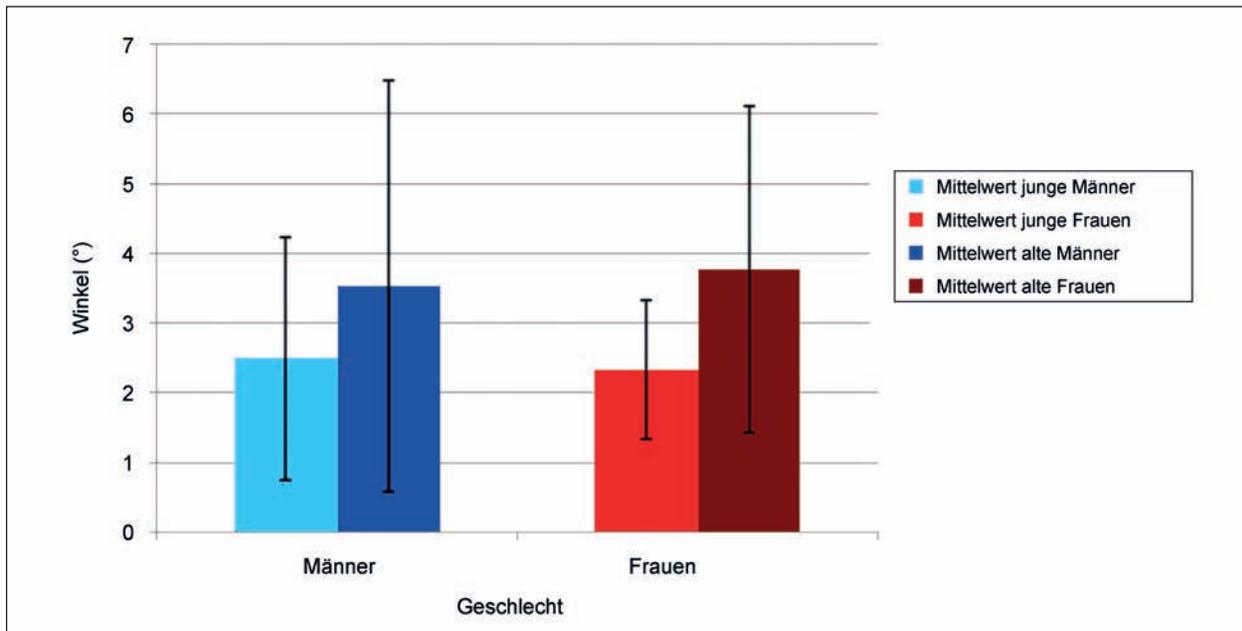


Bild 92: Rotationswinkel des sechsten Thorakalwirbels relativ zur Körpermitte (zum Sternum) in OsiriX

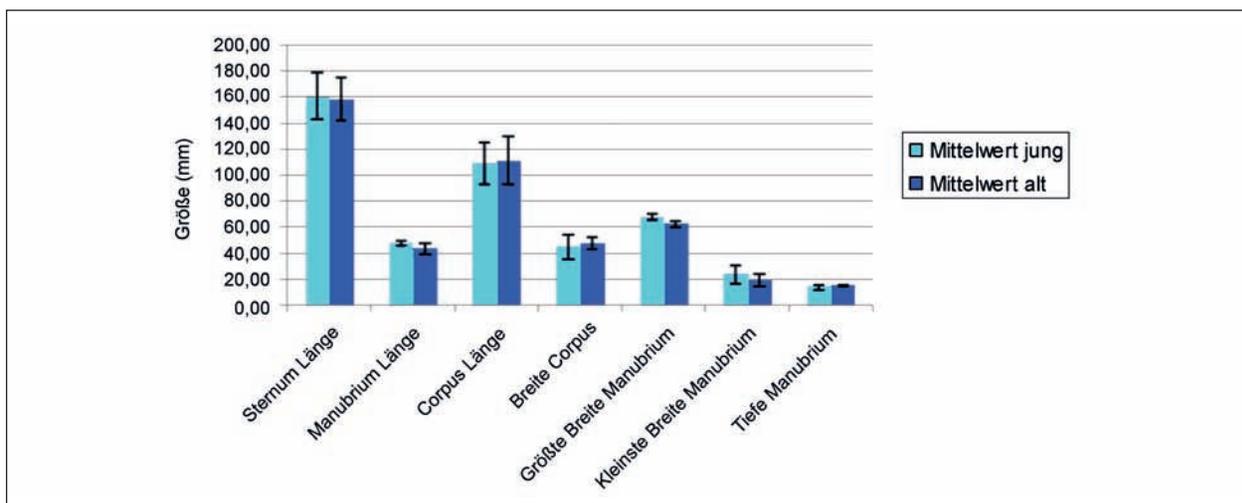


Bild 93: Sternummaße Männer

me von 23,46 % bzw. 22,07 % im Alter. Dem gegenüber nimmt die mittlere Höhe der Wirbelkörper lediglich um 4,75 % im Mittel zu.

Der sechste Thorakalwirbel tendiert unabhängig vom Geschlecht im Alter dazu, von der Neutralstellung in der Wirbelsäule weg zu rotieren. Keine der Werte erweisen sich im Wilcoxon-Test als signifikant, allerdings weist der Trend bereits auf eine Altersabhängigkeit der Rotationskomponente hin.

Betrachtet man die gemessenen Kyphose- und Skolioseausprägungen der Männer, nehmen die Winkel im Alter tendenziell zu. Es kann hierbei auch keine statistische Signifikanz festgestellt werden.

Sternumparameter

Die Sternummaße der Männer zeigen hinsichtlich des Alters unterschiedliche, wenn auch minimal ausgeprägte Tendenzen (Bild 93). Die mittlere Länge und Breite des Corpus sterni und Tiefe des Manubriums legen um 2,29 %, 5,18 % bzw. 8,82 % zu. Die restlichen Maße nehmen zwischen 1,25 % und 19,70 % ab.

Die Größe der Sterna der Frauen nimmt tendenziell mit dem Alter zu (Bild 94). Ebenso verändern sich geringfügig die Anteile von Manubrium und Corpus am Sternum. Während bei den jungen weiblichen Sterna das Manubrium 30,68 % der Gesamtlänge ausmacht, sind es 33,18 % im Alter.

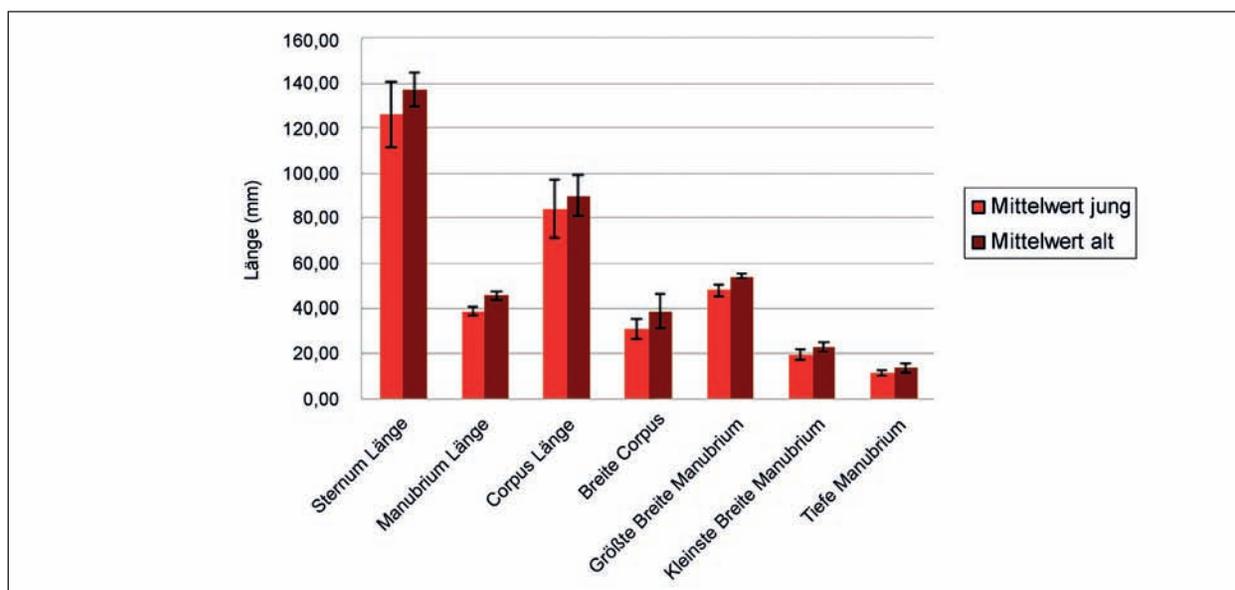


Bild 94: Sternummaße Frauen

Nomenklatur	Definition	Typ	Anzahl LM	Anzahl SLM (inklusive der LM)
ABCD	Rechte, linke superiore, rechte, linke inferiore Ecke der posterioren Wirbelkörperwand	Single	4	0
E	Spitze Dornfortsatz	Single	1	0
F,G	Spitzen Processi transversi, jeweils rechts und links	Single	2	0
H,K	Spitzen Processi articularis superior, jeweils rechts und links	Single	2	0
I	Oberer Ansatz Dornfortsatz	Single	1	0
L	Ursprung	Single	1	0
M	Punkt in xy-Ebene links	Single	1	0
N	Punkt auf x-Achse	Single	1	0
O	Punkt in xy-Ebene rechts	Single	1	0
FCS (jeweils rechts und links)	Fovea costalis superior	Single	8	0
FCPT (jeweils rechts und links)	Fovea costalis processus transversi	Single	8	0
a,b	Verlauf der Processi articularis superior	Curve	6	10
c,d	Krümmung der Processi transversi	Curve	6	10
e,f	Verlauf des Foramen intervertebrale, rechts und links	Curve	6	18
g,h	Verlauf des Foramen vertebrale, auf mittlerer Höhe, rechts und links	Curve	6	10
p1,p2	Flächen der Endplatten	Patch	18	98
Summe			92	160

Tab. 18: Definitionen der gesetzten Landmarks und Semilandmarks

Untersuchung des sechsten Thorakalwirbels und des Sternums mithilfe der Methode der Geometrischen Morphometrie

Tabelle 18 zeigt die Bezeichnungen und Definitionen aller zur morphometrischen Analyse am

sechsten Wirbelkörper gesetzten Landmarks und Semilandmarks.

Die Bilder 95 und 96 zeigen die Landmarks noch einmal optisch.

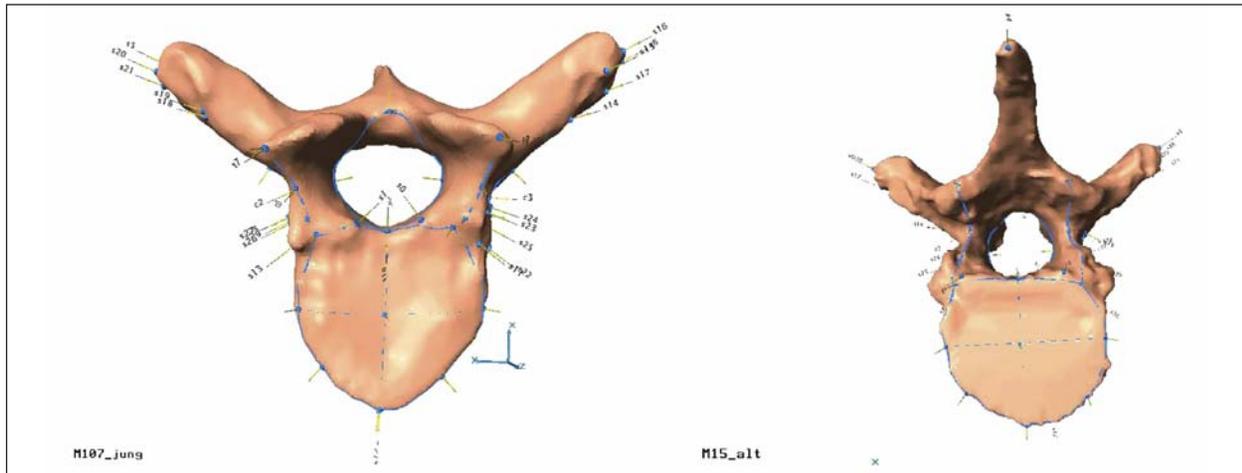


Bild 95: Gesetzte Landmarks am sechsten Thorakalwirbel, Axial- und Frontalansicht

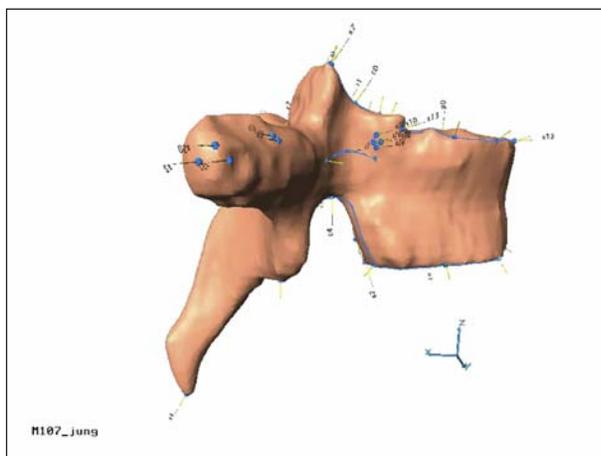


Bild 96: Gesetzte Landmarks am sechsten Thorakalwirbel, Sagittalansicht

Bei den Wirbeln, in denen alle Rippenansätze vorhanden sind, sind die Eigenwerte der ersten fünf Komponenten ausschlaggebend für die Form. Die erste Komponente auf der x-Achse macht einen hohen Anteil an der Form aus mit 43,6 % der Gesamtvariation. Die ersten drei Komponenten zusammen bestimmen die Form der Wirbel zu fast 90 %. Die Form der Männer wird vor allem durch die Komponente zwei auf der y-Achse bestimmt, die Koordinaten der jungen liegen nach Ausblendung der Altersklasse 4 gehäuft im negativen Bereich der y-Achse und auf Höhe des Ursprungs der x-Achse. Die beiden Individuen der Altersklasse 4 sind im positiven Bereich der y-Achse zu finden, divergieren aber auf der x-Achse.

Ändert man die Komponentenwerte auf der x-Achse (PC 1), so ändert sich die relative Ausrichtung des Wirbelkörpers zum Bogen. Die älteren Individuen weisen eine höhere Torsionskomponente als die jüngeren auf. In der Sagittalansicht wird die Formveränderung mit der PC 2 auf der y-Achse am deutlichsten. Die Keilform des jüngeren Wirbelkörpers wird zu einer bikonkaven Form im Alter. Der Verlauf der Incisura vertebralis inferior wird runder im Alter. Betrachtet man die Form der Rippenkopfansätze, so verändert sie sich kaum im Alter. Die Ansätze der Tubercula werden im Alter nach vorne länglicher (Prin 1) bzw. quadratischer (Prin 2).

In der zweiten Kategorie, in der die Ansätze der Rippenköpfe fehlen, sind die Eigenwerte der ersten sieben Komponenten für die Formgebung von Relevanz. Der Anteil der Eigenwerte an der Form ist relativ gleichmäßig aufgeteilt, mit dem größten Anteil von 21,8 % (Prin 1). Dies spiegelt sich auch optisch wider. Bei Ausblendung der Männer befinden sich die alten Frauen eher im positiven Bereich der

Nomenklatur	Definition
j_m, j_m_p	Unterster anteriorster bzw. posteriorster Punkt der Incisura jugularis
k_l, k_r, k_l_p, k_r_p	Oberster anteriorster bzw. posteriorster Punkt der Incisura clavicularis, links und rechts
l_l, l_r, l_l_p, l_r_p	Unterster anteriorster bzw. posteriorster Punkt der Incisura clavicularis, links und rechts
m_l, m_r, m_l_p, m_r_p	eingezogener Punkt der Incisura costalis II, am Unterrand des Manubriums gemessen, links und rechts
n_m, n_m_p	mittlerer unterster Punkt des Manubriums sterni, an der Incisura manubriosternalis
p_l, p_r, p_l_p, p_r_p	Unterster äußerster Punkt des Corpus sterni, Übergang zum Processus xiphoideus, links und rechts

Tab. 19: Definitionen der Landmarks am Sternum

Eigenwerte Kategorie 1	Eigenwert	Anteil an Gesamtvariation in %	Kumulativer Anteil an Gesamtpopulation in %
Prin 1	4,63E-03	4,36E-01	4,36E-01
Prin 2	2,65E-03	2,49E-01	6,85E-01
Prin 3	2,14E-03	2,02E-01	8,87E-01
Prin 4	1,20E-03	1,13E-01	1,00E+00
Prin 5	1,30E-11	1,22E-09	1,00E+00

Tab. 20: Eigenwerte der Kategorie 1

Eigenwerte Kategorie 2	Eigenwert	Anteil an Gesamtvariation in %	Kumulativer Anteil an Gesamtpopulation in %
Prin 1	2,05E-03	2,18E-01	2,18E-01
Prin 2	1,50E-03	1,60E-01	3,78E-01
Prin 3	1,11E-03	1,18E-01	4,96E-01
Prin 4	9,59E-04	1,02E-01	5,98E-01
Prin 5	8,75E-04	9,32E-02	6,91E-01
Prin 6	7,93E-04	8,45E-02	7,76E-01
Prin 7	6,88E-04	7,33E-02	8,49E-01

Tab. 21: Eigenwerte der Kategorie 2

y-Achse, die jungen im negativen. Die jungen Männer liegen nach Ausblendung der Frauen gehäuft vor, die alten Männer divergieren stark.

Verändert man die Werte der PC 2 auf der y-Achse bei Ansicht der Frauen, kann man die Formveränderung von jung nach alt in allen drei Ebenen gut nachvollziehen. In der Transversalansicht ist der Wirbelkörper der jungen Frauen eher dreieckig geformt und die Processi transversi stehen in einem weiten Winkel nach posterior ab. Die alten Frauen hingegen besitzen einen runden Wirbelkörper, die Processi transversi wandern nach anterior. In der Frontalansicht ist das Verhältnis von Wirbelkörperhöhe zu -breite nahezu 1:1 in der Altersklasse 1, während in der Altersklasse 4 die Breite des Wirbelkörpers relativ zur Höhe zunimmt. Der Wirbelkörper wird also breiter und flacher. Die Processi articularis superior liegen in der Altersklasse 1 parallel zueinander und senkrecht zum Wirbelkörper, in der Altersklasse 4 divergieren die Spitzen. In der Sagittalansicht ist der junge Wirbelkörper quadratisch, der alte länglicher. Die Incisura vertebralis inferior wird im Alter spitzer. Der größere Winkel, den der Dornfortsatz mit dem Wirbelkörper bildet, nimmt im Alter zu. Der Dornfortsatz steht weiter nach posterior heraus im Alter, das Verhältnis der Höhe des Dornfortsatzursprungs zur Höhe der oberen Deckplatte bleibt annähernd gleich.

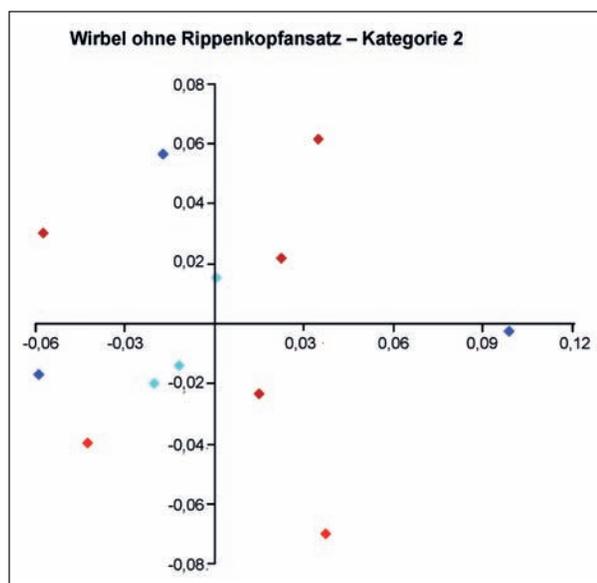


Bild 97: Grafische Verteilung der Kategorie 2 entlang der ersten beiden Hauptkomponentenachsen



Bild 98: Rahmen der mittleren Wirbelkörperform, Axialansicht

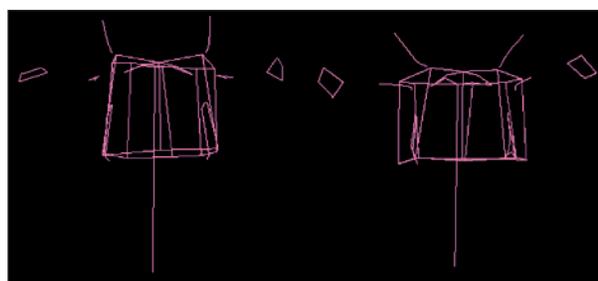


Bild 99: Rahmen der mittleren Wirbelkörperform, Frontalansicht

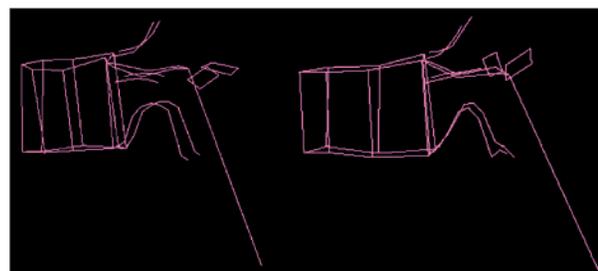


Bild 100: Rahmen der mittleren Wirbelkörperform, Sagittalansicht

Beim Sternum zeigen sich in der morphometrischen Analyse mehr Unterschiede als beim sechsten Thorakalwirbel.

Die Eigenwerte der ersten zwei Hauptkomponenten der Sterna bestimmen zu 57,6 % deren Form, wobei die erste Komponente mit 43,3 % eingeht. Die Altersklasse 4 befindet sich im positiven Bereich der ersten Komponente, die Altersklasse 1 im

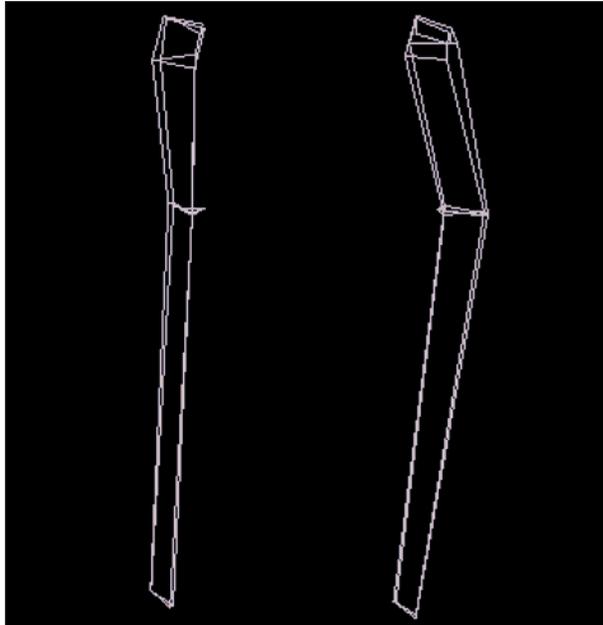


Bild 101: Sagittalansicht der mittleren Sternumform, links jung, rechts alt

Eigenwerte Sterna	Eigenwert	Anteil an Gesamtvariation in %	Kumulativer Anteil an Gesamtpopulation in %
Prin 1	2,58E-03	4,33E-01	4,33E-01
Prin 2	8,55E-04	1,43E-01	5,76E-01
Prin 3	6,45E-04	1,08E-01	6,84E-01
Prin 4	3,81E-04	6,39E-02	7,48E-01
Prin 5	3,19E-04	5,35E-02	8,02E-01

Tab. 22: Eigenwerte der Sterna

negativen. Die Komponente 2 sorgt bei der Altersklasse 4 für eine breite Streuung, bei der Altersklasse 1 für eine Häufung um den Ursprung. Blendet man die Männer aus, ändert sich mit der PC 1 auf der x-Achse das Verhältnis von Manubrium zu Corpus bei den Frauen, wobei der Anteil des Manubriums am Sternum im Alter zunimmt. Die PC 2 hat einen Einfluss auf den Angulus sterni. Im Alter beider Geschlechts knickt das Sternum und wird spitzer, wobei der Übergang von Manubrium zu Corpus nach vorne wandert. Junge Sterna sind nahezu flach.

Im Alter wird das Manubrium etwas quadratischer, junge Manubria sind dagegen sehr länglich mit nur wenig Tiefenanteil ausgebildet. Was deutlich hervorgeht, ist ein Geschlechtsunterschied bezüglich der Hauptkomponente 1 auf der x-Achse. Die Manubria der männlichen Sterna machen einen geringen Anteil am Sternum aus im Gegensatz zu den weiblichen. Die Corpi der Männer weisen in der Sagittalebene eine nahezu dreieckige Form auf, wohingegen die der Frauen rechteckig erscheinen.

4 Generierung des finalen Modells (75. Perzentil)

4.1 Modellanpassung

Erstellung der Thoraxe „Mittelwert lokal alt“ und „Mittelwert lokal jung“

Mithilfe der Ergebnisse der Winkelanalysen am ganzen Thorax (beschrieben in Kapitel 3.2.2) wurden auf Basis des THUMS-3-Occupant-Modells (50. Perzentil, männlich) zwei neue Thoraxe durch

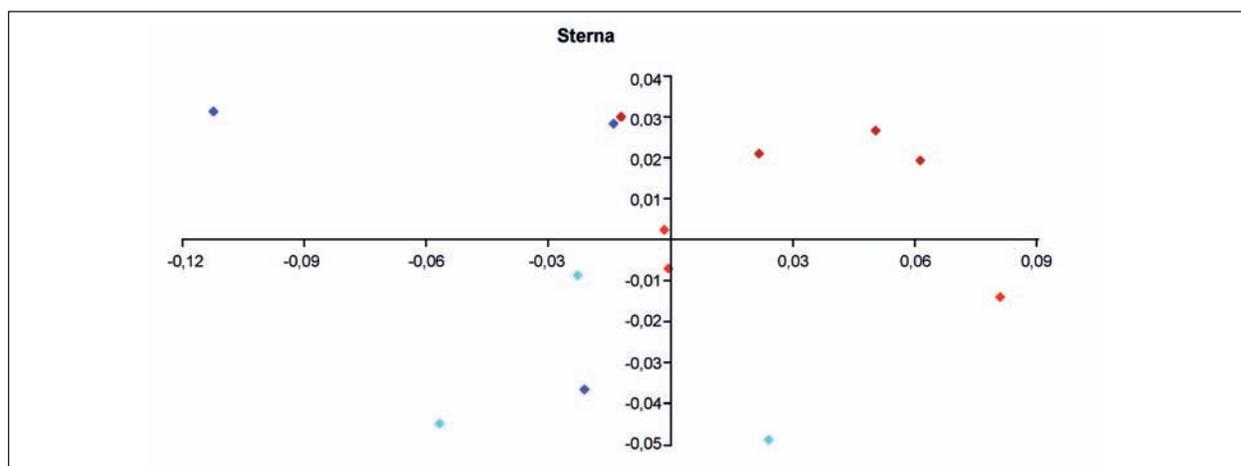


Bild 102: Grafische Verteilung der Sterna entlang der ersten beiden Hauptkomponentenachsen

Morphing erstellt: Einer repräsentiert alle Winkelkonfigurationen der Altersgruppe der über 64-Jährigen, der andere die der 18- bis 34-Jährigen (es wurden jeweils die Mittelwerte benutzt).

