



Untersuchung von Quetschrisswunden

mittels computergestützter FE-Simulationen

Impressum

Herausgegeben von:	Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. (DGUV) Glinkastraße 40 10117 Berlin Telefon: 030 13001-0 (Zentrale) E-Mail: info@dguv.de Internet: www.dguv.de
Verfasst von:	Jan Zimmermann Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA), Sankt Augustin
Ausgabe:	Juli 2026
Satz und Layout:	IFA
Bildnachweis:	Titelbild: © stock.adobe.com - Synthetic Aesthetics (generiert mit KI)/DGUV; Abbildungen © DGUV; siehe Bildnachweise
ISBN (online):	978-3-948657-74-1
ISSN:	2190-7994
Copyright:	Diese Publikation ist urheberrechtlich geschützt. Die Vervielfältigung, auch auszugsweise, ist nur mit ausdrücklicher Genehmigung gestattet.
Bezug:	Bei Ihrem zuständigen Unfallversicherungsträger oder unter www.dguv.de/publikationen › Webcode: p022894

Kurzfassung

Untersuchung von Quetschrischwunden mittels computergestützter FE-Simulationen

Quetschrischwunden entstehen durch stumpfe Gewalteinwirkung auf den menschlichen Körper und zählen zu den offenen Wundarten, die im Alltag häufig auftreten – etwa infolge von Stürzen, Kollisionen mit Gegenständen oder Unfällen im Sport- und Arbeitsumfeld. In einem Forschungsprojekt der Arbeitsgruppe Biomechanik und Unfallforschung am Institut für Rechtsmedizin der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU) München und des Instituts für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) wurde daher der Verletzungsmechanismus von Quetschrischwunden näher untersucht. Die Forschungshypothese nimmt an, dass die Haut aufgrund der Dehnung aufreißt, die sich beim Anprall infolge der Kompression des Weichgewebes gegen den darunterliegenden Knochen orthogonal zur Richtung der Krafteinwirkung entwickelt.

Eine übersichtliche Darstellung der einzelnen Arbeitspakete wird in diesem Bericht wiedergegeben. Zu Beginn erfolgte eine Literaturrecherche zum Aufbau und Materialverhalten der relevanten Weichgewebe (Haut, Fett- und Muskelgewebe) sowie zur Entstehung von Quetschrischwunden. Anschließend wurden Fallturmexperimente an Weichgewebe vom Schwein durchgeführt, um Grenzwerte für das Auftreten von Quetschrischwunden unter stumpfer Gewalteinwirkung zu bestimmen und experimentelle Daten zur Validierung der Modelle zu gewinnen. Auf Basis der Erkenntnisse wurden Materialmodelle für die drei Gewebetypen (Haut, Fett- und Muskelgewebe) entwickelt, in eine Finite-Elemente-Umgebung (FE-Umgebung) implementiert und in einem mehrstufigen Verfahren gegen Literaturdaten bzw. die resultierenden Versuchsdaten validiert. Zusätzlich wurde das Hautmodell um ein Versagenskriterium ergänzt, um die Verletzungsentstehung abbilden zu können. Im Anschluss wurde der Einfluss unterschiedlicher Randbedingungen – wie Geometrie und Material des einwirkenden Objekts – auf das Verletzungsgeschehen analysiert. Die daraus abgeleitete Datengrundlage erlaubt eine Bewertung des Auftretens von Quetschrischwunden an potenziellen Unfallschwerpunkten. Abschließend wurden die entwickelten Modelle in ein FE-Kopfmodell eines dreijährigen Kindes integriert. Damit wurde exemplarisch ein Unfallszenario, das dem Sturz gegen eine Tischkante ähnelt, simuliert und analysiert.

Insgesamt leisten die Ergebnisse einen Beitrag zur Modellierung von Verletzungsmechanismen und können künftig in der Prävention zur Verbesserung von Sicherheitskonzepten in unterschiedlichen Anwendungsbereichen beitragen.

Abstract

Study of lacerations by means of computer-aided FE simulations

Lacerations are caused by blunt trauma to the human body. They are among the types of open wound common in everyday life, for example as a result of falls, collisions with objects or accidents during sports or at work. For this reason, a research project was conducted by the Crash Injury Research working group at the Institute for Legal Medicine at Ludwig Maximilian University (LMU) in Munich and the Institute for Occupational Safety and Health of the German Social Accident Insurance (IFA), in order to examine the injury mechanism of lacerations more closely. The research hypothesis assumes that the skin tears as a result of the distension occurring orthogonally to the direction of the force during impact when the soft tissue is compressed against the underlying bone.

This report provides an overview of the individual work packages. The first step involved a survey of the literature concerning the structure and material behaviour of the relevant soft tissue (skin, fat and muscle tissue) and the formation of lacerations. Drop-tube tests were then carried out on pig soft tissue to determine the limits for the incidence of lacerations under blunt trauma and to obtain experimental data for validating the models. Based on the findings, material models for the three tissue types (skin, fat and muscle tissue) were developed, implemented in a finite element (FE) environment and validated in a multi-stage process against literature data and the resulting test data. In addition, a failure criterion was added to the skin model to enable the development of injuries to be mapped. The influence of different boundary conditions, such as the geometry and material of the impacting object, upon the injury process was then analysed. The data obtained in this way enables the incidence of lacerations at potential accident foci to be assessed. Finally, the models developed were integrated into an FE head model of a three-year-old child. This was used to simulate and analyse an accident scenario similar to a fall against the edge of a table, which was to serve as an example.

Overall, the results contribute to the modelling of injury mechanisms and can be used in the future in preventive activity for improving safety concepts in a range of areas of application.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
2	Fallturmversuche	10
2.1	Methodik	11
2.2	Ergebnisse	11
2.3	Zusammenfassung	15
3	Entwicklung und Validierung der Materialmodelle	16
3.1	Methodik	16
3.2	Ergebnisse	18
3.3	Zusammenfassung	18
4	Entwicklung Versagensmodell Haut	19
4.1	Methodik	19
4.2	Ergebnisse	20
4.3	Zusammenfassung	21
5	Sensitivitätsstudie	22
5.1	Methodik	22
5.2	Ergebnisse	24
5.3	Zusammenfassung	26
6	Rechnung Menschmodell	27
6.1	Methodik	27
6.2	Ergebnisse	27
6.3	Zusammenfassung	28
7	Zusammenfassung und Ausblick	29
8	Anhang	31
A.0	Statistik: Oberflächliche Zerreißung	31
A.1	Materialmodell Fettgewebe	32
A.2	Materialmodell Muskelgewebe	33
A.3	Material- und Versagensmodell Haut	34
A.4	Versagenskriterien Haut	35
A.5	Ergebnisse Sensitivitätsstudie	36
9	Literatur	37

1 Einleitung

Quetschrischwunden entstehen durch stumpfe Gewalteinwirkung auf den menschlichen Körper und zählen zu den offenen Wundarten, die im Alltag häufig auftreten – etwa infolge von Stürzen, Kollisionen mit Gegenständen oder Unfällen im Sport- und Arbeitsumfeld. Im Gegensatz zu Schnitt- oder Stichverletzungen, die durch scharfkantige Gewalteinwirkung verursacht werden, sind Quetschrischwunden durch unregelmäßige, klaffende Wundränder charakterisiert. Typischerweise finden sich innerhalb der Wunde Haare und Gewebebrücken, bestehend aus Bindegewebe, Blutgefäßen und Nervenfasern. Zudem können Wundtaschen mit unterminierten Wundrändern auftreten. Die typischen Merkmale einer Quetschrischwunde sind in **Abbildung 1** dargestellt.

Obwohl Quetschrischwunden in der Regel als leicht bis mäßig schwer einzustufen sind, erfordern sie stets eine ärztliche Versorgung und führen zu einer Unterbrechung der aktuellen Tätigkeit. Primär ist eine Blutstillung sowie eine sorgfältige Desinfektion notwendig, da das Infektionsrisiko bei dieser Wundart vergleichsweise hoch ist. Die abschließende Wundversorgung – etwa durch Naht oder Gewebekleber – erfolgt auch unter ästhetischen Gesichtspunkten, da es häufig zur Narbenbildung kommt. Die Heilungsdauer beträgt in der Regel zwei bis drei Wochen. Bei größeren oder genähten Wunden ist eine Schonung des betroffenen Hautbereichs erforderlich, um ein Wiederaufreißen zu vermeiden. Besonders bei Kindern gestaltet sich dies aufgrund ihres natürlichen Bewegungsdrangs mitunter schwierig.

Laut Statistik der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) (vgl. Anhang A.0) stellten oberflächliche Zerreißungen, zu denen auch Quetschrischwunden zählen, im Jahr 2018 mit einem Anteil von 20,4 % die zweithäufigste meldepflichtige Verletzungsart dar [1] – nach Erschütterungen und Oberflächenprellungen (24,1 %). Im Bereich Kindertagesbetreuung (Kita und Tagespflege) waren oberflächliche Zerreißungen mit einem Anteil von 35,8 % sogar die häufigste Unfallursache [2]. Wie in **Abbildung 2** zu sehen ist, zeigen Untersuchungen aus US-amerikanischen Notaufnahmen zudem, dass Quetschrischwunden bei Kindern häufiger im Kopfbereich auftreten als bei Erwachsenen [3], wobei Quetschrischwunden am Kopf insbesondere für Kinder – nicht zuletzt im Hinblick auf das kosmetische Ergebnis – als kritisch zu erachten sind.

Trotz der Häufigkeit von Quetschrischwunden ist über deren Entstehungsmechanismus bislang wenig bekannt. Es wird angenommen, dass die Haut aufgrund der Dehnung aufreißt, die sich beim Anprall infolge der Kompression des Weichgewebes gegen den darunterliegenden Knochen orthogonal zur Richtung der Krafteinwirkung entwickelt. Belastbare Studien hierzu fehlen jedoch. Insbesondere existiert keine fundierte Datengrundlage, auf deren Basis sich das Auftreten von Quetschrischwunden in unterschiedlichen Szenarien abschätzen ließe. Eine solche Grundlage wäre jedoch essenziell, um gezielte Präventionsmaßnahmen, z. B. durch sicherheitsorientiertes Design von Einrichtungsgegenständen, zu entwickeln.

Abbildung 1:

Quetschrischwunde. Zu den typischen Merkmalen einer Quetschrischwunde zählen unregelmäßige, klaffende Wundränder sowie Gewebebrücken und Haare innerhalb der Wunde. Zudem können Wundtaschen auftreten.

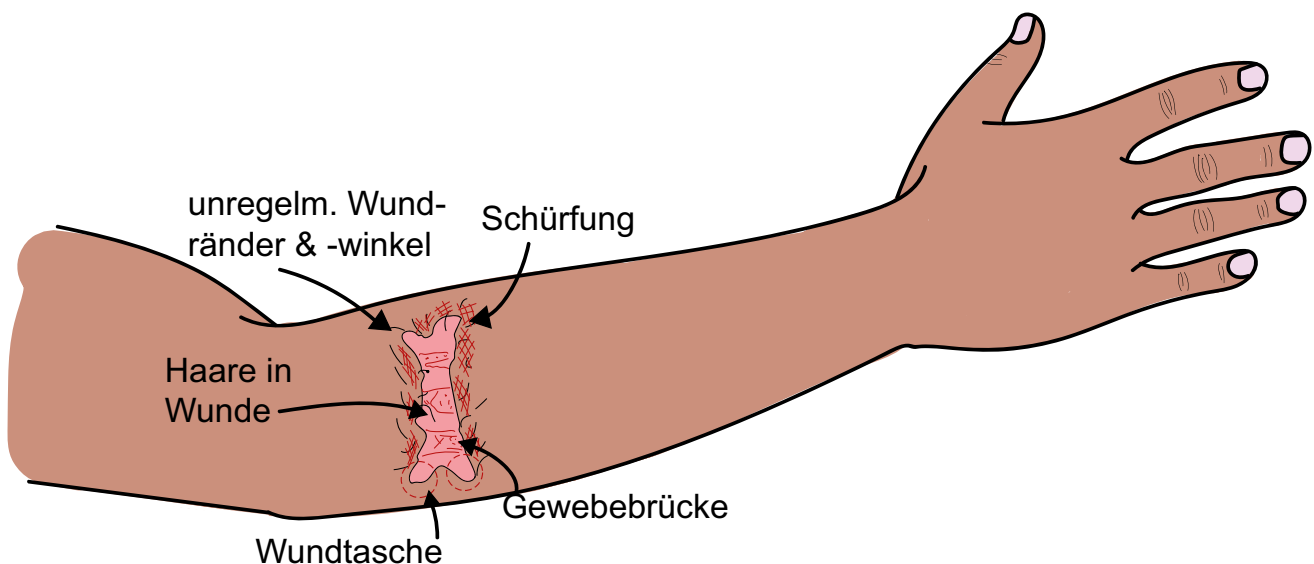
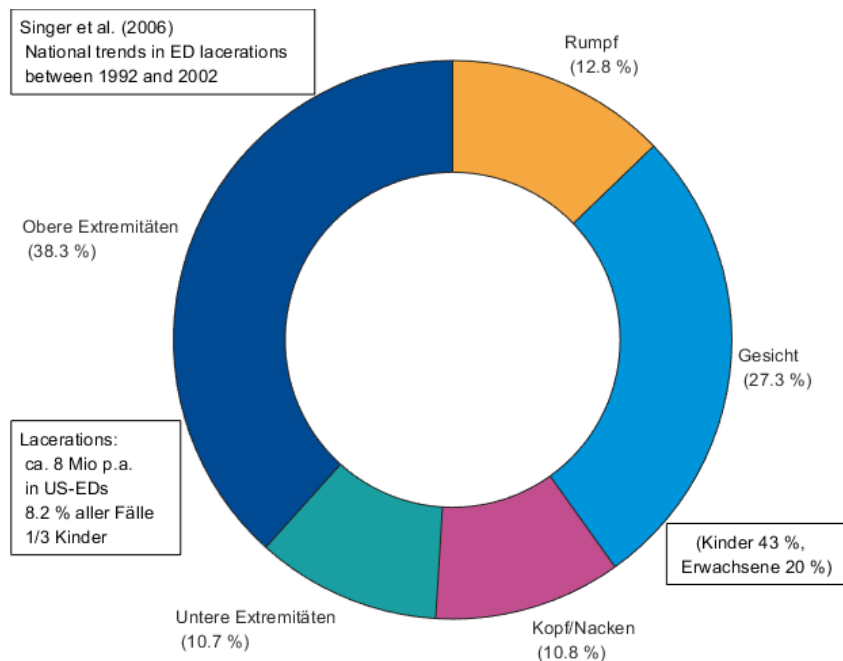


Abbildung 2:

Auftreten von Quetschrischwunden im Bezug zu den Körperregionen. Die Grafik zeigt je nach Körperregion das prozentuale Auftreten von Quetschrischwunden, die zwischen 1992 und 2002 in Notaufnahmen in den USA behandelt wurden. Die ermittelte Anzahl an Quetschrischwunden lagen bei ca. 8 Mio. pro Jahr, was etwa 8,2 % aller Fälle ausmachte. In der Untersuchung betrug der Anteil an Kindern ein Drittel. Für Kinder traten insgesamt 43 % aller Quetschrischwunden im Gesicht auf, wohingegen der Anteil bei Erwachsenen nur 20 % betrug. Quelle: [3]



Die Entstehung von Quetschrischwunden hängt von zahlreichen Faktoren ab: Richtung, Geschwindigkeit, Geometrie und Material des einwirkenden Objekts sowie individuellen Eigenschaften wie Alter, Gewebestruktur und Anthropometrie. So ist beispielsweise bei Kindern aufgrund des geringeren subkutanen Fettgewebes und der geringeren Steifigkeit des Schädels von einem anderen Verletzungsrisiko für Quetschrischwunden als bei Erwachsenen auszugehen.

