

**Lehrstuhl für Ergonomie
der Technischen Universität München**

**Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts auf
Automobilsitzen**

Christian Mergl

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Maschinenwesen
der Technischen Universität München
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.) genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr.-Ing. Bernd Heißing

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. Heiner Bubb
2. Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Heinz Ulbrich

Die Dissertation wurde am 23.11.2005 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Maschinenwesen am 06.04.2006 angenommen.

Danksagung

An erster Stelle bedanke ich mich bei meiner Frau Natalie, die mir immer wieder die nötige Kraft gegeben hat auch schwierige Phasen durchzustehen. Meinen Sohn Moritz möchte ich hier ebenfalls erwähnen, denn er hat mich immer wieder auf neue Sichtweisen alltäglicher Dinge gestoßen. Meinen Eltern danke ich für die Unterstützung über all die Jahre. Mein Dank gilt auch meinem Bruder Matthias insbesondere für die Korrektur der Arbeit.

Ein ganz besonderer Dank gilt Professor Heiner Bubb, der mir dieses interessante Projekt ermöglicht hat. Hervorheben möchte ich die große Freiheit, die mir Herr Bubb während der ganzen Zeit gewährt hat und die auch so manche unkonventionelle Lösung ermöglicht hat.

Herrn Professor Rühmann danke ich für das entgegengebrachte Vertrauen beim Einbezug in seine Lehrtätigkeit, wodurch ich über diese Dissertation hinaus viel über Wissenschaft und Forschung gelernt habe.

Bei meinem Kollegen Jürgen Hartung bedanke ich mich ganz herzlich für die vielen fachlichen Diskussionen und die angenehme Atmosphäre im Büro. Ohne seine kritischen Anmerkungen und seinen Sachverstand wäre die Arbeit nicht so geworden wie sie ist. Dann danke ich Herrn Christian Zacherl: ohne ihn hätte die Sensorik des Sitzdummys nie funktioniert. Auch allen anderen (ehemaligen) KollegInnen des Lehrstuhls gilt mein Dank für die Unterstützung und die schöne Arbeitsatmosphäre.

Ohne die tatkräftige Unterstützung vieler StudentInnen wäre dieses Projekt in dieser Zeit nicht zu bewältigen gewesen. Erwähnen möchte ich hier zuerst Tobias Anton, der „Modell“ für das Finite Elemente Modell stand und kurz darauf tödlich verunglückte. Weitere StudentInnen waren: Maximilian Hänel, Raphael Zenk, Olaf Sabbah, Claude Mangan, Margit Klendauer, Markus Krenn, Alessio Librandi, Oliver Nicolay, Fatih Yildirim, Daniela Thum, Bertan Oguz, Christian Vogt, Bernhardt Altmann, Beilei Zhang, Jason Ooi, Jorge Cleto, Florian Ettner und Minhao Zhu.

Außerdem danke ich Herrn André Huschenbeth für die große Unterstützung beim Anwendungsbeispiel des Finite Elemente Modells.

Garching, 09. Mai 2006

Zusammenfassung

Der Komfortaspekt wird in der Automobilbranche zunehmend wichtiger, um sich als Hersteller von der Konkurrenz abzusetzen. Da der Autositz die größte Kontaktstelle zwischen Mensch und Fahrzeug darstellt, ist er auch für den Komfort im Fahrzeug sehr wichtig. In der Literatur wird der Druckverteilung, die sich beim Sitzen einstellt, ein großer Einfluss auf das Komfort- bzw. Diskomfortempfinden im Sitz beigemessen. Allerdings fehlt hierzu bisher ein objektives Messinstrument. Ziel dieser Arbeit ist demnach die Entwicklung eines Verfahrens zur Messung und Optimierung des Sitz(dis)komforts in Automobilen.

So wurde zunächst untersucht, welche Parameter für die subjektive Beurteilung einer Druckverteilung entscheidend sind. Das Besondere an der Auswertung war, dass das subjektive Empfinden und die Druckverteilung bezogen auf den menschlichen Körper erfasst und ausgewertet wurden. Dabei stellte sich heraus, dass die komplette Form der Druckverteilung wichtig ist. Diese Form kann über drei Parameter beschrieben werden: der Verteilung der prozentualen Last, den maximalen Druck und den Verlauf des Gradienten, also der Druckänderung, in verschiedenen Körperbereichen. Im Weiteren wurden für diese Parameter Optimalwerte ermittelt. Diese Optimalwerte können als Richtwerte zur Beurteilung von Druckverteilungen - und damit Sitzen - verwendet werden. Diese Richtwerte konnten für das Kurzzeit- sowie für das Langzeitverhalten im Rahmen von Validierungsstudien in Fahrzeugen bestätigt werden. Außerdem zeigte die Studie zur Validierung des gefundenen Modells bezüglich des Langzeitverhaltens, dass die Druckverteilung der Sitzfläche den Diskomfort im unteren Rücken beeinflusst. Des Weiteren kann festgehalten werden, dass die gefundenen Richtwerte mit den Werten der Literatur gut übereinstimmen. Sitzentwickler können mit diesem entwickelten und validierten Modell schon nach wenigen Minuten entscheiden, wie sich der Sitz nach mehreren Stunden anfühlen wird.

Basierend auf dem Wissen zur Interpretation von Druckverteilungen wurden zwei „Werkzeuge“ entwickelt, die eine durchgängige Entwicklung eines Sitzes von der virtuellen Phase bis zum fertigen Sitz ermöglichen: Dies sind zum einen ein dreidimensionales Finite Elemente Modell des menschlichen Gesäßes und zum anderen ein Hardwaredummy, der einem sitzenden Menschen entspricht. Sowohl das numerische als auch das physikalische Modell konnte für die Druckverteilung validiert werden.

Werden die einzelnen Entwicklungen zusammengeführt, erhält man ein Verfahren, das die Optimierung des Sitzkomforts ermöglicht.

Einleitung

1	EINLEITUNG	3
1.1	DEFINITION VON SITZKOMFORT	4
1.2	LITERATURÜBERBLICK ZUM ZUSAMMENHANG VON SITZDRUCKVERTEILUNG UND SITZDISKOMFORT	6
1.3	LITERATURÜBERBLICK ZU OBJEKTIVEN MESSVERFAHREN BEZÜGLICH DES DISKOMFORTS BEIM SITZEN.....	10
1.3.1	<i>Bisherige Messverfahren mit realen Prüfkörpern bzw. Menschen.....</i>	<i>10</i>
1.3.2	<i>Messverfahren mit virtuellen Prüfkörpern (numerische Modelle)</i>	<i>13</i>
2	ZIELDEFINITION UND VORGEHENSWEISE	17
3	MODELL ZUR PROGNOTIZIERUNG DES SITZDISKOMFORTS AUS DEN GEMESSENEN KONTAKTKRÄFTEN ZWISCHEN MENSCH UND SITZ.....	20
3.1	ERMITTLUNG WICHTIGER KENNGRÖßEN DER DRUCKVERTEILUNG	20
3.1.1	<i>Versuchsdesign.....</i>	<i>20</i>
3.1.2	<i>Beschreibung der Versuchsbedingungen.....</i>	<i>24</i>
3.1.3	<i>Versuchsdurchführung</i>	<i>25</i>
3.1.4	<i>Auswertung.....</i>	<i>26</i>
3.1.5	<i>Ergebnisse</i>	<i>31</i>
3.2	ERMITTLUNG DES MODELLS AUS DIESEN KENNGRÖßEN	33
3.2.1	<i>Versuchsdesign.....</i>	<i>33</i>
3.2.2	<i>Beschreibung der Versuchsbedingungen.....</i>	<i>36</i>
3.2.3	<i>Versuchsdurchführung</i>	<i>37</i>
3.2.4	<i>Auswertung.....</i>	<i>39</i>
3.2.5	<i>Ergebnisse</i>	<i>41</i>
3.2.6	<i>Entwicklung des Modells aus diesen Ergebnissen.....</i>	<i>46</i>
3.2.7	<i>Diskussion</i>	<i>47</i>
3.3	VALIDIERUNG DES MODELLS FÜR DAS KURZZEITVERHALTEN	52
3.3.1	<i>Versuchsdesign.....</i>	<i>52</i>
3.3.2	<i>Versuchsdurchführung</i>	<i>54</i>
3.3.3	<i>Auswertung.....</i>	<i>55</i>
3.3.4	<i>Ergebnisse</i>	<i>55</i>
3.3.5	<i>Diskussion</i>	<i>57</i>
3.4	VALIDIERUNG DES MODELLS FÜR DAS LANGZEITVERHALTEN	58
3.4.1	<i>Versuchsdesign.....</i>	<i>58</i>
3.4.2	<i>Versuchsdurchführung</i>	<i>61</i>
3.4.3	<i>Auswertung.....</i>	<i>63</i>
3.4.4	<i>Ergebnisse</i>	<i>64</i>
3.4.5	<i>Diskussion der Langzeitvalidierung</i>	<i>66</i>
3.5	GESTALTUNGSRICHTLINIEN FÜR EINE GUTE SITZDRUCKVERTEILUNG	69
4	ANWENDUNG DES MODELLS ZUR AUSLEGUNG UND BEWERTUNG VON SITZEN.....	71
4.1	3D FINITE ELEMENTE MODELL VON GESÄß UND OBERSCHENKEL ZUR BERECHNUNG VON KONTAKTKRÄFTEN ZWISCHEN MENSCH UND SITZ	71
4.1.1	<i>Modellerstellung.....</i>	<i>71</i>
4.1.2	<i>Modellvalidierung</i>	<i>86</i>
4.1.3	<i>Modellanwendung</i>	<i>95</i>
4.1.4	<i>Diskussion des numerischen Modells.....</i>	<i>98</i>
4.2	HARDWARESITZDUMMY ZUR BEWERTUNG VON REALEN SITZEN	100
4.2.1	<i>Anforderungen.....</i>	<i>100</i>
4.2.2	<i>Realisierung</i>	<i>100</i>
4.2.3	<i>Validierung.....</i>	<i>105</i>
4.2.4	<i>Anwendung.....</i>	<i>117</i>
4.2.5	<i>Diskussion des Dummies</i>	<i>121</i>
5	VORSTELLUNG DES VERFAHRENS ZUR OPTIMIERUNG DES SITZKOMFORTS.....	122
6	ZUSAMMENFASSUNG.....	125

Einleitung

7	ENTWICKLUNGSPERSPEKTIVEN.....	129
8	LITERATUR	131
9	ANHANG	136

1 Einleitung

Das Auto ist in unserer heutigen Gesellschaft für viele Menschen ein unverzichtbarer Begleiter im Alltagsleben. Wir verbringen auf dem Weg zur Arbeit oder in unserer Freizeit wöchentlich viele Stunden im Auto. Dabei ist der Autositz die Hauptkontaktstelle zwischen Mensch und Fahrzeug. Er entscheidet maßgeblich, ob wir uns in einem Auto wohl fühlen oder nach einer längeren Fahrt mit Rückenschmerzen aussteigen. Für Automobilhersteller wird in Zeiten sich angleichender Designs und Motorisierungen der Komfortaspekt immer wichtiger, um sich dennoch von Wettbewerbern abzusetzen. Dabei spielt auch der Komfort auf dem Sitz eine wichtige Rolle. In der Sitzentwicklung stehen die Hersteller nun vor der Aufgabe, Sitze zu konstruieren, die von den späteren Fahrern als komfortabel empfunden werden. Dies ist nur möglich, wenn eine repräsentative Versuchspersonengruppe zur Bewertung von Sitzen herangezogen wird. Dies scheitert in der Praxis meist an einem zu hohen zeitlichen Aufwand, der unter dem aktuellen Druck zu kürzeren Entwicklungszeiten in der Automobilindustrie, nicht realisierbar ist. In der Praxis ist häufig ein kleines Team mit der Entwicklung eines Sitzes betraut, das die Aufgabe hat, diesen Autositz für kleine Personen genauso komfortabel wie für große zu optimieren. Dabei erfolgt die Entwicklung rein subjektiv. Dies hat zur Folge, dass Probleme beim Sitzkomfort nur als Empfindungen kommunizierbar sind und nicht durch objektive Messgrößen untermauert werden können. Man kann also nur sagen, dass der Sitz schlechter ist als der Referenzsitz, aber nicht um wie viel. In der Entwicklung von Fahrzeugsitzen fehlt ein objektives Verfahren um den Sitzkomfort messbar zu machen, wie dies beispielsweise bei der Motorleistung eines Fahrzeugs der Fall ist. Hierbei wird der Motor auf einem Prüfstand nach festgelegten Verfahren geprüft. Somit sind die Ergebnisse mit anderen Fahrzeugen vergleichbar. Bei Sitzen fehlt jedoch bereits der erste Ansatzpunkt für eine Messung - die Messgröße. Beim Motor ist dies der Drehmomentverlauf über der Drehzahl oder die maximale Leistung in PS. Demzufolge beginnt der Weg zur Objektivierung des Sitzkomforts mit der Suche nach der objektiven Messgröße und wie diese reproduzierbar gemessen werden kann. Die beschriebene Analogie zwischen Sitz und Motor wird in Tabelle 1 nochmals dargestellt. Bei diesem Vergleich wurde die Beschreibung der Fahrleistung sehr stark vereinfacht. In der Praxis finden zur Objektivierung der Fahrleistung weitaus komplexere Verfahren Anwendung. Doch selbst unter ähnlich starken Vereinfachungen ist momentan beim Sitzkomfort keine Objektivierung möglich.

Einleitung

Tabelle 1: Analogie Sitzkomfort – Fahrleistung eines Autos

	Motor	Sitz
Subjektive Empfindung	Beschleunigungsempfinden	Sitzkomfort
Objektive Größe	Leistung/Drehmomentverlauf	?
Messverfahren	Motorprüfstand	?

Die oben beschriebene Problematik soll in dieser Arbeit aufgegriffen und ein Verfahren zur Bewertung von Sitzen erarbeitet werden. Des Weiteren soll ein Messverfahren entwickelt werden, welches die objektiv messbare Größe zur Beschreibung des Sitzkomforts, sowohl in der Simulation am Computer wie auch in Realität, reproduzierbar messen kann (vgl. Abbildung 1).

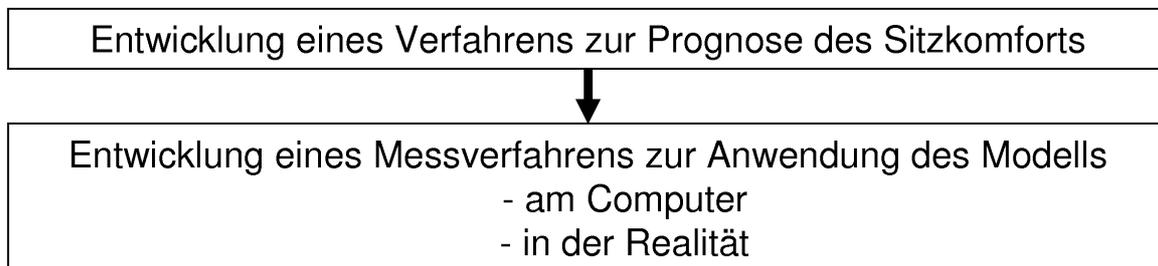


Abbildung 1: Ablauf der Arbeit

Um eine Basis für die weitere Arbeit zu schaffen, wird der Stand der aktuellen Forschung zur Objektivierung des Sitzkomforts anhand eines Literaturüberblicks dargestellt. Es erfolgt zuerst eine Definition des Begriffes Sitzkomfort.

1.1 Definition von Sitzkomfort

Das so genannte Komfortempfinden eines Menschen auf einem Fahrzeugsitz setzt sich aus mehreren Dimensionen zusammen (vgl. Abbildung 2). Einflussgrößen sind die Dämpfungseigenschaften des Sitzes bei einwirkenden äußeren Schwingungen für den so genannten „dynamischen Sitzkomfort“ oder das „Mikroklima“, das unter anderem durch die Wasserdampfdurchlässigkeit des Sitzes bestimmt wird. Des Weiteren beeinflusst die Seitenführung des Sitzes bei Kurvenfahrten den Gesamteindruck des Sitzes. Die Haltung, in der man auf dem Sitz Platz nimmt, prägt ebenfalls den Eindruck des Sitzkomforts. Eine wichtige Rolle spielt auch die Druckverteilung zwischen Mensch und Sitz.

Wie der Literaturüberblick zeigen wird, ist der Einfluss der Druckverteilung auf den subjektiven Eindruck sehr groß (vgl. Kapitel 1.2). Deshalb liegt der Schwerpunkt dieser Arbeit auf dem Einfluss der Druckverteilung.

Einleitung



Abbildung 2: Dimensionen des Sitzkomforts

Die Druckverteilung beeinflusst in erster Linie die statische Dimension des Sitzkomforts. Dieser „statische Sitzkomfort“ kann nun seinerseits wieder in drei zeitliche Anteile zerlegt werden: Der erste Kontakt mit dem Sitz, auch Ansitzkomfort genannt, beschreibt die Empfindung während des Hinsetzens. Dieser Ansitzkomfort spielt sich in der ersten Minute des Kontaktes zwischen Mensch und Sitz ab. Danach folgt der Kurzzeitkomfort, dessen zeitlicher Rahmen sich ca. von der ersten bis zur 30. Minute erstreckt. Alles über dreißig Minuten kann dem Langzeitkomfort zugeordnet werden (vgl. Abbildung 3).

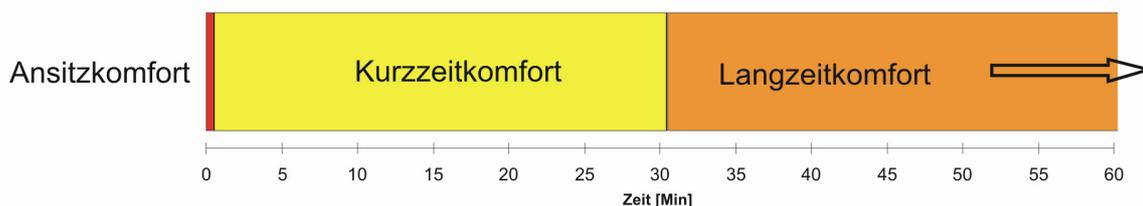


Abbildung 3: zeitliche Einteilung des statischen Komforteindrucks (Mergl, 2004)

Als nächstes stellt sich die Frage, was unter Komfort bzw. Diskomfort zu verstehen ist und wie man ihn erfassen oder messen kann. Hierzu ist es zunächst nötig den Begriff Komfort näher zu definieren. Hertzberg (1958) versuchte Komfort als Abwesenheit von Diskomfort zu erklären. Jedoch zeigten Zhang und Helander (1996), dass Komfort und Diskomfort nicht die Extrema einer kontinuierlichen Skala darstellen, sondern unabhängig voneinander sind. Mithilfe einer Clusteranalyse fanden sie heraus, dass der Begriff Komfort mit Aspekten des „Gefallens“ zusammenhängt, während Diskomfort das „Erleiden“ beschreibt. Nach dem Modell von Zhang und Helander stehen die Achsen von Komfort und Diskomfort senkrecht zueinander. Dies hat zur Folge, dass durchaus zur gleichen Zeit Komfort und Diskomfort empfunden werden können. Ein Beispiel für das gleichzeitige Auftreten dieser Empfindungen ist die Fahrt mit einem Sportwagen, mit dem man immer schon einmal fahren wollte. Während der Fahrt ist zweifellos

der Gefallensaspekt (=Komfort) sehr hoch, da es sich toll anfühlt diesen Wagen zu fahren. Andererseits sind objektiv hohe Diskomforteinflüsse vorhanden. Dies können zum Beispiel die Schwingungen durch das hart gefederte Sportfahrwerk sein (vgl. Abbildung 4).

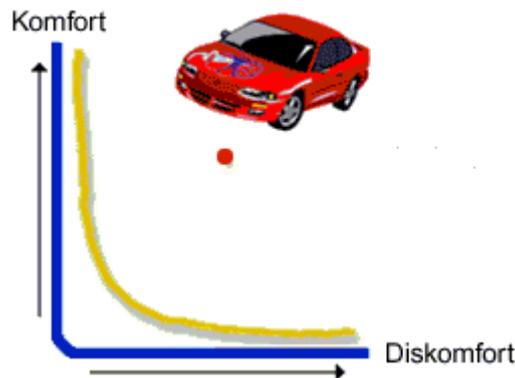


Abbildung 4: Modell zum Komfort / Diskomfort nach Zhang, Helander

Ausgehend vom Potenzgesetz der Psychophysik, das besagt, dass die Empfindung eine Funktion des Reizes ist, steht am Beginn die Suche nach messbaren Reizen. Nur objektive Größen, wie Druck oder Schwingungen, sind messtechnisch erfassbar und diese rufen beim Menschen bei hoher Intensität Aspekte des Erleidens (=Diskomfort) hervor. Eine objektive Erfassung des Designs, also des Gefallens ist derzeit nicht möglich. Aus diesem Grund kann in dieser Arbeit nur der Diskomfort erfasst werden. Somit wird im Folgenden von Sitzdiskomfort gesprochen.

1.2 Literaturüberblick zum Zusammenhang von Sitzdruckverteilung und Sitzdiskomfort

Da verschiedene Autoren (Verver, 2004; de Looze, 2003) die Druckverteilung als eine Haupteinflussgröße auf den Komfort/Diskomfort angeben, konzentriert sich diese Arbeit auf die Druckverteilung. Der Artikel von de Looze et al. (2003), in dem eine umfassende Literaturrecherche zum Zusammenhang zwischen Komfort/Diskomfort und objektiven Messgrößen vorgestellt wird, bestätigt, dass die Druckverteilung den deutlichsten Zusammenhang zu den subjektiven Bewertungen hat. Weitere objektive Größen sind: Haltung, Muskelaktivität (EMG), Wirbelsäulenbelastung und Schwellung der Füße.

In der Literatur wird nicht einheitlich nach Komfort oder Diskomfort unterschieden. Daher wird im Folgenden immer angegeben, welche Größe jeweils gemessen wurde.

Reed et al. (1991) veröffentlichten eine Studie zum Langzeitdiskomfort in Autositzen. Acht Versuchspersonen bewerteten vier unterschiedliche Sitze während jeweils dreistündiger Versuchsfahrten. Dabei wurden die Versuche in einer statischen Sitzkiste durchgeführt. Neben anderen objektiven Parametern nahmen sie die Druckverteilung und das Einsinkprofil während der Versuche auf. Eine Kombination aus den Druckverteilungen und den Einsinkprofilen half, nach Reed et al., die Diskomfortwerte zu erklären. Ein mathematischer Zusammenhang konnte aber nicht gefunden werden. Sie fanden heraus, dass die Kurzzeitbewertungen und die Langzeitbewertungen nach drei Stunden nicht gleich waren. Daraus schlossen sie, dass eine Kurzzeitbewertung nicht ausreicht, um eine repräsentative Diskomfortaussage für den täglichen Gebrauch abzuleiten.

Thakurta et al. (1995) beschäftigten sich in ihrer Untersuchung auch mit dem Unterschied zwischen Kurz- und Langzeitkomfort. Sie führten Versuche mit 36 Versuchspersonen durch. Diese fuhren mit fünf unterschiedlichen Fahrzeugen eine Strecke von 80 Meilen. Die genaue Versuchszeit wurde nicht angegeben, sie dürfte jedoch mehr als dreißig Minuten betragen haben. Als objektive Größe zeichneten sie die Druckverteilung auf. Sie fanden zum einen einen signifikanten Einfluss der Druckverteilung auf die subjektiven Bewertungen und zum anderen, dass Kurzzeitkomfort („showroomcomfort“) und Langzeitkomfort unterschiedlich sind (wie auch Reed et al., 1991).

Gyi & Porter (1999) führten eine Studie zum Zusammenhang von Druckverteilung und Sitzdiskomfort durch, in der 14 Versuchspersonen auf einem statischen Sitzmockup sieben Sitze für jeweils zweieinhalb Stunden bewerteten. Eine klare Relation zwischen der Druckverteilung und dem Diskomfort konnte nicht gefunden werden. Gyi & Porter fanden nur für große, schlanke Personen eine Relation zwischen dem Druck auf die Sitzbeinhöcker und dem Diskomfort.

In seiner Dissertation befasste sich Estermann (1999) unter anderem mit dem Einfluss der Druckverteilung auf den Komfort unter Langzeitbedingungen. Dabei führte er die Versuche in einem realen Fahrzeug durch. Er führte Versuche durch, in denen 51 Versuchspersonen mit drei Sitzeinstellungen jeweils zwei Stunden fuhren. Dabei war eine Sitzeinstellung die persönliche „Optimaleinstellung“, die anderen beiden Einstellungen wichen von dieser ab. In einer zweiten Versuchsreihe fuhren 20 Versuchspersonen sechseinhalb Stunden mit einer Sitzeinstellung. Estermann konnte keinen Zusammenhang zwischen der Druckverteilung und dem Komfort finden. Der Hauptgrund hierfür waren Probleme

mit der Druckmessmatte, deren Werte sich durch Temperatureinflüsse über die langen Versuchszeiten stark änderten.

Inagaki et al. (2000) führten Versuche im Labor in einer Sitzkiste durch. Sieben Versuchspersonen bewerteten zwei Sitze, wobei keine Angabe über die Versuchsdauer gemacht wurde. Die Autoren fanden einen Zusammenhang zwischen dem „seat compliance“ (Sitzverformung/Druck) und dem Sitzkomfort. Allerdings konnten sie keinen Zusammenhang zwischen der Druckverteilung alleine und dem Sitzkomfort finden. Die Tatsache, dass nur zwei Sitze bewertet wurden, schmälert die Aussagekraft der Ergebnisse.

Ebe & Griffin (2001) führten Versuche zum statischen Sitzkomfort durch. Dabei korrelierten sie den Druck um die Sitzbeinhöcker (Fläche von 4cm x 4cm) mit dem subjektiven Empfinden. Zwölf Versuchspersonen bewerteten fünf verschiedene Schaumproben. Die Versuchspersonen saßen weniger als eine Minute auf den Schaumproben. Als Ergebnis fanden sie einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Gesamtlast im Bereich um die Sitzbeinhöcker und dem Sitzkomfort. In anderen Bereichen der Sitzfläche (z.B. Oberschenkel) konnten sie keinen Zusammenhang finden.

Oudenhujzen et al. (2003) führten Versuche in einem Fahrsimulator durch. Dabei bewerteten die Versuchspersonen zwei Sitze in jeweils zwei unterschiedlichen Fahrzeugen während einstündiger Fahrversuche. Sie fanden einen Zusammenhang zwischen der Druckverteilung und dem subjektiven Empfinden. Dabei ergab sich kein Zusammenhang zwischen den Absolutwerten des Druckes (ob hoch oder niedrig) und dem Komfort sondern mit der Druckverteilung im Ganzen und dem Komfort.

Hartung (2006) führte Versuche zum statischen Sitzdiskomfort durch. Dabei bewerteten 48 Versuchspersonen neun verschiedene Autositze, die auf einem „Forschungsstuhl“ simuliert wurden. Die Versuchspersonen saßen 10-15 Minuten auf den „Sitzen“, bevor sie die Bewertungen abgaben. Hartung konnte keinen mathematischen Zusammenhang zwischen den Druckverteilungen und dem Diskomfort finden. Aber er fand einen Zusammenhang zwischen den Druckverteilungen im Ganzen und den subjektiven Bewertungen. Des Weiteren hielt er fest, dass das Spektrum der Sitze bezüglich der Polsterhärte anscheinend erheblich über das realer Autositze hinausgehen muss, um bei Kurzzeituntersuchungen Korrelationen zwischen subjektiven Wertungen und objektiven Druckparametern finden zu können.

Einleitung

Insgesamt (vgl. Tabelle 2) fanden demnach fünf Autoren einen Zusammenhang zwischen der Druckverteilung und dem subjektiven Empfinden. Dabei zeigte sich bei Reed et al. und bei Inagaki nur ein Zusammenhang bei einer Kombination der Druckverteilung mit dem Einsinkprofil. Des Weiteren wiesen Oudenhuijzen und Hartung darauf hin, dass die Druckverteilung im Ganzen betrachtet mit dem subjektiven Empfinden zusammenhängt und nicht einzelne Parameter, wie der maximale Druck unter den Sitzbeinhöckern. Dies bestätigen auch Gyi & Porter, die ebenfalls keinen Zusammenhang zwischen dem maximalen oder minimalen Druck und dem subjektiven Empfinden ermitteln konnten. Sie fanden nur einen Zusammenhang für große schlanke Personen. Auch Ebe & Griffin fanden keinen Zusammenhang zwischen dem absoluten Druckwert, sondern nur zwischen der Last direkt unter den Sitzbeinhöckern und dem subjektiven Empfinden.

Tabelle 2: Vergleich der Literatur zum statischen Sitz(dis)komfort (o.A. – ohne Angabe)

	Versuchs- personen- anzahl	Sitze	Dauer [h]	Komfort/Dis- komfort	Beding- ungen	Zusammenhang Druckverteilung und (Dis-)komfort
Reed et al., 1991	8	4	3	Diskomfort	Labor	teilweise
Thakurta, 1995	36	5	<2	Komfort	Feld	Ja
Gyi & Porter, 1999	14	7	2,5	Diskomfort	Labor	teilweise
Estermann, 1999	51	2	2	Komfort	Feld	Nein
Inagaki, 2000	7	2	o.A.	Komfort	Labor	Ja
Ebe & Griffin, 2001	12	5	0,02	Komfort	Labor	Ja
Oudenhuijzen, 2003	o.A.	4	1	Komfort	Labor	Ja
Hartung, 2006	48	9	0,08	Diskomfort	Labor	Ja

Bei Estermann konnte kein Zusammenhang gefunden werden, da die Druckmessmatte keine brauchbaren Werte über die lange Versuchszeit lieferte. Insgesamt spricht sich kein Autor gegen einen Zusammenhang aus. Einige Autoren berichteten über den Einfluss der Versuchszeit auf die Bewertung der Versuchspersonen. So unterscheidet sich die Bewertung nach kurzer Zeit von der Bewertung nach mehreren Stunden (Reed et al., Thakurta). Um die Verhältnisse im täglichen Gebrauch wiedergeben zu können, ist nach Reed et al. eine Kurzzeitbewertung ungenügend. Ein Zusammenhang zwischen dem Langzeitdiskomfort (Dauer mehr als zwei Stunden) und der Druckverteilung auf Autositzen wurde allerdings in der Literatur nicht gefunden. Für die Dauer solcher

Versuche liefern allerdings verschiedene Autoren Hinweise: nach Estermann ändert sich die Komfortbewertung der Versuchspersonen nach 240 Minuten nicht mehr. Nach Gyi & Porter sollten solche Versuche mindestens 120 Minuten dauern und Reed et al. hielten fest, dass sich die Bewertungen der Sitze nach wenigen Minuten und nach drei Stunden komplett unterscheiden: Der am besten bewertete Sitz der Kurzzeitversuche erhielt den höchsten Diskomfortwert nach drei Stunden.

Drei der acht Autoren geben an, dass sie Diskomfort messen, wobei nur selten angegeben ist, nach welchen Begrifflichkeiten in den Fragebögen bewertet wurde. So könnte es sein, dass ein Autor zwar angibt, Komfort zu messen, aber die Versuchspersonen nach unangenehmen Gefühlen befragt werden, was nach Zhang & Helander dem Diskomfort entsprechen würde. Geht man nur nach Zahlen, hat lediglich ein Autor (Hartung), der Diskomfort gemessen hat, einen Zusammenhang gefunden. Hingegen geben vier der fünf Autoren, die angeblich Komfort ermittelten, an, einen Zusammenhang gefunden zu haben. Aus oben genanntem Grund ist es allerdings schwierig einen Rückschluss zu ziehen, ob dies daran liegt, dass nach Diskomfort bzw. Komfort gefragt wurde.

1.3 Literaturüberblick zu objektiven Messverfahren bezüglich des Diskomforts beim Sitzen

Dieses Kapitel kann in zwei Teile aufgeteilt werden: erstens Autoren, die sich mit Messverfahren für reale Sitze beschäftigen und zweitens Autoren, die numerische Simulationsmodelle beschreiben, also solche, die Sitze virtuell am Computer prüfen können.

1.3.1 Bisherige Messverfahren mit realen Prüfkörpern bzw. Menschen

Bei den Messverfahren kann nach zwei Anwendungsgebieten unterschieden werden: erstens der Ermittlung des Sitzkomforts, vor allem auf Autositzen und zweitens der Vorbeugung von Dekubitus (Wundliegen, vor allem bei immobilen Patienten). Da bei beiden Anwendungen eine dem Menschen entsprechende Belastung des Sitzes bzw. Rollstuhls wichtig ist, werden beide Fälle hier aufgeführt.

Generell kann angemerkt werden, dass Verfahren zur Vermessung von Oberflächengeometrie oder Steifigkeiten des Polsters von Sitzen hier nicht berücksichtigt werden, da solche Daten nicht ohne weiteres mit Bewertungen von Versuchspersonen in Verbindung gebracht werden können. Erst die resultierende Druckverteilung auf einem Sitz, die die Versuchsperson fühlt und die durch die Kombination von Geometrie und Steifigkeiten entsteht, kann mit einem Modell

zum Zusammenhang Druckverteilung – Diskomfort (welches im Rahmen dieser Arbeit entwickelt werden soll) interpretiert werden.

Gross (1990a) ließ sich ein Verfahren zur Objektivierung des Sitzkomforts patentieren. Er erfasst die Druckverteilungen von Versuchspersonen auf einer Sitzfläche mit einer Druckmessmatte. Die Druckverteilungen werden aufbereitet und mit einer Referenz verglichen. Dabei kann die Referenz eine bestimmte Druckverteilung oder aber auch ein mathematischer Zusammenhang zwischen der Druckverteilung und dem subjektiven Empfinden sein.

Bain & Scales (1994) ließen sich einen Prüfkörper, der den menschlichen Körper repräsentiert, patentieren. Die Anwendung des Prüfkörpers bezieht sich auf die Verhinderung von Dekubitus auf Patientenlagersystemen. Auf die Analyse der Druckdaten wird nicht eingegangen.

Daimler-Benz (Faust et al., 1996b) veröffentlichte einen Sitzprüfkörper für die Bewertung der Sitzfläche, der sehr genau die Anatomie des menschlichen Gesäßes nachbildet. Dieser Prüfstempel wurde für die reproduzierbare, objektive Bewertung von Autositzen konzipiert. Ebenfalls von Daimler-Benz (Faust et al., 1996a) wird ein Verfahren patentiert, bei dem (im Idealfall mithilfe des oben erwähnten Prüfkörpers) Sitze definiert belastet und dabei die Druckverteilungen zwischen Prüfkörper und Sitz mit einer Druckmessmatte aufgezeichnet werden. Die Druckverteilungen werden entsprechend anthropomorph vorgegebener Bereiche (Sitzbeinhöcker, Steißbein und Oberschenkel) separat ausgewertet. Im Anschluss daran werden die Drücke auf die Druckempfindungsschwellen in den jeweiligen Körpergebieten bezogen. Je weiter der gemessene Druckwert von den Empfindungsschwellen abweicht, desto höher wird die Bewertungszahl. Die einzelnen Bewertungszahlen der Körperbereiche werden zu einem Wert zusammengefasst und sollen dann eine Bewertungszahl für den Druckkomfort des gesamten Polsters ergeben. Das Patent bezieht sich nur auf die Ermittlung des Druckkomforts in der Sitzfläche. Kruse (2001), der dieses Verfahren im Rahmen seiner Diplomarbeit anwendete, kam zu dem Schluss, dass es Einflüsse wie z.B. die Körperhaltung zu wenig berücksichtigt.

Das Patent von Flam (1997) befasst sich mit einem objektiven Messverfahren zur Bewertung von druckentlastenden Kissen für Patienten in Betten oder Rollstühlen. Dabei soll ihre Wirksamkeit bezüglich der Verhinderung des Wundliegens untersucht werden. Der Anmelder ließ sich einen anthropomorph gestalteten Prüfkörper patentieren, der den ganzen Menschen nachbildet: Gestalt, Gewicht, Gewichtsverteilung und Weichteilverhalten. Des Weiteren werden an wichtigen

Stellen Sensoren eingebaut, die die Kontaktkräfte messen. Im Ganzen bezieht sich das Patent nur auf die Prävention von Dekubitus und nicht auf die Ermittlung von Komfort bzw. Diskomfort auf Sitzen. Es werden auch keine Hinweise darauf gegeben, wie die Druckwerte zu interpretieren sind.

Adams et al. (1999) entwickelten einen Prüfkörper, der das menschliche Becken und die Oberschenkel mit ihrer inneren knöchernen Struktur nachbildet. Die äußere Kontur entspricht der im ASPECT Projekt (Setyabudhy et al., 1999) entwickelten Kontur. Für die Nachbildung des Weichteilverhaltens verwendeten sie Urethan. Sie konnten zeigen, dass die Druckverteilung ihres Prüfkörpers besser ist als die der steifen SAE-Schablone (Standardmessmittel der **Society of Automotive Engineers**, SAE J826, 1995). Über die Auswertung der Druckverteilung und damit die Verknüpfung zum Diskomfort machen die Autoren keine Aussage.

Milosic & Imai (1999) ließen sich ein Verfahren zur Objektivierung des Sitzkomforts patentieren. Dabei werden Druckverteilungen mit einem Druckmesssystem gemessen, bestenfalls von mehreren im Körperbau sehr unterschiedlichen Personen. Die verschiedenen Druckverteilungen werden dann normiert, indem z.B. bei der Auswertung die Sitzbeinhöcker aller gemessenen Druckverteilungen übereinander gelegt und anschließend mit einer Referenzdruckverteilung verglichen werden. Die Abweichungen der Druckverteilung von der Referenz werden benutzt, um den Sitzkomfort zu quantifizieren. Je höher die Abweichung, desto schlechter ist der Sitz. Die Abweichung wird unter anderem basierend auf folgenden Parametern berechnet: Gesamtlast, prozentuale Last auf bestimmte Körperbereiche und Gradient der Druckverteilung.

In ISO (ISO/CD 16840-5) ist ein Verfahren standardisiert, das für die Prüfung druckentlastender Sitzkissen für Rollstühle angewendet werden soll. Es wird unter anderem sehr detailliert ein Modell eines menschlichen Beckens vorgestellt, das für die Prüfung verwendet werden kann. Dieses Beckenmodell wird definiert in das Kissen eingefahren, wobei eine Druckmessmatte zwischen Prüfkörper und Kissen liegt. In der Prüfvorschrift sind allerdings keine Grenzwerte oder Bewertungsmethoden für die gemessenen Druckverteilungen hinterlegt.

Hinsichtlich der Interpretation der Druckverteilungen lässt sich zusammenfassend sagen, dass es wenige Autoren gibt, die konkrete Angaben machen, wie eine gute Druckverteilung aussehen sollte. Am detailliertesten ist die Beschreibung bei Faust et al. (1996a): Hier wird die Abweichung der aktuellen Druckverteilung von

der Empfindungsschwelle als Kenngröße benutzt, um den Sitzkomfort zu beschreiben. Andere Autoren (Milosic & Imai, 1999, Gross, 1990) geben nur an, dass die Druckverteilung mit einer Referenz verglichen werden soll. Wie diese aussieht, wird jedoch nicht erläutert. Als Kenngrößen, anhand derer die Abweichungen quantifiziert werden, geben Milosic & Imai (1999) die Parameter Gesamtlast, prozentuale Last auf bestimmte Körperbereiche und Gradient der Druckverteilung an. Die übrigen Autoren (Bain & Scales, 1994; Flam, 1994; Adams, 1999; Faust, 1996b) stellen nur Prüfkörper vor, um Sitze (oder Betten) menschenähnlich zu belasten und Druckverteilungen zu messen. Besonders detailliert ist die Beschreibung eines Prüfkörpers in der ISO-Vorschrift (ISO/CD 16840-5). Diese Prüfkörper wurden entwickelt, um reproduzierbar und definiert Sitze (bzw. Betten) belasten zu können und um damit unabhängig von Versuchspersonen zu sein. Denn selbst Messungen mit ein und derselben Versuchsperson weisen bei mehrmaliger Wiederholung nicht gleiche Druckverteilungen auf (vgl. Hartung et al., 2004). Nehmen unterschiedliche Versuchspersonen teil, weiß man nicht, ob die Unterschiede in den gemessenen Druckverteilungen von den Sitzen oder von den Unterschieden bei den Versuchspersonen herrühren (vgl. Shelton et al., 1998). Eine reproduzierbare und verlässliche Messung der Druckverteilung auf einem Sitz kann nur mit einem Prüfkörper durchgeführt werden, der die wichtigen Eigenschaften des Menschen (äußere Form und Weichteilverhalten) sehr exakt nachbildet. Dabei spielt es an sich keine Rolle, ob sich die Anwendung auf Sitzkomfort oder auf die Verhinderung von Dekubitus bezieht. Einzig die Zielgruppe hat einen Einfluss auf die exakte Form der Prüfkörper: so ist die Zielgruppe für die Prävention von Dekubitus in der Regel zwischen 65 und 74 Jahren (Shelton et al., 1998), wohingegen die Zielgruppe für den Sitzkomfort im Auto die Altersbandbreite von 18 bis über 70 Jahren abdeckt. Das größte Problem bei den Prüfkörpern ist die Nachbildung des menschlichen Weichteilverhaltens. Die äußere Form kann mit moderner Computerunterstützung sehr gut reproduziert werden (Adams et al., 1999).

1.3.2 Messverfahren mit virtuellen Prüfkörpern (numerische Modelle)

Neben den physikalischen Prüfkörpern existieren virtuelle Modelle, die am Rechner Kraftverteilungen zwischen Mensch und Sitz simulieren können.

Chow & Odell (1978) veröffentlichten ein einfaches Finite Elemente Modell zur Berechnung des inneren Spannungszustandes des menschlichen Gewebes. Das Modell ist eine Halbkugel mit einem harten Kern, der den Sitzbeinhöcker repräsentieren soll. Es ist achsensymmetrisch und besteht aus 33 Elementen. Als

Materialparameter verwenden die Autoren den E-Modul (15 kPa) und die Querkontraktionszahl (0,49). Nach ihrer Meinung ist für das Entstehen von Dekubitus der innere Spannungszustand ausschlaggebend.

Ein detailliertes Modell des menschlichen Oberschenkels inklusive des Beckens wurde von Moes (2000) vorgestellt. Die äußere Form des Oberschenkels wurde mit einem Oberflächenscanner abgenommen. Datengrundlage sind zwei junge Frauen (22 und 23 Jahre). Für die Kontur der Knochen hat der Autor auf das Material des Visible-Human-Project zurückgegriffen. Diese Daten stammen von einer männlichen Person. Die Knochen wurden skaliert und anhand von wichtigen Markierungspunkten (z.B. Trochanter und Epicondylen) positioniert. In einem weiteren Artikel beschreiben Moes & Horvath (2002) wie das Modell mit Finiten Elementen vernetzt wird. Das Modell besteht nur aus einer Hälfte des Beckens und einem Oberschenkel. Des Weiteren versuchen Moes & Horvath in ihrer Arbeit ein Materialgesetz zu finden, das die gewünschte Druckverteilung liefert. Als Kenngröße verwenden sie den maximalen Druck unter den Sitzbeinhöckern. Ihnen gelingt es nicht mit den drei ausgewählten Materialgesetzen (Neo-Hookean, Mooney-Rivlin und James-Green-Simpson) die gewünschte Druckverteilung zu erreichen.

Brosh und Arcan (2000) erstellten ein einfaches 2D Finite Elemente Modell des sitzenden Menschen. Interessant an ihrem Vorgehen ist, dass sie das Weichteilverhalten durch Experimente (u.a. Eindrückversuche am Oberschenkel) an lebenden Testpersonen aufnahmen und diese Eigenschaften auf das numerische Modell übertrugen. Dadurch war es möglich, eine gute Übereinstimmung der Berechnungsergebnisse mit den Versuchsdaten zu erzielen.

Ein komplettes Mensch-Sitz-Modell stellten Schmale et al. (2002) vor. Hier wird das Menschmodell DYNAMICUS (erstellt im MKS-System alaska) verwendet, das die Information der Anthropometrie von RAMSIS übernehmen kann. Die Modellierung des Sitzes wird in einem von Johnson Control entwickeltem Finite Elemente Code (JC VIPS) durchgeführt. Der Mensch wird als starre Schale modelliert, die in einen weichen Sitz gesetzt wird. Zum Zeitpunkt der Veröffentlichung basiert die Kontur des Menschen auf der SAE Schablone (SAE J826). Hierin liegt auch ein Hauptkritikpunkt des Modells: es verfügt nicht über ein deformierbares Gesäß. Damit ist eine Diskomfortbewertung von Sitzen basierend auf einem Zusammenhang Druckverteilung-Diskomfort, wenn überhaupt, nur sehr beschränkt möglich.

Verver (2004) stellte in ihrer Dissertation ein numerisches Modell des menschlichen Beckens mit Oberschenkeln vor. Dieses Modell wurde in MADYMO erstellt. Es ist ein kombiniertes Modell aus Finiten Elementen und Mehrkörperelementen, mit denen die Gelenkfreiheitsgrade realisiert werden. So weist das Modell bewegliche Oberschenkel und eine bewegliche Wirbelsäule auf. Die Knochen und die Weichteile sind durch ca. 158.000 Elemente konkretisiert. Das Weichteilimitat und die Geometrie der Knochen basieren auf der Analyse eines postmortalen männlichen Körpers (78 Jahre). Das Weichteilverhalten wurde mit einem Mooney-Rivlin hyperelastischen, isotropen Materialgesetz nachgebildet. Das Modell wurde auf einer harten Holzplatte und einem weichen Schaumkissen mithilfe von zwei Versuchspersonen validiert, wobei die Validierung nur anhand des maximalen und mittleren Drucks sowie der Kontaktfläche durchgeführt wurde. Dieses Modell wurde speziell für die Verbesserung des Sitzkomforts in Automobilen entwickelt.

Zusammenfassend (vgl. Tabelle 3) lässt sich sagen, dass es bereits mehrere Rechnermodelle gibt, die für die Zielrichtung des Sitzkomforts entwickelt wurden. Ein sehr detailliertes Modell liegt von Verver (2004) vor, welches in MADYMO integriert ist, was eine realistische Haltungsberechnung ermöglicht. Die Nachteile sind allerdings, dass dieses Modell auf einem postmortalen Körper eines 78-jährigen Mannes basiert. Dies entspricht von der äußeren Form des Oberschenkels und Gesäßes nicht der Zielgruppe für die Autositze gebaut werden. Auch die Validierung bezieht sich nicht auf die ganze Druckverteilung, sondern nur auf den maximalen und mittleren Druck sowie auf die Kontaktfläche. Wenn nun für die Diskomfortbewertung weitere Parameter wie beispielsweise die Lastverteilung entscheidend sind, ist dieses Modell nicht ausreichend validiert. Die Modelle von Chow & Odell und Brosh & Arcan wurden nicht speziell für den Anwendungsfall des Sitzkomforts entwickelt. Brosh & Arcan stellen jedoch einen sehr interessanten Ansatz zur Ermittlung des Weichteilverhaltens vor. Dass das Weichteilverhalten ein ganz entscheidender Punkt für solche Modelle des Menschen ist, zeigte Moes: Ihm gelang es mit drei unterschiedlichen Materialmodellen nicht sein Modell zu validieren, da er den gewünschten maximalen Druck unter den Sitzbeinhöckern nicht erreichen konnte. Das Paket COSYMAN (Schmale, 2002) überzeugt durch eine realistische Haltungsberechnung mit einer Anbindung an die umfangreiche Anthropometriedatenbank von RAMSIS. Der Nachteil dieses Modells ist eine undeformierbare Kontur des Menschen. Somit kann auch keine realistische Druckverteilung eines Menschen berechnet werden. Außerdem ist keine Validierung der berechneten Druckverteilung vorhanden.

Einleitung

Tabelle 3: Übersicht über Rechnermodelle zur Sitzkomfortbewertung (FE – Finite Elemente; MKS – Mehrkörpersystem)

	Technik	Vorteile	Nachteile
Chow & Odell, 1978	FE	<ul style="list-style-type: none"> • Sehr einfaches Modell 	<ul style="list-style-type: none"> • Zielrichtung Dekubitus • Nicht für Sitzdiskomfort anwendbar, da keine reale Oberschenkel- und Beckenform
Moes, 2000	FE	<ul style="list-style-type: none"> • Für Bewertung von Sitzkomfort erstellt • Sehr detailliert 	<ul style="list-style-type: none"> • Geometrie von Knochen und Weichteilen von unterschiedlichen Personen • Modell nicht validiert
Brosh & Arcan, 2000	FE	<ul style="list-style-type: none"> • Sehr guter Ansatz zur Ermittlung der menschlichen Gewebeeigenschaften • Modell validiert 	<ul style="list-style-type: none"> • Zielrichtung Dekubitus • Nicht für Sitzdiskomfort anwendbar, da keine komplette Oberschenkel- und Beckenform (nur 2D)
Schmale, 2002	FE / MKS	<ul style="list-style-type: none"> • Anbindung an RAMSIS (Körpermaße) • Realistische Haltungsberechnung 	<ul style="list-style-type: none"> • Keine deformierbaren Weichteile • Nicht validiert
Verver, 2004	FE / MKS	<ul style="list-style-type: none"> • Für Bewertung von Sitzkomfort erstellt • Sehr detailliert • Auf Holzplatte und Schaum validiert • Geometrie von Knochen und Weichteilen von einer Versuchsperson • Realistische Haltungsberechnung 	<ul style="list-style-type: none"> • Kontur basiert auf einem postmortalen Körper • Nicht bezüglich ganzer Form der Druckverteilung validiert

2 Zieldefinition und Vorgehensweise

Die in der Einleitung bereits grob umrissene Zieldefinition kann nach dem Literaturüberblick weiter konkretisiert werden. Der erste Schritt ist die Suche nach einer objektiven Größe zur Bewertung eines Sitzes. Des Weiteren soll ein Messverfahren entwickelt werden, welches diese Größe reproduzierbar misst. Ein Überblick über die Forschungsliteratur bestätigt die Wahl der Druckverteilung als objektive Messgröße (z.B. de Looze et al., 2003). Da diese Messgröße auch eine Aussage liefern soll, die alltagstauglich ist (Thakurta, 1995), folgt nach Gyi & Porter (1999) sowie Estermann (1999) eine Versuchszeit zwischen 120 und 240 Minuten. Hartung (2006) liefert Hinweise, wie Sitze variiert werden sollten, um einen mathematischen Zusammenhang zwischen der Druckverteilung und dem subjektiven Empfinden finden zu können. Er variierte die Gesamtsteifigkeiten von Sitzen, ohne dass sich bei den resultierenden Druckverteilungen große Unterschiede zeigten. Daraus lässt sich folgern, dass die Sitze über größere Steifigkeitsunterschiede innerhalb der Polster verfügen sollten. Welche Kenngrößen einer Druckverteilung für das subjektive Empfinden entscheidend sind, ist nach dem Literaturüberblick nicht eindeutig. So wählten einige Autoren den maximalen Druck, den mittleren Druck und die Kontaktfläche, andere berichten über einen Zusammenhang zwischen Diskomfort und der Lastverteilung bzw. der Änderung des Druckes. Oudenhuijzen und Hartung geben an, dass für das subjektive Empfinden die Form der Druckverteilung im Ganzen ausschlaggebend ist. Damit ergeben sich, um das Ziel eines Zusammenhangs zwischen dem Diskomfort und der Druckverteilung zu finden, folgende Fragen:

1. Welche Kenngrößen einer Druckverteilung sind für das subjektive Empfinden auf Fahrzeugsitzen ausschlaggebend?
2. In welchen Grenzen sollten diese Kenngrößen liegen, um einen minimalen Diskomfort zu gewährleisten?
3. Ist das gefundene Modell auch für längere Fahrzeiten gültig (Alltagsrelevanz)?

Jede dieser Fragen soll mit eigenen Versuchreihen geklärt werden. Am Ende dieser Versuchreihen soll ein Modell vorhanden sein, welches es ermöglicht, aufgrund einer gemessenen Druckverteilung zu prognostizieren, wie dieser Sitz von Versuchspersonen bewertet wird.

Den zweiten Teil dieses Projekts bildet die Entwicklung eines objektiven Verfahrens zur Bewertung von Fahrzeugsitzen, mit dem es möglich ist, einen Sitz

bereits in der frühen Phase der Produktentwicklung, in der nur CAD-Daten vorhanden sind, zu überprüfen und zu optimieren. In der letzten Phase der Produktentwicklung muss der Sitz mit einem Prüfkörper getestet werden, ob er auch nach den Vorgaben gefertigt wurde. Hier können unzählige Einflussmöglichkeiten (z.B. Schäume, Bezüge, Bespannung) dazu führen, dass ein Sitz in der Realität andere Eigenschaften besitzt, als in der Simulation prognostiziert. Die Messprozedur sollte idealerweise das komplette anthropometrische Spektrum der Zielgruppe abdecken. In dieser Arbeit wird das Verfahren beispielhaft mit einem Mann mittlerer Anthropometrie durchgeführt. Konkret ergibt sich damit folgendes Vorgehen:

1. Erstellung eines numerischen Modells eines menschlichen Gesäßes mit Oberschenkeln zur Simulation von Druckverteilungen beim Sitzen, die denen von Menschen entsprechen.
2. Erstellung eines Prüfkörpers zur Erzeugung von Druckverteilungen auf Autositzen, die denen von Menschen entsprechen.