Hierzu wurde zunächst die knöcherne Struktur des THUMS-3-Thorax (Spongiosa und Kortikalis der Rippen, des Sternums sowie der Rippenknorpel) aus dem Gesamtmodell extrahiert und in Hypermesh (ALTAIR, 2011) importiert. Dann wurden die Landmark-Konfigurationen der Durchschnittsthoraxe der ältesten und der jüngsten Altersgruppe mit dem THUMS-3-Modell überlagert. In den darauf folgenden Schritten wurde jeder Rippenabschnitt des THUMS-3-Modells mithilfe des Hypermesh-Tools HyperMorph an den alten bzw. jungen Durchschnittsthorax angepasst. Bild 103 zeigt die drei übereinander gelegten Landmark-Konfigurationen in Hypermesh und den Morphing-Prozess an einer einzelnen Rippe.

Zunächst wird jede Rippe einzeln in die entsprechende Konfiguration überführt, dann folgen das Sternum und der Rippenknorpel. Vor dem Morphing-Prozess wird die Länge der einzelnen Segmente an den THUMS-3-Thorax angepasst um Probleme bezüglich des Meshs zu vermeiden. Die Wirbelsäule wurde nicht verändert. Bild 104 zeigt das Ergebnis der Morphing-Operationen. Die junge Thoraxkonfiguration (Blau) ist deutlich von der alten

(Rot) zu unterscheiden. Die im Zuge der anthropometrischen Basismessungen gewonnenen Erkenntnisse sind hier erneut zu erkennen.

Erstellung der globalen Thoraxe („Mittelwert global alt“, „Mittelwert global jung“, „Extrem global alt“ und „Extrem global jung“)

Bei den globalen Geometrien wurden die durchschnittliche Thoraxbreite und Thoraxtiefe, die zuvor in der Studie der anthropometrischen Basismaße ermittelt worden waren, als Zielmaße verwendet. An diese Zielmaße wurde der THUMS-3-Thorax



Bild 104: Durch Morphing erstellte Thoraxe der Winkelkonfigurationen der Mittelwerte der ältesten und jüngsten Altersgruppe

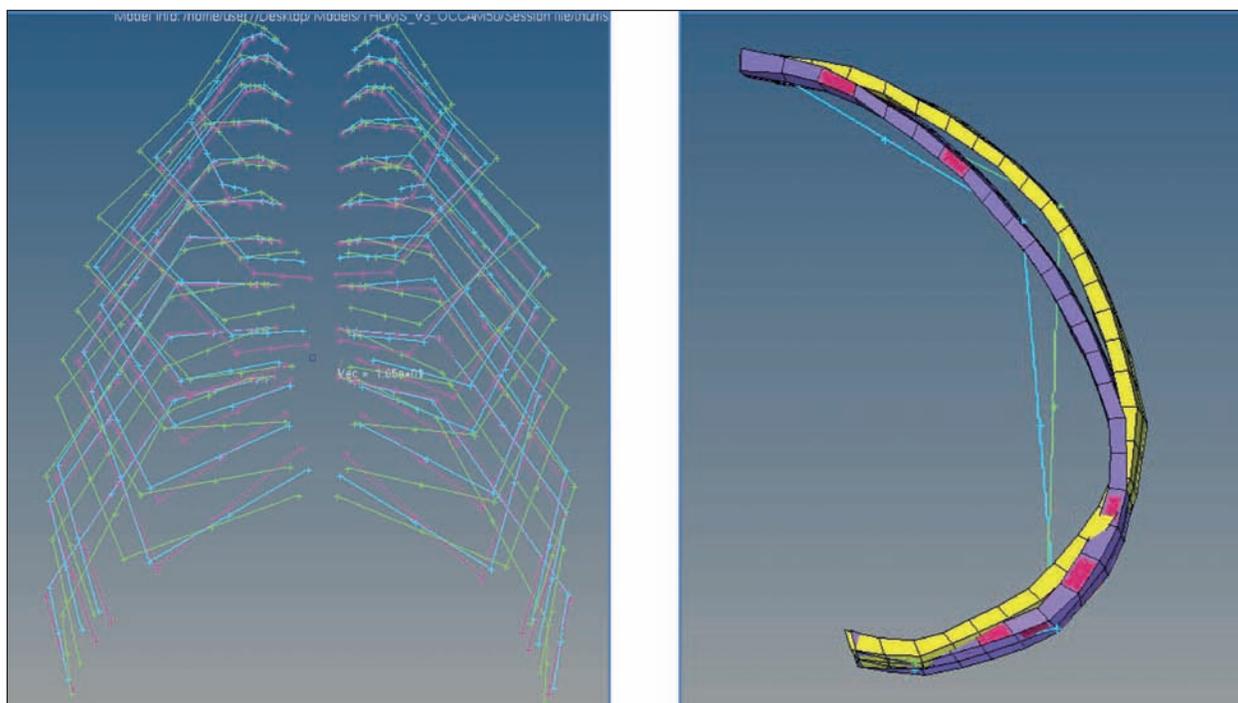


Bild 103: Links: Landmark-Konfigurationen von THUMS 3 (Grün), der Altersgruppe der 18- bis 34-Jährigen (Blau) und der über 64-Jährigen (Pink). Rechts: Morphing der einzelnen Rippensegmente

durch die Morphing-Funktionen der Software Hypermesh angepasst. Bei der Anpassung der Thoraxbreite wurde folgendermaßen verfahren:

1. Es wurden neue Knoten auf der Oberfläche des THUMS-3-Thorax in Hypermesh konstruiert, die dem jeweils lateralsten Punkt des Rippenbogens der Rippen 3 und 7 bis 10 entsprechen.
2. Die Punkte wurden mit einer Linie verbunden. Die neu kreierten Punkte wurden dann so translatiert, dass sie die korrekte Distanz wiedergaben.
3. Als Nächstes wurden die zu bewegendenden Knoten des Originalthorax THUMS 3 ausgewählt und mit der Funktion „map to geometry/line difference“ an die Zielposition verschoben. Eventuell falsch sitzende Knoten werden mit der Funktion „align nodes“ korrigiert.

Für die Anpassung an die Zielwerte der Thoraxtiefe wurde wie folgt vorgegangen:

1. Es wurden zwei Knoten konstruiert, einer am unteren Rand des Manubriums und einer am unteren Rand des Corpus sternii. Weiterhin wurden zwei Vektoren konstruiert, die den Messstrecken der beiden Außenmaße der Thoraxtiefe entsprachen und vom posteriorsten Punkt des jeweils gegenüberliegenden Wirbelkörpers bis zu den neu kreierten Punkten verliefen.
2. Ähnlich wie bereits bei der Anpassung der Thoraxbreite beschrieben wurde nun eine Linie zwischen die neu definierten Punkte gesetzt und diese Linie an die Zielposition kopiert. Als zu verschiebende Knoten wurden die vorderen Knoten des THUMS-3-Thorax (bei dem zuvor bereits die Breite angepasst worden war) festgelegt.

Bild 105 und 106 zeigen die Morph-Methodiken für die Thoraxbreite und Thoraxtiefe, Bild 107 und 108 die Ergebnisthoraxe „Mittelwert global alt“/„Mittelwert global jung“ sowie „Extrem global alt“/„Extrem global jung“ im Vergleich. Im jeweils unteren Bild ist zusätzlich der THUMS-3-Thorax dargestellt. Die Unterschiede zwischen jung und alt in der Thoraxtiefe und -breite sind vor allem bei den extremen Thoraxen gut sichtbar.

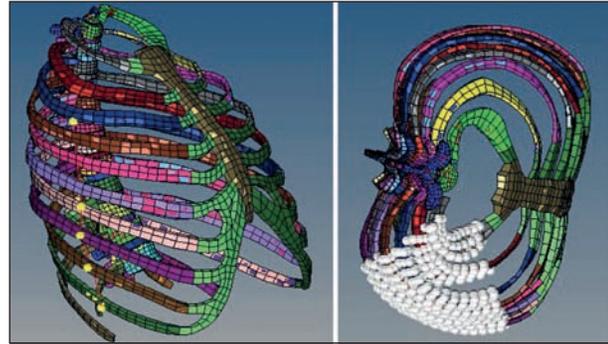


Bild 105: Morph-Methodiken für die Thoraxbreite

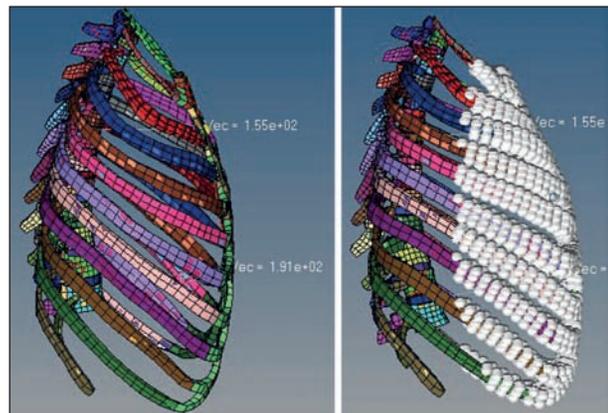


Bild 106: Morph-Methodiken für die Thoraxtiefe

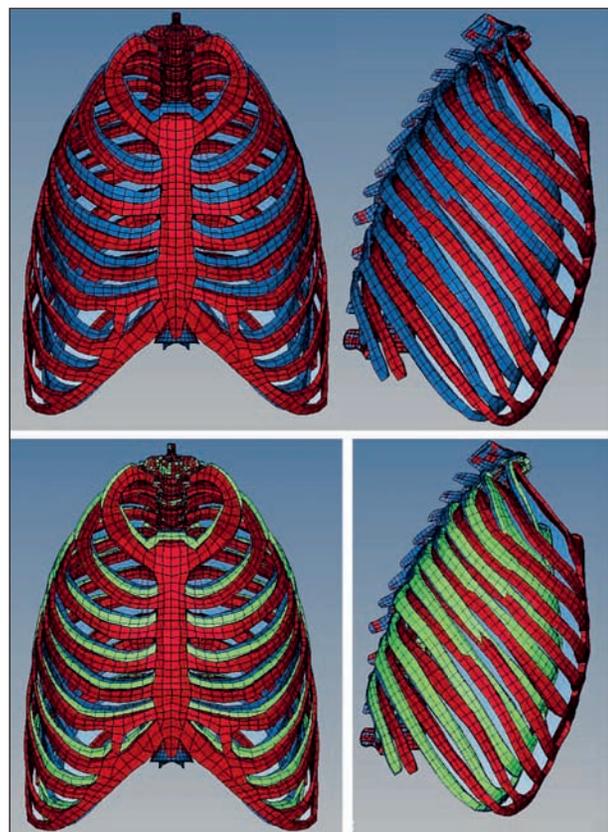


Bild 107: Ergebnisthoraxe „Mittelwert global alt“/„Mittelwert global jung“ (oben) im Vergleich, THUMS-3-Thorax (unten)

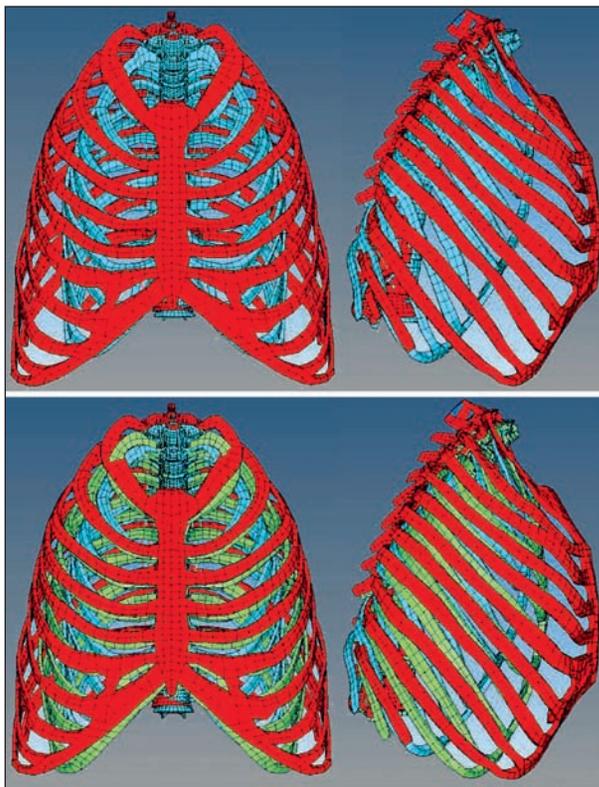


Bild 108: Ergebnisthoraxe „Extrem global alt“/„Extrem global jung“ (oben) im Vergleich, THUMS-3-Thorax (unten)

Erstellung des real alten Individuums

Die Geometrieanpassung für die Thoraxe erfolgt generell mithilfe von rein geometrischen Transformationen, z. B.

- Skalierung (scale),
- Ausrichtung (align),
- Verschiebung (move),
- Kriging (kriging),

wobei mithilfe der letzten Transformation Kriging eine Glättung des FE-Netzes realisiert werden kann. Zur Umsetzung dieser Transformationen wurde eine Software erstellt, bei der die einzelnen Transformationsschritte in einem Eingabefile definiert werden können. Dieses Eingabefile stellt daher eine Art Parametrisierung des Transformationsprozesses dar, mit dessen Hilfe die Eingabeparameter, d. h. die Definition der endgültigen Thoraxform, jederzeit einfach modifiziert werden kann.

Die Verwendung des Skriptes und die Definition der Eingabeparameter werden im Folgenden anhand von zwei Thoraxgeometrien dargelegt.

Eine erste Thoraxgeometrie basierte auf einem CT-Scan eines älteren Individuums mit extremen geo-

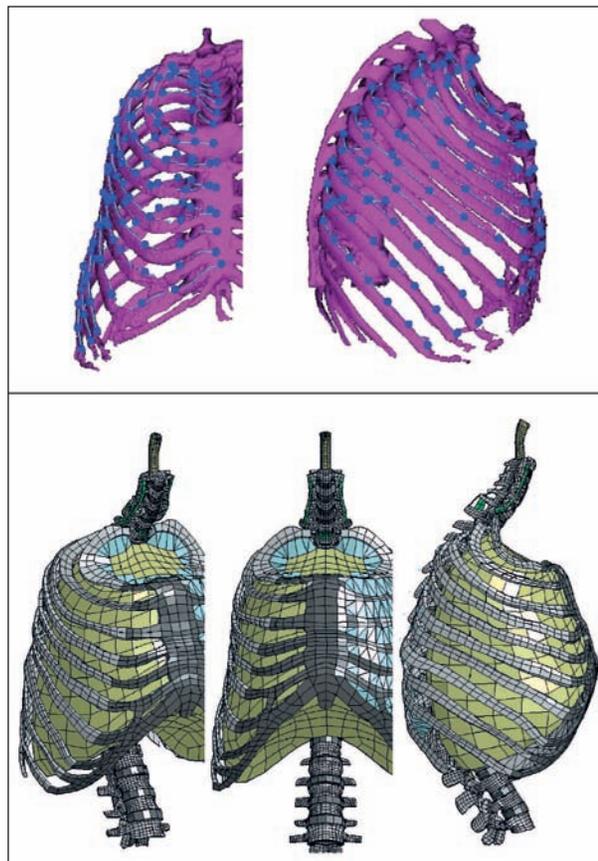


Bild 109: „Alter“ Thorax mit Kontrollpunkten und angepasste FE-(THUMS-3-)Thoraxgeometrie

metrischen Eigenschaften. Hier wurden Kontrollpunkte auf den Rippen, der Wirbelsäule und dem Sternum definiert, die die äußere Form hinreichend genau abbilden. Aus Symmetriegründen wurde lediglich die rechte Thoraxhälfte berücksichtigt, in der Mittelebene korrigiert und dann an dieser Mittelebene gespiegelt.

Die Anpassung des THUMS-(Version-)3-Thorax an diese Geometrie erfolgt nun mithilfe eines schrittweisen Verfahrens, bei dem der Thorax nicht in einem Schritt transformiert, sondern in mehreren Schritten aufgebaut wird. Diese Vorgehensweise reduziert die Komplexität jedes Anpassungsverfahrens und führt auf eine verbesserte End-Modellqualität, d. h., extreme lokale Geometrie- und Elementverzerrungen einzelner Modellbereiche können so vermieden werden.

Die gegebene Thoraxform repräsentiert eine extrem verzerre Thoraxgeometrie (siehe Bild 109), was insbesondere durch die starke Krümmung der Wirbelsäule deutlich wird. Dieses führt bzgl. einer anschließenden FE-Simulation zu erheblichem Mehraufwand, z. B. nachträgliches Glätten einzel-

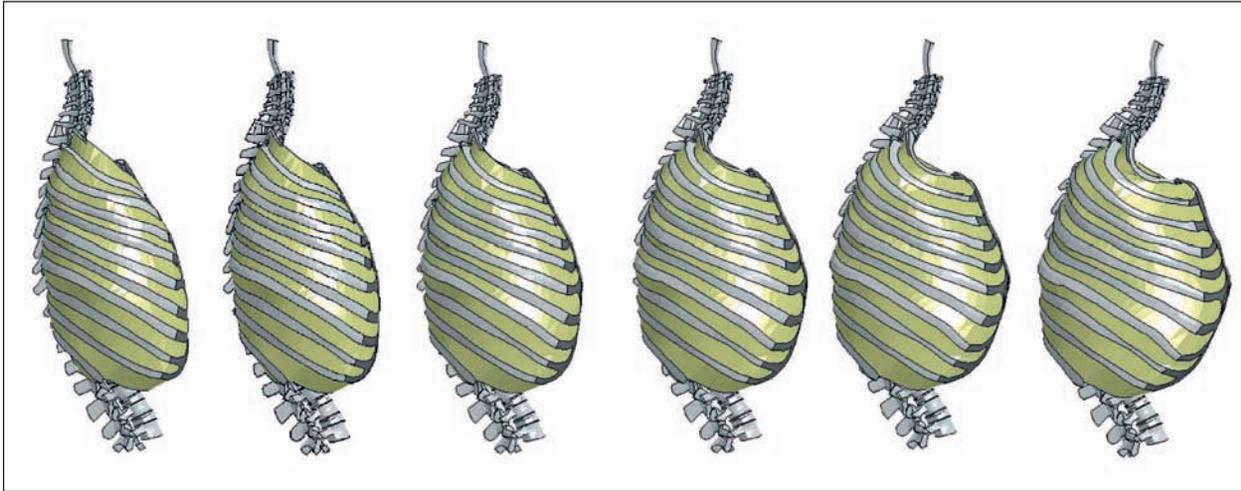


Bild 110: Interpolation der Thoraxgeometrie mit verschiedenen Interpolationsfaktoren (0.0-1.0)

ner Bereiche, um extreme Geometrie- und Elementverzerrungen zu vermeiden (Organe, Rippen, etc.), begradigen der Wirbelsäule zur Durchführung des Lastfalls „Tabletop-Test“ sowie erhebliche Schwierigkeiten bei der Anbindung des Kopf-/Halsbereiches und des Abdomen-/Pelvisbereiches.

Eine Abschwächung dieser extremen geometrischen Eigenschaften könnte zum Beispiel mittels einer einfachen Interpolation zwischen der THUMS-3-Geometrie und der Geometrie des alten Thorax erreicht werden. Bild 110 zeigt die entsprechenden Geometrien für Interpolationsfaktoren 0.0 (THUMS-3-Geometrie), 0.2, 0.4, 0.6, 0.8 und 1.0 (Geometrie alter Thorax).

Diese Methode führt zwar auf geringer verzerrte Thoraxgeometrien, die oben genannten Probleme treten für große Interpolationsfaktoren allerdings auch hier auf. Kleine Interpolationsfaktoren führen hingegen auf eine Geometrie ähnlich der des THUMS 3 und somit nicht zu einer sinnvollen Zielgeometrie.

Aus den o. g. Gründen wurde diese Geometrie nicht weiterverfolgt.

Erstellung des „Kent-like“-Thoraxes

Ziel dieses Morphings war es, die von KENT et al. (2005a) entwickelte Methodik des Morphens durch Applizieren einer Kraft von unten entlang des Sternums nachzuahmen, um dessen Ergebnisse zu replizieren. Genau dies wurde getan. Eine Kraft wurde von inferiorer nach superiorer Richtung am Sternum so lange appliziert, bis der Rippenwinkel

Maß/Wert in cm	THUMS 3	Kent-like-Thorax (neu erstellt)	Kollektiv jung	Kollektiv alt
Thoraxtiefe Manubrium	15,7	18,3	16,5	19,2
Thoraxtiefe Corpus sternii	19,4	22,7	19,1	22,2

Tab. 23: Thoraxtiefenvergleich Kent-artiger Thorax und THUMS-3-Original mit Kollektiv

in der Sagittalebene der neunten Rippe 7° über dem Ursprungswinkel lag. Da eine reine Kräfteinleitung in z-Richtung zu einer unrealistisch großen Thoraxtiefe führte, wurde der Kraftvektor so angepasst, dass die durchschnittliche bei den über 65-Jährigen vorhandene Tiefe von 22,2 cm nicht stark überschritten wurde. Tabelle 23 zeigt die Thoraxtiefenwerte dieses neu erstellten „Kent-like“-Thorax im Vergleich zum THUMS-3-Original und den Gruppen der über 64-Jährigen und unter 35-Jährigen unseres Kollektivs. Es wird deutlich, dass der neu erstellte Thorax hier deutlich repräsentativ alte Werte aufweist. Er ist dabei um 2,6 cm tiefer als der Thorax des THUMS-3-Originals.

Die Breite des THUMS-Original-Thorax veränderte sich durch die Kraftapplikation nicht. Nach Erreichen der 7° -Veränderung wurden sämtliche Spannungswerte auf null gesetzt, sodass ein Grundmodell für die Simulation zur Verfügung stand. Bild 111 zeigt den neuen „Kent-like“-Thorax (links) im Vergleich zum THUMS-3-Original. Der größere Rippenwinkel in der Sagittalebene und die deutlich größere Tiefe sind gut sichtbar.

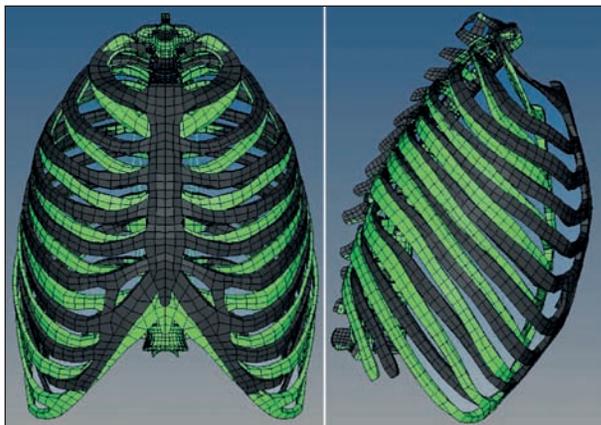


Bild 111: Kent-artiger Thorax und THUMS-3-Original im Vergleich

Erstellung einer 75%-perzentilen Thoraxgeometrie

Die Erstellung der Geometrie mithilfe der Kontrollpunkte bedingt eine sehr zeitaufwändige und sorgfältige Wahl der Punkte. Insbesondere müssen sich die Punkte auf dem THUMS-3-Thorax und dem Zielthorax „entsprechen“, um eine starke Verzerrung der endgültigen Geometrie zu vermeiden. Bei der Evaluation von Thoraxvariationen muss zur Erstellung der Kontrollpunkte daher der – noch nicht vorhandene – Zielthorax vermessen werden, was nur schwer zu realisieren ist.

Aus diesen Gründen wird die Parametrisierung der Thoraxgeometrie insofern vereinfacht, als dass die endgültige Geometrie lediglich mittels dreier Parameter festgelegt wird:

- Vermeiden der Wirbelsäulenverkrümmung
Auf eine zusätzliche Wirbelsäulenverkrümmung wird hier verzichtet, d. h., die Wirbelsäulenform bleibt wie im ursprünglichen THUMS-3-Modell erhalten.
- Position und Form des Sternums
Es werden Verschiebungen repräsentativer Knoten des Sternums vorgegeben. Diese Verschiebungen beschreiben dann entweder eine Starrkörperverschiebung oder eine Form- und Lageänderung des Sternums bzgl. der Wirbelsäule.
- Breite jeder Rippeebene
Zur Beschreibung der Thoraxform wird für jede der 10 Rippeebenen die Thoraxbreite angegeben. Damit erfolgt eine Korrektur der Thoraxbreite in den Rippeebenen.

Diese Vorgehensweise führt auf eine künstliche Thoraxform, die keinen realen Thorax darstellt,

aber durch geeignete Wahl der Parameter eine gewisse Population repräsentiert. Eine Auswertung der CT-Datenbasis lieferte die benötigten Werte zur Erstellung einer 75%-perzentilen Thoraxgeometrie. Gleichzeitig ermöglicht diese Vorgehensweise, sehr leicht alternative Thoraxformen zu erstellen, indem die beiden Parameter (Sternumposition und Rippenbreite) entsprechend angepasst werden. Mithilfe des Anpassungsskriptes kann des Weiteren eine Automatisierung der Geometrieerstellung erreicht werden, die im Folgenden kurz erläutert werden soll.

1. Schritt – Anpassung des Sternums

In einem ersten Schritt werden die Sternumposition und -form angepasst (Bild 112). Die neue Sternumposition/-form kann zum Beispiel durch Auswertung der CT-Datenbasis ermittelt werden.

Gegeben: Punkte auf Sternum mit gegebenen Verschiebungsvektoren,

Vorgehen: Verschieben der Sternumpunkte und Anpassen des Sternums mittels Glättungsverfahren.

2. Schritt – Anpassen der Rippenbasis/inneres Rippenfell

Der zweite Schritt passt die grobe Thoraxform an, indem die Rippenbasis (Schalenschicht unterhalb der Rippen) und das innere Rippenfell an die neue Position des Sternums angepasst werden. Weitere Randbedingungen sind hier die unveränderten Positionen der Wirbel (Bild 113).

Gegeben: neu positioniertes Sternum, Position der Wirbel,

Vorgehen: Anpassen der Rippenbasis (Schalenschicht unter den Rippen) und des inneren Rippenfells mittels Glättungsverfahren; Randbedingungen stellen hier die (positionierten) Sternumknoten und die (festen) Wirbelknoten dar.