Eine vielversprechende Methode zur Untersuchung dieser komplexen Zusammenhänge bietet die Finite-Elemente-Methode (FE-Methode). Mit ihr lässt sich das biomechanische Verhalten von Weichgeweben unter verschiedenen Belastungsbedingungen simulieren. So können Dehnungen und Spannungen auf Gewebeebene quantifiziert und Verletzungen anhand geeigneter Versagenskriterien modelliert werden. Nach erfolgter Validierung ermöglicht die FE-Methode zudem die systematische Untersuchung einer Vielzahl von Einflussgrößen – ein klarer Vorteil gegenüber rein experimentellen Ansätzen.

In der Verletzungsbiomechanik findet die FE-Methode daher zunehmend Anwendung, etwa zur Bewertung von

Schutzausrüstung für den Verkehrs-, Sport- oder Militärbereich. Auch in der Industrie – insbesondere im Automobilsektor – werden computergestützte Menschmodelle zur Simulation von Verletzungsmechanismen eingesetzt.

Für eine realitätsnahe Bewertung sind jedoch validierte Modelle erforderlich, d. h. die Simulation muss durch experimentelle Daten überprüft und abgesichert werden, was sich in der Regel sehr aufwändig gestaltet. Die bisher entwickelten Menschmodelle wurden meist zur Untersuchung von Verkehrsunfallszenarien konzipiert und validiert. Bei diesen Szenarien treten in der Regel hohe Geschwindigkeiten auf, weshalb der Einfluss der Weichgewebe nur qualitativ abgebildet wird und sich die Verletzungsbetrachtung vor allem auf schwerwiegende Verletzungen konzentriert. Bei Quetschrischwunden hingegen – etwa infolge von Stürzen – treten deutlich geringere Geschwindigkeiten auf. Für derartige Szenarien muss der Einfluss der Weichgewebe nicht nur qualitativ, sondern auch quantitativ erfasst und das Verletzungsgeschehen in der Simulation explizit abgebildet werden.

Dies stellt bei biologischen Weichgeweben eine Herausforderung dar, da deren Materialverhalten sehr komplex

1 Einleitung

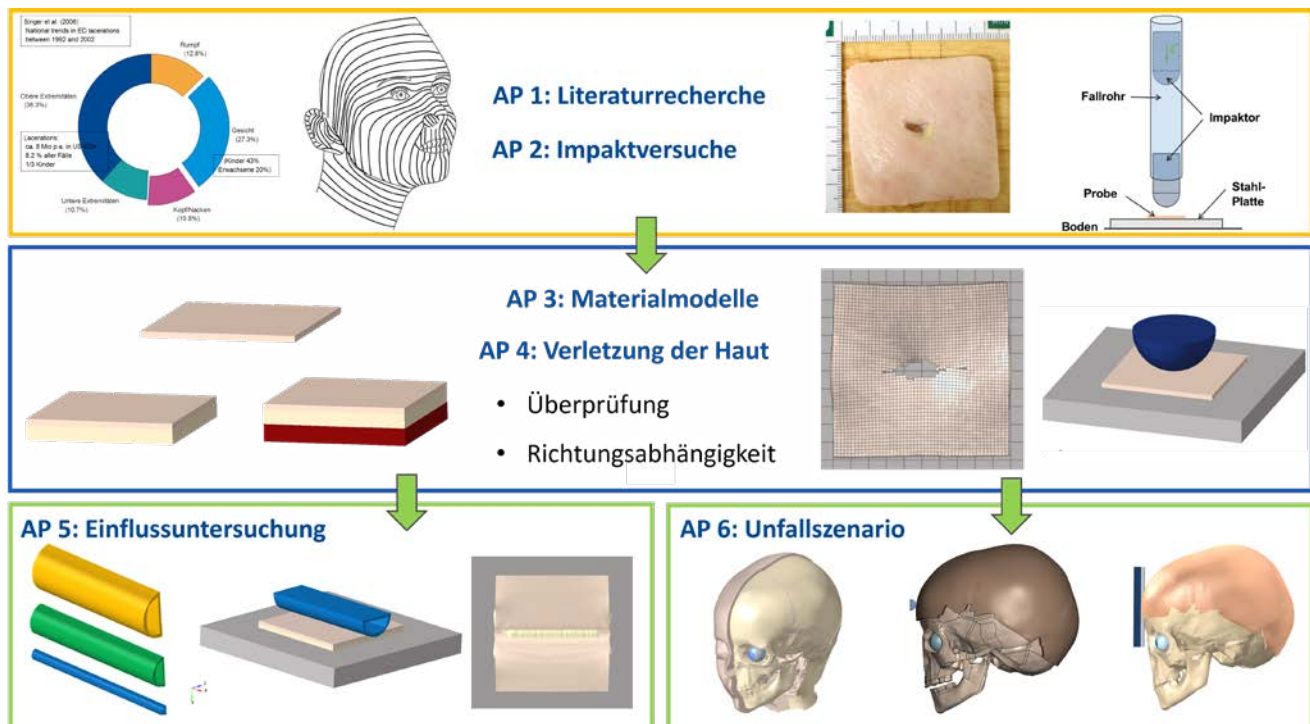
ist und unter anderem hohe Deformationen, Nichtlinearität sowie unterschiedliches Verhalten je nach Belastungsart umfasst. Haut weist zudem richtungsabhängiges Materialverhalten auf, das in Bezug zu den sogenannten Langer-Linien steht. Die Langer-Linien wurden 1861 entdeckt [4] und stehen im Zusammenhang mit der Ausrichtung des Kollagenfasernetzwerks in der Dermis der Haut [5]. So verhält sich die Haut steifer in Zug parallel zu den Langer-Linien als quer zu den Langer-Linien. Studien zeigen, dass die Wundränder von Quetschrischwunden nach stumpfen Traumata im Gesicht häufig entlang dieser Linien verlaufen [6], weshalb das richtungsabhängige Verhalten der Haut in der Modellierung berücksichtigt werden muss.

Ziel dieses Vorhabens war es daher, valide Materialmodelle für Weichgewebe sowie ein valides Versagensmodell für Haut unter stumpfer Gewalteinwirkung zu entwickeln. Damit sollte der Verletzungsvorgang von Quetschrischwunden näher untersucht und eine Datenbasis zur Abschätzung des Auftretens von Quetschrischwunden in verschiedenen Szenarien geschaffen werden. Somit können die Risiken für die Entstehung von Quetschrischwunden an verschiedenen Unfallschwerpunkten abgeschätzt werden.

Zur Umsetzung des Vorhabens wurde dieses in sechs Arbeitspakete (AP) untergliedert (**Abbildung 3**):

Abbildung 3:

Übersicht der durchgeführten Arbeitspakete. Zur Durchführung des Vorhabens wurde dieses in sechs verschiedene Arbeitspakete untergliedert, wobei die verschiedenen Arbeitspakete aufeinander aufbauten.



Arbeitspaket 1:

Zu Beginn erfolgte eine umfassende Literaturrecherche zum Aufbau und Materialverhalten der relevanten Weichgewebe (Haut, Fett- und Muskelgewebe) sowie zur Entstehung von Quetschrissswunden.

Arbeitspaket 2:

Anschließend wurden Fallturmexperimente an Weichgewebe vom Schwein durchgeführt, um Grenzwerte für das Auftreten von Quetschrissswunden unter stumpfer Gewaltwirkung zu bestimmen und experimentelle Daten zur Validierung der Modelle zu gewinnen.

Arbeitspaket 3:

Auf Basis der Erkenntnisse aus AP 1 und 2 wurden Materialmodelle für die drei Gewebetypen entwickelt, in eine FE-Umgebung implementiert und in einem mehrstufigen Verfahren gegen Literaturdaten bzw. die resultierenden Versuchsdaten aus AP 2 validiert.

Arbeitspaket 4:

Das Hautmodell wurde um ein Versagenskriterium ergänzt, um die Verletzungsentstehung abbilden zu können. Auch dieses Modell wurde in die Simulationsumgebung eingebunden und in einem mehrstufigen Verfahren gegen Literaturdaten bzw. die resultierenden Versuchsdaten aus AP 2 validiert.

Arbeitspaket 5:

Im Anschluss wurde der Einfluss unterschiedlicher Randbedingungen wie Geometrie und Material des einwirkenden Objekts auf das Verletzungsgeschehen analysiert. Die daraus abgeleitete Datengrundlage erlaubt eine Bewertung des Auftretens von Quetschrissswunden an potenziellen Unfallschwerpunkten.

Arbeitspaket 6:

Abschließend wurden die entwickelten Modelle in ein FE-Kopfmodell eines dreijährigen Kindes integriert. Damit wurde exemplarisch ein Unfallszenario, das dem Sturz gegen eine Tischkante ähnelt, ihn simuliert und analysiert.

2 Fallturmversuche

In diesem Arbeitspaket wurden Experimente zur Validierung von Weichgewebe unter stumpfer Gewalteinwirkung geplant und durchgeführt. Dazu wurden an einem Fallprüfstand verschiedene Gewebetypen untersucht – darunter Haut, Fettgewebe, Muskelgewebe, ein Verbund aus Haut und Fettgewebe sowie ein Verbund aus Haut, Fett- und Muskelgewebe. Diese Gewebeproben wurden mit zwei unterschiedlichen Impaktorgeometrien und bei verschiedenen Energieniveaus belastet. Geeignete Impaktorgeometrien und Energieniveaus wurden zuvor in insgesamt $k = 276$ Vorversuchen ermittelt [7].

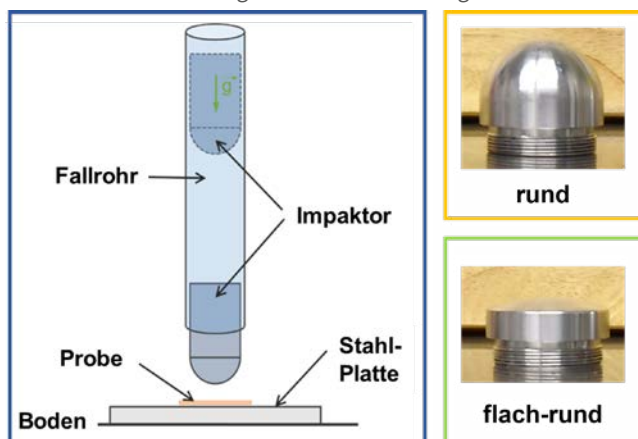
2.1 Methodik

In den Fallturmversuchen wurde ein Impaktor verwendet, der reibungsfrei in einer Fallröhre geführt und aus verschiedenen Höhen auf unterschiedliche Gewebeproben fallengelassen wurde, die auf einer Stahlplatte positioniert waren (vgl. Abbildung 1). Zum Einsatz kamen zwei Impaktorgeometrien (**Abbildung 4**): ein halbkugelförmiger Impaktor mit einem Radius von 18 mm (im Folgenden als runder Impaktor bezeichnet) und ein Impaktor mit einem Radius von 55 mm (im Folgenden als flach-runder Impaktor bezeichnet). Beide Impaktoren wiesen jeweils eine Masse von 0,9 kg auf.

Für jeden Gewebetyp wurden mindestens drei verschiedene Energieniveaus getestet. Die jeweilige Impaktenergie wurde gemäß der Formel $E = m \times g \times h$ berechnet. Dabei wurde ein Energielevel so gewählt, dass nach dem Impact keine sichtbare Gewebeerletzung auftrat, ein zweites, bei dem eine deutliche Verletzung erkennbar war, und ein drittes, das zwischen diesen beiden lag, um den Übergangsbereich zu erfassen.

Abbildung 4:

Fallturmsetup. Die Versuchsproben wurden auf einer Stahlplatte unter dem Fallturm platziert und mit den verschiedenen Impaktorgeometrien aus unterschiedlichen Fallhöhen und somit mit unterschiedlichen Energieniveaus beaufschlagt.



Die Versuchsproben bestanden aus frischem Schweinegewebe aus dem Abdominalbereich, das am jeweiligen Versuchstag präpariert und auf ein Maß von 5×5 cm zugeschnitten wurde. Die Gewebedicke entsprach dem nativen Zustand des Gewebes und wurde nicht verändert. Vor Versuchsbeginn wurde die Dicke jeder Probe an der Impactstelle mittels Ultraschall gemessen. Während des Versuchs wurde die Beschleunigung des Impaktors mit einem Beschleunigungssensor aufgezeichnet, der im Impaktor fest verschraubt war. Nach jedem Versuch wurde die Gewebeerletzung der jeweiligen Probe dokumentiert. Zur systematischen Auswertung wurden die Proben in drei Kategorien eingeteilt:

- Unverletzt: keine makroskopisch erkennbaren Gewebeschäden (Kennzeichnung: „0“, blauer Punkt)
- Verletzt: sichtbare Beschädigung, jedoch kein vollständiger Riss durch das komplette Gewebe (Kennzeichnung: „0,5“, grünes Quadrat)
- Gerissen: vollständiger Riss durch das komplette Gewebe (Kennzeichnung: „1“, rote Raute)

Insgesamt wurden $n = 177$ Versuche mit Energien zwischen 0,44 und 17,66 J durchgeführt. Eine Übersicht der Versuchsanzahl ist in **Tabelle 1** dargestellt. Die vollständige Versuchsmatrix findet sich in den jeweiligen Ergebniskapiteln. Im Folgenden werden exemplarisch die Ergebnisse für Haut sowie einen Verbund aus Haut und Fettgewebe dargestellt, da diese Gewebetypen für die Entstehung von Quetschrissschäden als besonders relevant angesehen werden.

Tabelle 1:

Versuchsmatrix. Dargestellt ist die Versuchsanzahl für die verschiedenen Gewebetypen und Impaktorgeometrien.