Beim numerischen Modell wie auch beim Prüfkörper sollte darauf geachtet werden, dass die resultierenden Druckverteilungen denen des Menschen entsprechen. Dies ist eine entscheidende Voraussetzung, um die Anwendung des oben beschriebenen Modells, für den Zusammenhang zwischen Diskomfort und Druckverteilung, zu ermöglichen.

Abbildung 5 zeigt das resultierende Bewertungsverfahren und den Weg dahin. Die Grundlage bilden Versuche mit Probanden auf Sitzen. Die subjektiven Beurteilungen resultieren, kombiniert mit den Druckverteilungen, in einem Modell, das den Menschen als Beurteiler überflüssig machen soll. Als Prüfkörper können dann Hard- oder Softwaredummys verwendet werden, die einen Sitz belasten wie ein „Durchschnittsmensch“. Die resultierenden Druckverteilungen werden mit dem Modell bewertet. Das Ergebnis ist eine Aussage über den zu erwartenden Diskomfort auf einem Sitz. Somit wäre man bei diesem Bewertungsverfahren unabhängig von Versuchspersonen.

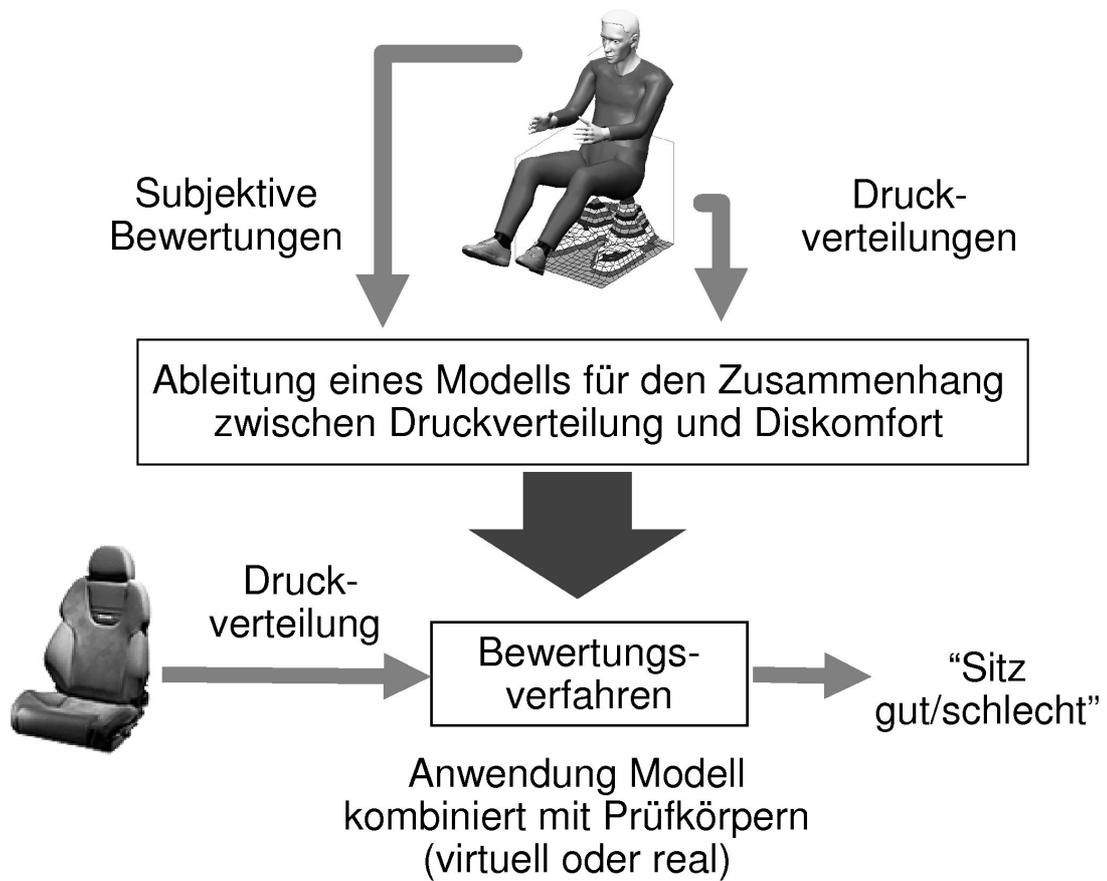


Abbildung 5: Veranschaulichung des Bewertungsverfahrens zur Objektivierung des Sitzdiskomforts

3 Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

3.1 Ermittlung wichtiger Kenngrößen der Druckverteilung

Auf dem Weg zu einem alltagsrelevanten Modell zwischen Druckverteilung und Diskomfort steht in diesem Kapitel die Frage im Vordergrund, welche Parameter einer Druckverteilung die subjektiven Aussagen am besten erklären. Diese Parameter sollen aus der Druckverteilung berechnet werden können, um ein quantitatives Maß zu erhalten.

3.1.1 Versuchsdesign

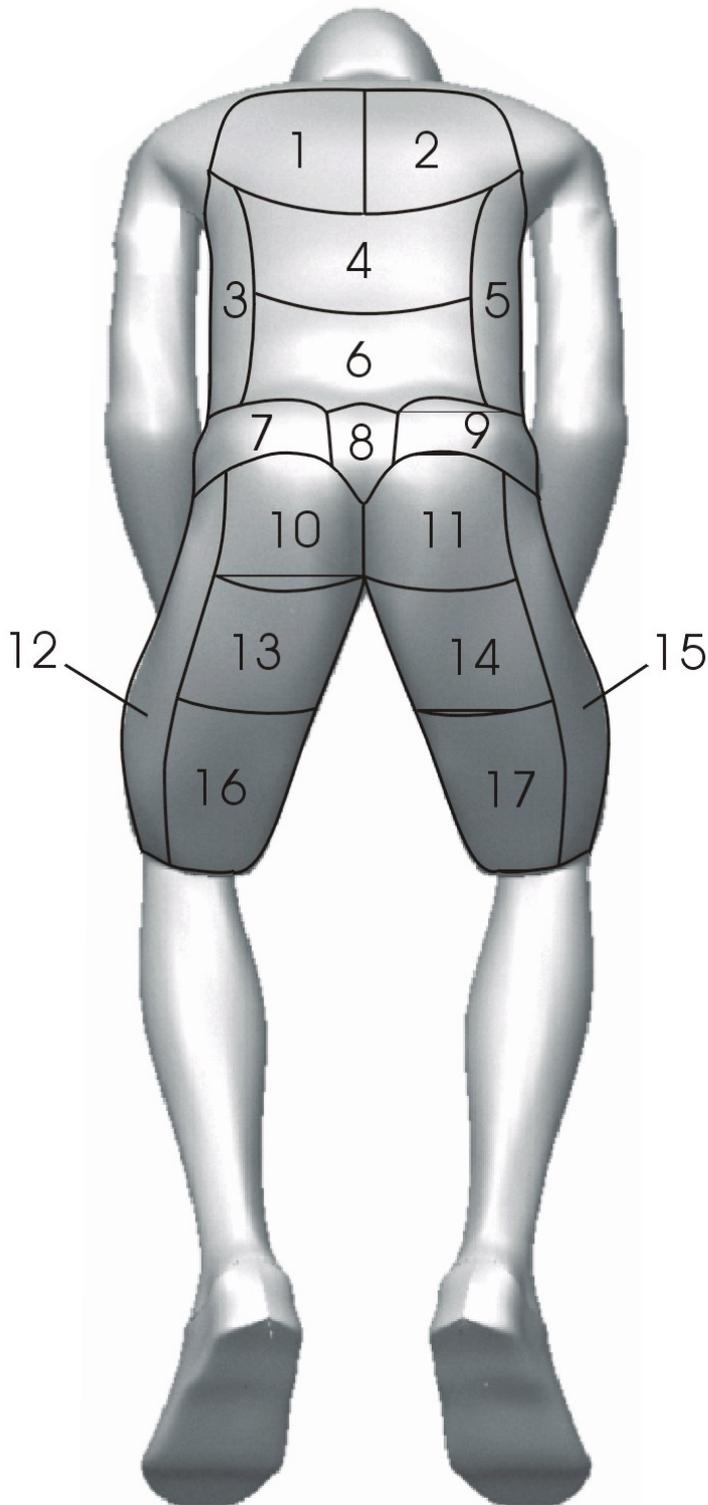
Das Versuchsdesign basiert auf dem Grundgedanken der Psychophysik (vgl. Fechner, 1860), nach dem die Empfindung eine Funktion des Reizes ist. In diesem speziellen Fall ist die Empfindung der Sitzdiskomfort und der Reiz der Druck, der durch den Sitz auf den Menschen einwirkt. Um verschiedene Druckreize zu erzeugen, wird der Forschungsstuhl des Lehrstuhls für Ergonomie der Technischen Universität München verwendet. Auf diesem Stuhl werden in dieser Studie sechs verschiedene Sitze simuliert. Während sich die Versuchspersonen auf diesen Sitzen befinden, werden Druckverteilung und subjektives Empfinden aufgenommen.

3.1.1.1 Erfassung der subjektiven Empfindung

Für die Erfassung des Diskomforts wird auf die Methode von Hartung (2006) zurückgegriffen: er verwendete eine Kombination aus einer Body Map und einer „Category Partitioning Scale“ CP50 (vgl. Abbildung 6). Diese Skala wurde bereits von Shen & Parson (1997) evaluiert. Dabei fanden Shen & Parson, dass die CP50-Skala reliabel und valide ist, um Diskomfort zu bewerten. Hartung (2006) überprüfte die deutsche Übersetzung dieser Skala erfolgreich hinsichtlich der Reliabilität. Diese Skala kombinierte Hartung mit einer „Landkarte“ des Menschen (Body Map in Anlehnung an Corlett & Bishop, 1976), die die Kontaktfläche des Menschen mit dem Sitz in 17 Regionen unterteilt (vgl. Abbildung 6). Dabei sind die Körperbereiche 1 und 2 die Schultern links und rechts. Die Körperbereiche 3 und 5 beziehen sich auf die seitliche Unterstützung des Rückens. Körperbereich 4 ist der obere Rücken und Körperbereich 6 der untere Rücken oder Lendenwirbelbereich. Die Bereiche unterhalb des Beckenkamms sollen die Körperbereiche 7 und 9 darstellen. Beim Körperbereich 8 handelt es sich um den Bereich des Steißbeins. Die Sitzfläche ist in die Regionen der Sitzbeinhöcker (Körperbereiche 10,11), der mittleren (Körperbereiche 13,14) und der vorderen

Diskomfortbewertung

"Diskomfort ist unangenehm."



	52
	51

	50
	49
	48
	47
	46
sehr starker Diskomfort	45
	44
	43
	42
	41

	40
	39
	38
	37
	36
starker Diskomfort	35
	34
	33
	32
	31

	30
	29
	28
	27
	26
mittlerer Diskomfort	25
	24
	23
	22
	21

	20
	19
	18
	17
	16
geringer Diskomfort	15
	14
	13
	12
	11

	10
	9
	8
	7
	6
sehr geringer Diskomfort	5
	4
	3
	2
	1

kein Diskomfort	0

Abbildung 6: CP50-Skala mit kombinierter Body Map (Hartung, 2006)

Oberschenkel (Körperbereiche 16,17) unterteilt. Die Körperbereiche 12 und 15 repräsentieren die seitlichen Oberschenkel.

Die CP50-Skala ist in sechs Kategorien unterteilt, von „kein Diskomfort“ bis „sehr starker Diskomfort“. Jede Kategorie ist wiederum in zehn Schritte unterteilt. Nach oben hin ist die Skala offen, um Versuchspersonen auch die Wertung von extremen Empfindungen zu ermöglichen.

Vor der Bewertung, die in Form eines Interviews stattfindet, wird den Versuchspersonen die Begrifflichkeit des Diskomforts erläutert. Zur Bewertung von Sitzen werden die Versuchspersonen gebeten, in jedem Körperbereich ihre Empfindung anhand der CP50-Skala anzugeben. Dabei sollen sie sich zuerst eine Kategorie wählen, die dem Gefühl am ehesten entspricht und die Tendenz dann mit einem Zahlenwert benennen. Starker Diskomfort mit der Tendenz zum sehr starken Diskomfort wäre demzufolge z.B. eine 39.

3.1.1.2 Forschungsstuhl

Der Forschungsstuhl FS2000 (vgl. Abbildung 7) wurde von Balzulat (2000) am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München entwickelt. Er verfügt über eine Sitz- und eine Lehnenfläche. Jede Fläche besteht aus 81 (9x9) Pneumatikzylindern. Dabei trägt jeder Zylinder an der Spitze pneumatische Drucksensoren. Mit diesen Sensoren können die Kontaktkräfte zwischen Mensch und Sitz gemessen werden. Der Messbereich der Drucksensoren geht von 0-5 N/cm² (entspricht 0-50 kPa). Die gemessenen Kräfte werden, durch im Steuerrechner hinterlegte Kraft-Weg-Kurven, in Sollpositionen der Stößel umgerechnet. Diese Positionen werden durch eine separate Regeleinheit angefahren. Mithilfe dieses Forschungsstuhls können die Federsteifigkeiten von realen Autositzen vermessen werden. Die Daten aus der Vermessung werden dann verwendet, um Sitze auf dem Forschungsstuhl zu simulieren. Bei der Simulation von Sitzen wird der Forschungsstuhl noch um Pedale und Lenkrad ergänzt, um so die Situation in einem Fahrzeug wiedergeben zu können. Des Weiteren bietet der Forschungsstuhl die Möglichkeit, die Federkennlinien eines Sitzes zu ändern, während eine Versuchsperson auf diesem sitzt.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz



Abbildung 7: Forschungsstuhl FS2000 mit Versuchsperson

3.1.1.3 Versuchspersonen

An den Versuchen nahmen 40 Versuchspersonen teil. Davon waren 20 männlich und 20 weiblich. Im Mittel betrug das Gewicht der Personen 68 kg (Standardabweichung 14 kg). Das Alter war im Durchschnitt 25 Jahre (Standardabweichung 8 Jahre). Als wichtigster Parameter wurde die Körpergröße kontrolliert, da diese einen entscheidenden Einfluss auf die Haltung und damit auf die Druckverteilung hat. Dies gilt für alle Versuche im Kapitel 3. Die Körpergrößenverteilungen der Männer und Frauen sind der Abbildung 8 zu entnehmen.

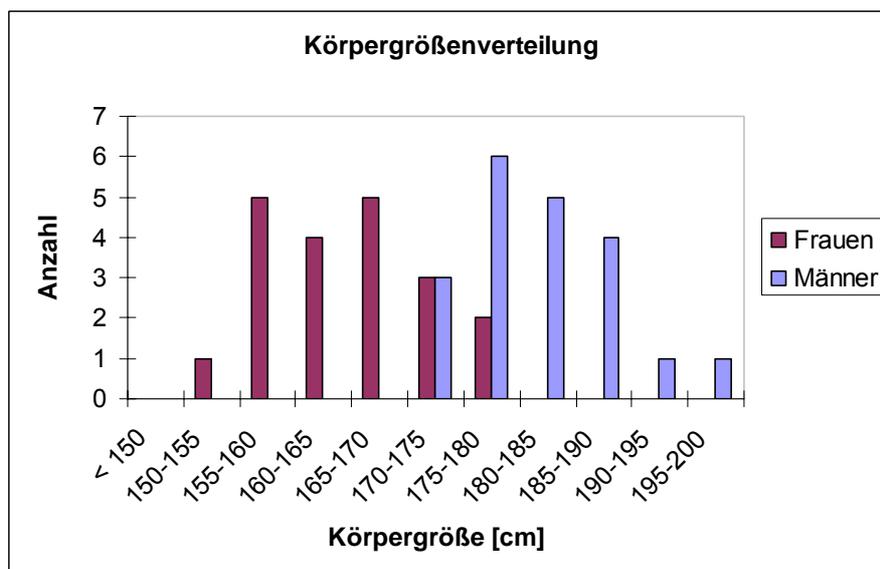


Abbildung 8: Körpergrößenverteilung der Versuchspersonen

3.1.2 Beschreibung der Versuchsbedingungen

Auf dem Forschungsstuhl werden insgesamt sechs verschiedene Sitze simuliert. Der Versuch lässt sich in zwei Teile gliedern: Der erste Teil ist der so genannte Versuch „idealer Sitz“. Der zweite Teil beinhaltet die Simulation von zum Teil extremen Sitzvariationen. Ausgangsbasis für die verschiedenen Sitzvarianten ist die Vermessung eines Autositzes (hier Volkswagen Polo). Dieser Sitz wurde nur exemplarisch gewählt und war nicht der Untersuchungsgegenstand. Nähere Details zur Vermessung von Autositzen mithilfe des Forschungsstuhls sind bei Balzulat (2000) zu finden.

3.1.2.1 Versuch „idealer Sitz“

Ziel dieses Versuches ist, einen Sitz gezielt auf die Wünsche der Versuchspersonen anzupassen, während diese sich auf dem Sitz befinden. Dadurch soll das Testfeld der Sitze um ein Optimum ergänzt werden. Die Anpassung des Sitzes an die Wünsche einer Person erfolgt durch eine aktive Steuerung der Federkennlinien des Forschungsstuhls. Dazu werden die Flächen des Stuhls jeweils in drei Bereiche unterteilt (vgl. Anhang, Abbildung 51 und Abbildung 52). Für die Sitzfläche sind dies: Sitzbeinhöcker, Oberschenkel und seitliche Oberschenkel. Die Einteilung der Lehne ist ähnlich: unterer Rücken, Schultern und seitlicher Rückenbereich. In jedem dieser Bereiche können sieben verschiedene Kennlinien aufgespielt werden. Ausgehend von der Vermessung des Referenzsitzes (Volkswagen Polo) wird bei den neuen Kennlinien (Kraft-Weg-Kurven) der Weg mit unterschiedlichen Faktoren multipliziert. Die Faktoren können der Tabelle 4 entnommen werden.

Tabelle 4: Faktoren für die Erstellung der verschiedenen Federkennlinien

	Sehr weich	Weich	Etwas weich	Referenz	Etwas hart	Hart	Sehr hart
Faktor	4,0	2,0	1,33	1	0,75	0,5	0,25

Der Versuch besteht aus drei Teilversuchen:

1. Im ersten Teil setzt sich die Versuchsperson in den simulierten Referenzsitz und lässt die sechs Bereiche vom Versuchsleiter so lange ändern, bis sie nichts mehr stört.
2. Im Anschluss daran wird, ohne dass die Versuchsperson zwischendurch aufsteht, der Referenzsitz aufgespielt.

3. Nach dem Referenzsitz folgt, ohne Wissen der Versuchsperson, eine Wiederholung der Sitzeinstellung, die sich die Versuchsperson als „ideal“ eingestellt hat. Der Sitz wird wieder aufgespielt, ohne dass die Versuchsperson zwischendurch aufsteht.

3.1.2.2 Versuch „extreme“ Sitzvarianten

Neben den bisherigen Sitzen befinden sich noch zwei extreme Sitzvarianten unter den Versuchssitzen. Ausgehend von der Oberflächengeometrie des Referenzsitzes werden bei der ersten Variante die Federkennlinien extrem hart gewählt, so dass sich durch das Gewicht einer Person keine Verformung des Sitzes ergibt. Dies dürfte in etwa der Simulation eines Holzsitzes entsprechen (viel härter als Versuchsbedingungen in 3.1.2.1). Die zweite Variante besitzt die identisch harten Kennlinien und die identische Oberflächenkontur. Zusätzlich befindet sich noch eine Stufe in der Sitz- und in der Lehnenfläche. Dazu wird in jeder Fläche eine Stößelreihe um zehn Millimeter im Vergleich zu den umliegenden aus dem Sitz gefahren. Dies dürfte einer Holzbank mit aufgelegter dünner Holzleiste entsprechen. Die Stufen sind im Sitzbeinhöcker- und im Lendenwirbelbereich. Durch diese gezielte Erhöhung des Druckgradienten, der sich in der Kontaktfläche Mensch-Sitz einstellt, soll überprüft werden, welchen Einfluss dies auf die subjektive Diskomfortbewertung einer Versuchsperson hat.

3.1.3 Versuchsdurchführung

Die Versuche wurden am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München durchgeführt. Vor der eigentlichen Versuchsreihe setzte sich die Versuchsperson in ein Mockup, auf dem der Referenzsitz montiert war. Die Pedale und das Lenkrad befanden sich in der Originalposition des Volkswagen Polo. Die Versuchsperson stellte sich den Sitz so ein, dass es für sie möglich gewesen wäre in dieser Einstellung zu fahren. Diese Sitzeinstellung wurde mithilfe einer Schablone auf den Forschungsstuhl übertragen (Sitzflächenneigung, Lehnenneigung, Position von Lenkrad und Pedalen). Eine detaillierte Beschreibung der Prozedur ist bei Hartung (2006) zu finden. Diese Prozedur ist nötig, da der Forschungsstuhl eine andere Kinematik als ein Autositz besitzt und deshalb nicht sinnvoll verstellt werden kann, wenn eine Versuchsperson darauf sitzt. Die Reihenfolge der Sitzvarianten war für alle Versuchspersonen identisch. Jede Versuchsperson absolvierte die sechs Sitzeinstellungen direkt nacheinander ohne Pause. Der Ablauf war wie folgt:

- Die Versuchsperson wurde über den Verlauf und die Dauer des Versuchs aufgeklärt. Des Weiteren wurde die Verwendung der Body Map, der CP50-Skala und die Begrifflichkeit des Diskomforts erklärt.
- Die Versuchsperson wurde gebeten, die Hosentaschen zu leeren (Geldbeutel am Gesäß können die Druckverteilung erheblich beeinflussen).
- Danach bewertete die Versuchsperson die sechs Sitze. Bei jeder Sitzeinstellung wurde die Haltung mit zwei Digitalkameras dokumentiert, die Druckverteilung aufgezeichnet und das Diskomfortinterview durchgeführt. Die Reihenfolge der Sitzvarianten war: „idealer“ Sitz, Referenzsitz, Wiederholung „idealer“ Sitz, Referenzsitz, harter Sitz, harter Sitz mit Stufen.

Zwischen den ersten drei Sitzen standen die Versuchspersonen nicht auf. Der gesamte Versuch benötigte pro Versuchsperson ca. 90 Minuten. Während der Versuche bedeckte ein Tuch den Forschungsstuhl, so dass die Versuchsperson die Einstellung des Forschungsstuhls nicht schon optisch wahrnehmen konnte.

3.1.4 Auswertung

3.1.4.1 Vorstellung der objektiven Parameter

Aus den Druckverteilungen wurden objektive Größen berechnet, mithilfe derer die subjektiven Wertungen der Versuchspersonen erklärt werden sollen. Diese Parameter wurden, soweit möglich, in jedem der 17 Körperbereiche berechnet und anschließend mit dem subjektiven Diskomfortempfinden der Versuchspersonen korreliert. Die Druckdaten wurden analog zur Body Map (vgl. Abbildung 6) bezogen auf den menschlichen Körper ausgewertet. Dazu wurden, soweit möglich, in allen 17 Körperbereichen folgende objektive Größen berechnet.

- mittlerer Druck: Mittelwert aller Sensoren des jeweiligen Messsystems, die in dem betreffenden Körperbereich liegen.
- maximaler Druck: Maximaler Druckwert, der innerhalb eines Körperbereichs gemessen wird.
- Kontaktfläche: Anzahl der Sensoren innerhalb eines Körperbereichs, die einen Druck größer Null aufweisen, werden mit der Sensorfläche multipliziert.

- Maximaler Gradient: Der maximale Gradient ist für die Sitzfläche definiert als die größte Druckänderung entlang der Verbindungslinie vom Sitzbeinhöcker bis zum Knie. Diese Kenngröße wird entlang eines jeden Beines innerhalb jedes Körperbereichs berechnet. Für den Rücken wird dieser Parameter ebenfalls für die Körperbereiche 8, 6, 4, 2 und 1 vom Steißbein aus über beide Schulterblätter berechnet. Die seitlichen Bereiche des Rückens, sowie der Sitzfläche werden bei diesem Parameter nicht berücksichtigt.
- Index: Der Index ist eine Größe, die aus den bereits vorgestellten Parametern berechnet wird. Dabei soll die geschickte Kombination von Parametern eine bessere Aussagekraft bezüglich des Diskomforts ermöglichen. Der Index ist wie folgt definiert: $\text{Index} = (\text{Maximaler Gradient} * P_{\text{max}}) / \text{Kontaktfläche}$. Nach bisheriger Vorstellung steigt der Diskomfort mit steigendem Druck und Gradienten. Deswegen werden diese Größen multiplikativ miteinander verknüpft. Die Kontaktfläche verhält sich jedoch gegenläufig; so sollte der Diskomfort mit abnehmender Kontaktfläche steigen. Aus diesem Grund wird das Produkt aus Gradient und maximalem Druck durch die Kontaktfläche dividiert.
- Prozentuale Lastverteilung: Die prozentuale Lastverteilung für einen Körperbereich gibt an, wie viel Prozent der Gesamlast der Sitz- oder Lehnenfläche auf einen Körperbereich kommt.
- Gradient der Summenkurve: Betrachtet wird die Kurve, die sich ergibt, wenn die Druckwerte jeder Sensorreihe von rechts nach links aufsummiert und als 2D-Kurve dargestellt werden (vgl. Abbildung 9). Der maximale Gradient dieser Kurve wird nun für die Sitzfläche in den Körperbereichen 10/11, 13/14 und 16/17 bestimmt. Bei diesem Parameter wird nicht zwischen linkem und rechtem Bein unterschieden. Des Weiteren gibt es diesen Parameter nicht für den Bereich der seitlichen Oberschenkel. Im Rücken gibt es diesen Parameter nicht für den seitlichen Rücken (Körperbereiche 3 und 5) und für das Steißbein (Körperbereich 8). In den restlichen Körperbereichen wird er berechnet. Allerdings wird analog zur Sitzfläche nicht zwischen linker und rechter Körperhälfte unterschieden.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

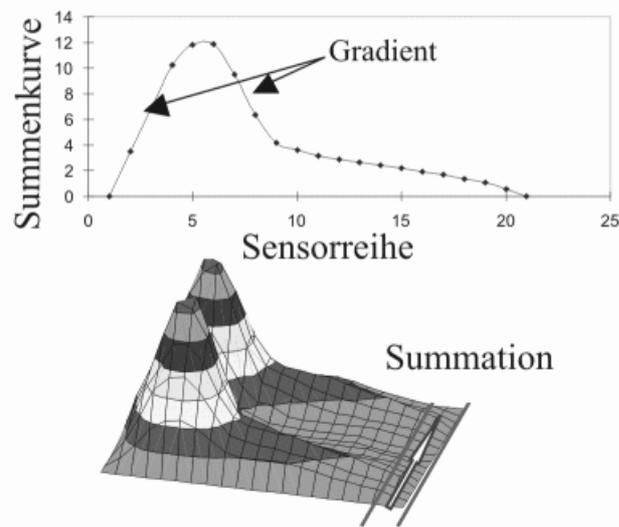


Abbildung 9: Ermittlung des Gradienten der Summenkurve für die Sitzfläche

3.1.4.2 Anpassung der Body Map an die Versuchspersonen

3.1.4.2.1 Sitzfläche

Die Versuchspersonen geben bei der Bewertung der Sitze ihre Diskomfortempfindung bezogen auf 17 Körperbereiche ab. Die Sitzfläche ist dabei in acht Bereiche eingeteilt. Mit dieser Einteilung soll jede Versuchsperson die Empfindung im Sitzbeinhöckerbereich, im Bereich der mittleren, vorderen und seitlichen Oberschenkel bewerten. Da jede Versuchsperson eine andere Oberschenkelgröße aufweist, kann beispielsweise der Bereich des vorderen Oberschenkels bei einer großen Person komplett über den Sitz und damit über die gemessene Druckverteilung hinausragen, während bei einer kleinen Person das komplette Bein Kontakt zum Sitz hat. Die Body Map, die über die Druckverteilung gelegt wird, muss also an die Größe der Versuchsperson individuell angepasst werden. Dazu werden die Versuchspersonen anthropometrisch vermessen. In Abbildung 10 soll dies für die Ermittlung der Oberschenkelgröße gezeigt werden.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

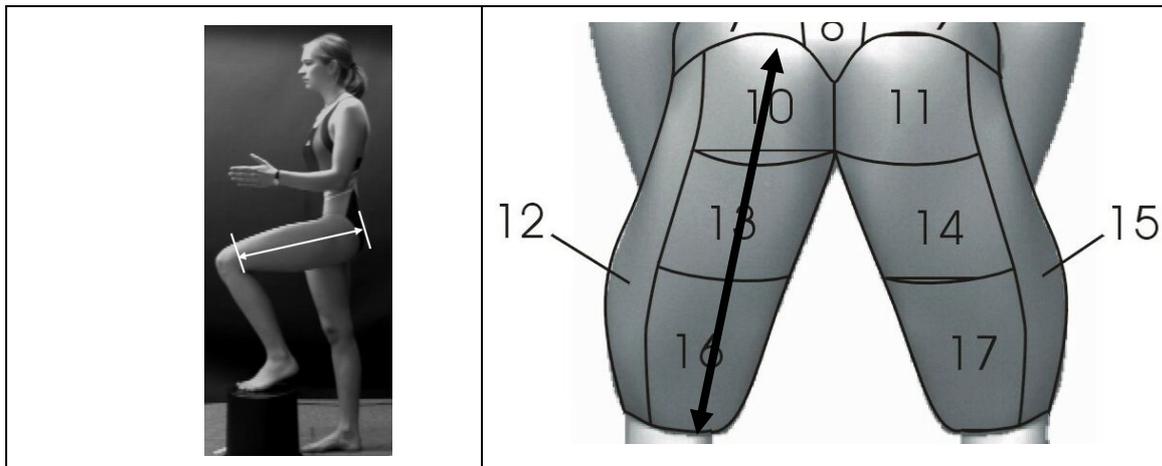


Abbildung 10: Messung der Oberschenkelgröße (links) und Übertragung auf die Body Map (rechts)

Hierbei wird die Oberschenkelgröße als Strecke entlang des Oberschenkelknochens von der Kniekehle bis zum Ende der Gesäßkontur definiert. Diese ermittelte Oberschenkelgröße dient zur Skalierung der Body Map für die Sitzfläche.

3.1.4.2.2 Lehnenfläche

Für die Rückenlehne erfolgt die Vorgehensweise analog zur Sitzfläche. Die Rückenlänge ist hier definiert als die Strecke zwischen der Schulter und dem Ende der Gesäßkontur des abgewinkelten Beines in stehender Haltung. Im Sitzen verkürzt sich allerdings diese Rückenlänge durch die Krümmung der Wirbelsäule. Diese Verkürzung beträgt ca. 13% der Ausgangslänge. Dieser Wert wurde durch Versuche an zehn Versuchspersonen ermittelt. Die verkürzte Rückenlänge dient nun zur Anpassung der Body Map des Rückens. Das Vorgehen wird anhand Abbildung 11 noch einmal erläutert.

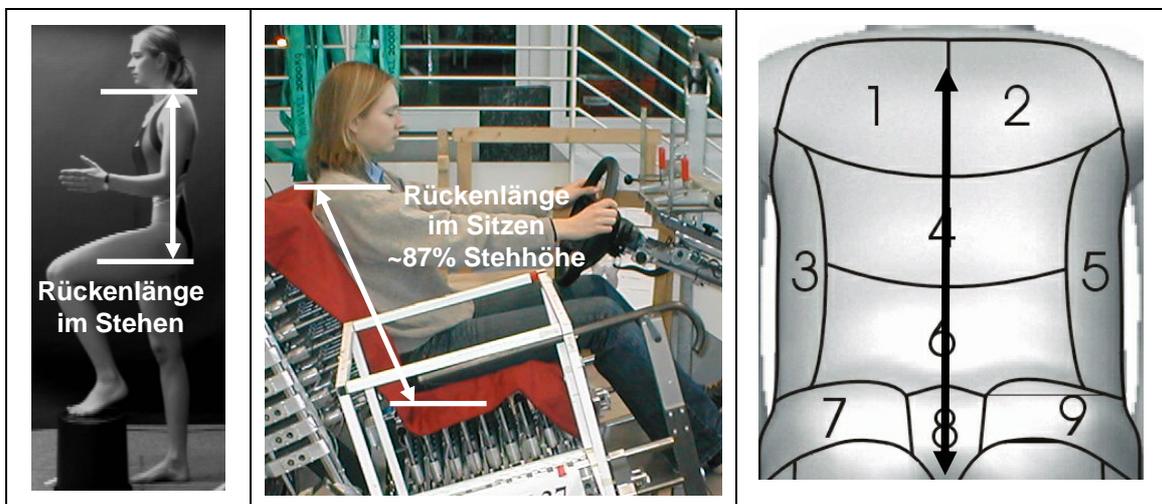


Abbildung 11: Messung der Rückenlänge im Stehen (links) und Sitzen (Mitte) sowie Übertragung der verkürzten Rückenlänge auf die Body Map

3.1.4.3 Überlagerung der Body Map über die Druckverteilung

Die angepasste Body Map¹ wird mittels eines Programms (Hänel, 2003), das in Microsoft Excel implementiert ist, der Druckverteilung überlagert. Diese Software berechnet anschließend automatisch die objektiven Parameter. Für die Sitzfläche ist darauf zu achten, dass der höchste Druck unter dem Sitzbeinhöcker in den Körperbereichen des Gesäßes (Körperbereiche 10 und 11) zum Liegen kommt und die Body Map seitlich zentriert ist. Beim Rücken können die Schulterblätter zur Ausrichtung der Body Map dienen. Die Druckmaxima unter diesen, wenn sie sichtbar sind, sollten auch in der Body Map in den Körperbereichen 1 und 2 zum Liegen kommen, andernfalls wäre die Body Map falsch angepasst.

3.1.4.4 Statistische Absicherung des Zusammenhangs zwischen Druck und Diskomfort

Der erwartete Zusammenhang zwischen Parametern der Druckverteilung und dem Diskomfort sollte entweder einen u-förmigen oder einen linearen Verlauf aufweisen. Die Erklärung für einen u-förmigen Verlauf ist folgende: sowohl zu niedriger Druck durch zu wenig Unterstützung der Person im Sitz als auch zu hoher Druck kann Diskomfort erzeugen. Bei einem linearen Verlauf fehlt der Anstieg des Diskomforts durch zu geringe Unterstützung. Der Diskomfort steigt nur mit zunehmendem Druck.

Um abgesicherte Ergebnisse zu erhalten, wird überprüft, ob die Versuchspersonen in der Lage sind, Diskomfort - hervorgerufen durch Druck - zu bewerten. Diese Prüfung erfolgt für lineare und quadratische Zusammenhänge unterschiedlich. Für jede Versuchsperson und jeden Körperbereich wird überprüft, ob sich ein statistisch abgesicherter Zusammenhang zwischen Druck und Diskomfort ergibt. Zuerst wird visuell entschieden, ob der Gesamtzusammenhang linear oder quadratisch ist (vgl. Bortz, 1993). Wenn ein linearer Gesamtzusammenhang erkennbar ist, wird der Korrelationskoeffizient r des Zusammenhangs berechnet. Mithilfe der t-Verteilung kann die Signifikanzgrenze gefunden werden: in diesem Fall existieren sechs Versuchsbedingungen, dies entspricht vier Freiheitsgraden ($n-2$) für eine Ausgleichsgerade. Bei einer akzeptierten Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent ergibt sich damit ein kritischer Korrelationskoeffizient von 0,811 (Bortz, 1993). Ergibt sich nun für eine Versuchsperson ein Korrelationskoeffizient von 0,811 oder größer, ist diese

¹ Richtlinien zur Skalierung der Body Map, mithilfe der verwendeten Software, können dem Anhang, Tabelle 34 und Tabelle 35, entnommen werden.

Person per Definition in der Lage Diskomfort - hervorgerufen durch Druck - zu bewerten. Für quadratische Zusammenhänge wird die statistische Relevanz mithilfe der Varianzanalyse überprüft. Dazu wird in der Statistiksoftware SPSS (Version 12) eine quadratische Kurvenanpassung durchgeführt und das Programm ermittelt den signifikanten F-Wert. Es wird wieder eine Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent akzeptiert. Dies bedeutet, dass bei einem F-Wert $\leq 0,05$, angenommen werden kann, dass die Punkte durch ein Polynom zweiter Ordnung angenähert werden können (SPSS, 1993).

Die Anzahl der statistisch signifikanten Versuchspersonen wird genutzt, um die Aussagekraft der Parameter miteinander zu vergleichen. Parameter bei denen sich viele Versuchspersonen finden, sind damit gute „Prediktoren“ für den Diskomfort.

3.1.5 Ergebnisse

Für alle Zusammenhänge zwischen Diskomfort und Parametern der Druckverteilung ergibt sich in dieser Versuchsreihe ein linearer Zusammenhang. Dabei schwanken die Zahlen der signifikanten Versuchspersonen von keiner bis maximal 33 (entspricht über 80% der Versuchspersonen). Es zeigt sich, dass große Unterschiede bei den Parametern bestehen: die Kontaktfläche liefert größtenteils überhaupt keine signifikanten Zusammenhänge, da sie sich über die verschiedenen Versuchsbedingungen hinweg so gut wie nicht ändert. Berücksichtigt man die große Variationsbreite der Sitze, kann man schlussfolgern, dass die Kontaktfläche ungeeignet ist, den Diskomfort zu prognostizieren. Die Kontaktfläche fließt auch in die Berechnung des „Index“ mit ein und deshalb ist auch der „Index“ zur Erklärung des Diskomforts ungeeignet. Bei der Ermittlung des maximalen Gradienten hat sich gezeigt, dass die Festlegung von Pfaden durch die Druckverteilungen sehr fehleranfällig ist: so ist es in der Praxis fast unmöglich am Rücken einen sinnvollen Pfad durch die Druckverteilung zu definieren. Für die übrigen Parameter sind die Ergebnisse in Abbildung 12 zu finden.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

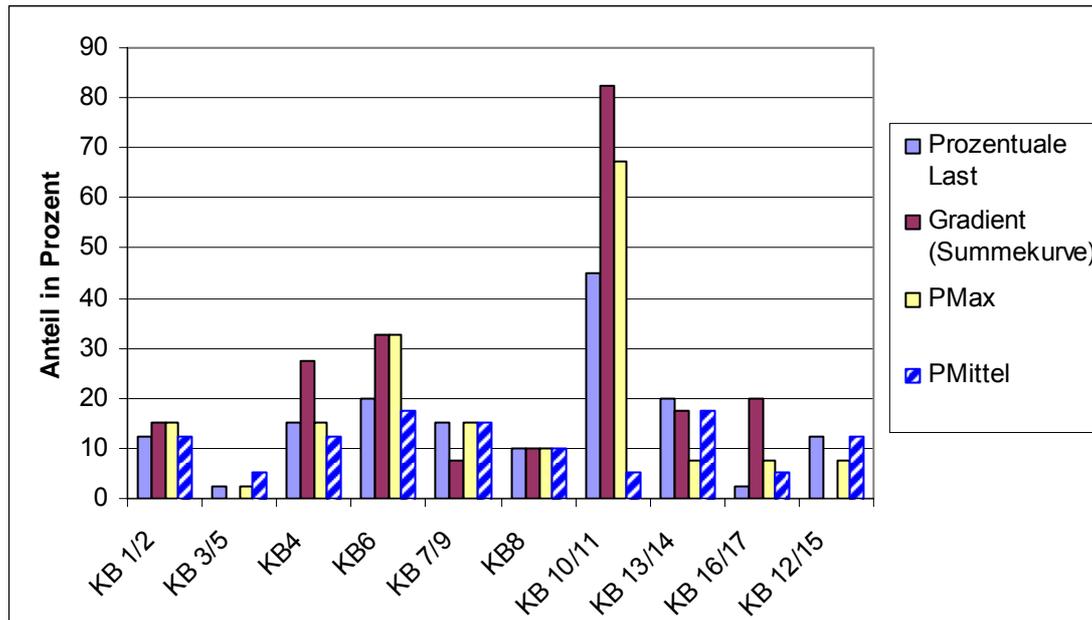


Abbildung 12: Prozentualer Anteil der signifikanten Versuchspersonen für alle Körperbereiche und Parameter (KB1/2: Schultern, KB3/5 seitlicher Rücken, KB4 oberer Rücken, KB6 unterer Rücken, KB7/9 seitlicher Beckenkamm, KB8 Steißbein, KB10/11 Gesäß, KB13/14 mittlere Oberschenkel, KB16/17 vordere Oberschenkel, KB12/15 seitliche Oberschenkel)

Unter den vier Parametern zeigt sich, über alle Körperbereiche hinweg, keiner, der immer deutlich weniger signifikante Versuchspersonen aufweist als die anderen. Der mittlere Druck hat aber eine vergleichbare Aussage wie die prozentuale Lastverteilung. Im Vergleich zur prozentualen Lastverteilung hängt er aber noch vom Absolutgewicht der Versuchsperson ab. Aus diesem Grund eignet sich der mittlere Druck schlechter zur Prognose des Diskomforts als der maximale Druck, der Gradient der Summenkurve und die prozentuale Lastverteilung. In den Sitzbeinhöckern und im unteren Rücken können für die drei Parameter (P_{\max} , Gradient der Summenkurve, prozentuale Last) die meisten statistisch signifikanten Zusammenhänge gefunden werden. Dies kann durch die extreme Variation in diesen Bereichen mithilfe der Stufen erklärt werden. Für die vorderen Oberschenkel (bis auf den Gradient der Summenkurve) und für den seitlichen Bereiche des Rückens können so gut wie keine relevanten Zusammenhänge gefunden werden. Dies liegt hauptsächlich daran, dass die Versuchspersonen in diesen Bereichen wenig bis gar keinen Kontakt zum Sitz hatten. Für den Gradienten in den vorderen Oberschenkeln kann dennoch ein besserer Zusammenhang gefunden werden, da das Ende des Sitzes für die meisten Personen in diesem Körperbereich liegt und eine Druckkante erzeugt.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass Korrelationen zwischen den Parametern der Druckverteilung und dem Diskomfort gefunden werden konnten.

Die besten Parameter sind nach dieser Untersuchung: der Gradient der Summenkurve, der maximale Druck und die prozentuale Lastverteilung. Dies steht auch in guter Übereinstimmung mit den Parametern, die in der Literatur angegeben werden (vgl. Kapitel 2): So wählten einige Autoren den maximalen Druck, die Lastverteilung oder den Gradienten innerhalb der Druckverteilung.

3.2 Ermittlung des Modells aus diesen Kenngrößen

3.2.1 Versuchsdesign

Aufbauend auf den Ergebnissen, welche Kenngrößen einer Druckverteilung den Diskomfort erklären können, werden diese Parameter in weiteren Versuchsreihen gezielt variiert. Durch diese Variationen soll herausgefunden werden, welche Werte die Parameter haben sollen, um einen minimalen Diskomfort hervorzurufen. Für die Sitz- und die Lehnenfläche werden separate Versuchsreihen durchgeführt. In beiden Versuchsreihen bewerten die Versuchspersonen sechs unterschiedliche Sitzeinstellungen mithilfe des bereits vorgestellten Diskomfortinterviews. Im Unterschied zu Kapitel 3.1 werden die Versuche auf Sitzen (nicht am Forschungsstuhl) durchgeführt.

3.2.1.1 Erfassung der subjektiven Empfindung

Wie bereits erwähnt, wird der Diskomfort analog zu Kapitel 3.1.1.1 mithilfe des Diskomfortinterviews erfasst. Für die Versuche zur Variation der Sitzfläche wird nur der Diskomfort im Gesäß (Körperbereiche 10-17) abgefragt und bei den Versuchen zur Variation der Lehne wird nur der Diskomfort im Rücken (Körperbereiche 1-9) bewertet.

Zusätzlich zur Bewertung mithilfe der CP50-Skala bewerten die Versuchspersonen die Akzeptanz der Empfindung für jeden Körperbereich. Dazu wird eine Skala mit vier Begriffen verwendet: „unakzeptabel“, „eher unakzeptabel“, „eher akzeptabel“, „akzeptabel“.

3.2.1.2 Realsitz Mockup

Die Versuche wurden in einem Mockup am Lehrstuhl für Ergonomie durchgeführt. Dieses Mockup verfügt über einstellbare Pedale, eine Bodenplatte und ein einstellbares Lenkrad. In diesem Mockup können Sitze vom Sportwagen bis zum Van befestigt werden. Als Sitze wurden der SLK und der M-Klasse Fahrersitz von Mercedes Benz sowie der Fahrersitz des Volvo S60 verwendet. Die Anordnung von Sitz zu Pedalen und Lenkrad wurde mithilfe einer Koordinatenmessmaschine

eingestellt. Dabei wurden die Originalmaße den jeweiligen Packageplänen der Hersteller entnommen. Die Sitze waren nicht der Untersuchungsgegenstand und dienten nur zur Erzeugung verschiedener Druckverteilungen. Das Mockup mit montiertem Sitz ist in Abbildung 13 zu sehen.



Abbildung 13: Realsitz-Mockup mit montiertem Sitz

3.2.1.3 Druckmessmatte

Für die Aufzeichnung der Druckverteilungen zwischen Mensch und Sitz findet das System von FSA Anwendung. Dieses Druckmesssystem besteht aus einer Messmatte für die Sitzfläche und einer Matte für die Lehnenfläche sowie einem Rechner, der die Druckwerte anzeigt und abspeichert. Es können gleichzeitig die Druckverteilung von Sitzspiegel und Lehne mit einer Frequenz von zehn Hertz (laut Hersteller) aufgezeichnet werden. Das Messprinzip basiert auf der Widerstandsänderung einer Kohlefolie (resistiv). Jede Matte besitzt 16x16 Sensoren. Die Lehnenmatte hat eine Größe von 1061x610 mm² und die Sitzmatte von 534x534 mm². Die Dimension einer Messstelle ist somit für die Sitzfläche 24,5x24,5 mm² und für die Lehnenfläche 57x29 mm². Der Messbereich der Matte für die Sitzfläche geht von 0-200 mmHg (entspricht 0-26,6 kPa) und für die Lehnenmatte von 0-100 mmHg (entspricht 0-13,3 kPa). Die Matten wurden mit einer Kalibrationseinheit ausgeliefert, mit dessen Hilfe die Matten vor jeder Versuchsreihe kalibriert wurden.

3.2.1.4 Versuchspersonen

3.2.1.4.1 Versuche für die Sitzfläche

Das Testkollektiv besteht aus zehn Männern und zehn Frauen. Die durchschnittliche Größe der männlichen Versuchspersonen ist 179 cm (Standardabweichung 7cm), die der weiblichen 166 cm (Standardabweichung 5 cm). Die Verteilung der Körpergrößen kann der Abbildung 14 entnommen werden.

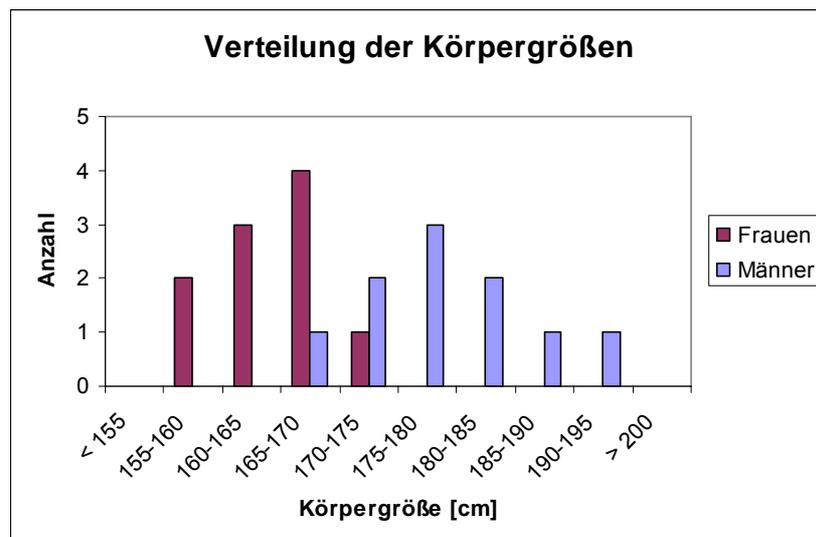


Abbildung 14: Körpergrößen der Versuchspersonen für die Versuche zur Variation der Sitzfläche

Das Gewicht der Personen beträgt im Mittel 65 kg mit einer Standardabweichung von 12 kg. Alle Versuchspersonen waren zum Zeitpunkt der Untersuchung zwischen 20 und 30 Jahren alt. An dieser Versuchsreihe nahmen ausschließlich Studenten teil.

3.2.1.4.2 Versuche für die Lehne

Für die Versuche zur Variation der Lehne besteht die Versuchspersonengruppe aus neun Frauen und 16 Männern, ebenfalls ausschließlich Studenten. Die Männer sind im Mittel 182 cm (Standardabweichung 5 cm) und die Frauen 176 cm (Standardabweichung 4 cm) groß. Die Verteilung der Körpergrößen ist in Abbildung 15 zu sehen. Im Mittel sind die Personen 72 kg schwer, mit einer Standardabweichung von 10 kg. Das Alter beträgt im Mittel 24 Jahre (Standardabweichung 4 Jahre).

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

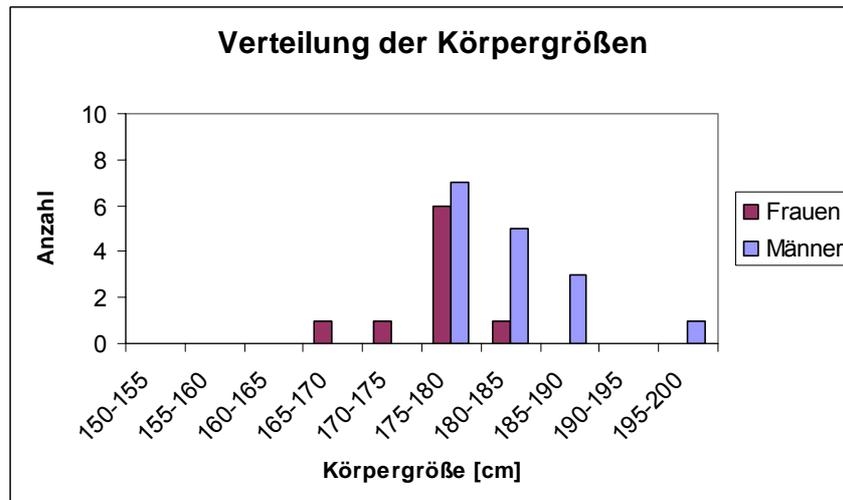


Abbildung 15: Körpergrößen der Versuchspersonen für die Versuche zur Variation der Lehnenfläche

3.2.2 Beschreibung der Versuchsbedingungen

3.2.2.1 Sitzfläche

Um unterschiedliche Druckverteilungen zu erzeugen, werden zwei Sitze mit unterschiedlicher geometrischer Anordnung von Lenkrad und Pedalen in Relation zum Sitz gewählt: Sitz 1 ist der Fahrersitz des Mercedes Benz SLK mit dazugehöriger sportlicher Sitzposition und Sitz 2 ist der Fahrersitz der Mercedes Benz M-Klasse mit der Fahrerhaltung eines Van. Die beiden Sitze werden, wie bereits in Kapitel 3.2.1.2 beschrieben, in das variable Mockup des Lehrstuhls für Ergonomie eingebaut. Sitz 2 wird zusätzlich noch viermal modifiziert. Die sechs verschiedenen Sitzeinstellungen sind somit mit ihren Abkürzungen:

- S1: SLK-Sitz ohne Modifikationen
- S2: M-Klasse-Sitz ohne Modifikationen
- S3: M-Klasse-Sitz mit einem Schaum bedeckten Kunststoffbrett unter den Sitzbeinhöckern (vgl. Anhang, Abbildung 53)
- S4: M-Klasse-Sitz mit einem Schaum bedeckten Kunststoffbrett unter den vorderen Oberschenkeln (vgl. Anhang, Abbildung 54)
- S5: M-Klasse-Sitz mit einem dicken Kunststoffbrett (mit Schaum umwickelt) und dahinter liegend ein doppellagiger Schaum (vgl. Anhang, Abbildung 55)

- S6: M-Klasse-Sitz wie S5 nur mit einem dünnen Schaum anstatt des doppellagigen (vgl. Anhang, Abbildung 56)

3.2.2.2 Lehnfläche

Für die Variation der Lehnfläche wird der Fahrersitz des Volvo S60 gewählt. Wieder wird der Sitz durch die Auflage von Schaumteilen modifiziert. Diesmal finden Schaumplatten der Abmessungen $400 \times 400 \times 50 \text{ mm}^3$ und $400 \times 400 \times 25 \text{ mm}^3$ Anwendung. Die verwendeten Schaumplatten haben die Stauchhärten 4, 6 und 8 kPa (nach Herstellerangaben). Die Versuchsbedingungen sind im Einzelnen:

- L1: Schaumteil mit 4 kPa Stauchhärte und 50 mm Dicke unten anliegend
- L2: Schaumteil mit 4 kPa Stauchhärte und 25 mm Dicke unten anliegend
- L3: Schaumteil mit 6 kPa Stauchhärte und 50 mm Dicke mittig auf der Lehnfläche (Abstand von der Oberkante der Lehne 10 cm)
- L4: Schaumteil mit 8 kPa Stauchhärte und 50 mm Dicke an Unterkante Kopfstütze anliegend
- L5: Schaumteil mit 4 kPa Stauchhärte und 25 mm Dicke, gerollt, mittig auf der Lehnfläche (Abstand von der Oberkante der Lehne 22 cm)
- L6: Schaumteil mit 4 kPa Stauchhärte und 25 mm Dicke, gerollt, mittig auf der Lehnfläche (Abstand von der Oberkante der Lehne 28 cm)

Fotos zur Erläuterung der Versuchsbedingungen sind im Anhang, Abbildung 57 zu finden.