3. Schritt – Anpassung der Thoraxbreite

Im dritten Schritt wird die Thoraxbreite anhand der gegebenen Breitenmaße in jeder Rippeebene angepasst (Bild 114). Randbedingungen stellen hier wiederum die Position des Sternums und der unveränderten Wirbel dar.

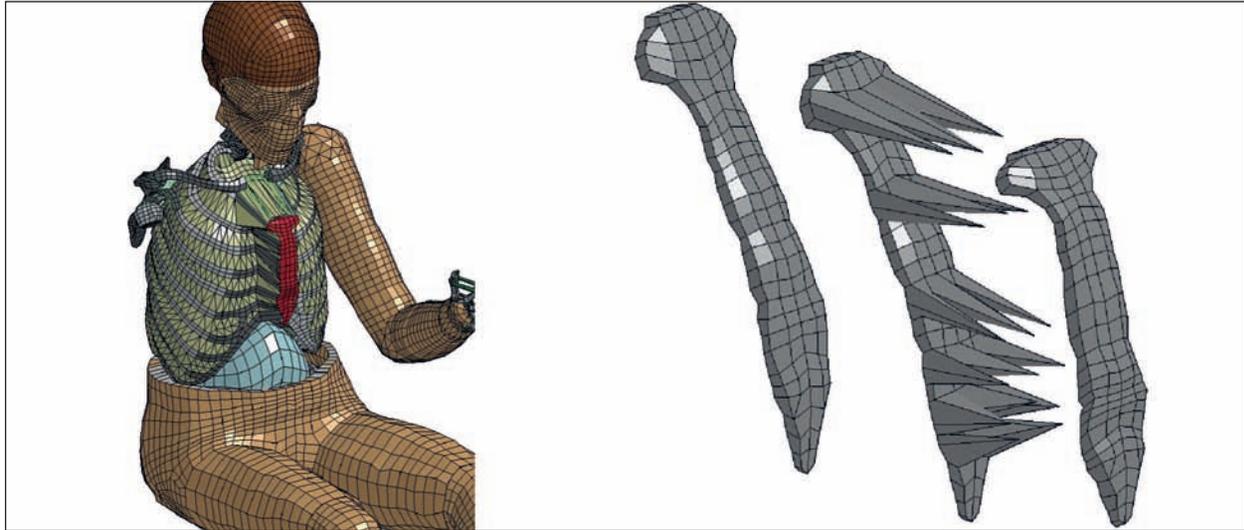


Bild 112: Schritt 1 – Anpassung des Sternums (Form und Position)

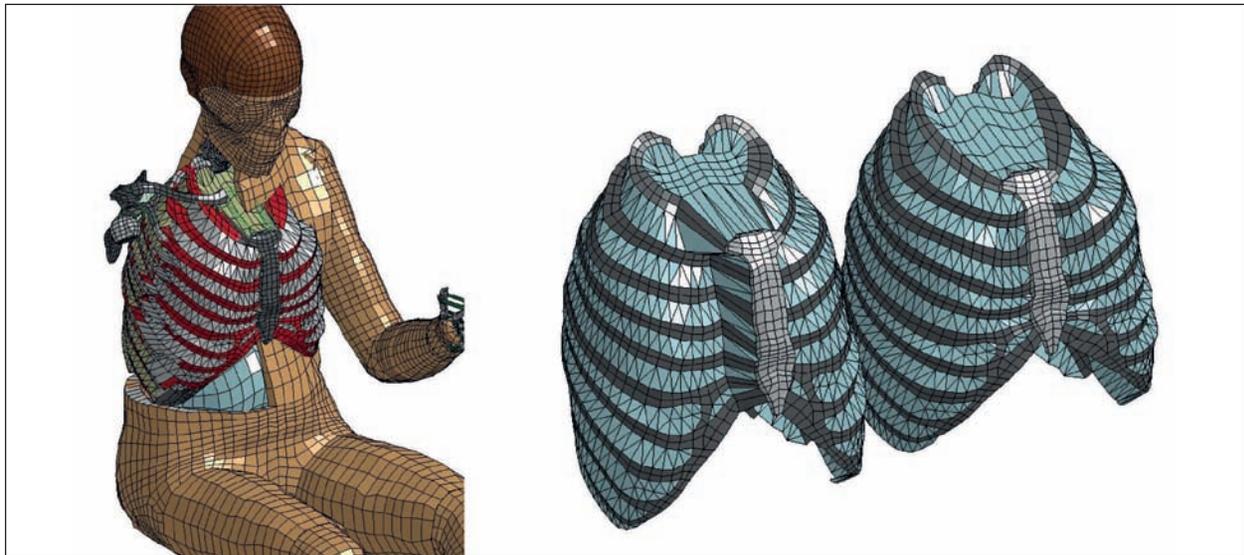


Bild 113: Schritt 2 – Anpassung der Thoraxform



Bild 114: Schritt 3 – Anpassung der Thoraxbreite

Gegeben: positionierte Rippenbasis und inneres Rippenfell,

Vorgehen: Anpassen der Thoraxbreite in jeder Riprenebene durch Verschieben der lateralen Thoraxpunkte; Anpassen der Rippenbasis und des inneren Rippenfells mittels Glättung.

4. Schritt – Rekonstruktion der Rippenknoten

Schritt 4 passt die Rippenknoten an die neue Geometrie an. Hier wurde festgestellt, dass eine rein geometrische Glättung der Rippenknoten mit starken Verzerrungen der Rippen einhergeht. Aus diesem Grunde wurde eine andere Vorgehensweise gewählt. Zunächst werden die Rippenknoten im Ursprungs-(THUMS-3-)Koordinatensystem auf die Rippenbasis projiziert, d. h., es wird die Position jedes einzelnen Knotens relativ zur Rippenbasis

berechnet. Danach werden diese Rippenknoten bzgl. der Rippenbasis im modifizierten Thorax rekonstruiert (Bild 115). Dieses gewährleistet eine konstante Rippendicke, sowie eine ähnliche Netzqualität in beiden Thoraxes.

Gegeben: Rippenbasis und Sternum in neuer Position,

Vorgehen: Projektion der Rippenknoten auf Rippenbasis im THUMS-3-Koordinatensystem und Rekonstruktion der Knoten im neuen Koordinatensystem.

5. Schritt – Anpassen des Thorax (Fleisch, Haut, Organe, Schultergürtel)

Hier wird schließlich der Rest des Torsos, also die äußere Haut, das Fleisch/die Muskeln, die Organe, sowie der Schultergürtel, an die neue Thoraxform angepasst (Bild 116).

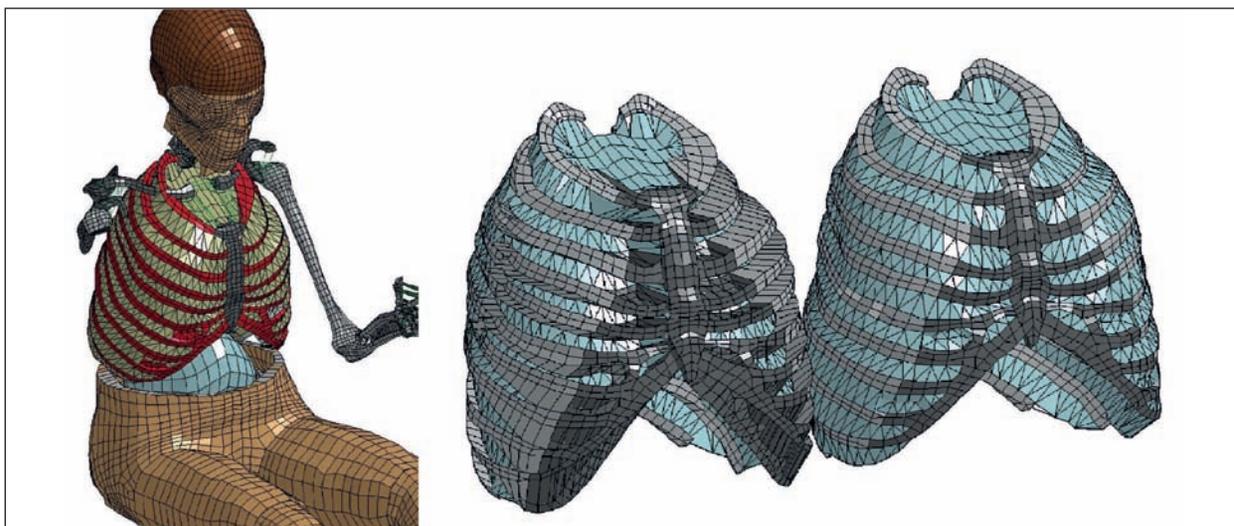


Bild 115: Schritt 4 – Rekonstruktion der Rippenknoten auf der Rippenbasis

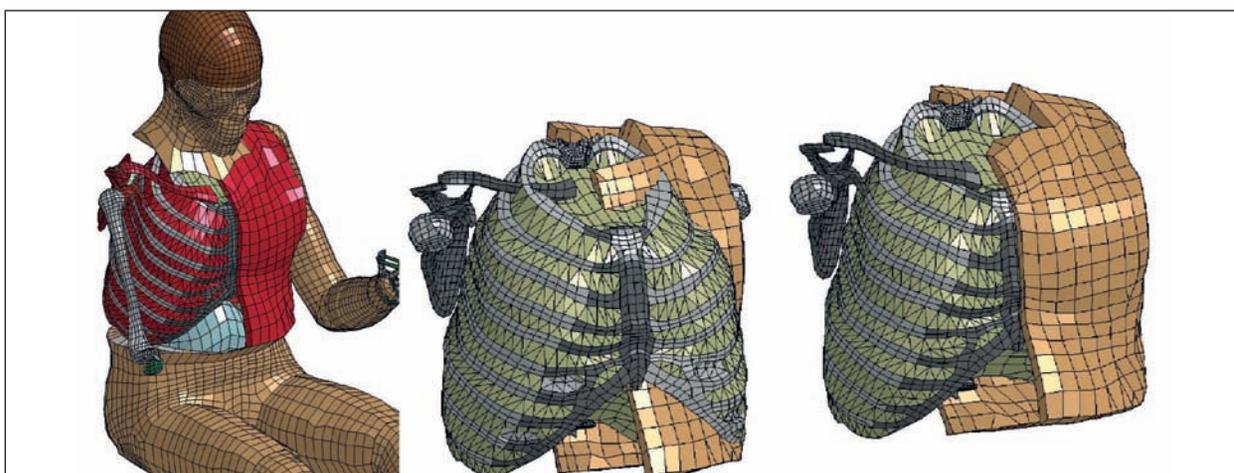


Bild 116: Schritt 5 – Anpassen des Thorax

Gegeben: neue Rippen-, Sternum- und Wirbelgeometrien,

Vorgehen: Anpassen der restlichen Thoraxparts mittels Glättungsverfahren; als Randbedingungen werden hier die Knoten der (re-positionierten) Rippen/Rippenfells und der (festen) Wirbel verwendet.

6. Schritt – Anpassen der Übergänge (Nacken/Abdomen)

Im 6. Schritt werden die Übergangsparts zum Nacken/Kopf und zum Abdomen-/Pelvisbereich angepasst (Bild 117).

Gegeben: re-positionierte Thoraxhaut/-fleisch,

Vorgehen: Anpassung des Nacken- und Pelvisfleisches, sowie der abdominalen inneren Organe mittels Glättungsverfahrens.

7. Schritt – Manuelle Fehlerkorrektur des Modells

Mit dem 6. Schritt sind die automatischen Modellanpassungen abgeschlossen. Das Modell weist durch die automatische Anpassungsprozedur bereits eine sehr gute Qualität bzgl. Finite-Elemente-Eigenschaften auf. Dennoch sind in einem 7. Schritt noch leichte Verbesserungen und Fehlerkorrekturen am Netz notwendig (Bild 118).

Gegeben: re-positionierte THUMS-3-Knotenkoordinaten, angepasst an neue Geometrie,

Vorgehen: Mergen der neuen Knotenkoordinaten in originales THUMS-3-Modellfile, Entfernen von Kontaktdurchdringungen, Fix von extremen Elementverzerrungen.

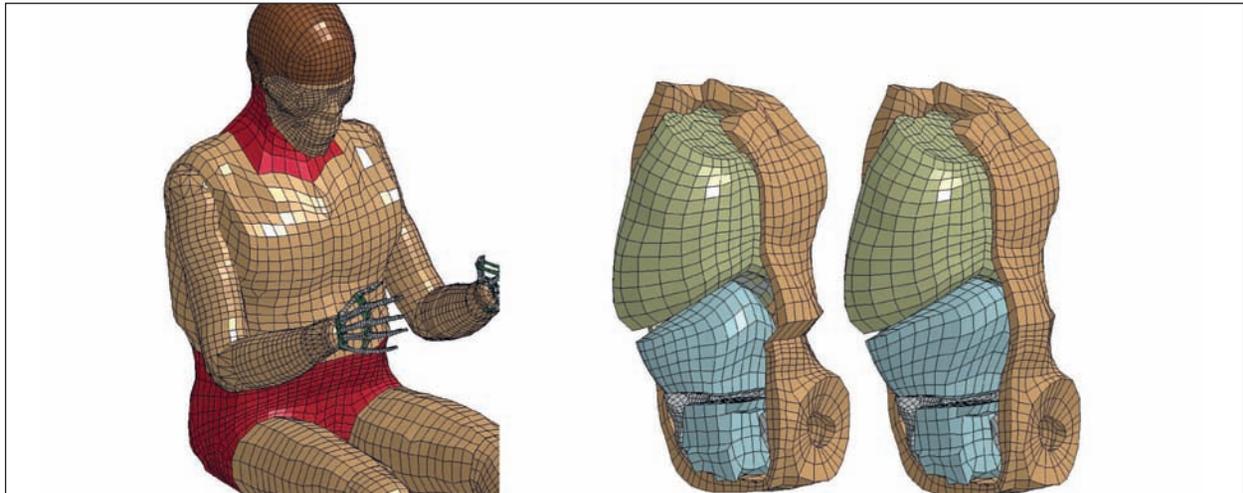


Bild 117: Schritt 6 – Anpassung der Übergänge (Pelvis, Hals)

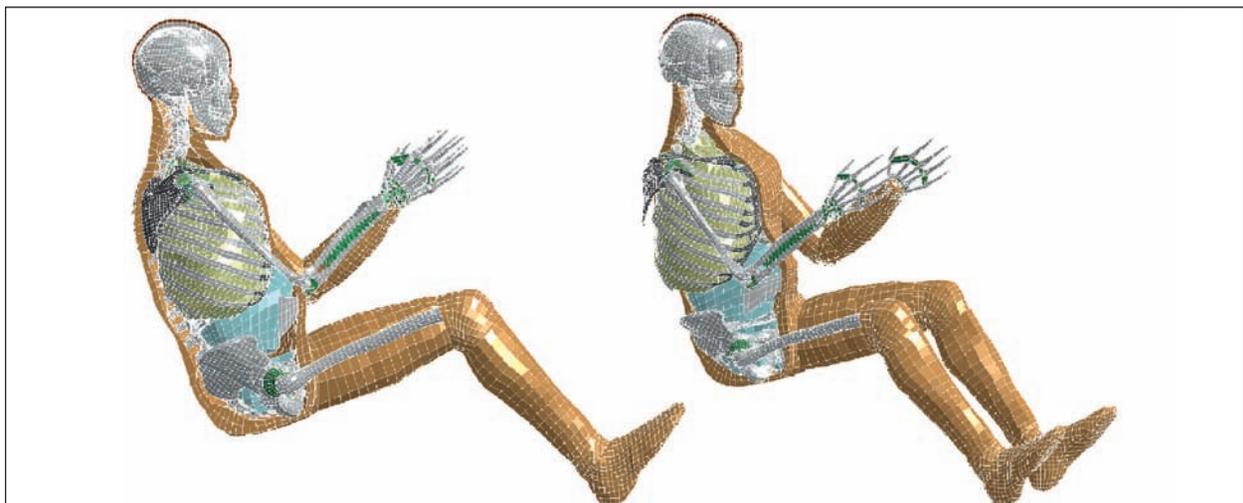


Bild 118: Schritt 7 – Manuelle Korrektur des FE-Netzes

4.2 Anthropometrische Überprüfung zur Abschätzung der Validität des 75%-Perzentilen-Thorax

Anthropometrische Grundmaße

Die Maße für die Breite des Thorax liegen alle ca. 1 bis 3 cm über dem Durchschnitt der alten Individuen. Die Werte für das 75.-Perzentil-alt werden weitgehend wiedergegeben und weichen maximal um 0,54 cm ab. Die Standardabweichungen für diese Daten sind jedoch relativ hoch. Somit gibt das Thorax-Modell die Breite eines alten Thorax sehr gut wieder. Ein Vergleich mit den erhobenen Daten zeigt, dass die Breiten des Thorax des 75. Perzentils im Modell zutreffend sind (Tabelle 24).

Die durchschnittliche Thoraxtiefe auf Höhe des Manubriums und auf Höhe des Corpus sterni nimmt im Alter zu und beträgt bei der Personengruppe ab 65 Jahren 19,19 cm bzw. 22,13 cm. Im Modell beträgt die Tiefe auf Höhe des Manubriums 21,73 cm und liegt damit etwas über dem Durchschnitt. Auch alle weiteren Werte für die Thorax-Tiefe liegen ca. 4 bis 5 cm über dem Durchschnitt. Die Tiefen auf Höhe des Endes von Corpus Sterni weichen weniger stark ab (um die 2 cm höher als in den Referenzwerten). Die Standardabweichungen für die Thorax-tiefen betragen ca. 1,5 bis 2 cm. Somit entspricht die Tiefe des Thoraxmodells der eines Thorax des 75.-Perzentil-alt. Die Werte für das

75.-Perzentil-alt sind sehr genau wiedergegeben. Die Maße für die Wirbelkörper und Wirbellänge entsprechen den Referenzwerten. Diese Maße verändern sich im Alter nicht signifikant (Tabelle 25).

Die Winkelmaße werden hier anhand von erstellten Regressionsgeraden evaluiert. Tabelle 26 zeigt alle gemessenen Werte und die dazugehörigen berechneten Werte (sofern vorhanden) für das 75. Perzentil. Für das Winkelmaß PLC gibt es keine Referenzwerte, weshalb sie nur anhand der Regressionsanalyse eingeordnet werden. Alle rot markierten Werte weichen stark von den gemessenen Daten ab.

Die Werte für den Thorax-Winkel PLC liegen alle deutlich unterhalb der Regressionsgeraden und entsprechen eher denen eines jüngeren Individuums (um 20 Jahre). Die Werte für den Winkel PLC liegen alle zu weit unterhalb der Regressionsgeraden. Da dieser Winkel mit dem Alter zunimmt, spiegelt der Thorax für dieses Maß nicht die alte Bevölkerung wider.

Der Winkel HTP lässt sich, mit Ausnahme der 6. Rippe sehr gut in die Regressionsgerade einordnen und kann als alt betrachtet werden. Ein Vergleich mit den Werten des 75. Perzentils zeigt, dass die Werte des Thorax teilweise darunter und teilweise darüber liegen, jedoch dieses sehr gut widerspiegeln.

Rippe	Breite außen [cm]	Breite innen [cm]
3	25.3078 (24,181)	24.3954 (22,665)
7	32.2437 (29,408) 75.-Perzentil-alt: 31,709	31.5137 (27,791)
8	33.3094 (30,788) 75.-Perzentil-alt: 32,769	32.4380 (29,283)
9	33.7934 (31,263) 75.-Perzentil-alt: 33,35	33.0925 (29,807)
10	32.6151 (31,014) 75.-Perzentil-alt: 32,631	31.6970 (29,598)

Tab. 24: Rippenbreite außen und innen an ausgewählten Rippen

	außen	außen klein	innen	Wirbel	Wirbelkörper
Punkt A	21.7359 Durchschnitt : (19,19) 75.-Perzentil-alt: 20,227	18.6805 (14,81)	15.8323 (10,09)	5.1052	1.9859
Punkt B	24.1931 Durchschnitt: (22,13) 75.-Perzentil-alt: 23,856	20.2771 (17,52)	16.8596 (12,92)	6.7405	2.8245

Tab. 25: Durchschnittliche Thorax-tiefen

Winkel/ Rippe	PLC rechts/links (nimmt mit dem alter zu)		HTP rechts/links (nimmt mit dem alter zu)		TPL rechts/links (nimmt mit dem alter ab)		LCS rechts/links	
	1	121.945	122.609	150.590 147,5	150.725 151,5	87.994 126,9	87.979	146.170
2	112.075	111.701	152.916 142,0	152.705 143,8	108.016 121,9	107.637	114.839	115.824
3	109.153	109.528	147.925 145,6	147.876 148,5	108.267 113,0	108.446	116.291	116.821
4	115.789	15.777	144.649 149,0	144.655 147,6	104.197 110,5	104.730	126.927	126.448
5	112.971	112.744	139.735 150,1	139.681 147,5	108.433 109,6	108.880	123.678	122.808
6	119.019	119.090	132.502 150,7	132.513 149,4	113.180 106,3	113.696	121.963	121.296
7	116.283	115.889	147.034 145,7	147.039 151,6	115.701 102,5	116.144	114.839	113.352
8	123.700	122.977	142.359 144,2	142.388 147,3	115.105 105,6	115.663		
9	124.961	123.983	146.928 144,6	146.912 149,6	127.536 111,1	128.016		
10	128.658	127.928	- 147,8	- 151,5	119.707 116,8	120.107		

Tab. 26: Thorax-Winkel – innerhalb der Rippe

Thorax-Winkel – gesamter Thorax

- XPC_X

Entspricht Gegenwinkel des Kent-Winkels. Bis auf die Werte der zweiten Rippe können hier alle Werte der Winkel als alt eingestuft werden.

- ZLC_Y

Die Werte dieser Winke sind in dem zu vermessenden Thorax sehr groß und entsprechen somit eher denen eines jungen Individuums. Dieser Winkel entspricht der Neigung der Rippe in der zy-Ebene, also nach „innen – unten“ im vorderen Bereich der Rippen.

- ZPL_Y

Die gemessenen Werte entsprechen denen eines alten Individuums. Der Winkel ZPL_Y entspricht der seitlichen Neigung der Rippe. Die erhaltenen Werte sind extrem hoch, was daran liegen könnte, dass der posteriorste Punkt P im Modell nicht mittig auf der Rippe liegt. Das hat jedoch auf die gesamt Geometrie des Thorax keinen Einfluss.

- ZHP_Y

Die hier gemessenen Werte entsprechen denen eines älteren Thorax.

- ZHT_Y

Stellt im zu evaluierenden Thorax eher ein junges Individuum dar. Allerdings liegen für diesen Winkel in den Daten hohe Standardabweichungen vor. Dieser Winkel ist als Kriterium für die Evaluierung des Thorax nicht ausschlaggebend.

- XHP_Y

Die hier gemessenen Werte entsprechen denen eines älteren Thorax.

Kyphose/Skoliose

Die Wirbelsäule zeigt keine Skoliose; sie ist gerade. Es kann von einem Unterschied des Skoliosewertes von ca. 4° zwischen jungen und alten Individuen ausgegangen werden. Demnach sollte bei älteren Individuen der Skoliosewert im Durchschnitt ca. 6° betragen. Da eine Skoliose auch schon von Geburt an stark ausgeprägt sein kann, ist dieses Merkmal nicht ausschlaggebend für die Bewertung des Thorax.

Der Kyphose-Winkel nimmt im Alter zu und ist bei älteren Individuen größer als 30°. Er beträgt im Durchschnitt ca. 32° für Personen ab 65 Jahren. Der Kyphose-Winkel im Thorax-Modell beträgt 37.425° und entspricht somit dem eines älteren Individuums.

5 Validierung

5.1 Simulation von Frontal- und Seitenanprall am knöchernen Thorax

Simulationstyp 1: Frontalanprall mit quaderförmigem Impaktor – Kontaktkraftmessung

Es wurden folgende Simulationen mit den knöchernen Thoraxen durchgeführt:

- Frontalanprall mit dem THUMS-3-Original-Thorax,
- Frontalanprall mit dem mittleren alten Thorax,
- Frontalanprall mit dem mittleren jungen Thorax.

Der Aufbau der Simulationen der Frontalanprälle orientiert sich an der Arbeit von VEZIN et al. (VEZIN et al., 2011), der reale und simulierte Frontalanprälle mit vier knöchernen Thoraxen durchführte. Die Materialparameter der drei Modelle wurden nicht verändert und waren daher in allen drei Thoraxen gleich. Die intercostalen Muskeln und Gelenke des THUMS-3-Modells wurden allen Modellen hinzugefügt um die Interaktion zwischen Rippen und Wirbelsäule zu simulieren.

Der Impaktor wurde aus Shell-Elementen modelliert und als Rigid Body definiert. Er besteht aus einem 9,5-kg-Aluminiumgewicht der Maße 40 x 50 mm². Die thorakalen Wirbelkörper wurden in einem einzigen fixierten Rigid-Body-Modell zusammengefasst.

Die Simulationen wurden mit der Software LS Dyna durchgeführt. Der Impaktor wurde an der Außenseite des Sternums zwischen der dritten und vierten Rippe platziert.

Bild 119 zeigt die Konfiguration der Simulationen des Frontalanpralls. Der knöcherne Thorax wurde hier mit dem Sternum parallel zur Impaktoroberfläche positioniert. Die Mitte des Impaktors befand sich dabei zwischen der dritten und der vierten Rippe. Die Bewegung des Impaktors wurde an der x-Achse mit einer Anfangsgeschwindigkeit von 1,67 m/s definiert.

Zur Bewertung des Geometrieinflusses wurde ein Kraft-Weg-Diagramm erstellt sowie die Verschiebung des Thorax in x-, y- und z-Richtung der zweiten, vierten, sechsten und 8. Rippe gemessen. Die

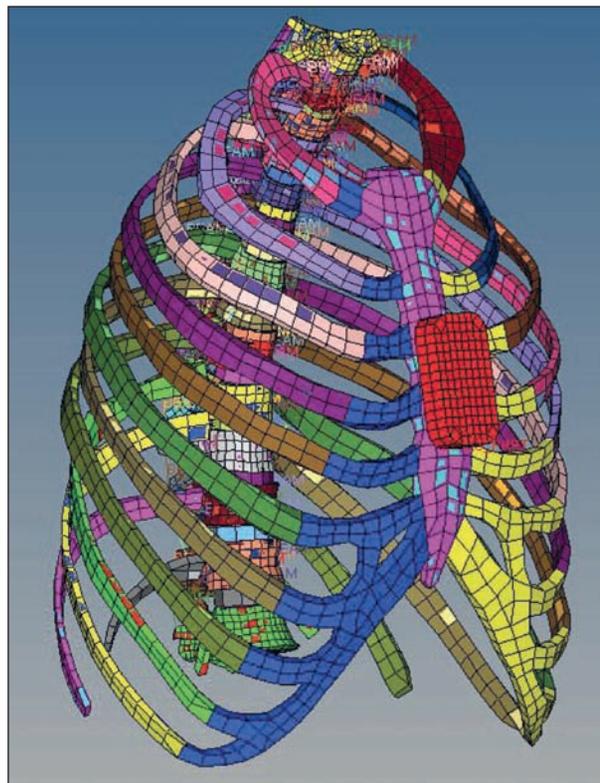


Bild 119: Positionierung des Impaktors für die Simulationen der Frontalanprälle

Verschiebungen in x-Richtung und z-Richtung werden hierbei am anteriorsten Punkt der knöchernen Rippe berechnet, die Verschiebung in y-Richtung am lateralsten Punkt des Rippenbogens.