Probentyp	Impaktorgeometrie	
	flach-rund	rund
Haut	$n = 41$	$n = 39$
Fettgewebe	$n = 14$	$n = 15$
Muskelgewebe	$n = 12$	$n = 13$
Haut + Fettgewebe	$n = 12$	$n = 13$
Haut + Fettgewebe + Muskelgewebe	$n = 7$	$n = 11$
Insgesamt	$k = 177$	

2.2 Ergebnisse

2.2.1 Haut

Für Haut wurden mit dem flach-runden Impaktor Versuche bei sieben verschiedenen Energieniveaus zwischen 0,44 und 7,06 J durchgeführt. Mit dem runden Impaktor erfolgten Tests bei sechs Energieniveaus im Bereich von 0,44 bis 4,41 J. Die jeweilige Versuchsmatrix ist in **Tabelle 2** (flach-runder Impaktor) und **Tabelle 3** (runder Impaktor) dargestellt.

Die durchschnittliche Dicke der verwendeten Hautproben lag zwischen 1,4 und 3,4 mm und betrug im Mittel 2,0 mm. Mit beiden Impaktorgeometrien konnten Proben erzeugt werden, die den drei Kategorien – unverletzt, verletzt und gerissen – zugeordnet werden konnten. Beispiele für jede dieser Kategorien sind in **Abbildung 5** dargestellt.

Abbildung 6 zeigt für beide Impaktorgeometrien die Beziehung zwischen dem Energieeintrag und dem Auftreten von Verletzungen. Mehrfachversuche mit identischem Energieeintrag und gleichem Ergebnis wurden durch Zahlenangaben neben den jeweiligen Datenpunkten kenntlich gemacht.

Der niedrigste Energieeintrag, bei dem eine Verletzung bzw. ein vollständiger Riss auftrat, lag für den flach-runden Impaktor bei 1,77 bzw. 3,53 J. Beim runden Impaktor wurden Verletzungen ab 0,44 J und Risse ab 1,77 J beobachtet.

Tabelle 2:

Versuchsmatrix Haut, flach-runde Impaktorgeometrie. Für jedes Experiment sind die unterschiedlichen Fallhöhen, die zugehörigen Energieeinträge und die Versuchszahl pro Konstellation angegeben.

Impaktor flach-rund (r = 55 mm)							
	Niedrig	Mittel I	Mittel II	Mittel III	Hoch I	Hoch II	Hoch III
Energie [J]	0,44	0,88	1,77	2,65	3,53	7,06	8,83
Fallhöhe [cm]	5	10	20	30	40	80	100
Versuche [-]	9	2	9	8	7	7	1

Tabelle 3:

Versuchsmatrix Haut, runde Impaktorgeometrie. Für jedes Experiment sind die unterschiedlichen Fallhöhen, die zugehörigen Energieeinträge, sowie die Versuchszahl pro Konstellation angegeben.

Impaktor rund (r = 18 mm)						
	Niedrig	Mittel I	Mittel II	Mittel III	Hoch I	Hoch II
Energie [J]	0,44	0,88	1,77	2,65	3,53	4,41
Fallhöhe [cm]	5	10	20	30	40	50
Versuche [-]	9	2	9	8	7	3

2 Fallturmversuche

Abbildung 5:

Verletzungsbilder. Die getesteten Proben wurden in drei Kategorien – unverletzt, verletzt und gerissen eingeteilt, wobei gerissene Proben einen Riss über die gesamte Probendicke aufwiesen.

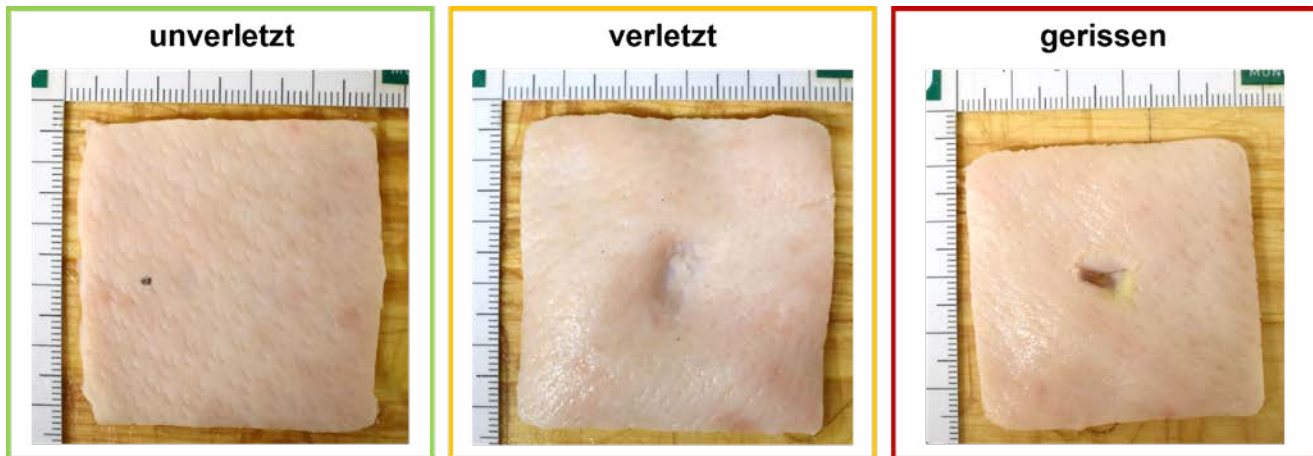
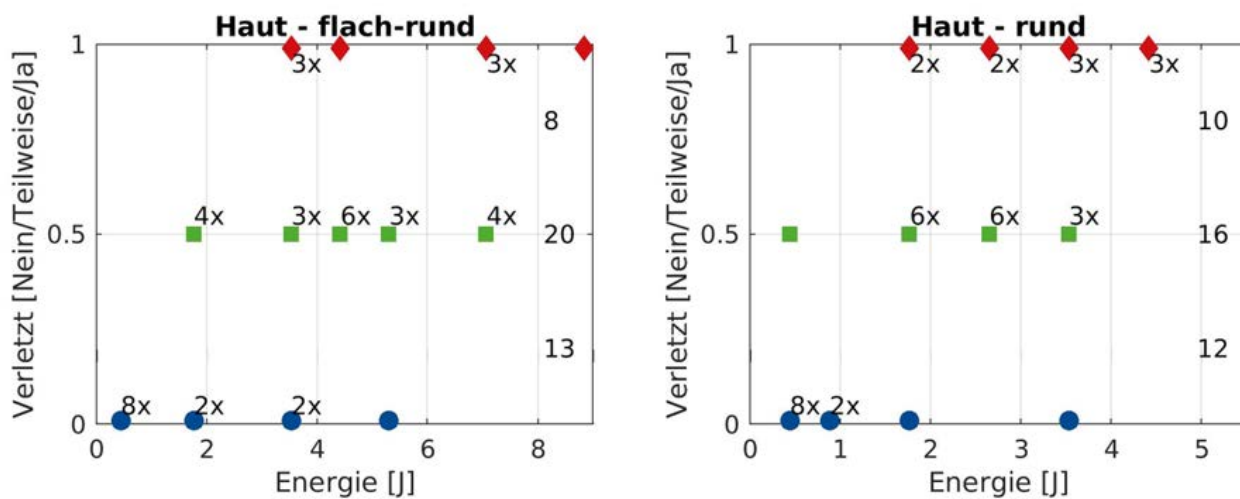


Abbildung 6:

Verletzungsentstehung über den Energieeintrag, Haut, flach-runde (links) bzw. runde (rechts) Impaktorgeometrie. Gezeigt ist die Probenverletzung für jedes Experiment über den jeweiligen Energieeintrag (blau = keine Verletzung, grün = Verletzung, rot = Riss). Mehrere Versuche mit demselben Ergebnis bei gleichem Energieeintrag sind durch Zahlenangaben neben den Datenpunkten gekennzeichnet. Zusätzlich kann jedem Diagramm die Gesamtanzahl der Versuche mit nicht verletzten, verletzten bzw. gerissenen Proben entnommen werden.



2.2.2 Verbund aus Haut und Fettgewebe

Für Proben, die aus einem Verbund von Haut und Fettgewebe bestanden, wurden mit beiden Impaktorgeometrien Versuche bei drei unterschiedlichen Energieniveaus durchgeführt. Die getesteten Energien lagen für den flach-runden Impaktor zwischen 0,44 und 13,24 J, für den runden Impaktor zwischen 0,44 und 8,83 J. Die jeweilige Versuchsmatrix ist **Tabelle 4** (flach-runder Impaktor) bzw. **Tabelle 5** (runder Impaktor) zu entnehmen.

Die durchschnittliche Gesamtdicke der untersuchten Proben lag zwischen 5,0 und 9,3 mm, mit einem Mittelwert von 6,6 mm. Die mittlere Dicke der einzelnen Gewebeschichten betrug 2,1 mm für die Haut (Bereich: 1,7 bis 2,9 mm) und 4,4 mm für das Fettgewebe (Bereich: 2,9 bis 6,3 mm).

Mit beiden Impaktorgeometrien konnten Proben erzeugt werden, die den Kategorien unverletzt, verletzt sowie gerissen zugeordnet werden konnten. **Abbildung 7** zeigt die Beziehung zwischen dem Energieeintrag und dem Auftreten von Verletzungen für beide Impaktoren. Mehrfachversuche mit gleichem Energieeintrag und identischem Ergebnis wurden durch Zahlenangaben neben den entsprechenden Datenpunkten markiert. Der niedrigste Energieeintrag, bei dem eine Verletzung bzw. ein vollständiger Riss beobachtet wurde, betrug beim flach-runden Impaktor 7,06 bzw. 13,24 J. Beim runden Impaktor traten erste Verletzungen bereits ab 0,44 J auf, vollständige Risse ab 4,41 J.

Tabelle 4:

Versuchsmatrix Verbund aus Haut und Fettgewebe, flach-runde Impaktorgeometrie. Für jedes Experiment sind die unterschiedlichen Fallhöhen, die zugehörigen Energieeinträge, sowie die Versuchsanzahl pro Konstellation angegeben.

Impaktor flach-rund (r = 55 mm)			
	Niedrig	Mittel	Hoch
Energie [J]	0,44	7,06	13,24
Fallhöhe [cm]	5	80	150
Versuche	4	4	3

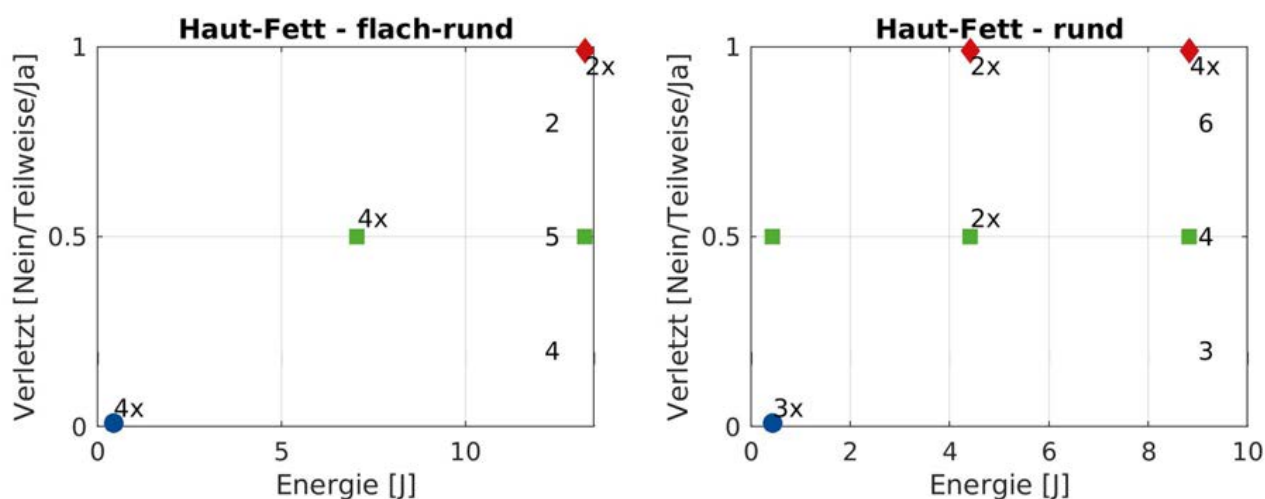
Tabelle 5:

Versuchsmatrix Verbund aus Haut und Fettgewebe, runde Impaktorgeometrie. Für jedes Experiment sind die unterschiedlichen Fallhöhen, die zugehörigen Energieeinträge, sowie die Versuchsanzahl pro Konstellation angegeben.

Impaktor rund (r = 18 mm)			
	Niedrig I	Mittel I	Mittel II
Energie [J]	0,44	4,41	8,83
Fallhöhe [cm]	5	50	100
Versuche	4	4	5

Abbildung 7:

Verletzungsentstehung über den Energieeintrag, Verbund aus Haut und Fettgewebe, flach-runde (links) bzw. runde (rechts) Impaktorgeometrie. Gezeigt ist die Probenverletzung für jedes Experiment über den jeweiligen Energieeintrag (blau = keine Verletzung, grün = Verletzung, rot = Riss). Mehrere Versuche mit demselben Ergebnis bei gleichem Energieeintrag sind durch Zahlenangaben neben den Datenpunkten gekennzeichnet. Zusätzlich kann jedem Diagramm die Gesamtanzahl der Versuche mit nicht verletzten, verletzten bzw. gerissenen Proben entnommen werden.



2.2.3 Beschleunigungsdaten

Bei jedem Versuch wurde die Beschleunigung des Impaktors während des Impakts aufgezeichnet. Diese Messdaten dienen vorrangig als Grundlage zur Validierung der nachfolgenden computergestützten Simulationen. Dabei wird das Versuchssetup numerisch abgebildet und die simulierte Beschleunigung mit den experimentell ermittelten Werten verglichen.

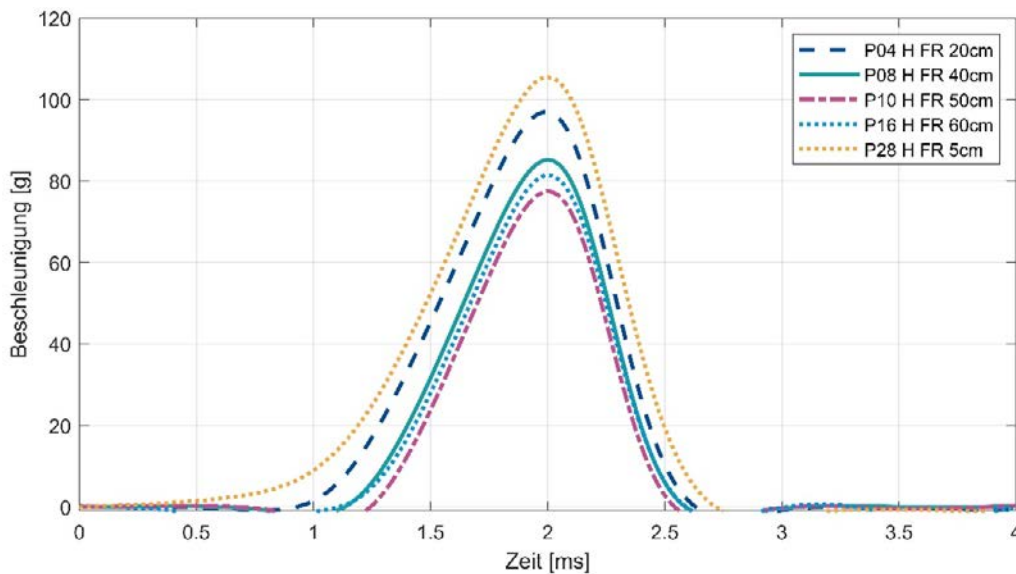
Abbildung 8 zeigt exemplarisch Beschleunigungskurven für verschiedene Fallhöhen bei Fallturmversuchen auf Hautproben mit dem flach-runden Impaktor. Zu Beginn steigt die Beschleunigung an, bis ein Maximalwert erreicht wird. Dieser Abschnitt entspricht der Belastungsphase, in der der Impaktor die Probe komprimiert und dabei abgebremst wird. Das Maximum der Beschleunigung markiert den Umkehrpunkt der Impaktorbewegung.