3.2.3 Versuchsdurchführung

3.2.3.1 Variation der Sitzfläche

Vor den Versuchen wurden die Versuchspersonen vermessen. Für die Sitzfläche ist die Länge der Oberschenkel (Kniekehle bis Ende der Gesäßkontur) entscheidend. Dieses Maß wird mithilfe eines Maßbandes abgenommen, während die Versuchsperson mit aufrechtem Rücken und rechtwinkligen Knien auf einer Holzplatte saß. Bevor die Versuchsperson mit den Versuchen begann, wurde sie gebeten, die Hosentaschen zu leeren, da Gegenstände in den Hosentaschen, vor allem am Gesäß, Druckstellen erzeugen können. Die Hälfte der Versuchspersonen startete mit dem Sitz 1 (S1) und die andere Hälfte mit dem Sitz 2 (S2). Die Reihenfolge für die Modifikationen war für alle Versuchspersonen

die Folgende: S3, S4, S5 und S6. Dabei wurden die Versuche S2 bis S6 immer hintereinander an einem Tag durchgeführt, während die Versuche mit Sitz 1 an einem anderen Tag stattfanden. Jeder Versuchsperson wurde vor den Versuchen der Begriff des Diskomforts erläutert und der Versuchsleiter erklärte die Verwendung der CP50-Skala.

Am Anfang nahm die Versuchsperson im Mockup Platz und verstellte den Sitz so, dass sie in dieser Einstellung hätte fahren können. Der rechte Fuß sollte am Gaspedal und der linke auf der Kupplung sein. Beide Hände waren am Lenkrad (9.00- und 15.00-Uhr-Position). Nach der Sitzeinstellung stand die Versuchsperson auf und die Druckmessmatte für die Sitzfläche wurde auf den Sitz gelegt. Die Versuchsperson nahm wieder die Fahrhaltung (siehe oben) ein. Danach wurde die Druckverteilung ungefähr drei Sekunden mit einer Frequenz von 10 Hz aufgenommen. Zur gleichen Zeit wurde die Haltung der Versuchsperson mit zwei Digitalkameras dokumentiert. Eine Kamera nahm die Haltung von vorne und die andere von der Seite auf. Nach der Druckaufnahme saß die Versuchsperson ca. zwei Minuten auf dem Sitz, bevor das Diskomfortinterview inklusive der Akzeptanzwertung durchgeführt wurde. Zum Zeitpunkt der Bewertung saß die Versuchsperson somit ungefähr fünf Minuten auf dem Sitz. Während des Interviews wurden die subjektiven Empfindungen in den Körperbereichen des Gesäßes und der Oberschenkel (Körperbereiche 10-17) abgefragt. Zwischen den unterschiedlichen Sitzeinstellungen verließen die Versuchspersonen den Raum, so dass sie nicht sehen konnten wie der Sitz verändert wurde. Für die Versuche waren die Sitze stets mit einem dünnen Tuch bedeckt, so dass alle Versuchsbedingungen gleich aussahen.

3.2.3.2 Variation der Lehnenfläche

Die Vorbereitung der Versuche lief analog zu den Versuchen zur Variation der Sitzfläche ab. Die Versuchspersonen wurden ebenfalls vermessen, wobei hier die Rückenlänge gemessen wurde (vgl. Kapitel 3.1.4.2). Alle Versuchspersonen bewerteten die sechs Einstellungen in der gleichen Reihenfolge: L1, L2, L3, L4, L5 und L6. Da, wie Vorversuche zeigten, eine steile Lehneneinstellung zur Folge hat, dass sehr wenig Last über die Lehne abgeleitet wird und somit auch die sechs Einstellungen nahezu gleich sind, wurde eine feste Lehneneigung von $74,4^\circ$ vorgegeben. Die Sitzflächenneigung wurde ebenfalls auf einen Wert von $19,5^\circ$ (gegen die Horizontale nach hinten geneigt) voreingestellt. Die Einstellung der Lordosenunterstützung war für alle Versuchspersonen gleich - eine mittel ausgefahrene Lordosenstütze.

Der Sitz wurde analog zum obigen Versuch mit einem dünnen Tuch abgedeckt, so dass die Versuchsperson die Sitzmodifikation nicht sah. Die Versuchsperson setzte sich in den so voreingestellten Sitz und konnte diesen vor und zurück fahren, um an die Pedale und ans Lenkrad zu kommen. Eine Neigungsverstellung war nicht erlaubt. Danach stand die Versuchsperson auf und die Druckmessmatte für die Lehne wurde auf den Sitz gelegt. Nachdem die Versuchsperson Platz nahm, wurde die Druckverteilung der Lehne wieder drei Sekunden mit einer Abtastrate von 10 Hz aufgenommen und die Haltung mithilfe von zwei Digitalkameras dokumentiert. Nach ungefähr fünf Minuten wurde das Diskomfortinterview inklusive der Akzeptanzbewertung für den Rücken (Körperbereiche 1-9) durch den Versuchsleiter durchgeführt. Danach folgten die anderen Sitzeinstellungen.

3.2.4 Auswertung

Die Auswertung erfolgt analog zu Kapitel 3.1. Basierend auf dem Wissen, das in Kapitel 3.1 gewonnen wurde, welche Parameter den Diskomfort am besten erklären, werden diese Parameter aus den Druckverteilungen berechnet: maximaler Druck, Lastverteilung und Gradient der Summenkurve. Für eine detaillierte Beschreibung der Parameter sei auf Kapitel 3.1.4.1 verwiesen. Diese Parameter werden wieder in jedem Körperbereich der Body Map berechnet. Dazu wird die Body Map analog zu Kapitel 3.1.4.2 skaliert und den Druckverteilungen überlagert (vgl. Kapitel 3.1.4.3).

Im Unterschied zu Kapitel 3.1 werden die Parameterwerte für die linke und rechte Körperhälfte gemittelt. Diese Mittelwerte der Parameter werden dann mit den ebenso für die linke und rechte Körperhälfte gemittelten Diskomfortwerten korreliert. Dieses Vorgehen wird so erklärt: Obwohl die Druckverteilung für die linke und rechte Körperhälfte zum Teil beträchtliche Unterschiede aufweist, werden gegenüberliegende Körperbereiche (z.B. linkes und rechtes Gesäß) nahezu immer mit dem gleichen Diskomfort bewertet. Gründe für die Unterschiede der Druckverteilung können z.B. sein, dass die Versuchspersonen sich auf eine Seite lehnen oder dass die Beine unterschiedliche Haltungswinkel einnehmen (rechter Fuß auf dem Gaspedal, linker Fuß auf Kupplung).

Für diese Analyse wird angenommen, dass sich die Gesamtempfindung der Person aus einer Mittelung der linken und rechten Körperbereiche ergibt. Deshalb werden bei dieser Analyse die Diskomfort- und Druckwerte für korrespondierende Körperbereiche gemittelt. Diese korrespondierenden Körperbereiche sind: Schulter links/rechts, seitlicher Rücken links/rechts, Beckenkamm links/rechts,

Gesäß links/rechts, seitliche Oberschenkel links/rechts, mittlere und vordere Oberschenkel links/rechts.

Die Absicherung der relevanten statistischen Zusammenhänge erfolgt nach dem in Kapitel 3.1.4.4 vorgestellten Verfahren für die gemittelten, korrespondierenden Körperbereiche.

Bereits bei den Versuchen zur Ermittlung wichtiger Kenngrößen stellte sich heraus, dass jede Versuchsperson die CP50-Skala unterschiedlich benutzt. Dies kann folgendermaßen erklärt werden: zu Beginn eines jeden Interviews sucht sich die Versuchsperson im ersten zu bewertenden Körperbereich einen „Ankerpunkt“ und bewertet die anderen Körperbereiche im Vergleich zu diesem sogenannten „Referenzreiz“. Einige Versuchspersonen bleiben bei den folgenden Bewertungen in einem sehr engen Bereich auf der CP50-Skala, andere wiederum nutzen die komplette Skala. Um nun die unterschiedlichen Bewertungen miteinander vergleichbar zu machen, wird eine Normierung der statistisch abgesicherten Zusammenhänge durchgeführt.

Normierung bedeutet hier für quadratische Zusammenhänge eine Verschiebung der Parabeln, so dass alle Kurven mit dem Scheitelpunkt auf dem gleichen y-Wert zum Liegen kommen. Durch dieses Vorgehen werden die Diskomfortwerte der Zusammenhänge verändert (verschoben). Aus diesem Grund wird die y-Achse dieser normierten Zusammenhänge als „virtueller“ Diskomfort bezeichnet.

Bei den linearen Zusammenhängen erfolgt die Normierung in zwei Schritten. Zuerst werden alle Geraden auf ihre mittlere Steigung rotiert. Im zweiten Schritt erfolgt eine Verschiebung der Kurven auf ihren mittleren Schnittpunkt mit der y-Achse. Durch diese Normierung werden - wie bei den quadratischen Zusammenhängen - die Werte der Diskomfortachse manipuliert und um dies wiederzugeben wird die y-Achse mit „virtueller“ Diskomfort bezeichnet. Für die Interpretation eines durch die Normierung entstandenen linear ansteigenden Gesamtzusammenhangs gilt: je weniger Druck desto besser. Um eine Grenze definieren zu können, über die der Parameter nicht gehen sollte, werden die Akzeptanzbewertungen (vgl. Kapitel 3.2.1.1) der Versuchspersonen genutzt. Die Grenze, die ein Parameter nicht überschreiten sollte, wird durch die Wertungen „unakzeptabel“ definiert. Geht man beispielsweise für den maximalen Druck im Gesäß von einem linearen Zusammenhang aus, dann sollte der maximale Druck so niedrig wie möglich sein. Für die Information, ab welchem maximalen Druck die Personen diesen nicht mehr akzeptieren, betrachtet man die „unakzeptabel“-Wertungen auf der Akzeptanzskala. Hier wird der niedrigste registrierte Wert

verwendet: Wertet eine Versuchsperson einen maximalen Druck unter den Sitzbeinhöckern von 20 kPa als „unakzeptabel“ und alle weiteren Personen werten erst höhere Drücke als „unakzeptabel“, dann sollten die maximalen Drücke unter dem Wert von 20 kPa liegen.

Eine Qualitätsbewertung der resultierenden Gesamtzusammenhänge wird mithilfe der Anzahl der statistisch signifikanten Zusammenhänge durchgeführt. Da auch Hartung (2006) feststellte, dass es schwierig ist einen mathematischen Zusammenhang zwischen Diskomfort und Druckverteilung zu finden, wurden die Bereiche zur Bewertung des Zusammenhangs eher niedrig angesetzt. Folgende Einteilung wird für die Qualitätsbewertung getroffen:

- kein Zusammenhang: $< 15\%$ der Versuchspersonen weisen statistisch signifikante Zusammenhänge auf
- schwacher Zusammenhang: $\geq 15\%$ der Versuchspersonen weisen statistisch signifikante Zusammenhänge auf
- akzeptabler Zusammenhang: $\geq 25\%$ der Versuchspersonen weisen statistisch signifikante Zusammenhänge auf
- starker Zusammenhang: $\geq 50\%$ der Versuchspersonen weisen statistisch signifikante Zusammenhänge auf

3.2.5 Ergebnisse

Die Ergebnisse werden entsprechend der Gliederung der Körperbereiche der Body Map (vgl. Abbildung 6) vorgestellt und jeweils auf alle drei untersuchten Parameter (prozentuale Last, Gradient und maximaler Druck) bezogen.

3.2.5.1 Schultern

Im Bereich der Schultern kann für keinen der drei Parameter ein Zusammenhang gefunden werden.

3.2.5.2 Oberer Rücken

3.2.5.2.1 Prozentuale Lastverteilung

Für den oberen Rücken können mehr als 15% statistisch signifikante Zusammenhänge für einen linear ansteigenden Zusammenhang gefunden werden (siehe Anhang, Abbildung 58). Dabei geht der Wertebereich für den oberen Rücken von 20-70% der Rückengesamtlast. Ab einem Wert von ca. 50%

der Last treten die ersten Wertungen für „unakzeptabel“ auf. Da nur 15% der Versuchspersonen in diesem Zusammenhang enthalten sind, kann nur von einem schwachen Zusammenhang gesprochen werden.

3.2.5.2.2 Maximaler Druck und Gradient der Summenkurve

Für den maximalen Druck und den Gradienten kann kein Zusammenhang gefunden werden.

3.2.5.3 Unterer Rücken

Für den Bereich des unteren Rückens kann kein Zusammenhang für die Parameter gefunden werden.

3.2.5.4 Seitlicher Rücken

Für den Bereich des seitlichen Rückens kann kein Zusammenhang für die Parameter gefunden werden.

3.2.5.5 Seitlicher Beckenkamm

3.2.5.5.1 Prozentuale Lastverteilung

Im Bereich des seitlichen Beckenkamms (KB 7 und 9) kann ein linear abfallender Zusammenhang gefunden werden (siehe Anhang, Abbildung 59). Dabei geht der Wertebereich von 0% bis 6% der Last für einen Körperbereich. Wertungen der Akzeptanz „unakzeptabel“ treten nur bei 0% der Last auf; die Last sollte folglich höher sein. Es handelt sich hierbei um einen schwachen Zusammenhang, da er nur bei 15% der Versuchspersonen festgestellt werden kann.

3.2.5.5.2 Maximaler Druck

Für den maximalen Druck kann kein Zusammenhang für die Parameter gefunden werden.

3.2.5.5.3 Gradient der Summenkurve

Zwischen dem Diskomfort und dem Gradienten ergibt sich im seitlichen Beckenkamm ein linear fallender Zusammenhang (siehe Anhang, Abbildung 60). Mithilfe der Akzeptanzwertungen kann nur ausgesagt werden, dass der Gradient größer Null sein sollte. Da hier ebenfalls nur 15% der Versuchspersonen enthalten sind, handelt es sich um einen schwachen Zusammenhang.

3.2.5.6 Steißbein

3.2.5.6.1 Maximaler Druck

Für den maximalen Druck kann ein schwacher, linear fallender Zusammenhang im Bereich des Steißbeins (KB 8) ermittelt werden (vgl. Anhang, Abbildung 61). Der Wertebereich geht von 0 bis 4,5 kPa. Die Akzeptanzwertungen können den Bereich nicht weiter eingrenzen.

3.2.5.6.2 Prozentuale Last und Gradient der Summenkurve

Für die Parameter prozentuale Last und Gradient können keine Zusammenhänge ermittelt werden.

3.2.5.7 Gesäß

3.2.5.7.1 Prozentuale Lastverteilung

Im Bereich des Gesäßes ergibt sich ein quadratischer Gesamtzusammenhang (siehe Anhang, Abbildung 62). Drei Versuchspersonen (entspricht 15%) erfüllen das Kriterium für einen statistisch abgesicherten Zusammenhang. Die Minima der Kurven liegen zwischen 24,5% bis 28,5% der Last pro Bein. In diesem Bereich ist der Diskomfort minimal. Sobald mehr oder weniger Last auf die Sitzbeinhöcker kommt, erhöht sich der Diskomfort. Da nur 15% der Versuchspersonen im Gesamtzusammenhang enthalten sind, wird die Qualität des Zusammenhangs als schwach eingestuft.

3.2.5.7.2 Maximaler Druck

Der Gesamtzusammenhang zwischen maximalem Druck und dem Diskomfort in den Körperbereichen 10 und 11 ist linear ansteigend (siehe Anhang, Abbildung 63). Sieben Versuchspersonen haben einen signifikanten Zusammenhang. Der Diskomfort steigt linear mit steigendem maximalen Druck im Bereich von 7 bis 26,6 kPa. Mithilfe der Akzeptanzbewertung kann festgehalten werden, dass der maximale Druck unter dem Wert von 20 kPa liegen soll. Da 35% der Versuchspersonen in diesem Zusammenhang enthalten sind, kann die Qualität des Zusammenhangs als akzeptabel eingestuft werden.

3.2.5.7.3 Gradient der Summenkurve

Für das Gesäß konnte ein linear steigender Zusammenhang mithilfe von drei statistisch signifikanten Versuchspersonen gefunden werden (vgl. Anhang, Abbildung 64). Die Druckänderung sollte demnach so klein wie möglich sein. Durch die Bewertung der Akzeptanz kann ein Grenzwert von 5,6 kPa pro

Millimeter definiert werden. Mit 15% der Versuchspersonen kann dieser Zusammenhang nur als schwach bezeichnet werden.

3.2.5.8 Mittlere Oberschenkel

3.2.5.8.1 Prozentuale Lastverteilung

Für die mittleren Oberschenkel (Körperbereiche 13 und 14) ergibt sich ein linear ansteigender Gesamtzusammenhang (siehe Anhang, Abbildung 65). Die Bewertungen als „unakzeptabel“ starten bei einer Last von 14% pro Bein. Deshalb sollte die Last von 14% pro Bein nicht überschritten werden. Da bei 50% der Versuchspersonen dieser Zusammenhang gefunden werden kann, kann er als stark bezeichnet werden.

3.2.5.8.2 Maximaler Druck

Der maximale Druck zeigt für 14 Versuchspersonen signifikante linear steigende Zusammenhänge (siehe Anhang, Abbildung 66). Dabei steigt der Diskomfort von 3 bis 26,6 kPa an. Der maximale Druck soll nach Auswertung der Akzeptanzbewertungen unter einem Wert von 7 kPa liegen. In diesem Gesamtzusammenhang sind deutlich mehr als 50% der Versuchspersonen beinhaltet und deshalb wird er als stark bezeichnet.

3.2.5.8.3 Gradient der Summenkurve

Für den Parameter Gradient der Summenkurve kann im Bereich der mittleren Oberschenkel ein linear steigender Gesamtzusammenhang gefunden werden (vgl. Anhang, Abbildung 67). Es sind mehr als 25% der Versuchspersonen darin enthalten und aus diesem Grund kann er als akzeptabel eingestuft werden. Mithilfe der Akzeptanzbewertung der Versuchspersonen kann eine Grenze von 1,6 kPa pro Millimeter definiert werden. Der Gradient sollte im Bereich der mittleren Oberschenkel unter diesem Wert liegen.

3.2.5.9 Vordere Oberschenkel

3.2.5.9.1 Prozentuale Lastverteilung

Im Bereich der vorderen Oberschenkel kann mit 15% der Versuchspersonen ein linear steigender Zusammenhang zwischen der Lastverteilung und dem Diskomfort hergestellt werden (siehe Anhang, Abbildung 68). Die Grenze, die mit den Bewertungen „unakzeptabel“ definiert wird, liegt bei 3%. Deshalb sollte die Last in diesem Körperbereich pro Bein nicht mehr als 3% betragen. Es handelt sich um einen schwachen Zusammenhang.

3.2.5.9.2 Maximaler Druck

Hier kann kein Zusammenhang gefunden werden, da nur zwei Versuchspersonen statistisch signifikante Zusammenhänge aufweisen.

3.2.5.9.3 Gradient der Summenkurve

Der Zusammenhang zwischen diesem Parameter und dem Diskomfort ist linear ansteigend (siehe Anhang, Abbildung 69). Dabei sollte der Gradient unter einem Wert von 0,54 kPa pro Millimeter liegen. Da nur 15% der Versuchspersonen diesen Zusammenhang bilden, ist er, nach obiger Einteilung, schwach.

3.2.5.10 Seitliche Oberschenkel

Für die prozentuale Lastverteilung und den maximalen Druck kann kein Zusammenhang gefunden werden, da zu wenig statistisch signifikante Zusammenhänge gefunden werden können.

Für die seitlichen Oberschenkel wird der Parameter Gradient der Summenkurve nicht berechnet (vgl. Kapitel 3.1.4.1).

3.2.6 Entwicklung des Modells aus diesen Ergebnissen

3.2.6.1 Rücken

Die Ergebnisse für den Rücken sind nochmals in Tabelle 5 zusammengefasst. Es können nur wenige schwache Zusammenhänge gefunden werden. So sind für die Lastverteilung Zusammenhänge im oberen Rücken (KB 4) und im seitlichen Beckenkamm (KB 7, 9) vorhanden: die Last sollte demnach im oberen Rücken zwischen 20% und 50% betragen und im Beckenkamm sollte eine Unterstützung vorhanden sein (Last mehr als 0% pro Seite). Für den maximalen Druck findet sich nur im Bereich des Steißbeins ein Richtwert von mehr als 0 kPa. Es sollte also Druck vorhanden sein. Für den Gradienten kann nur im seitlichen Beckenkamm ein Zusammenhang gefunden werden. Hier kann lediglich gesagt werden, dass ein Gradient vorhanden sein soll (mehr als 0 kPa pro Millimeter).

Tabelle 5: Zusammenfassung der Ergebnisse für den Rücken („-“: kein Zusammenhang, „0“: schwacher Zusammenhang, „+“: akzeptabler Zusammenhang, „++“: starker Zusammenhang); seitlicher Beckenkamm – nur eine Seite.

Parameter	Schultern	Oberer Rücken	Unterer Rücken	Steißbein	Seitlicher Beckenkamm
Prozentuale Last [%]	-	0 20-50%	0 20-30%	-	0 >0%
Maximaler Druck [kPa]	0 2-7	0 2-7	0 2-7	0 >0	0 2-7
Gradient [kPa/mm]	-	-	-	-	0 >0

Da sich aus diesen Daten alleine kein Gesamtmodell für den Rücken ableiten lässt, wird auf die Versuche am Forschungsstuhl zurückgegriffen, die zum Ziel hatten, die besten Parameter zur Vorhersage des Diskomforts zu finden. Im Bereich des unteren Rückens (KB 6) ist das Ergebnis dieser Versuchsreihe, dass die prozentuale Last zwischen 20 und 30% betragen sollte. Im Bereich der Schultern und des Steißbeins konnten auch bei der Versuchsreihe am Forschungsstuhl nicht mehr als 15% signifikante Versuchspersonen gefunden werden. Des Weiteren lässt sich als Ergebnis der Forschungsstuhlversuche festhalten, dass der Gradient bis auf den Beckenkamm (KB 7, 9) möglichst klein sein sollte. Für den maximalen Druck im Rücken ergibt sich ein Bereich von 2-7 kPa. Die Ergebnisse der Versuchsreihe auf dem Volvo-Sitz können durch die Forschungsstuhlversuche im Bereich des oberen Rückens und des Beckenkamms bestätigt werden. Damit kann die Ergebnistabelle (Tabelle 5) noch um einen Lastwert im unteren Rücken und um Richtwerte für den maximalen Druck in den Schultern, oberer, unterer Rücken und seitlicher Beckenkamm ergänzt werden.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

3.2.6.2 Sitzfläche

Für die Sitzfläche sind die Ergebnisse in Tabelle 6 zusammengefasst. Für die Sitzbeinhöcker und die mittleren Oberschenkel können demnach Zusammenhänge für alle drei Parameter gefunden werden. Im Bereich der vorderen Oberschenkel können für die Lastverteilung und den Gradienten Zusammenhänge gefunden werden. Für die seitlichen Oberschenkel ergibt sich kein Zusammenhang. Das Modell besagt nun, dass alle drei Parameter innerhalb der angegebenen Grenzen liegen sollen. Dann ist der Diskomfort minimal. Verlässt ein Parameter diesen „grünen“ Bereich dann steigt der Diskomfort.

Tabelle 6: Zusammenfassung der Ergebnisse für die Sitzfläche („-“: kein Zusammenhang, „O“: schwacher Zusammenhang, „+“: akzeptabler Zusammenhang, „++“: starker Zusammenhang)

Parameter	Gesäß	Mittlere Oberschenkel	Vordere Oberschenkel	Seitliche Oberschenkel
Prozentuale Last [%]	O 24,5-28,5%	++ < 14%	O < 3%	-
Maximaler Druck [kPa]	+ <20	++ <7	-	-
Gradient [kPa/mm]	O < 5,6	+ < 1,6	O < 0,5	-

3.2.7 Diskussion

3.2.7.1 Rücken

Im Bereich des Rückens können bei dieser Versuchsreihe, wenn überhaupt, nur schwache Zusammenhänge zwischen dem Diskomfort und einem objektiven Parameter gefunden werden. Die Tatsache, dass im Rücken weniger statistisch signifikante Zusammenhänge zu finden sind als in der Sitzfläche, kann dadurch erklärt werden, dass beim Sitzen in einem Autositz ca. 70% der Körpermasse über die Sitzfläche und lediglich 11% über den Rücken abgeleitet wird (vgl. auch Stumbaum, 1983). Die restlichen 19% der Körpermasse werden über die Füße und Hände abgestützt. Hinzu kommt, dass die Personen Störungen am Rücken durch kleine Haltungsänderungen abschwächen können. Dies ist bei Störungen in der Sitzfläche nicht möglich. Nur durch die extremen Variationen am Forschungsstuhl ist es möglich, Korrelationen fast im gesamten Rücken zu finden. Diese Tendenz bestätigt sich auch bei einem Blick auf die signifikanten Versuchspersonen in den einzelnen Körperbereichen. Es ergibt sich hierbei ein uneinheitliches Bild (vgl. Anhang, Tabelle 36): so ist nur eine Versuchsperson (VP23) bei allen drei gefundenen Zusammenhängen vertreten.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Ein nächster Plausibilitätstest kann mit den Werten der prozentualen Lastverteilung durchgeführt werden: alle Körperbereiche zusammen müssen 100% ergeben. Geht man von den Zusammenhängen im oberen und unteren Rücken sowie dem Beckenkamm aus, ergibt sich damit aus 35% (oberer Rücken) + 25% (unterer Rücken) + 12 % (Beckenkamm) ein Wert von 72%. Damit verbleiben für die Schultern, den seitlichen Rücken und das Steißbein 28%. Nimmt man weiter an, dass der Gradient (also die Änderung des Drucks) möglichst klein sein sollte, kann man versuchen eine Druckverteilung zu finden, die diese Kriterien erfüllt. Dazu wird eine gemessene Druckverteilung so lange per Hand manipuliert, bis die oben genannten Kriterien erfüllt sind. Dabei wird darauf geachtet, dass die Gesamtlast gleich bleibt. In Abbildung 16 wird eine mögliche Druckverteilung gezeigt, die diese Kriterien erfüllt. Es ergibt sich für die Schultern eine Last von 14% und für den Bereich des Steißbeins von 10%. Die Bereiche des seitlichen Rückens (KB 3 und 5) nehmen jeweils 1% der Last auf. Damit kann gezeigt werden, dass die Ergebnisse in sich konsistent sind und sich nicht widersprechen. Die Parameterwerte können im Anhang, Tabelle 38 eingesehen werden.

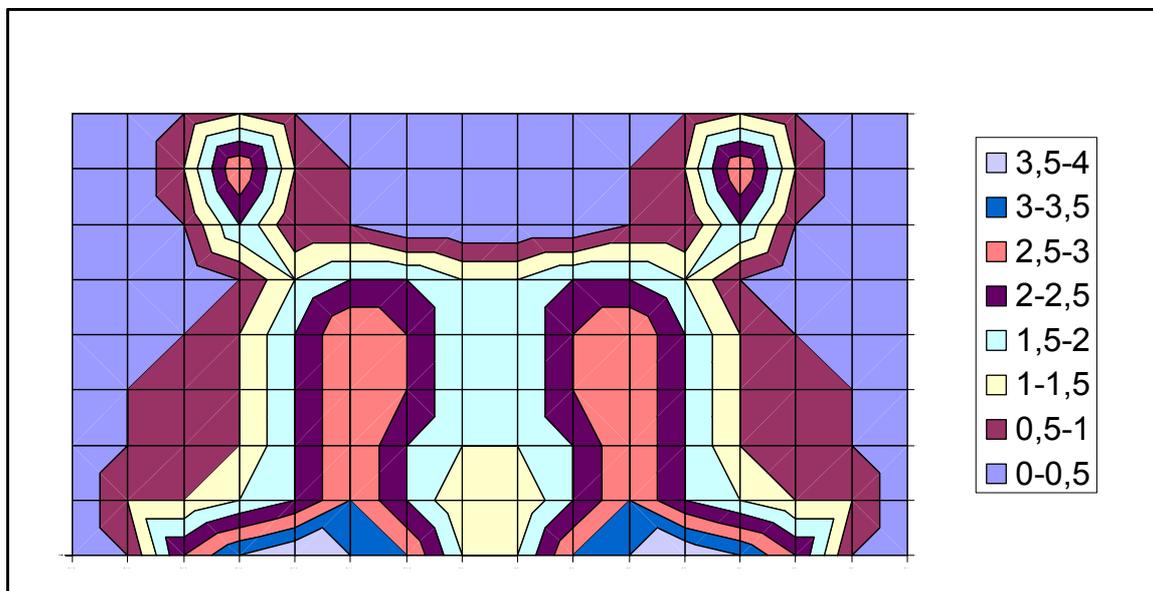


Abbildung 16: „ideale“ Druckverteilung für den Rücken (Werte in kPa)

Im Folgenden wird versucht, die Ergebnisse dieser Untersuchung in die bereits veröffentlichten Werte einzuordnen. Für die Lastverteilung kann nur Hartung (2006) gefunden werden, der eine vergleichbare Einteilung der Körperbereiche durchgeführt hat und Zahlenwerte angibt.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Tabelle 7: Vergleich der Werte der prozentualen Last mit Literaturwerten („SD“ Standardabweichung). Die Werte für den seitlichen Beckenkamm sind für links und rechts addiert

Prozentuale Last [%]	Mergl	Hartung (2006)
Oberer Rücken	20-50	34 (SD 8)
Unterer Rücken	20-30	30 (SD 7)
Seitlicher Beckenkamm	> 0	6 (SD 6)

Die Werte für alle drei Körperbereiche liegen innerhalb der Standardabweichungen von Hartung. Damit stimmen sie gut mit den Werten seiner Untersuchung überein. Generell lässt sich sagen, dass die angegebenen Bereiche sehr groß sind. Die Lastverteilung kann also im Rücken stark variieren und wird trotzdem mit minimalem Diskomfort bewertet.

Für den Gradienten konnte keine Literaturquelle gefunden werden, mit der die Ergebnisse dieser Studie verglichen werden könnten.

Für die Beurteilung des maximalen Drucks existieren mehr Angaben in der Literatur: so geben Diebschlag (1984), Congleton (1988) und Hartung (2006) Werte für den maximalen Druck in der Lehnenfläche an. Die Werte können der Tabelle 8 entnommen werden.

Tabelle 8: Vergleich der Werte des maximalen Drucks für den Rücken mit Literaturwerten

Maximaler Druck [kPa]	Mergl	Diebschlag (1984)	Congleton (1988)	Hartung (2006)
Rücken	2-7	2-8	2	2-2,5

Diebschlag gibt den größten Bereich an mit maximalen Drücken zwischen 2 bis 8 kPa. Congleton und Hartung haben sehr ähnliche Werte von 2 bzw. 2-2,5 kPa. Die Werte dieser Untersuchung liegen mit 2-7 kPa innerhalb der Werte von Diebschlag. Beim maximalen Druck bleibt aber anzumerken, dass dieser sehr stark vom verwendeten Messsystem abhängt. Sowohl die Auflösung, also Größe der Messstellen, sowie das Messprinzip haben eine Auswirkung auf die gemessenen Absolutdrücke. Aber auch ohne Berücksichtigung dieser Fehlerquellen reihen sich die Ergebnisse gut in die Werte aus der Literatur ein.

3.2.7.2 Gesäß und Oberschenkel

Im Bereich des Gesäßes und der Oberschenkel können mehr Versuchspersonen mit signifikanten Zusammenhängen zwischen Diskomfort und Parametern der Druckverteilungen gefunden werden als im Rücken. So sind es bis auf die seitlichen Bereiche der Oberschenkel mindestens 15% der Versuchspersonen. In den mittleren Oberschenkeln, bei der prozentualen Last, sind es sogar mehr als

50% der Versuchspersonen, die einen Zusammenhang zum Diskomfort zeigen. Für die seitlichen Bereiche der Oberschenkel lässt sich kein Zusammenhang finden, da die Versuchspersonen zum Teil überhaupt keinen Kontakt zu den Seitenwangen hatten und diese auch während der Versuche nicht modifiziert wurden. Bei einem Blick auf die Versuchspersonen, die einen Zusammenhang zwischen Diskomfort und Druckverteilung zeigen, fällt auf, dass es in der Sitzfläche wesentlich mehr sind als im Rücken und dass es Versuchspersonen gibt, die relativ häufig Zusammenhänge finden (Versuchspersonen 5, 12, 14, 16 und 19 siehe auch Anhang, Tabelle 37). Dies ist ein Indiz für die relativ gute Qualität der gefundenen Zusammenhänge.

Analog zum Rücken soll auch ein Plausibilitätstest der gefundenen Ergebnisse durchgeführt werden. Da für die prozentuale Last der Sitzfläche in den Sitzbeinhöckern, den mittleren und vorderen Oberschenkeln ein Zusammenhang gefunden wurde, kann die Last auf die seitlichen Bereiche der Oberschenkel aus diesen berechnet werden: $100\% - (56\% \text{ (Sitzbeinhöcker)} + 28\% \text{ (mittlere Oberschenkel)} + 6\% \text{ (vordere Oberschenkel)}) = 10\%$. Damit soll die seitliche Abstützung eines jeden Beines 5% betragen. Dies steht in guter Übereinstimmung mit gemessenen Druckverteilungen der Versuchspersonen, die Kontakt zu den Seitenwangen hatten. Unter Zuhilfenahme der Ergebnisse des maximalen Drucks und des Gradienten wird wieder versucht eine Druckverteilung zu erzeugen. Dies geschieht in gleicher Weise wie beim Rücken durch Manipulation der Druckwerte bei konstanter Gesamtlast. Die resultierende Druckverteilung ist in Abbildung 17 zu sehen. Bei dieser „idealen“ Druckverteilung können alle Parameter in den „grünen Bereich“ gebracht werden. Der maximale Druck ist im Sitzbeinhöcker mit 12 kPa weit unter dem Grenzwert von 20 kPa. Das Gleiche gilt auch für die restlichen Körperbereiche und Parameter. Die resultierenden Parameterwerte können dem Anhang, Tabelle 39 entnommen werden. Der Plausibilitätstest zeigt, dass die Ergebnisse untereinander schlüssig sind und sich nicht widersprechen.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

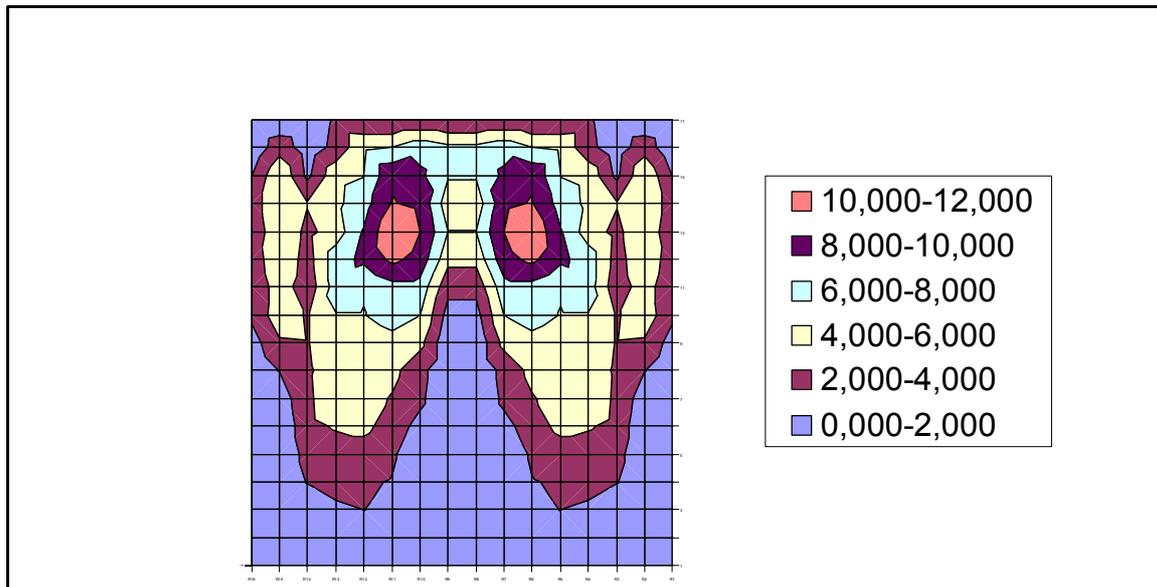


Abbildung 17: „ideale“ Druckverteilung für die Sitzfläche (Werte in kPa)

Nun werden die durch die Versuche erhaltenen Werte den Literaturangaben gegenübergestellt. Für die Lastverteilung kann wie beim Rücken nur Hartung gefunden werden, der vergleichbare Werte veröffentlichte.

Tabelle 9: Vergleich der Werte der prozentualen Last mit Literaturwerten (Sitzfläche, Werte für beide Beine), „SD“ Standardabweichung

Prozentuale Last [%]	Mergl	Hartung (2006)
Sitzbeinhöcker	49-57	56 (SD 7)
Mittlere Oberschenkel	28	30 (SD 3,5)
Vordere Oberschenkel	6	8 (SD 4,4)

Die Werte für alle drei Körperbereiche liegen sehr gut innerhalb der Standardabweichungen von Hartung. Damit können die Ergebnisse von Hartung mit dieser Studie bestätigt werden.

Für den Gradienten der Summenkurve konnte wieder keine Literaturstelle gefunden werden, um die Ergebnisse zu vergleichen.

Wie beim Rücken werden die Ergebnisse für den maximalen Druck mit den Werten von Diebschlag, Congleton und Hartung verglichen (vgl. Tabelle 10).

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Tabelle 10: Vergleich der Werte des maximalen Drucks mit Literaturwerten (Sitzfläche)

Maximaler Druck [kPa]	Mergl	Diebschlag (1984)	Congleton (1988)	Hartung (2006)
Gesäß	< 20	10-30	7-20	5,1-6,4
Oberschenkel	< 7	2-8	-	3

Für das Gesäß liegen die Werte dieser Studie im Bereich derer von Congleton und Diebschlag. Hartung gibt kleinere Werte an. Für die Oberschenkel liegt diese Studie mit Werten kleiner 7 kPa gut im Bereich von Diebschlag (2-8 kPa). Hartung gibt wieder einen kleineren Wert an, der aber auch die Bedingung kleiner 7 kPa erfüllt. Damit sind die Werte von Hartung strenger. Congleton gibt für die Oberschenkel keine Werte an. Insgesamt stimmen die Ergebnisse dieser Versuchreihe für den maximalen Druck mit den Werten aus der Literatur überein.

3.3 Validierung des Modells für das Kurzzeitverhalten

Das im vorherigen Kapitel (3.2) vorgestellte Modell beruht auf zum Teil extremen Sitzeinstellungen und stützt sich auch zum Teil auf sehr wenige Versuchspersonen. Es soll nun geklärt werden, ob durch ein unterschiedliches Versuchsdesign vergleichbare Ergebnisse für eine „ideale“ Druckverteilung für den Kurzzeitdiskomfort erzielt werden können.

3.3.1 Versuchsdesign

Für diese Validierungsstudie wird ein komplett anderes Versuchsdesign gewählt: Die Versuchspersonen fahren mit sechs unterschiedlichen Druckverteilungen jeweils eine halbe Stunde in einem Fahrzeug. Nach jeder Fahrt mit einer Sitzvariation sollen sie sich den Sitz so einstellen, dass sie keinen Diskomfort (hervorgerufen durch Druck) mehr empfinden. Von dieser Sitzeinstellung wird dann die Druckverteilung gemessen. Diese selbstgewählte „ideale“ Druckverteilung wird dann mit der Druckverteilung aus dem Modell von Kapitel 3.2 verglichen. Ist die Druckverteilung entsprechend dem Modell kann dieses bestätigt werden. Da sich der Kurzzeitdiskomfort nach Definition von Kapitel 1.1 über den Zeitraum von einer bis 30 Minuten erstreckt, fahren die Versuchspersonen ca. 25 Minuten, bevor sie sich den Sitz selbst einstellen.

3.3.1.1 Versuchspersonen

An der Validierungsuntersuchung nahmen 16 Versuchspersonen teil. Die Körpergrößenverteilung kann Abbildung 18 entnommen werden. Das Gewicht der Versuchspersonen betrug im Mittel 63 kg mit einer Standardabweichung von 8 kg.

Im Mittel waren die Versuchspersonen zum Zeitpunkt der Versuche 22 Jahre (Standardabweichung 2 Jahre) alt.

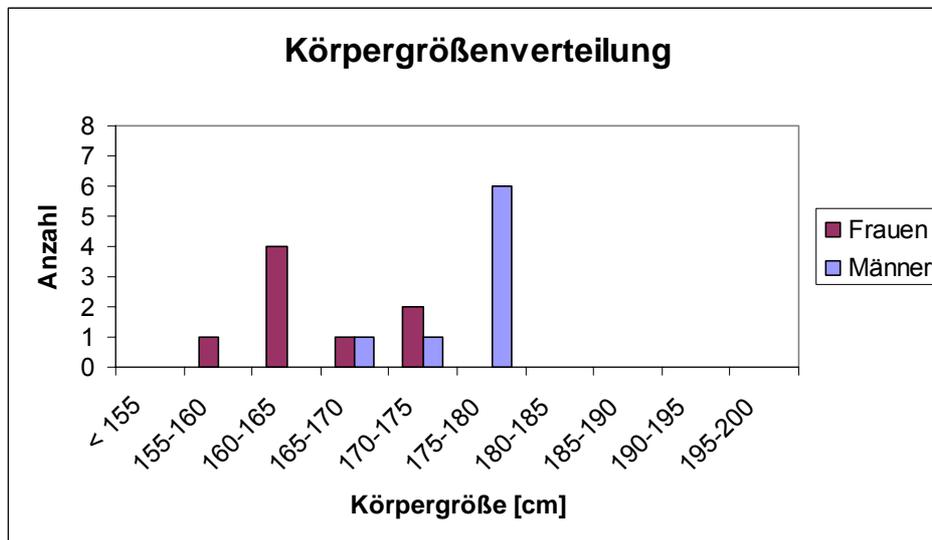


Abbildung 18: Körpergrößenverteilung der Versuchspersonen für die Validierung des Kurzzeitmodells

3.3.1.2 Versuchsfahrzeug und Beschreibung der Versuchsbedingungen

Um eine Sitzeinstellung ohne Diskomfort zu ermöglichen, wird als Versuchsfahrzeug ein BMW (7er Baureihe) mit Multikomfortsitzen verwendet. Das Fahrzeug wird nur als Hilfsmittel genutzt, um Druckverteilungen zu erzeugen und ist nicht der Untersuchungsgegenstand. Die Multikomfortsitze bieten vielfältige Verstellmöglichkeiten. Davon sind die wichtigsten: Neigungsverstellung des Sitzkissens um zwei Achsen, Sitzflächenverlängerung, Neigungsverstellung der Lehne, Knicklehne, Lordosenstütze und Breitenverstellung der Seitenwangen in der Lehne.

Für die sechs verschiedenen Sitzeinstellungen wurden nur grobe Vorgaben definiert. Es kam dabei nur darauf an, dass sie unterschiedlich waren. Deshalb wurden Soll-druckverteilungen aufgezeichnet und in ausgedruckter Form genutzt, um die Sitzeinstellungen so zu manipulieren, dass sie nach Augenschein diesen gut entsprachen. Die Vorgaben für die sechs Einstellungen sind im Anhang, Abbildung 70 zu sehen.

3.3.1.3 Druckmessmatte

Wieder erfolgte die Messung der Druckverteilungen für die Sitzfläche und Lehne mit dem System von FSA (siehe auch Kapitel 3.2.1.3).

3.3.2 Versuchsdurchführung

Die Reihenfolge für die Durchführung der sechs Versuche war folgende: E1, E2, E3, E4, E5 und E6 (vgl. hierzu Anhang, Abbildung 70). Vor den Versuchen wurden die Versuchspersonen vermessen (vgl. Abbildung 10 und Abbildung 11). Alle Versuche wurden in einem Zeitrahmen von zwölf Wochen durchgeführt. Der Ablauf für jeden Versuch war dabei der Folgende:

- Der Sitz wurde auf die zu untersuchende Einstellung grob voreingestellt.
- Die Druckmessmatte wurde auf die Sitzfläche und die Rückenlehne gelegt.
- Die Versuchsperson nahm Platz und verstellte den Sitz so, dass sie fahren konnte (nur vor/zurück war erlaubt).
- Es wurde qualitativ geprüft, ob die Druckverteilung den Vorgaben (vgl. Anhang, Abbildung 70) entsprach. Andernfalls wurde die Sitzeinstellung korrigiert.
- Die Versuchsperson fuhr los.
- Nach 30 Minuten hielt die Versuchsperson an.
- Die Versuchsperson stieg aus und der Sitz wurde ganz nach hinten gefahren, so dass sich die Versuchsperson deutlich den Sitz verstellen musste.
- Die Versuchsperson stieg wieder ein und verstellte sich nun den Sitz, so dass nichts mehr störte. Sie durfte alles verstellen und hatte Zeit sich mit allen Verstellmöglichkeiten vertraut zu machen. Dabei half auch der Versuchsleiter. Als Restriktion wurde lediglich vorgegeben, dass die Person in dieser Einstellung Auto fahren kann.
- Von dieser „idealen“ Einstellung wurde drei Sekunden lang die Druckverteilung mit einer Abtastung von 10Hz aufgenommen.

Während der halbstündigen Versuchsfahrt war es der Versuchsperson nicht gestattet, zu halten oder auszusteigen. Außerdem durfte sie den Sitz vor dem Ende der Versuchsfahrt nicht verstellen.

3.3.3 Auswertung

Die Auswertung erfolgt analog zu Kapitel 3.2.4. Die Body Map wird skaliert, den Druckverteilungen überlagert und die Excel Software errechnet automatisch für jeden Körperbereich die drei objektiven Parameter: prozentuale Last, maximaler Druck und Gradient der Summenkurve.

Anschließend wird über alle Versuchspersonen und Sitzeinstellungen in jedem Körperbereich für jeden Parameter der Mittelwert mit zugehörigem Konfidenzintervall² (95%) berechnet. Liegt das komplette Konfidenzintervall im Bereich, den das Modell angibt, so ist es validiert.

3.3.4 Ergebnisse

Die Ergebnisse werden für die drei Parameter getrennt dargestellt. In Tabelle 11 sind die Ergebnisse für den Parameter prozentuale Last abgebildet. Es sind nur Körperbereiche aufgeführt, in denen ein Modell gefunden werden konnte. Im unteren Rücken liegt der Wert mit 45% der Last und einem Konfidenzintervall von 2,0 außerhalb des Bereichs von 20-30% der Last und ist damit nicht validiert. Der Wert für die vorderen Oberschenkel liegt mit 3% und seinem Konfidenzintervall von 0,5 nicht komplett innerhalb des Bereichs von kleiner 3% und kann deshalb hier nicht validiert werden. In den restlichen Körperbereichen können die Zusammenhänge bestätigt werden.

Tabelle 11: Ergebnisse der Validierung des Modells bezüglich des Kurzzeitverhaltens für die prozentuale Lastverteilung. Werte in Klammern sind das Konfidenzintervall. („-“ kein Zusammenhang aus Modell vorhanden)

Prozentuale Last im Körperbereich	Modell	Validierung Kurzzeit	Status
Oberer Rücken	20-50%	30% (2,3)	validiert
Unterer Rücken	20-30%	45% (2,0)	nicht validiert
Steißbein	-	-	-
Seitlicher Beckenkamm	>0%	4% (0,6)	validiert
Gesäß	24,5-28,5%	27% (1,0)	validiert
Mittlere Oberschenkel	<14%	11% (0,6)	validiert
Vordere Oberschenkel	<3%	3% (0,5)	nicht validiert

Für den maximalen Druck (vgl. Tabelle 12) kann das Modell im Bereich des oberen und unteren Rückens, des Steißbeins und des Gesäßes validiert werden.

² „Das Konfidenzintervall kennzeichnet denjenigen Bereich der Merkmalsausprägungen, in dem sich 95% aller Populationsparameter befinden, die den empirisch ermittelten Stichprobenkennwert erzeugen können.“ (Bortz, 1995)

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Für die Schultern und den seitlichen Beckenkamm liegen die maximalen Drücke der Validierungsversuche knapp unterhalb von 2 kPa. In den mittleren Oberschenkeln sind die maximalen Drücke bei den Validierungsversuchen mit 8,8 kPa knapp höher als die 7 kPa, die das Modell als obere Grenze vorgibt.

Tabelle 12: Ergebnisse der Validierung des Modells bezüglich des Kurzzeitverhaltens für den maximalen Druck. Werte in Klammern sind das Konfidenzintervall. („-“ kein Zusammenhang aus Modell vorhanden)

Maximaler Druck [kPa] im Körperbereich	Modell	Validierung Kurzzeit	Status
Schultern	2-7	1,8 (0,3)	nicht validiert
Oberer Rücken	2-7	3,6 (0,3)	validiert
Unterer Rücken	2-7	5,5 (0,5)	validiert
Steißbein	>0	2 (0,3)	validiert
Seitlicher Beckenkamm	2-7	1,7 (0,3)	nicht validiert
Gesäß	<20	16 (1,1)	validiert
Mittlere Oberschenkel	<7	8,8 (0,5)	nicht validiert
Vordere Oberschenkel	-	-	-

Beim Parameter Gradient der Summation kann das Modell mit den Kurzzeitvalidierungsversuchen im seitlichen Beckenkamm, Gesäß und den mittleren Oberschenkeln bestätigt werden. Der Gradient in den vorderen Oberschenkeln ist mit 0,59 kPa/mm knapp größer als die obere Grenze nach dem Modell von 0,54 kPa/mm. Damit kann der Zusammenhang in den vorderen Oberschenkeln nicht bestätigt werden.

Tabelle 13: Ergebnisse der Validierung des Modells bezüglich des Kurzzeitverhaltens für den Gradient der Summenkurve. Werte in Klammern sind das Konfidenzintervall. („-“ kein Zusammenhang aus Modell vorhanden)

Gradient der Summenkurve [kPa/mm] im Körperbereich	Modell	Validierung Kurzzeit	Status
Oberer Rücken	-	-	-
Unterer Rücken	-	-	-
Steißbein	-	-	-
Seitlicher Beckenkamm	>0	0,16 (0,02)	validiert
Gesäß	<5,60	1,54 (0,13)	validiert
Mittlere Oberschenkel	<1,60	1,33 (0,11)	validiert
Vordere Oberschenkel	<0,54	0,59 (0,08)	nicht validiert

3.3.5 Diskussion

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Validierungsversuche für die prozentuale Lastverteilung nur im unteren Rücken andere Ergebnisse liefern als das Modell aus Kapitel 3.2. Dies kann eventuell dadurch erklärt werden, dass bei den Versuchen zur Modellentwicklung hier kein Zusammenhang gefunden werden konnte und für die Zahlenwerte auf die erste Versuchsreihe zur Ermittlung wichtiger Parameter zurückgegriffen wurde. Bei dieser Versuchsreihe war die Modifikation im Bereich des unteren Rückens sehr extrem. Die restlichen Bereiche in denen die Validierung nicht gelang, sind sehr nah an den Modellwerten: so ist die Last in den vorderen Oberschenkeln mit einem Mittelwert von 3% identisch mit dem Modellwert von 3%, allerdings sollte die Last kleiner als 3% sein und so wird eine Validierung hier knapp verfehlt. Für die Schultern und den seitlichen Beckenkamm liegen die maximalen Drücke in den Validierungsversuchen mit 1,7 bzw. 1,8 kPa knapp niedriger als die Untergrenze von 2 kPa nach dem Modell. Damit kann das Modell in diesen Körperbereichen nicht validiert werden. Der maximale Druck in den mittleren Oberschenkeln ist mit 8,8 kPa nur relativ knapp über der Obergrenze des Modells von 7 kPa. Danach ist die Toleranzschwelle der Versuchspersonen gegenüber hohen Drücken in diesem Körperbereich eventuell höher. Würde man allerdings nach dem Modell den maximalen Druck auf 7 kPa auslegen, wäre man auf der sicheren Seite. Genauso verhält es sich beim Gradienten im Bereich der vorderen Oberschenkel. Der Wert nach den Validierungsversuchen ist mit 0,59 kPa/mm knapp über der Modellobergrenze von 0,5 kPa/mm. Allerdings ist es auf Grund des Versuchsdesigns auch möglich, dass der Sitz nicht besser, das heißt mit geringerem Gradient und maximalem Druck in den mittleren und vorderen Oberschenkeln, eingestellt werden konnte. Es befindet sich nämlich bei diesem Sitz ein Spalt zwischen der herausziehbaren Oberschenkelunterstützung und dem Sitzkissen. Dieser Spalt verursacht einen größeren Gradienten und auch einen größeren maximalen Druck als eine durchgehende Sitzfläche.