Bild 120 zeigt das Kraft-Weg-Diagramm des Frontalanpralls, Bild 121 die zugehörigen Verschiebungen in x-, y- und z-Richtung beispielhaft für die vierte Rippe.

Bezüglich der Steifigkeit wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Modellen festgestellt. Auch die Analyse der Verschiebungen in die drei Raumrichtungen zeigte keine Altersabhängigkeit. Lediglich ein geringer Unterschied zwischen dem THUMS-3-Modell und den durch Morphe geschaffenen Thoraxen ist bei der Verschiebung in z-Richtung erkennbar.

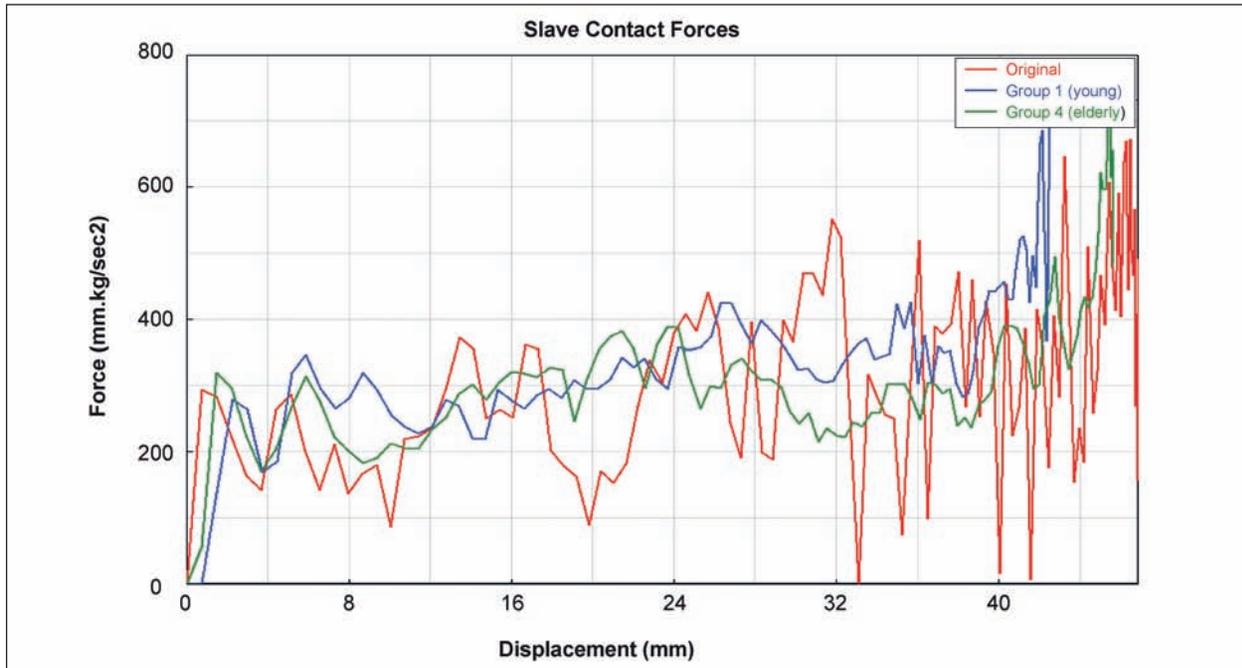


Bild 120: Kraft-Weg-Diagramm des Original-THUMS-3-Thorax (Rot), des Durchschnittsthorax der 18- bis 34-Jährigen (Blau) und der über 64-Jährigen (Grün)

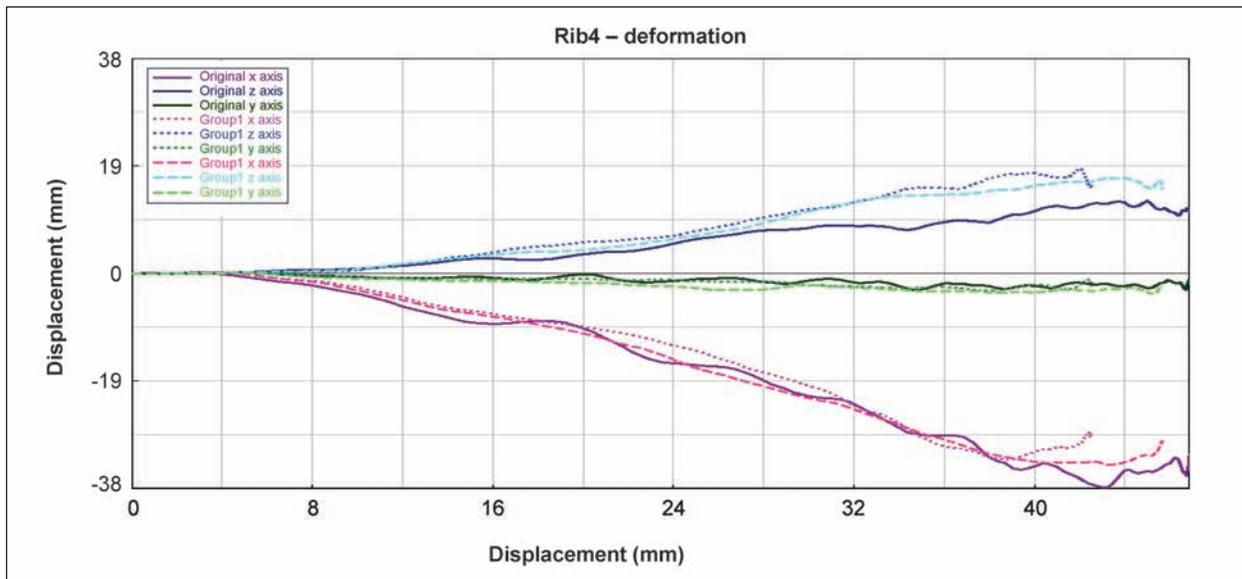


Bild 121: Vierte Rippe: Verschiebung des Original-THUMS-3-Thorax (durchgezogene Linien), des Durchschnittsthorax der 18- bis 34-Jährigen (kurz gestrichelte Linie) und der über 64-Jährigen (lang gestrichelte Linie)

Simulationstyp 2: Frontalanprall mit quaderförmigem Impaktor – Messung der posterioren Kraft

Die Simulationen wurden mit dem gleichen Impaktor durchgeführt wie bei Simulationstyp 1. Die Simulationen erfolgten mit folgenden Thoraxen:

- Mittelwert lokal alt,
- Mittelwert lokal jung,

- Mittelwert global alt (post mortem und klinisch),
- Mittelwert global jung (post mortem und klinisch),
- extrem global alt,
- extrem global jung,
- Kent-artiger Thorax.

Um zunächst einmal sicherzustellen, dass das THUMS-3-Originalmodell mit den Literaturdaten

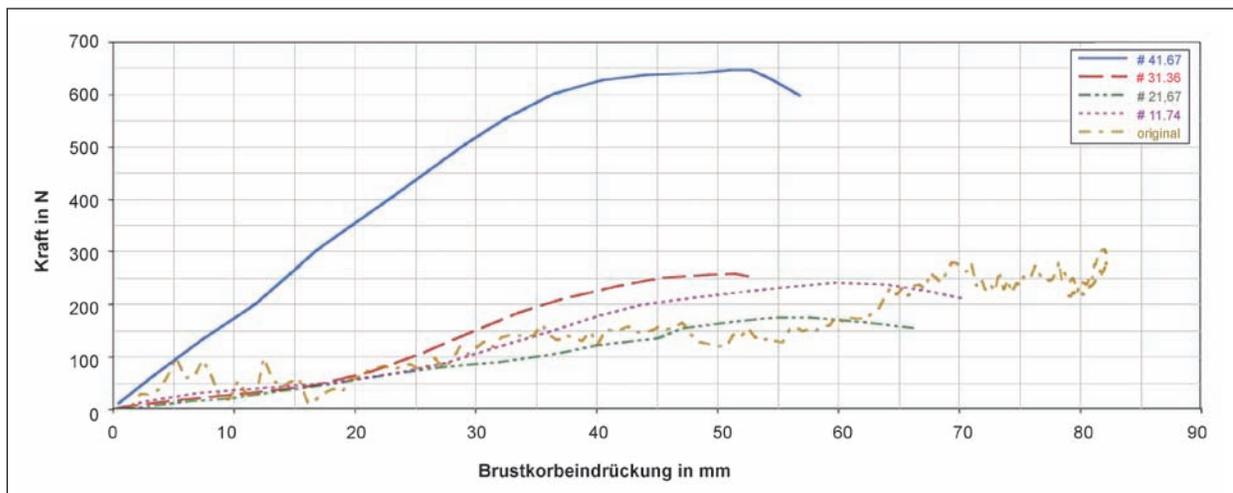


Bild 122: Vergleich THUMS-3-Original und Versuchskurven von VEZIN et al.

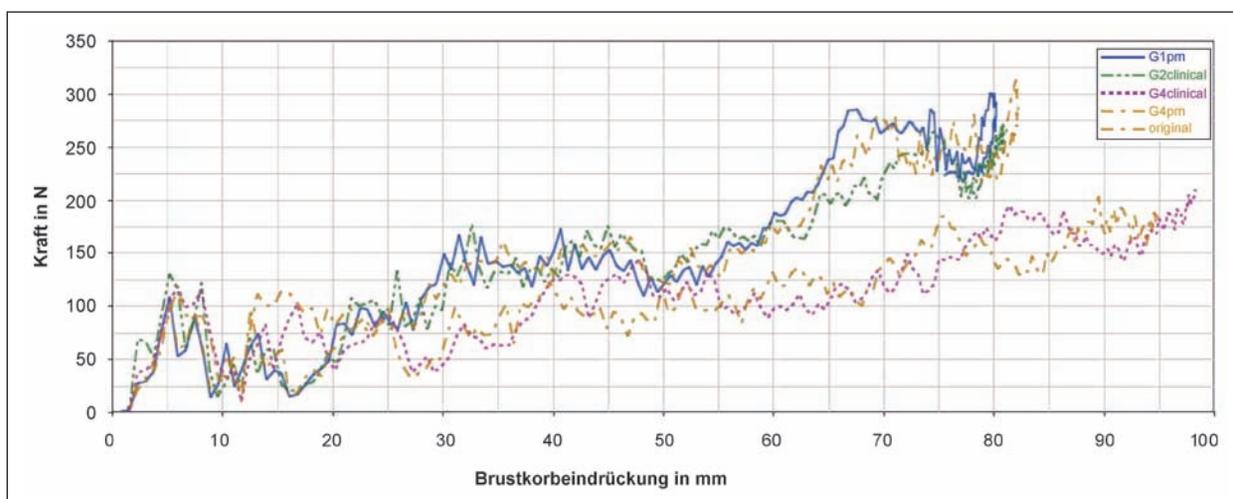


Bild 123: Vergleich alt und jung klinisch und post mortem sowie THUMS-3-Original

vergleichbar ist, wurden die Simulationsergebnisse in ein Koordinatensystem geplottet. Bild 122 zeigt das Ergebnis. Die blaue, rote, violette und grüne Kurve stellen die vier von VEZIN et al. untersuchten Individuen dar, die gelbe Kurve den Original-THUMS-3.

Zunächst einmal fällt auf, dass die blaue experimentelle Kurve stark heraussticht, während die anderen recht nah beieinander liegen. Es wurde daher beschlossen, dieses eine Individuum zu ignorieren. Betrachtet man nur die anderen drei von VEZIN untersuchten Individuen, so liegt die THUMS-3-Kurve gut im Versuchskorridor. Das THUMS-3-Originalmodell kann daher als validiert im Bezug auf die Vezin'schen Versuche angesehen werden. Es kann daher auch gut als Ausgangsmodell für Morphings und weitere Simulationen dienen.

Bild 123 zeigt die Ergebnisse der Frontalanprall-Simulationen mit quaderförmigem Impaktor für die Thoraxe „Mittelwert global alt“ (pmCT, untere orangefarbene Kurve), „Mittelwert global jung“ (pmCT, blaue Kurve) und THUMS-3-Original (obere orangefarbene Kurve). Es sind zusätzlich die Kurven der Gruppe 2 (35- bis 49-Jährige) und Gruppe 4 (über 65-Jährige) des klinischen Kollektivs eingetragen. Die Einheit der x-Achse ist Newton, die der y-Achse mm.

Die Kurven zeigen deutlich höhere Kräfte bei den jungen Thoraxen und THUMS 3 als bei den alten. Zudem wird deutlich, dass kaum ein Unterschied zwischen der klinischen und der Post-mortem-Geometrie besteht. THUMS 3 zeigt eher die Antwort eines jungen Thorax.

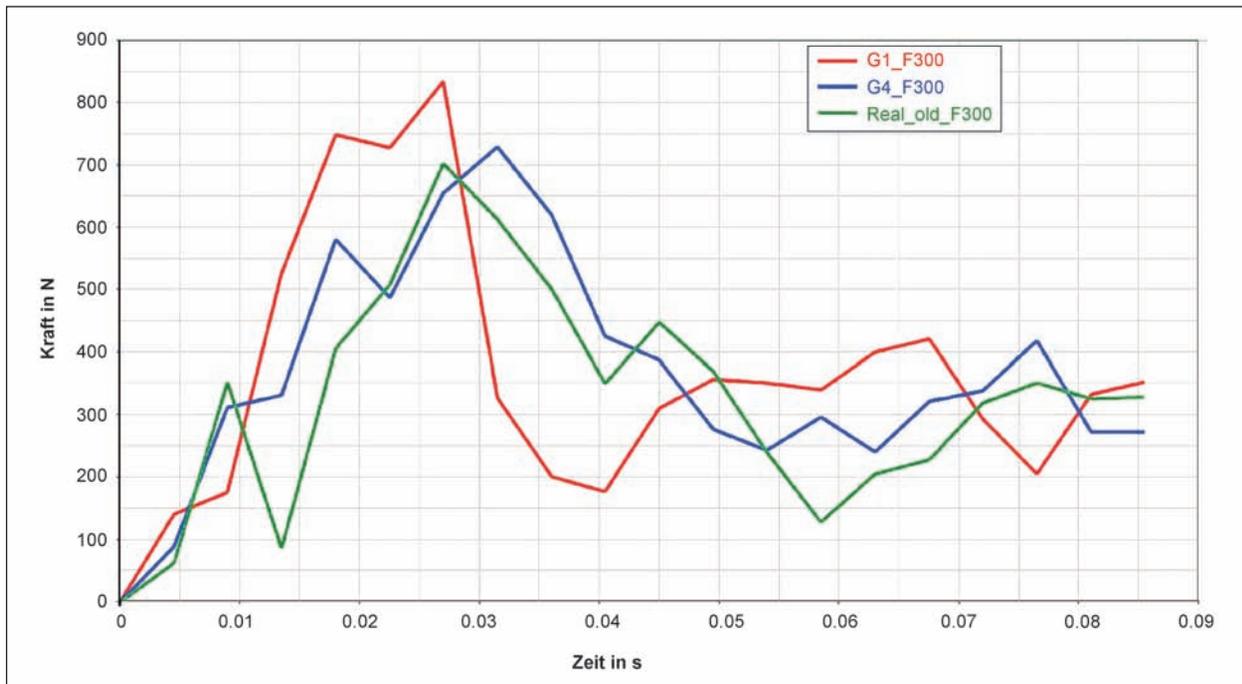


Bild 124: Frontalanprall mit rigid belt, Gurtkraft 300 N mit altem global extremen (Blau), jungem global extremen (Rot) und real altem Thorax (Grün)

Simulationstyp 3: Frontalanprall mit Gurt

Diese Simulationen wurden mit dem real alten Thorax, dem extrem global jungen und dem extrem global alten Thorax durchgeführt. Der Gurt wurde als „rigid“ modelliert, die Gurtkraft beträgt 300 N. Bild 124 zeigt die Ergebniskurven.

Es wird wie bereits bei der Simulation mit frontalem Impaktor deutlich, dass der junge Thorax eine stärkere posteriore Kraft erfährt als der alte, was zu einer früheren Fraktur führt. Dies entspricht nicht den Erwartungen, ist jedoch vor allem durch die größere Tiefe des alten Thorax erklärbar, die protektiv wirkt.

Simulationstypen 4 und 5: Seitenanprall an lateralstem Punkt der 5. rechten Rippe mit Ausrichtung des Impaktors an die jeweilige Thoraxgeometrie bei gleicher Ausrichtung des Impaktors

Bild 125 zeigt die Positionierung des Impaktors für die Seitenanprallsimulationen. Der Impaktor wurde dabei am lateralsten Punkt der fünften Rippe platziert. Auch hier betrug die Anfangsgeschwindigkeit 1,67 m/s.

Bild 126 zeigt das Kraft-Weg-Diagramm für den Seitenanprall mit Impaktoranpassung, Bild 127 ohne Impaktoranpassung.

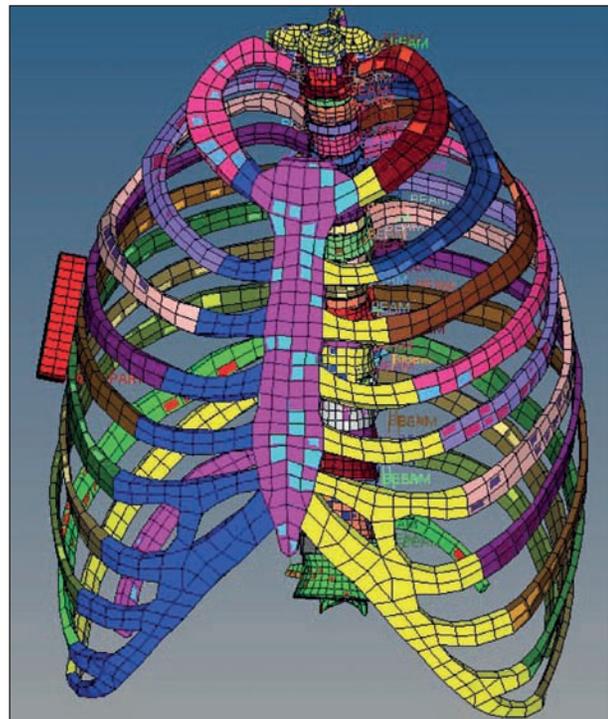


Bild 125: Positionierung des Impaktors für den Seitenanprall

Beim Diagramm mit Impaktoranpassung zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen dem alten und dem jungen Thorax. Die Steifigkeit des alten Thorax ist deutlich geringer. Beim Diagramm für den Seitenanprall ohne Impaktoranpassung zeigt sich ein ähnliches, wenn auch nicht so deutliches Bild.

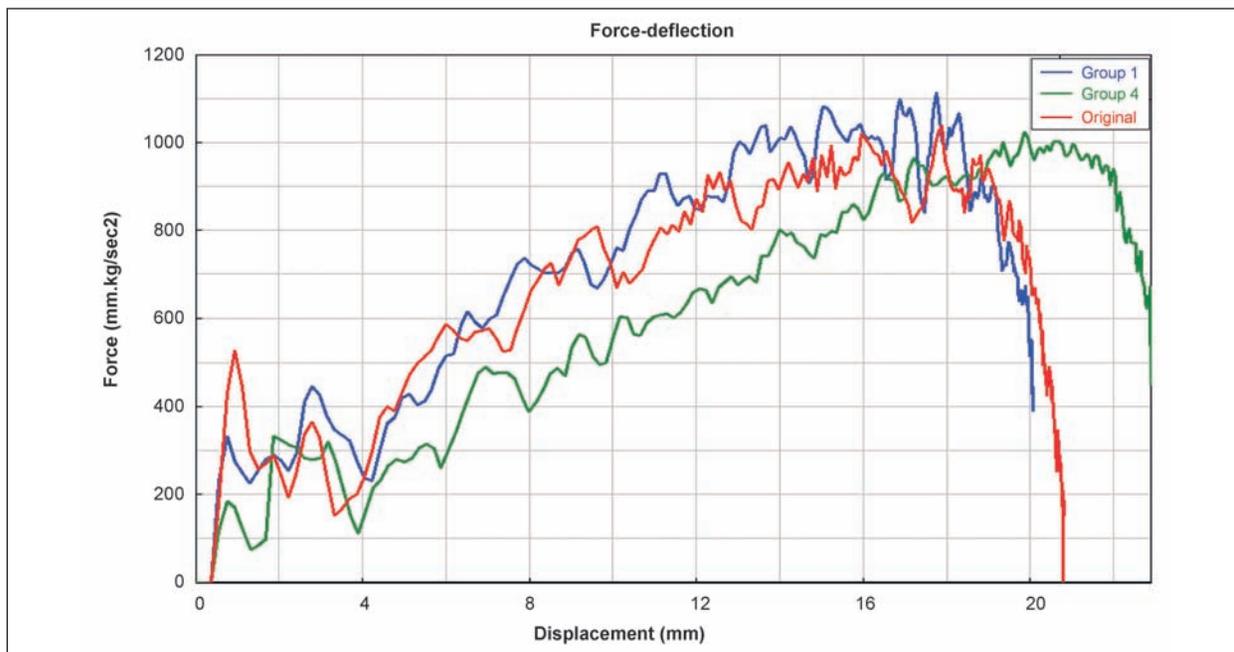


Bild 126: Kraft-Weg-Diagramm für den Seitenanprall mit angepasster Impaktororientierung

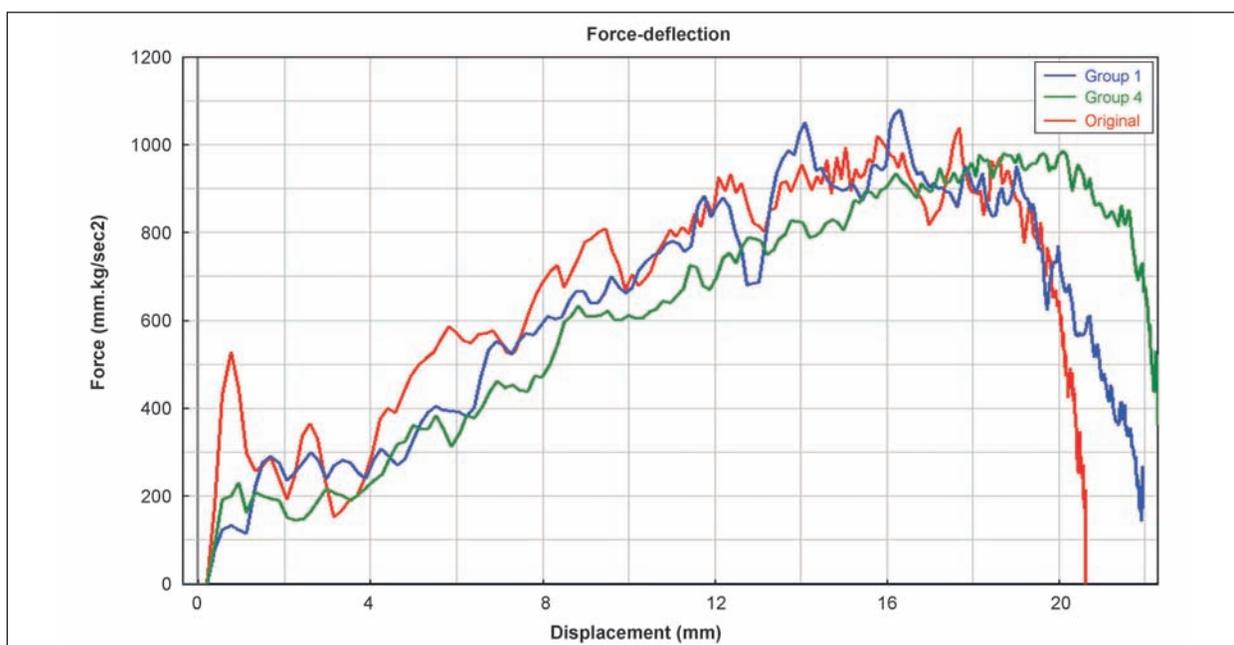


Bild 127: Kraft-Weg-Diagramm für den Seitenanprall ohne Impaktoradaptation

Bild 128 und Bild 129 zeigen die Ergebnisse der Verschiebungen in x-, y- und z-Richtung für beide Typen von Seitenanprällen.

Beim Seitenanprall mit Impaktoradaptation zeigt sich weitgehend eine Verschiebung in y- und in z-Richtung für alle analysierten Rippen.

Die Verschiebung in y-Richtung ist am stärksten bei Rippe 6 (bis 19 mm) und am schwächsten bei Rippe 2 (bis 12 mm). Zudem ist ein Altersunter-

schied erkennbar. Bei den Rippen 2 und 4 liegt der Unterschied zwischen ältester und jüngster Altersgruppe bei über 2 mm entlang des gesamten Impaktorweges, bei Rippe 6 beträgt der Unterschied fast 1,5 mm. Bei Rippe 8 ist ein Unterschied von mehr als 3 mm erkennbar.

Die Verschiebungsdifferenz zwischen alter und junger Bevölkerung in z-Richtung beträgt bei den Rippen 2 und 6 etwa 2 mm und bei Rippe 4 etwa 1,5 mm.