Nach vollständiger Kompression löst sich der Impaktor wieder von der Probe und bewegt sich nach oben. Dieser Abschnitt wird als Entlastungsphase bezeichnet.

Aus den Beschleunigungsdaten ließen sich die maximal auftretenden Kräfte rechnerisch abschätzen. Für die gerissenen Hautproben (1) lagen diese im Mittel bei 767 N (rund) bzw. 611 N (flach-rund), wobei minimal 86 N und maximal 1 194 N auftraten. Auch die nicht gerissenen Proben (0 und 0,5) lagen im Mittel mit 865 N (rund) bzw. 707 N (flach-rund) in einem ähnlichen Bereich, wenn nicht sogar leicht höher, obwohl die aufgebrachte Energie geringer war. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass für gerissene Proben ein Teil der aufgebrachten Energie nicht nur in die Impaktor-Beschleunigung, sondern auch in die Riss-Entstehung eingeht.

Abbildung 8:

Beschleunigungskurven bei unterschiedlichen Fallhöhen, Haut, flach-runder Impaktor. Gezeigt sind exemplarische Fallkurven für die einzelnen Fallhöhen. Die Kurven sind so dargestellt, dass die Maxima übereinander liegen.



2.3 Zusammenfassung

In den durchgeführten Versuchen konnten für nahezu alle Gewebetypen Proben erzeugt werden, die den Kategorien unverletzt, verletzt und gerissen zugeordnet werden konnten. Eine Ausnahme bildeten lediglich die Proben, die aus einem Verbund von Haut, Fett- und Muskelgewebe bestanden: Für diesen Probenotyp konnte mit dem flach-runden Impaktor bei keinem der getesteten Energieniveaus ein vollständiger Riss erzeugt werden.

Tabelle 6 gibt einen Überblick über die jeweils minimalen Energieeinträge, die zur Erzeugung eines vollständigen Risses erforderlich waren – getrennt nach Probenotyp und

Impaktorgeometrie. Ein Vergleich dieser Minimalwerte zeigt, dass für alle Gewebetypen mit dem flach-runden Impaktor höhere Energien zur Riss erzeugung erforderlich waren als mit dem runden Impaktor. Der Radius der Impaktorgeometrie beeinflusst somit unabhängig vom Gewebetyp die Verletzungsentstehung: Ein kleinerer Radius begünstigt das Auftreten einer Gewebsverletzung.

Die gewonnenen Versuchsdaten stellen, zusammen mit den Ergebnissen der Vorversuche [7], eine belastbare Grundlage sowohl für die anschließende Entwicklung und Validierung der Materialmodelle der einzelnen Weichgewebsschichten als auch des Versagensmodells für Haut dar.

Tabelle 6:

Minimale Energieeinträge zur Rissentstehung. Dargestellt ist jeweils der minimale Energieeintrag zur Erzeugung eines Risses für alle Probenotypen für die beiden Impaktorgeometrien.

Probenotyp	Impaktorgeometrie	
	flach-rund [J]	rund [J]
Haut	3,53	1,77
Fett	1,77	0,88
Muskel	2,65	0,88
Haut + Fettgewebe	13,24	4,41
Haut + Fettgewebe + Muskelgewebe	-	13,24

3 Entwicklung und Validierung der Materialmodelle

In Arbeitspaket 3 wurden Materialmodelle der oberflächennahen Weichgewebe, d. h. Haut, Fett- und Muskelgewebe, entwickelt. Anschließend wurden die Modelle in einer FE-Umgebung eingebunden und in einem mehrstufigen Verfahren gegen Literaturdaten und die Beschleunigungsdaten aus Arbeitspaket 2 validiert.

3.1 Methodik

Auf Grundlage der Literaturrecherche aus Arbeitspaket 1 wurde für jeden Gewebetyp ein geeignetes Materialmodell mit passenden Materialparametern ausgewählt. Die erste Bewertung erfolgte rein analytisch.

Anschließend wurden die Modelle in eine FE-Umgebung implementiert und schrittweise gegen experimentelle Daten validiert. Dazu wurden die entsprechenden Versuche als numerisches Setup abgebildet und mit den entwickelten Materialmodellen simuliert. Die Simulationsergebnisse wurden mit den experimentellen Ergebnissen verglichen und die Materialparameter der Modelle iterativ angepasst, bis eine bestmögliche Übereinstimmung erreicht war.

Die Validierung erfolgte mehrstufig, jeweils für Belastungsfälle mit zunehmender Komplexität. Eine Übersicht des Validierungsprozesses ist in **Abbildung 9** dargestellt.

In der ersten Validierungsstufe wurden die Materialmodelle verschiedenen Lastfällen aus der Literatur gegenübergestellt – Zug-, Druck- und Schubversuchen. **Tabelle 7** zeigt eine Übersicht der simulierten Versuche für jeden Gewebetyp. Für Haut wurden aufgrund ihres richtungsabhängigen Verhaltens sowohl Zugversuche parallel als auch quer zu den Langer-Linien berücksichtigt.

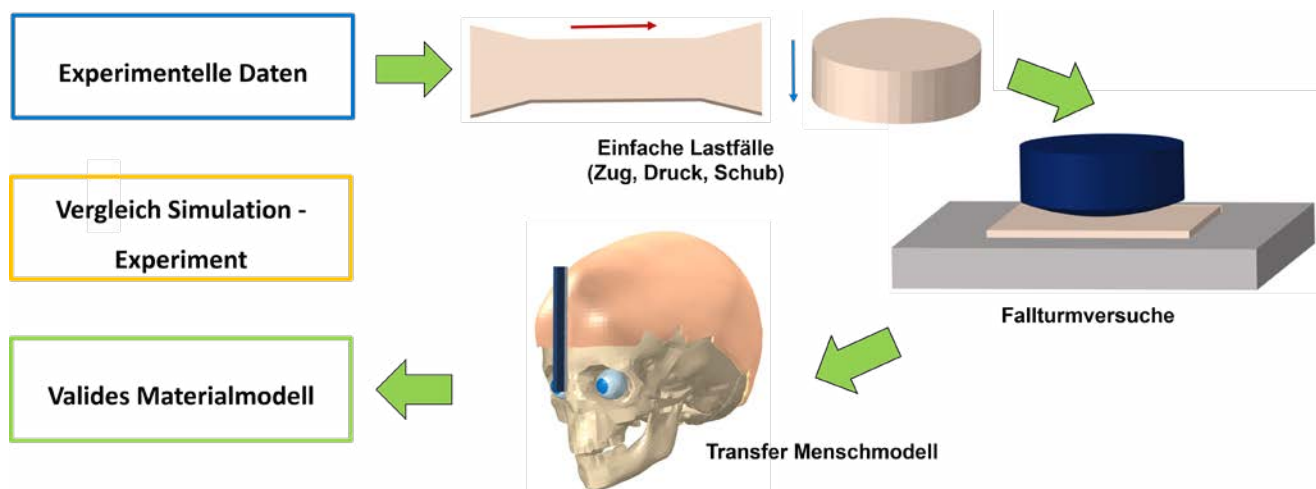
Tabelle 7:

Validierungslastfälle Materialmodelle. Der Tabelle sind für jeden Gewebetyp die untersuchten Lastfälle zu entnehmen.

Gewebe	Belastungsart
Haut	Uniaxialer Druck
	Zug parallel zu den Langer-Linien
	Zug quer zu den Langer-Linien
Fettgewebe	Uniaxialer Druck
	Einfacher Schub
Muskelgewebe	Uniaxialer Druck
	Uniaxialer Zug
	Einfacher Schub

Abbildung 9:

Validierung der Materialmodelle. Die Materialmodelle der Weichgewebe wurden in einem mehrstufigen Verfahren validiert, wobei die Komplexität der Lastfälle mit jeder Stufe zunahm. Am Ende des Prozesses wurden die Modelle auf das Kopfmodell eines Kindes übertragen (vgl. Arbeitspaket 6).



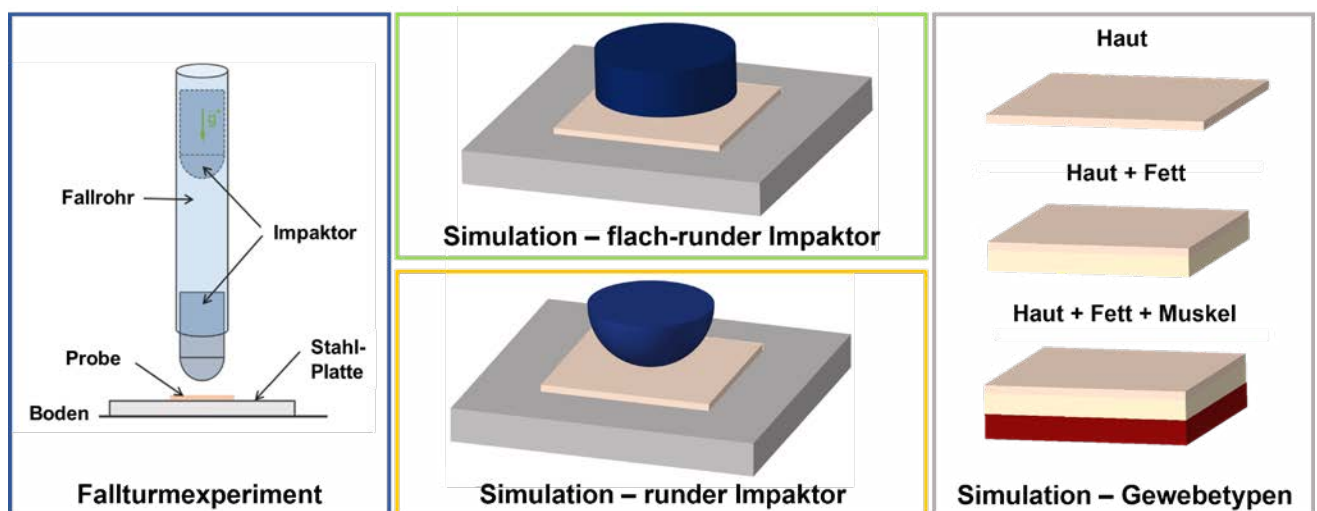
Die zweite Validierungsstufe erfolgte anhand der Fallturmxperimente aus Arbeitspaket 2. Hierfür wurde das Versuchssetup in ein FE-Modell überführt; unterschiedliche Energieniveaus konnten dabei über die Initialgeschwindigkeit des Impaktors in der Simulation abgebildet werden. Für jede Impaktorgeometrie wurde ein separates Modell erstellt. Die Simulationen wurden sowohl für jeden Gewebetyp einzeln als auch für den jeweiligen Gewebeverbund (Haut und Fettgewebe bzw. Haut, Fett- und

Muskelgewebe) durchgeführt. Eine Übersicht des Simulationssetups ist in **Abbildung 10** dargestellt.

Zur Validierung wurden die Beschleunigungskurven des Impaktors aus den Experimenten mit denen aus der Simulation verglichen. Dabei wurden ausschließlich Versuche ohne Gewebeversagen berücksichtigt, da in diesem Validierungsschritt noch kein Versagensverhalten modelliert wurde.

Abbildung 10:

Simulation der Fallturmxperimente. Zur Validierung der Materialmodelle wurde der Versuchsaufbau in ein FE-Modell überführt. Dabei wurden sowohl die unterschiedlichen Impaktorgeometrien als auch Gewebetypen berücksichtigt.



3.2 Ergebnisse

Fett- und Muskelgewebe wurden jeweils mit einem isotropen Ogden-Modell abgebildet (vgl. Anhang A.1 und A.2). Dieses Modell wurde ursprünglich zur Simulation von gummiartigen Materialien bei hohen Deformationen entwickelt, findet mittlerweile aber auch breite Anwendung in der Modellierung biologischer Weichgewebe [8, 9].

Für die Haut wurde allerdings ein anisotropes, d. h. richtungsabhängiges, Materialmodell gewählt, das die Kollagenfasern in der Haut und deren Orientierung berücksichtigt (vgl. Anhang A.3). Diese Modellwahl war erforderlich, da der Entstehungsmechanismus von Quetschrischwunden richtungsabhängig ist und mit der Ausrichtung der Kollagenfasern in Zusammenhang steht [5, 6]. Um das Auftreten von Quetschrischwunden im Folgenden quantitativ sinnvoll erfassen zu können, muss zunächst dieser Mechanismus realitätsnah abgebildet werden können.

Alle Materialmodelle konnten erfolgreich validiert werden. Die Simulationsergebnisse zeigten eine gute

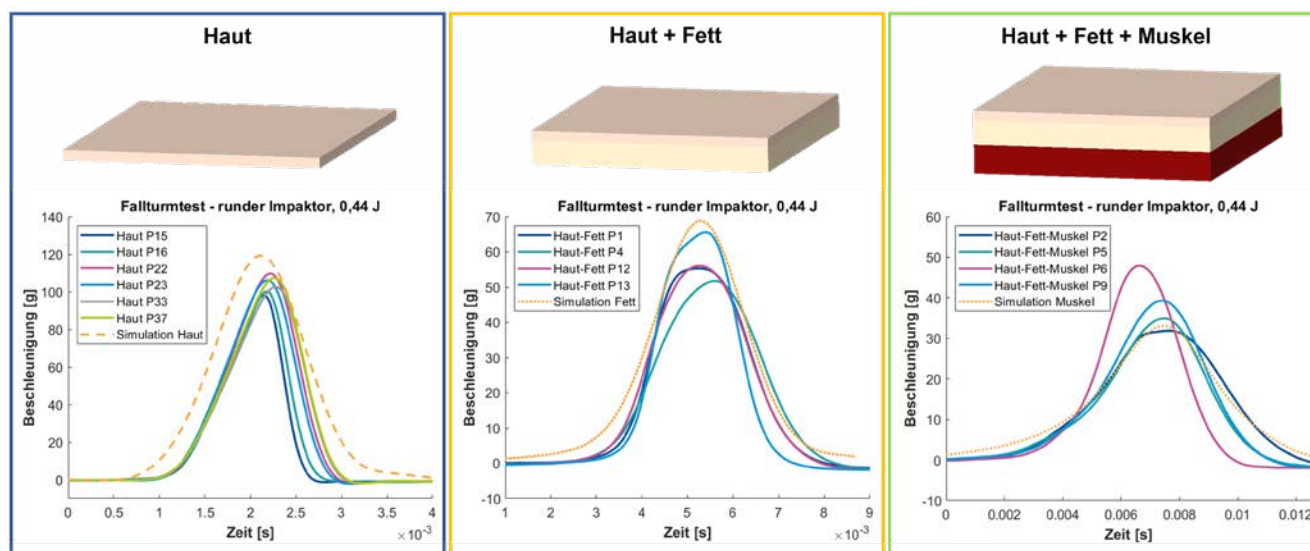
Übereinstimmung mit den Literaturdaten und den Fallturmversuchen aus Arbeitspaket 2. **Abbildung 11** veranschaulicht exemplarisch den Vergleich zwischen experimentellen Ergebnissen und Simulationsergebnissen für das Fallturmsetup mit dem runden Impaktor bei einem Energieniveau von 0,44 J für Haut, einen Verbund aus Haut- und Fettgewebe und einen Verbund aus Haut, Fett- und Muskelgewebe. Auf die Darstellung weiterer Ergebnisse wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet.