Insgesamt können neun von 13 Zusammenhängen validiert werden (vgl. Tabelle 14). Damit lässt sich festhalten, dass das Modell mit diesem Versuch für das Kurzzeitverhalten gut bestätigt werden kann.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Tabelle 14: Zusammenfassung der Ergebnisse der Validierung für das Kurzzeitverhalten („-“ kein Zusammenhang aus Modell vorhanden)

Körperbereich	Proz. Last	Maximaler Druck	Gradient
Oberer Rücken	validiert	-	-
Unterer Rücken	nicht validiert	-	-
Steißbein	-	validiert	-
Seitlicher Beckenkamm	validiert	-	validiert
Gesäß	validiert	validiert	validiert
Mittlere Oberschenkel	validiert	nicht validiert	validiert
Vordere Oberschenkel	nicht validiert	-	nicht validiert

3.4 Validierung des Modells für das Langzeitverhalten

Das im Kapitel 3.2 vorgestellte und in Kapitel 3.3 für das Kurzzeitverhalten validierte Modell soll nun auf seine Relevanz bezüglich des Langzeitdiskomforts überprüft werden. Um dieses Ziel zu erreichen, sollten einige Rahmenbedingungen Beachtung finden. Zum Ersten sollte die Versuchsdauer mindestens zwei Stunden betragen (vgl. Estermann, 1999 und Gyi & Porter, 1999). Zum Zweiten sollten die Versuche in einem echten Fahrzeug unter realistischen Bedingungen stattfinden. Zum Dritten sollten die untersuchten Sitze im Bereich von realen Autositzen liegen. Die letzten beiden Punkte sind nötig, um die Alltagstauglichkeit der Ergebnisse sicherstellen zu können.

Somit wurde eine Validierungsstudie durchgeführt, die nachweisen soll, ob das Modell für den Langzeitdiskomfort Gültigkeit besitzt und so auch Aussagen für den täglichen Gebrauch liefern kann.

3.4.1 Versuchsdesign

Die Versuche wurden mit einem Fahrzeug im Straßenverkehr durchgeführt. Um sicherzustellen, dass die Ablenkungen durch den Straßenverkehr nicht zu groß sind und um vergleichbare Verhältnisse für alle Versuche zu ermöglichen, wurden die Versuche auf einer Autobahn durchgeführt. Dabei war die Zusammensetzung der Fahrbahnen für den Versuch folgendermaßen: 95% Autobahn und 5% Landstraße. Vorversuche zeigten, dass es für den Rücken nicht möglich ist, während Langzeitversuchen Druckverteilungen im Rücken aufzunehmen. Der Hauptgrund hierfür ist, dass diese Druckverteilungen über mehrere Stunden extrem schwanken. Diese Schwankungen werden durch Lenkbewegungen, Schulterblicke und sonstige Haltungsänderungen hervorgerufen. Deshalb wurden

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

bezugnehmend auf das entwickelte Modell drei Einstellungen für die Sitzfläche ausgewählt:

- Eine „ideale“ Einstellung, welche minimalen Diskomfort hervorrufen soll. Diese Einstellung wird im Folgenden „ideal“ genannt. Sie soll sehr nah an den Ergebnissen der Kurzzeituntersuchung liegen.
- Eine Einstellung mit fehlender Unterstützung der vorderen Oberschenkel. Diese Einstellung soll aufgrund der hohen Last im Gesäß Diskomfort verursachen. Im Folgenden wird diese Einstellung „min“ genannt.
- Eine Einstellung mit zu viel Unterstützung der vorderen Oberschenkel. Diese Einstellung soll durch hohen Druck in den vorderen Oberschenkeln dort Diskomfort hervorrufen. Sie wird im Folgenden „max“ bezeichnet.

Um die Gesamtform der Druckverteilung zu kontrollieren, wurde der Parameter prozentuale Last gewählt, da dieser die Gesamtform gut beschreibt. Die drei Einstellungen mit den zugehörigen Lastverteilungen sind in Tabelle 15 dargestellt. Für die Region der mittleren Oberschenkel wurde nur für die Einstellung „ideal“ ein Zielwert festgelegt. Vorversuche zeigten, dass es mit einem „normalen“ Sitz nicht möglich ist, Druckverteilungen mit mehr als 14 % der Last in den mittleren Oberschenkeln zu erzeugen. Dies ist nur mit dicken Schaumauflagen möglich. Diese erzeugen große Druckgradienten und dies sollte hier vermieden werden. Die anderen Parameter wie der Gradient der Summenkurve und der maximale Druck wurden nicht explizit kontrolliert. Aber es wurde sichergestellt, dass neben den Sitzbeinhöckern keine Druckspitzen oder große Druckänderungen in den Druckverteilungen vorhanden waren.

Tabelle 15: Zielwerte für die Lastverteilungen der drei Einstellungen (in Prozent für ein Bein), („-“ hier wurde kein Zielwert definiert).

Lastverteilung [%]	Gesäß	Mittlere Oberschenkel	Vordere Oberschenkel
„ideal“	24,5 – 28,5	< 14	3
„min“	> 28,5	-	0
„max“	< 24,5	-	8

Die Einstellung für den Rücken war aus oben genannten Gründen identisch für alle drei Versuchsbedingungen.

Die Dauer jeder Versuchsfahrt betrug drei Stunden. Alle 30 Minuten wurde ein Diskomfortinterview durchgeführt. Wobei das erste Interview in den ersten fünf Minuten nach dem Einsteigen stattfand.

3.4.1.1 Erfassung der subjektiven Empfindung

Für die Erfassung des Diskomforts wurde das bereits für die Kurzzeitversuche (Kapitel 3.1.1.1) vorgestellte Interview benutzt. Der Diskomfort wurde für die gesamte Kontaktfläche zum Sitz bewertet (Körperbereiche 1 bis 17). Zusätzlich wurde der Gesamtdiskomfort, den die Druckverteilung im Ganzen erzeugt, auf der CP50-Skala bewertet.

3.4.1.2 Versuchspersonen

Bei den Versuchspersonen sollten keine Rückenleiden diagnostiziert sein. Des Weiteren sollten die Versuchspersonen pro Versuchseinstellung relativ ähnliche Druckverteilungen erzeugen. Aus diesem Grund wurde eine Oberschenkelhöhe von 500 mm (mittlere Oberschenkelhöhe von deutschen Männern nach Ramsis-Datenbank) ausgewählt. Zehn Versuchspersonen, fünf Männer und fünf Frauen, mit mittlerer Statur und einer Oberschenkelhöhe von ca. 500 mm wurden ausgesucht. Die Körpergrößenverteilung ist in Abbildung 19 zu sehen. Das durchschnittliche Gewicht der Versuchspersonen war 69 kg mit einer Standardabweichung von 8 kg. Zum Zeitpunkt der Versuche waren die Versuchspersonen zwischen 19 und 25 Jahren alt.

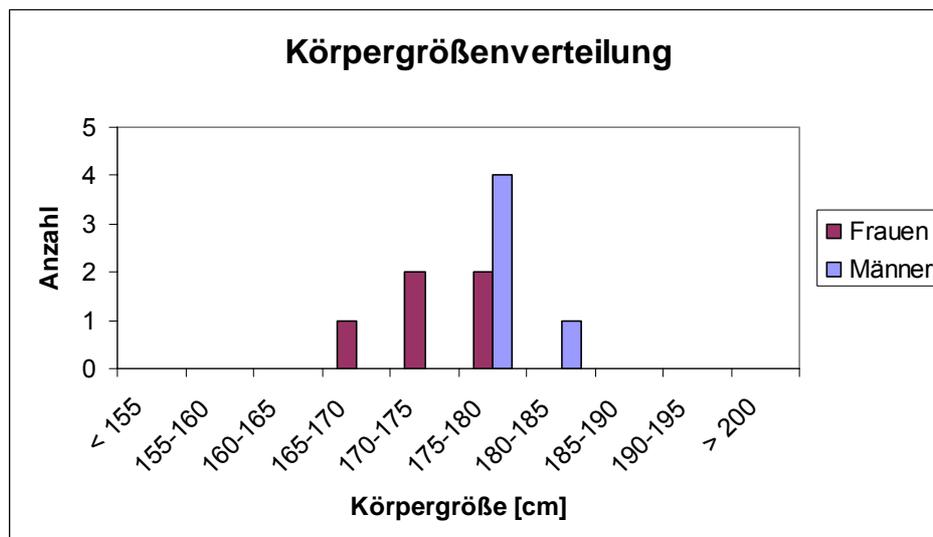


Abbildung 19: Körpergrößenverteilung der Versuchspersonen für die Langzeituntersuchung

3.4.1.3 Versuchsfahrzeug und Beschreibung der Versuchsbedingungen

Für die Versuche wurde ein BMW (3er Baureihe) mit Ledersitzen benutzt. Dieses Fahrzeug wurde genutzt um die unterschiedlichen Druckverteilungen zu erzeugen, es war nicht der Untersuchungsgegenstand. Es war aus finanziellen Gründen nicht möglich, ein Fahrzeug zu nutzen, mit dem die Sitzeinstellungen durch große Verstellwege des Sitzes zu realisieren waren. Aus diesem Grund wurde Schaum zur Modifikation des Sitzes genutzt. Die Einstellung „min“ mit minimaler Unterstützung der vorderen Oberschenkel wurde mit dem Standardsitz des Versuchsfahrzeugs realisiert. Druckverteilungsmessungen zeigten, dass die Sitzfläche zu kurz ist, um den ausgewählten Versuchspersonen eine Unterstützung der vorderen Oberschenkel zu geben. Für die „ideale“ Einstellung wurde ein Schaumteil mit einer Stauchhärte von 4 kPa verwendet. Um die Einstellung „max“ umzusetzen, fand ein Schaum der Stauchhärte 8 kPa Anwendung. Die Schäume wurden zugeschnitten, um Druckverteilungen ohne Kanten und harte Übergänge zu erhalten. Schematisch sind die drei Einstellungen im Querschnitt in Abbildung 20 dargestellt.

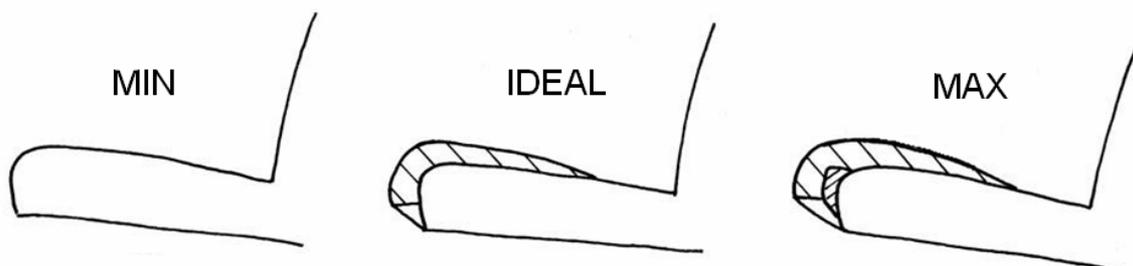


Abbildung 20: Schematische Darstellung der drei Sitzeinstellungen (Schaum schraffiert dargestellt) im Querschnitt

3.4.1.4 Druckmessmatte

Wieder fand die Messung der Druckverteilung mit dem System von FSA statt (siehe auch Kapitel 3.2.1.3). Die Druckverteilung der Sitzfläche wurde während des gesamten Versuchs mit einer Abtastrate von einer Messung pro Minute aufgezeichnet. Vor den Versuchen wurde sichergestellt, dass es mit der Druckmessmatte möglich ist, Druckverteilungen über drei Stunden ohne eine Drift der Werte zu messen.

3.4.2 Versuchsdurchführung

Um Reihenfolgeeffekte zu vermeiden, begannen drei Versuchspersonen mit der Einstellung „ideal“, drei mit der Einstellung „min“ und die restlichen vier mit der

Einstellung „max“. Alle Versuche wurden in einem Zeitrahmen von vier Wochen durchgeführt. Der Ablauf für jeden Versuch war dabei der Folgende:

- Der Sitz wurde auf die zu untersuchende Einstellung modifiziert (für die Einstellungen „ideal“ und „max“ mit Schaum).
- Die Druckmessmatte wurde auf die Sitzfläche gelegt.
- Die Versuchsperson nahm Platz und verstellte den Sitz, so dass sie fahren konnte. Dabei war lediglich eine Verstellung in Längsrichtung erlaubt. Eine Neigungsverstellung hätte die Druckverteilung zu stark verändert.
- Es wurde qualitativ geprüft, ob die Druckverteilung den Zielwerten (vgl. Tabelle 15) entspricht. Andernfalls wurde die Sitzmodifikation korrigiert. Da die Versuchspersonen einen relativ gleichen Körperbau aufweisen, waren ähnliche Druckverteilungen zu erwarten. Unterschiedliche Haltungen oder Beckenkippungen können jedoch unterschiedliche Druckverteilungen hervorrufen. Deshalb war eine Überprüfung nötig.
- Die Messung der Druckverteilung wurde gestartet (Abtastung: eine Messung pro Minute).
- Das erste Diskomfortinterview wurde durch den Versuchsleiter durchgeführt.
- Die Versuchsperson fuhr los.
- Alle 30 Minuten, bis zum Ende des Versuchs nach drei Stunden, wurde ein Diskomfortinterview durch den Versuchsleiter durchgeführt - während die Personen fuhren.

Während der dreistündigen Versuchsfahrt war es den Versuchspersonen nicht gestattet, anzuhalten oder auszusteigen. Außerdem durften sie den Sitz nicht nachjustieren. Die Versuchspersonen sahen die Sitzmodifikationen nicht, da die Druckmessmatte den Sitz und damit den Schaum bedeckte.

3.4.3 Auswertung

3.4.3.1 Druckwerte

Die Analyse der Druckverteilung wird analog zu den Kurzzeitversuchen durchgeführt (vgl. Kapitel 3.2.4): Skalieren der Body Map, Überlagerung der Body Map über die Druckverteilungen und automatische Berechnung der Werte mithilfe des Excelprogramms. Für diese Validierung wird in erster Linie der Parameter prozentuale Last ausgewertet. Die Versuchsbedingungen wurden so gestaltet, dass der Gradient minimal war und keine Druckspitzen neben den Sitzbeinhöckern auftraten. Deshalb wird angenommen, dass die Lastverteilung ein guter Prediktor für den empfundenen Diskomfort ist.

Bei der Auswertung wird zunächst untersucht, ob die gewünschten Druckverteilungen (Lastverteilungen) während der gesamten Versuchsdauer erreicht wurden. Sie wurden zwar zu Beginn überprüft, aber Haltungsänderungen der Versuchspersonen während eines Versuchs können zu Änderungen der Druckverteilungen führen. Für die Überprüfung werden die Lastwerte des Gesäßes, der mittleren und vorderen Oberschenkel über die Dauer von drei Stunden mit den Zielwerten verglichen (vgl. Tabelle 15). Dazu werden zunächst die Lastwerte der einzelnen Körperbereiche über die Zeit gemittelt. Anschließend erfolgt eine Mittelung zwischen dem linken und rechten Bein für die einzelnen Körperbereiche. Des Weiteren wird untersucht, ob sich die drei Einstellungen unterscheiden. Dazu werden die Mittelwerte der Lasten der einzelnen Körperbereiche mithilfe von t-Tests verglichen (zweiseitig, verbundene Stichproben). Die akzeptierte Fehlerwahrscheinlichkeit wird auf fünf Prozent festgelegt und die Werte für die statistische Signifikanz werden nach Bonferoni korrigiert.

3.4.3.2 Diskomfortwerte

Die Diskomfortbewertungen der Versuchspersonen werden für gegenüberliegende Körperbereiche gemittelt. Dies sind: Gesäß links und rechts, mittlere Oberschenkel links und rechts und vordere Oberschenkel links und rechts. Diese gemittelten Werte werden mithilfe von t-Tests (zweiseitig, verbundene Stichproben) auf Unterschiede geprüft ($p < 0,05$; Werte korrigiert nach Bonferoni). Für alle Vergleiche werden die Diskomfortwerte am Ende der Versuche verwendet.

3.4.4 Ergebnisse

Zuerst wird überprüft, ob die drei Versuchseinstellungen den Zielvorgaben (vgl. Tabelle 15) entsprechend waren. Für die Einstellung „max“ ergibt sich ein Mittelwert von 23,9% der Last für einen Sitzbeinhöcker mit einer Standardabweichung von 3,3. Die Einstellung „ideal“ hat einen Mittelwert von 28,1% (Standardabweichung 3,0) und die Einstellung „min“ weist einen Mittelwert von 30,9% (Standardabweichung 4,3) auf. Verglichen mit den Zielvorgaben der Einstellung „ideal“ von 24,5-28,5% in einem Sitzbeinhöcker liegt der Mittelwert des Versuchs mit 28,1% genau im Zielbereich. Die Einstellung „max“ trifft mit 23,9% auch die Vorgabe $< 24,5\%$. Auch die Einstellung „min“ ist mit 30,9% gemäß der Zielvorgabe von $> 28,5\%$. Ein zweiseitiger t-Test ergibt, dass sowohl die Einstellungen „min“ und „ideal“ als auch die Einstellungen „max“ und „ideal“ unterschiedlich sind.

Im Bereich der mittleren Oberschenkel ergibt sich folgendes Bild: Einstellung „max“ hat einen Mittelwert von 12,5% (Standardabweichung 1,9) pro Bein, Einstellung „ideal“ hat einen Mittelwert von 10,8% (Standardabweichung 1,9) und Einstellung „min“ hat einen Mittelwert von 10,4% (Standardabweichung 4,3). Ein zweiseitiger t-Test ergibt, dass die Einstellungen „min“ und „ideal“ unterschiedlich sind. Die Einstellungen „max“ und „ideal“ sind nach einem t-Test ebenfalls unterschiedlich. Verglichen mit der Zielvorgabe $< 14\%$ konnte diese beim mittleren Oberschenkel mit der Einstellung „ideal“ realisiert werden.

Die Lastverteilungen für die vorderen Oberschenkel waren während der Versuche: Einstellung „max“ 7,3% (Standardabweichung 1,0), Einstellung „ideal“ 4,5% (Standardabweichung 1,0) und Einstellung „min“ 1,6% (Standardabweichung 0,9). Nach den Ergebnissen des t-Tests kann die Einstellung „ideal“ als unterschiedlich von den Einstellungen „min“ und „max“ angesehen werden. Verglichen mit den Zielwerten von 3% für die Einstellung „ideal“, 8% für die Einstellung „max“ und 0% für die Einstellung „min“ konnten diese während der Versuche relativ gut erreicht werden.

Die Diskomfortbewertungen für die einzelnen Körperbereiche (Gesäß, mittlere und vordere Oberschenkel) zeigen, dass die Einstellung „min“ stets den höchsten Diskomfort hervorgerufen hat. Aber nur im Gesäß kann die Einstellung „min“ als unterschiedlich von der Einstellung „ideal“ betrachtet werden (gemäß t-Test). Die Einstellungen „max“ und „ideal“ wurden sehr ähnlich bewertet und können auch nicht durch einen t-Test getrennt werden. Im Mittel sind die Diskomfortwerte in den einzelnen Körperbereichen nach den dreistündigen Versuchsfahrten fast alle

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

im Bereich „sehr geringer Diskomfort“ auf der CP50-Skala. Nur die Einstellung „min“ rief im Gesäß einen Diskomfort in der nächst höheren Kategorie von „geringem Diskomfort“ hervor.

Neben den Bewertungen für die einzelnen Körperbereiche bewerteten die Versuchspersonen auch den Gesamtdiskomfort für die Druckverteilung im Ganzen. Die Mittelwerte für die zehn Versuchspersonen für diese Gesamtdiskomfortbewertungen sind in Abbildung 21 zu sehen. Die Einstellung „min“ hat mit einem Wert von 18,1 (Standardabweichung 6,0) den höchsten Diskomfort. Die Einstellung „max“ ist mit einem Wert von 7,2 (Standardabweichung 4,0) in der Mitte. Den geringsten Diskomfort weist mit einem Mittelwert von 5,9 (Standardabweichung 3,3) die Einstellung „ideal“ auf. Nach einem t-Test sind die Einstellungen „min“ und „ideal“ unterschiedlich, die Einstellungen „max“ und „ideal“ können jedoch nach einem t-Test nicht als unterschiedlich angesehen werden.

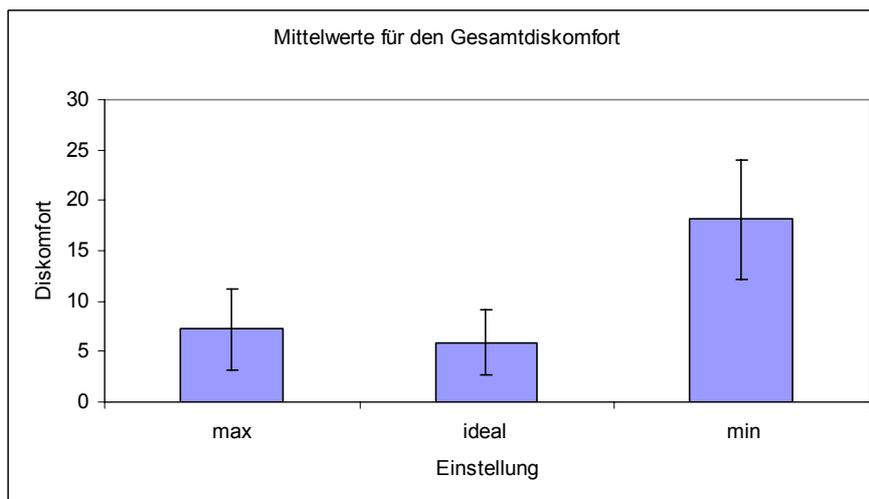


Abbildung 21: Gesamtdiskomfortbewertungen auf der CP50-Skala für die drei Einstellungen: „max“, „ideal“ und „min“. Die Striche geben die Standardabweichung an. Diskomfortbereiche: 1-10 „sehr geringer Diskomfort“, 11-20 „geringer Diskomfort“, 21-30 „mittlerer Diskomfort“.

Während der Versuchsdurchführung fiel auf, dass die Versuchspersonen bei der Einstellung „min“ durchweg hohen Diskomfort im Bereich des unteren Rückens angaben. Aus diesem Grund wird auch der Diskomfort im unteren Rücken für die drei Einstellungen betrachtet (vgl. Abbildung 22).

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

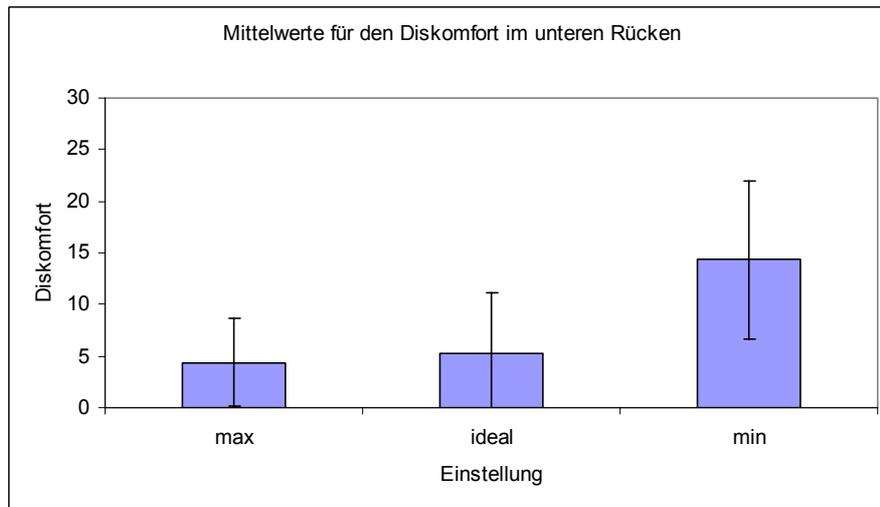


Abbildung 22: Diskomfortbewertung für den unteren Rücken auf der CP50-Skala für die drei Einstellungen: „max“, „ideal“ und „min“. Die Striche geben die Standardabweichung an. Diskomfortbereiche: 1-10 „sehr geringer Diskomfort“, 11-20 „geringer Diskomfort“, 21-30 „mittlerer Diskomfort“.

Dazu werden die Diskomfortwerte der Körperbereiche sechs, sieben, acht und neun (vgl. Abbildung 6) gemittelt. Die Einstellung „min“ hat mit einem Wert von 14,3 (Standardabweichung 7,6) im Bereich „geringer Diskomfort“ den höchsten Diskomfortwert. Die Einstellungen „max“ und „ideal“ sind mit Werten von 4,4 (Standardabweichung 4,2) und 5,3 (Standardabweichung 5,9) sehr ähnlich und auch der t-Test liefert als Ergebnis, dass diese nicht unterschiedlich sind. Im Gegensatz dazu können die Einstellungen „min“ und „ideal“ gemäß einem t-Test als unterschiedlich angesehen werden.

3.4.5 Diskussion der Langzeitvalidierung

Das Ziel dieser Validierungsstudie war, das Modell aus Kapitel 3.2 bezüglich des Langzeitverhaltens zu validieren. Deshalb war es nötig, dass eine Versuchseinstellung gemäß den Vorgaben aus diesem Modell und damit nach der „idealen“ Druckverteilung von Abbildung 17 war. Die Einstellung „ideal“ hat eine Druckverteilung, die im Gesäß, in den mittleren und vorderen Oberschenkeln diesen Vorgaben entspricht. Die Einstellungen „min“ und „max“ entsprechen über die Gesamtdauer der Versuche ebenfalls den Zielwerten. Die Tatsache, dass die Einstellung „max“ bezüglich der Lastverteilung im Gesäß sehr nahe am Bereich der „idealen“ Einstellung war, kann auch in der Analyse der Diskomfortwerte beobachtet werden. Die Diskomfortbewertungen für diesen Körperbereich liegen ebenfalls sehr nahe beieinander. Auch für den Gesamtdiskomfort nach drei Stunden liegen die Einstellungen „max“ und „ideal“ sehr nahe beieinander und können durch einen t-Test nicht voneinander getrennt werden. Hingegen können die Einstellungen „min“ und „ideal“ für den Gesamtdiskomfort als unterschiedlich

bewertet angesehen werden: die Einstellung „min“ weist einen signifikant höheren Diskomfort auf, als die Einstellung „ideal“. Dies gilt für die einzelnen Körperbereiche genauso wie für die Gesamtdiskomfortbewertung. Für den Gesamtdiskomfort, den unteren Rücken sowie das Gesäß ist die Bewertung verglichen mit den restlichen Bewertungen des Diskomforts sogar in der nächst höheren Diskomfortkategorie (von „geringem Diskomfort“) auf der CP50-Skala. Da die Einstellung „ideal“ bezüglich des Gesamtdiskomforts besser oder zumindest nicht schlechter als die anderen Einstellungen bewertet wurde, kann die Hypothese, die zu Beginn der Validierung aufgestellt wurde, bestätigt werden: eine Druckverteilung, die dem Modell aus Kapitel 3.2 entspricht, wird nach drei Stunden besser oder nicht schlechter bewertet als eine davon abweichende. Die Tatsache, dass der Gesamtdiskomfort der Einstellung „max“ nicht von der Einstellung „ideal“ getrennt werden kann, lässt sich zum Teil durch die sehr geringe Versuchspersonenanzahl erklären: so sind zehn Versuchspersonen für eine statistische Analyse sehr wenig. Mit mehr Personen könnte der Unterschied signifikant werden, aber der zeitliche Aufwand ist bereits für zehn Personen immens: die alleinige Versuchszeit betrug 90 Stunden (10 Versuchspersonen x 3 Sitzeinstellungen x 3 Stunden Fahrt). Durch das Ergebnis wird auch ersichtlich, dass die Grenze zu einer schlechten Druckverteilung noch nicht definiert ist. Bei Lasten in den vorderen Oberschenkeln $< 3\%$ ist sie nach den Ergebnissen sehr schnell erreicht, wohingegen bei höheren Lasten als 3% die Versuchspersonen tolerant waren. Die Schwelle zum Diskomfort liegt scheinbar bei höheren Lastwerten als den hier bei Einstellung „max“ realisierten Werten von ca. 7% pro Bein. Damit kann das Modell für die Sitzfläche bezüglich des Langzeitverhaltens zwar nicht bestätigt aber auch nicht widerlegt werden. Eine Druckverteilung, die nach dem Modell ausgelegt wird, wird demnach besser oder zumindest nicht schlechter bewertet als eine davon abweichende Druckverteilung. Dies eröffnet die Möglichkeit, dass der Langzeitdiskomfort in einem Autositz anhand einer Druckverteilungsmessung nach wenigen Minuten prognostiziert werden kann. Das Kurzzeitmodell eignet sich also zur Prognose des Langzeitdiskomforts. Des Weiteren kann dieses Wissen auch genutzt werden, um simulierte Druckverteilungen aus einem digitalen Menschmodell bezüglich des zu erwartenden Langzeitverhaltens bewerten zu können. Da es nicht möglich war, auch die Rückendruckverteilung für das Langzeitverhalten zu validieren, beschränkt sich das Modell im Grunde auf die Sitzfläche. Jedoch wurde, wie bereits erwähnt, festgestellt, dass die Einstellung „min“ im unteren Rücken immer höheren Diskomfort hervorrief als die anderen Einstellungen. Dies bedeutet, dass die Druckverteilung in der Sitzfläche auch den Diskomfort im unteren Rücken beeinflusst. Aus diesem Grund kann der lineare Zusammenhang, der sich im

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Rahmen der Kurzzeitversuche für die vorderen Oberschenkel ergeben hat, präzisiert werden: für zu wenig Unterstützung der vorderen Oberschenkel, wie bei der Einstellung „min“, steigt der Diskomfort im unteren Rücken an und bei zu viel Unterstützung der vorderen Oberschenkel steigt der Diskomfort in den vorderen Oberschenkeln an. Folglich hat die Last in den vorderen Oberschenkeln mit dem Diskomfort einen u-förmigen Zusammenhang und sollte pro Bein ca. 3% betragen. Ein statistisch abgesicherter Zusammenhang kann jedoch mithilfe der drei Versuchsbedingungen nicht abgeleitet werden. Aber es wird versucht, eine physiologische Verbindung zwischen der Druckverteilung der Sitzfläche und dem Diskomfort im unteren Rücken zu finden:

Eine Verbindung könnte der Druck unter den Sitzbeinhöckern sein. Es gibt Hinweise in der Literatur (vgl. Schmidt et al., 1987), dass hoher Druck über lange Zeit unter den Sitzbeinhöckern Tiefenschmerz im Bindegewebe hervorrufen kann. Dieser Tiefenschmerz kann wiederum in den unteren Rücken ausstrahlen und so Rückenschmerzen verursachen.

Weitere Verbindungen könnten Verspannungen in Muskeln sein, die mit der unteren Wirbelsäule verbunden sind. Beispielsweise sei hier der musculus iliopsoas genannt (vgl. Abbildung 23): dieser Muskel verbindet den Oberschenkelknochen (Femur) mit der Lendenwirbelsäule. Der musculus iliopsoas wird benötigt für die Aufrichtung des Beckens und zur Außenrotation des Oberschenkels.

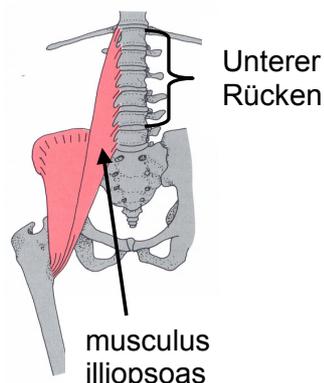


Abbildung 23: muskuläre Verbindung vom Oberschenkel zum Rücken (Weineck, 2001)

Insgesamt ist der Zusammenhang zwischen der Druckverteilung der Sitzfläche und dem Diskomfort im unteren Rücken im Moment noch nicht ganz klar. Es kann aber festgehalten werden, dass eine physiologische Verbindung existiert. Demzufolge scheint die Druckverteilung der Sitzfläche den Diskomfort im unteren

Rücken zu beeinflussen. Diese Erkenntnis stärkt die Anwendbarkeit des Modells für den Alltag.

3.5 Gestaltungsrichtlinien für eine gute Sitzdruckverteilung

Zusammenfassend können aus den Ergebnissen des dritten Kapitels folgende Gestaltungsregeln für eine gute Sitzdruckverteilung formuliert werden:

1. Es gibt keinen einzelnen Parameter einer Sitzdruckverteilung, der den Diskomfort erklären kann. Erst eine Kombination von drei Parametern ermöglicht eine Prognose des Diskomforts. Diese Parameter sind: prozentuale Lastverteilung, maximaler Druck und Gradient der Summenkurve.
2. Für die Sitzfläche konnten signifikante Zusammenhänge zwischen den drei Parametern der Druckverteilung und dem Diskomfort gefunden werden, die auch bezüglich des Kurz- und des Langzeitverhaltens bestätigt werden konnten. Demnach sollte eine Druckverteilung die in Abbildung 24 dargestellten Kriterien erfüllen.
3. Für den Rücken wurden trotz einer großen Variationsbreite der Versuchsbedingungen wenige Zusammenhänge gefunden. Demnach lässt sich schlussfolgern, dass im Rücken eine wesentlich stärkere Variationsbreite als in der Sitzfläche akzeptiert wird. Dies führt dazu, dass die Druckverteilung der Rückenlehne nicht so engen Restriktionen unterliegt, wie die der Sitzfläche. Zudem konnte in der Langzeituntersuchung gezeigt werden, dass ein Teil des Diskomforts im unteren Rücken durch die Druckverteilung auf der Sitzfläche hervorgerufen wird. Generell sollte die Rückenfläche keine Störungen, wie hohe maximale Drücke und Gradienten, enthalten. Ansonsten können nur wenige Richtlinien definiert werden (vgl. Abbildung 24).
4. Jede Person möchte in Relation zu ihrem Körper die gleiche Lastverteilung haben. Des Weiteren muss die Druckverteilung die Grenzwerte für den maximalen Druck und den Gradienten erfüllen. Dies bedeutet für den Sitz, dass er soweit verstellbar sein muss, dass alle Personen von klein bis groß und dünn bis dick die gleichen relativen Lasten in ihren Körperbereichen erreichen können. Für die Sitzfläche benötigt man damit beispielsweise eine verlängerbare Oberschenkelauflage.

Modell zur Prognostizierung des Sitzdiskomforts aus den gemessenen Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

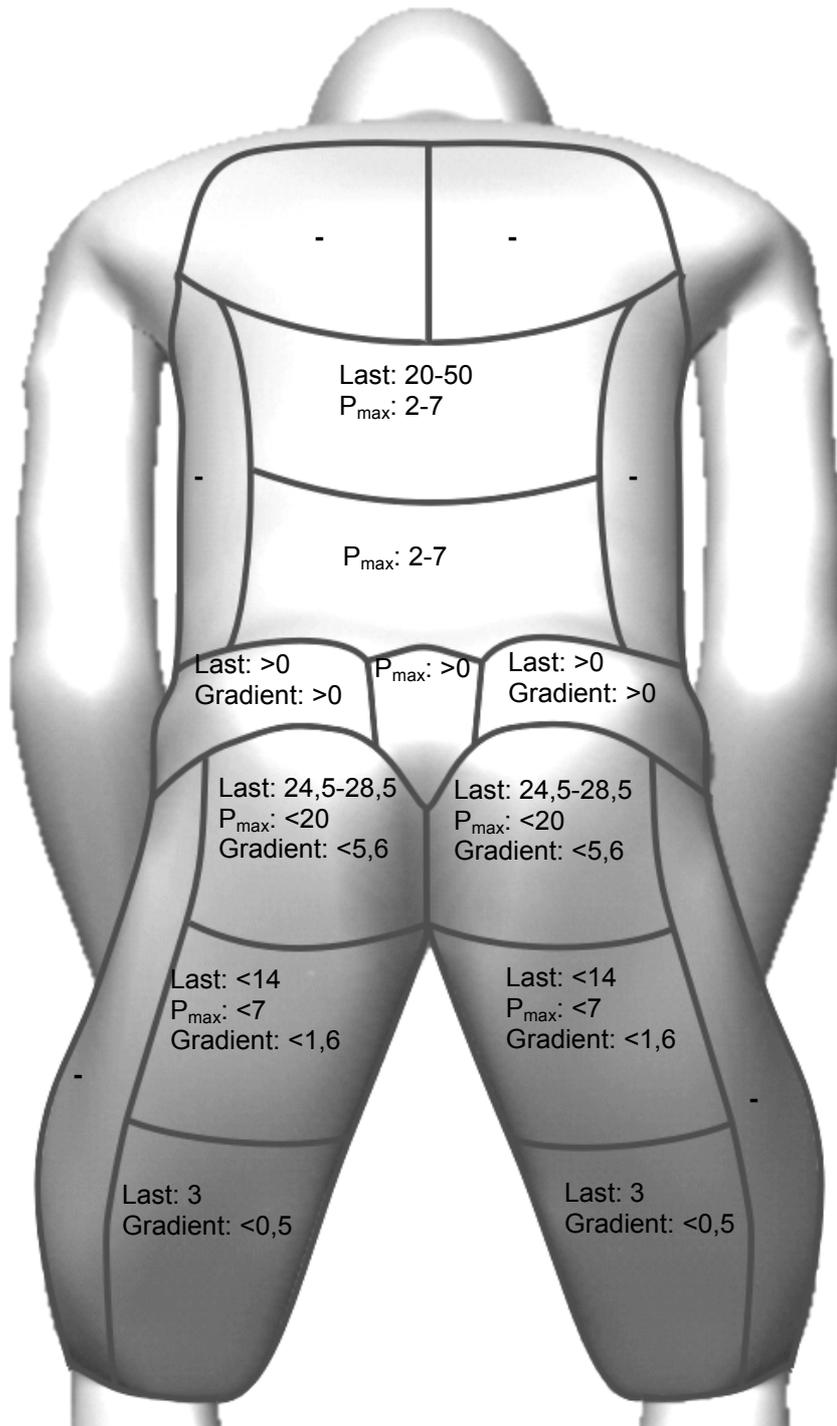


Abbildung 24: Richtwerte für eine gute Druckverteilung:

Last in %,
 P_{max} in kPa,
Gradient in kPa/mm.

Mit „-“ gekennzeichnete Regionen zeigen keinen abgesicherten Zusammenhang. Rückenwerte für Kurzzeitdiskomfort, Sitzwerte für Kurz- und Langzeitdiskomfort validiert.

4 Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Das im vorigen Kapitel entwickelte und validierte Modell zur Prognose des Diskomforts soll nun zur Sitzauslegung und Sitzbewertung eingesetzt werden. Dabei soll die Auslegung virtuell im Rechner möglich sein. Dazu wird ein numerisches Modell des menschlichen Oberschenkels erstellt. Im ersten Teil dieses Kapitels wird die Erstellung des numerischen Modells vorgestellt. Der zweite Teil dieses Kapitels, die Sitzbewertung, befasst sich mit der Entwicklung eines realen Prüfkörpers.

4.1 3D Finite Elemente Modell von Gesäß und Oberschenkel zur Berechnung von Kontaktkräften zwischen Mensch und Sitz

Wie bereits in der Einleitung (Kapitel 1) angesprochen, ist es nötig bei der Entwicklung eines numerischen Modells des Menschen zur Berechnung von Druckverteilungen auf Fahrzeugsitzen verschiedene Punkte zu berücksichtigen: die geometrische Form des Modells sollte der Zielgruppe entsprechen und die Gewebeeigenschaften des menschlichen Körpers sollten so exakt wie möglich nachgebildet werden. Außerdem sollten sie von einer lebenden Person stammen. Bei der Zielgruppe handelt es sich um Frauen und Männer, die älter als 18 Jahre sind. Von dieser Zielgruppe sollten auch die Gewebeeigenschaften abgeleitet werden. Das Modell sollte bezüglich aller wichtigen Parameter der Druckverteilung, die für das Diskomfortempfinden ausschlaggebend sind, validiert werden. Wichtige Parameter einer Druckverteilung für das Diskomfortempfinden sind nach Kapitel 3 die prozentuale Lastverteilung, der maximale Druck und der Gradient der Summenkurve.

4.1.1 Modellerstellung

Für die Erstellung des numerischen Modells wird der Grundsatz verfolgt, das Gesamtverhalten des menschlichen Gewebes (mit Muskeln, Sehnen, Bindegewebe etc.) bezüglich des Sitzens so einfach wie möglich abzubilden. Dabei wird außer Acht gelassen, welche Vorgänge und Wechselwirkungen im Gewebe oder zwischen den Muskeln stattfinden. So werden beim Modell nur der Knochen und das gesamte umgebende Gewebe als zwei getrennte Körper modelliert, ohne dabei innere Strukturen abzubilden. Würde man versuchen, die Verschiebung von Muskelsträngen, Sehnen und Gewebe gegeneinander zu simulieren, wäre das Resultat, falls es überhaupt gelänge, ein sehr komplexes Modell mit vielen möglichen Fehlerquellen. Solch komplexe Modelle hätten auf derzeit gebräuchlichen Computern Rechenzeiten von mehreren Tagen. Da für

eine Sitzauslegung kurze Optimierungsschleifen wünschenswert sind, wird hier der Weg eingeschlagen, die inneren Strukturen als „Black Box“ zu modellieren.

Es wird darüber hinaus nur ein Oberschenkel modelliert, da davon ausgegangen wird, dass die Beine symmetrisch sind.

4.1.1.1 Geometrische Eigenschaften des Modells

Die Basis für das numerische Modell ist ein Mann des 50. Perzentils. Wichtige Maße bezogen auf das Oberschenkelmodell sind: Hüftbreite und Oberschenkellänge (Maß Gesäß-Knietiefe nach HdE, 1989). Wie der Tabelle 16 entnommen werden kann, sind die Maße der Versuchsperson sehr nah an den Literaturwerten.

Tabelle 16: Maße der Versuchsperson im Vergleich zu Literaturwerten (RAMSIS: Referenzjahr 2003, Alter 18-70, Nationalität deutsch, HdE (1989): Referenzjahr 1995-98; Alter 20-25, unbekleidet, deutsch)

Maß	RAMSIS-Datenbank	Handbuch der Ergonomie	Versuchsperson
Hüftbreite [mm]	351	354	351
Oberschenkellänge (Gesäß-Knietiefe) [mm]	618	610	610

Für die Ermittlung der äußeren Kontur des undeformierten menschlichen Oberschenkels stand die Versuchsperson mit rechtwinklig abgewinkeltem rechtem Bein in einem Laserscanner. Der resultierende Scan ist in Abbildung 25 zu sehen.

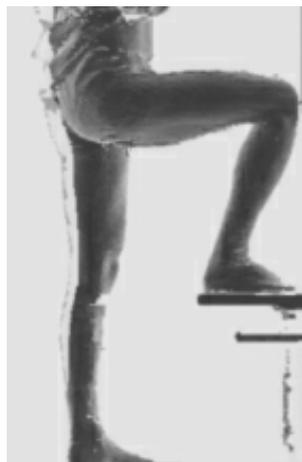


Abbildung 25: gescannte Punktwolke der äußeren Kontur von Becken und Oberschenkel

Die knöchernen Struktur ist von einem handelsüblichen Skelett abgeleitet. Dieses Skelett hat eine Höhe von 176 cm. Das Becken und der Oberschenkelknochen dieses Skeletts wurden ebenfalls mit dem Laserscanner digitalisiert.

Ausgehend von den Punktwolken werden mithilfe der CAD Software CATIA V5 (von Dassault Systèmes, IBM) Volumenmodelle des Oberschenkels und der Knochen erzeugt. Die Positionierung der Knochen innerhalb der Oberschenkelkontur basiert auf Computertomographieaufnahmen einer liegenden männlichen Person (Anton, 2003). Das beschriebene Vorgehen führt zu einem Volumenmodell des menschlichen Gesäßes und Oberschenkels.

4.1.1.2 Numerisches Modell

4.1.1.2.1 Vernetzung

Die Vernetzung wird in der Software HyperMesh von ALTAIR durchgeführt. Vor der Vernetzung wird der Knochen von der Oberschenkelgeometrie geometrisch subtrahiert. Das Resultat ist der Oberschenkel mit einem Hohlraum an der Stelle der Knochen.

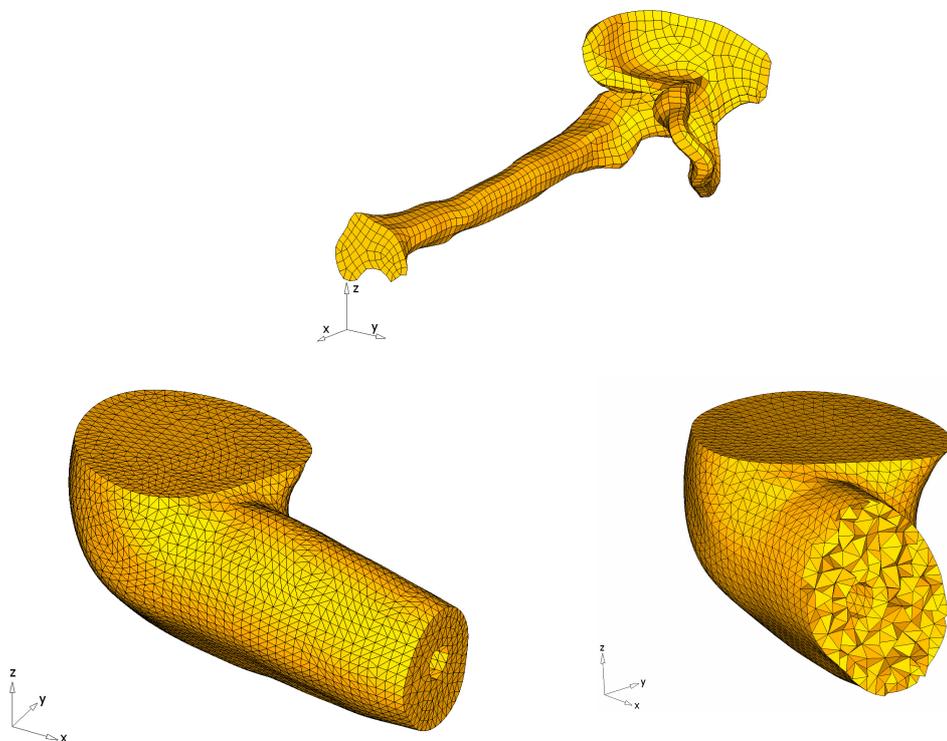


Abbildung 26: Vernetzung des Oberschenkelmodells: oben - exemplarisch vernetzter Knochen, links – Gesamtmodell, rechts – Schnitt durch den Oberschenkel (Hänel, 2004)

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Diese Oberschenkelgeometrie wird mit Tetraederelementen der Größe 10mm vernetzt. Als Ergebnis liefert HyperMesh ein gleichmäßiges Netz mit 30531 Elementen (vgl. Abbildung 26).

4.1.1.2.2 Randbedingungen des FE-Oberschenkelmodells

Für die Simulationen werden alle Knoten, die zum Knochen Kontakt haben, raumfest eingespannt. Des Weiteren werden alle Knoten, die sich in der Schnittfläche des Knies befinden, als unverschiebbar in Oberschenkellängsrichtung (x-Richtung) angenommen. Alle Knoten, die sich in der Schnittfläche Becken/Rumpf befinden, werden als unverschiebbar bezüglich der Höhe (z-Achse) angenommen. Tabelle 17 zeigt die Randbedingungen im Überblick.

Tabelle 17: Übersicht der gesperrten Freiheitsgrade (x: Oberschenkellängsrichtung, y: Oberschenkelbreite, z: Oberschenkelhöhe)

	x-Richtung	y-Richtung	z-Richtung
Knochen	gesperrt	gesperrt	gesperrt
Schnittfläche Knie	gesperrt	frei	frei
Schnittfläche Becken/Rumpf	frei	frei	gesperrt

4.1.1.3 Physikalische Eigenschaften des Modells

Für die Bestimmung der Gewebeeigenschaften wird ein zweistufiges Vorgehen gewählt. Im ersten Schritt wird der relative Steifigkeitsverlauf entlang des Oberschenkels vom Knie bis zum Ende der Gesäßkontur mithilfe von Eindrückversuchen mit Stößeln bestimmt. Dabei kommen Stößel der Größe vier mal vier Zentimeter zum Einsatz, die von unten gegen den frei hängenden Oberschenkel drücken. Bei diesen Versuchen wird die absolute Steifigkeit tendenziell zu hoch ermittelt, da mit einem Stößel immer umliegendes Gewebe mit angehoben werden muss. Beim flächigen Kontakt während des Sitzens erfolgt dies nicht. Der Betrag der Gewichtskraft des umliegenden Gewebes, welches mit angehoben wird, überschätzt die Steifigkeit des Gewebes für den Fall des Sitzens auf einer Fläche. Aus diesem Grund wird in einem zweiten Schritt der absolute Wert der Steifigkeit mit Versuchen bestimmt, bei denen die Versuchsperson von der die äußere Kontur des Oberschenkels stammt auf einer harten Holzplatte sitzt. Die Steifigkeit des gesamten Modells wird dann so skaliert, dass die gemessenen Druckverteilungen mit den berechneten übereinstimmen. Diese Versuche werden mit der gleichen Person, von der die Geometrie des Modells

abgeleitet wurde, durchgeführt, um Einflüsse auf die Druckverteilung durch unterschiedliche Oberschenkelformen auszuschließen.

4.1.1.3.1 Relativer Steifigkeitsverlauf entlang des Oberschenkels

4.1.1.3.1.1 Versuche zur Ermittlung der Gewebeeigenschaften des menschlichen Gesäßes und der Oberschenkel

Versuchsaufbau

Für die Versuche wird der in Kapitel 0 bereits vorgestellte Forschungsstuhl verwendet. Die Sitzfläche wird für die Versuche zweigeteilt: mit den fünf Stößelreihen auf der rechten Seite wird eine ebene Holzplatte simuliert, auf der die Person mit dem rechten Oberschenkel und Gesäß sitzt. Der linke Oberschenkel hängt frei in der Luft. Von unten werden die Stößel einer Reihe, die unterhalb der Längsmittellinie des linken freihängenden Oberschenkels liegen, der Reihe nach, gegen den Oberschenkel gefahren. Dabei wird die Kraft-Weg-Kennlinie der Stößel aufgezeichnet. Die Stößel werden für diese Versuchsreihe dahingehend modifiziert, dass quadratische Aluminiumplatten ($40 \times 40 \times 2 \text{ mm}^3$) auf den Stößeln befestigt werden. Mithilfe von Gewichten, die auf diese Plättchen gelegt werden, werden die Stößel zuvor kalibriert. Es wird nur der Steifigkeitsverlauf eines Oberschenkels gemessen, da davon ausgegangen wird, dass die Gewebeeigenschaften des linken und rechten Beines identisch sind. Um reproduzierbare Messungen zu ermöglichen, wird ein Gestell am Forschungsstuhl befestigt, das den Oberschenkel seitlich führt und auch die Position des Gesäßes nach hinten bestimmt. So soll sichergestellt werden, dass das Sitzbein jeder Versuchsperson genau unter einem bestimmten Stößel positioniert wird (zweite Stößelreihe von links, achter Stößel von vorne). Die Oberschenkelsteifigkeit der Versuchspersonen wird immer an der gleichen relativen Länge des Oberschenkels gemessen. Die Stößelreihen des Forschungsstuhls können dazu in Längsrichtung äquidistant auseinander gefahren werden. Hundert Prozent der Oberschenkelänge sind damit als Abstand von der Kniekehle bis zum Ende des Gesäßes definiert. Im Folgenden wird für jede Versuchsperson immer an den gleichen relativen Längen des Oberschenkels (in der seitlichen Mitte des Oberschenkels) gemessen. Diese relativen Längen sind: 14%, 23%, 32%, 41%, 50%, 59%, 68%, 77% und 86% (0% entspricht der Kniekehle und 100% dem Ende des Gesäßes). Die Vermessung einer Versuchsperson ist in Abbildung 27 dargestellt.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

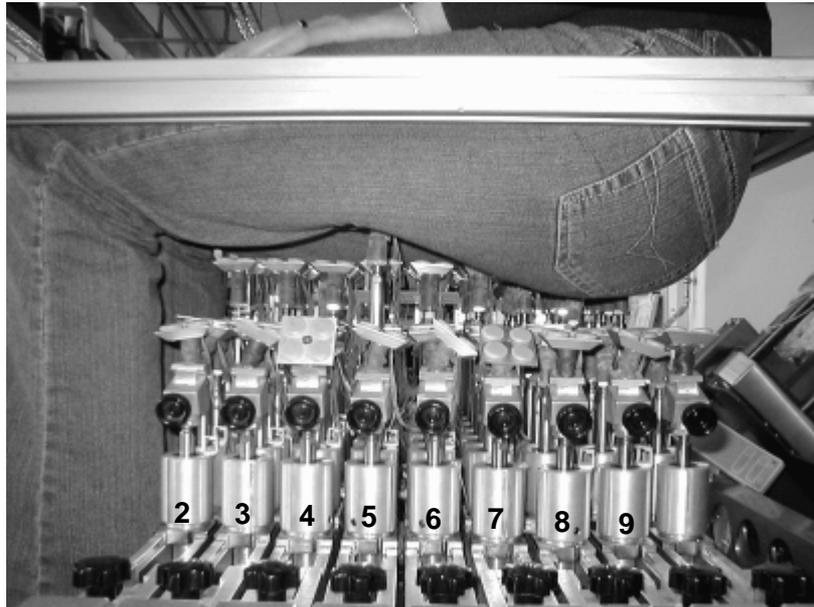


Abbildung 27: Beispielhafte Darstellung der Messung der Steifigkeit des Oberschenkels (mit Angabe der Stößelnummern von 2-9). Stößel fünf drückt gerade gegen den Oberschenkel.