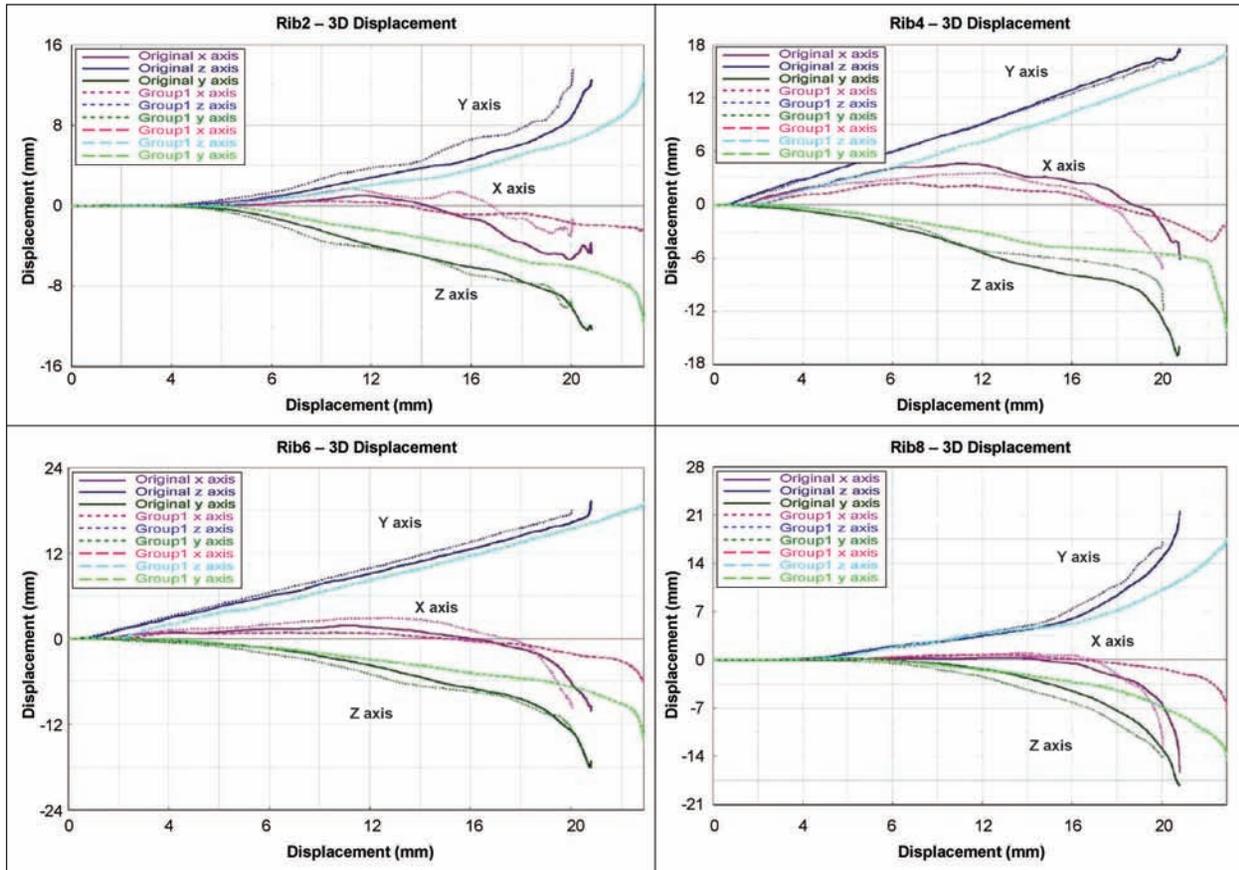


Bild 128: Seitenanprall mit Impaktoranpassung an die jeweilige Thoraxgeometrie für die Rippen 2, 4, 6 und 8: Verschiebungen der Seitenanprälle in x-, y- und z-Richtung für den Original THUMS-3-Thorax (durchgezogene Linien), den Durchschnittsthorax der 18- bis 34-Jährigen (kurz gestrichelte Linie) und den Thorax der über 64-Jährigen (lang gestrichelte Linie)

Rippe	Impaktorientierung		Mit Impaktoranpassung	Ohne Impaktoranpassung
	x-Achse	y-Achse		
2	x-Achse		-	-
	y-Achse		> 2 mm	0.5-1.5 mm
	z-Achse		~ 2 mm	1-1.5 mm
4	x-Achse		-	-
	y-Achse		~ 2 mm	0.5-1 mm
	z-Achse		~ 1.5 mm	-
6	x-Achse		~ 2 mm	~ 1.5 mm
	y-Achse		~ 1.5 mm	~ 2 mm
	z-Achse		~ 2 mm	1.5-2 mm
8	x-Achse		-	> 0.5 mm
	y-Achse		0.5-3 mm	0.5-3.5 mm
	z-Achse		1-2 mm	1-2.5 mm

Tab. 27: Vergleich der Ergebnisse der Seitenanprallsimulationen

Für die Verschiebung in x-Richtung ergaben sich keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Altersgruppen.

Die Kurven für den Seitenanprall ohne Impaktoranpassung sehen sehr ähnlich aus wie die für den

Seitenanprall mit Impaktoranpassung (lineare Verschiebung bei Rippe 4 und 6, ansteigende Steigung bei Rippen 6 und 8, maximale Deformation bei den Rippen 4 und 6). Die Unterschiede zwischen den Altersgruppen sind noch immer vorhanden, jedoch weniger signifikant.

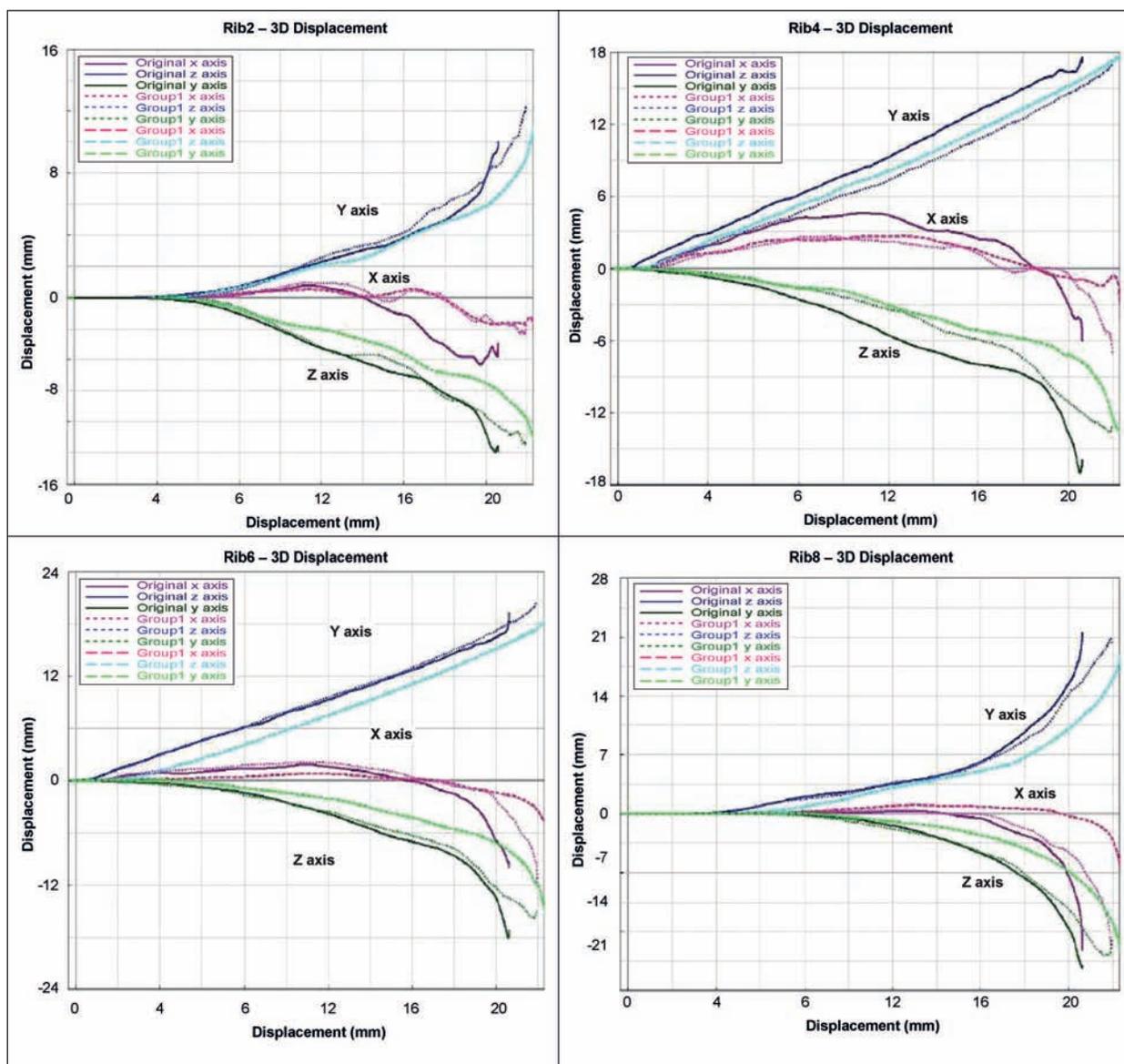


Bild 129: Seitenanprall ohne Impaktoranpassung für die Rippen 2, 4, 6 und 8: Verschiebungen der Seitenanprälle in x-, y- und z-Richtung für den Original-THUMS-3-Thorax (durchgezogene Linien), den Durchschnittsthorax der 18- bis 34-Jährigen (kurz gestrichelte Linie) und den Thorax der über 64-Jährigen (lang gestrichelte Linie)

Tabelle 27 fasst noch einmal die Ergebnisse der beiden Seitenanprallsimulationstypen zusammen und vergleicht diese.

Abschließend lassen sich folgende erste Aussagen zu den Rippen 2 bis 8 treffen:

- Rippe 2: kein Unterschied der Deformation in x-Richtung. 1,5 mm Altersunterschied in z-Richtung,
- Rippe 4: geringe Unterschiede der Deformation in y-Richtung (< 1 mm), keine Unterschiede in x- oder z-Richtung,
- Rippe 6: zwischen 1,5 mm und 2 mm Unterschied zwischen den 18- bis 34-Jährigen und

den über 64-Jährigen für alle drei Deformationsrichtungen,

- Rippe 8: steigende Unterschiede mit Weg des Impaktors in y- und z-Richtung.

Simulationstyp 6: Seitenanprall mit zylindrischem Impaktor

Diese Simulationen wurden mit den Thoraxen „Mittelwert lokal jung“ und „Mittelwert lokal alt“ durchgeführt. Die Seitenanprälle mit zylindrischem Impaktor wurden mit einem Impaktor der Masse 1,7189 t durchgeführt. Dieser wurde rechtwinklig zu den Rippen positioniert (vgl. Bild 130). In dorsoventraler Richtung ist er in etwa am lateralsten

Punkt des Rippenbogens positioniert. Der Impaktor erhält eine konstante Geschwindigkeit von 0,5 m/s in y-Richtung.

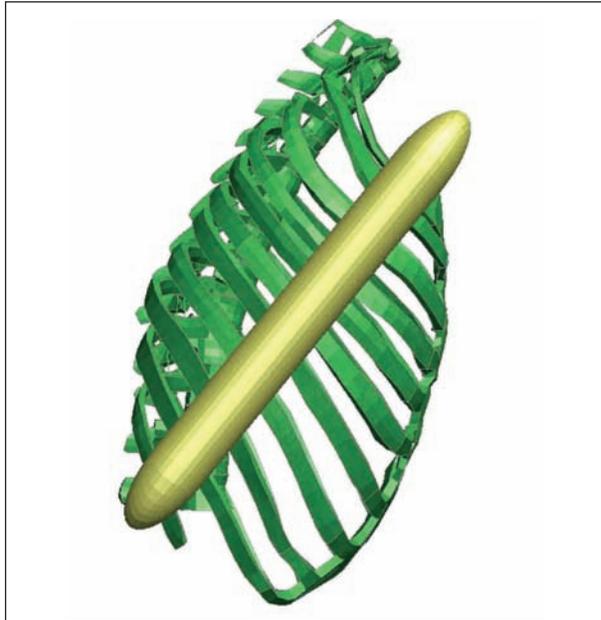


Bild 130: Impaktorausrichtung Seitenanprall mit zylindrischem Impaktor

Da die Rippen sich gegenseitig beeinflussen, wurde zunächst die isolierte sechste Rippe betrachtet (vgl. Bild 131) und dann Schritt für Schritt weitere Rippen mit einbezogen.

Bild 132 zeigt die Simulationsergebnisse, die Bilder 133 bis 136 die Contourplots der Spannungsverteilungen entlang der Rippe zu unterschiedlichen Zeitpunkten.

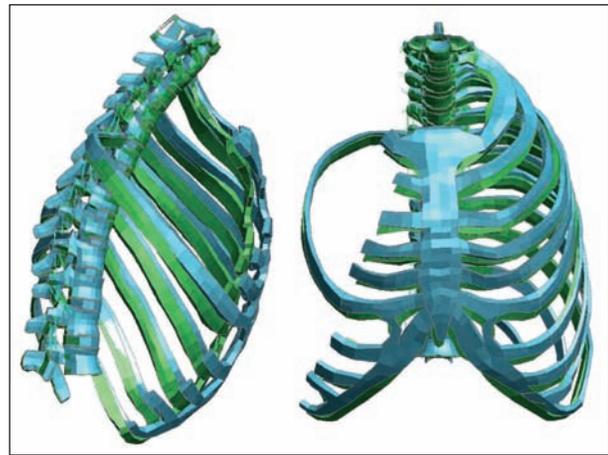


Bild 131: Betrachtung der isolierten sechsten Rippen, Sagittal- und Frontalansicht

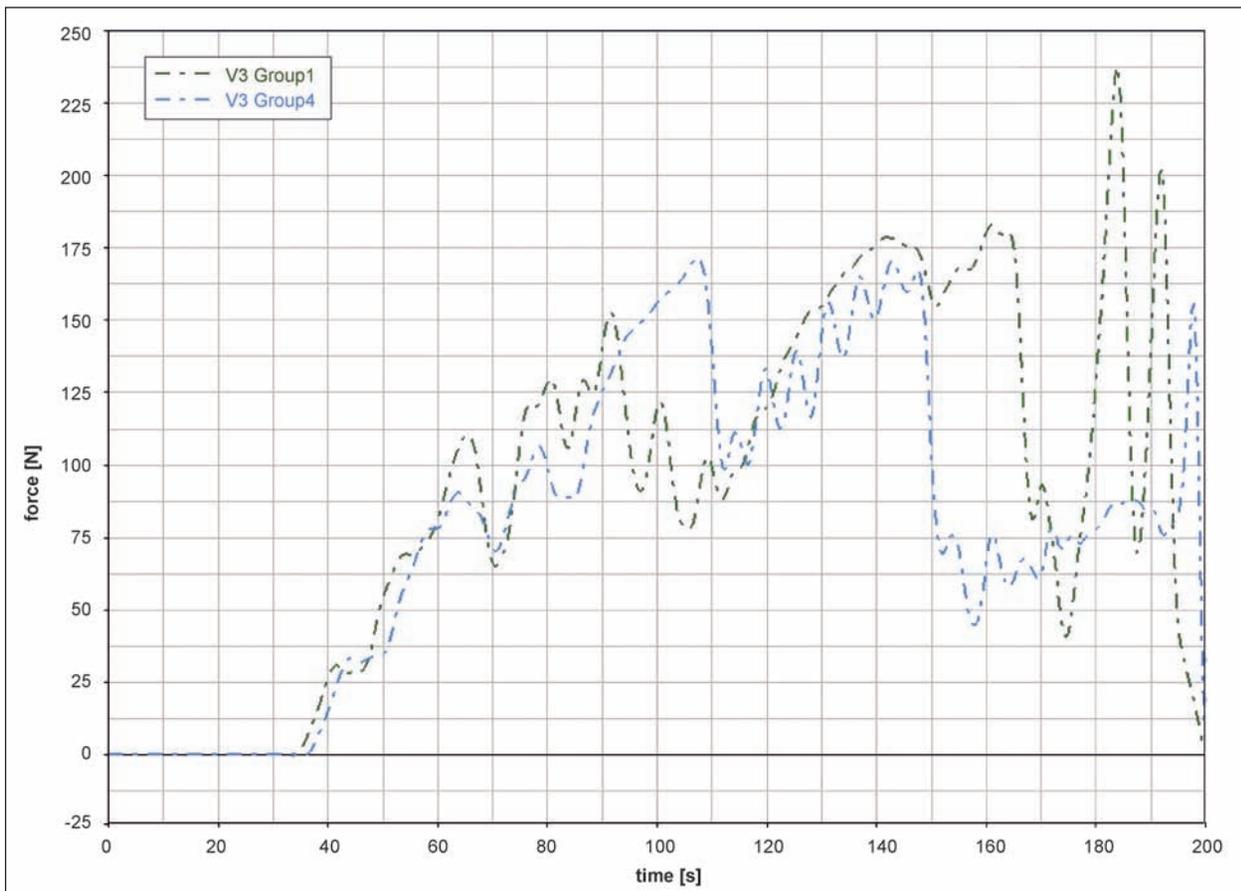


Bild 132: Simulationsergebnis: Kontaktkraft zwischen Rippe und Impaktor

Es ist deutlich zu erkennen, dass die Rippe des alten Thorax früher bricht und früher einer höheren Spannung standhalten muss.

Zudem lässt sich in der Simulation eine im jungen Thorax verstärkte Rotationsbewegung („snap

down” movement) der Rippe nach unten beobachten. Dadurch „entzieht” sich die Rippe der Belastung, was die etwas geringeren Spannungswerte im jungen Thorax erklärt. Auch die in der alten Rippe geringere Krümmung könnte für den Unterschied verantwortlich sein.