3.3 Zusammenfassung

In diesem Arbeitspaket konnten Materialmodelle für Haut, Fett- und Muskelgewebe entwickelt, in eine FE-Umgebung implementiert und gegen experimentelle Daten validiert werden. Diese Grundlage war essenziell für alle folgenden Arbeitspakete: Ein belastbares Hautmodell war Voraussetzung für die spätere Implementierung eines Versagenskriteriums, und nur durch die Modellierung von Fett- und Muskelgewebe konnte die dämpfende Wirkung der darunterliegenden Schichten bei stumpfer Gewalteinwirkung realistisch abgebildet werden.

Abbildung 11:

Ergebnisse Validierung Materialmodelle. Die Materialmodelle konnten erfolgreich gegen die experimentellen Daten validiert werden. Gezeigt sind exemplarisch die Ergebnisse des Fallturmsetups mit dem runden Impaktor bei einem Energieniveau von 0,44 J für verschiedene Gewebekombinationen. Es konnte eine gute Übereinstimmung zwischen den Simulationsergebnissen (gelb) und den experimentellen Ergebnissen erzielt werden.



4 Entwicklung Versagensmodell Haut

In diesem Arbeitspaket wurde das Materialmodell der Haut um ein Versagenskriterium ergänzt, um die Entstehung einer Quetschrissswunde abbilden zu können. Das Modell wurde ebenfalls in einer FE-Umgebung implementiert und in einem mehrstufigen Verfahren gegen Literaturdaten sowie die Verletzungsdaten aus Arbeitspaket 2 validiert.

4.1 Methodik

Basierend auf der Literaturrecherche aus Arbeitspaket 1 wurden zunächst potenziell geeignete Versagenskriterien für Haut identifiziert, z. B. Von-Mises-Spannung, Von-Mises-Dehnung, erste Hauptspannung, erste Hauptdehnung, dritte Hauptdehnung und Druck. Die Eignung dieser Kriterien wurde mithilfe der in Arbeitspaket 3 erzielten Simulationsergebnisse analysiert. Auf Grundlage dieser Analyse wurde ein geeignetes Kriterium inklusive eines initialen Schwellenwerts ausgewählt (vgl. Anhang A.4).

Im Anschluss wurde das bestehende Materialmodell für Haut um dieses Versagenskriterium erweitert und gemäß der in Arbeitspaket 3 etablierten Methodik in eine FE-Umgebung implementiert. Die Validierung des erweiterten Modells erfolgte ebenfalls mehrstufig für Belastungsfälle mit zunehmender Komplexität. Dabei wurde der Schwellenwert des Versagenskriteriums iterativ so angepasst, dass eine möglichst gute Übereinstimmung zwischen

dem in der Simulation vorhergesagten und dem im Experiment beobachteten Versagen erreicht werden konnte.

Der Fokus der Validierung lag dabei auf dem Vergleich des Verletzungseintritts in Experiment und Simulation.

Abbildung 12 zeigt eine Übersicht des Validierungsprozesses, der auf der Methodik aus Arbeitspaket 3 aufbaut.

In der ersten Validierungsstufe wurde das gewählte Versagenskriterium anhand experimenteller Daten aus der Literatur überprüft. Die herangezogenen Versuche sind in **Tabelle 8** zusammengefasst und umfassen Zugversuche sowohl parallel als auch quer zu den Langer-Linien sowie Druckversuche. Im Rahmen der Analyse wurde geprüft, ob das Auftreten des Versagens sowie die charakteristische Ausprägung der Verletzung im Experiment durch die Simulation adäquat wiedergegeben werden konnten.

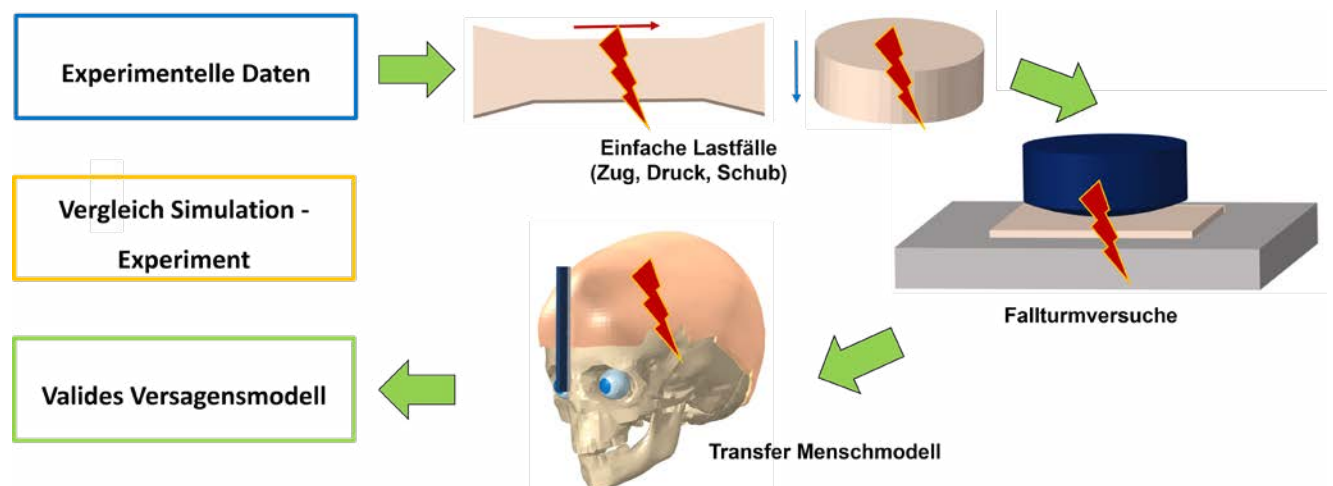
Tabelle 8:

Validierungslastfälle Versagenskriterium Haut. Der Tabelle sind die Lastfälle zu entnehmen, die zur Validierung des Versagenskriteriums der Haut herangezogen wurden.

Gewebe	Belastungsart
Haut	Uniaxialer Druck
	Zug parallel zu den Langer-Linien
	Zug quer zu den Langer-Linien

Abbildung 12:

Validierung Versagenskriterium Haut. Das Versagenskriterium der Haut wurden in einem mehrstufigen Verfahren validiert, wobei die Komplexität der Lastfälle mit jeder Stufe zunahm.



Für die zweite Validierungsstufe wurden – analog zu Arbeitspaket 3 – erneut die Fallturmexperimente aus Arbeitspaket 2 herangezogen. Das hierfür verwendete Simulationssetup entsprach dem bereits etablierten Aufbau. Die Simulationen wurden für beide Impaktorgeometrien sowie für die isolierte Hautschicht und den jeweiligen Gewebeverbund (Haut und Fettgewebe bzw. Haut, Fett- und Muskelgewebe) durchgeführt.

Zur Validierung wurde dabei einerseits analysiert, ob das Auftreten von Verletzungen in der Simulation bei denselben Energieniveaus erfolgte wie im Experiment. Andererseits wurde auch die Ausprägung der simulierten Verletzungen hinsichtlich Lokalisation, Größe und Verlauf mit den experimentellen Beobachtungen verglichen (Abbildung 13).

4.2 Ergebnisse

Als Versagenskriterium für die Haut wurde die maximale erste Hauptdehnung gewählt. Dieses Kriterium ist dehnungsbasiert, d. h. ein Versagen der Haut tritt auf, sobald die Dehnung einen bestimmten Schwellenwert überschreitet (vgl. Anhang A.3). Diese Annahme steht im Einklang mit dem vermuteten Verletzungsmechanismus: Bei stumpfer Gewalteinwirkung kommt es infolge der Kompression des Weichgewebes gegen den darunterliegenden Knochen zu Dehnungen orthogonal zur Kraftrichtung, die letztlich zum Aufreißen der Haut führen.

Das gewählte Versagenskriterium konnte in beiden Validierungsstufen erfolgreich bestätigt werden. Dabei zeigte sich nicht nur eine gute Übereinstimmung hinsichtlich des Auftretens der Verletzung, sondern auch bezüglich ihrer Lokalisation und Ausprägung. **Abbildung 14** vergleicht die Lokalisation der Hautverletzung in Simulation und Experiment bei Zugversuchen parallel und quer zu den Langer-Linien. Es wird deutlich, dass das Verletzungsbild in beiden Lastfällen durch die Simulation realitätsnah abgebildet werden kann.

Für das Fallturmsetup konnte der Verletzungseintritt in der Simulation für die verschiedenen Impaktor- und Gewebekonstellationen bei denselben Energieniveaus wie im Experiment beobachtet werden. Auch das resultierende Verletzungsbild zeigte eine gute Übereinstimmung: In der Simulation trat ebenfalls ein richtungsabhängiges Aufreißen der Haut auf, das – wie in den Experimenten – in einem länglichen Riss resultierte. **Abbildung 15** vergleicht exemplarisch die Simulationsergebnisse für isolierte Haut mit den experimentellen Verletzungsbildern für die drei Kategorien unverletzt, verletzt und gerissen, die einem

Energieniveau von 0,88, 1,77 bzw. 2,65 J entsprechen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde auf die Darstellung weiterer Ergebnisse verzichtet.

Abbildung 13:

Vergleich Experiment und Simulation Versagenskriterium Haut. Zur Validierung des Versagenskriteriums der Haut wurden nicht nur die erhobenen Messdaten, sondern auch das Verletzungsbild in Experiment und Simulation verglichen.

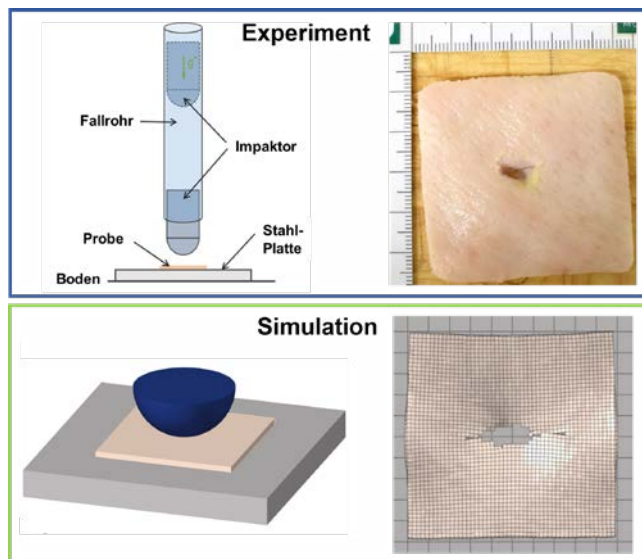


Abbildung 14:

Vergleich Verletzungsbild in Simulation und Experiment, Zugversuche parallel bzw. quer zu den Langer-Linien. Das Verletzungsbild der Haut für Zug parallel bzw. quer zu den Langer-Linien unterscheidet sich deutlich, was sowohl im Experiment als auch in der Simulation ersichtlich wird. Quelle: Abbildungen der experimentellen Zugproben aus [10]

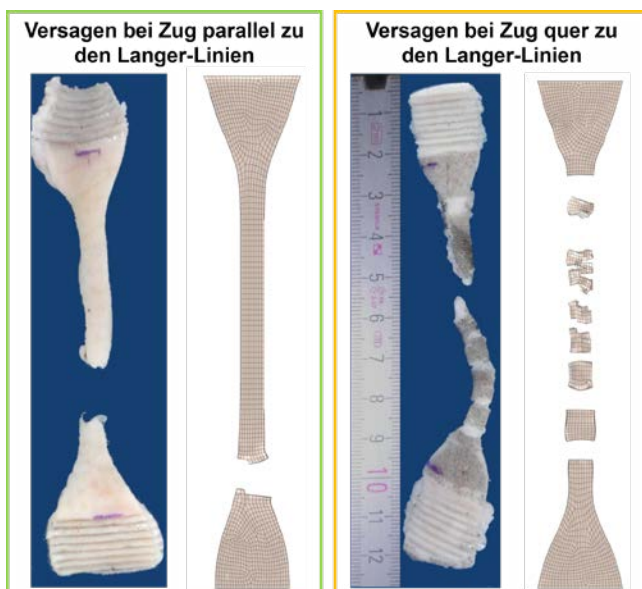
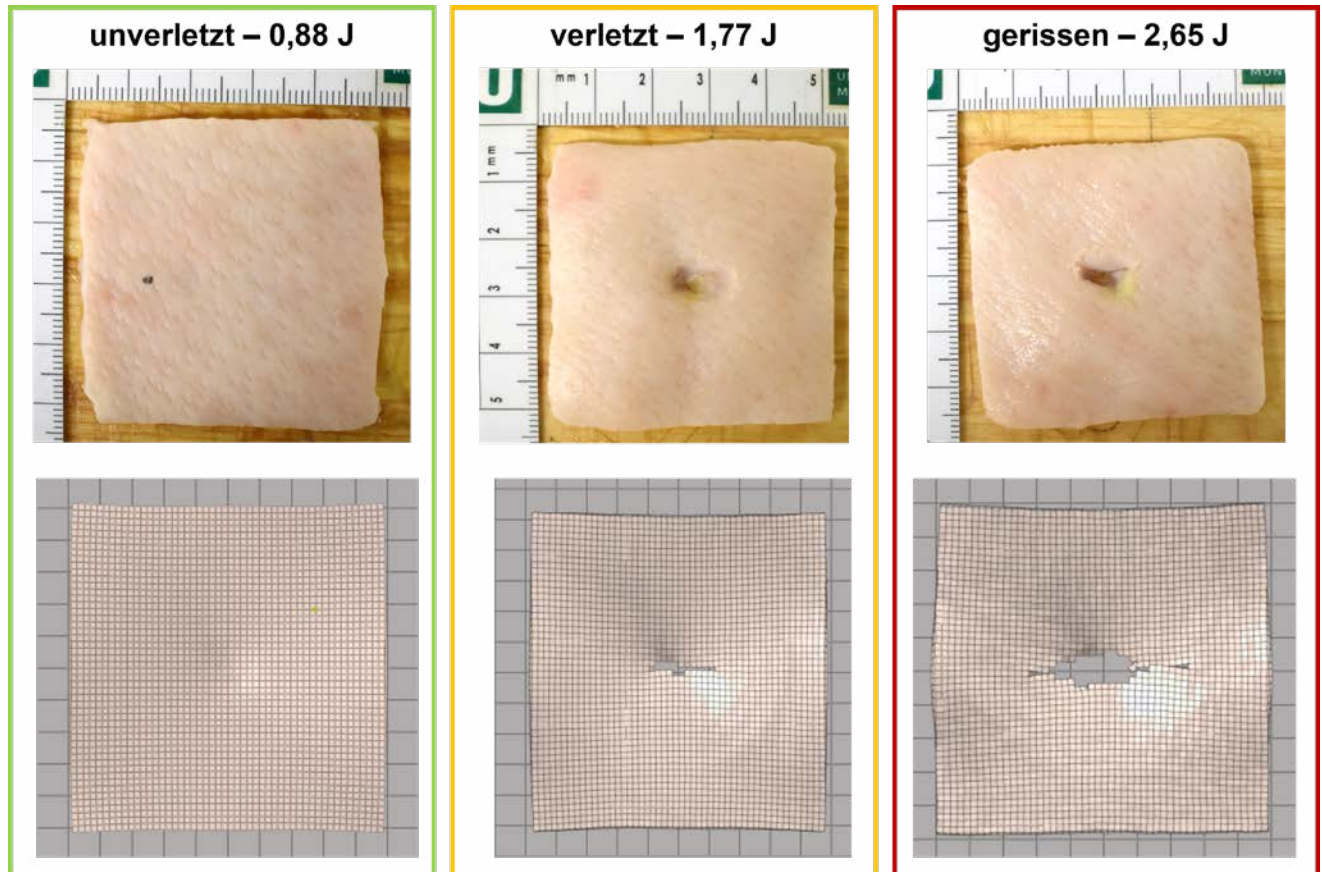