Versuchspersonen

Für die Versuche werden sechs Versuchspersonen (drei Männer, drei Frauen) ausgewählt, die sich im Körperbau unterscheiden. Damit soll der intraindividuelle Variationsbereich der Gewebeeigenschaften beim Menschen abgeschätzt werden. Die Daten der Versuchspersonen können der Tabelle 18 entnommen werden. Die Oberschenkelgröße ist definiert wie in Kapitel 3.1.4.2. Der Oberschenkelradius wird anhand eines Laserscans der Versuchspersonen bei rechtwinklig aufgestelltem Bein bestimmt. Die Versuchspersonen waren zum Zeitpunkt der Versuche zwischen 20 und 30 Jahre alt.

Tabelle 18: Körpermaße der Versuchspersonen für die Steifigkeitsmessungen

	VP1	VP2	VP3	VP4	VP5	VP6
Geschlecht	m	m	w	w	w	m
Körpergröße [cm]	188	194	166	170	177	165
Gewicht [kg]	84	75	58	65	57	85
Oberschenkelgröße [mm]	503	512	480	478	501	480
Oberschenkelradius bei 50% der Länge [mm]	204	172	186	197	177	230

Versuchsdurchführung

Für die Versuche saßen die Versuchspersonen wie beschrieben mit dem rechten Oberschenkel und Gesäß auf dem Forschungsstuhl, während der linke

Oberschenkel unbelastet war. Die Versuchspersonen wurden so positioniert, dass ihr Sitzbein genau mit dem achten Stößel von vorne (der zweiten Stößelreihe von links) getroffen wurde. Die Stößel der zweiten Reihe wurden einzeln der Reihe nach in Fünf-Millimeter-Schritten gegen den Oberschenkel gefahren. Die maximale Eindrücktiefe in den Oberschenkel war 30 Millimeter. Bei größeren Eindrücktiefen wird, wie Voruntersuchungen zeigten, der Oberschenkel angehoben; was die Messungen verfälscht. Aus diesem Grund, und da die Verformung des Oberschenkels beim Sitzen auf einer gleichmäßigen Oberfläche nicht mehr als 30 Millimeter betragen dürfte, wurde die Eindrücktiefe am Oberschenkel auf 30 Millimeter festgelegt. Direkt unter dem Sitzbeinhöcker wurde in Zwei-Millimeter-Schritten bis auf 14 Millimeter eingedrückt. Größere Eindrücktiefen sind aufgrund der geringen Gewebedicken unter dem Sitzbeinhöcker nicht möglich. Die Versuchspersonen wurden instruiert, während der Versuche mit entspannter Beinmuskulatur zu sitzen. Um dies zu ermöglichen, konnten sich die Versuchspersonen seitlich mit den Armen abstützen.

Auswertung und Ergebnisse

Als erstes Ergebnis kann festgehalten werden, dass die Kraft-Weg-Verläufe im gemessenen Bereich annähernd linear sind (vgl. Abbildung 28). Deswegen wird im Weiteren nur die Steifigkeit (Steigung der Kraft-Weg-Verläufe) für jeden Stößel angegeben. Für die Ermittlung der Steigung wird mithilfe von Microsoft Excel eine Regressionsgerade durch die Punkte der Kraft-Weg-Verläufe berechnet. Die resultierenden Steifigkeitswerte der sechs Versuchspersonen können der Abbildung 29 entnommen werden. Die Datenpunkte der einzelnen Versuchspersonen sind durch Linien verbunden, um die Änderung der Steifigkeit entlang des Oberschenkels zu veranschaulichen. Als generellen Trend sieht man, dass die Steifigkeit am vorderen Oberschenkel sehr niedrig ist (von ca. 0 bis 1 N/mm) und zum Sitzbeinhöcker hin ansteigt (ca. 2 bis 4,5 N/mm). Stößel 10 hinter dem Sitzbein konnte nicht vermessen werden, da die Gesäßkontur hier nach oben ansteigt und deswegen die Stößelplatten sehr schräg stehen. Die Stößel können nur Normalkräfte messen und bei diesen großen Verkippungen sind die Messfehler zu groß, um verwertbare Ergebnisse zu erhalten. Fünf der sechs Versuchspersonen weisen ein sehr einheitliches Bild auf, nur VP6 zeigt einen durchweg höheren Steifigkeitswert, der jedoch am Sitzbeinhöcker abfällt. Diese Person ist die Korpulenteste der Versuchspersonen, eventuell erklärt dies den Verlauf in Abbildung 29. Als Grundlage für das numerische Modell wird Versuchsperson 2 ausgewählt, da der Verlauf der Steifigkeit gut in der Mitte der Versuchspersonen liegt. Die Körpergröße ist hier nicht wichtig, da der Fokus auf dem Weichteilverhalten liegt.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

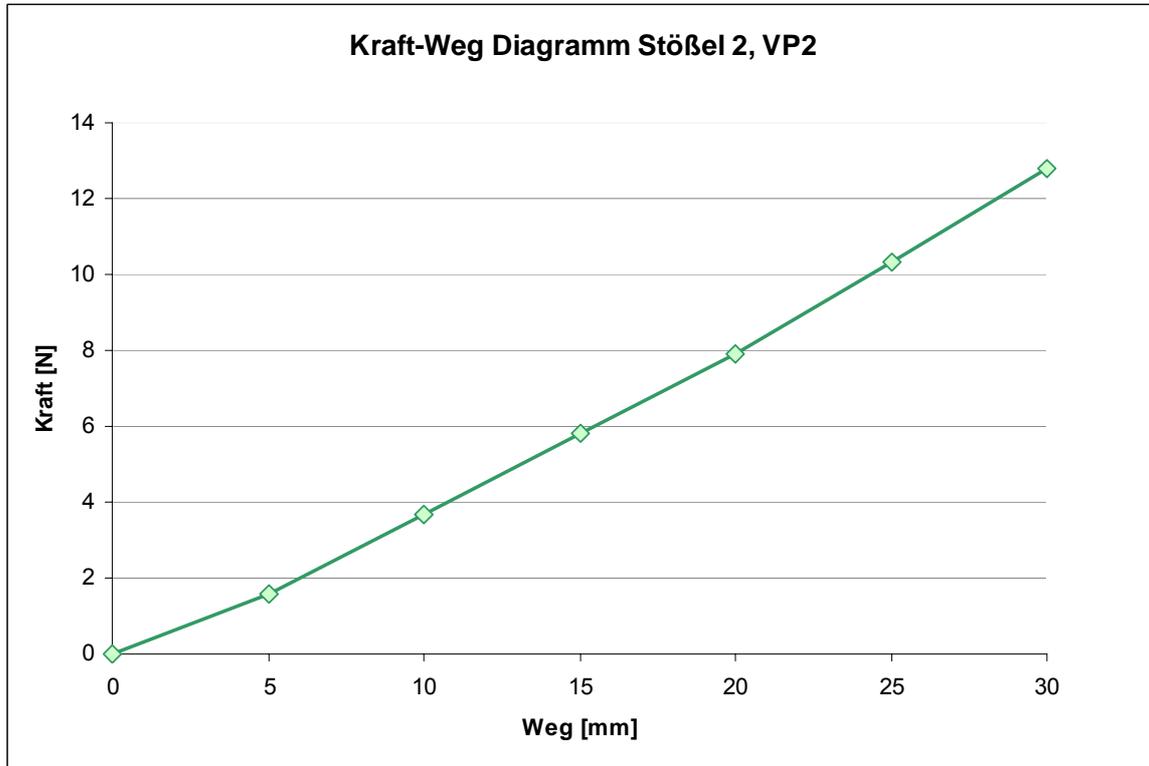


Abbildung 28: exemplarischer Kraft-Weg-Verlauf einer Steifigkeitsmessung (VP2, Stößel 2)

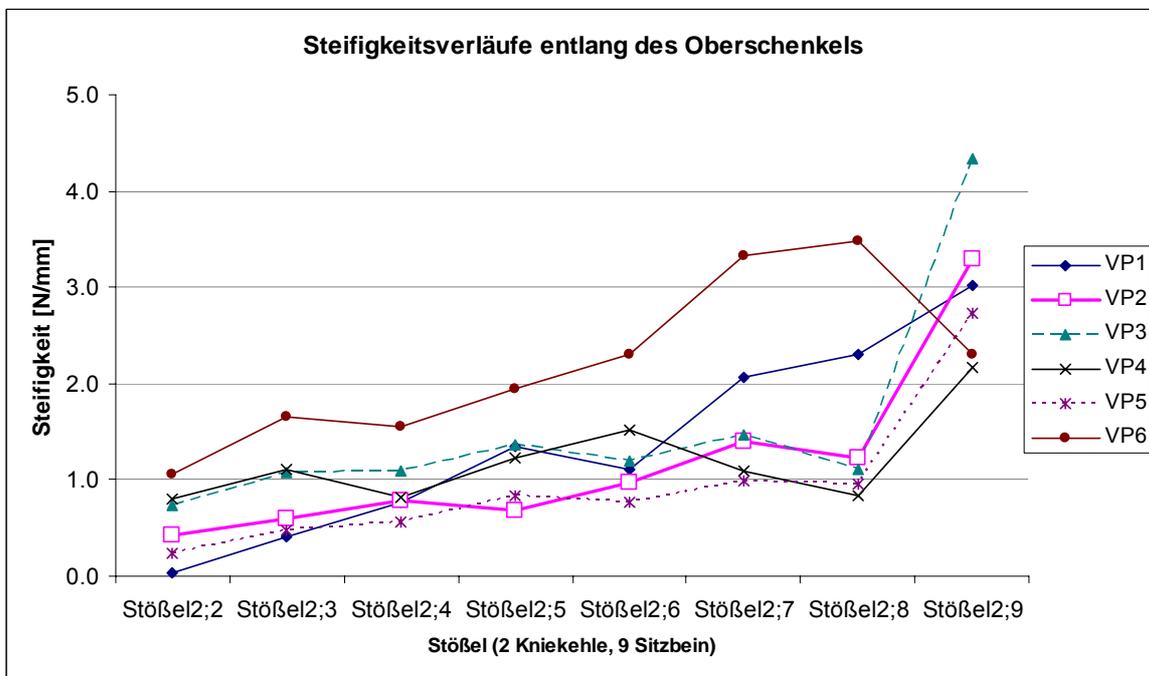


Abbildung 29: Steifigkeitsverläufe der sechs Versuchspersonen von der Kniekehle bis zum Sitzbeinhöcker [N/mm]

4.1.1.3.1.2 Übertragung der Versuchsdaten auf das numerische Modell

Das Verhalten eines menschlichen Oberschenkels, das bei den Stößelversuchen ermittelt wurde, soll nun auf das numerische Modell übertragen werden. Dazu werden in der Finite Elemente Software MARC/MENTAT (MSC Software Corporation) die Stößelversuche nachsimuliert.

Die erste Frage zur Modellierung ist, welches Materialverhalten dem Modell zu Grunde gelegt werden kann.

Das Verhalten des menschlichen Gewebes ist nach bisherigen Literaturangaben anisotrop, das heißt richtungsabhängig: Ein Muskel ist in Längsrichtung sehr steif, in Querrichtung setzt er einer angreifenden Kraft aber sehr wenig Widerstand entgegen, er weicht zur Seite aus. Da für das Sitzen in erster Linie nur die Krafrichtung von unten nach oben entscheidend ist, wird als Vereinfachung ein isotropes Materialverhalten gewählt.

Als nächstes stellt sich die Frage nach der Linearität des Materialverhaltens bezüglich einer einwirkenden Kraft. Auch hier ist aus der Literatur bekannt, dass das Verhalten des menschlichen Gewebes nicht linear ist. Jedoch zeigen die Stößelversuche, dass in dem Bereich, der für diesen Anwendungsfall wichtig ist, die einwirkende Kraft linear mit dem Eindrückweg zusammenhängt. Deshalb wird für die Modellierung ein lineares Materialmodell gewählt.

Da das Gewebe nach der Belastung immer wieder in die Ausgangsform zurückkehrt, wird das Materialverhalten als elastisch modelliert.

Das menschliche Gewebe wird also für das Modell als isotrop, linear und elastisch vereinfacht. Um dieses Materialverhalten berechnungsseitig zu beschreiben, sind die Definitionen des E-Moduls, der Querkontraktionszahl und der Dichte nötig. Die Querkontraktionszahl wird in Anlehnung an Kayser et al. (1996) und Chow & Odell (1978) auf den Wert 0,49 festgelegt. Dies entspricht einem nahezu inkompressiblen Verhalten. Da das menschliche Gewebe zu einem großen Teil aus Wasser besteht, ist dies auch nachvollziehbar. Die Dichte wird ebenfalls basierend auf Kayser et al. (1996) auf einen Wert von 1100kg/m^3 festgelegt. Damit bleibt als letzte Variable der E-Modul. Dieser wird basierend auf den Stößelversuchen festgelegt. Dazu wird das numerische Modell in elf gleich große Bereiche eingeteilt. Jeder Bereich entspricht einem zylinderförmigen Segment des Oberschenkels mit einer Dicke von ca. 40mm (Stößelgröße).

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

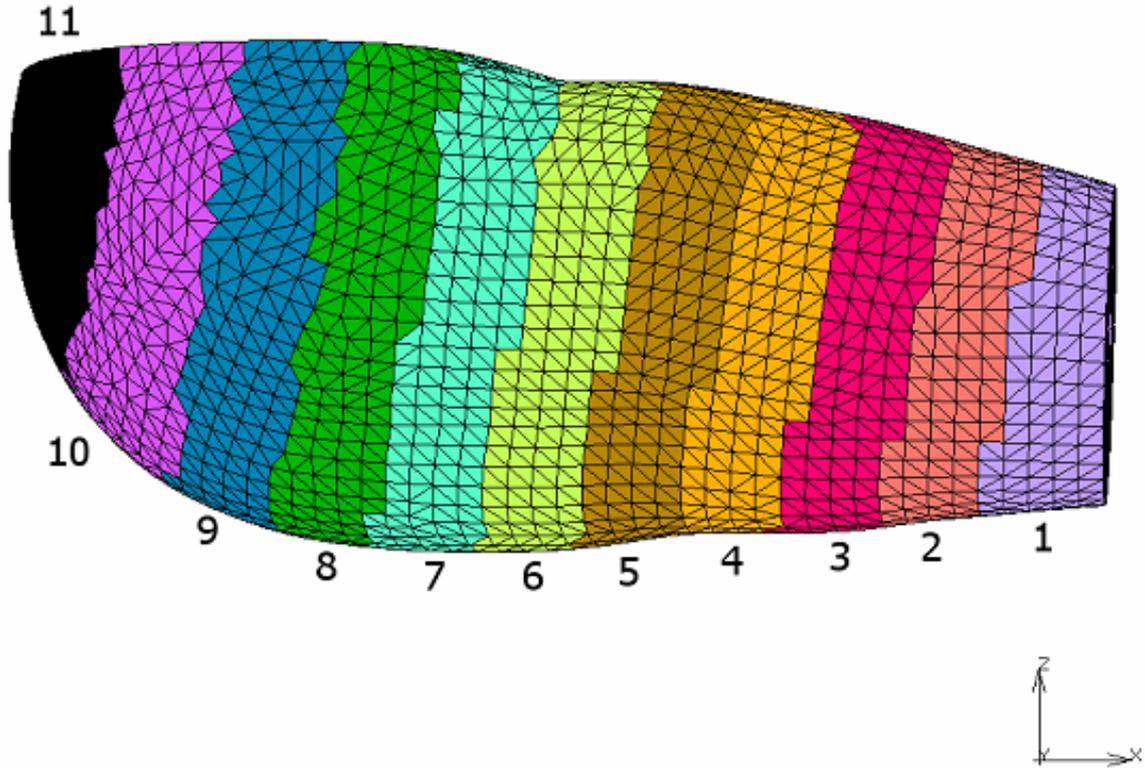


Abbildung 30: Einteilung des Oberschenkels in Regionen (Hänel, 2004)

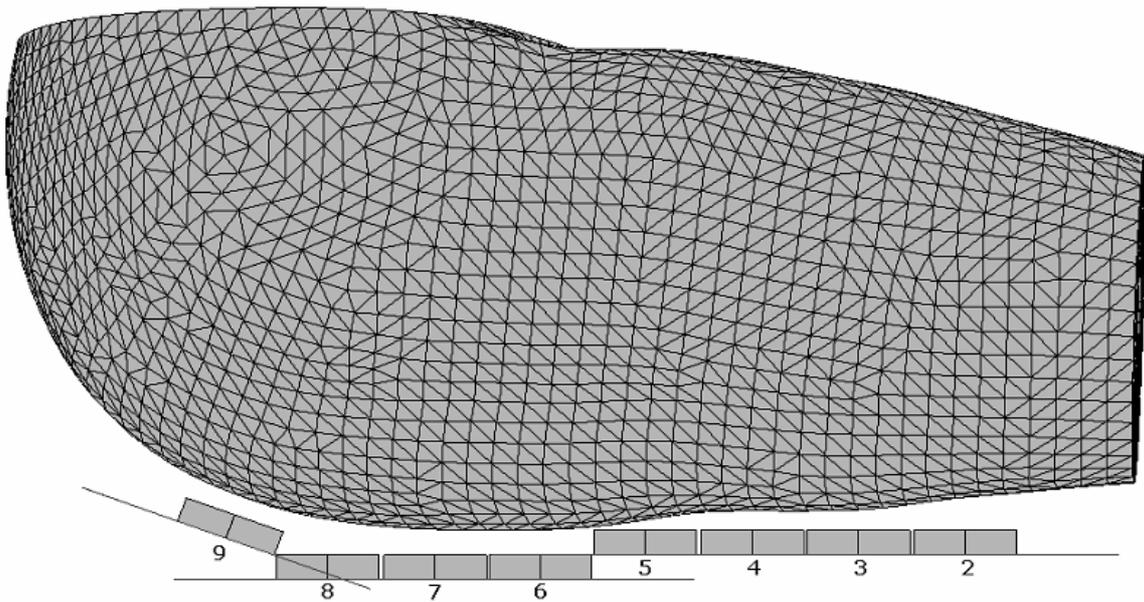


Abbildung 31: Seitenansicht des Oberschenkels einschließlich aller acht nachmodellierten Stößel (Hänel, 2004)

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Für acht Bereiche liegen Messwerte vor. Von den drei Bereichen ohne Messwerte liegt einer im Bereich der Kniekehle (Bereich 1) und die anderen beiden am Gesäß hinter dem Sitzbeinhöcker (Bereiche 10 und 11). Für diese drei Bereiche werden Schätzwerte basierend auf den Versuchsdaten angenommen.

Um die gemessenen Steifigkeitsverläufe auf das numerische Modell zu übertragen, wird dieses wie bereits beschrieben in MARC/MENTAT in elf Bereiche, mit jeweils eigenem E-Modul, eingeteilt (vgl. Abbildung 30). Die Stößel werden ebenfalls in der Finite Elemente Software nachmodelliert (siehe Abbildung 31). Der Abgleich zwischen Versuch und Modell findet folgendermaßen statt: Der Stößel wird weggesteuert, mit einer Schrittweite von einem Millimeter, in der FE Software 30 Millimeter gegen den Oberschenkel gefahren, wobei der Oberschenkel am Knochen raumfest eingespannt ist. Der Stößel wird als undeformierbar modelliert (E-Modul: $1e14$ Pa, Querkontraktionszahl: 0,3, Dichte: 10000 kg/m^3). Die resultierende Kraft-Weg-Kurve des Stößels wird ausgegeben. Durch diese Punkte wird eine lineare Regression berechnet. Die Steigung der Regressionsgeraden wird mit den Versuchsergebnissen verglichen und der E-Modul wird entsprechend modifiziert, bis die Kurve des Modells mit der der Versuche zur Deckung kommt. Als Ausgangswerte für die E-Module dienten Werte aus der Literatur (Chow & Odell, 1978). Die resultierenden Steifigkeitswerte nach zwei Optimierungsschleifen können Abbildung 32 entnommen werden.

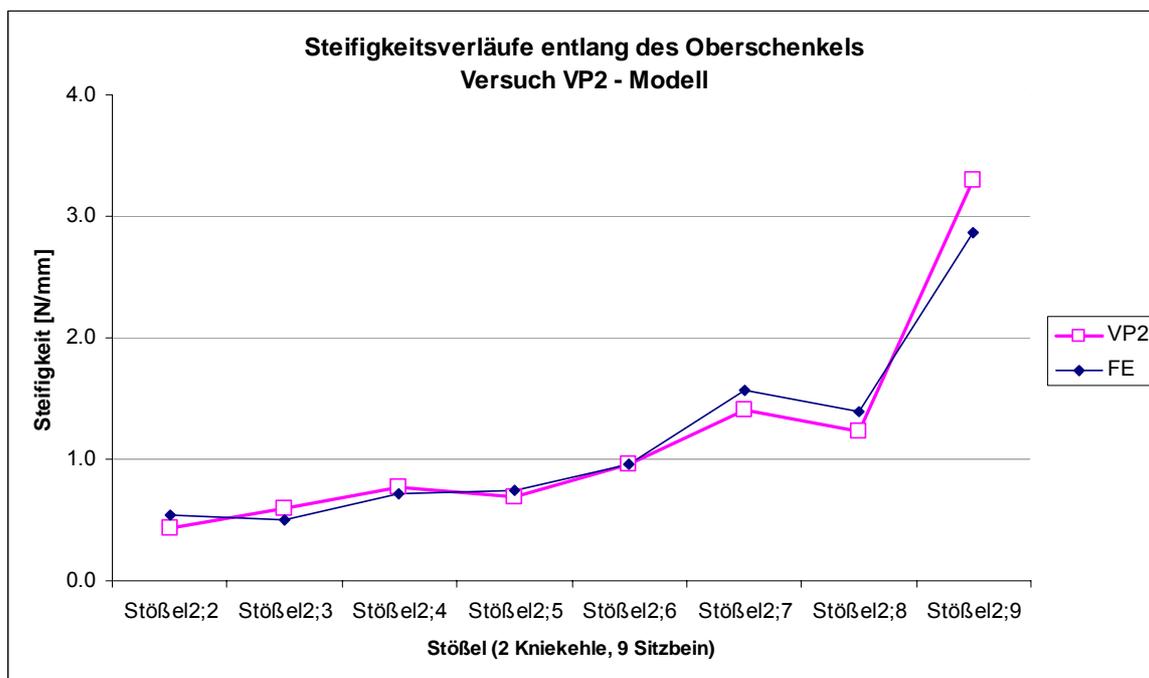


Abbildung 32: Steifigkeitsverläufe Versuchsperson 2 (Quadrate) und numerisches Modell (Rauten)

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Hier ist der Steifigkeitsverlauf der Simulation den experimentellen Werten von Versuchsperson 2 gegenübergestellt. Demnach ist es gut gelungen, die gemessenen Werte auf das Modell zu übertragen. Die E-Module, die diesem Steifigkeitsverlauf zugrunde liegen, sind in Tabelle 19 zu finden. Der Wert an der Kniekehle wird auf den gleichen Wert wie Region 2 nämlich 7500 Pa geschätzt, da das Verhalten in diesem Bereich nahezu identisch wie in Region 2 sein dürfte. Hinter dem Sitzbein wird ein E-Modulwert knapp über dem Wert vor dem Sitzbein gewählt. Diese Werte müssen noch durch den Holzplattenversuch überprüft werden.

Tabelle 19: E-Module der elf Regionen des Oberschenkelmodells nach den Einstößelversuchen (* Werte geschätzt)

Region	1*	2	3	4	5	6	7	8	9	10*	11*
E-Modul	7,5	7,5	7,5	9,5	12,0	15,0	18,0	15,0	43,0	22,0	22,0
[kPa]											

4.1.1.3.2 Absoluthöhe der Steifigkeit des Oberschenkels

Das nunmehr durch die Stößelversuche „voroptimierte“ Modell wird im Folgenden bezüglich seines Gesamtverhaltens beim Sitzen weiter verbessert. Dazu kommt eine Holzplatte als Sitz zum Einsatz um sämtliche Einflüsse durch Nachgiebigkeiten der Sitzfläche auszuschalten.

4.1.1.3.2.1 Versuche auf einer Holzplatte

Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau besteht aus einer höhenverstellbaren ebenen Holzplatte ohne Rückenabstützung. Zur Aufnahme der Druckverteilung wird das System von FSA benutzt. Um eine Übertragung dieser Haltung auf das Modell zu ermöglichen, wird die Haltung der Versuchsperson mit Digitalkameras aufgezeichnet. Die Versuchsperson sitzt bei den Versuchen mit einer waagrechten Oberschenkelhaltung auf dieser Holzplatte.

Versuchsperson

Als Versuchsperson wird auf die Person zurückgegriffen, die für die äußere Form Modell stand. Die wichtigsten Körpermaße sind der Tabelle 16 zu entnehmen. Zum Zeitpunkt der Versuche war die Versuchsperson 25 Jahre alt.

Versuchsdurchführung

Die Versuchsperson stellt sich die Holzplatte (Länge x Breite: 50cm x 60cm) so ein, dass der Oberschenkel beim Sitzen waagrecht ist. Die Druckmessmatte von

FSA (vergleiche Kapitel 3.2.1.3) wird auf die Holzplatte gelegt. Die Versuchsperson setzt sich sechsmal auf die Holzplatte. Der Druck wird jeweils für ca. fünf Sekunden aufgezeichnet.

Auswertung und Ergebnisse

Die Auswertung erfolgt wieder bezogen auf die Körperbereiche nach der aus Kapitel 3.1.4 bereits vorgestellten Methode. In jedem Körperbereich werden mithilfe der Auswertesoftware folgende Parameter berechnet: prozentuale Lastverteilung, maximaler Druck, mittlerer Druck und Gradient. Daneben wird noch die Gesamtlast auf die Sitzfläche aufgezeichnet. Die Gesamtlast wird neben der Haltung des Oberschenkels als Eingangsgröße für die Berechnung benötigt. Für alle Parameter in den Körperbereichen wird der Mittelwert über die sechs Messungen gebildet. Daneben werden noch die Minimal- und Maximalwerte angegeben. Das Berechnungsmodell wird so optimiert, dass es im Variationsbereich (Minimum bis Maximum) der Versuche liegt.

Die Ergebnisse der Parameter können der Tabelle 21 entnommen werden. Für die Gesamtlast auf die Sitzfläche kann ein Mittelwert von 509 N berechnet werden. Der Bereich von Minimum bis Maximum ist von 477 bis 536 N.

4.1.1.3.2.2 Übertragung der Versuchsdaten auf das numerische Modell

Modellierung

Die Holzplatte wird als ebene Fläche aus 122 Hexaederelementen modelliert. Im Vergleich zum Oberschenkel ist die Holzplatte sehr steif und erhält im Modell einen sehr hohen E-Modul von $5e12$ Pa. Die Hexaeder haben folgende Abmessungen: $25,5 \times 25,5 \times 10 \text{ mm}^3$. Die Länge und Breite von 25,5 mm wurde gewählt, da die Druckmessmatte dieses Maß als Sensorabstand hat. So sind die berechneten Daten mit den Versuchsdaten vergleichbar und können mit der in Kapitel 3.1.4.3 vorgestellten Software ausgewertet werden.

Wie bereits oben erwähnt, ist für die Analyse der Oberschenkel des Modells am Knochen raumfest eingespannt. Die Holzplatte bewegt sich weggesteuert gegen den Oberschenkel. Die Position von Oberschenkel zu Holzplatte wird mithilfe von Fotografien vom Versuch auf das Modell übertragen. Die Holzplatte wird soweit gegen den Oberschenkel bewegt, bis die gesamten Kontaktkräfte den gemessenen Gesamtlasten aus dem Versuch entsprechen.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Ergebnisse

Die Parameteranpassung mithilfe der Holzplattenversuche hat zum Ergebnis, dass die Höhe der E-Module um 25% reduziert werden muss, um die gemessenen Druckwerte zu erreichen. Des Weiteren ist eine Veränderung im Steifigkeitsverlauf nötig: Der E-Modul des Bereichs 8 wird nahezu verdoppelt. Damit liegt er auf dem Niveau von Versuchsperson 1 aus Abbildung 29. Die resultierenden E-Module sind Tabelle 20 zu entnehmen.

Tabelle 20: E-Module der elf Regionen des Oberschenkelmodells nach den Holzplattenversuch

Region	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
E-Modul [kPa]	5,625	5,625	5,625	7,125	9,00	11,25	13,50	24,75	32,25	16,50	16,50

Mit diesem Parametersatz erhält man die in Abbildung 33 abgebildete Druckverteilung. Links ist die simulierte Druckverteilung des Modells zu sehen und rechts die reale Druckverteilung (Mittelwert aus sechs Messungen). Optisch sehen sich die beiden sehr ähnlich. Dieser qualitative Eindruck wird auch beim Vergleich der Zahlenwerte bestätigt (vgl. Tabelle 21).

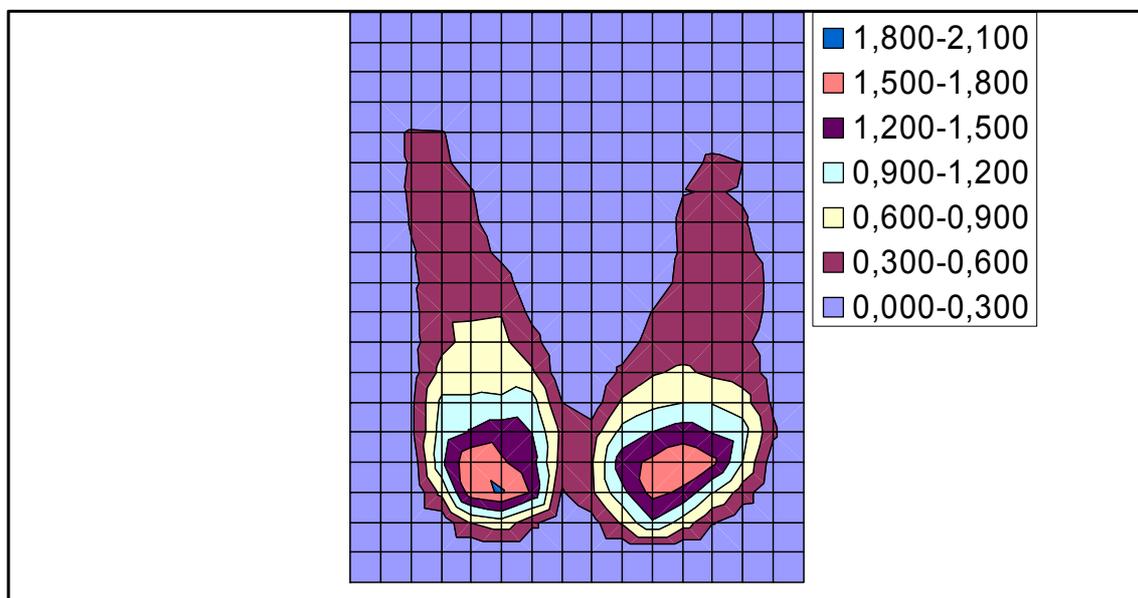


Abbildung 33: Links simulierte und rechts reale Druckverteilung, Werte in $10e-1$ kPa (Hänel, 2004)

Bezüglich der Lastverteilung, des maximalen und des mittleren Druckes liegt das Modell komplett im Variationsbereich der Versuche. Der Gradient der simulierten Druckverteilung, im Bereich der vorderen Oberschenkel, liegt ebenfalls im Variationsbereich der Versuche. Für den Gradienten im Bereich der

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Sitzbeinhöcker und der mittleren Oberschenkel kann die Simulation nicht mit den Versuchswerten zur Deckung gebracht werden.

Diskussion

Mithilfe des beschriebenen Vorgehens ist es gelungen, ein numerisches Modell des menschlichen Oberschenkels zu erstellen, das auf einer Holzplatte gute Ergebnisse liefert. Für die Lastverteilung, den maximalen sowie den mittleren Druck liegt das Modell sehr gut im Variationsbereich der Versuche. Nur der Gradient um den Sitzbeinhöcker hat nicht exakt den korrekten Verlauf: so steigt der Druck vom Rücken zum Sitzbeinhöcker sehr steil an verglichen mit den Versuchsdaten. Nach vorne fällt der Druck hingegen etwas zu langsam ab. Dies führt zu einem zu hohen Gradienten im Bereich des Gesäßes und zu einem zu geringen im Bereich der mittleren Oberschenkel.

Tabelle 21: Ergebnisse der Holzplattenversuche für Versuche und Simulation.

	Versuch			Simulation	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	29	39	35	35	ok
Mittlere Oberschenkel	9	13	11	13	ok
Vordere Oberschenkel	1	6	2	2	ok
Seitliche Oberschenkel	0	5	2	1	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	2,25	2,64	2,46	3,25	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	0,4	0,8	0,6	0,33	Nicht ok
Vordere Oberschenkel	0,6	2,4	1,1	0,78	ok
Seitliche Oberschenkel	-	-	-	-	-
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	16,5	26,6	22,3	18,3	ok
Mittlere Oberschenkel	5,6	7,9	6,5	6,8	ok
Vordere Oberschenkel	2,2	14,2	5,1	3,4	ok
Seitliche Oberschenkel	1,1	10	4,1	1,8	ok
Mittlerer Druck [kPa]					
Gesäß	6,0	8,1	7,0	6,5	ok
Mittlere Oberschenkel	2,2	2,8	2,6	2,8	ok
Vordere Oberschenkel	0,1	1,4	0,6	0,5	ok
Seitliche Oberschenkel	0,1	1,2	0,4	0,1	ok

die Anthropometrie angetragen. Hier sollen drei Versuchspersonen ausgewählt werden, die bezüglich der Oberschenkellänge und Beckenbreite nahe an den Maßen des Oberschenkelmodells liegen.

Die erste Frage, ob das Modell für unterschiedliche Oberschenkelformen gilt, soll mit Variante „H2“ (Abkürzung steht für Holzplatte, Haltung 2) überprüft werden. Liegt das Berechnungsmodell innerhalb des Variationsbereichs von drei Versuchspersonen auf einer Holzplatte mit relativ horizontaler Beinhaltung, so kann gesagt werden, dass es auch für ähnliche Oberschenkelformen richtige Ergebnisse berechnet.

Die zweite Frage, ob das Modell für unterschiedliche Schaumhärten gilt, soll mit den beiden Varianten „S2“ (Abkürzung steht für Schaum, Haltung 2) und „H2“ geklärt werden. Liegt das Modell für beide Varianten im Variationsbereich, so ist es für einen großen Bereich an Sitzhärten validiert.

Die dritte Frage nach der Gültigkeit für unterschiedliche Haltungen, soll mit einem Vergleich der Varianten „H1“ (Abkürzung steht für Holzplatte, Haltung 1) und „H2“ auf der Holzplatte erfolgen. Liegt das Modell für beide Oberschenkelhaltungen innerhalb des Variationsbereichs der drei Versuchspersonen, dann ist es auch für unterschiedliche Haltungen bestätigt.

4.1.2.2 Versuchspersonen

An den Versuchen nahmen drei Männer teil, die nahe an den Maßen des numerischen Modells liegen. Die Daten der Versuchspersonen können der Tabelle 22 entnommen werden.

Tabelle 22: Daten der Versuchspersonen zur Validierung des FE-Modells

	VP1	VP2	VP3
Körpergröße [cm]	179	181	180
Gewicht [kg]	75	80	72

4.1.2.3 Beschreibung der Versuche auf einer Holzplatte

Als Holzplatte wurde die Einrichtung, die in Kapitel 4.1.1.3.2.1 bereits vorgestellt wurde, verwendet. Die Holzplatte befand sich in horizontaler Lage. Zur Messung der Druckverteilung kam das System von FSA zur Anwendung (vgl. Kapitel 3.2.1.3). Der Oberschenkelwinkel zur Horizontalen wurde mittels Markern am Trochanter und am Kniegelenk erfasst. Bei jedem Versuch wurde sichergestellt,

dass der Abstand von Knieinnenseite zu Knieinnenseite 200 Millimeter betrug. Die Versuche wurden mit zwei Digitalkameras dokumentiert: Eine Kamera stand an der Seite auf Oberschenkelhöhe und die andere nahm die Versuchsperson von vorne auf. Während der Versuche sollten die Versuchspersonen aufrecht sitzen, also nicht mit abgekipptem Becken und Rundrücken. Insgesamt liefen die Versuche für die drei Versuchspersonen folgendermaßen ab:

- Die Holzplatte wurde auf die für die gewünschte Haltung korrekte Höhe eingestellt (415 bzw. 525 Millimeter).
- Die Druckmessmatte wurde auf die Holzplatte gelegt.
- Die Versuchsperson setzte sich sechsmal, so identisch wie möglich, auf die Holzplatte. Dabei wurde immer der Knieabstand von 200 Millimetern mit einem Maßband kontrolliert.
- Bei jedem Setzen wurde für ca. vier Sekunden die Druckverteilung aufgezeichnet.

4.1.2.4 Beschreibung der Versuche auf einem Schaumblock

Der verwendete Schaumblock hatte die Außenmaße 380x380x100 mm³ und besaß eine Stauchhärte von 6kPa. Für die Versuche wurde der Schaumblock auf einen höhenverstellbaren Holzhocker gelegt. Die Höhe des Hockers wurde so eingestellt, dass die Oberschenkel der Versuchspersonen beim Sitzen horizontal waren. Der Knieabstand betrug 200 Millimeter. Zur Übertragung der Oberschenkelhaltung auf das Berechnungsmodell wurden analog zu den Versuchen auf der Holzplatte zwei Referenzpunkte an den Versuchspersonen mit Markern gekennzeichnet: der Trochanter und der Kniedrehpunkt. Ansonsten war der Ablauf gleich den Versuchen auf der Holzplatte.

4.1.2.5 Auswertung der gemessenen Druckverteilungen und Haltungen

Die gemessenen Druckverteilungen werden bezogen auf die Körperbereiche ausgewertet nach der Methode, die bereits in Kapitel 3.2.4 vorgestellt wurde. Als objektive Parameter werden die Lastverteilung, der maximale Druck und der Gradient der Summenkurve berechnet, da diese nach Kapitel 3 wichtig für das Diskomfortempfinden sind. Für jeden Parameter und jeden Körperbereich werden aus den sechs Messungen einer Versuchsperson der Mittelwert sowie der Minimal- und der Maximalwert ermittelt.

Der Oberschenkelwinkel wird mithilfe der Fotoaufnahmen und der Marker an den Versuchspersonen ermittelt. Da die Kamera genau an der Seite und auf Höhe der Oberschenkel positioniert war, ist die Verzerrung der Kamera sehr gering. Somit kann der Oberschenkelwinkel mit ausreichender Genauigkeit bestimmt werden.

4.1.2.6 Berechnung auf der Holzplatte

Für die Berechnung wird das Oberschenkelmodell nach den Randbedingungen von Tabelle 17 festgelegt. Als Modell der Holzplatte wird das in Kapitel 4.1.1.3.2.2 bereits vorgestellte Modell verwendet. Die Holzplatte bewegt sich weggesteuert in z-Richtung gegen den Oberschenkel. Für das Ergebnis wird der Berechnungsschritt (Inkrement) ausgewählt, dessen Kontaktkraft mit der Gesamtkraft aus den Versuchen übereinstimmt.

4.1.2.7 Berechnung auf Schaum

Der Schaumblock wird aus 960 Hexaederelementen ($25 \times 25 \times 25 \text{ mm}^3$) modelliert. Zur Übertragung der Materialeigenschaften des Schaums auf das numerische Modell wird ein Druckversuch durchgeführt.

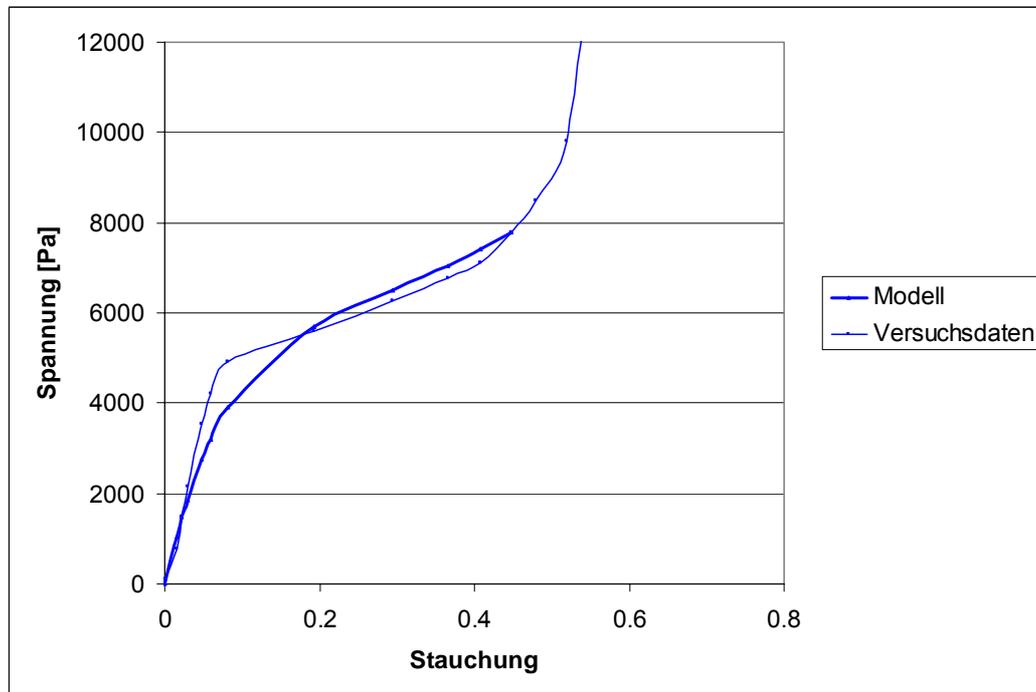


Abbildung 35: Vergleich der Versuchsergebnisse mit der Simulation des Schaums

Das Verhalten des Schaums wird mithilfe des Materialmodells „foam“ von MARC/Mentat durchgeführt, bei dem die Daten des Druckversuchs als Eingang dienen. Dabei soll die Spannungs-Dehnungskurve des Modells der Kurve des

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Versuches im Arbeitspunkt eines Mannes mit 75-80 kg möglichst gut entsprechen. Multipliziert man die Gewichtskraft eines durchschnittlichen Mannes auf den Schaum von 670-720 N (Gewicht Unterschenkel und Füße: ca. 7 kg) mit einer Fläche von 0,11 m² (aus Versuchsmessungen) erhält man eine Spannung im Schaum von ca. 6500 Pa. Mit der Anpassung aus Abbildung 35 stimmt das Verhalten in diesem Bereich relativ gut.

Der Schaum wird über eine starre Fläche auf der der Schaum liegt mit einer linearen Bewegung gegen den Oberschenkel gefahren. Für das Ergebnis wird, analog zum Holzplattenversuch, das Inkrement ausgewählt, dessen Kontaktkraft mit der Gesamtkraft aus den Versuchen übereinstimmt.

4.1.2.8 Vergleich von Versuchsergebnissen und Berechnung

4.1.2.8.1 Gilt das Modell für verschiedene Oberschenkelformen?

Die Frage, ob das Modell für verschiedene Oberschenkelformen gilt, soll mit dem Versuch auf der Holzplatte in Haltung 2 (Variante „H2“) untersucht werden. Haltung 2 ist die Haltung mit viel Kontakt der vorderen Oberschenkel zum Sitz. Das ausgewählte Inkrement der Berechnung hat eine Gesamtlast von 554 N auf der Holzplatte, die Versuchswerte weisen einen Mittelwert von 560 N auf.

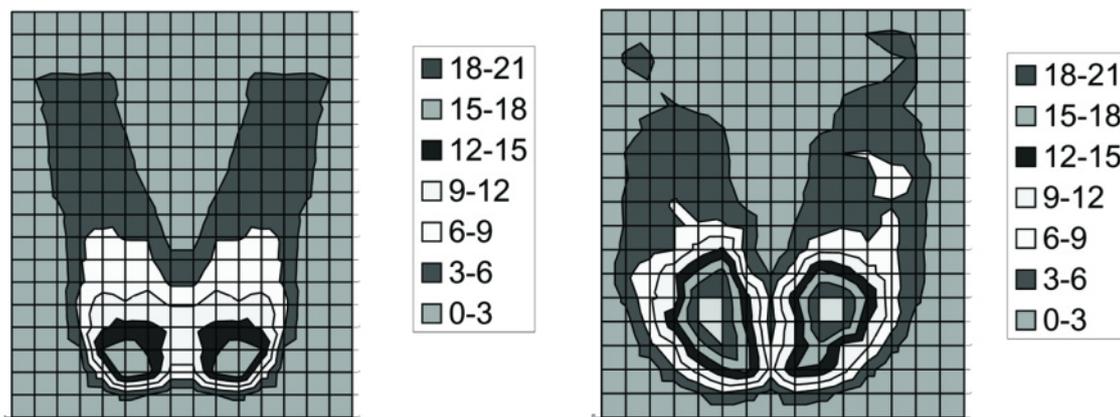


Abbildung 36: Vergleich der Druckverteilungen auf der Holzplatte mit waagrechter Oberschenkelhaltung (Variante „H2“): links Simulation, rechts exemplarische Druckverteilung einer Messung. Druck ist in kPa angegeben.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 23: Vergleich der Berechnungsergebnisse auf der Holzplatte mit den Versuchswerten der Probanden (Variante „H2“)

	Versuch			Simulation	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	31	42	37	32	ok
Mittlere Oberschenkel	7	14	10	14	ok
Vordere Oberschenkel	1	3	2	3	ok
Seitliche Oberschenkel	0	4	1	1	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	2.4	3.6	2.9	3.5	ok
Mittlere Oberschenkel	0.3	0.9	0.5	0.3	ok
Vordere Oberschenkel	0.1	0.8	0.5	1.4	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	-	-	-	-	-
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	25.7	26.6	26.5	18.0	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	4.7	10.5	6.5	6.3	ok
Vordere Oberschenkel	1.8	3.4	2.6	4.2	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	0.0	5.0	1.7	2.9	ok

Rein qualitativ weisen die Druckverteilungen aus Abbildung 36 nur geringe Ähnlichkeit auf. Der quantitative Vergleich (vgl. Tabelle 23) der simulierten Druckverteilung mit den Versuchsergebnissen zeigt aber, dass das Modell den Parameter der prozentualen Last gut wiedergibt: die Lastverteilungen liegen für alle Körperbereiche im Variationsbereich der Versuche. Der Gradient wird vom Modell im Bereich der vorderen Oberschenkel nicht korrekt berechnet. Der maximale Druck ist im Gesäß niedriger und in den vorderen Oberschenkeln höher als die Versuchswerte.

4.1.2.8.2 Gilt das Modell für verschiedene Sitzhärten?

Diese Frage wird mit den Varianten „H2“ und „S2“ geklärt. Für die Variante „H2“ konnte gezeigt werden, dass die prozentuale Lastverteilung korrekt berechnet wird. Nun werden in diesem Punkt die Ergebnisse für die Variante „S2“ vorgestellt. Das ausgewählte Berechnungssinkrement hat eine Gesamtkraft von 621 N. Dies liegt in guter Näherung an den Versuchswerten von 620-850 N.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

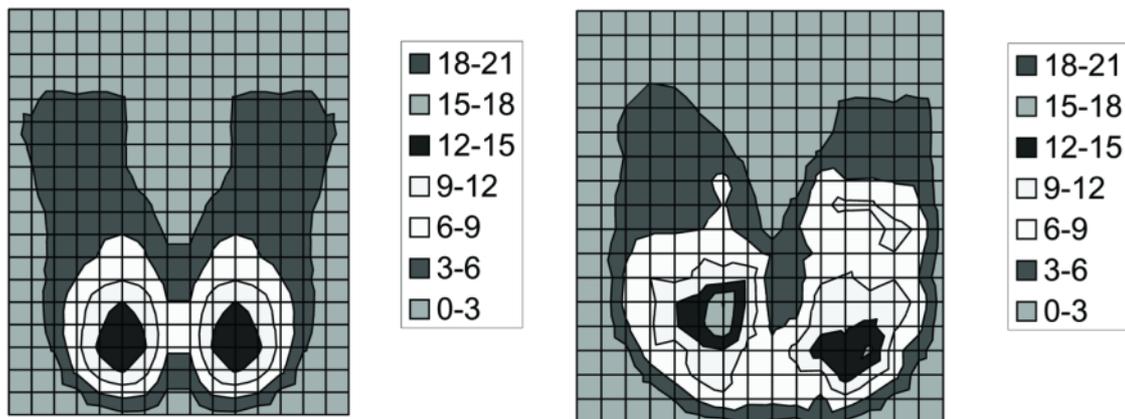


Abbildung 37: Vergleich der Druckverteilungen auf dem Schaumblock mit waagrechter Oberschenkelhaltung (Variante „S2“): links Simulation, rechts exemplarische Druckverteilung einer Messung. Druck ist in kPa angegeben.

Optisch ergibt sich eine gute Übereinstimmung der berechneten Druckverteilung mit einer exemplarisch ausgewählten Druckverteilung aus den Versuchen (vgl. Abbildung 37). Für den Parameter prozentuale Last berechnet das Modell in allen Körperbereichen korrekte Werte. Der maximale Druck und der Gradient der Summenkurve werden nur zum Teil korrekt wiedergegeben (vgl. Tabelle 24).

Tabelle 24: Vergleich der Berechnungsergebnisse auf der Holzplatte mit den Versuchswerten der drei Probanden (Variante „S2“)

	Versuch			Simulation	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	26	31	29	28	ok
Mittlere Oberschenkel	12	16	14	15	ok
Vordere Oberschenkel	1	4	2	4	ok
Seitliche Oberschenkel	2	8	5	3	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	0.8	1.7	1.2	1.9	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	0.5	0.9	0.7	0.5	ok
Vordere Oberschenkel	0.6	2.9	1.7	2.1	ok
Seitliche Oberschenkel	-	-	-	-	-
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	13.0	18.6	15.5	13.9	ok
Mittlere Oberschenkel	8.1	10.9	9.0	7.7	Nicht ok
Vordere Oberschenkel	3.6	9.6	6.4	6.7	ok
Seitliche Oberschenkel	4.0	9.1	6.5	4.7	ok

4.1.2.8.3 Gilt das Modell für verschiedene Oberschenkelhaltungen?

Die Frage, ob das Modell auch für verschiedene Oberschenkelhaltungen gilt, soll mit dem Versuch auf der Holzplatte in Haltung 1 und 2 (Varianten „H1“ und „H2“) untersucht werden. Für die Variante „H2“ konnte die Berechnung bereits für die Lastverteilung bestätigt werden. Demzufolge werden hier die Ergebnisse für Variante „H1“ vorgestellt. „H1“ ist die Haltung mit wenig Kontakt der vorderen Oberschenkel zum Sitz. Das ausgewählte Inkrement der Berechnung hat eine Gesamtlast von 524 N auf der Holzplatte, die Versuchswerte liegen zwischen 470-580 N.

Qualitativ sehen sich die Druckverteilungen aus Abbildung 38 ähnlich. Der quantitative Vergleich (vgl. Tabelle 25) der simulierten Druckverteilung mit den Versuchsergebnissen zeigt, dass das Modell den Parameter der prozentualen Last gut wiedergibt: die Lastverteilungen liegen für alle Körperbereiche im Variationsbereich der Versuche. Der Gradient wird vom Modell nicht korrekt wiedergegeben. Auch der maximale Druck ist im Gesäß niedriger und in den vorderen Oberschenkeln höher als die Versuchswerte.