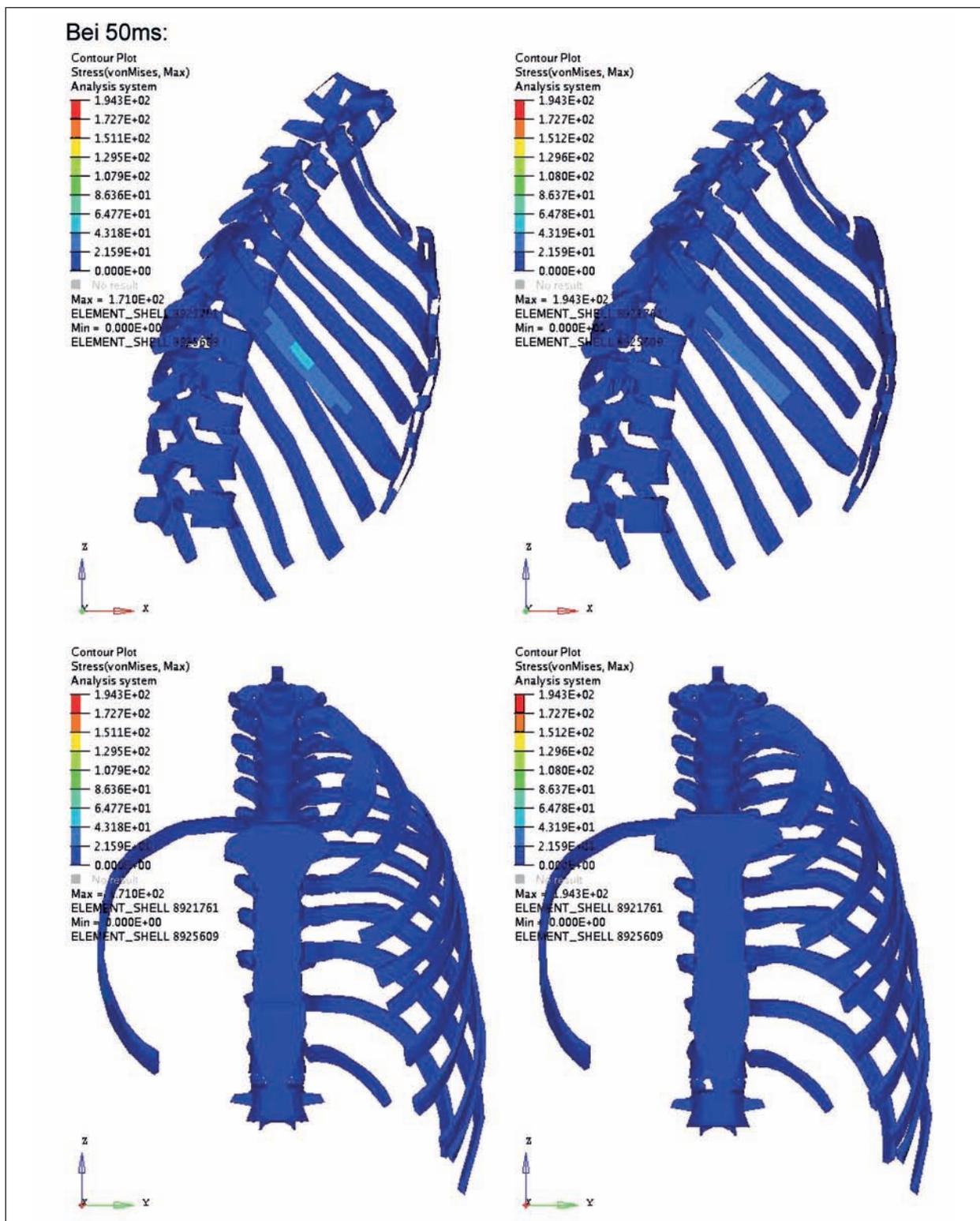


Bild 133: Contourplot der Spannungsverteilungen entlang der Rippe bei 50 ms

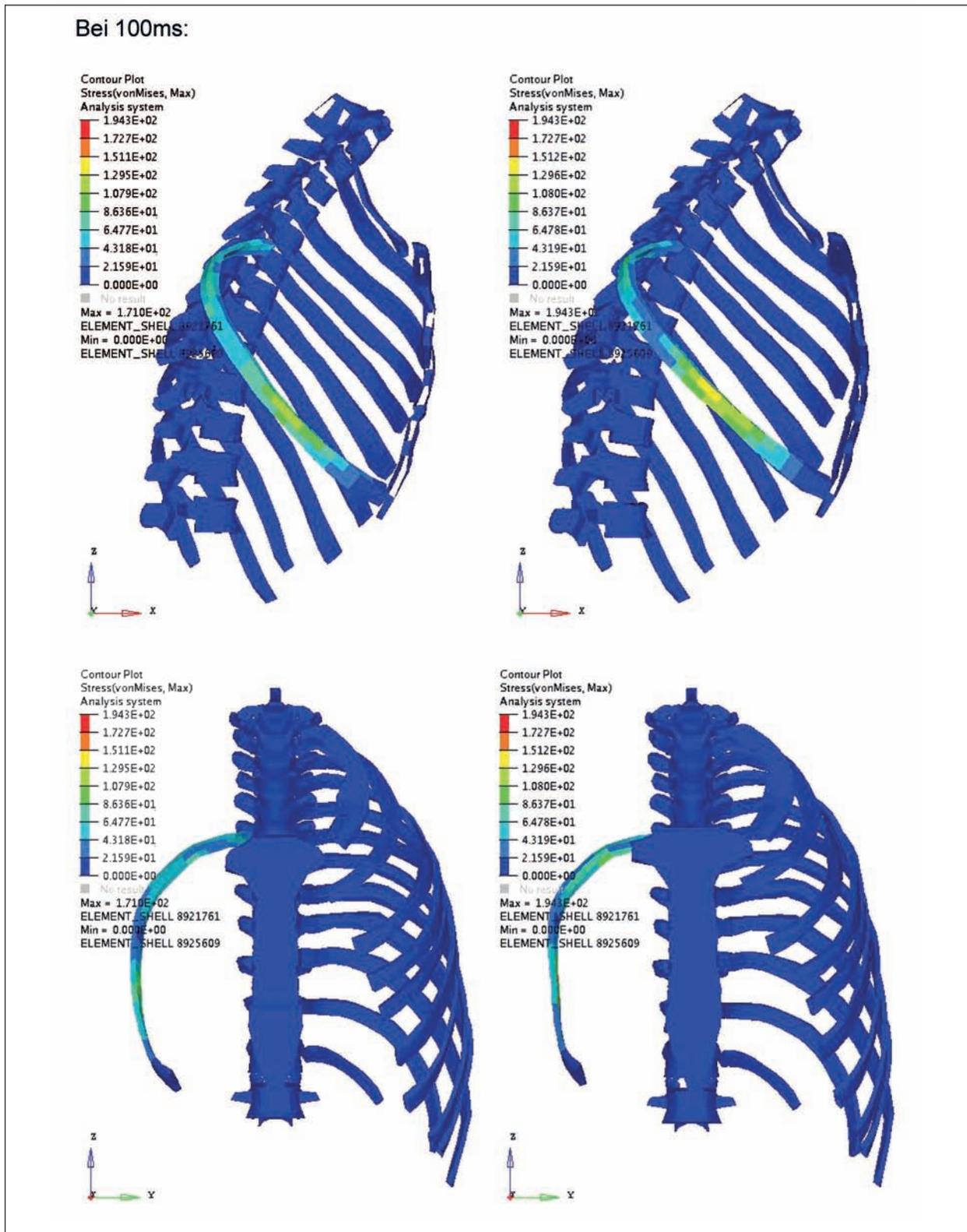


Bild 134: Contourplot der Spannungsverteilungen entlang der Rippe bei 100 ms

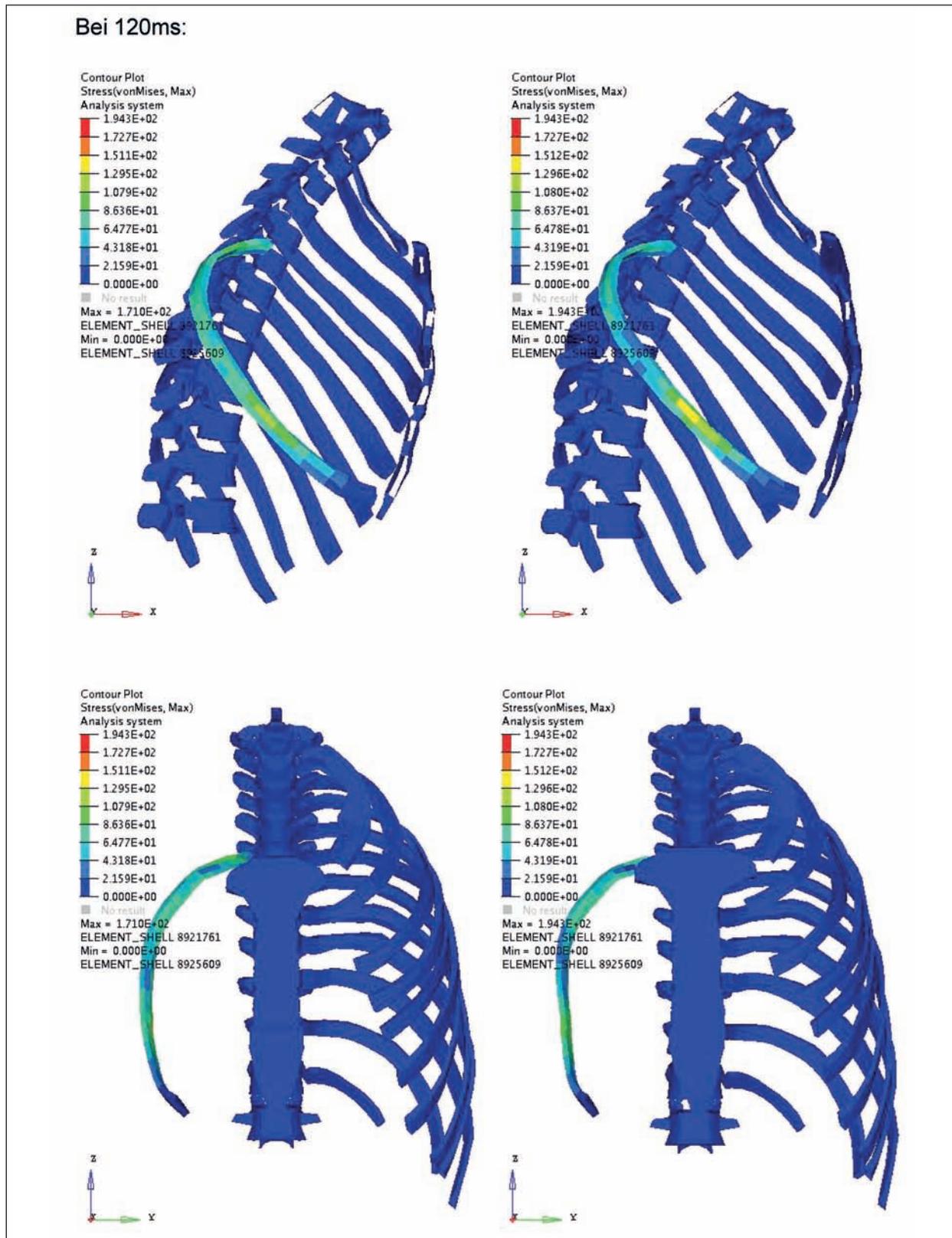


Bild 135: Contourplot der Spannungsverteilungen entlang der Rippe bei 120 ms

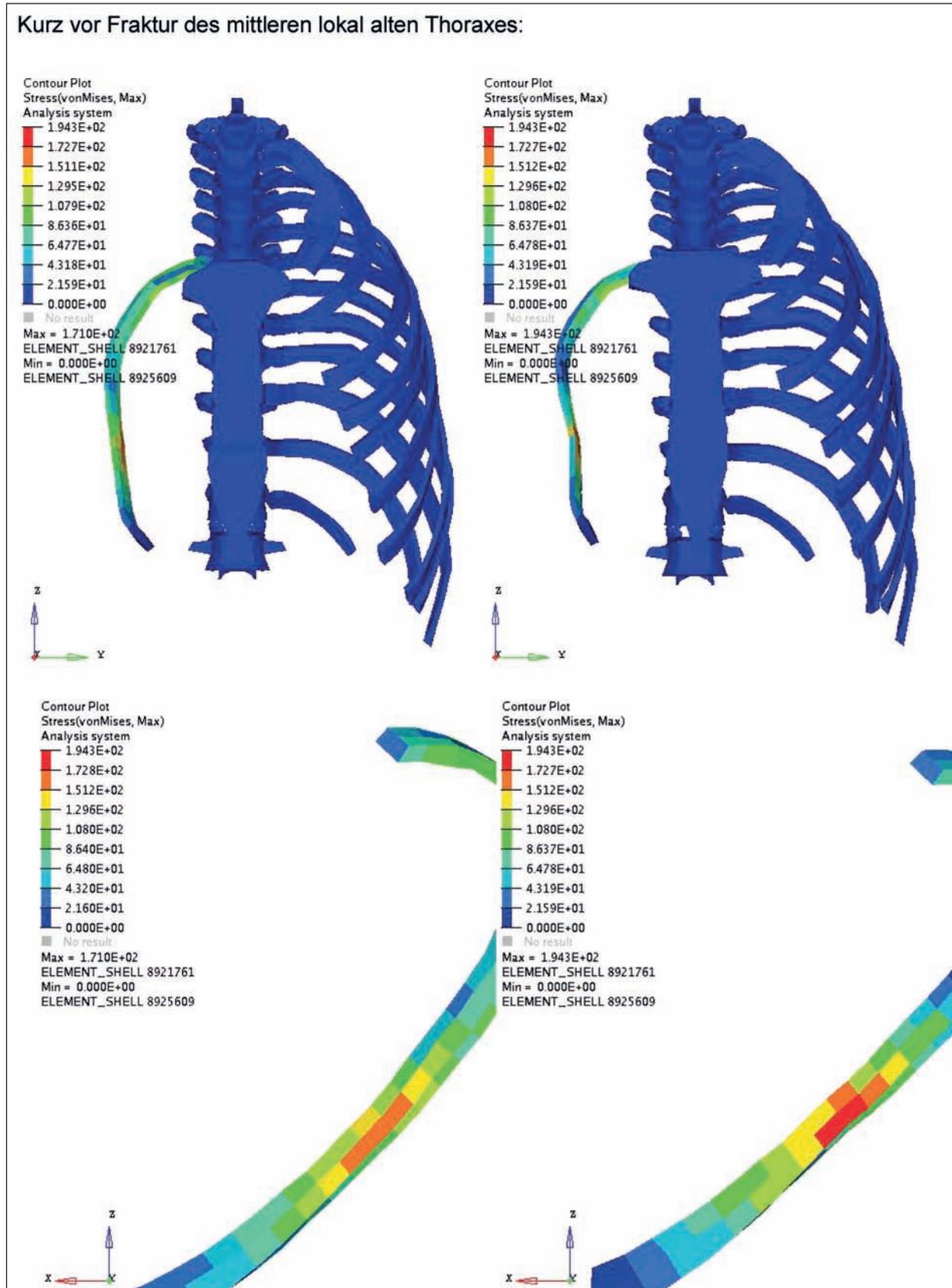


Bild 136: Contourplot der Spannungsverteilungen entlang der Rippe kurz vor Fraktur des mittleren lokalen alten Thorax

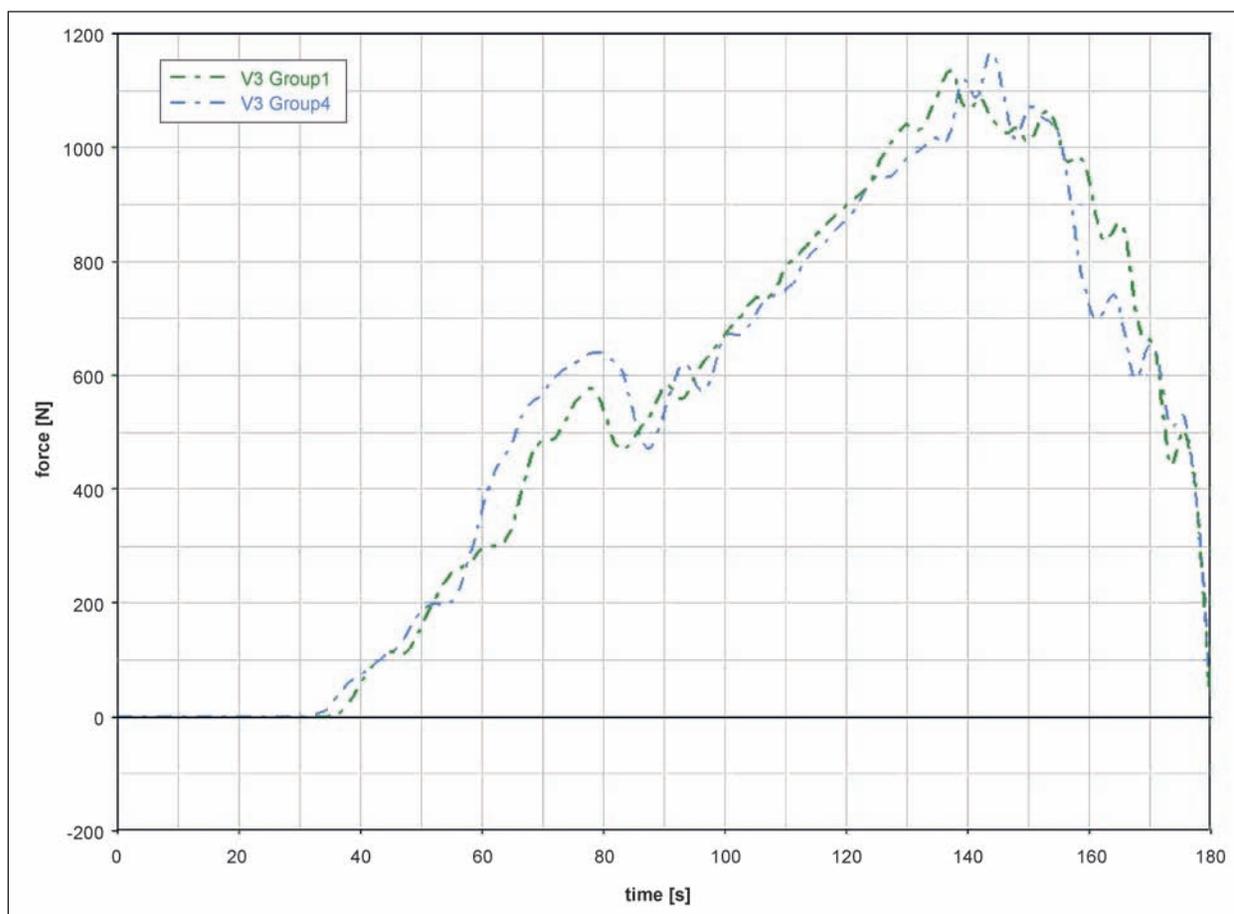


Bild 137: Simulationsergebnis des alten und jungen Thorax: Kontaktkraft zwischen Impaktor und Rippen

Dennoch ergibt sich kein ganz klares Bild bezüglich der Unterschiede zwischen altem und jungem Thorax bei der sechsten Rippe.

Der Effekt des „snap down“ vermindert sich, je mehr Rippen zugeschaltet werden und der Unterschied der Kontaktkraft zwischen Impaktor und Rippen wird geringer zwischen dem alten und dem jungen Thorax, wie Bild 137 zeigt.

Simulationstyp 7: Frontalanprall mit Gurt bei „Kent-artigem“ Thorax

Ziel dieser Simulationen war es, einen Zusammenhang zwischen unseren Ergebnissen und denen von KENT et al. (2005) herzustellen. Beide Ergebnisse widersprechen sich scheinbar. Während nach KENT et al. eine größere posteriore Kraft und stärkere Spannungen in den Rippenbögen des alten Thorax aufgrund des veränderten Rippenwinkels in der Saggittalebene zu erwarten wären, zeigt sich in den vorliegenden Simulationen das Gegenteil: Der alte Thorax hält größeren Belastungen stand und frakturiert später – die alte Geometrie scheint also sogar protektiv zu sein.

Um diesen Widerspruch näher zu erforschen, wurde versucht die Kent'schen Ergebnisse mit dem THUMS-3-Thorax zu rekonstruieren. Hierzu wurde die von KENT verwendete Modifikationsmethode angewandt: Es wurde inferior am Sternum eine Kraft angetragen, mit der das Sternum nach oben gezogen wird. Hierdurch vergrößert sich der Winkel der Rippen in der Saggittalebene. Das Sternum wurde so lange nach oben gezogen, bis der Winkel der rechten 9. Rippe sieben Grad über dem Original-Winkel lag. Der große Unterschied zum Kent'schen Thorax besteht darin, dass in unserem Thorax die in alten Individuen definitiv größere Thoraxtiefe ebenfalls implementiert ist.

Dann wurden die Tabletop-Versuche von KENT et al. (2004) nachgestellt – einmal mit dem Original-THUMS-3 und einmal mit dem nach KENT modifizierten. Es handelte sich um einen Tabletop-Versuch mit diagonalem Rückhaltesystem. Input war die von KENT et al. (2004) ermittelte Deflektionskurve (Brustkorbeindrückung über Zeit). Bild 138 zeigt den Versuchsaufbau.

Bild 139 und Bild 140 zeigen die posteriore Kontaktkraft und die Kontaktkraft am Gurt. Bild 141 zeigt die Verteilungen der Spannungen auf den Rippen zu unterschiedlichen Zeitpunkten.

Bezüglich der Spannungsverteilungen zeigt sich ein deutlicher Unterschied zwischen dem THUMS-3-Original und dem „alten“ „Kent-artigen“ Thorax. Der THUMS-3-Original-Thorax weist weitaus höhere Spannungen auf als der „alte“ nach KENT geformte Thorax, die vor allem im lateralen Teil des

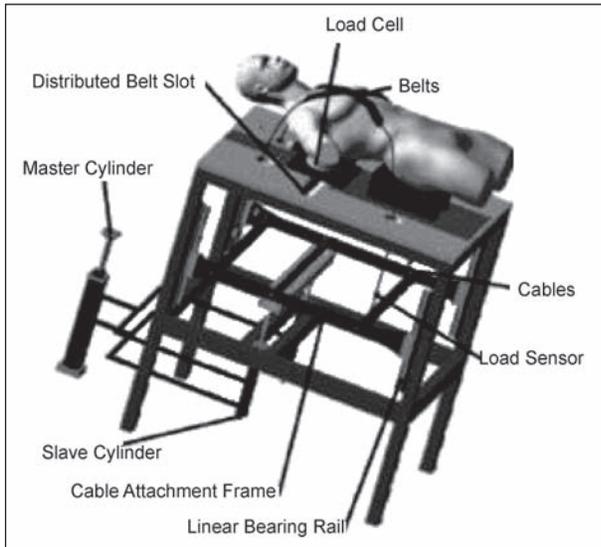


Bild 138: Versuchsaufbau Tabletop-Versuch

Rippenbogens der sechsten bis zehnten Rippe auftreten. Dies steht im Widerspruch zu KENTs Ergebnissen.

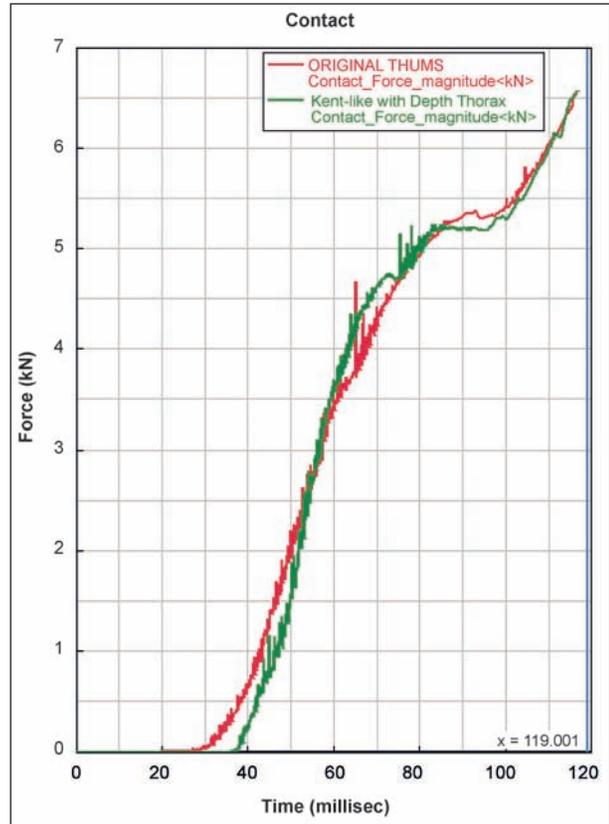


Bild 140: Posteriore Kontaktkraft Original-THUMS- und Kent-artiger Thorax

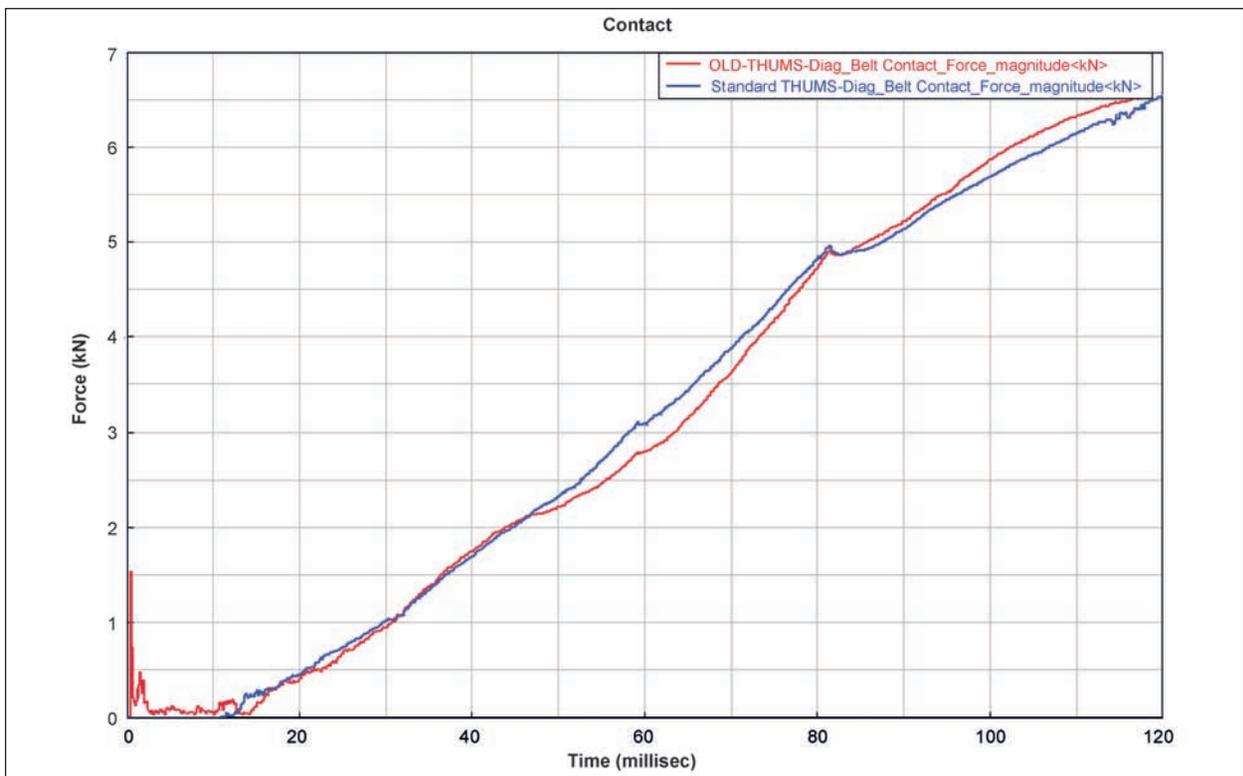


Bild 139: Kontaktkraft am Gurt des alten THUMS-Modells und des Standard-THUMS-Modells

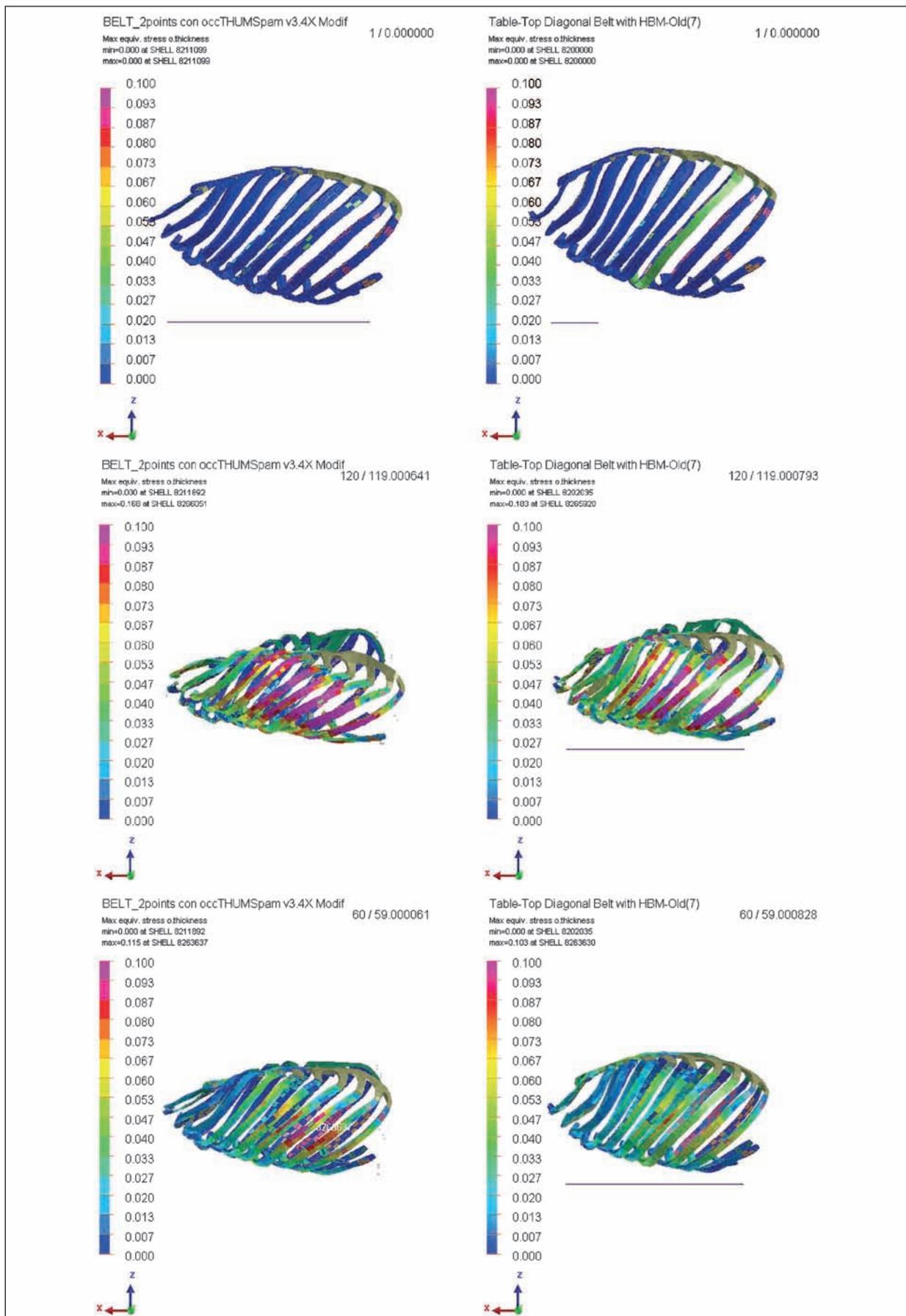


Bild 141: Spannungsverteilung auf dem knöchernen Kent-artigen alten Thorax (rechts) und dem THUMS-3-Original (links)

nissen von 2005, der eine erhöhte posteriore Kraft in der von ihm gemorphten „alten“ Thoraxkonfiguration festgestellt hatte.

Dieser Widerspruch lässt sich folgendermaßen erklären: KENT et al. haben sehr wahrscheinlich nur den Rippenwinkel in der Sagittalebene verändert, ohne auch die im Alter zunehmende Thoraxtiefe zu berücksichtigen. Bezieht man jedoch die Thoraxtiefe mit ein, so wie es in unserer Studie der Fall war, wird dieser Effekt vom positiven Effekt der Thoraxtiefe überlagert. Die größere Thoraxtiefe im alten Thorax wirkt protektiv und überwiegt den negativen Effekt des Rippenwinkels in der Sagittalebene bei weitem. Dies würde bedeuten, dass KENT et al. nur einen geometrischen Parameter isoliert betrachtet haben und somit zu falschen Ergebnissen kamen.

Die Validität der hier gezeigten Simulationen zeigt sich auch in der Übereinstimmung der posterioren Kontaktkraft und der Kontaktkraft zwischen Gurt und Thorax.

5.2 Finales Modell des 75%-Perzentilen-Thorax

Mit der neuen Thoraxgeometrie, die in das THUMS-3-Modell eingearbeitet wurde, sollen nun verschiedene Vergleichsstudien durchgeführt werden. Vergleichsbasis ist hier das originale THUMS-3-Insassenmodell. Es werden insgesamt drei Lastfälle betrachtet:

- LC01 – frontaler Pendelimpakt,
- LC02 – lateraler Pendelimpakt,
- LC03 – Tabletop-Test,

jeweils für das originale und das modifizierte THUMS-3-Modell.

Hier soll einerseits die Stabilität des neuen Modells aufgezeigt werden, andererseits die Ergebnisse denen des originalen THUMS-Modells gegenübergestellt werden, um einschätzen zu können, welchen Einfluss die vorgenommenen Änderungen auf die Ergebnisse haben.

Lastfall LC01 – frontaler Pendelimpakt

Lastfall LC01 beschreibt einen frontalen Pendelimpakt gegen den Thorax der beiden THUMS-Modelle. Der Lastfall wird nach den Vorgaben von KROELL, SCHNEIDER & NAHUM (1974) modelliert, indem ein Pendel (Masse 23 kg) mit einer initialen Geschwindigkeit von 7,2 m/s auf den Thorax geschossen wird (vgl. Bild 142). Das Eigengewicht des THUMS-Modells sowie ein Kontakt zur gezeigten Grundplatte (Sitz) werden in der Simulation nicht berücksichtigt.

Insgesamt wird eine Zeit von 75 ms simuliert. Innerhalb dieser Zeit ist die maximale Belastung abgeklungen und die Kontaktkraft auf nahezu null zurückgegangen (vgl. Bild 145). Bild 143 zeigt einen direkten Vergleich der Deformationen der beiden THUMS-Modelle bei 0, 25, 50 und 75 ms. Bild 144

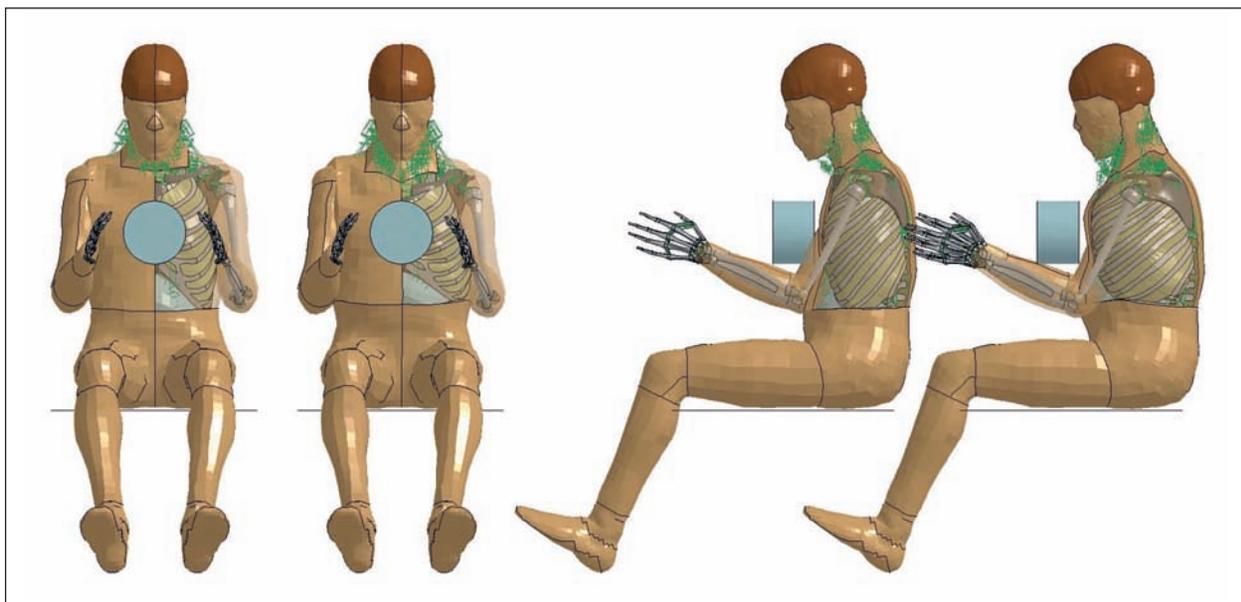


Bild 142: THUMS 3 und modifizierter THUMS im Lastfall „Pendelimpakt frontal“

zeigt eine Schnittdarstellung durch die Mitte der beiden Modelle.