Abbildung 15:

Vergleich Verletzungsbild in Simulation und Experiment, Fallturmversuche, runder Impaktor, Haut. Der Verletzungseintritt in der Simulation erfolgte bei den gleichen Energieniveaus wie in den Experimenten. Ebenso konnte das richtungsabhängige Aufreißen der Haut, das einen länglichen Riss als Verletzungsbild zur Folge hat, abgebildet werden.



4.3 Zusammenfassung

Im Rahmen dieses Arbeitspakets konnte ein geeignetes Versagenskriterium für Haut identifiziert, in ein numerisches Materialmodell implementiert und erfolgreich gegen experimentelle Daten validiert werden. Die Wahl der maximalen ersten Hauptspannung als Kriterium erwies sich als sinnvoll, da sowohl der Eintritt als auch die Lokalisation und Ausprägung der simulierten Verletzungen mit den experimentellen Ergebnissen gut übereinstimmen. Dadurch wurde – in Kombination mit Arbeitspaket 3 – eine wesentliche Grundlage für die beiden nachfolgenden Arbeitspakete geschaffen.

5 Sensitivitätsstudie

In Arbeitspaket 5 erfolgte eine systematische Untersuchung verschiedener Einflussfaktoren auf die Entstehung von Quetschrissschunden, beispielsweise durch Variation der Geometrie oder des Materials des einwirkenden Objekts. Damit sollte eine Datengrundlage für die Bewertung des Auftretens von Quetschrissschunden an potenziellen Unfallschwerpunkten geschaffen werden.

5.1 Methodik

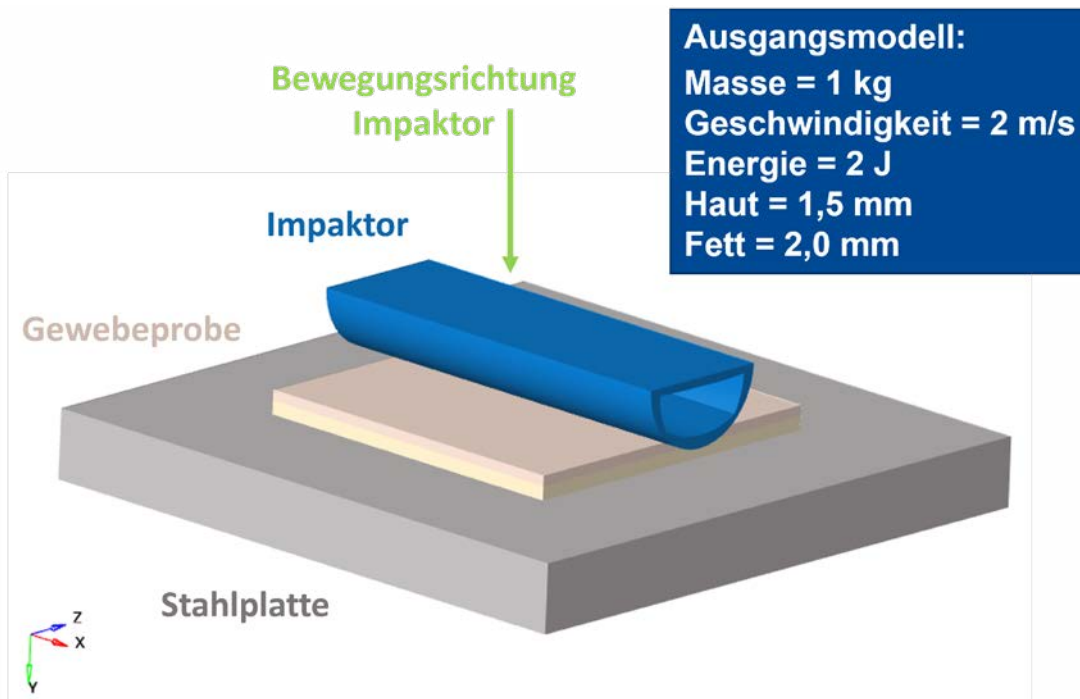
Für die systematische Untersuchung der Einflussfaktoren wurde ein Ausgangsmodell mit festen Randbedingungen definiert. In jeder Simulation wurde jeweils nur ein einzelner Parameter verändert, um dessen Einfluss gezielt und unabhängig von anderen Faktoren analysieren zu können. Als Ausgangspunkt diente ein FE-Setup, das an die

Fallturmversuche angelehnt war: Eine Gewebeprobe aus Haut und Fettgewebe wurde mit einem Impaktor beaufschlagt.

Die Materialmodelle für Haut und Fettgewebe entsprachen jenen aus Arbeitspaket 3 bzw. 4, mit Dicken von 1,5 mm (Haut) und 2,0 mm (Fettgewebe). Im Gegensatz zum halbkugelförmigen Impaktor der Fallturmversuche kam hier ein länglicher Impaktor mit definiertem Radius zum Einsatz – eine Form, wie sie beispielsweise bei Möbelkanten oder Mauerecken vorkommen kann. Der Impaktor bestand aus Stahl, hatte eine Masse von 1 kg und eine Anfangsgeschwindigkeit von 2 m/s, was einer Aufprallenergie von 2 J entspricht. Das gewählte Ausgangsmodell sowie die zugehörigen Randbedingungen sind in **Abbildung 16** dargestellt.

Abbildung 16:

Ausgangsmodell zur systematischen Untersuchung verschiedener Einflussfaktoren auf die Entstehung einer Quetschrissschunde. Das Setup bestand aus einem länglichen Impaktor mit einem definierten Radius sowie einer Gewebeprobe aus Haut und Fettgewebe, die auf einer Stahlplatte gelagert ist.



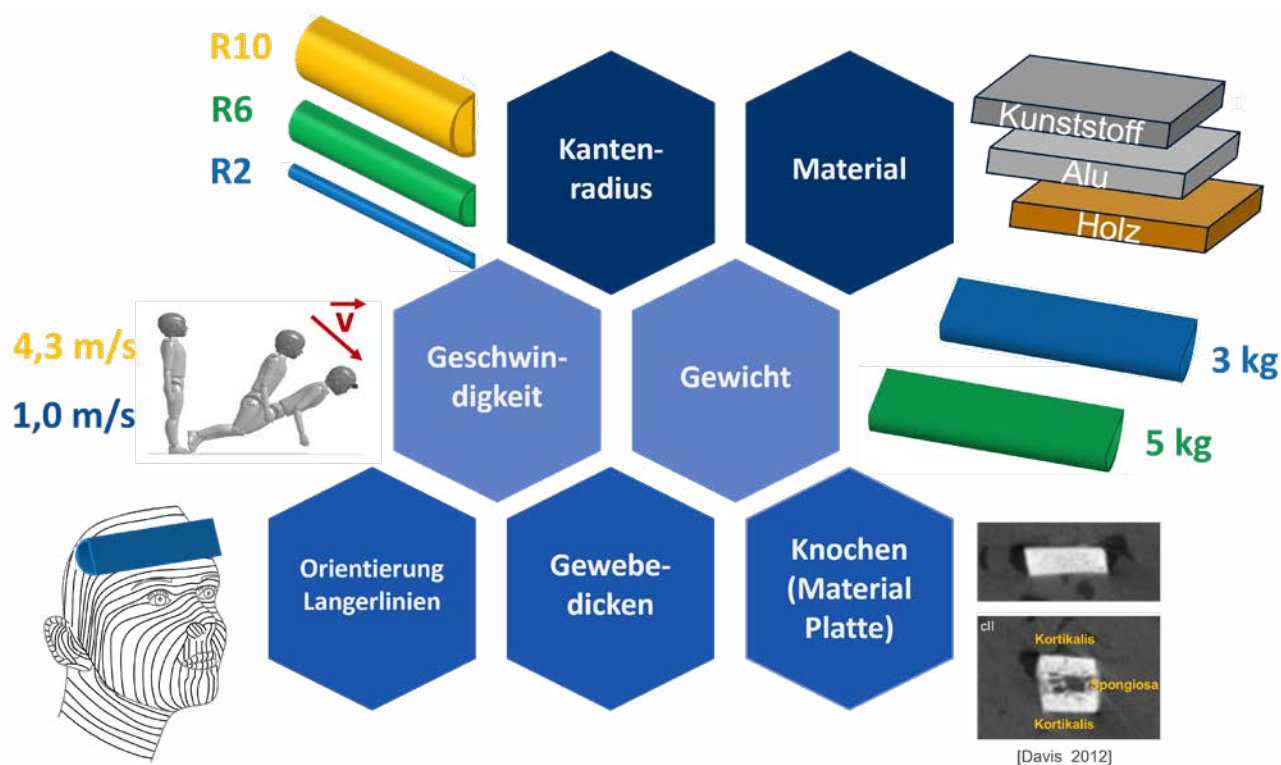
Untersucht wurden unter anderem:

- der Radius und das Material des Impaktors, die in der Realität den Gestaltungsparametern von Einrichtungsgegenständen entsprechen,
- die Randbedingungen des Unfallszenarios, d. h. die Aufprallenergie in Abhängigkeit von Geschwindigkeit und Masse,
- körperliche Gegebenheiten, wie etwa die Orientierung der Langer-Linien oder unterschiedliche Dicken der Gewebeschichten.

Zur Analyse des Einflusses des Impaktorradius wurden zunächst alle weiteren Parameter konstant gehalten und der Radius schrittweise zwischen 1 und 10 mm variiert. Für eine bessere Vergleichbarkeit wurden auch alle anderen Einflussgrößen jeweils bei drei unterschiedlichen Impaktorradien untersucht: 2, 6 und 10 mm. Eine Übersicht über alle untersuchten Parameter ist in **Abbildung 17** zusammengefasst.

Abbildung 17:

Übersicht der untersuchten Einflussfaktoren. Analysiert wurden der Kantenradius, das Material des Impaktors, Geschwindigkeit und Gewicht des Impaktors, die Orientierung des Impaktors bezüglich der Langer-Linien, unterschiedliche Gewebedicken sowie das Material der Platte.



5.2 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse beschränkt sich auf den Kantenradius und das Impaktormaterial, da diese in der Realität den Gestaltungsparametern der Einrichtungsgegenstände entsprechen und somit als am relevantesten erachtet werden.

5.2.1 Kantenradius

Abbildung 18 zeigt den Verlauf der maximalen ersten Hauptdehnung – also des in Arbeitspaket 4 definierten Versagenskriteriums für Haut – in Abhängigkeit vom Kantenradius des Impaktors. Es wird deutlich, dass die maximale erste Hauptdehnung in der Simulation mit zunehmendem Radius kontinuierlich abnimmt.