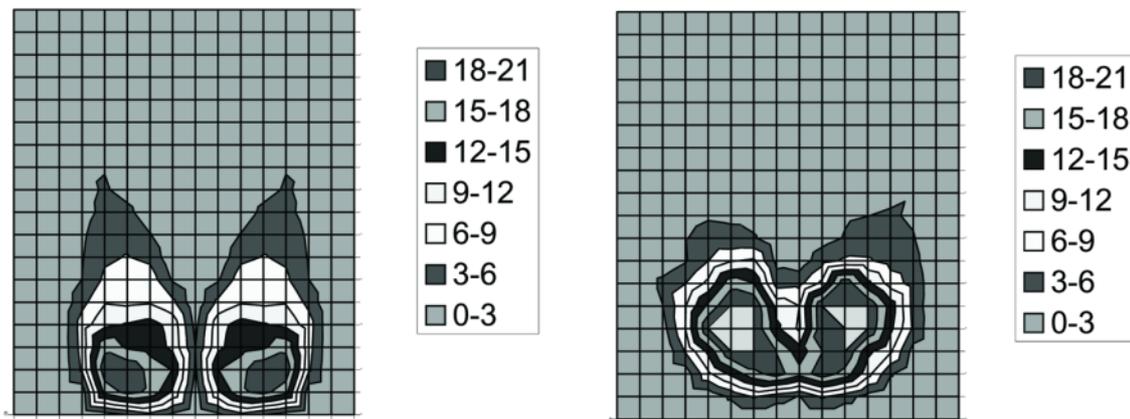


Abbildung 38: Vergleich der Druckverteilungen auf der Holzplatte mit angezogenen Oberschenkeln (Variante „H1“): links Simulation, rechts exemplarische Druckverteilung einer Messung. Druck ist in kPa angegeben.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 25: Vergleich der Berechnungsergebnisse auf der Holzplatte mit den Versuchswerten der drei Probanden (Variante „H1“)

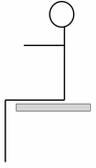
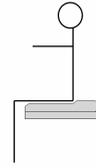
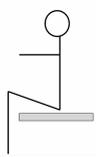
	Versuch			Simulation	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	39	50	45	42	ok
Mittlere Oberschenkel	2	9	5	8	ok
Vordere Oberschenkel	0	1	0	1	ok
Seitliche Oberschenkel	0	1	0	0	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	2.7	3.7	3.3	4.3	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	0.2	1.2	0.5	0.5	ok
Vordere Oberschenkel	0.0	0.0	0.0	0.1	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	-	-	-	-	-
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	26.6	26.6	26.6	20.6	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	2.2	10.0	4.5	6.1	ok
Vordere Oberschenkel	0.0	0.2	0.0	2.1	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	0.0	1.5	0.4	0.4	ok

4.1.2.9 Diskussion der Validierung

Wie bereits erwähnt, sollte das Modell für alle wichtigen Parameter (prozentuale Lastverteilung, Gradient und maximaler Druck) validiert werden. Die Druckverteilungen der drei Varianten konnten für die prozentuale Lastverteilung in allen Körperbereichen bestätigt werden (vgl. Tabelle 26). Damit ist das Berechnungsmodell für die prozentuale Last bezüglich unterschiedlicher Oberschenkelformen, Haltungen und Sitzhärten validiert. Für den Gradienten und den maximalen Druck stimmen die berechneten Werte nur zum Teil mit den Versuchswerten überein. Dies hat zur Folge, dass eine absolute Bewertung der berechneten Ergebnisse mit dem Modell aus Kapitel 3 nur mit der prozentualen Last möglich ist. Eine relative Bewertung von Sitzvarianten ist jedoch auch mit dem Gradienten und dem maximalen Druck möglich, da das Diskomfortmodell aus Kapitel 3 angibt, dass der Gradient und der maximale Druck so klein wie möglich sein sollten. Da die spätere Anwendung eines solchen Berechnungsmodells in der Praxis meistens der Vergleich von mehreren Alternativen sein dürfte, erfüllt dieses Modell die nötigen Anforderungen.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 26: Zusammenfassung der Validierungsergebnisse

Bezeichnung		Prozentuale Last	Gradient	Maximaler Druck
H2		validiert	Nicht validiert	Nicht validiert
S2		validiert	Nicht validiert	Nicht validiert
H1		validiert	Nicht validiert	Nicht validiert

4.1.3 Modellanwendung

Die Anwendung des Modells soll exemplarisch zeigen, wie das Berechnungsmodell in der Realität eingesetzt werden kann. Ausgangspunkt ist ein Sitz, der lediglich über eine Längsverstellung und nicht über eine Neigungsverstellung verfügt. Nun soll die Fragestellung untersucht werden, welchen Neigungswinkel der Oberschenkel haben soll, so dass für einen mittleren Mann eine nach Kapitel 3 gute Druckverteilung resultiert. Als Beurteilungsgröße für einen minimalen Diskomfort wird die prozentuale Last herangezogen.

4.1.3.1 Sitzmodell

Das Berechnungsmodell (vgl. Abbildung 39) wurde von BMW erstellt und repräsentiert einen Sitz eines Fahrzeugs der oberen Mittelklasse. Dieses Modell wurde ursprünglich für die Crashberechnung erstellt und besteht komplett aus Finiten Elementen (insgesamt 48.000). Da für die Einsitzsimulationen davon ausgegangen werden kann, dass der Rahmen keinerlei Deformationen erfährt, wird er für diese Simulationen als starr angenommen. Die Federn, Dämpfer und das Schaummodell sind deformierbar und mit Daten aus Materialprüfungen modelliert. Das Sitzmodell verfügt über keinen Bezug. Die Materialien wurden einzeln validiert, jedoch nicht als Komplettsystem.

4.1.3.2 Erweiterung des Oberschenkelmodells

Für das Anwendungsbeispiel wird das Modell für den Oberschenkel gespiegelt und so ein Modell für beide Beine und das komplette Becken erstellt. Die

Beinöffnung wird so gewählt, dass der Knieabstand in etwa 200 mm beträgt. Diese Modellierung wurde in HyperMesh durchgeführt.

4.1.3.3 Durchführung der Berechnung

Für die Berechnung wird das Modell (Gesäß und beide Oberschenkel) mittig über der Sitzbreite ausgerichtet. Die Längsposition wird so gewählt, dass das Ende des Beckens gerade die Rückenlehne berührt. Die Modellierung des Einsitzvorgangs erfolgt über eine weggesteuerte Bewegung des Oberschenkels von oben in den Sitz bis die nötige Gesamtkraft erreicht ist. Dabei ist der Sitz am Sitzgestell raumfest eingespannt. Die Berechnung der nötigen Gesamtkraft erfolgt mit einem mechanischen Ersatzmodell des sitzenden Menschen, das basierend auf dem Modell von Stumbaum (1983) für weiche Sitze erweitert wurde. Das Modell ist im Anhang beschrieben.

Die Berechnung erfolgt mithilfe der Software PamCrash (ESI).

4.1.3.4 Durchführung und Ergebnisse der Haltungsoptimierung

Als Startpunkt für die Haltungsoptimierung wird der Oberschenkel in einer Neigung von 25° zur Horizontalen über dem Sitz positioniert. In dieser Haltung bringt ein Mann des 50. Perzentils der Körpergröße (Gesamtgewichtskraft 785N) nach dem erweiterten Modell von Stumbaum ca. 635 N auf die Sitzfläche.

Diese Haltung liefert bei der Berechnung eine Druckverteilung mit einer Last von 45% je Sitzbeinhöcker, 5% für den Bereich der mittleren Oberschenkel (ein Bein) und keine Last für die seitlichen und die vorderen Oberschenkel (vgl. Abbildung 40). Die Gesamtkraft der Finite Elemente Berechnung beträgt 651 N.

Nun wurde die Neigung des Oberschenkelmodells zum Sitz reduziert bis bei einer Neigung von 11° zur Horizontalen ein Optimum erreicht war. Nach dem erweiterten „Stumbaum-Modell“ belastet hier ein mittlerer Mann die Sitzfläche mit ca. 688N. Es wurde das, diesem Wert am nächsten liegende, Berechnungsincrement mit 686 N Gesamtkraft auf die Sitzfläche ausgewählt. Die resultierende Druckverteilung weist je Sitzbeinhöcker 29%, pro mittlerem Oberschenkel 13%, pro vorderem Oberschenkel 4% und pro seitlichem Oberschenkel 4% Last auf. Dies liegt in den Optimalbereichen nach dem Modell von Kapitel 3 (vgl. Abbildung 40) von 24,5%-28,5% Last pro Sitzbeinhöcker, einer Last von <14% in den mittleren und einer Last von 3% in den vorderen Oberschenkeln. Bilder der optimierten Haltung können Abbildung 39 entnommen werden.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

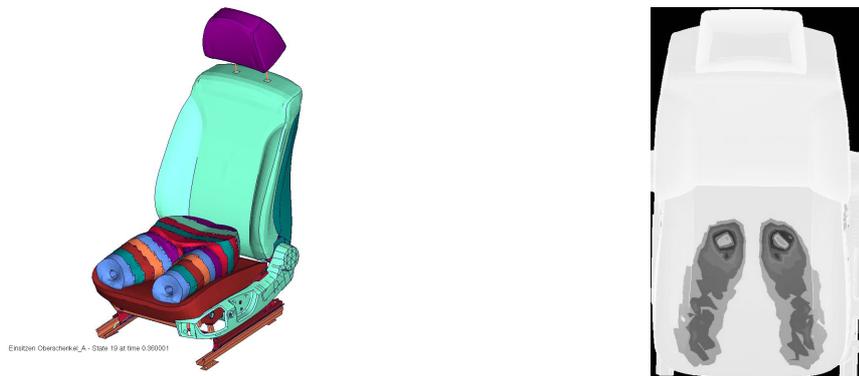


Abbildung 39: links Oberschenkelmodell auf Sitzmodell und rechts resultierende Druckverteilung

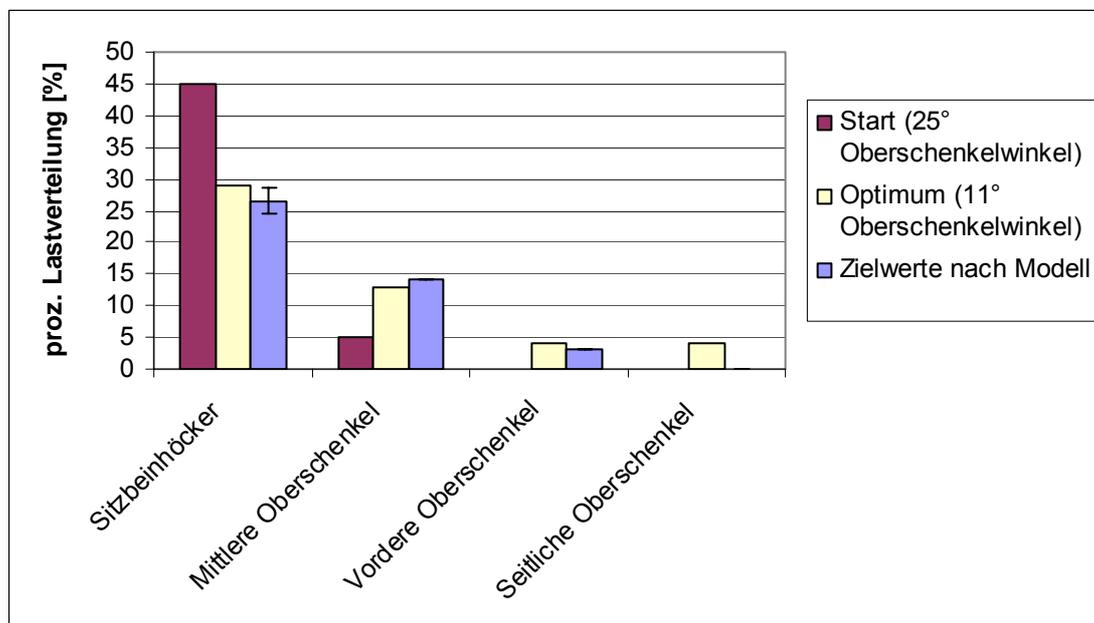


Abbildung 40: Übersicht über die Haltungsoptimierung, ausgehend von der Starthaltung zur optimierten Haltung mit den Zielvorgaben

4.1.3.5 Diskussion der Modellanwendung

Das Anwendungsbeispiel zeigt, wie das Modell in der Praxis eingesetzt werden kann. Das Ergebnis ist, dass ein Mann des 50. Perzentils in diesem Anwendungsfall einen Oberschenkelwinkel von 11° zur Horizontalen einnehmen sollte. Mithilfe dieses Oberschenkelwinkels kann nun beispielsweise mit RAMSIS die komplette Haltung einer Person ermittelt werden. Mit der Restriktion, dass die Pedalerie fest ist, kann des Weiteren die Sitzlängsverstellung so ausgelegt werden, dass der Oberschenkelwinkel der Person 11° beträgt und damit eine optimale Druckverteilung auf dem Sitz erzeugt wird. Sollte es nicht möglich sein, die nötige Sitzlängsverstellung zu realisieren, dann müsste eine

Sitzneigungsverstellung eingebaut werden, um dennoch eine „optimale“ Druckverteilung erreichen zu können. Diese Neigungsverstellung könnte auch mit dem numerischen Modell ausgelegt werden.

4.1.4 Diskussion des numerischen Modells

In diesem Kapitel wurde ein Finite Elemente Modell des menschlichen Oberschenkels entwickelt. Ein möglicher Kritikpunkt des Vorgehens ist, dass die Oberschenkelform und die Knochen von unterschiedlichen Personen stammen. Da für dieses Modell die resultierende Druckverteilung auf einer Sitzfläche und nicht die inneren Spannungszustände im Zentrum des Interesses stehen, dürfte der Fehler durch die Kombination von zwei Datenquellen vernachlässigbar sein. Das hier beschriebene Vorgehen der Übertragung der Versuchsdaten auf das numerische Modell ermöglichte ein sehr einfaches Modell, das auf einem linear elastischen Materialgesetz basiert. Der Vorteil einer solch einfachen Modellierung liegt in einer kürzeren Berechnungszeit im Vergleich zu nicht linearen Materialgesetzen. Auf der Holzplatte benötigt eine Simulation mit diesem Modell lediglich 15 Minuten (Pentium 4, 2 GHz, 1GB Hauptspeicher). Damit konnte das Ziel eines schnellen Berechnungsmodells für kurze Optimierungsschleifen erreicht werden.

Die Validierung zeigt, dass die prozentuale Lastverteilung mithilfe des Modells korrekt berechnet werden kann, d.h. sie liegt im Variationsbereich von drei Versuchspersonen mit ähnlicher Oberschenkelform. Für den maximalen Druck und den Gradienten stimmen die berechneten Werte nur zum Teil mit den Versuchswerten überein. Dies könnte daran liegen, dass die Oberschenkelformen unterschiedlich waren. Die Versuche auf der Holzplatte zur Modellerstellung zeigen, dass die Versuchsperson, von der die Geometrie abgeleitet ist, auf der Holzplatte nur maximale Drücke zwischen 16 bis 26 kPa (vgl. Tabelle 21) erzeugte. Bei den Validierungsversuchen wurden bei keiner der drei Versuchspersonen solch niedrige maximale Drücke gemessen. Eventuell hätte das Berechnungsmodell mit der Person, von der das Modell abgeleitet ist, auch für den maximalen Druck bestätigt werden können. Aufgrund eines tödlichen Unfalls war es jedoch nicht mehr möglich, Versuche mit dieser Person durchzuführen. Aber ein qualitativer Vergleich von Sitzen ist mit diesem Berechnungsmodell uneingeschränkt möglich. Die Aussage, welche Sitzalternative niedrigere Gradienten oder maximale Drücke aufweist, genügt, um zu sagen, welcher Sitz einen niedrigeren Diskomfort hervorruft. Für eine Auslegung der Gesamtform (Länge, Sitzflächenneigung) ist die prozentuale Lastverteilung der wichtigere Parameter. So konnte die beispielhafte Anwendung

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

des Modells auch zeigen, wie mithilfe des numerischen Modells eine Sitzlängsverstellung ausgelegt werden kann. Ohne ein numerisches Modell ist diese beispielhafte Überprüfung/Auslegung erst mit einem real existierenden Sitz möglich und ein realer Prototyp ist erst spät im Entwicklungsprozess verfügbar. Außerdem können mit einem solchen Modell „Zahlenwerte“ für den Sitzdiskomfort ermittelt werden, die es den Sitzentwicklern erleichtern, ihre Änderungswünsche gegenüber anderen Fachabteilungen argumentativ zu vertreten. So ist eine Argumentation wie: „nach unserer Einschätzung bekommen wir Probleme, da die Fahrer wahrscheinlich zu wenig Unterstützung der Oberschenkel haben“ wesentlich weniger überzeugend als eine Aussage mit zahlenmäßiger Untermauerung: „das Berechnungsmodell zeigt, dass die Person in diesem Sitz mit 0% Last keine Unterstützung der vorderen Oberschenkel hat“.

4.2 Hardwaresitzdummy zur Bewertung von realen Sitzen

In diesem Kapitel wird die Entwicklung, Validierung und Anwendung eines Prüfkörpers zur Bewertung von realen Sitzen - hinsichtlich der Kräfteverteilung zwischen Mensch und Sitz - vorgestellt.

4.2.1 Anforderungen

Die Anforderungen, die ein realer Prüfkörper zur Bewertung von Sitzen erfüllen sollte, sind (vgl. Kapitel 1):

- korrekte Nachbildung des Weichteilverhaltens eines Menschen
- korrekte Nachbildung der äußeren Struktur eines Menschen
- Nachbildung der Körperabmessungen und der Gewichtsverteilung
- Erfassung der Kontaktkräfte zwischen Prüfkörper und Sitz

Die Erstellung des Prüfkörpers erfolgt am Beispiel eines Mannes des 50. Perzentils, der zwischen 20 und 30 Jahren alt ist.

4.2.2 Realisierung

4.2.2.1 Skelett

Das Grundgerüst bildet ein Aluminiumskelett. Dieses Skelett wurde am TÜV BASIS Institut entwickelt und gefertigt. Es verfügt über neun Gelenke: Kniegelenk (zweimal), Hüftgelenk (zweimal), ein Gelenk in der Wirbelsäule im unteren Rücken, Schultergelenk (zweimal), Ellenbogengelenk (zweimal). Die Gelenke verfügen jeweils über die anatomischen Freiheitsgrade.

4.2.2.2 Körpermaße und Gewichtsverteilung

Die Körpermaße des Dummys sind in Tabelle 27 zum Vergleich mit den Werten aus der Literatur bezüglich eines 50-Perzentil-Mannes aufgeführt. Zur Realisierung der korrekten Gewichtsverteilung wurden in den Schwerpunkten der Körpersegmente Stahlgewichte befestigt. Die korrekten Segmentmassen und die Lagen der Schwerpunkte wurden anhand von Daten aus der Literatur festgelegt (Clauser et al., 1969, Saziorski et al., 1984, RAMSIS entnommen aus Zenk, 2003). Die konkreten Segmentmassen und Schwerpunkte des Dummys können den Tabellen im Anhang (Tabelle 40 und Tabelle 41) entnommen werden.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 27: Maße des Dummies im Vergleich zur Literatur (RAMSIS: Referenzjahr 2003, Alter 18-70, Nationalität deutsch; HdE (1989): Referenzjahr 1995-98, Alter 20-25, unbekleidet, deutsch). Bei der Schulterhöhe im Sitzen sind in Klammern die Werte für den zusammengesunkenen Rücken angegeben auf die der Dummy ausgelegt wurde (87% der Schulterhöhe im aufrechten Sitzen, vergleiche hierzu Kapitel 3.1.4.3)

Maß	RAMSIS	HdE	Dummy
Schulterhöhe im Sitzen [mm]	625 (543)	642 (558)	588
Sitztiefe [mm]	514	509	530
Sitzflächenhöhe [mm]	480	465	485
Hüftbreite [mm]	343	354	340

4.2.2.3 Modellierung Weichteile

Die Modellierung des Weichteilverhaltens wird mittels einer Kombination aus Wassertaschen und Silikon bewerkstelligt. Die Wassertaschen, die aus Neopren hergestellt werden, sollen das Verhalten von großen Muskelpaketen wiedergeben. Dies sind die Oberschenkel- und die Gesäßmuskeln. Aus diesem Grund gibt es vier Wassertaschen. Befestigt werden die Wassertaschen direkt an Metallplatten am Skelett. Die Metallplatten verhindern, dass die Wassertaschen bei Belastung nach oben ausweichen. Anschließend werden die Wassertaschen und das Skelett mit Silikon vergossen.

4.2.2.4 Äußere Form

Für die äußere Form des Rückens, des Gesäßes und der Oberschenkel wird eine Gipsform angefertigt. Versuchspersonen werden dazu in sitzender Haltung eingegipst. Die Form wird über mehrere Probeabgüsse zur endgültigen Form optimiert.

4.2.2.5 Sensorik

Die Sensorik des Dummies besteht aus drei Systemen (vgl. Abbildung 41): zum Ersten aus Foliensensoren, die die Druckverteilung an der Oberfläche messen, zum Zweiten aus Spitzenkraftsensoren, die den Druck an der knöchernen Struktur messen und zum Dritten aus kombinierten Druck-/Scherkraftsensoren, die ebenfalls den Druck an der knöchernen Struktur messen. Die Dreiteilung wurde vorgenommen, da die Foliensensoren zwar über eine sehr geringe Baugröße verfügen aber relativ ungenau messen. An Stellen, an denen Raum für größere und genauere Sensoren ist, wird dieser auch genutzt. So sind unter den beiden Sitzbeinhöckern zwei Druck-/Scherkraftsensoren eingebaut, am Beckenkamm drei Druck-/Scherkraft- und vier Spitzendrucksensoren und entlang der Wirbelsäule vier Spitzendrucksensoren. Die Druck-/Scherkraftsensoren verfügen

über die gleichen Drucksensoren, wie die Spitzendrucksensoren, zusätzlich können sie in zwei Raumrichtungen Scherkräfte messen. Im Laufe der Entwicklung stellte sich allerdings heraus, dass Scherkräfte die Silikonhaut beschädigen und aus diesem Grund dürfen keine Scherkräfte auf die Oberfläche des Dummys wirken. Dies macht es unmöglich, Scherkräfte mit diesen Sensoren zu messen.

Das Messprinzip der Foliensensoren beruht auf der Widerstandsänderung in einer Tintenschicht. Das Messprinzip der Spitzen- und Druck-/Scherkraftsensoren basiert auf Dehnungsmessstreifen (DMS).

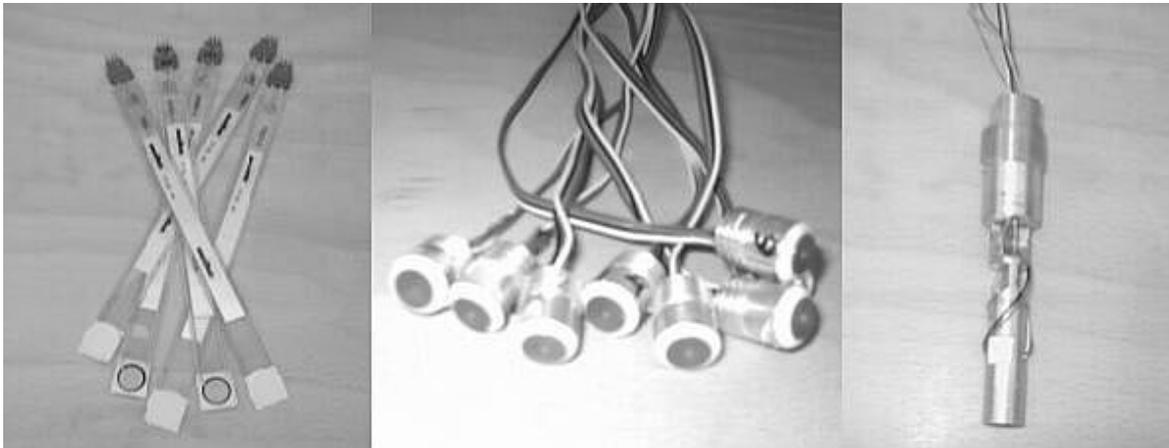


Abbildung 41: Sensortypen des Dummys von links nach rechts: Foliensensoren, Spitzendrucksensoren, Druck-/Scherkraftsensoren

Um deutliche Signale an den Sensoren zu erhalten, werden auf die Messflächen Scheiben (Pucks) aus Hartplastik (Durchmesser 8,5 mm, Dicke 2 mm) aufgelegt. Vorversuche zeigten, dass ohne diese Pucks die Signale der in Silikon eingegossenen Sensoren so niedrig sind, dass sie nur geringfügig über dem „Grundrauschen“ der Sensoren liegen.

4.2.2.6 Einbau und Verschaltung der Sensorik

Die Foliensensoren werden in einer rechteckigen Matrix mit fünf Zentimeter Kantenlänge an der Oberfläche des Dummys befestigt. Da die Dicke des Silikons über dem Sensor einen großen Einfluss auf die Messgenauigkeit hat, wird eine Silikonhaut mit einer gleichmäßigen Dicke von 0,6 Millimetern hergestellt. Diese wird zwischen Gipsschale und Sensoren gelegt, so dass jeder Foliensensor die gleiche Silikondicke nach außen hat. Zwischen dieser Silikonhaut und dem Sensor wird nach dem Vergießen der oben genannte Puck eingefügt. Die Spitzendrucksensoren werden direkt in das Skelett des Dummys eingeschraubt.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Die Positionen der Sensoren können dem Anhang (Anhang, Abbildung 72 und Abbildung 73) entnommen werden.

Der Datenfluss von den Sensoren bis zum Messrechner soll durch Abbildung 42 veranschaulicht werden. Die 175 Foliensensoren, acht Spitzendrucksensoren und fünf Druck-/Scherkraftsensoren werden in 24 Sensorkästen verstärkt und über einen Multikontaktstecker und ein Datenkabel in die Messkarten des Messrechners gespeist. Mithilfe der Software LabView (National Instruments) werden die Signale ausgelesen und per TCP/IP-Protokoll an einen zweiten Rechner geschickt, der die Daten visualisiert. Die Abtastung der gesamten Druckverteilung erfolgt mit einer Frequenz von ca. 1 Hz.

Für die Foliensensoren ist eine komplizierte Schaltung nötig, um gute Drucksignale am Messrechner zu erhalten. Diese ist im Anhang in Abbildung 74 abgebildet. Die Signale der Spitzendruck- und Druck-/Scherkraftsensoren werden lediglich verstärkt und gemultiplext an die Messkarten übergeben.

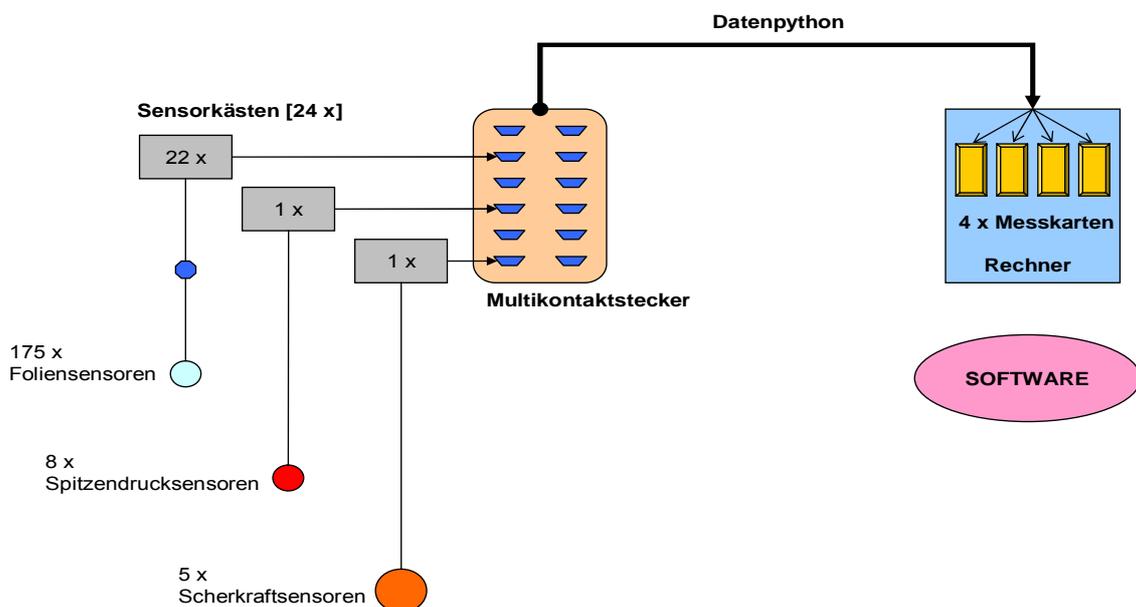


Abbildung 42: Übersichtsplan der Elektronik des Dummys (Zenk, 2004)

4.2.2.7 Kalibrierung der Sensoren

Die Sensoren werden mittels eines hochgenauen Sensors der Firma Kistler (Quarkraftsensor) kalibriert. Dieser ist vom Werk aus von 10 N bis -10 N geeicht. Der Kalibriervorgang läuft folgendermaßen ab: Der Kalibriersensor wird per Hand mehrmals auf den zu kalibrierenden Sensor gedrückt (von 0 N bis zum Maximalwert des Sensors). Die Kalibriersoftware nimmt zeitgleich die Signale des

zu kalibrierenden Sensors und des Kalibriersensors auf. Aus dem Abgleich der Messpunkte wird ein Kalibrierfaktor berechnet, der softwaretechnisch für die Kennlinie des jeweiligen Sensors abgespeichert wird. So erhält jeder Sensor seine eigene Kennlinie. Die Kalibrierung aller Sensoren nimmt ungefähr zehn Stunden in Anspruch.

4.2.2.8 *Zusammensetzung des Silikons*

Das Silikon zur Herstellung des Dummys wurde von Wacker Silicones bezogen und besteht aus Silikonmasse (Elastosil M4500), Silikonöl (AK35), Härter (T12) sowie schwefelfreiem Benzin. Insgesamt besteht der Dummy aus 22 kg Silikonmasse. Das Mischungsverhältnis der einzelnen Komponenten ist folgendermaßen: 72% Silikon, 24,5% Silikonöl, 2,5% Härter und 1% Benzin.

4.2.2.9 *Handling des Dummys*

Der Dummy wird mithilfe eines Kranes aus dem Ruhegestell in Sitze gesetzt. Dabei hängt er mit Ketten an einem Metallgestell. Dieses Metallgestell ist wiederum mit einem Haken am Kran befestigt. Der komplette Dummy ist in Abbildung 43 sitzend in einem Mockup zu sehen.

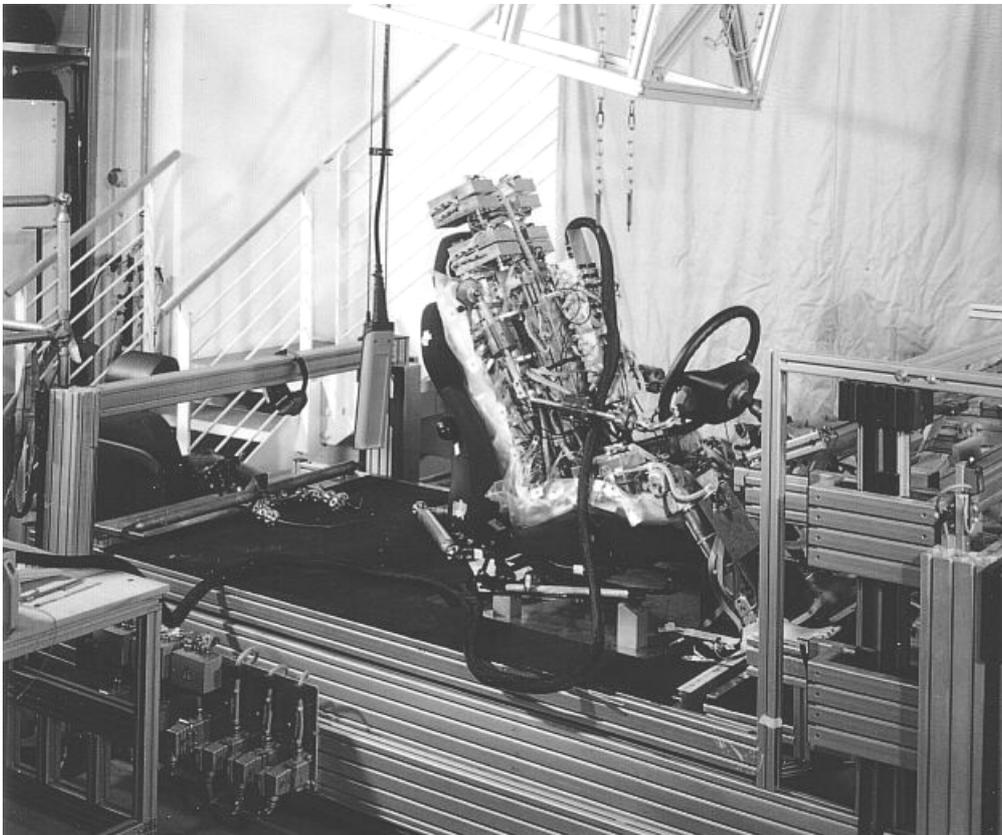


Abbildung 43: fertiger Dummy in einem Sitz (darüber: Kranvorrichtung)

4.2.3 Validierung

4.2.3.1 Validierungskonzept

Die Fragen, die durch die Validierung geklärt werden sollen, sind analog zur Validierung des Finite Elemente Modells:

1. Gilt der Dummy für vergleichbare Anthropometrien?
2. Gilt der Dummy für verschiedene Sitzhärten?
3. Gilt der Dummy für verschiedene Haltungen?
4. Messen die Sensoren des Dummys korrekt?

Ergänzt werden die Fragen noch um den Punkt, ob die Sensorik des Dummys korrekte Werte misst. Diese Fragen sollen mit dem Konzept aus Abbildung 44 geklärt werden. Analog zur Validierung des numerischen Modells werden jeweils zwei Messpunkte für die zwei Dimensionen Schaumhärte und Haltung untersucht. Für die Schaumhärte werden zwei Autositze ausgewählt (vgl. Kapitel 4.2.3.3). Die Haltungen sind wieder eine mit relativ horizontalen Oberschenkeln und die andere mit angewinkelten Oberschenkeln. Für die Anthropometrie werden drei Versuchspersonen ausgewählt, die möglichst nah an den Maßen des Dummys sind (vgl. Kapitel 4.2.3.2).

Die erste Frage, ob der Dummy die gleiche Druckverteilung wie Menschen mit vergleichbarer Anthropometrie erzeugt, soll mit Variante „A2“ (zur Erklärung der Abkürzung vgl. Abbildung 44) überprüft werden. Liegt die Druckverteilung des Dummys innerhalb des Variationsbereichs von drei Versuchspersonen auf einem Autositz mit angewinkelten Beinen, so kann gesagt werden, dass er auch für vergleichbare Anthropometrien richtige Druckverteilungen erzeugt. Der Variationsbereich geht dabei vom Minimal- bis zum Maximalwert, der bei den Versuchen registriert wird.

Die zweite Frage, ob der Dummy auf unterschiedlichen Sitzen korrekte Druckverteilungen produziert, soll mit den beiden Varianten „A2“ und „H2“ (zur Erklärung der Abkürzung vgl. Abbildung 44) geklärt werden. Liegt der Dummy für beide Varianten im Variationsbereich, so ist er für unterschiedliche Sitze validiert.

Die dritte Frage nach der Gültigkeit für unterschiedliche Haltungen, soll mit einem Vergleich der Varianten „A1“ und „A2“ (zur Erklärung der Abkürzung vgl. Abbildung 44) auf dem Sitz 2 erfolgen. Liegt der Dummy für beide Haltungen

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

innerhalb des Variationsbereichs der drei Versuchspersonen, dann ist er auch für unterschiedliche Haltungen bestätigt.

Für die Klärung der vierten Frage wird der Dummy auf einem Autositz (Sitz 2, horizontale Beine) platziert und die Druckverteilung zeitgleich mit der Druckmessmatte und der Sensorik des Dummys aufgezeichnet. Ergeben sich die gleichen Druckwerte, so ist die Sensorik validiert.

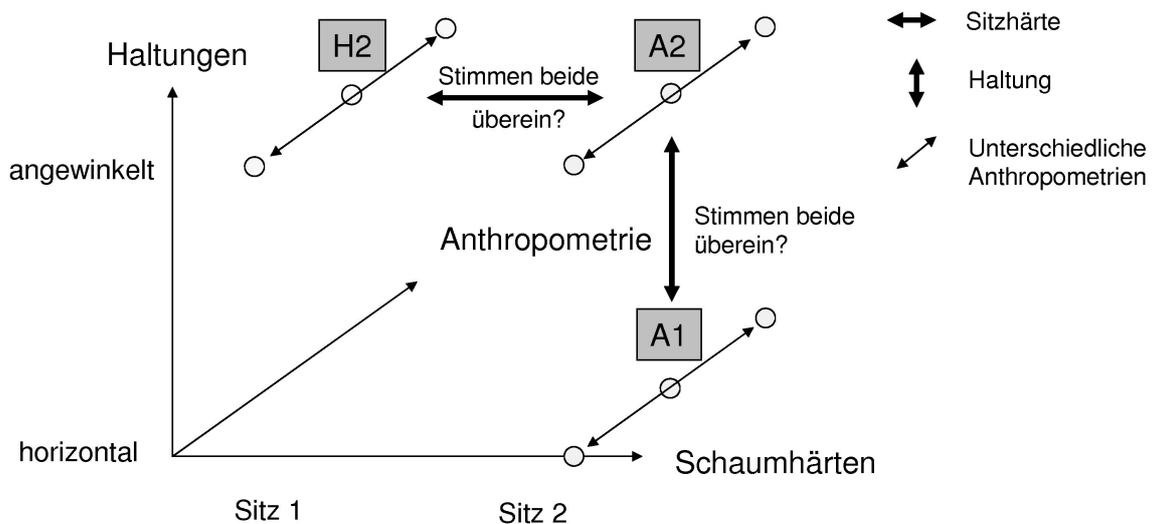


Abbildung 44: Validierungskonzept für den Dummy

4.2.3.2 Versuchspersonen

Die Gruppe der Versuchspersonen bestand aus drei Männern, die nahe am Körperbau des Dummys lagen. Die Daten der Versuchspersonen können der Tabelle 28 entnommen werden.

Tabelle 28: Daten der Versuchspersonen für die Validierung des Dummys und Werte des Dummys

	VP1	VP2	VP3	Dummy
Körpergröße [cm]	179	181	180	178
Gewicht [kg]	75	80	72	77

4.2.3.3 Sitze und Mockup

Bei Sitz 1 handelt es sich um den Sitz eines Fahrzeuges der unteren Mittelklasse mit Stoffbezug, bei Sitz 2 um den Fahrersitz eines oberen Mittelklassefahrzeuges, ebenfalls mit Stoffbezug. Die beiden Sitze wurden im Package³ des jeweiligen

³ Geometrische Anordnung von Sitz zu Pedalen und Lenkrad

Fahrzeuges in einem Mockup eingebaut. Dabei kam ein mobiles Mockup zum Einsatz an dem der Sitz, das Lenkrad und die Pedalerie befestigt waren (siehe Abbildung 45). Die korrekte Position des Sitzes zur Pedalerie und zum Lenkrad wurde mithilfe einer Koordinatenmessmaschine auf das Mockup übertragen.

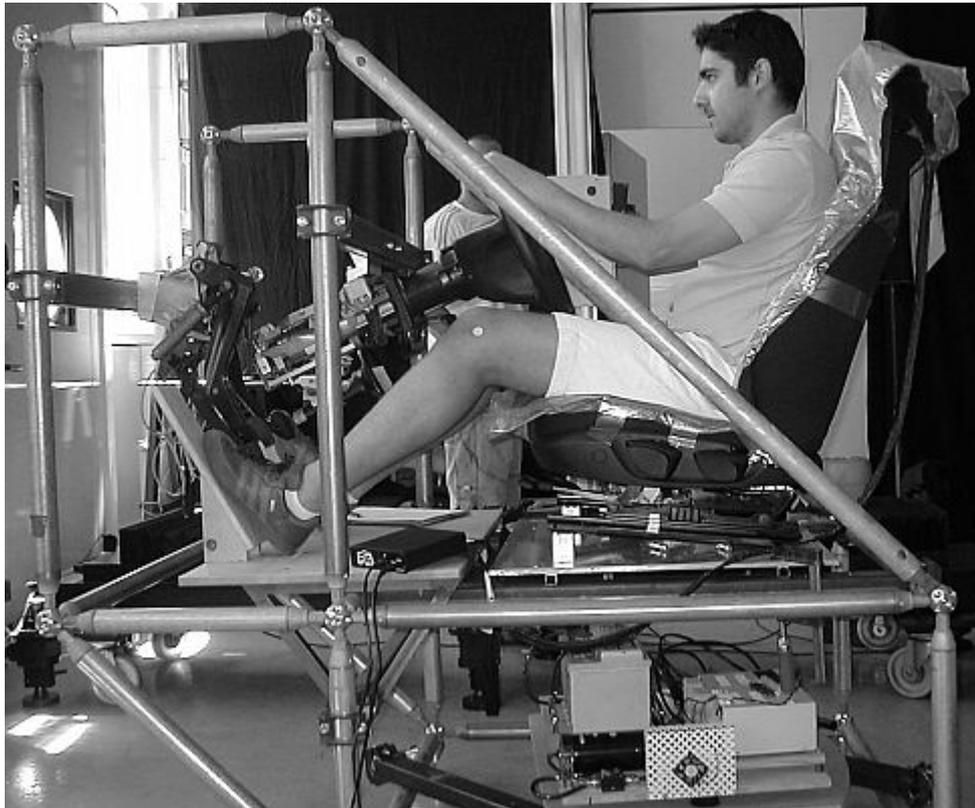


Abbildung 45: Mockup für die Validierungsversuche

4.2.3.4 Beschreibung der Versuche mit den Probanden

Für die beiden Haltungen wurden Markierungen an den Sitzschienen der Sitze angebracht, um für alle Versuchspersonen die gleichen Sitzeinstellungen zu gewährleisten. Zwischen den beiden Haltungen lag eine Sitzlängsverstellung von 120 Millimetern. Die Lehne wurde für alle Versuche auf eine feste Neigung von 68° zur Horizontalen eingestellt. Die Versuchspersonen durften an den Sitzeinstellungen nichts ändern. Der Knieabstand (von Knieinnenseite zu Knieinnenseite) betrug für alle Versuche 200 Millimeter. Die Versuchspersonen sollten das linke Bein auf die Fußablage und das rechte Bein auf das Gaspedal stellen. Die Hände sollten in neun und drei Uhr Haltung das Lenkrad greifen. Der Knie Drehpunkt und der Trochanter des rechten Beines der Versuchspersonen wurden mit Markern gekennzeichnet. Die Lage dieser beiden Punkte wurde für

jeden Versuch mit einer Koordinatenmessmaschine abgenommen. Als Referenzpunkt für die Messung diente der rechte vordere Sitzanschraubpunkt.

Die Druckmessungen erfolgten mit der Messmatte von FSA (vgl. Kapitel 3.4.1.4). Für jede Haltung mussten sich die Versuchspersonen sechsmal auf den Sitz setzen. Bei jedem Sitzen wurde für ca. vier Sekunden die Druckverteilung für die Sitzfläche und die Lehne aufgezeichnet.

4.2.3.5 Beschreibung der Versuche mit dem Dummy

Der Dummy wurde in exakt die gleichen Sitzeinstellungen gesetzt, wie die Versuchspersonen. Pro Haltung erfolgten drei Messwiederholungen. Bei Vorversuchen mit dem Dummy stellte sich heraus, dass die Positionierung der Arme schwierig ist und die Arme zudem die Sensoren des Dummies beschädigen. Aus diesem Grund wurden die Arme für die Versuche abgenommen. Damit konnte für die Versuche mit dem Dummy auf ein Lenkrad verzichtet werden. Die Erfassung der Druckverteilung des Dummies erfolgte mit dem Messsystem von FSA. Beim Dummy wurde analog zu den Versuchspersonen die Haltung mithilfe der Koordinatenmessmaschine abgenommen. Als Messpunkte dienten der Kniepunkt und der Trochanter des rechten Beines. Damit sollte überprüft werden, ob Dummy und Versuchspersonen die gleichen Haltungen einnehmen. Der Knieabstand des Dummies betrug analog zu den Versuchspersonen 200 Millimeter. Wie sich in Vorversuchen herausstellte, muss der Oberschenkelwinkel beim Dummy immer 2° größer als bei den Versuchspersonen gewählt werden, um vergleichbare Druckverteilungen zu erzeugen. Dies liegt vermutlich daran, dass beim Dummy der Oberschenkelknochen nicht ganz korrekt innerhalb des Oberschenkels, vor allem in Richtung Knie, positioniert ist. Die Haltung mit waagrechter Lage der Oberschenkel ergab einen Winkel der Oberschenkel der Versuchspersonen zur Horizontalen von ca. 16°; bei der angewinkelten Haltung waren es ca. 24°. Für die Validierung der Sensorik wird der Dummy fünfmal in den Sitz gesetzt und die Druckverteilung mit Messmatte und Dummiesensorik jeweils ca. 10 Sekunden aufgezeichnet.

4.2.3.6 Auswertung der Versuche

4.2.3.6.1 Versuchspersonen

Die Druckverteilungen werden bezogen auf die Körperbereiche ausgewertet (vgl. Kapitel 3.1.4.2). Als objektive Parameter werden ausgewertet: maximaler Druck, Lastverteilung und Gradient der Summenkurve. Für jede Haltung und für alle Versuchspersonen werden Mittelwert sowie Minimum und Maximum für jeden

Parameter in jedem Körperbereich berechnet. Damit ergibt sich ein Variationsbereich, der durch intra- und interindividuelle Faktoren entsteht. In diesem Variationsbereich muss die Druckverteilung des Dummies liegen.

4.2.3.6.2 Dummy

Für den Dummy erfolgt die Auswertung der Druckverteilung, die mit dem System von FSA gemessen wurde, analog zu obigem Punkt. Auch die Druckverteilung des Dummies wird bezogen auf die Körperbereiche ausgewertet. In jeder Haltung wird der Mittelwert über die drei Messungen gebildet.

Das dummyeigene Messsystem gibt die Parameterwerte für jede Messung am Ende als Textdatei aus.

Kriterium für die Validierung ist, dass der Mittelwert der drei Messungen des Dummies innerhalb des Variationsbereichs der Versuche mit den Versuchspersonen (drei Versuchspersonen mit jeweils sechs Messwiederholungen) liegen muss. Für die Validierung des Messsystems sollte der Mittelwert der fünf Messungen der Dummiesensorik und der FSA-Matte gleich sein ($p > 0,2$; vgl. Bortz, 1993).

4.2.3.7 Vergleich der Ergebnisse von Dummy und Versuchspersonen

4.2.3.7.1 Gilt der Dummy für ähnliche Anthropometrien?

Diese Frage wird mit den Versuchen auf Sitz 1 in der angewinkelten Oberschenkelhaltung überprüft. Die resultierenden Werte können der Tabelle 29 entnommen werden. Für die Lastverteilung liegt der Dummy in allen Körperbereichen innerhalb des Variationsbereichs der Versuchspersonen. Für diesen Parameter ist der Dummy bezüglich der Gültigkeit für ähnliche Anthropometrien validiert.

Beim Parameter Gradient der Summenkurve sind alle Körperbereiche bis auf die vorderen Oberschenkel korrekt. Hier liegt der Wert des Dummies nur knapp neben den Versuchswerten der Personen. Folglich zeigt der Dummy auch für diesen Parameter seine Gültigkeit hinsichtlich unterschiedlicher Anthropometrien.

In Bezug auf den maximalen Druck liegt der Dummy in sechs von zehn Körperbereichen im Variationsbereich der Versuchspersonen. Im Gesäß, den mittleren und den vorderen Oberschenkeln liegen die maximalen Drücke geringfügig über den Werten der Versuchspersonen. Für den Bereich des Steißbeins ist der maximale Druck etwas zu niedrig. Damit kann festgehalten

werden, dass der Dummy in der Sitzfläche zu hohe maximale Drücke erzeugt. Für die Lehne stimmen die Werte des Dummys.

Insgesamt kann festgehalten werden, dass der Dummy bezüglich Sitz 1 und der Haltung mit angewinkelten Oberschenkeln Werte liefert, die in Bezug auf die prozentuale Lastverteilung und den Gradienten im Variationsbereich der Versuchspersonen liegen.

4.2.3.7.2 Gilt der Dummy für verschiedene Sitzhärten?

Um nun den Dummy für verschiedene Sitzhärten zu bestätigen, wird überprüft, ob die Druckverteilungen des Dummys auch für Sitz 2 in der angewinkelten Oberschenkelhaltung korrekte Werte liefern. Die resultierenden Werte sind in Tabelle 30 zu finden.

Bezüglich der Lastverteilung liegt die Druckverteilung des Dummys in allen Körperbereichen innerhalb der Variationsbereiche der Versuchspersonen. Damit ist der Dummy in Bezug auf die Lastverteilung auch auf Sitz 2 in der angewinkelten Oberschenkelhaltung validiert.

Der Gradient der Summenkurve stimmt für alle Körperbereiche mit Ausnahme der vorderen Oberschenkel und des oberen Rückens. Hier liegen die Werte des Dummys knapp um jeweils 0,1 kPa/mm außerhalb der Variationsbereiche. In fünf von sieben Körperbereichen liegt der Dummy in der Streuung der Versuche, deshalb kann festgehalten werden, dass der Parameter Gradient mit dem Dummy richtig wiedergegeben wird.

In Bezug auf den maximalen Druck stimmen die Werte für alle Körperbereiche bis auf die mittleren und vorderen Oberschenkel und den unteren Rücken überein. Aus diesem Grunde kann der Dummy bezüglich des maximalen Drucks eingeschränkt bestätigt werden.

4.2.3.7.3 Gilt der Dummy für verschiedene Haltungen?

Da der Dummy für Position „A1“ validiert werden konnte, erfolgt nun die Überprüfung des Punktes „A2“ (Sitz 2, horizontale Oberschenkel). Wenn der Dummy auch hier innerhalb der Variationsbereiche liegt, kann er für unterschiedliche Haltungen validiert werden.

Die ausführlichen Ergebnisse sind in Tabelle 31 zu finden. Für den Parameter prozentuale Lastverteilung liegt die Druckverteilung des Dummys in allen

Körperbereichen im Variationsbereich der Versuchspersonen. Damit kann der Dummy bezüglich dieses Parameters seine Validität zeigen.

Beim Gradienten der Summenkurve liegen die Werte des Dummys in allen Bereichen im Variationsbereich, bis auf die mittleren Oberschenkel. Somit stimmen sechs von sieben Körperbereichen.

Die maximalen Druckwerte liegen in der Sitzfläche durchweg zu hoch. Im Rücken stimmen die Werte des Dummys mit denen der Versuchspersonen in allen Körperbereichen mit Ausnahme des seitlichen Rückens überein. Somit ist der Parameter maximaler Druck für verschiedene Haltungen nur in Bezug auf den Rücken validiert.

4.2.3.7.4 Messen die Sensoren des Dummys korrekt?

Da nun überprüft wurde, ob der Dummy menschenähnliche Druckverteilungen erzeugt, bleibt als letztes noch die Frage, ob diese Druckverteilungen auch mit der Sensorik des Dummys korrekt gemessen werden können. Dazu erfolgt zunächst eine Betrachtung der prozentualen Lastverteilung. Die Sensoren des Dummys wurden dazu analog der Body Map in die 17 Bereiche eingeteilt.