Bild 145 zeigt die Energien (Gesamt-, innere, kinetische und Hourglassenergie), die Kontaktkräfte und die Kraft-Intrusionskurven beider Simulations-

läufe. Man erkennt ein sehr ähnliches Verhalten beider Modelle, die Energiekurven weisen kaum Unterschiede auf. Die gleichen Anstiege der Kontaktkurven lassen auf eine vergleichbare Steifigkeit der beiden Thoraxe schließen. Ebenso sind

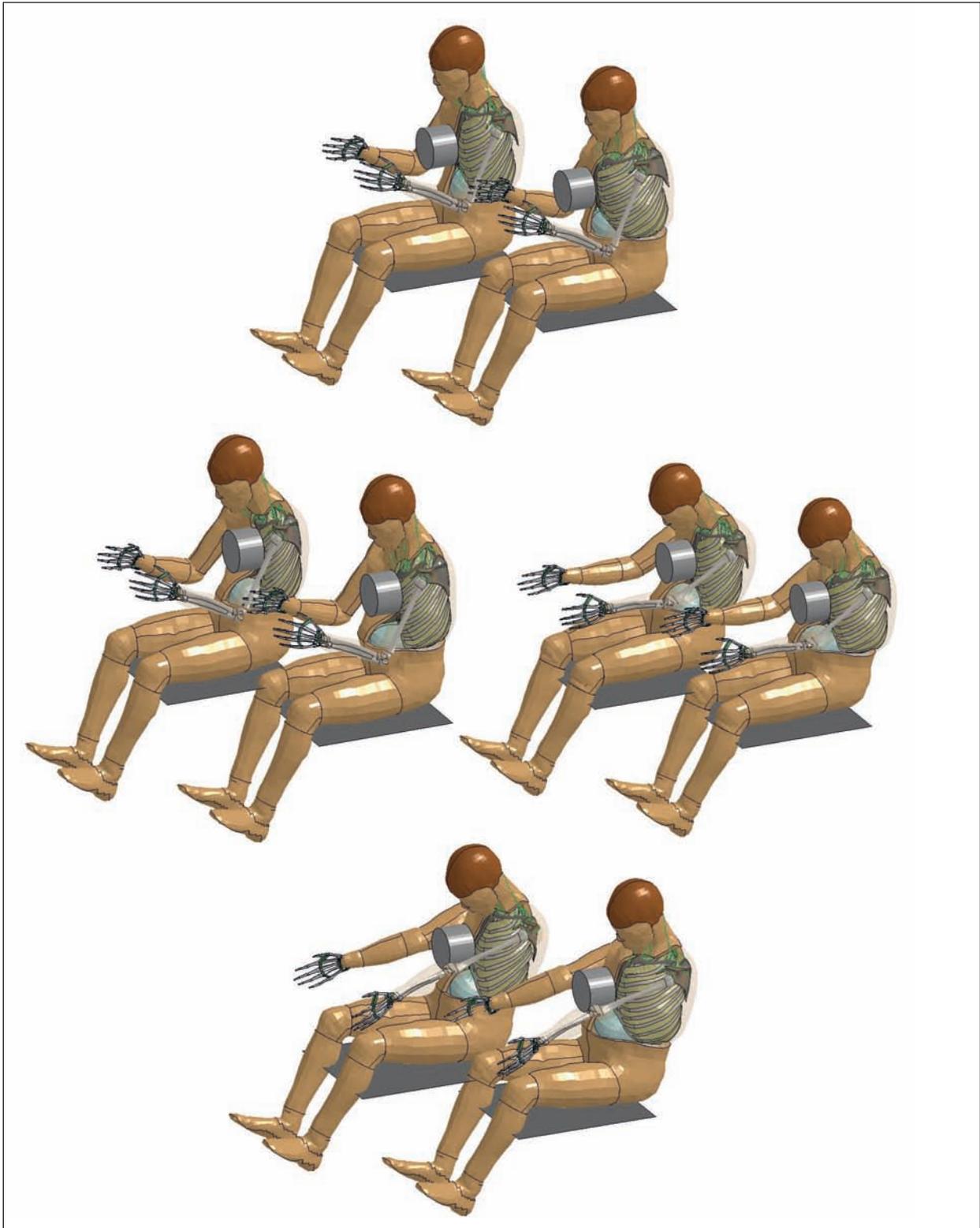


Bild 143: Kinematik der beiden THUMS-Modelle zu den Zeitpunkten 0, 25, 50 und 75 ms

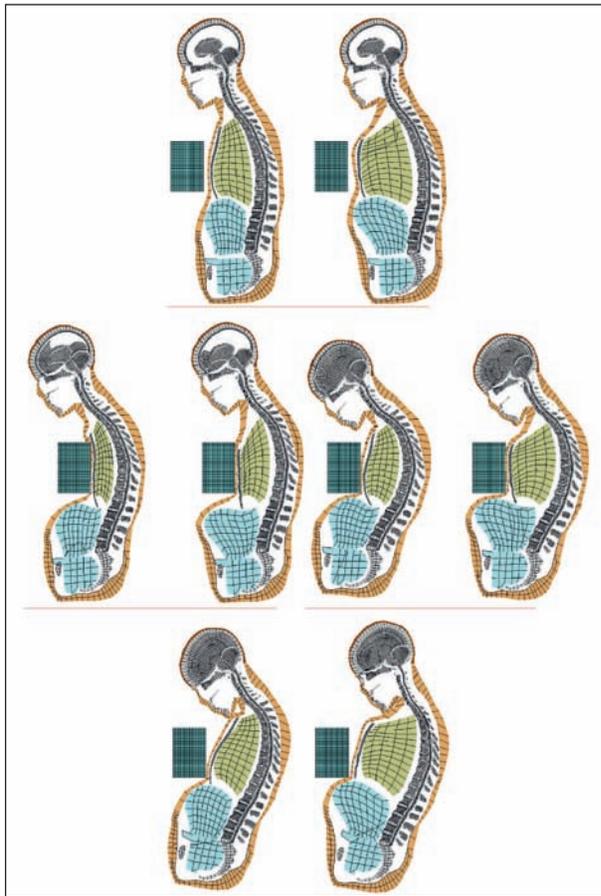


Bild 144: Kinematik der beiden THUMS-Modelle zu den Zeitpunkten 0, 25, 50 und 75 ms (Schnittdarstellung)

die Kontaktpeaks ähnlich, bei denen ein Unterschied von ca. 16 % vorhanden ist. Die Kraft-Intrusionskurven weisen allerdings Unterschiede auf, die im Wesentlichen aus dem größeren Verformungsweg beim modifizierten THUMS resultieren. Des Weiteren zeigen beide Modelle eine erhöhte Steifigkeit bzgl. der Versuchskorridore auf, d. h. eine zu hohe Kontaktkraft und eine zu geringe Brustintrusion (insbesondere beim originalen Modell).

Lastfall LC02 – lateraler Pendelimpakt

Lastfall LC02 beschreibt einen lateralen Pendelimpakt gegen den seitlichen Thorax der beiden THUMS-Modelle (Bild 146). Der Lastfallaufbau ist in SHAW, HERRIOT, McFADDEN, DONNELLY & BOLTE (2006) beschrieben. Ein Pendel (Masse 23 kg) prallt mit einer initialen Geschwindigkeit von 7,2 m/s seitlich gegen den Thorax. Die genannte Veröffentlichung verwendet hier allerdings eine initiale Geschwindigkeit von 2,5 m/s, die aufgrund der sehr geringen Belastung der Modelle hier aber nicht berücksichtigt wird. Die Arme werden beim Anprall nicht berücksichtigt, d. h., das Pendel hat keinen Kontakt zu den Armen und trifft direkt auf den seitlichen Thorax auf. Dieses entspricht auch der Versuchsbeschreibung. Bild 146 zeigt die Kon-

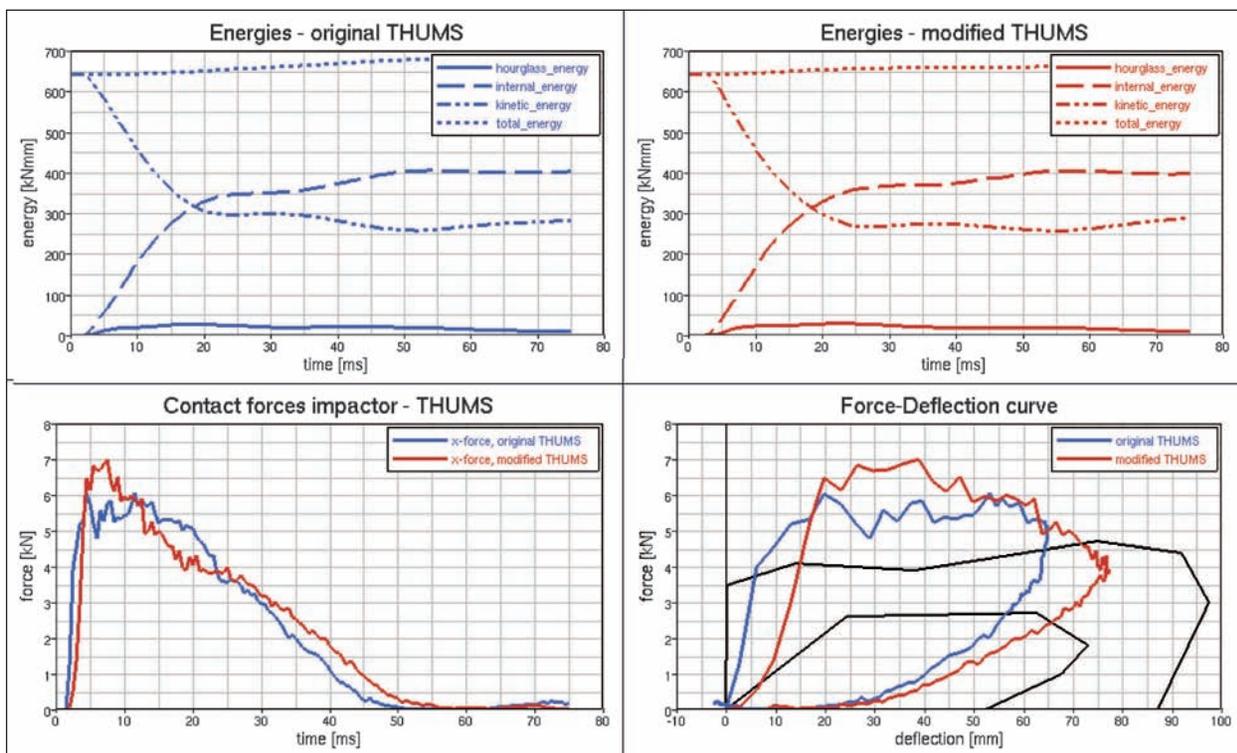


Bild 145: Auswertung des frontalen Pendelversuchs, Energien (oben), Kontaktkräfte (unten links) und Kraft-Intrusionskurven (ungefiltert, Samplingzeit ist 0,5 ms)

figuration am originalen (links) und am modifizierten (rechts) THUMS. Eigengewicht und Kontakt zur Grundplatte (Sitz) werden hier nicht berücksichtigt.

Die Kinematik des Impaktes ist in Bild 147 dargestellt. Der Impakt ist nach den berücksichtigten 75 ms Simulationszeit abgeschlossen, d. h., die

Kontaktkraft ist auf annähernd null zurückgegangen. Die THUMS-Modelle kippen aufgrund des Pendelanpralls zur Seite, da kinetische Energie vom Impaktor an die Modelle in Form von Verzerungsenergie abgegeben wird. Dieses führt auf eine starke Deformation der Thoraxe, wie auch aus der Schnittdarstellung in Bild 148 ersichtlich ist.

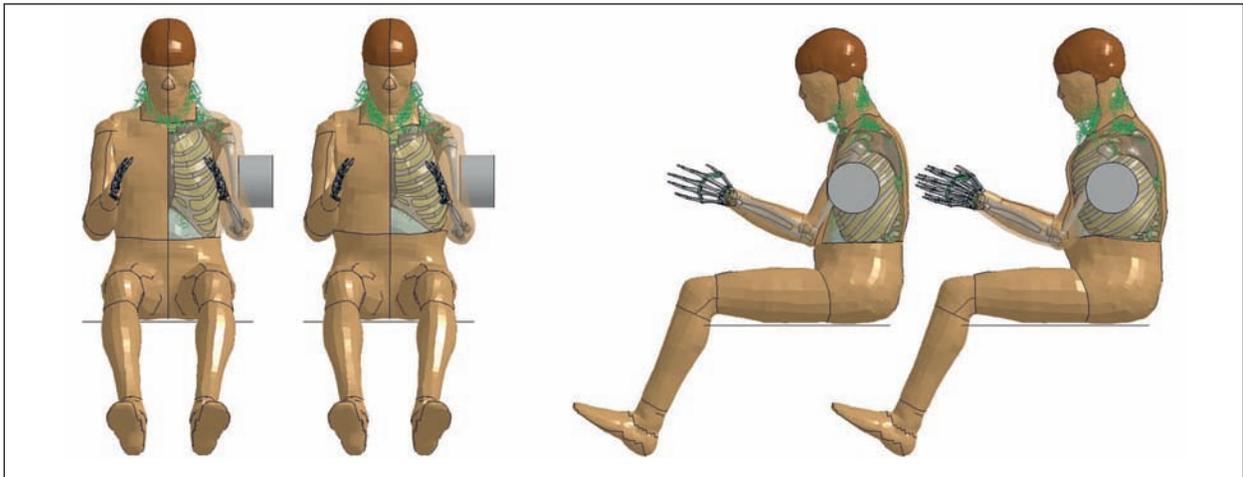


Bild 146: THUMS 3 und modifizierter THUMS im Lastfall „Pendelimpakt lateral“

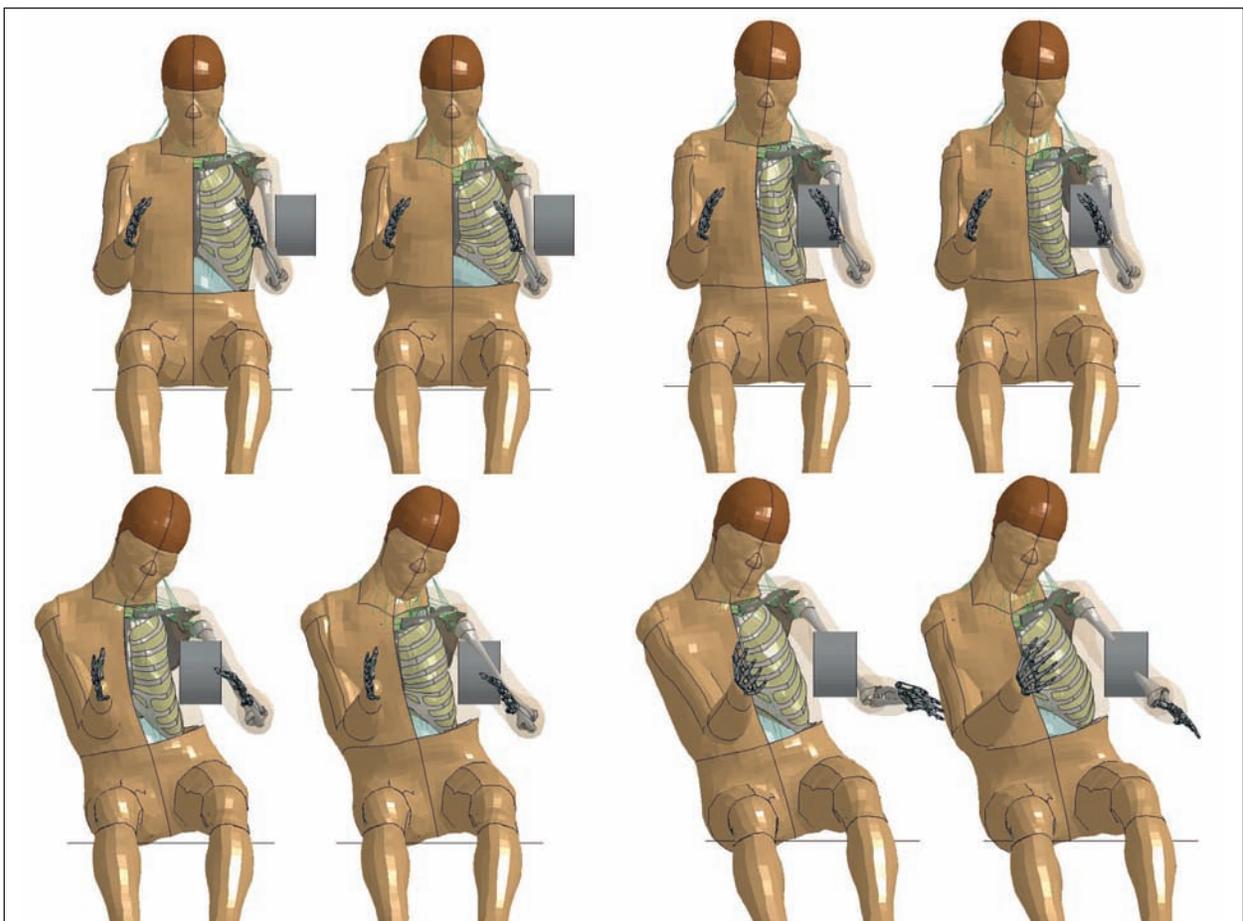


Bild 147: Kinematik der beiden THUMS-Modelle zu den Zeitpunkten 0, 25, 50 und 75 ms

Insgesamt gibt es auch hier keine großen Unterschiede zwischen den beiden Thoraxen. Das modifizierte Modell scheint sich etwas steifer zu verhalten, was aus der steileren Kontaktkraft-Kurve in Bild 149 ersichtlich wird. Der Kontaktkraft-Peak ist



Bild 148: Kinematik der beiden THUMS-Modelle zu den Zeitpunkten 0, 25, 50 und 75 ms (Schnittdarstellung)

allerdings bei beiden Modellen gleich und liegt bei etwa 5,5 kN. Auch decken sich die beiden Kraft-Intrusionskurven recht gut, sodass wiederum keine Unterschiede ersichtlich sind. Da die Rippengeometrien in lateraler Richtung nicht großartig verändert wurden, sind große Unterschiede allerdings auch nicht zu erwarten.

Lastfall LC03 – Tabletop-Test

Der Aufbau des Tabletop-Tests ist in KENT, LESSELY & SHERWOOD (2004) beschrieben. Das THUMS-Modell liegt rücklings auf einer starren Tischplatte. Zusätzlich wird hier eine Kopfhaltung zur Abstützung des Kopfes während des Tests modelliert (siehe Bild 150). Das Modell wird mit einem einzelnen Diagonalgurt auf dem Tisch befestigt, der das Sternum mittig kreuzt. Als Gurtmaterial wird hier ein einfaches elastisches Material mit konstantem E-Modul gewählt. Die Gurtkraft wird über 2 reibungsfreie Halterungen (slip rings) in eine Vertikalrichtung umgeleitet, wobei die Belastung des Thorax an diesen beiden Gurtenden stattfindet.

Der Test wurde in zwei Stufen durchgeführt:

1. Anziehen des Gurtes (Zeit 0-60 ms): In einem ersten Schritt werden die beiden Gurtenden mit einer Kraft von 1 kN nach unten belastet, um

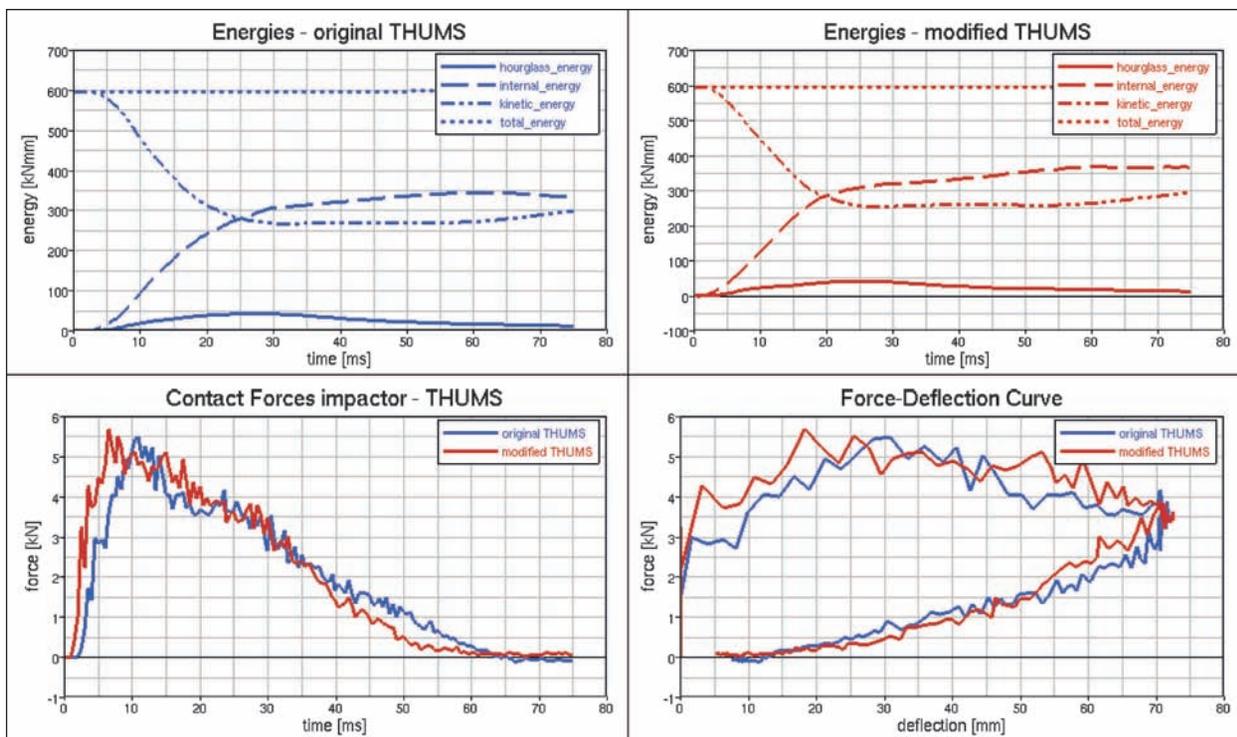


Bild 149: Auswertung des lateralen Pendelversuchs, Energien (oben), Kontaktkräfte (unten links) und Kraft-Intrusionskurven (ungefiltert, Samplingzeit ist 0,5 ms)

den Gurt anzuziehen und den THUMS in eine entsprechende Ausgangslage zu positionieren. Die Kraft wird hier zunächst linear auf 1 kN ge-

steigert, gehalten und bei 50 ms wieder linear entlastet. Diese Ausgangslage nach 60 ms ist in Bild 150 dargestellt

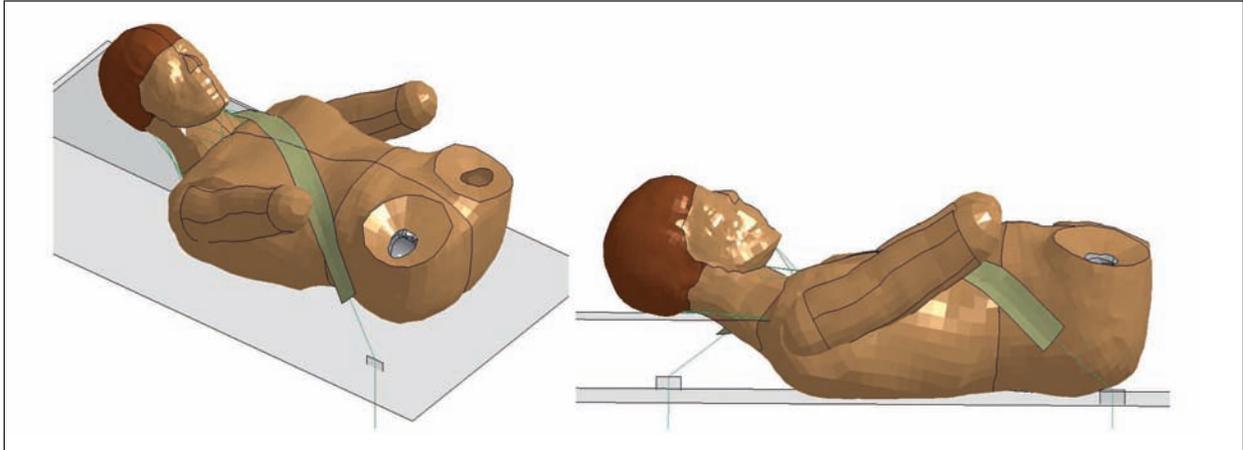


Bild 150: Modellierung und Position des THUMS-Modells für den Tabletop-Test (die Beine und Unterarme werden zur besseren Visualisierung nicht dargestellt)

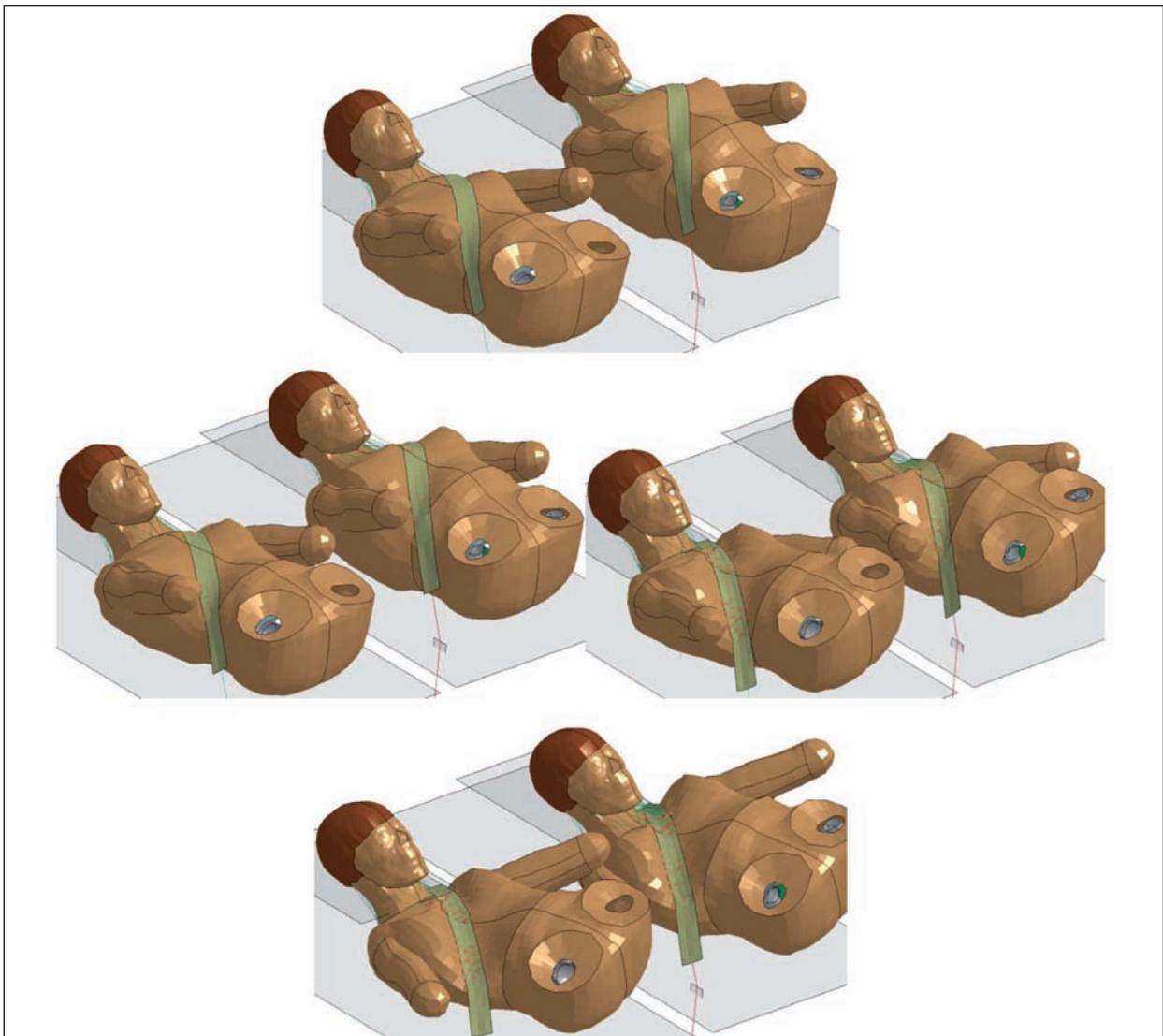


Bild 151: Kinematik der beiden THUMS-Modelle zu den Zeitpunkten 0, 87, 173 und 260 ms

2. Belastung des Gurtes mit gegebenem Verschiebungsprofil (Zeit 60-250 ms): Im zweiten Schritt

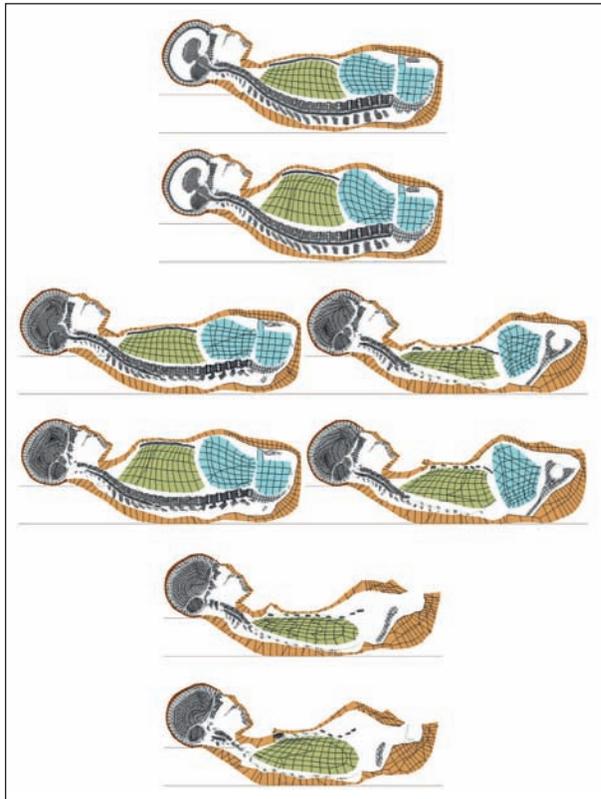


Bild 152: Kinematik der beiden THUMS-Modelle zu den Zeitpunkten 0, 87, 173 und 260 ms (Schnittdarstellung)

werden die Gurtenden mit einem gegebenen Verschiebungsprofil heruntergezogen. Dieses Profil wurde der oben genannten Veröffentlichung entnommen und ist in Bild 153 (unten rechts) als durchgezogene schwarze Linie angegeben.