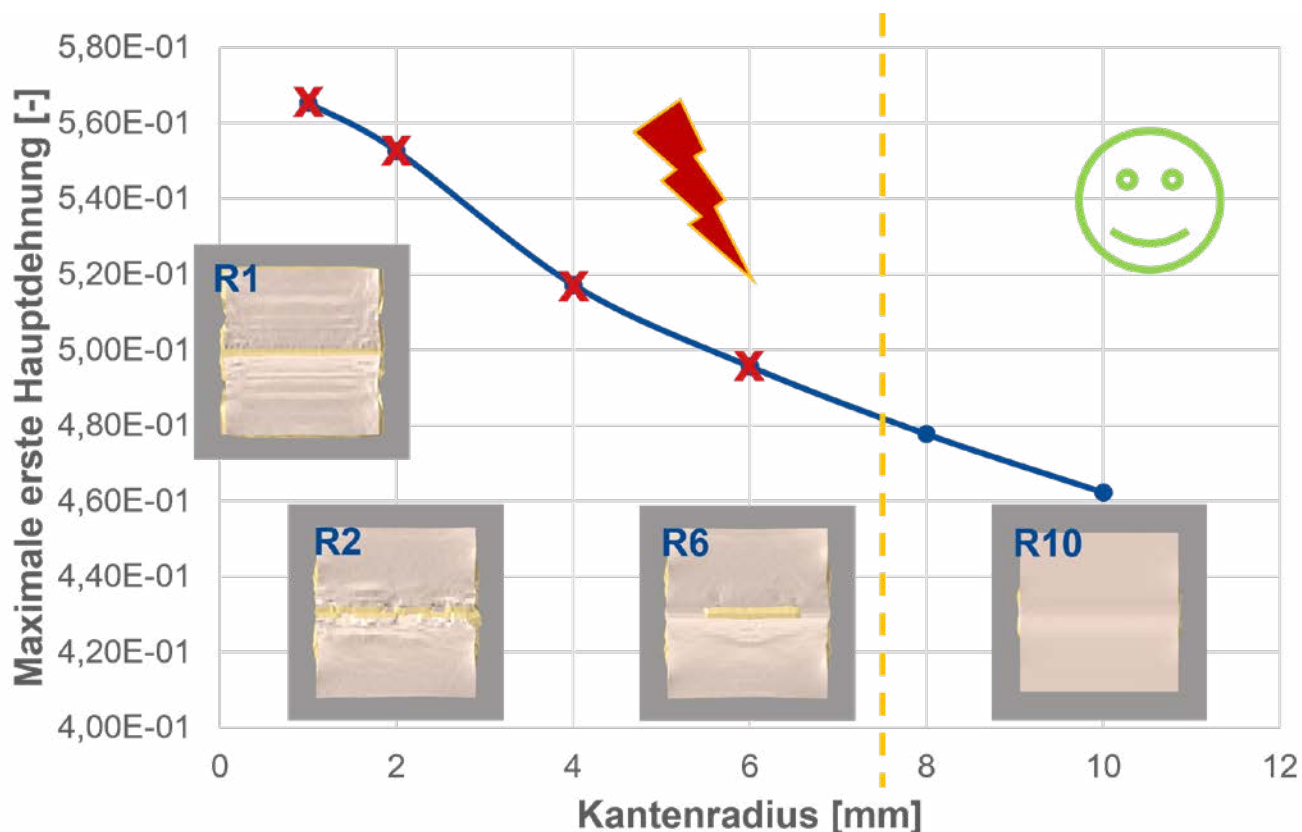
Ein Vergleich der Verletzungsbilder aus den jeweiligen Simulationen – exemplarisch dargestellt für Radien von 1, 2, 6 und 10 mm – zeigt, dass auch die Ausprägung der

Verletzung mit steigendem Radius abnimmt. Erst ab einem Radius von 8 mm konnte mit dem in Abschnitt 5.1 beschriebenen Setup in der Simulation keine Hautverletzung (Riss) mehr festgestellt werden. Dies bedeutet, dass größere Radien tendenziell das Risiko für das Auftreten einer Quetschrischwunde oder zumindest deren Schweregrad verringern.

Ein klar definierter Schwellenwert, ab dem eine weitere Vergrößerung des Radius keinen zusätzlichen Schutzeffekt mehr bietet, ließ sich jedoch nicht identifizieren. Diese Ergebnisse unterstreichen die Bedeutung einer quantitativen Definition und Validierung des Schwellenwertes für das Versagenskriterium. Ohne einen solchen Grenzwert wäre keine klare Aussage über das Auftreten oder Nichtauftreten einer Quetschrischwunde möglich, da eine rein qualitative Betrachtung des Verlaufs der maximalen ersten Hauptdehnung keine eindeutige Interpretation zulassen würde.

Abbildung 18:

Einfluss Kantenradius. Gezeigt ist der Verlauf der maximalen ersten Hauptdehnung (d. h. des Versagenskriteriums der Haut) in den Simulationen über den Kantenradius. Mit zunehmendem Kantenradius nimmt die maximale erste Hauptdehnung ab, was bedeutet, dass größere Radien tendenziell das Auftreten einer Quetschrischwunde abmindern. Dies zeigt sich auch in den Verletzungsbildern der Haut. Mit zunehmendem Radius nimmt die Ausprägung der Verletzung ab, bis es bei einem Radius von 8 mm schließlich zu keiner Verletzung mehr kommt.



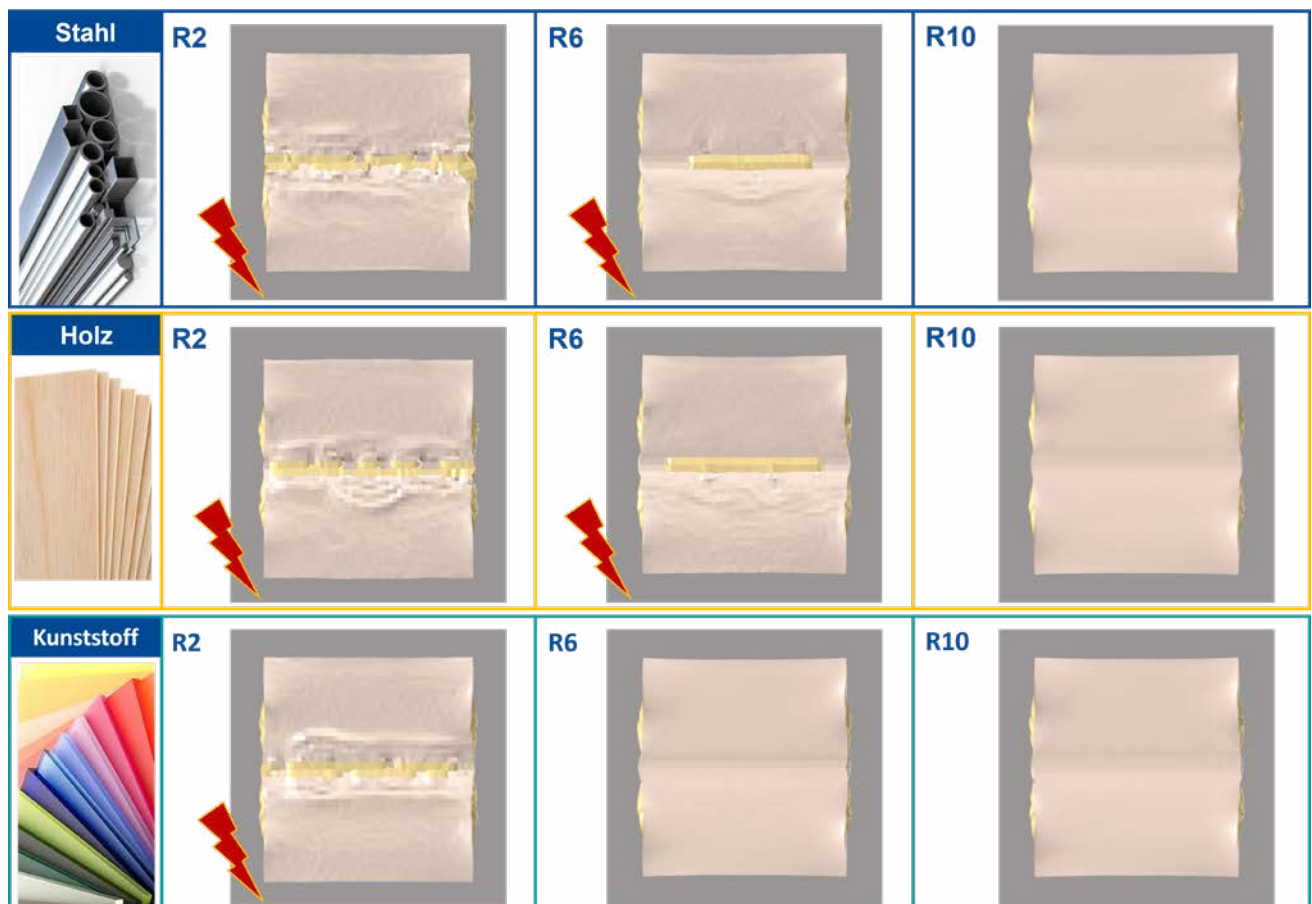
5.2.2 Impaktormaterial

Abbildung 19 zeigt einen Vergleich der Verletzungsbilder für die verschiedenen Impaktormaterialien Stahl, Holz und Kunststoff jeweils bei Radien von 2, 6 und 10 mm. Es wird deutlich, dass sich die Verletzungsbilder für Stahl und Holz – obwohl Holz deutlich weicher ist als Stahl – kaum unterscheiden: Bei Radien von 2 und 6 mm treten in beiden Fällen deutliche Hautverletzungen auf.

Ein anderes Bild zeigt sich bei Kunststoff, dem weichsten der untersuchten Materialien: Bereits ab einem Radius von 6 mm sind hier mit dem in Abschnitt 5.1 beschriebenen Setup keine Verletzungen mehr zu erkennen. Dies verdeutlicht, dass weichere Materialien grundsätzlich dazu beitragen können, das Verletzungsrisiko zu verringern – jedoch nur dann, wenn die Materialsteifigkeit im Vergleich zu Stahl erheblich reduziert ist.

Abbildung 19:

Einfluss Impaktormaterial. Gezeigt sind die Verletzungsbilder für die Radien 2, 6 bzw. 10 mm für verschiedene Impaktormaterialien. Die Verletzungsbilder für Stahl und Holz sind ähnlich, Verletzungen treten bei Kantenradien von 2 bzw. 6 mm auf. Im Vergleich dazu tritt bei Kunststoff bereits ab einem Radius von 6 mm keine Verletzung mehr auf.



Auf Grundlage der bisherigen Erkenntnisse wurde untersucht, inwiefern ein Kantenschutz das Auftreten von Quetschrissswunden abmildern kann. **Abbildung 20** zeigt die Verletzungsbilder für einen Impaktor mit einem Radius von 2 mm – ohne Kantenschutz sowie mit einem Silikon-Kantenschutz von 2 bzw. 4 mm Dicke. Es ist ersichtlich, dass die Ausprägung der Verletzung bei einem 2 mm dicken Kantenschutz deutlich reduziert ist und bei einem 4 mm dicken Kantenschutz für das in Abschnitt 5.1 beschriebene Setup überhaupt keine Verletzung mehr auftritt.

Zum Vergleich: Bei einem Impaktor aus reinem Stahl mit einem Radius von 6 mm (also mit demselben Radius, aber ohne Schutzschicht) war im Gegensatz dazu eine Verletzung zu beobachten. Dies zeigt, dass der Effekt des Kantenschutzes nicht nur durch die Vergrößerung des effektiven Kantenradius erklärt werden kann, sondern maßgeblich auch durch die Materialeigenschaften der Schutzschicht beeinflusst wird.

5.3 Zusammenfassung

In Arbeitspaket 5 wurde mithilfe eines systematisch aufgebauten Ausgangsmodells der Einfluss verschiedener Parameter auf das Auftreten einer Quetschrissswunde analysiert (vgl. Anhang A.5). Dabei zeigte sich, dass insbesondere der Kantenradius sowie die Materialeigenschaften des Impaktors einen erheblichen Einfluss auf das Verletzungsgeschehen haben. Ein kleiner Radius führte zu einer deutlichen Zunahme der Verletzungsausprägung, während weichere Materialien – insbesondere deutlich weichere als Kunststoff oder Silikon – das Verletzungsrisiko deutlich reduzieren konnten. Darüber hinaus wurde gezeigt, dass ein Kantenschutz aus weichem Material wie Silikon das Risiko für eine Quetschrissswunde ebenfalls verringern kann.

Abbildung 20:

Einfluss Kantenschutz. Zu sehen ist ein Vergleich der Verletzungsbilder für einen Impaktor mit Radius 2 mm ohne Kantenschutz (links), mit 2 mm dickem Kantenschutz aus Silikon (mittig) bzw. mit 4 mm dickem Kantenschutz aus Silikon (rechts). Bei einem Kantenschutz mit 4 mm Dicke kam es in der Simulation zu keiner Verletzung, obwohl bei einem Impaktor aus purem Stahl mit demselben Radius (6 mm) eine Verletzung zu beobachten war.



6 Rechnung Menschmodell

In Arbeitspaket 6 wurden die Materialmodelle der jeweiligen Gewebe in ein Menschmodell integriert. Eine Aussage über den Eintritt einer Quetschrischwunde entsprechend der Einflussgrößen für das jeweilige Unfallszenario kann mit diesem Modells erfolgen. Für das Nachbilden des Aufpralls mit der Stirn auf einer Tischkante wurde ein Kopfmodell eines dreijährigen Kindes verwendet.

6.1 Methodik

Für die Simulation wurde das Modell Total HUMAN Model for Safety (THUMS) eines dreijährigen Kindes verwendet, das die Fa. Toyota Motor Corporation und Toyota Central R&D Labs. entwickelt haben. Das Modell stellt ein FE-Simulationsmodell des menschlichen Körpers dar, das in verschiedenen Variationen, u. a. verschiedene Altersklassen, für Unfallsimulationen in der Automobilindustrie entwickelt wurde.

Aus dem ursprünglichen Ganzkörpermodell wurden die FE-Komponenten für den Kopf extrahiert. Die Bereiche zur Abbildung des Weichgewebes an der Stirn wurden neu implementiert, da das ursprüngliche Modell hier lediglich eine einheitliche Weichgewebeschicht enthielt, ohne eine Unterscheidung zwischen Fett und Haut. Diese musste ersetzt werden, um die in den Arbeitspaketen 3 und 4 entwickelten, differenzierten Gewebemodelle integrieren zu können. Die Dicken der Weichgewebeschichten wurden an die anatomischen Gegebenheiten eines dreijährigen Kindes angepasst. Grundlage hierfür bildeten Studien, die im Rahmen von Arbeitspaket 1 recherchiert wurden. Die neu modellierte Hautschicht weist eine Dicke von 1,5 mm auf, die darunterliegende Fettschicht eine Dicke von 2 mm. Diese Werte entsprechen auch den Parametern der durchgeführten Sensitivitätsstudie. Die Langerlinien verlaufen im Bereich der Stirn in etwa horizontal in der Frontalebene.

Im Anschluss wurden die neu entwickelten Materialmodelle und das Versagensmodell für die Haut in das angepasste Kopfmodell implementiert, um damit den Anprall des Kopfes gegen eine Kante zu simulieren. Dabei wurden zwei unterschiedliche Szenarien betrachtet – ein Anprall des Kopfes, bei dem die Stirn (d. h. auch die Orientierung der Langer-Linien) horizontal zur Kante orientiert ist, bzw. ein Anprall des Kopfes, bei dem die Stirn vertikal zur Kante orientiert ist. Dies kann in der Praxis mit einem Anprall gegen eine Tisch- oder Mauerkante verglichen werden. Als Beispielszenario wurde ein Anprall gegen eine Stahlkante mit einem Kantenradius von 6 mm und einem Gewicht

von 1 kg bei einer Geschwindigkeit von 2 m/s simuliert. Da für die Simulation nur das Kopfmodell verwendet wurde, wurde die Anbindung des Kopfes am Körper durch entsprechende Randbedingungen in der Simulation abgebildet.

6.2 Ergebnisse

Die entwickelten Materialmodelle sowie das Versagensmodell für Haut konnten in das Kopfmodell eingebunden werden, und die beiden Aufprallszenarien mit Kantenorientierung parallel bzw. quer zur Stirn und somit zu den Langer-Linien konnten erfolgreich simuliert werden.