Für die prozentuale Last liefert das Dummymesssystem andere Werte als die Messmatte (siehe Abbildung 46). Dies gilt ebenso für den maximalen Druck und für den Gradienten der Summenkurve. Somit kann die dummyeigene Sensorik nicht validiert werden.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 29: Ergebnisse des Dummys bezüglich verschiedener Anthropometrien („H2“: Sitz 1, angewinkelte Oberschenkel)

	Versuchspersonen			Dummy	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	32	42	34	34	ok
Mittlere Oberschenkel	2	8	7	8	ok
Vordere Oberschenkel	0	1	0	0	ok
Seitliche Oberschenkel	3	11	9	7	ok
Schultern	1	12	10	8	ok
Seitlicher Rücken	0	4	1	0	ok
Seitl. Beckenkamm	0	2	1	0	ok
Oberer Rücken	27	39	36	32	ok
Unterer Rücken	29	48	44	38	ok
Steißbein	1	13	6	5	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	1,2	2,0	1,0	1,4	ok
Mittlere Oberschenkel	0,5	1,1	0,9	0,8	ok
Vordere Oberschenkel	0,0	0,0	0,0	0,1	Nicht ok
Schultern	0,1	0,4	0,2	0,1	ok
Seitl.					
Beckenkamm/Steißbein	0,0	0,3	0,1	0,1	ok
Oberer Rücken	0,0	0,4	0,0	0,2	ok
Unterer Rücken	0,0	0,4	0,2	0,4	ok
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	14,5	18,0	15,2	19,2	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	3,2	7,8	7,1	11,2	Nicht ok
Vordere Oberschenkel	0,0	0,0	0,0	0,9	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	5,3	10,6	9,0	9,4	ok
Schultern	0,1	0,9	0,7	0,4	ok
Seitlicher Rücken	0,3	2,9	1,1	0,4	ok
Seitl. Beckenkamm	0,0	2,3	0,6	0,1	ok
Oberer Rücken	3,8	6,1	5,9	3,6	ok
Unterer Rücken	4,3	9,9	4,9	5,0	ok
Steißbein	1,1	4,8	2,3	0,7	Nicht ok

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 30: Ergebnisse des Dummys bezüglich verschiedener Sitze („A2“: Sitz 2, angewinkelte Oberschenkel)

	Versuchspersonen			Dummy	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	33	44	36	34	ok
Mittlere Oberschenkel	2	10	6	8	ok
Vordere Oberschenkel	0	0	0	0	ok
Seitl. Oberschenkel	3	10	8	8	ok
Schultern	0	11	5	7	ok
Seitlicher Rücken	0	1	0	0	ok
Seitl. Beckenkamm	0	7	1	0	ok
Oberer Rücken	18	34	29	31	ok
Unterer Rücken	32	50	44	42	ok
Steißbein	0	32	12	4	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	1,1	1,8	1,5	1,6	ok
Mittlere Oberschenkel	0,5	1,5	0,9	1,1	ok
Vordere Oberschenkel	0,0	0,0	0,0	0,1	Nicht ok
Schultern	0,1	0,4	0,2	0,2	ok
Seitl. Beckenkamm/Steißbein	0,1	0,7	0,2	0,1	ok
Oberer Rücken	0,2	0,5	0,2	0,1	Nicht ok
Unterer Rücken	0,2	0,6	0,4	0,3	ok
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	13,7	19,2	16,8	18,1	ok
Mittlere Oberschenkel	3,6	8,3	6,8	12,6	Nicht ok
Vordere Oberschenkel	0,0	0,0	0,0	0,5	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	5,4	10,7	8,7	10,7	ok
Schultern	0,0	6,1	2,6	2,4	ok
Seitlicher Rücken	0,0	1,2	0,2	0,4	ok
Seitl. Beckenkamm	0,0	4,0	1,0	0,2	ok
Oberer Rücken	3,6	6,3	5,1	3,6	ok
Unterer Rücken	6,0	8,6	7,4	4,4	Nicht ok
Steißbein	0,1	8,0	4,2	1,1	ok

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Tabelle 31: Ergebnisse des Dummys bezüglich verschiedener Haltungen („A1“: Sitz 2, horizontale Oberschenkel)

	Versuchspersonen			Dummy	Status
	Min	Max	Mittel		
Lastverteilung [%]					
Gesäß	28	36	30	29	ok
Mittlere Oberschenkel	8	12	11	10	ok
Vordere Oberschenkel	0	1	1	1	ok
Seitl. Oberschenkel	4	10	9	10	ok
Schultern	0	13	4	11	ok
Seitlicher Rücken	0	0	0	0	ok
Seitl. Beckenkamm	0	0	0	0	ok
Oberer Rücken	28	45	36	29	ok
Unterer Rücken	37	58	51	42	ok
Steißbein	0	5	3	0	ok
Gradient [kPa/mm]					
Gesäß	0,8	4,0	1,6	1,2	ok
Mittlere Oberschenkel	0,6	1,4	0,9	0,5	Nicht ok
Vordere Oberschenkel	0,0	3,0	0,4	0,5	ok
Schultern	0,2	0,3	0,2	0,2	ok
Seitl.					
Beckenkamm/Steißbein	0,0	0,3	0,1	0,0	ok
Oberer Rücken	0,1	0,3	0,2	0,2	ok
Unterer Rücken	0,3	0,5	0,5	0,3	ok
Maximaler Druck [kPa]					
Gesäß	11,2	15,1	13,6	18,0	Nicht ok
Mittlere Oberschenkel	5,6	9,5	7,8	11,2	Nicht ok
Vordere Oberschenkel	0,6	3,0	2,4	3,2	Nicht ok
Seitliche Oberschenkel	3,9	9,9	7,8	10,4	Nicht ok
Schultern	0,7	4,5	1,7	3,0	ok
Seitlicher Rücken	0,0	0,2	0,0	0,3	Nicht ok
Seitl. Beckenkamm	0,0	0,2	0,1	0,0	ok
Oberer Rücken	3,9	7,1	5,3	4,4	ok
Unterer Rücken	4,8	9,8	7,8	5,6	ok
Steißbein	0,0	2,2	1,7	0,0	ok

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

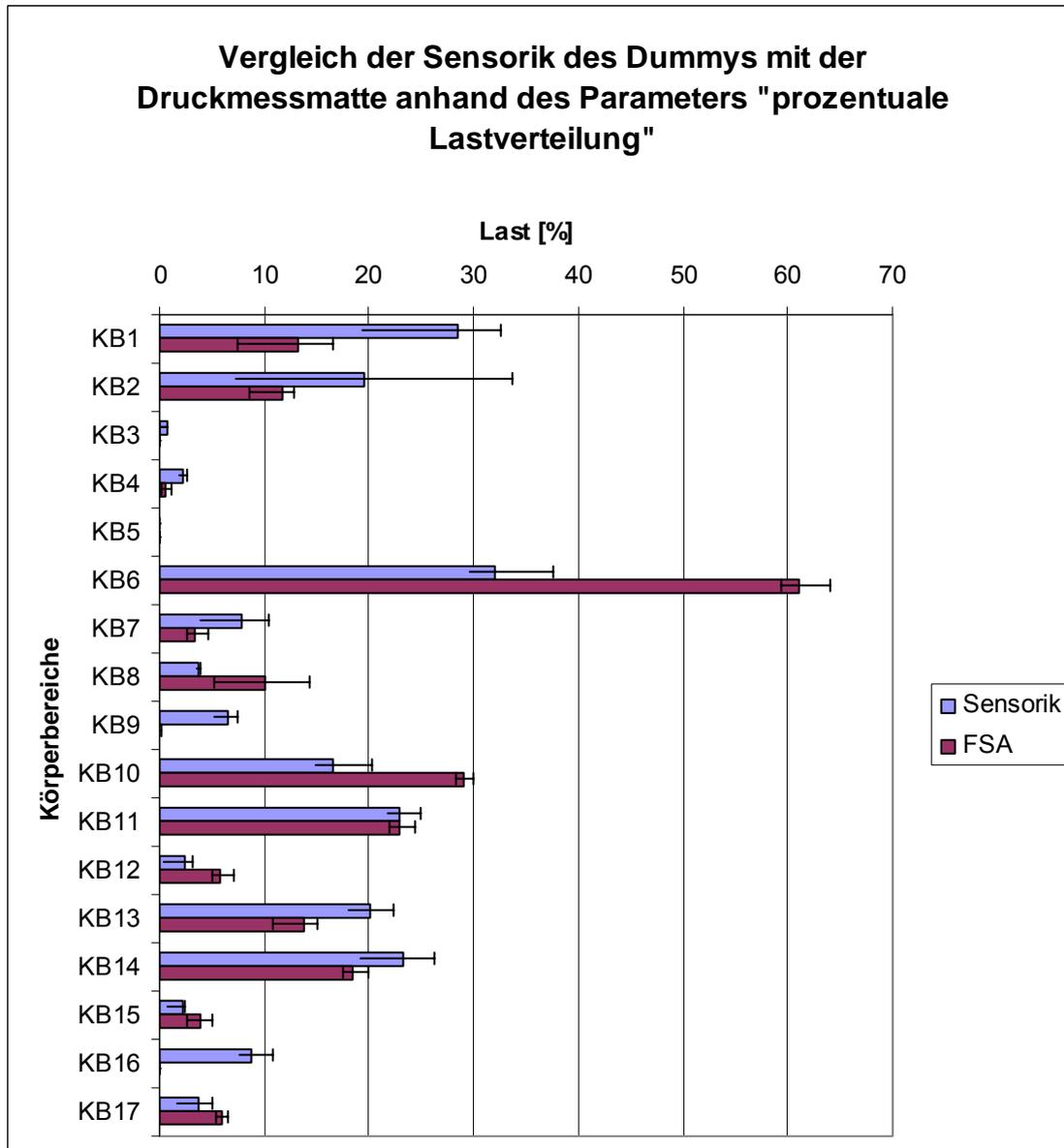


Abbildung 46: Ergebnisse des Vergleichs der dummyeigenen Sensorik gegenüber der FSA-Messmatte anhand des Parameters prozentuale Lastverteilung. (KB1/2: Schultern, KB3/5 seitlicher Rücken, KB4 oberer Rücken, KB6 unterer Rücken, KB7/9 seitlicher Beckenkamm, KB8 Steißbein, KB10/11 Gesäß, KB13/14 mittlere Oberschenkel, KB16/17 vordere Oberschenkel, KB12/15 seitliche Oberschenkel). Die Balken geben die Standardabweichung an.

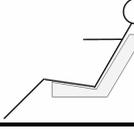
4.2.3.8 Diskussion

Die Ergebnisse der Validierung des Dummys sind nochmals in Tabelle 32 zusammengefasst. Dieser Tabelle kann entnommen werden, dass für die prozentuale Lastverteilung bei jedem der drei Überprüfungspunkte die Werte innerhalb des Variationsbereichs der Versuchspersonen liegen. Für den Gradienten sind es bei den drei Überprüfungspunkten 86% bzw. 71% der Körperbereiche, die validiert werden können. Dies ist ein zufrieden stellender Wert. Für den maximalen Druck liegen die Werte des Dummys oft höher als bei

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

den Versuchspersonen. Diesen Umstand muss man bei der Sitzbewertung berücksichtigen. Gelingt es somit, für den Dummy die Werte für den maximalen Druck unterhalb der Grenzwerte (vgl. Kapitel 3) einzustellen, dann sollten auch die Versuchspersonen unterhalb dieser Werte liegen. Damit stellt der Dummy tendenziell eine strengere Prüfung dar. Für die praktische Anwendung stellt dies allerdings kein Problem dar: Der schlimmste Fall wäre, wenn der Dummy als Ergebnis keinen Diskomfort anzeigen würde, die Versuchspersonen jedoch Diskomfort empfinden würden. Und eben dies ist aus oben genannten Gründen nicht möglich.

Tabelle 32: Zusammenfassung der Validierungsergebnisse bezüglich der Druckverteilung, die der Dummy erzeugt. Die Werte in Klammern geben den Prozentsatz der Körperbereiche an, für die die Druckverteilung des Dummys innerhalb des Variationsbereichs der Versuchspersonen liegt.

Bezeichnung		Prozentuale Last	Gradient	Maximaler Druck
Angezogene Beine, Sitz 1 (H2)		validiert (100%)	validiert (86%)	Nicht validiert (60%)
Angezogene Beine, Sitz 2 (A2)		validiert (100%)	validiert (71%)	validiert (70%)
Ausgestreckte Beine, Sitz 2 (A1)		validiert (100%)	validiert (86%)	Nicht validiert (50%)

Als Fazit lässt sich festhalten, dass der Dummy Druckverteilungen erzeugt, die für unterschiedliche Anthropometrien (nahe dem 50. Perzentil) gültig sind. Außerdem stimmen die Druckverteilungen des Dummys für die beiden untersuchten Haltungen mit denen der Versuchspersonen überein (bis auf Abweichungen beim maximalen Druck). Für die beiden unterschiedlichen Sitzhärten konnte der Dummy ebenfalls seine Gültigkeit zeigen.

Die dummyeigene Sensorik konnte nicht validiert werden. Ein Hauptproblem hierbei ist die Kombination verschiedener Sensoren. So gelang es nicht, die Foliensensoren sowie die im Gewebe liegenden Spitzen- bzw. Scherkräftensensoren aufeinander anzupassen. Deshalb wird für die Anwendung die Druckverteilung mit der Messmatte von FSA aufgezeichnet.

4.2.4 Anwendung

4.2.4.1 Problemstellung und Ziel

Der Dummy soll die Beurteilung von Sitzen in der Entwicklung objektiver und schneller ermöglichen, als dies mit Versuchspersonenstudien möglich wäre. Um die Anwendbarkeit des Dummys hierfür zu zeigen, werden drei Fahrzeugsitze aufgebaut, die optisch identisch sind. Diese Sitze unterscheiden sich vom Aufbau lediglich in der Schaumauflage auf der Sitzfläche. Der Sitzschaum von Sitz 3 ist um ca. 16% härter als der der beiden anderen Sitze. Bei den Lehnen liegt der Unterschied darin, dass Sitz 2 über eine pneumatische Lordosstütze verfügt, die anderen nicht. Bei Sitz 3 wird ein Aluminiumprofil im Bereich des mittleren Rückens hinter dem Schaumteil befestigt. Dadurch wird die Hinterfederung der Lehne blockiert.

Das Ziel dieser Studie ist es zu überprüfen, ob der Dummy in der Lage ist, die Unterschiede in den Sitzen schneller und genauso gut nachzuweisen, wie eine Probandenstudie.

4.2.4.2 Durchführung

4.2.4.2.1 Probandenstudie

Das Testkollektiv bestand aus 24 Personen (18 Frauen, 6 Männer) im Alter zwischen 21 und 37 Jahren. Die Personen waren zwischen 160 und 190 cm groß und zwischen 51 und 94 kg schwer.

Das Ziel der Versuche ist es zu ermitteln, welcher der drei Sitze von den Versuchspersonen beim statischen kurzzeitigen Sitzen am besten bewertet wird. Hierzu wird ein paarweiser Vergleich der drei Sitze durchgeführt. Dieses Versuchsdesign eignet sich gut für einen Vergleich, da das haptische Erinnerungsvermögen des Menschen nur auf wenige Sekunden beschränkt ist.

Die Versuchspersonen bekamen vom Versuchsleiter für jeden Sitzvergleich zwei Fragen gestellt:

- Welche Lehne ist angenehmer?
- Welche Sitzfläche ist angenehmer?

Nach der ersten Frage konnten die Versuchspersonen so oft zwischen den beiden Sitzen wechseln, bis sie sich ihre Meinung gebildet hatten. Danach kam die zweite Frage. Um Reihenfolgeeffekte auszuschließen, wurde ein

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

Versuchsplan erstellt. Für die drei durchzuführenden Vergleichstest gibt es sechs mögliche Reihenfolgen. Aus diesem Grund wurde als Versuchspersonenanzahl ein Vielfaches von sechs gewählt.

Die Auswertung der Aussagen erfolgt nach dem „Law of Comparative Judgement“ (vgl. Bortz, 1993). Mithilfe dieses Verfahrens werden aus den Urteilshäufigkeiten Skalenwerte berechnet. Diese werden auf den niedrigsten Skalenwert normiert - so, dass dieser Null wird. Danach kann aus den resultierenden Skalenwerten direkt die Reihenfolge, mit der die Sitze bewertet wurden, abgelesen werden. Außerdem repräsentieren die Skalenwerte auch direkt die Abstände der Objekte untereinander. Je höher der Skalenwert, desto besser wird der Sitz bewertet.

Die Ergebnisse können den Abbildungen (Abbildung 47 und Abbildung 48) entnommen werden. Für die Sitzfläche wurden die Sitze 1 und 2 nahezu gleich bewertet (Sitz 1: 0,59, Sitz 2: 0,7). Sitz 3 hingegen wird deutlich schlechter bewertet: der Unterschied zu Sitz 1 beträgt 0,6 Skalenwerte. Bei der Lehne ist das Bild ähnlich: Sitze 1 und 2 sind im Vergleich zu Sitz 3 ungefähr gleich bewertet (Sitz 1: 1,19 und Sitz 2: 1,48). Sitz 3 wird mit deutlichem Abstand am schlechtesten bewertet (Abstand von 1,19 Skalenwerten zu Sitz 1).

Zusammenfassend wird die härtere Sitzfläche von Sitz 3 schlechter bewertet als die weicher gepolsterten Sitze 1 und 2. Der Unterschied zwischen den Sitzen 1 und 2 ist so gering, dass eine Interpretation nicht sinnvoll ist. Bei der Lehne ist der Unterschied zwischen den Sitzen deutlicher als in der Sitzfläche: Sitz 3 mit der Aluminiumleiste hinter dem Polster wird schlechter bewertet als die beiden anderen Sitze. Der Unterschied zwischen den Sitzen 1 und 2 ist im Vergleich zu Sitz 3 gering.

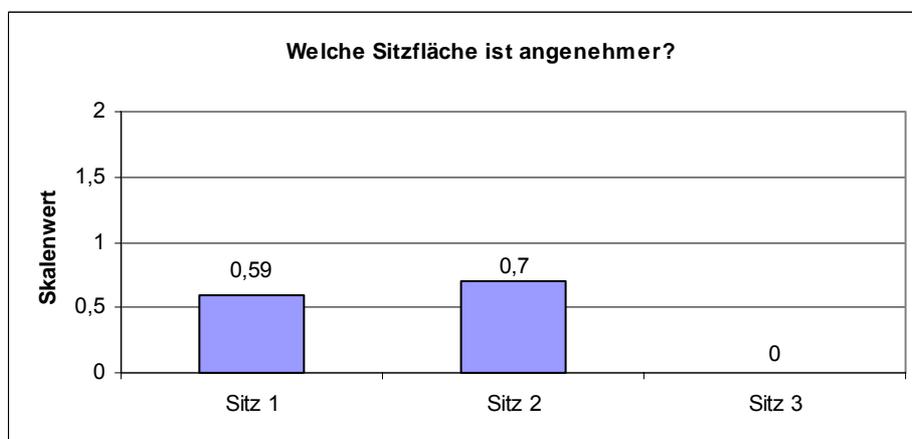


Abbildung 47: Ergebnisse der Bewertung der Sitzfläche durch die Probanden. Je höher der Wert, desto angenehmer wurde die Sitzfläche bewertet.

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

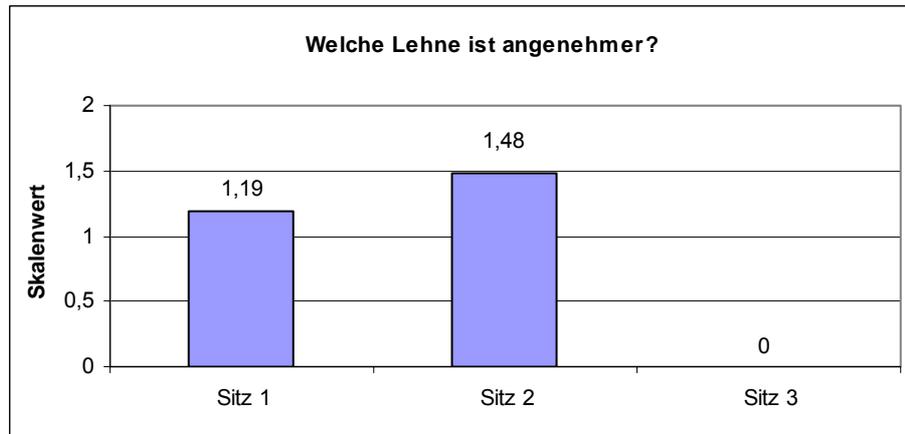


Abbildung 48: Ergebnisse der Bewertung der Lehnenfläche durch die Probanden. Je höher der Wert, desto angenehmer wurde die Lehne bewertet.

4.2.4.2.2 Dummy

Das Versuchsdesign für die Versuche mit dem Dummy ist folgendermaßen: Der Dummy wird in alle drei Sitze in jeweils gleicher Haltung gesetzt und die Druckverteilung wird mit der Messmatte von FSA gemessen. Die Druckverteilungen werden anschließend mit dem Modell aus Kapitel 3 interpretiert. Das heißt, je näher eine Druckverteilung an den Sollvorgaben ist, desto niedriger ist der zu erwartende Diskomfort.

Der Dummy wurde pro Sitz fünfmal in den Sitz gesetzt. Pro Positionierung wurde die Druckverteilung für circa vier Sekunden aufgezeichnet. Um eine reproduzierbare Positionierung zu erreichen, wurden bei jeder Messung verschiedene Punkte am Dummy mit einer 3D Koordinatenmessmaschine vermessen: die Schultern, die Hüfte und die Knie. Nur wenn der Dummy sich in kleinen Toleranzen um den Mittelwert aus mehreren Messwerten befand, wurde die Messung in die Auswertung mit aufgenommen. So sollte erreicht werden, dass die Messwerte eine geringe Streuung aufweisen.

Für die Auswertung werden die Druckdaten mithilfe der bereits bekannten Excelsoftware bezogen auf die Körperbereiche ausgewertet. Als Parameter wird hier die prozentuale Last herangezogen. Aus den fünf Messungen pro Sitz wird jeweils ein Mittelwert mit zugehöriger Standardabweichung berechnet. Unterschiede in den Druckverteilungen werden mithilfe von t-Tests (zweiseitig, ungepaart) überprüft ($p < 0,05$; korrigiert nach Bonferoni).

Die resultierenden prozentualen Lastwerte für die drei Sitze können der Abbildung 49 entnommen werden. Sitz 3 weicht in den Werten für die prozentuale Last von den beiden Sitzen 1 und 2 ab. Nach den t-Tests wird dieser qualitative Eindruck

Anwendung des Modells zur Auslegung und Bewertung von Sitzen

auch bestätigt: die Sitze 1 und 2 weisen in den Körperbereichen keine Unterschiede auf und Sitz 3 weicht von beiden Sitzen im Gesäß, in den mittleren Oberschenkeln und im oberen Rücken ab ($p < 0,05$). Für die Schultern, den unteren Rücken und die vorderen Oberschenkel sind die Unterschiede so gering, dass sie statistisch nicht nachweisbar sind. Im unteren Rücken sind ebenfalls statistisch keine Unterschiede nachweisbar.

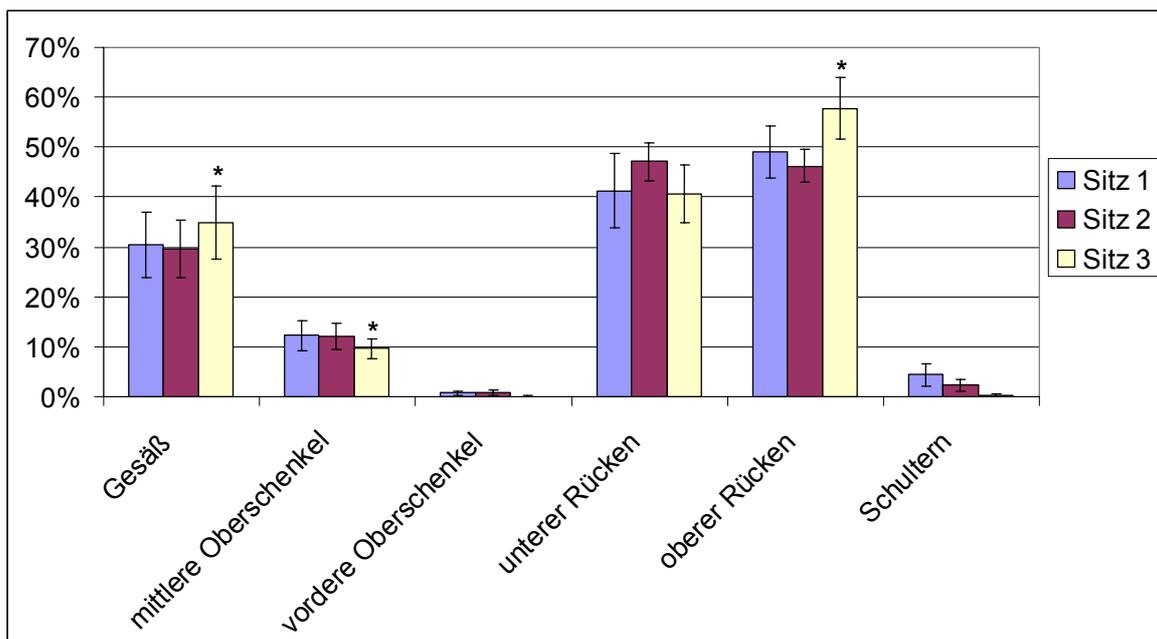


Abbildung 49: prozentuale Lastwerte des Dummys in den drei Sitzen (mit Standardabweichungen). Mit „*“ sind Körperbereiche mit signifikant unterschiedlicher Lastverteilung gekennzeichnet ($p < 0,05$).

Im Vergleich zur „idealen“ Druckverteilung, die im Kapitel 3 erarbeitet wurde, liegen die Sitze 1 und 2 im Gesäß näher an einer guten Druckverteilung als Sitz 3. Die Vorgabe für den oberen Rücken mit einer Last zwischen 20% und 50% erfüllen die Sitze 1 und 2. Sitz 3 liegt mit einem Mittelwert von 58% darüber. Nach den Messungen des Dummys rufen die Sitze 1 und 2 weniger Diskomfort hervor als Sitz 3. Die beiden Sitze 1 und 2 sind durch den Dummy nicht voneinander zu trennen.

4.2.4.3 Diskussion der Anwendung

Nach der Probandenstudie ist Sitz 3 der Sitz mit dem höchsten Diskomfort. Dieses Ergebnis liefert der Dummy kombiniert mit dem Diskomfortmodell ebenfalls. Die Sitze 1 und 2 können mithilfe der Probandenstudie nicht voneinander unterschieden werden. Auch hier liefert der Dummy ein vergleichbares Ergebnis. Der Zeitaufwand alleine für die Versuche lag bei beiden Studien bei ungefähr einem Arbeitstag. Berücksichtigt man allerdings die

Vorbereitungszeit für die Organisation der Versuchspersonen und die Tatsache, dass diese nicht immer verfügbar sind, werden die Stärken des Dummys deutlich.

4.2.5 Diskussion des Dummys

Das Ziel, einen Prüfkörper zur reproduzierbaren Druckverteilungsmessung und damit Bewertung von Sitzen zu entwickeln, konnte in diesem Projekt erreicht werden. Der Dummy erzeugt Druckverteilungen, die für die Parameter prozentuale Last und Gradient im Variationsbereich von Versuchspersonen mit ähnlichem Körperbau wie der Dummy liegen. Die Tatsache, dass die Druckverteilungen des Dummys mit denen von Versuchspersonen vergleichbar sind, eröffnet die Möglichkeit, das Diskomfortmodell aus Kapitel 3 in Kombination mit dem Dummy zu verwenden. Bei der dummyeigenen Sensorik ist es nicht gelungen, die verschiedenen Sensorsysteme korrekt zu kalibrieren. Auch stellte sich heraus, dass der Sensorabstand von 5 cm von einem Sensor zum nächsten zu groß ist. Deshalb wird der Dummy in Kombination mit der Druckmessmatte angewendet.

Das Anwendungsbeispiel zeigt, dass der Dummy in der Lage ist, auch geringe Unterschiede zwischen Sitzen zu erkennen. Des Weiteren kann er kombiniert mit dem Diskomfortmodell aus Kapitel 3 prognostizieren, welcher Sitz, bei einem Vergleich mehrerer Sitze, den höchsten Diskomfort hervorruft. Die Richtigkeit wurde mit einer Probandenstudie nochmals überprüft.

Damit steht mit diesem Dummy ein Werkzeug zur Verfügung, mit dem schnell und reproduzierbar Sitze auf den zu erwartenden Diskomfort untersucht werden können.

5 Vorstellung des Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts

Im Rahmen der bisherigen Arbeit wurden verschiedene Bausteine entwickelt, die in diesem Kapitel zu einem Verfahren zusammengeführt werden. Das Ziel war die Optimierung des Sitzkomforts vom Beginn der Entwicklung bis zum serienreifen Sitz. Dieses Verfahren ist in Abbildung 50 dargestellt. Die Auslegung beginnt bereits in der frühen Entwicklungsphase im CAD. Als Eingangsdaten zur Sitzauslegung werden die Packagedaten benötigt: Pedalerie, H-Punktverstellfeld, Lenkrad, Dach und Bodenblech für den Fußraum. Mit diesen Daten können mithilfe von RAMSIS die Haltungen für kleine Frauen, mittlere und große Männer berechnet werden. Die relevanten Ausgangsdaten sind die Gelenkwinkel der Beine und des Oberkörpers. Mit diesen Eingangsdaten und den Informationen über Personengewichte können mithilfe des erweiterten Modells von Stumbaum (vgl. Anhang 2) die Kräfte auf die Sitzfläche berechnet werden. Diese Kräfte bilden zusammen mit den Oberschenkelhaltungen den Eingang für die Finite Elemente Analyse mithilfe des entwickelten Oberschenkelmodells. Hier wird ausgehend von einem Grobentwurf des Sitzes die resultierende Druckverteilung berechnet. Die Bewertung findet mithilfe des in Kapitel 3 entwickelten Diskomfortmodells statt. Für die berechnete Druckverteilung findet die Bewertung nur mit den Richtwerten für die Lastverteilungen statt (vgl. Validierung des numerischen Modells, Kapitel 4.1.2). Ein Vergleich mehrerer Sitzalternativen kann auch mit dem maximalen Druck und dem Gradienten erfolgen. Die Optimierung findet hier so lange statt, bis die berechnete Druckverteilung möglichst nah an der „idealen“ Druckverteilung ist. Als Parameter können beim Sitz die Form (Länge, Breite, Kontur), die Steifigkeiten des Polsters oder die Sitzverstellung wie die Sitzflächenneigung erfolgen. In der virtuellen Phase beschränkt sich die Sitzoptimierung auf das Sitzkissen. Wie die Validierung des Diskomfortmodells zeigte, hat das Sitzkissen auch einen großen Einfluss auf den Diskomfort im Rücken. Deswegen dürfte es in der frühen Sitzentwicklungsphase ausreichend sein, das Sitzkissen zu betrachten. Dieser voroptimierte Sitz kann dann mit den Informationen des Designs (Abhefter, Form der Seitenwangen usw.) als Prototyp aufgebaut werden. Anschließend findet die Optimierung mithilfe des Dummys statt. Dieser steht repräsentativ für die Benutzergruppe der mittelgroßen Männer. So wird der Sitz mithilfe des Dummys für diese optimiert, indem die Druckverteilungen des Dummys im Sitz gemessen und mit dem Diskomfortmodell (aus Kapitel 3) interpretiert werden. Die Geometrie und die Polstersteifigkeiten können nun so lange angepasst werden, bis für den Dummy eine „ideale“ Druckverteilung resultiert. Im Anschluss daran erfolgt die weitere Sitzentwicklung mit Versuchspersonen, die die Randgruppen der Benutzer abdecken (z.B. kleine

Frauen, große Männer). Die Druckverteilungen der Versuchspersonen werden nun mit dem Diskomfortmodell interpretiert und es können so lange Änderungen am Sitz erfolgen, bis für diese Personengruppen ebenfalls „ideale“ Druckverteilungen vorliegen. Sind in diesem Schritt Änderungen erforderlich, schließt sich noch eine Überprüfung mit dem Dummy an. Kann ein Optimum für den Dummy und die Versuchspersonen gefunden werden, liegt ein optimierter Sitz vor. Im letzten Schritt erfolgt noch die abschließende Beurteilung des neu entwickelten Sitzes im Fahrversuch. Hier sollten sich dann keine Probleme bezüglich des durch die Druckverteilung hervorgerufenen Diskomforts ergeben. Ein weiterer Schritt Richtung Objektivierung wäre, wenn noch zwei zusätzliche Dummies entwickelt werden: die kleine Frau und der große Mann. Damit könnte die komplette Vorooptimierung eines Sitzes mit objektiven Prüfkörpern erfolgen.

Mithilfe des vorgestellten Prozesses ist eine durchgängige Sitzentwicklung möglich, mit der größere Diskomfortprobleme eines Sitzes bereits im CAD erkannt werden können. Dies ermöglicht den Aufbau eines bereits auf das spezielle Fahrzeug voroptimierten Sitzes. Die weitere Optimierung des Sitzes mit dem Dummy ermöglicht ein objektives, vergleichbares Verfahren, das unabhängig vom jeweiligen Sitzentwickler ist. Mit diesem Entwicklungsprozess könnten die Erprobungsfahrten reduziert und im Entwicklungsprozess zeitlich weiter nach hinten verlagert werden. Die Sitzentwickler können sich so in einem letzten Schritt auf die Feinabstimmung des Sitzes konzentrieren und müssten keine groben Fehler am „fertigen“ Sitz korrigieren. Das Resultat ist ein besserer Sitz in einer kürzeren Zeit.

Vorstellung des Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts

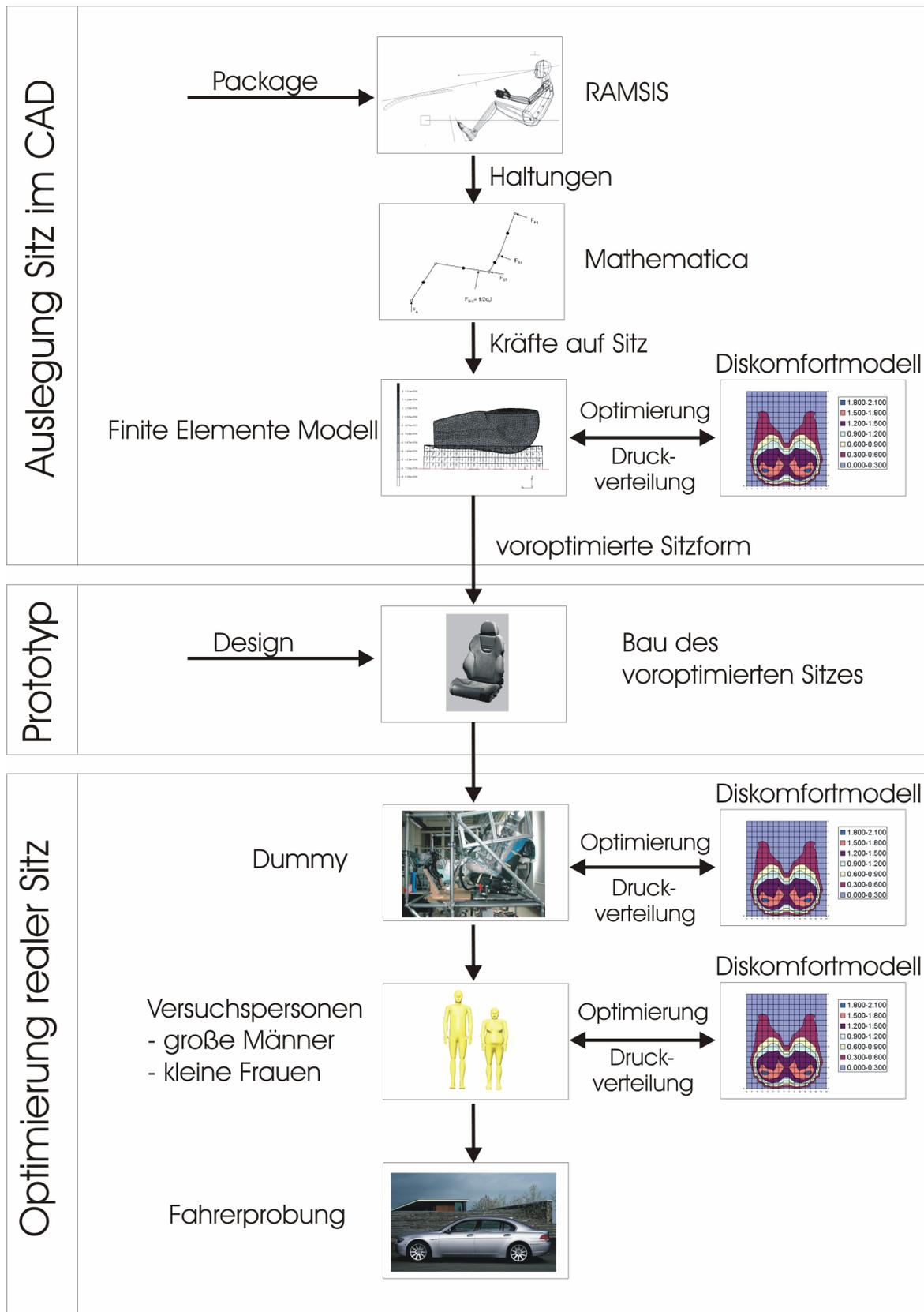


Abbildung 50: Darstellung des Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts

6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines Verfahrens zur Optimierung des Sitzkomforts in Automobilen. Um den eingebürgerten Begriff Komfort zu verwenden, wurde im Titel das Wort Sitzkomfort gewählt, obwohl bei genauer Definition im Rahmen der Arbeit der Diskomfort („Erleidensaspekt“) betrachtet wird (vgl. Definition von Zhang & Helander, 1996).

Der Literaturüberblick zeigte, dass die Druckverteilung einen großen Einfluss auf den Diskomfort beim Sitzen hat. Verschiedene Autoren fanden bereits einen Zusammenhang zwischen den Probandenurteilen und der Sitzdruckverteilung. Genaue Angaben, wie eine „ideale“ Druckverteilung aussehen soll und welche Parameter einer Sitzdruckverteilung für das Diskomfortempfinden ausschlaggebend sind, werden allerdings wenige bis keine angegeben.

Aus diesem Grund wurde in einer ersten Versuchsreihe untersucht, welche Parameter einer Druckverteilung am besten mit den subjektiven Aussagen korrelieren. Das besondere an der hier durchgeführten Datenauswertung ist, dass die Druckverteilungen körper- und nicht sitzbezogen ausgewertet wurden (vgl. auch Hartung, 2006). Als Ergebnis dieser Studie lässt sich festhalten, dass drei Parameter, die aus der Druckverteilung berechnet werden, ausreichen, um die Diskomfortwertungen der Probanden zu erklären. Diese sind: die prozentuale Lastverteilung, der Gradient der Summenkurve und der maximale Druck. In jedem Körperbereich, der für die Befragung benutzten Body Map (vgl. 3.1.1.1) werden diese Parameter berechnet. Die prozentuale Last gibt den Anteil der Gesamtlast an, der in dem entsprechenden Körperbereich aufgenommen wird. Beim Gradient der Summenkurve wird berechnet, wie sich die Druckverteilung entlang des Körpers (vom Gesäß zu den Knien bzw. vom Gesäß zu den Schultern) ändert. Der maximale Druck gibt den Maximalwert des Druckes pro Körperbereich an.

In einer zweiten Versuchsreihe wurden diese Parameter gezielt verändert, um Optimalbereiche für diese ermitteln zu können. In vielen Körperbereichen konnten Zusammenhänge und damit Richtwerte gefunden werden. Diese sind: das Gesäß, mittlere und vordere Oberschenkel, der obere Rücken und der Beckenkamm (vgl. Abbildung 24). Generell sind die Zusammenhänge für die Sitzfläche statistisch abgesicherter als für den Rücken. Ein Grund hierfür sind die relativ geringen Absolutlasten auf dem Rücken. So kommen in einer typischen Fahrhaltung in Autos etwa 70% der Gewichtskraft auf die Sitzfläche und nur etwa 10% auf den Rücken (Daten stammen aus der ersten Versuchsreihe).

Das entwickelte Modell konnte für den Kurzzeitdiskomfort in einer ersten Validierungsstudie gut bestätigt werden. In einem zweiten Schritt gelang darüber hinaus die Validierung des Modells für die Sitzfläche auch noch für den Langzeitdiskomfort (Fahrten über drei Stunden Dauer in einem Fahrzeug). Neben der Validierung des Modells konnte noch gezeigt werden, dass eine „optimale“ Druckverteilung in der Sitzfläche Rückenschmerzen reduziert. Hierbei spielt die Unterstützung der vorderen Oberschenkel eine entscheidende Rolle. Sitzeinstellungen mit zu wenig Unterstützung der vorderen Oberschenkel führten während der Versuchsfahrten zu höheren Diskomfortwerten im unteren Rücken als bei einer Druckverteilung, die nach dem entwickeltem Modell gestaltet ist. Diese Erkenntnis eröffnet die Möglichkeit, Sitze durch Druckmessungen nach wenigen Minuten auch bezüglich des Langzeitverhaltens beurteilen zu können. Dies ist ein entscheidender Schritt hin zu einer praxistauglichen Bewertung von Autositzen. Sitzentwickler können somit schon nach wenigen Minuten entscheiden, wie sich der Sitz nach drei Stunden anfühlen wird und somit können Langzeitversuchsfahrten zum Teil entfallen. Erst wenn der Sitz mithilfe des Modells voroptimiert ist, wären solche langen Überprüfungsfahrten als Endkontrolle nötig.

Des Weiteren kann festgehalten werden, dass die gefundenen Richtwerte für die prozentuale Last, den Gradienten und den maximalen Druck gut mit den Angaben aus der Literatur übereinstimmen. Letztendlich konnten noch vier Gestaltungsregeln für eine gute Sitzdruckverteilung formuliert werden (vgl. Kapitel 3.5).

Aufbauend auf dem Diskomfortmodell sollte in der weiteren Arbeit ein Verfahren zur Sitzauslegung und Optimierung bereits in der virtuellen Produktentwicklungsphase geschaffen werden. Besonders wichtige Punkte dazu waren: Berechnung von Druckverteilungen, die denen von Menschen entsprechen und eine relativ kurze Berechnungszeit. Realisiert wurde der numerische Prüfkörper durch ein Finite Elemente Modell des menschlichen Oberschenkels und Gesäßes. Die Gewebeeigenschaften wurden mithilfe von Eindrückversuchen an lebenden Menschen gewonnen und auf das Modell übertragen. Mithilfe dieses Vorgehens konnte ein einfaches Modell des menschlichen Oberschenkels erstellt werden. Wie die Validierung zeigte, gibt das Modell die Lastverteilungen auf verschiedenen Sitzhärten, in verschiedenen Haltungen und für ähnliche Oberschenkelformen korrekt wieder. Der Gradient und der maximale Druck werden nur zum Teil korrekt wiedergegeben. Im Rahmen des Anwendungsbeispiels auf einem Sitz konnte gezeigt werden, dass das Modell dazu dienen kann, den Oberschenkelwinkel für einen gegebenen Sitz zu

berechnen, so dass eine „ideale“ Druckverteilung resultiert. Damit ist es möglich, zu überprüfen, ob die vorgesehene Sitzlängsverstellung ausreicht, um eine „ideale“ Sitzdruckverteilung auf dem Sitz zu ermöglichen. Des Weiteren eröffnet das Modell die Möglichkeit, in einem frühen Stadium verschiedene Sitzvarianten miteinander zu vergleichen und die Vielversprechenste auszuwählen. Ein Vorteil dieses Berechnungsmodells ist des Weiteren, dass es den Sitzentwicklern in der virtuellen Phase möglich ist, ihre Standpunkte mit konkreten Zahlenwerten zu untermauern.

Neben der Optimierung im Rechner ist auch die Optimierung und Bewertung von realen Sitzen in der Zieldefinition angegeben. Dazu wurde ein Dummy als menschliches Abbild entwickelt, der mithilfe von Silikon und Wassertaschen das Weichteilverhalten des Menschen nachbildet. Wie die Validierung zeigt, erzeugt dieser Dummy Druckverteilungen wie Versuchspersonen. Für die Parameter prozentuale Last und Gradient liegen die Druckverteilungen im Variationsbereich von drei Probanden. Dies konnte für unterschiedliche Haltungen und unterschiedliche Sitze gezeigt werden. Der Dummy konnte somit erfolgreich validiert werden. Das Anwendungsbeispiel zeigte darüber hinaus, dass der Dummy in der Lage ist, Sitze bezüglich des Diskomforts schneller und mit der gleichen Genauigkeit wie Versuchspersonen zu bewerten. Damit ist man in der Sitzentwicklung unabhängiger von Versuchspersonen, da eine Voroptimierung mit dem Dummy stattfinden kann.

Die Zusammenführung der einzelnen Entwicklungen wurde im Kapitel 5 vorgenommen. Aus den Teilergebnissen wurde ein Entwicklungsprozess zur Optimierung des Sitzkomforts erstellt. Dieser Prozess basiert größtenteils auf theoretischen Überlegungen, könnte aber sicherlich die derzeit sehr erfahrungsbasierte Sitzentwicklung in den meisten Automobilkonzernen verbessern.

Insgesamt ist es gelungen, ein Bewertungsverfahren, wie in Abbildung 5 angestrebt, zu verwirklichen. Es konnten bereits erste Erfahrungen mit dem Diskomfortmodell in Kombination mit dem Dummy gesammelt werden, die die hier aufgeführten Ergebnisse bestätigen. Eine konkrete Anwendung des Berechnungsmodells scheiterte bislang an der Verfügbarkeit von Berechnungsmodellen von Sitzen in der Entwicklung. Das in dieser Arbeit verwendete Sitzmodell wurde erst nach dem Serienstart des Fahrzeuges erstellt und somit war eine entwicklungsbegleitende Optimierung des Sitzes nicht mehr möglich. Die Potenziale der hier gewonnenen Erkenntnisse können helfen, Autositze schneller und objektiver zu entwickeln. Dabei kann außerdem

Zusammenfassung

sichergestellt werden, dass der Diskomfort minimiert wird. Expertenwissen, das momentan bei jedem Auto- bzw. Sitzhersteller vorhanden ist, kann mit einer Erweiterung der hier beschriebenen Erkenntnisse in Zahlenwerte gefasst werden und ist somit nach einem Wechsel des Spezialisten weiterhin in der Fachabteilung vorhanden.

Abschließend kann die zu Beginn der Arbeit angesprochene Analogie zwischen Sitz(dis)komfort und Fahrleistung vervollständigt werden (vgl. Tabelle 33). Dabei entstand die Frage, ob es für den Sitz(dis)komfort möglich ist, eine Objektivierung analog zur Fahrleistung zu finden. Am Ende dieser Arbeit muss zunächst die subjektive Empfindung des Sitzes in Sitzdiskomfort umbenannt werden, da nur dieser objektiv messbar ist. Für die objektive Größe zeigte sich, dass die Druckverteilung einen großen Einfluss auf den statischen Sitzdiskomfort hat. Und als Messverfahren konnte der Dummy zeigen, dass er in der Lage ist, Sitze bezüglich des zu erwartenden Diskomforts zu bewerten.

Tabelle 33: Analogie zwischen Sitzkomfort und Fahrleistung eines Autos bezüglich des Zusammenhangs zwischen der subjektiven Empfindung, der objektiven Messgröße und des Messverfahrens

	Motor	Sitz
Subjektive Empfindung	Beschleunigungsempfinden	Sitzdiskomfort
Objektive Größe	Leistung	Druckverteilung (prozentuale Last, Gradient, max. Druck)
Messverfahren	Motorprüfstand	Dummy

Für den statischen Sitzdiskomfort auf Autositzen konnte somit mit dieser Arbeit ein Grundstein zur Objektivierung und Optimierung gelegt werden.

7 Entwicklungsperspektiven

Ausgehend von den beschriebenen Ergebnissen ist eine Vision die Integration der Simulation und Bewertung von Druckverteilungen in CAD Menschmodelle wie beispielsweise RAMSIS. So wäre es ideal, neben einer Haltungsberechnung in RAMSIS auch eine Simulation der resultierenden Druckverteilung auf Knopfdruck durchführen zu können. Damit könnte dem entscheidenden Einfluss der Haltung auf die Druckverteilung mit Sicherheit besser Rechnung getragen werden. Für dieses Fernziel müssten die menschlichen Gewebeeigenschaften sowie die Steifigkeiten der Sitze in RAMSIS hinterlegt werden. Mit derzeitigen Rechnern ist eine Berechnung nahezu in Echtzeit wie bei der Haltung noch nicht möglich. Bei einer weiteren Entwicklung der Rechenleistung könnte es aber schon in einigen Jahren möglich sein, solche Rechnungen in einer akzeptablen Zeit von wenigen Minuten auszuführen.

Eine Möglichkeit, die Ergebnisse dieses Projektes zu nutzen, ist die Integration eines Druckmesssystems in einen Sitz, der es dann ermöglicht, eine „ideale“ Druckverteilung praktisch „von selbst“ einzustellen. Derzeit erhältliche Autositze von Oberklassefahrzeugen verfügen über so viele Einstellmöglichkeiten, dass es für einen normalen Kunden sehr schwierig ist, unter den vielen Einstellmöglichkeiten eine für ihn komfortable zu finden. Ein solches System könnte den Sitz so verstellen, dass die resultierende Druckverteilung möglichst nahe an den Zielvorgaben von Kapitel 3 ist. Dies wäre durch eine Verstellung der Sitzflächenlänge, der Sitzflächenneigung und der Seitenwangenbreite für die Sitzfläche durchaus möglich. Am Rücken existieren mit Lordosstütze, Knicklehne, Lehnenbreitenverstellung und Lehnenneigung ebenfalls genügend Einstellmöglichkeiten. Eine solche Funktion würde den Komfort in Oberklassefahrzeugen erhöhen und Probleme durch Fehlbedienungen der Sitzverstellungen könnten minimiert werden. Dies könnte zu einer höheren Kundenzufriedenheit führen.

Zeitlich näher liegende Entwicklungen könnten für das Diskomfortmodell z. B. eine nähere Untersuchung des gewünschten Seitenhaltes sein. So ist es vorstellbar, dass je nach Fahrstrecke eine unterschiedliche seitliche Führung des Sitzes gewünscht wird: auf einer kurvigen Passstraße wünscht sich ein Fahrer sicherlich mehr Seitenhalt als auf einer geraden Autobahn. Untersuchungen könnten zum Ziel haben, konkrete Zahlenwerte für die prozentuale Last auf die Seitenwangen in Abhängigkeit der Fahrstrecke zu ermitteln.

Bis zur Integration in RAMSIS wäre für die Weiterentwicklung des Finite Elemente Modells ein nächster Zwischenschritt die Einbindung in ein numerisches Modell des ganzen Menschen, womit eine leichtere Berücksichtigung der Haltung möglich wäre.

Mit dem Dummy konnte viel Erfahrung gewonnen werden, die für eine Neuentwicklung verwendet werden kann. So hat sich herausgestellt, dass die Sensorik sehr anfällig und ungenau ist. Bei einer Neuentwicklung wäre es sinnvoll, auf die eingebaute Sensorik komplett zu verzichten und stattdessen eine maßgeschneiderte Druckmessmatte am Dummy zu befestigen. Dadurch könnte dieser um einiges kleiner gebaut werden und eine Anwendung im Fahrzeug wäre somit möglich.

8 Literatur

- ADAMS, D., MORGAN, G.B., NGHI, T., SALLOUM, M.J., O'BANNON, T.: Creating a Biofidelic Seating Surrogate, SAE Konferenz 1999, SAE No. 1999-01-0627, 1999.
- ANTON, T.: Methodik zur Erstellung einer FEM Kontaktanalyse anhand 3D Scannerdaten, Studienarbeit am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2003.
- BALZULAT, J.: Ein holistischer Versuchsansatz zum Sitzverhalten, Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2000.
- BORTZ, J.: Lehrbuch der Statistik, Springer Verlag, ISBN 3-540-0828-7, 1993.
- BROSH, T., ARCAN, M.: Modeling the body/chair interaction – an integrative experimental-numerical approach, Clinical Biomechanics, Vol. 15, pp. 217-219, 2000.
- CHOW, W.W., ODELL, E.I.: Deformations and stresses in soft body tissues of a sitting person, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 100, pp.79-87, 1978.
- CLAUSER, C.E., MCCONVILLE, J.T., YOUNG, J.W., Weight, Volume and Centre of Mass of Segments of the Human Body. AMRL Technical Report TR-69-70, Wright Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- CONGLETON, J.J., AYOUB, M.M., SMITH, J.L.: The determination of pressures and patterns for the male human buttocks and thigh in sitting utilizing conductive foam. International Journal of Industrial Ergonomics, 2, Seite 192-202, 1988.
- CORLETT E.N., BISHOP R.P.: A technique for measuring postural discomfort. Ergonomics, 9, 1976, Seite 175-182, 1976.
- DE LOOZE, M.P., KUIJT-EVERS L.F.M., VAN DIEEN, J.: Sitting comfort and discomfort and the relationship with objective measures, Ergonomics, Vol. 46, No. 10, pp. 985-997, 2003.
- DIEBSCHLAG, W.: Anatomisch-physiologische Formgebung und Polsterung von Fahrzeugsitzen, Seite 54-69, 1984.

- EBE, K., GRIFFIN, M.J.: Factors affecting static seat cushion comfort, *Ergonomics*, Vol. 44, No. 10, pp. 901-921, 2001.
- EGER, M., PFAHLER, K., KASSING, L., RENNER, L.: Verfahren zur quantitativen Ermittlung des dynamischen Sitzkomforts eines Sitzpolsters, Deutsches Patent DE 10148662A1, Oktober 2001.
- ESTERMANN, S.: Komfortmodellierung für den 3D-Softdummy RAMSIS unter realen Fahrbedingungen, Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 1999.
- FAUST, E., PFAHLER, K., SCHMIDT, H.: Verfahren zur quantitativen Ermittlung des Druckkomforts eines Sitzpolsters, Deutsches Patent DE 19601974A1, Januar 1996a.
- FAUST, E., KASSING, L., PFAHLER, K., MIBUS, C.: Sitzprüfstempel. Deutsches Patent DE 19601971C2, Januar 1996b.
- FECHNER, G.TH.: Elemente der Psychophysik, Bd. I und II, Leipzig, 1860
- FLAM, E.: Method and Apparatus for Testing the Efficacy of Patient Support Systems, Amerikanisches Patent US 5628230, November 1994.
- GROSS, C.M., BANAAG, J., GOONETILLEKE, C.N.: Feedback System for Load Bearing Surface, Amerikanisches Patent US 5170364, Dezember 1990b.
- GROSS, C.M.: Method and Apparatus for Evaluating a Load Bearing Surface such as a Seat. Amerikanisches Patent 5060174, April 1990a.
- GYI, D.E., PORTER, J.M.: Interface pressure and the prediction of car seat discomfort, *Applied Ergonomics*, Vol. 30, pp. 99-107, 1999.
- HARTUNG, J.: Objektivierung des statischen Sitzkomforts auf Fahrzeugsitzen durch die Kontaktkräfte zwischen Mensch und Sitz, Dissertation am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2006.
- HARTUNG, J.; MERGL, C.; BUBB, H.: Reliability of Pressure Measurement on Car Seats. SAE Paper No. 2004-01-2167, DHMS 2004.
- HÄNEL, M.J.: Entwicklung einer Auswertesoftware zur Analyse von Druckverteilungen in Fahrzeugsitzen, Semesterarbeit am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2003.