In beiden Schritten wurde das Eigengewicht berücksichtigt. Die Simulationszeit beträgt insgesamt 260 ms, wobei in den ersten 60 ms die Vorbelastung stattfindet und in den anschließenden 200 ms die endgültige Belastung durchgeführt wird. Bild 151 zeigt die Deformation der beiden Thoraxe zu verschiedenen Zeitpunkten (0, 87, 173 und 260 ms). Man erkennt eine erhebliche Deformation der beiden Thoraxe durch den Gurt, der aufgrund seiner relativ hohen Steifigkeit ($E = 5 \text{ kN/mm}$) keine großen Längenänderungen erfährt. Obwohl die Belastung mittig auf das Sternum durchgeführt wird, erkennt man ein Abrutschen des Gurtes in Richtung der rechten Schulter; das Abrutschen findet hier allerdings zwischen dem Thoraxfleisch und dem knöchernen Thorax statt, da das THUMS-Modell hier keine schubfeste Verbindung aufweist. Des Weiteren erkennt man ein Abheben des Pelvisbereiches infolge der Thoraxbelastung.

Bild 152 zeigt die Thoraxdeformation noch einmal in einer Schnittdarstellung.

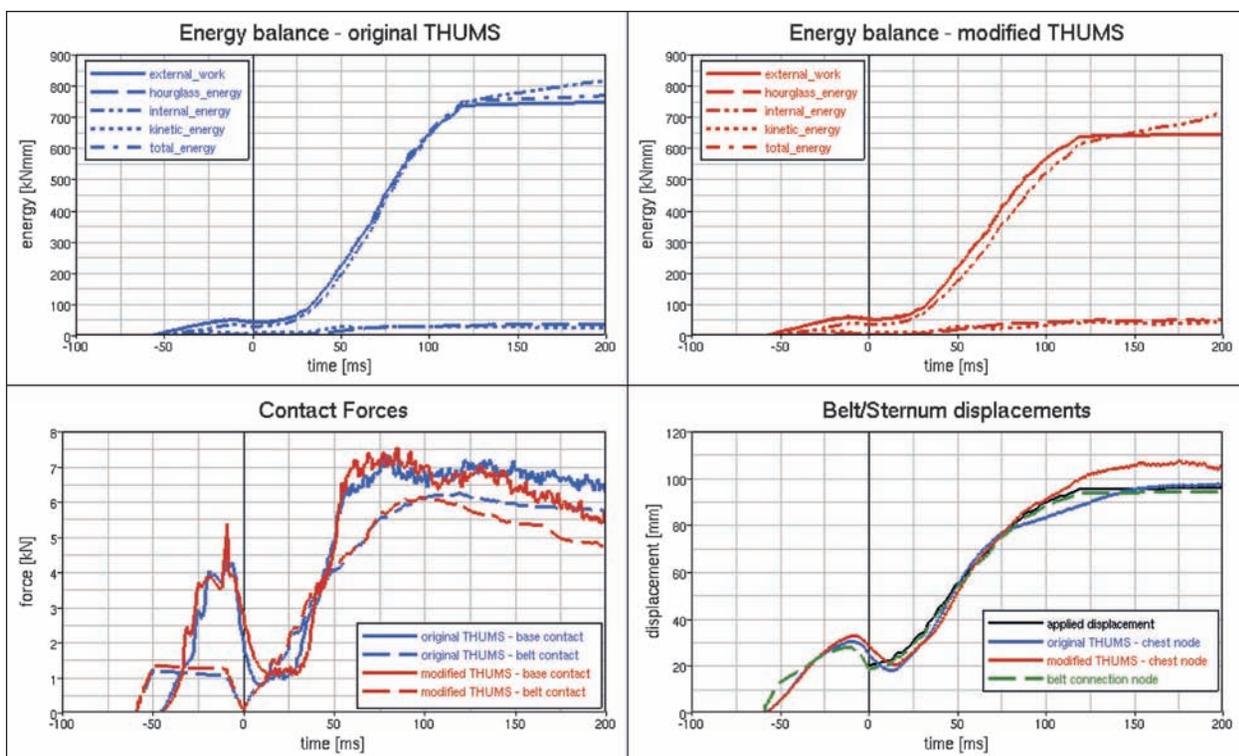


Bild 153: Auswertung des Tabletop-Tests, Energien (oben), Kontaktkräfte (unten links) und Verschiebungskurven (ungefiltert, Samplingzeit ist 0,5 ms)

Bild 153 zeigt die Auswertung der Energien, der Kontaktkräfte sowie der vertikalen Gurt- und Sternumverschiebungen. Die Zeitachsen sind um 60 ms nach links verschoben, also genau die Zeit des ersten Schrittes. Das Energieniveau ist beim modifizierten THUMS etwas geringer, was sich mit der Materialwahl des Lungenorgans erklären lässt. Hier wurde ein Schaum mit geringer Dichte (Low Density Foam) gewählt, der ab einer gewissen Stauchung eine Verdichtung erfährt und somit eine erhöhte Steifigkeit aufweist. Da dieses Lungenorgan im modifizierten Modell dicker ausfällt, sind die Kompression und damit auch die Steifigkeit entsprechend geringer, was demnach auf geringere Verzerrungsenergien führt.

Die Kontaktkräfte sind sehr ähnlich, wobei diese durch den beschriebenen Effekt im hinteren Bereich stärker abfallen. Dargestellt sind hier die Kontaktkräfte zur Basisfläche (Tisch) und zum Diagonalgurt. Unten rechts in Bild 153 sind schließlich die Verschiebungen der Brustknoten unterhalb des Gurtes dargestellt. Als Referenz wurden zusätzlich die aufgebrachte Verschiebung ab 60 ms (schwarze Kurve) sowie die gemessene Gurtverschiebung an den Lastangriffspunkten (Grün) dargestellt. Im Bereich von 0-200, also zwischen 60 und 260 ms, decken sich diese beiden Kurven. Man erkennt wieder eine größere Intrusion beim modifizierten THUMS-Modell, die wiederum auf den beschriebenen Steifigkeitsunterschied der beiden Thoraxe zurückzuführen sein dürfte.

6 Abschließende Bewertung und Folgerung für die Praxis

Abschließend kann auf Basis der durchgeführten Analysen festgestellt werden, dass in der deutschen Bevölkerung deutliche geometrische Altersunterschiede am knöchernen Thorax existieren. Einige dieser Unterschiede scheinen dabei, wie die Simulationsergebnisse zeigen, mehr Einfluss auf das biomechanische Verhalten im Frontal- und Seitenanprall zu haben als andere.

So ist die Thoraxtiefe, die im Alter sowohl auf Höhe des Unterrands des Manubriums als auch auf Höhe des Unterrands des Corpus sternii zunimmt, entsprechend den Ergebnissen mit dem Kent-arti-

gen Thorax als deutlich einflussreicher zu bewerten als der bereits von KENT et al. (2005) ermittelte Winkel in der Sagittalebene.

Zusätzliche Überlegungen sollten in Zukunft bezüglich der Tatsache angestellt werden, dass weder das Menschmodell THUMS 3 noch THUMS 4 deutlich als alt oder jung zu klassifizieren ist. Die Erstellung eines eindeutig jungen Thorax wäre eine mögliche Option. Vor allem aber ist bei der zukünftigen Auswahl von medizinischen Schnittbilddaten als Grundlage für FE-Menschmodelle die detaillierte individuelle Anthropometrie stärker als bisher zu berücksichtigen.

Die Zwischenergebnisse deuteten darauf hin, dass die Thoraxgeometrie des über 65-jährigen Mannes, unabhängig von den sich im Alter verändernden Materialparametern, sich eher gegen den Frontalanprall protektiv als ungünstig auswirkt. Beim Seitenanprall sind ähnliche, wenn auch nicht so deutliche Tendenzen festzustellen. Dies würde bedeuten, dass die aus der Epidemiologie und experimentellen Studien ersichtliche deutlich erniedrigte Verletzungstoleranz des Thorax (mehr Rippenfrakturen bei gleicher Brustkorbeindrückung, verringerte Bruchtoleranz einzelner Rippen) auf einzelne sich verändernde Materialparameter (allen voran die verringerte Bruchdehnung) und die abnehmende Kortikalisdicke zurückzuführen sind.

Zu diesem Zweck wurde die Geometrie des 75. Perzentil der alten Bevölkerung für einen repräsentativ alten Thorax (Altersgruppe der über 64-Jährigen) benutzt. Die Methode beruht auf rein geometrischen Änderungen – Materialparameter und -dichten wurden beibehalten. Damit hat das modifizierte THUMS-Modell eine geringfügig höhere Masse als das originale Modell (80,6 kg zu 75,6 kg). Durch das vergrößerte Lungenvolumen dürfte dieses allerdings physikalisch auch zu vertreten sein.

Abschließend betrachtet wird ein Menschmodell, welches das 75. Perzentil der alten Bevölkerung repräsentiert, als ausreichend aussagekräftig hinsichtlich der im Alter veränderten Geometrie klassifiziert und gleichzeitig als mit angemessenem Aufwand realisierbar angesehen. Es wird daher für die Bewertung von Sicherheitssystemen empfohlen.

7 Literatur

- AARO, S. & DAHLBORN, M.: Estimation of Vertebral Rotation and the Spinal and Rib Cage Deformity in Scoliosis by Computer Tomography. *Spine*, 6 (5), 460-467 (1981)
- ALTAIR: Hyperworks, Hypermesh Version 11.0
- CHAVEESUK, R. & SMITH, A.: Dual Kriging: An Exploratory Use in Economic Metamodeling. *The Engineering Economist*, S. 50:247-271 (2005)
- FORMAN, J. et al.: Modeling costal cartilage using local material properties with considerations for gross heterogeneities. *Journal of Biomechanics*. (2010)
- GAYZIK, F. S., YU, M. M., DANELSON, K. A., SLICE, D. E., STITZEL, J. D.: Quantification of age-related shape change of the human rib cage through geometric morphometrics. *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 1545-1554 (2008)
- GRUPE, G., CHRISTIANSEN, K., SCHRÖDER, I. und WITTEWERT-BACKOFEN, U.: *Anthropologie*. Berlin, Heidelberg: Springer (2012)
- HEPP, W. R. und DEBRUNNER, H. U.: *Orthopädisches Diagnostikum*. Stuttgart: Thieme (2004)
- KENT, R., LESSLEY, D., SHERWOOD, C.: Thoracic Response to Dynamic, Non-Impact Loading from a hub, distributed Belt and Double Diagonal Belts. *Stapp Car Crash Conference*, Vol. 48., pp. 495-519 (2004b)
- KENT, R., LEE, S. H., DARVISH, K., WANG, S., POSTER, C. S., LANGE, A. W., BREDE, C., LANGE, D., MATSUOKA, F.: Structural and Material Changes in the Aging Thorax and Their Role in Crash Protection for Older Occupants. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 49, pp. 231-249 (2005a)
- KENT, R., HENARY, B., MATSUOKA, F.: On the fatal crash experience of older drivers. *Proc. AAAM* (2005b)
- KENT, R., PATRIE, J.: Chest deflection tolerance to blunt anterior loading is sensitive to age but not loading distribution. *Forensic Science International*, Vol. 149 (2-3), pp. 121-128 (2004a)
- KNUSSMANN: *Anthropologie, Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen*. Band 1, Wesen und Methoden der Anthropologie. Gustav Fischer Verlag (1988)
- KROELL, C., SCHNEIDER, D. & NAHUM, A.: Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. 18th Stapp Car Crash Conference Proceedings (S. 282-457) (1974)
- LAU, G.: Morphology, distribution, mineral density and volume fraction of human calcified costal cartilage. *Acta Biomaterialia* (2011)
- Livermore Software Technology Corporation. LS Dyna
- Materialise. Mimics 14.1.2.8 (2011a)
- Materialise.3-matic 6.0 (2011b)
- MOHR, M., ABRAMS, E., ENGEL, C., LONG, W. B., BOTTLANG, M.: Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. *Journal of Biomechanics* 40 (2007)
- O'HIGGINS, P. und JONES, N.: *Morphologika²*, Version 2.5, York: University of York (2006)
- RITCHIE, R. O. et al.: Plasticity and toughness in bone. *Physics Today*, American Institute of Physics (2009)
- ROSSET, A.: *OsiriX Imaging Software*, Version 64-bit, Genf: Pixmeo (2012)
- SHAW, J., HERRIOT, R., McFADDEN, J., DONNELLY, B. & BOLTE, J.: Oblique and lateral impact response of the PMHS Thorax. *Stapp Car Crash Journal* (S. 50:147-167) (2006)
- SLICE, D. E.: Geometric Morphometrics. *Annual Review of Anthropology*, 36, 261-281
- Statistisches Bundesamt: *Tabelle: Bevölkerung nach Altersgruppen, Familienstand und Religionszugehörigkeit*, <http://www.destatis.de/jetspeed/portal/cms/Sites/destatis/Internet/DE/Content/Statistiken/Bevoelkerung/Bevoelkerungsstand/Tabellen/Content75/AltersgruppenFamilienstand,templateId=renderPrint.psml>, abgerufen am 18.02.2011
- TROCHU, F. A.: Contouring Program based on Dual Kriging Interpolation. *Engineering with Computers*, S. 9:160-177 (1993)

VEZIN, P., BERTHET, F.: Structural characterization of the human rib cage behaviour under dynamic loading. *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 53 (2009)

WILEY, D. F.: *Landmark, Version 3, 0, 0, 6*, Davis: Institute for Data Analysis and Visualisation (IDAV) (2005)

ZELDITCH, M. L., SWIDERSKI, D. L., SHEETS, H. D., FINK, W. L.: *Geometric Morphometrics for Biologists – a primer*. Elsevier (2004)

Schriftenreihe

Berichte der Bundesanstalt für Straßenwesen

Unterreihe „Fahrzeugtechnik“

2004

F 45: Untersuchungen zur Abgasemission von Motorrädern im Rahmen der WMTC-Aktivitäten
Steven € 12,50

F 46: Anforderungen an zukünftige Kraffrad-Bremssysteme zur Steigerung der Fahrsicherheit
Funke, Winner € 12,00

F 47: Kompetenzerwerb im Umgang mit Fahrerinformationssystemen
Jahn, Oehme, Rösler, Krems € 13,50

F 48: Standgeräuschmessung an Motorrädern im Verkehr und bei der Hauptuntersuchung nach § 29 StVZO
Pullwitt, Redmann € 13,50

F 49: Prüfverfahren für die passive Sicherheit motorisierter Zweiräder
Berg, Rücker, Bürkle, Mattern, Kallieris € 18,00

F 50: Seitenairbag und Kinderrückhaltesysteme
Gehre, Kramer, Schindler € 14,50

F 51: Brandverhalten der Innenausstattung von Reisebussen
Egelhaaf, Berg, Staubach, Lange € 16,50

F 52: Intelligente Rückhaltesysteme
Schindler, Kühn, Siegler € 16,00

F 53: Unfallverletzungen in Fahrzeugen mit Airbag
Klanner, Ambos, Paulus, Hummel, Langwieder, Köster € 15,00

F 54: Gefährdung von Fußgängern und Radfahrern an Kreuzungen durch rechts abbiegende Lkw
Niewöhner, Berg € 16,50

2005

F 55: 1st International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“ – Reports on the ESAR-Conference on 3rd/4th September 2004 at Hannover Medical School € 29,00

2006

F 56: Untersuchung von Verkehrssicherheitsaspekten durch die Verwendung asphärischer Außenspiegel
Bach, Rüter, Carstengerdes, Wender, Otte € 17,00

F 57: Untersuchung von Reifen mit Notlaufeigenschaften
Gail, Pullwitt, Sander, Lorig, Bartels € 15,00

F 58: Bestimmung von Nutzfahrzeugemissionsfaktoren
Steven, Kleinebrahm € 15,50

F 59: Hochrechnung von Daten aus Erhebungen am Unfallort
Hautzinger, Pfeiffer, Schmidt € 15,50

F 60: Ableitung von Anforderungen an Fahrerassistenzsysteme aus Sicht der Verkehrssicherheit
Vollrath, Briest, Schießl, Drewes, Becker € 16,50

2007

F 61: 2nd International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“ – Reports on the ESAR-Conference on 1st/2nd September 2006 at Hannover Medical School € 30,00

F 62: Einfluss des Versicherungs-Einstufungstests auf die Belange der passiven Sicherheit
Rüter, Zoppke, Bach, Carstengerdes € 16,50

F 63: Nutzerseitiger Fehlgebrauch von Fahrerassistenzsystemen
Marberger € 14,50

F 64: Anforderungen an Helme für Motorradfahrer zur Motorradsicherheit

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden.

Schüler, Adolph, Steinmann, Ionescu € 22,00

F 65: Entwicklung von Kriterien zur Bewertung der Fahrzeugbeleuchtung im Hinblick auf ein NCAP für aktive Fahrzeugsicherheit
Manz, Kooß, Klinger, Schellinger € 17,50

2008

F 66: Optimierung der Beleuchtung von Personenwagen und Nutzfahrzeugen
Jebas, Schellinger, Klinger, Manz, Kooß € 15,50

F 67: Optimierung von Kinderschutzsystemen im Pkw
Weber € 20,00

F 68: Cost-benefit analysis for ABS of motorcycles
Baum, Westerkamp, Geißler € 20,00

F 69: Fahrzeuggestützte Notrufsysteme (eCall) für die Verkehrssicherheit in Deutschland

Auerbach, Issing, Karrer, Steffens € 18,00

F 70: Einfluss verbesserter Fahrzeugsicherheit bei Pkw auf die Entwicklung von Landstraßenunfällen

Gail, Pöppel-Decker, Lorig, Eggers, Lerner, Ellmers € 13,50

2009

F 71: Erkennbarkeit von Motorrädern am Tag – Untersuchungen zum vorderen Signalbild
Bartels, Sander € 13,50

F 72: 3rd International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“ – Reports on the ESAR-Conference on 5th / 6th September 2008 at Hannover Medical School € 29,50

F 73: Objektive Erkennung kritischer Fahrsituationen von Motorrädern

Seiniger, Winner € 16,50

2010

F 74: Auswirkungen des Fahrens mit Tempomat und ACC auf das Fahrerverhalten

Vollrath, Briest, Oeltze € 15,50

F 75: Fehlgebrauch der Airbagabschaltung bei der Beförderung von Kindern in Kinderschutzsystemen

Müller, Johannsen, Fastenmaier € 15,50

2011

F 76: Schutz von Fußgängern beim Scheibenanprall II

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden.

Bovenkerk, Gies, Urban € 19,50

F 77: 4th International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden. € 29,50

F 78: Elektronische Manipulation von Fahrzeug- und Infrastruktursystemen

Dittmann, Hoppe, Kiltz, Tuchscheerer € 17,50

F 79: Internationale und nationale Telematik-Leitbilder und IST-Architekturen im Straßenverkehr

Boltze, Krüger, Reusswig, Hillebrand € 22,00

F 80: Untersuchungskonzepte für die Evaluation von Systemen zur Erkennung des Fahrerzustands

Eichinger € 15,00

F 81: Potential aktiver Fahrwerke für die Fahrsicherheit von Motorrädern

Wunram, Eckstein, Rettweiler € 15,50

F 82: Qualität von on-trip Verkehrsinformationen im Straßenverkehr – Quality of on-trip road traffic information – BAST-Kolloquium 23. & 24.03.2011

Lotz, Luks € 17,50

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann kostenpflichtig unter www.nw-verlag.de heruntergeladen werden.

2012

F 83: Rechtsfolgen zunehmender Fahrzeugautomatisierung – Gemeinsamer Schlussbericht der Projektgruppe

Gasser, Arzt, Ayoubi, Bartels, Bürkle, Eier, Flemisch, Häcker, Hesse, Huber, Lotz, Maurer, Ruth-Schumacher, Schwarz, Vogt € 19,50

F 84: Sicherheitswirkungen von Verkehrsinformationen – Entwicklung und Evaluation verschiedener Warnkonzepte für Stauendwarnungen

Bogenberger, Dinkel, Totzke, Naujoks, Mühlbacher € 17,00

F 85: Cooperative Systems Stakeholder Analysis

Schindhelm, Calderaro, Udin, Larsson, Kernstock, Jandrisits, Ricci, Geißler, Herb, Vierkötter € 15,50

2013

F 86: Experimentelle Untersuchung zur Unterstützung der Entwicklung von Fahrerassistenzsystemen für ältere Kraftfahrer

Hoffmann, Wipking, Blanke, Falkenstein € 16,50

F 87: 5th International Conference on ESAR „Expert Symposium on Accident Research“

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 88: Comparative tests with laminated safety glass panes and polycarbonate panes

Gehring, Zander € 14,00

F 89: Erfassung der Fahrermüdigkeit

Platho, Pietrek, Kolrep € 16,50

F 90: Aktive Systeme der passiven Fahrzeugsicherheit

Nuß, Eckstein, Berger € 17,90

F 91: Standardisierungsprozess für offene Systeme der Straßenverkehrstelematik

Kroen € 17,00

F 92: Elektrofahrzeuge – Auswirkungen auf die periodisch technische Überwachung

Beyer, Blumenschein, Bönninger, Grohmann, Lehmann, Meißner, Paulan, Richter, Stiller, Calker € 17,00

2014

F 93: Entwicklung eines Verfahrens zur Erfassung der Fahrerbeanspruchung beim Motorradfahren

Buld, Will, Kaussner, Krüger € 17,50

F 94: Biokraftstoffe – Fahrzeugtechnische Voraussetzungen und Emissionen

Pellmann, Schmidt, Eckhardt, Wagner € 19,50

F 95: Taxonomie von Fehlhandlungen bei der Fahrzeugführung

Oehme, Kolrep, Person, Byl € 16,50

F 96: Auswirkungen alternativer Antriebskonzepte auf die Fahrdynamik von Pkw

Schönemann, Henze € 15,50

F 97: Matrix von Lösungsvarianten Intelligenter Verkehrssysteme (IVS) im Straßenverkehr

Matrix of alternative implementation approaches of Intelligent Transport Systems (ITS) in road traffic

Lotz, Herb, Schindhelm, Vierkötter

Dieser Bericht liegt nur in digitaler Form vor und kann unter <http://bast.opus.hbz-nrw.de/> heruntergeladen werden.

F 98: Absicherungsstrategien für Fahrerassistenzsysteme mit Umfeldwahrnehmung

Weitzel, Winner, Peng, Geyer, Lotz Sefati € 16,50

F 99: Study on smoke production, development and toxicity in bus fires

Hofmann, Dülsen € 16,50

2015

F 100: Verhaltensbezogene Kennwerte zeitkritischer Fahrmanöver

Powelleit, Muhrer, Vollrath, Henze, Liesner, Pawellek € 17,50

F 101: Altersabhängige Anpassung von Menschmodellen für die passive Fahrzeugsicherheit

Wagner, Segura, Mühlbauer, Fuchs, Peldschus, Freßmann € 19,00

Alle Berichte sind zu beziehen im:

Carl Schünemann Verlag GmbH

Zweite Schlachtpforte 7

28195 Bremen

Tel. (0421) 3 69 03-53

Fax (0421) 3 69 03-48

www.schuenemann-verlag.de

Dort ist auch ein Kompletverzeichnis erhältlich.