- HÄNEL, M.J.: Entwicklung eines 3D Finite Elemente Modells des menschlichen Oberschenkels zu Einsitzsimulation im PKW, Diplomarbeit am Lehrstuhl für Ergonomie, Technische Universität München, 2004.
- HDE: Handbuch der Ergonomie. Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung, Hanser Verlag: Koblenz, Deutschland, 1989.
- HERTZBERG, H.T.E.: Seat comfort. In: Hansen R. (Hrsg.): Annotated Bibliography of Applied Physical Anthropology in Human Engineering. Wright Air Development Center, Dayton, Ohio, pp. 297-300, 1958.
- INAGAKI, H., TAGUCHI, T. YASUDA, E., IZUKA, Y.: Evaluation of Riding Comfort: From the Viewpoint of Interaction of Human Body and Seat for Static, Dynamic, Long Time Driving, SAE Conference 2000, SAE No. 2000-01-0643, 2000.
- KAYSER, A., JAREWSKI, J.: Entwicklung von Ersatzmodellen zur Beschreibung der dynamischen Eigenschaften von menschlichen Körpersegmenten der unteren Extremitäten und von FE-Modellen zur Analyse des dynamischen Kontaktverhaltens von Gelenken, Forschungsbericht zum DFG-Forschungsprojekt Homunculus, GH Wuppertal, 1996.
- KOLICH, M., WHITE P.L.: Reliability and validity of a long term survey for automobile seat comfort, International Journal of Vehicle Design, Vol. 34, No.2, pp. 158-167, 2004.
- KRUSE, R.: Perzeptionsadäquate Parametrisierung von objektiven Sitzdruckverteilungen beim Menschen, Diplomarbeit an der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, 2001.
- MERGL, CH., MANGEN, C., BUBB, H.: Predicting long term riding comfort in cars by contact forces between human and seat, SAE Conference 2005 in Iowa, SAE No. 05DHM-3, 2005.
- MERGL, CH.: Mit welchen Bewertungsverfahren ist der Sitzkomfort im Auto zu ermitteln, Ergonomie aktuell, Ausgabe 005, Herbst 2004, ISSN1616-7627.
- MILOSIC, M., IMAI, J.T.: Method of Pressure Mapping for Prediction of Comfort in an Automotive Seat. Internationales Patent WO99/63314, Juni 1999.
- MILIVOJEVICH, A., STANCIU, R., RUSS, A., BLAIR, G.R., HEUMEN, J.D.: Investigating Psychometric and Body Pressure Distribution Responses to Automotive Seating Comfort, SAE Conference 2000, SAE No. 2000-01-0626, 2000.

- MOES, C.: Geometric Model of the Human Body, Proceedings of the TMCE 2000 Delft, the Netherlands,: Third International Symposium on Tools and Methods of Competitive Engineering, Delft University Press pp. 79-92, 2000.
- MOES, C., HORVATH, I.: Estimation of the non-linear material properties for a finite elements model of the human body parts involved in sitting, Proceedings of the DETC 2002, 2002 ASME Design Engineering Technical Conference, Montreal, 2002.
- OUDENHUIJZEN, A., TAN, K., MORSCH, F.: The Relationship between Seat Pressure and Comfort, SAE Conference 2003, SAE No. 2003-01-2213, 2003.
- REED, M.P., LEE, N.S., SAITO, M., KAKISHIMA, Y., SCHNEIDER, L.W.: An Investigation of Driver Discomfort and Related Seat Design Factors in Extended-Duration Driving, SAE Conference 1991, SAE No. 910117, 1991.
- SAE J826: Devices for Use in Defining and Measuring Vehicle Seating Accommodation, 1995.
- SAZIORSKI, W. M.; ARUIN, A. S.; SELUJANOW, W. N., Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates, Berlin, 1984
- SETYABUDHY, R.H., LIU, ZH., HUBBARD R.P.: Measurement and Analysis of Human Thigh and Buttocks Contours for ASPECT Manikin Development. SAE Conference 1999, SAE No. 1999-01-0964, 1999.
- SCALES, J.T., BAIN, D.S.: Assessment of Patient Support Systems, Europäisches Patent EP 0723652B1, Oktober 1994.
- SCHMALE, G., STELZE, W., KREIENFELD, TH., WOLF, C.D., HÄRTEL, TH., JÖDICKE, R.: COSYMAN – A Simulation Tool for Optimization of Seating Comfort in Cars, Digitale Mensch-Modellierung: Tagung München 18. bis 20. Juni 2002 / Digital Human Modeling Conference, VDI Bericht 1675, ISBN 3180916753, Düsseldorf, 2002.
- SCHMIDT, R., THEWS, G.: Psychologie des Menschen, 23. Auflage, Springer Verlag, ISBN 3-540-16685-8, 1987.
- SHELTON, F., BARNETT, R., MEYER, E.: Full-body interface pressure testing as a method for performance evaluation of clinical support surfaces, Applied Ergonomics, Vol. 29, No. 6, pp. 491-497, 1998.

- SHEN, W., PARSONS, K.C.: Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Vol. 20, pp. 441-461, 1997.
- SPSS, GMBH: SPSS für Windows- Anwenderhandbuch für das Basis System, 1993.
- STUMBAUM, F.: Experimentelle Untersuchung und mathematische Simulation der Sitzhaltung auf Arbeitsstühlen, Dissertation an der Technischen Universität München, 1983.
- THAKURTA, K., KOESTER, D., BUSH, N., BACHLE, S.: Evaluating Short and Long Term Seating Comfort, SAE Conference 1995, SAE No. 950144, 1995.
- VERVER, M.: Numerical Tools for Comfort Analyses of Automotive Seating. Dissertation an der Technischen Universität Eindhoven, ISBN 90-386-2855-2, 2004.
- WAGNER, P.O.: Verstellvorrichtung für einen Fahrzeugsitz, Deutsches Patent DE 19644376A1, Oktober 1996.
- WEINECK, J.: Sportanatomie, Erlangen, Verlag PERIMED-Spitta, 10. Auflage, 2001.
- WILLMANN, K.H.: Vorrichtung und Verfahren zur Einstellung eines Fahrzeugsitzes, Deutsches Patent DE 19851698A1, November 1998.
- YI, G., O'BANNON T.: Apparatus for simulating human vibration response, Europäisches Patent EP 1033563A3, Juni 2000.
- ZHANG, L., HELANDER, M.G., DRURY, C.G.: Identifying Factors of comfort and discomfort in sitting. *Human Factors*, Vol. 38, No. 3, pp. 377-389, 1996.
- ZENK, R.: Dummypositionierung, Gewichtsverteilung und konstruktive Auslegung, Studienarbeit am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2003.
- ZENK, R.: Praktische Umsetzung eines Hardwaredummys, Studienarbeit am Lehrstuhl für Ergonomie der Technischen Universität München, 2004.

9 Anhang

Anhang 1: Abbildungen und Tabellen

Tabelle 34: Anpassungsrichtlinien zur Einteilung der Body Map mit der verwendeten Excelsoftware für die Sitzfläche. Bei Verwendung der Messmatte von FSA.

	Anzahl der Sensorreihen im jeweiligen Abschnitt (Sitzfläche)		
Oberschenkellängen [mm]	KT10/11	KT13/14	KT16/17
451-484	7	5	5
484-508	7	5	6
508-543	7	6	6
543-565	7	6	7
≥565	7	7	7

Tabelle 35: Anpassungsrichtlinien zur Einteilung der Body Map mit der verwendeten Excelsoftware für den Rücken. Bei Verwendung der Messmatte von FSA.

	Anzahl der Sensorreihen im jeweiligen Abschnitt (Rückenbereich)			
Rückenlängen [mm]	KT1/2	KT4	KT6	KT7/8/9
551-590	3	2	2	1
590-644	3	3	2	1
≥644	3	3	3	2

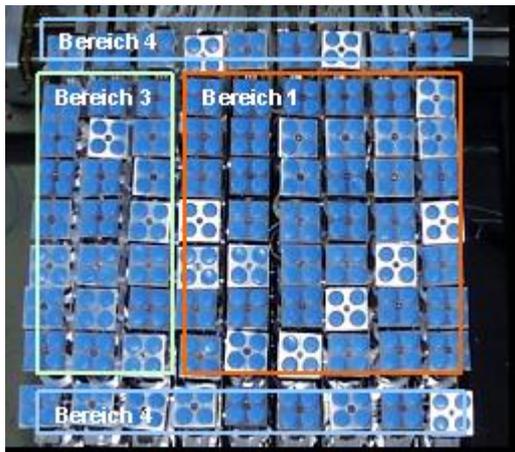


Abbildung 51: Einteilung der Sitzfläche des Forschungsstuhls in drei Bereiche: Bereich 1 – Sitzbeinhöcker, Bereich 3 – Oberschenkel, Bereich 4 – Seitenwangen

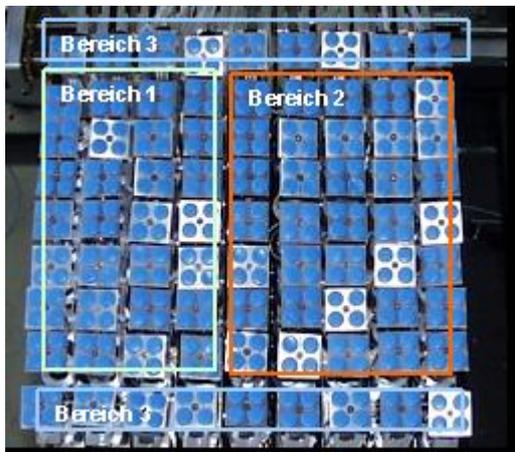


Abbildung 52: Einteilung der Lehnenfläche des Forschungsstuhls in drei Bereiche: Bereich 1 – Lendenwirbel, Bereich 2 – Schultern, Bereich 3 – Seitenwangen

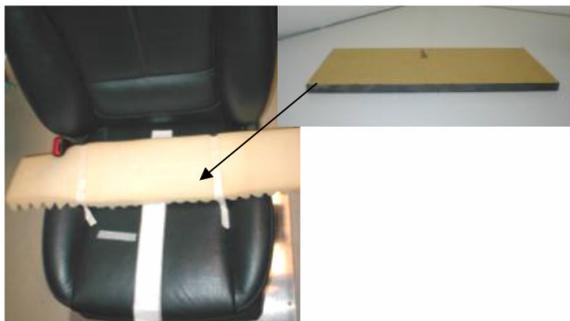


Abbildung 53: Sitzvariation S3

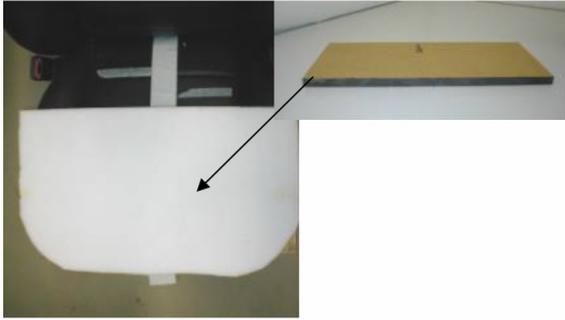


Abbildung 54: Sitzvariation S4

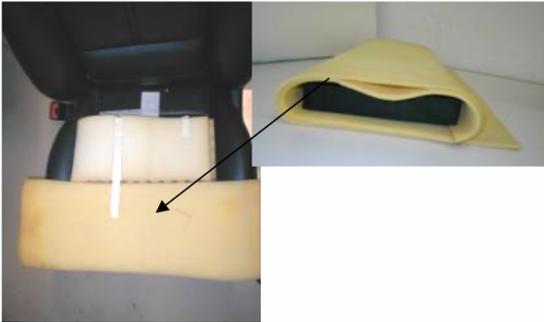


Abbildung 55: Sitzvariation S5

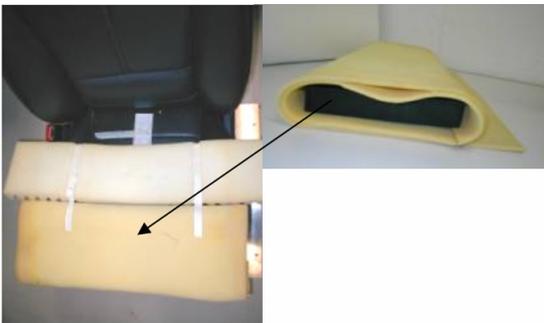


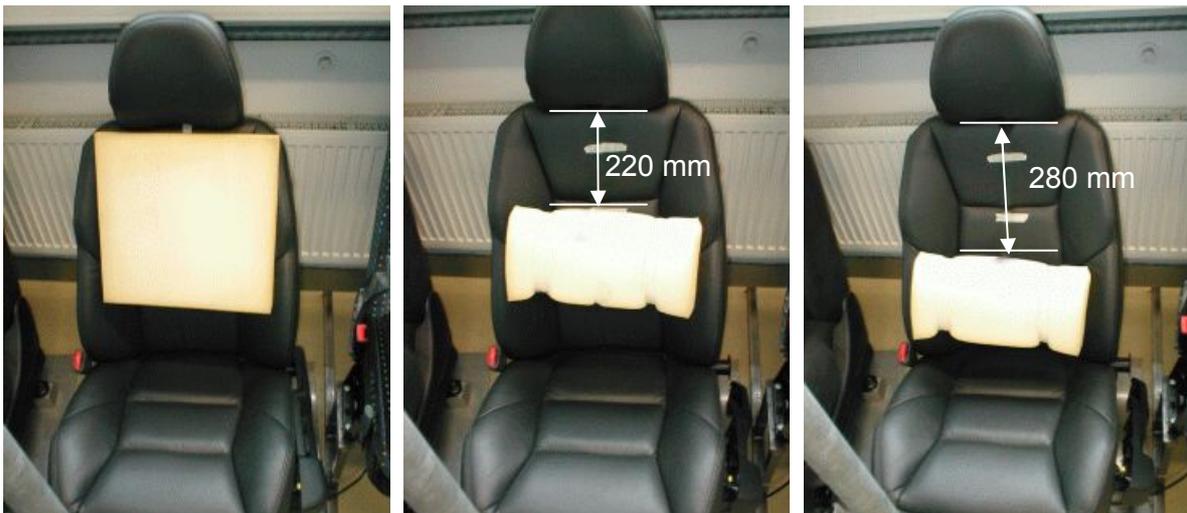
Abbildung 56: Sitzvariation S6



L1

L2

L3



L4

L5

L6

Abbildung 57: Variationen der Lehne (Abkürzung unter dem Bild)

Anhang

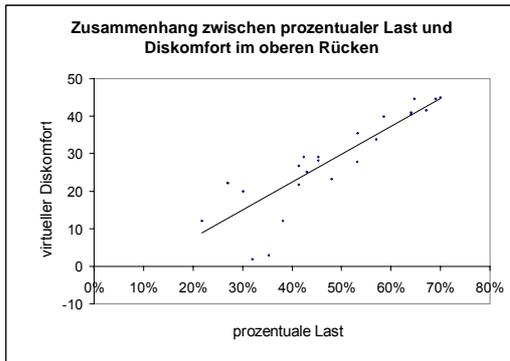


Abbildung 58: Zusammenhang zwischen prozentualer Last und Diskomfort im oberen Rücken

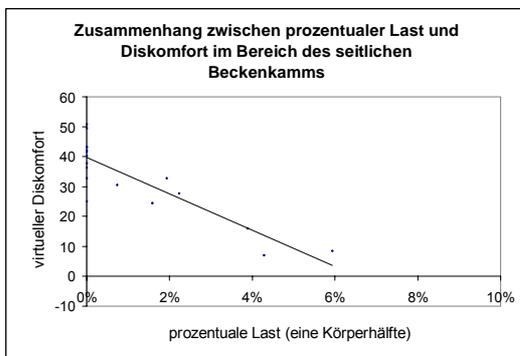


Abbildung 59: Zusammenhang zwischen prozentualer Last und Diskomfort im Bereich des seitlichen Beckenkamms

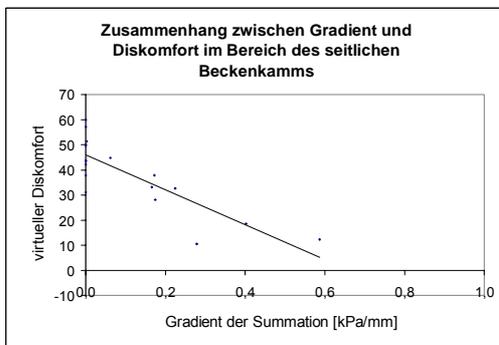


Abbildung 60: Zusammenhang zwischen Gradient der Summation und Diskomfort im Bereich des seitlichen Beckenkamms

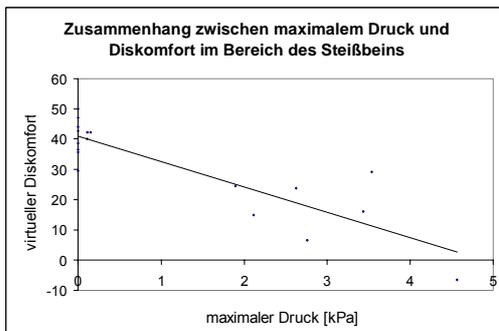


Abbildung 61: Zusammenhang zwischen maximalem Druck und Diskomfort im Bereich des Steißbeins

Anhang

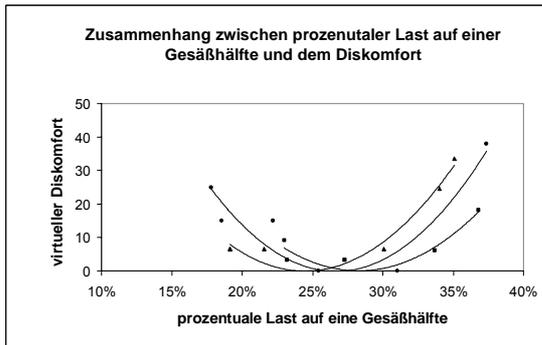


Abbildung 62: Zusammenhang zwischen prozentualer Last auf eine Gesäßhälfte und dem Diskomfort

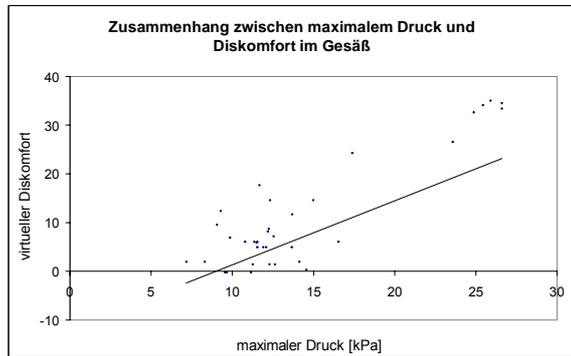


Abbildung 63: Zusammenhang zwischen maximalem Druck und Diskomfort im Gesäß

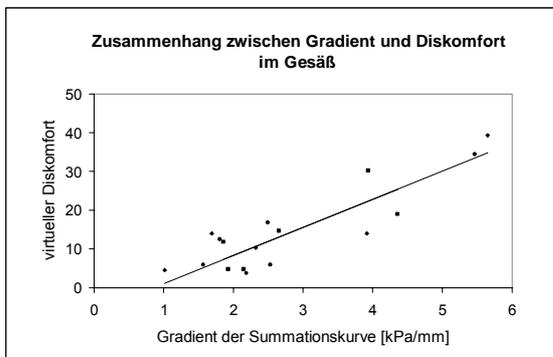


Abbildung 64: Zusammenhang zwischen Gradient der Summationskurve und Diskomfort im Gesäß

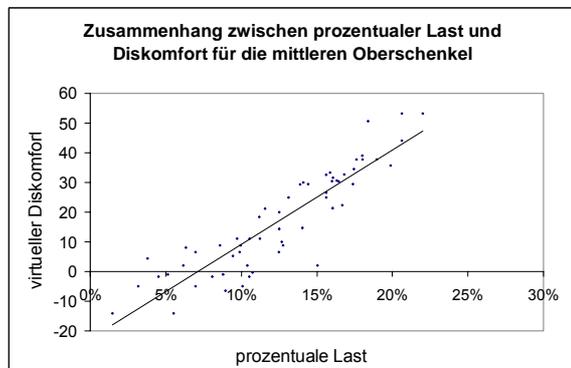


Abbildung 65: Zusammenhang zwischen prozentualer Last und Diskomfort in den mittleren Oberschenkel (nur ein Bein)

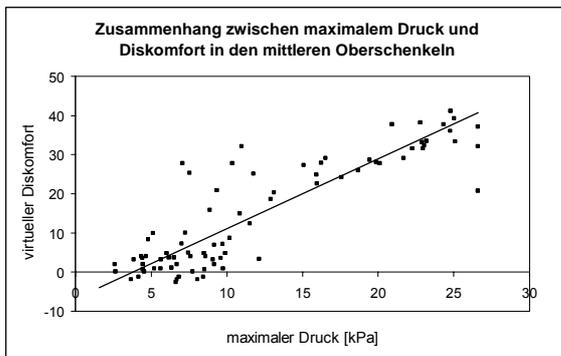


Abbildung 66: Zusammenhang zwischen maximalem Druck und Diskomfort in den mittleren Oberschenkeln

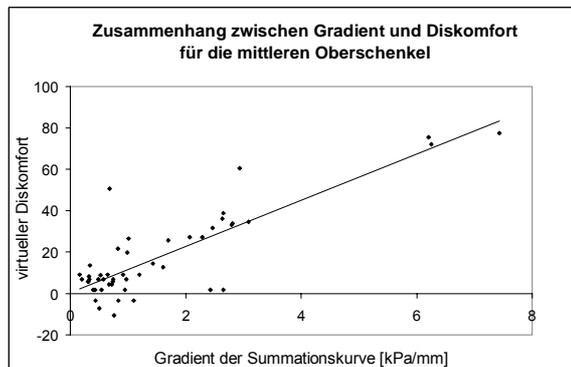


Abbildung 67: Zusammenhang zwischen dem Gradienten der Summationskurve und dem Gradienten der Summationskurve für die mittleren Oberschenkel

Anhang

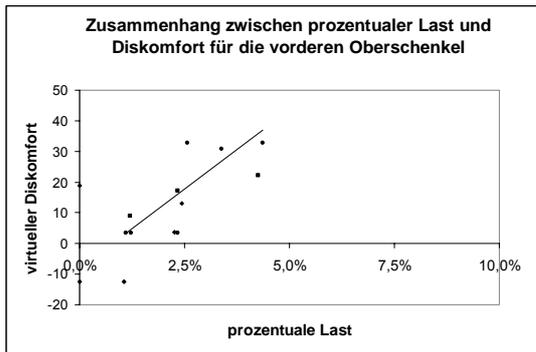


Abbildung 68: Zusammenhang zwischen prozentualer Last und Diskomfort für die vorderen Oberschenkel

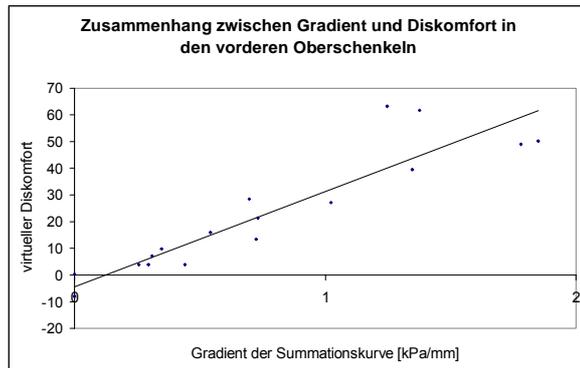


Abbildung 69: Zusammenhang zwischen Gradient der Summationskurve und Diskomfort im Bereich der vorderen Oberschenkel

Anhang

Tabelle 36: Versuchspersonen, die im Rücken signifikante Zusammenhänge zwischen Druck und Diskomfort zeigen

	maximaler Druck						Gradient						Last					
	KT1/2	KT4	KT6	KT7/9	KT8	KT3/5	KT1/2	KT4	KT6	KT7/9	KT8	KT3/5	KT1/2	KT4	KT6	KT7/9	KT8	KT3/5
VP1										X						X		
VP2									X									
VP3														X				
VP4	X												X					
VP5																		
VP6		X																
VP7																		
VP8								X										
VP9														X		X		
VP10																		
VP11							X											
VP12														X				
VP13																		
VP14		X						X										
VP15					X													
VP16					X				X									
VP17																		
VP18														X				
VP19																		
VP20						X												
VP21																		
VP22																	X	
VP23					X				X							X		
VP24																		
VP25				X		X												

Tabelle 37: Versuchspersonen, die in der Sitzfläche signifikante Zusammenhänge zwischen Druck und Diskomfort zeigen

	maximaler Druck				Gradient				Last			
	KT10/11	KT13/14	KT16/17	KT12/15	KT10/11	KT13/14	KT16/17	KT12/15	KT10/11	KT13/14	KT16/17	KT12/15
VP1	X	X				X						
VP2		X							X			
VP3		X				X				X		
VP4					X				X			
VP5		X			X	X				X		
VP6		X								X		
VP7							X					
VP8		X								X		
VP9		X								X		
VP10	X	X				X						
VP11		X				X				X		
VP12	X	X		X		X				X		
VP13												
VP14	X	X							X	X	X	
VP15		X				X						
VP16		X	X	X			X			X	X	
VP17		X				X				X		
VP18	X				X							
VP19	X		X				X				X	
VP20	X											X

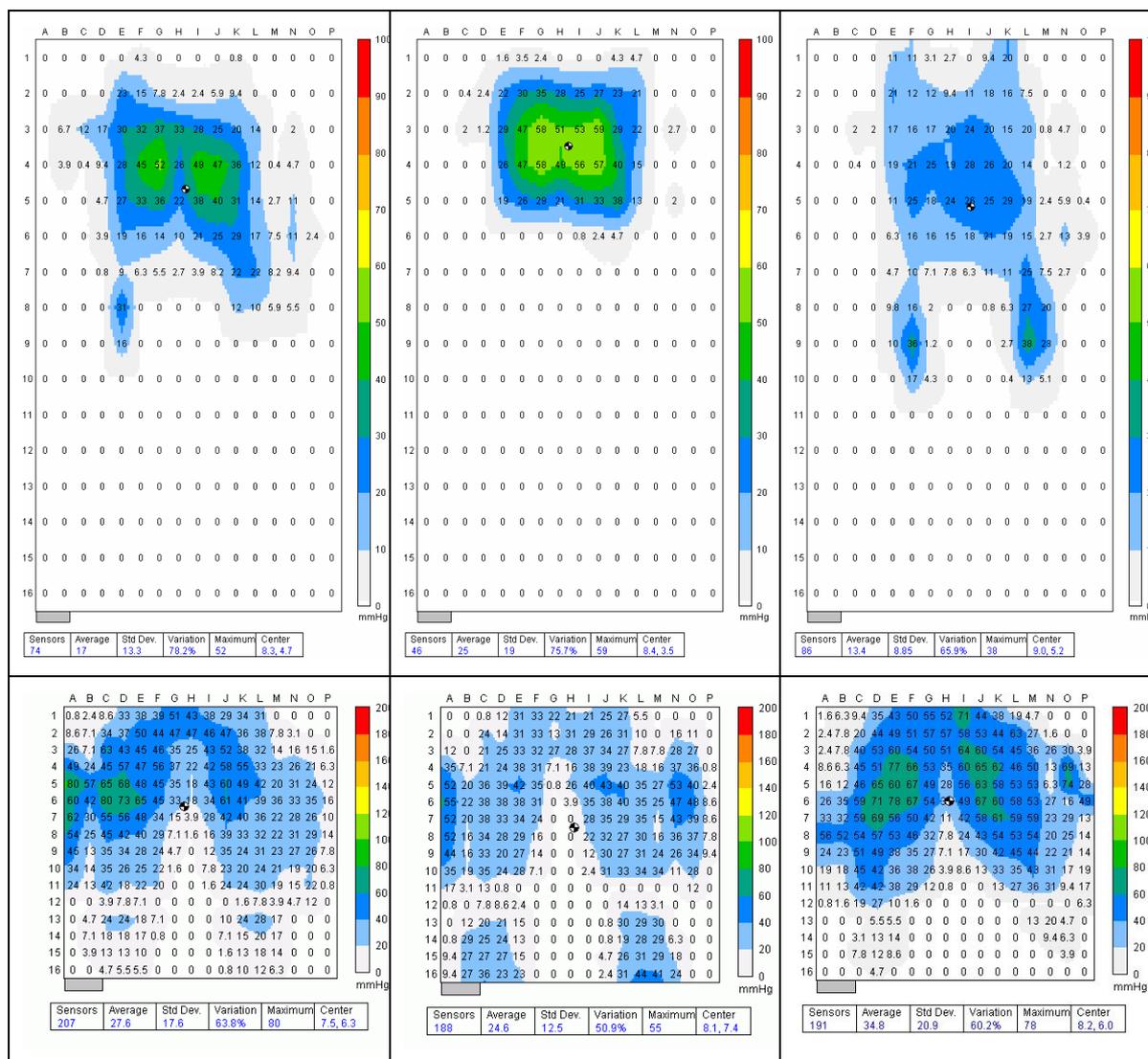
Anhang

Tabelle 38: Parameterwerte der „idealen“ Druckverteilung des Rückens

	KT1	KT2	KT3	KT4	KT5	KT6	KT7	KT8	KT9
Maximaler Druck [kPa]	3,000	3,000	1,000	3,000	1,000	3,000	4,000	3,500	4,000
Lastverteilung	7%	7%	1%	35%	1%	25%	7%	10%	7%
Gradient [kPa/mm]	1,42	1,42	0,00	1,15	0,00	2,48	-6,56	-6,56	-6,56

Tabelle 39: Parameterwerte der „idealen“ Druckverteilung des Gesäßes und der Oberschenkel

	KT10	KT11	KT12	KT13	KT14	KT15	KT16	KT17
maximaler Druck [kPa]	12,000	12,000	6,000	6,837	6,837	6,000	3,199	3,199
prozentuale Last [%]	27%	27%	7%	13%	13%	7%	3%	3%
Gradient [kPa/mm]	1,557	1,557		-0,579	-0,579		-0,366	-0,366



Anhang



Abbildung 71: Markierungen an Versuchsperson und Sitz für die Validierungsversuche des Berechnungsmodells

Tabelle 40: Endgültige relative und absolute Massen des Dummys (vgl. Zenk, 2003)

Körpersegmente	[%]	[kg]
Kopf	6,84	5,47
Rumpf	49,78	39,82
2xOberarm	5,18	4,15
2x Unterarm	3,41	2,72
2xHand	1,40	1,12
2xOberschenkel	22,13	17,70
2xUnterschenkel	8,60	6,88
2xFuß	3,37	2,70
Gesamtgewicht		80

Tabelle 41: Endgültige relative Lage der Massenschwerpunkte des Dummys (vgl. Zenk, 2003)

Körpersegmente	[%]	Messrichtung
Kopf	44,5	Scheitel -> Thorax
Rumpf	43,7	Schlüsselbein -> Hüfte
Oberarm	47,2	Schulter -> Ellenbogen
Unterarm	41,7	Ellenbogen -> Handgelenk
Hand	45,9	Handgelenk -> Finger
Oberschenkel	41,7	Hüfte -> Knie
Unterschenkel	40,7	Knie -> Fußknöchel
Fuß	45,4	Ferse -> Zeh

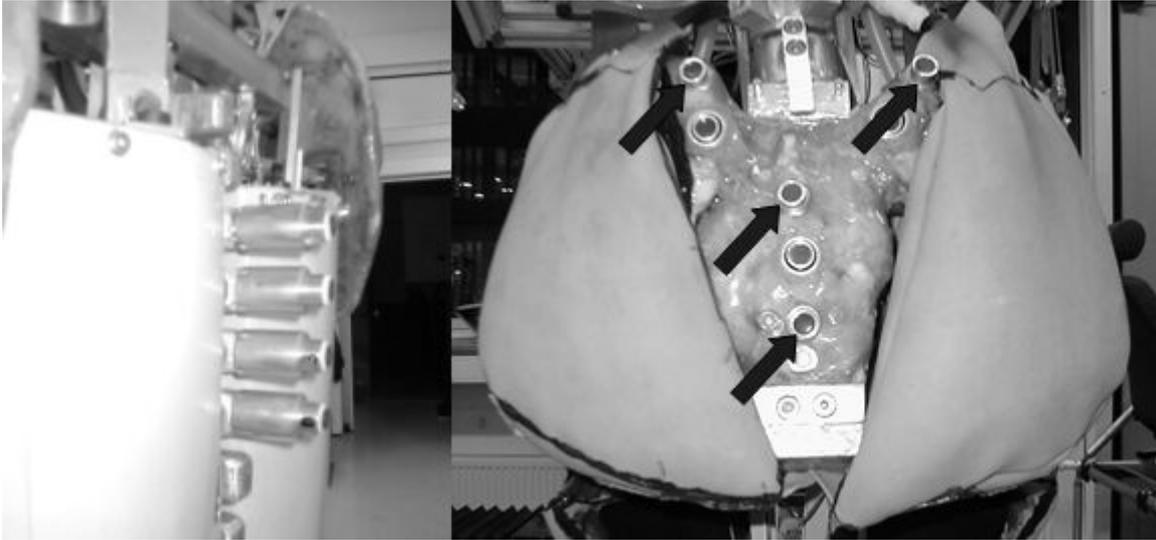


Abbildung 72: Positionen der Spitzendrucksensoren, links Wirbelsäule, rechts Beckenkamm

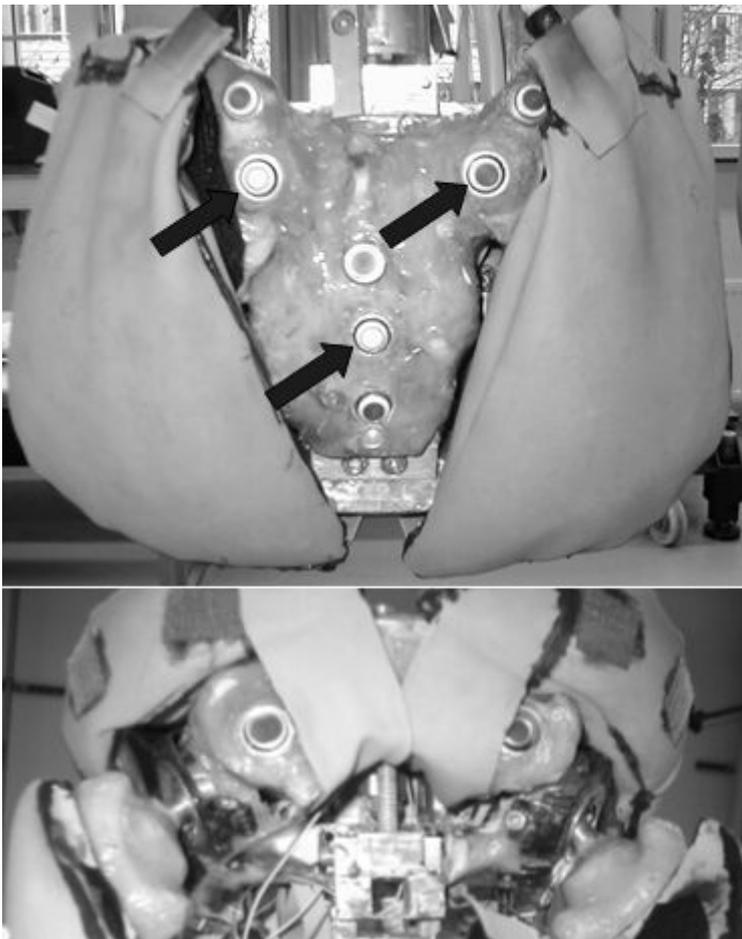


Abbildung 73: Positionen der Druck-/Scherkraftsensoren, oben Beckenkamm, unten Sitzbeinhöcker

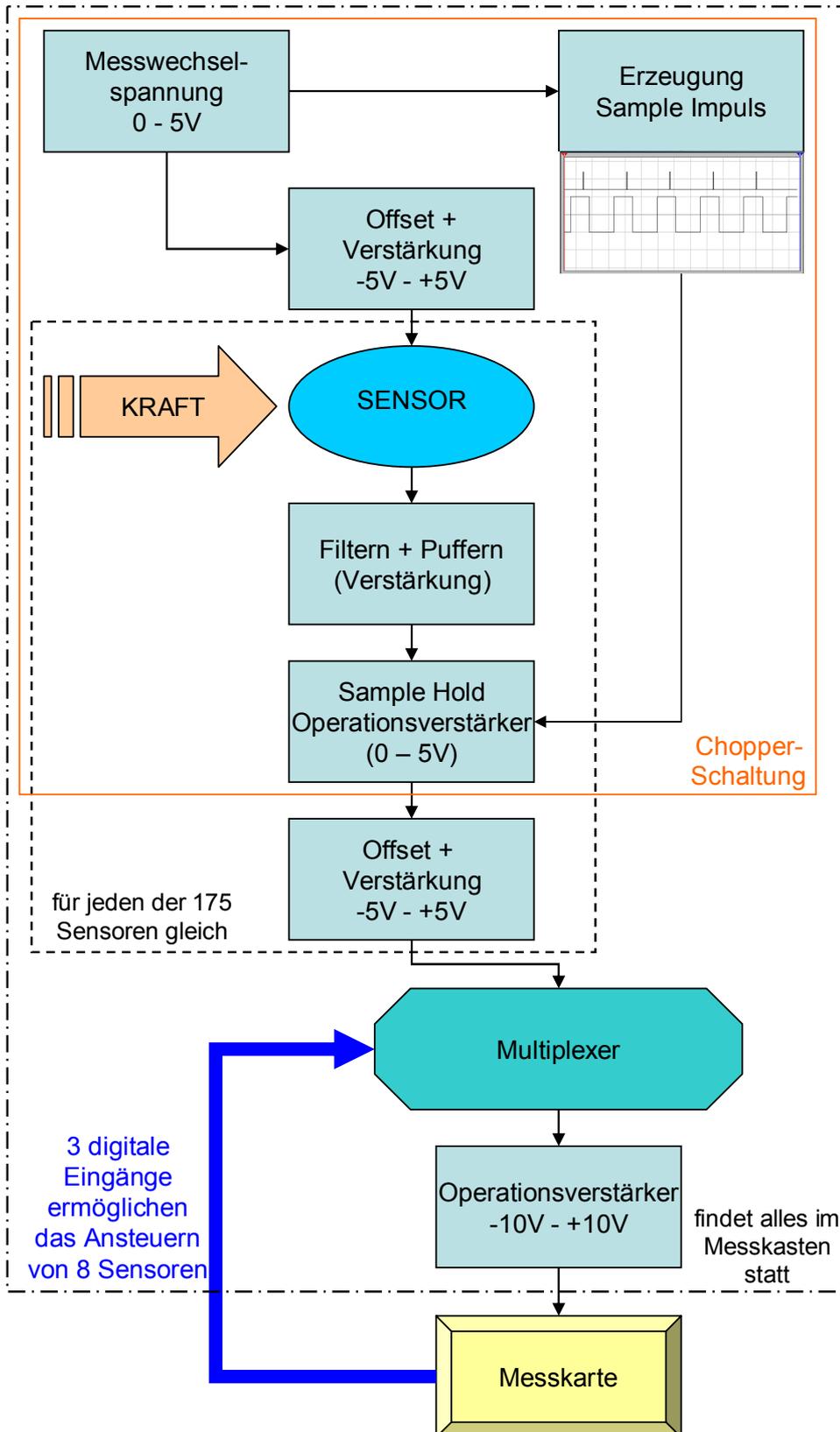


Abbildung 74: Schaltung der Foliensensoren (Zenk, 2004)

Anhang 2: Mechanisches Modell des sitzenden Menschen – Erweiterung des Modells von Stumbaum auf Autositze

Das von Stumbaum (1983) vorgestellte Modell (vgl. Abbildung 75) ist auf die Anwendung bezüglich des Sitzens auf Bürostühlen mit harter Sitzfläche beschränkt. Um es auf Autositze zu erweitern, wurde das Lager am Sitzbeinhöcker zweigeteilt in eine dreiecksförmige Flächenlast q_0 mit variabler Länge L_q und in ein verschiebliches Lager an den Sitzbeinhöckern, das die Tangentialkräfte in der Sitzfläche aufnimmt (vgl. Abbildung 76, Abbildung 77). Die Linienlast q_0 ist eine „Zwangslinienlast“, die die Nebenbedingung erfüllt, dass sich das System im statischen Gleichgewicht befindet. Für die Berechnung wurde die dreiecksförmige Flächenlast zu einem translatorisch verschiebbaren Loslager überführt. Dieses Loslager greift bei einem Drittel der Strecke L_q an.

Bei diesem mechanischen Ersatzmodell des sitzenden Menschen werden folgende Vereinfachungen getroffen:

- die Gültigkeit beschränkt sich auf statisches Sitzen
- in den Gelenken tritt keine Reibung auf
- die Muskulatur ist entspannt
- in der Lehnenfläche werden keine Reibungskräfte übertragen

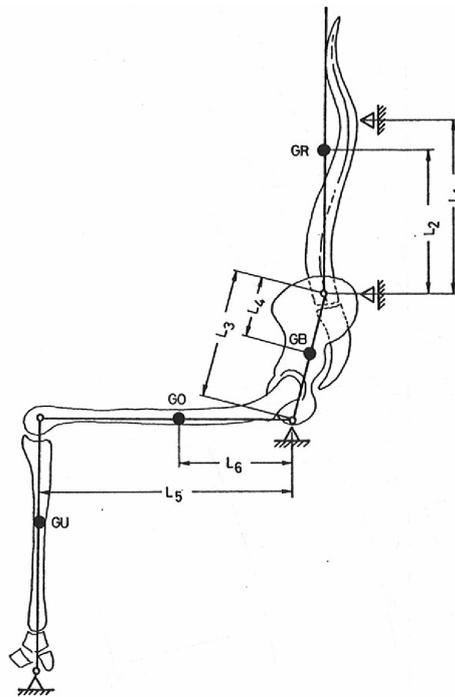


Abbildung 75: Ausgangsmodell des sitzenden Menschen von Stumbaum (1983)

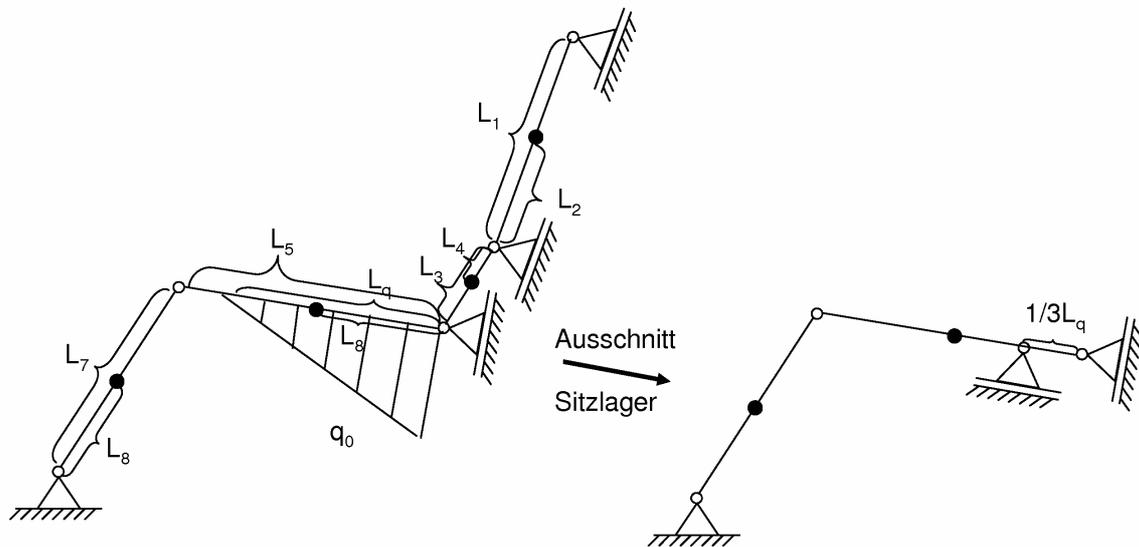


Abbildung 76: erweitertes Viereckenmodell des sitzenden Menschen mit Längenangaben

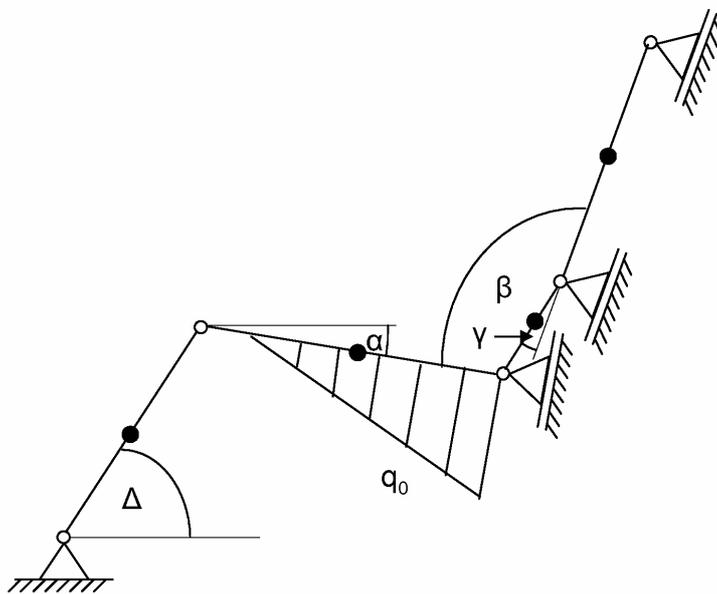


Abbildung 77: Viereckenmodell des sitzenden Menschen mit Winkelangaben

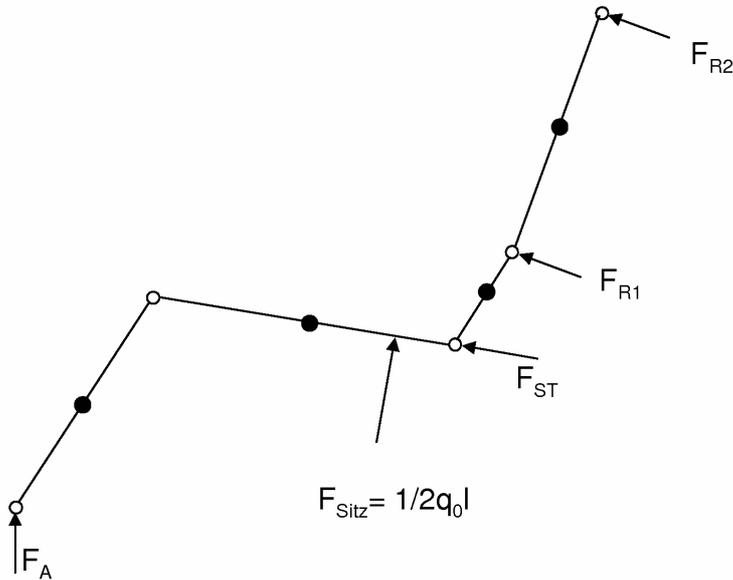


Abbildung 78: Viergelenkmodell des sitzenden Menschen mit eingezeichneten Kräften

Im Modell wurden folgende Parameter eingeführt:

L1: Abstand zwischen den Rückenlagern

L2: Abstand Beckenlager zum Schwerpunkt des Rumpfes

L3: Länge Beckenstab

L4: Abstand Beckenlager zum Schwerpunkt des Beckens

L5: Länge des Oberschenkels (vom Kniegelenk zum Hüftdrehpunkt)

L6: Abstand Sitzbeinhöckerlager zum Schwerpunkt des Oberschenkels

L7: Länge des Unterschenkels (Vom Kniegelenk zum Fuß)

L8: Abstand vom Fuß zum Schwerpunkt des Unterschenkels

Lq: Länge der Sitzunterstützung (vom Sitzbeinhöcker bis zur Sitzvorderkante)

α : Winkel zwischen Oberschenkel und der Horizontalen

β : Öffnungswinkel zwischen Oberschenkel und Rumpf

γ : Winkel zwischen Becken und Rumpf

Δ : Winkel zwischen Unterschenkel und der Horizontalen

Anhang

Als Ergebnis liefert die Berechnung die Fußauflagekraft (F_A), die Sitzflächennormalkraft (F_{Sitz}), die Sitzflächentangentialekraft (F_{ST}) und die Kraft auf die gesamte Rückenlehne ($F_{\text{RG}}=F_{\text{R1}}+F_{\text{R2}}$).

Für die Anwendungsstudie wurden folgende Parameterwerte genutzt (vgl. Tabelle 42):

Tabelle 42: Parameterwerte für die Anwendungsstudie des FE-Modells

Parameter	Haltung 1	Haltung 2
	(Oberschenkelneigung=25°)	(Oberschenkelneigung=11°)
GewichtVP [kg]	80	80
Lq [mm]	330	330
α [°]	25	11
β [°]	90	90
Δ [°]	66	66
γ [°]	5	5

Die Länge der Sitzunterstützung (Lq) wurde aus der Geometrie der Sitzfläche geschätzt.

Im Folgenden ist der Quellcode (Mathematica 5.2) für die Berechnung der Kontaktkräfte zwischen Mensch und Sitz beziehungsweise Boden abgedruckt:

Massen in [kg];
GEWICHTVP = 63;
GU = 0.13 * GEWICHTVP * 9.81;
GO = 0.25 * GEWICHTVP * 9.81;
GR = 0.305 * GEWICHTVP * 9.81; mit Gewicht der Arme vierzig Prozent;
GB = 0.22 * GEWICHTVP * 9.81;
Winkel in [Grad];
 $\alpha = 31.7$; Winkel zwischen Oberschenkel und Horizontalen;
 $\beta = 100.6$; Öffnungswinkel zwischen Oberschenkel und Rumpf;
 $\Lambda = 66$; Winkel zwischen Unterschenkel und Horizontalen;
 $\gamma = 5$; Winkel zwischen Becken und Rumpf;
Längen in [mm];
 $l_q = 170$; Länge der Sitzunterstützung;
 $L_1 = 300$; Abstand zwischen Rückenlagern;
 $L_2 = 250$; Abstand Beckenlager Schwerpunkt Rumpf;
 $L_3 = 220$; Länge Beckenstab;
 $L_4 = 110$; Abstand Beckenlager Schwerpunkt Becken;
 $L_5 = 430$; Länge Oberschenkelstab;
 $L_6 = 190$; Abstand Sitzbeinhöckerlager Schwerpunkt Oberschenkel;
 $L_7 = 150$; Länge Unterschenkelstab;
 $L_8 = 75$; Abstand Fußgelenk Schwerpunkt Unterschenkel;
Berechnung
Rücken
 $\epsilon = 180 - (\alpha + \beta)$;
 $F_1 = GR * \sin[\epsilon * \text{Pi} / 180]$;
 $F_2 = GR * \cos[\epsilon * \text{Pi} / 180]$;
 $FR_{IN} = F_2 * \frac{L_2}{L_1}$;
 $F_3 = F_2 * \left(1 - \frac{L_2}{L_1}\right)$;
 $F_4 = F_1 * \tan[\gamma * \text{Pi} / 180]$;
 $F_7 = \frac{F_1}{\cos[\gamma * \text{Pi} / 180]}$;
 $\zeta = \epsilon - \gamma$;
 $\eta = 90 - \epsilon$;
 $L_7 = L_3 - L_4$;
 $S_1 = L_7 * \cos[\zeta * \text{Pi} / 180]$;

$$S2 = L3 * \text{Cos}[\zeta * \text{Pi} / 180];$$

$$S3 = L3 * \text{Sin}[\zeta * \text{Pi} / 180];$$

$$S4 = (S2 - S1) * \text{Tan}[\eta * \text{Pi} / 180];$$

$$\theta = \text{ArcTan}\left[\left(\frac{S3 + S4}{S1}\right) * (\text{Pi} / 180)\right];$$

$$\tau = 180 - \theta - \epsilon;$$

$$F5 = \frac{GB * \text{Sin}[\theta * \text{Pi} / 180]}{\text{Sin}[\tau * \text{Pi} / 180]};$$

$$F6 = \frac{GB * \text{Sin}[\epsilon * \text{Pi} / 180]}{\text{Sin}[\tau * \text{Pi} / 180]};$$

$$FR2N = F3 + F4 + F5;$$

$$F6N = F6 * \text{Cos}[(\theta - \alpha) * \text{Pi} / 180];$$

$$F6T = F6 * \text{Sin}[(\theta - \alpha) * \text{Pi} / 180];$$

$$F7N = F7 * \text{Sin}[(\epsilon - \gamma + \alpha) * \text{Pi} / 180];$$

$$F7T = F7 * \text{Cos}[(\epsilon - \gamma + \alpha) * \text{Pi} / 180];$$

$$FRG = (FR1N + FR2N) * \text{Cos}[\epsilon * \text{Pi} / 180];$$

Unterschenkel

$$\varphi = 90 - \Delta - \alpha;$$

$$\lambda = 90 - \Delta - \alpha;$$

$$F10 = G0 * \text{Cos}[\alpha * \text{Pi} / 180] * \left(\frac{L5 - L6}{L5}\right);$$

$$F11 = G0 * \text{Cos}[\alpha * \text{Pi} / 180] * \frac{L6}{L5};$$

$$F12 = GU * \text{Cos}[\Delta * \text{Pi} / 180] * \frac{L8}{L7};$$

Oberschenkel

$$FSN1 = F7N + F6N + F10;$$

$$FST = F12 * \text{Cos}[\lambda * \text{Pi} / 180] + G0 * \text{Sin}[\alpha * \text{Pi} / 180] - F7T - F6T;$$

$$Fsitz = FSN1 * \left(\frac{L5}{L5 - 1/3 * lq}\right);$$

$$FSN2 = Fsitz * \frac{lq}{3 * L5};$$

Unterschenkel2;

$$FAN = GU * \text{Cos}[\Delta * \text{Pi} / 180] * \left(1 - \frac{L8}{L7}\right);$$

$$FAT = GU * \text{Sin}[\Delta * \text{Pi} / 180] + F11 * \text{Cos}[\varphi * \text{Pi} / 180] - FSN2 * \text{Cos}[\varphi * \text{Pi} / 180];$$

$$FA = \sqrt{FAN^2 + FAT^2};$$

Rückenkraft

FRG

Normalkraft auf Sitzfläche gesamt

Fsitz

Sitztangential

FST

Fußkraft

FA