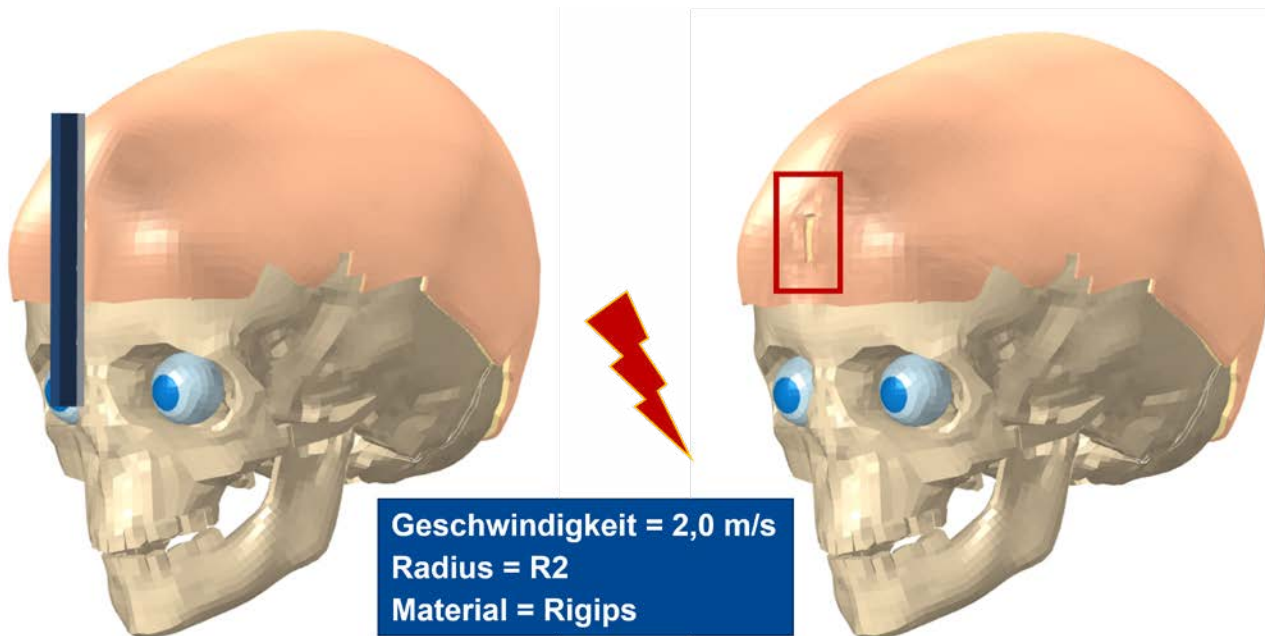
Ein Vergleich dieser Simulationsergebnisse mit den Ergebnissen der Sensitivitätsstudie mit den gleichen Randbedingungen zeigt einen ähnlichen Trend – die maximale erste Hauptdehnung, d. h. das Kriterium für das Aufreißen der Haut, ist bei Belastung parallel zu den Langer-Linien höher als bei Belastung quer zu den Langer-Linien. Allerdings ist dieser Unterschied bei der Sensitivitätsstudie deutlich stärker ausgeprägt. Dies liegt daran, dass bei der Kopfmodell-Simulation der Einfluss der Orientierung der Langer-Linien von weiteren Effekten, wie der Schädelgeometrie oder der Steifigkeit des Schädelknochens, überlagert wird. Hieraus wird ersichtlich, dass es wichtig ist, spezifische Unfallszenarien gezielt mit Menschmodell-Rechnungen zu überprüfen, um für den Einzelfall eine klare Aussage treffen zu können.

Abhängig vom Belastungsniveau konnte auch in den Simulationen mit dem Menschenmodell das Versagen der Haut simuliert werden.

Zur Abbildung eines praxisrelevanten Unfallszenarios sollte der Sturz eines Kindes gegen eine Mauerkante aus Rigips simuliert werden. Das bestehende Simulationsmodell wurde hierfür leicht angepasst: Es kam ein Impaktor mit einer Masse von 1 kg, einem Radius von 2 mm und Materialparametern von Rigips zum Einsatz. Um den Aufprall gegen eine senkrechte Mauerkante realitätsnah darzustellen, wurde der Impaktor vertikal zur Stirn bzw. quer zu den Langer-Linien ausgerichtet. Trotz der vergleichsweise geringen Aufprallgeschwindigkeit von 2 m/s und der geringen Steifigkeit von Rigips – ähnlich der von Kunststoff – kam es in dieser Simulation bereits zu einem Aufreißen der Haut (**Abbildung 21**). Dies unterstreicht nochmals die hohe Relevanz eines geringen Kantenradius (2 mm) für die Entstehung von Quetschrischwunden.

Abbildung 21:

Simulation Sturz gegen Mauerkante aus Rigips. Bei der Simulation eines Anpralls gegen eine Mauerkante aus Rigips (Radius = 2 mm) mit einer Geschwindigkeit von 2 m/s konnte ein Aufreißen der Haut beobachtet werden.



6.3 Zusammenfassung

Die Simulation der Unfallszenarien konnte mit dem angepassten Kopfmodell erfolgreich durchgeführt werden. Ein Vergleich der Simulationsergebnisse mit denen aus der Sensitivitätsstudie zeigt, dass das richtungsabhängige Material- bzw. Versagensverhalten der Haut in das Menschmodell implementiert werden konnte. Allerdings wird auch ersichtlich, dass die Ergebnisse aus der Sensitivitätsstudie nicht eins zu eins auf das Menschmodell

übertragbar sind, da weitere Effekte, wie Schädelgeometrie oder Steifigkeit des Schädels, die Simulationsergebnisse beeinflussen. Daher trat ein Aufreißen der Haut bei Simulationen mit dem Kopfmodell im Vergleich zur Sensitivitätsanalyse tendenziell erst bei höheren Aufprallgeschwindigkeiten auf. Aus diesem Grund ist eine anwendungsbezogene Simulation mit dem Menschmodell für spezifische Unfallszenarien notwendig, um eine qualifizierte Aussage über das Auftreten einer Quetschrischwunde treffen zu können.

7 Zusammenfassung und Ausblick

In diesem Projekt wurden valide Materialmodelle für Haut-, Fett- und Muskelgewebe entwickelt, die das mechanische Verhalten von Weichgewebe unter stumpfer Gewalteinwirkung abbilden können. Für die Haut konnte zudem ein Versagensmechanismus implementiert werden, der die richtungsabhängige Entstehung von Quetschrissswunden berücksichtigt.

In einer Sensitivitätsanalyse wurde der Einfluss verschiedener Randbedingungen – wie Gestaltungskriterien, Unfallparameter und körperlicher Gegebenheiten – auf die Entstehung von Quetschrissswunden untersucht. Ziel war es, eine belastbare Datenbasis zur Abschätzung des Verletzungsrisikos in unterschiedlichen Szenarien zu schaffen. Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl der Kantenradius als auch das Material von Einrichtungsgegenständen entscheidend für die Entstehung von Quetschrissswunden sind. Größere Kantenradien und weichere Materialien wie Kunststoff können das Auftreten von Quetschrissswunden verringern. Zwar sind kleine Kantenradien grundsätzlich als kritisch zu erachten, jedoch kann das Auftreten von Quetschrissswunden durch den Einsatz weicher Materialien an der Kante oder durch einen zusätzlichen Kantenschutz reduziert werden.

Die entwickelten Materialmodelle konnten erfolgreich in ein bestehendes FE-Kopfmodell integriert werden. Damit wurde exemplarisch der Sturz eines dreijährigen Kindes gegen eine horizontale Kante (z. B. Tischkante) bzw. vertikale Kante (z. B. Mauerkante) simuliert. Dabei zeigte sich im Vergleich zur Sensitivitätsanalyse, dass im Menschmodell zusätzliche Einflüsse – wie Schädelgeometrie und Knochensteifigkeit – das Verhalten der Weichgewebsschichten überlagern.

Dieser Unterschied verdeutlicht den jeweiligen Fokus beider Ansätze: Die Sensitivitätsanalyse erlaubt eine gezielte, isolierte Untersuchung des Einflusses einzelner Randbedingungen auf das Weichgewebe. Sie eignet sich besonders gut, um Gestaltungsempfehlungen abzuleiten.

Simulationen mit einem Menschmodell hingegen sind notwendig, um das Verletzungsrisiko in konkreten Unfall-szenarien realitätsnah abzuschätzen, da sie komplexe Wechselwirkungen zwischen dem Weichgewebe, dem Knochen und der jeweiligen Anthropometrie berücksichtigen.

Die entwickelten Modelle lassen sich künftig auf weitere Körperregionen und Altersgruppen übertragen, um zusätzliche Unfallszenarien abzubilden. So könnten beispielsweise Quetschrissswunden an Schienbein oder Ellbogen im Kontext von Kindertagesstätten oder Tagespflege untersucht werden. Auch in der Arbeitswelt bietet sich ein breites Anwendungspotenzial an – etwa zur Bewertung des Verletzungsrisikos bei kontrolliert bewegten ungeschützten Teilen von Maschinen wie in der Mensch-Roboter-Kollaborationen oder bei unkontrolliert bewegten Teilen wie ein loses Smartphone bei einem Verkehrsunfall im Lieferverkehr. Hierfür sollten die Menschmodelle gezielt an die jeweilige Körperregion angepasst werden, beispielsweise hinsichtlich der Weichgewebsdicken, des Verlaufs der Langer-Linien oder der Modellierung des unterliegenden Knochens.

Die entwickelten Modelle ermöglichen nicht nur eine detaillierte Analyse der Entstehung von Quetschrissswunden, sondern bilden auch eine wichtige Grundlage für weiterführende Verletzungsbetrachtungen bei stumpfer Gewalteinwirkung. Um Verletzungen tieferliegender Strukturen wie Knochen oder Organe realistisch simulieren zu können, muss zunächst die dämpfende Wirkung des überlagernden Weichgewebes korrekt erfasst werden, wofür die entwickelten Modelle als Ausgangspunkt verwendet werden können.

Damit leisten die Ergebnisse dieses Projekts einen Beitrag zur Modellierung von Verletzungsmechanismen und können künftig in der Prävention zur Verbesserung von Sicherheitskonzepten in unterschiedlichen Anwendungsbe-reichen beitragen.

Während des Projekts wurden die Ergebnisse kontinuierlich der nationalen und internationalen Fachwelt präsentiert. Die folgenden Veröffentlichungen entstanden im Rahmen des Vorhabens:

- *Lanzl F, Clermont M, Zimmerman J, Peldschus S:* Computergestützte Simulation von Quetschrissswunden unter stumpfer Gewalteinwirkung. 104. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin, 16. bis 19. September 2025, Graz/Österreich.
- *Zimmermann J, Lanzl F, Clermont M, Peldschus S:* Mit Simulationen die Ursachen von Platzwunden erkennen und Risiken mindern. In: DGUV Forum – Fachmedium für Prävention, Rehabilitation, Versicherungsrecht, Forschung, 12. Jahrgang, Ausgabe 7/8, 2025.
- *Zimmermann J, Clermont M, Lanzl F, Peldschus S:* Verletzungsentstehung der Haut unter stumpfer Gewalteinwirkung. DGUV Forum Forschung der Unfallversicherungsträger, 23. bis 24. Januar 2025, Dresden.
- *Lanzl F, Peldschus S, Clermont M, Zimmermann J:* Microstructural modelling of skin under blunt impact. 29th Congress of the European Society of Biomechanics, 30. Juni bis 3. Juli 2024, Edinburgh/Schottland.
- *Lanzl F, Zimmerman J, Peldschus S:* Vorstudie zur Entstehung von Weichgewebeverletzungen in Fallturmversuchen. IFA-Report 4/2023. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2023.
- *Lanzl F, Alesi A, Horn A, Zimmermann J, Peldschus S:* Experimentelle Untersuchung zur Entstehung von Quetschrissswunden in Fallturmversuchen mit unterschiedlichen Impaktorgeometrien. Poster zur 101. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin, 31. August bis 2. September 2022, Lugano/Schweiz.

8 Anhang

A.0 Statistik: Oberflächliche Zerreißung

Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung Berichtsjahre 2018-2024 Meldepflichtige Arbeitsunfälle und Entschädigungsleistungen (UART 1-4)								
Verletzungsart		Meldepflichtige Unfälle ¹⁾ (ANZAHL)						
		2018	2019	2020	2021	2022	2023	2024
Wunde, Zerreißung	Zerreißung o.n.A.	23.461	20.808	19.333	23.419	22.190	22.517	15.219
	oberflächliche Zerreißung	170.905	169.022	147.671	140.978	135.184	134.078	139.090
	Eröffnung Gelenke/Körperhöhlen	14.455	12.811	11.622	12.305	12.757	12.234	8.984
	teilweise Zerreißung	17.670	18.276	16.679	18.205	17.024	16.790	17.388
	vollständige Zerreißung	33.807	35.779	31.780	32.847	32.043	32.285	29.634
	Zermalmung	1.003	690	776	648	819	774	970
	Eindringen von Fremdkörpern	15.397	15.053	13.584	13.962	13.181	13.759	11.884
	Imprgnationsverletzung	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾
	Schussverl. ohne Knochenbet.	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾
	Traumatische Amputation	2.276	2.452	2.434	2.778	3.162	2.732	2.629
	Gesamt	279.067	275.103	243.947	245.252	236.462	235.244	225.944
Sonstige	Sonstige	598.131	596.444	516.545	560.965	550.950	548.182	528.716
Gesamt	Gesamt	877.198	871.547	760.492	806.217	787.412	783.426	754.660

UART1-4

¹⁾ Da es sich hierbei um eine hochgerechnete Stichprobenstatistik handelt, können Hochrechnungsunsicherheiten und Rundungsfehler auftreten.
²⁾ Wegen zu geringer Fallzahlen nicht separat ausweisbar.
³⁾ Rundungsdifferenzen bei den Entschädigungsleistungen möglich

Quelle: Referat Statistik, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)
29.07.2025

Berichtsjahre 2018-2024 Meldepflichtige Arbeitsunfälle und Entschädigungsleistungen (UART 1-4)								
Verletzungsart		Meldepflichtige Unfälle ¹⁾ (%)						
		2018	2019	2020	2021	2022	2023	2024
Wunde, Zerreißung	Zerreißung o.n.A.	2,7%	2,4%	2,5%	2,9%	2,8%	2,9%	2,0%
	oberflächliche Zerreißung	19,5%	19,4%	19,4%	17,5%	17,2%	17,1%	18,4%
	Eröffnung Gelenke/Körperhöhlen	1,6%	1,5%	1,5%	1,5%	1,6%	1,6%	1,2%
	teilweise Zerreißung	2,0%	2,1%	2,2%	2,3%	2,2%	2,1%	2,3%
	vollständige Zerreißung	3,9%	4,1%	4,2%	4,1%	4,1%	4,1%	3,9%
	Zermalmung	0,1%	0,1%	0,1%	0,1%	0,1%	0,1%	0,1%
	Eindringen von Fremdkörpern	1,8%	1,7%	1,8%	1,7%	1,7%	1,8%	1,6%
	Imprgnationsverletzung	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾
	Schussverl. ohne Knochenbet.	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾	- ²⁾
	Traumatische Amputation	0,3%	0,3%	0,3%	0,3%	0,4%	0,3%	0,3%
	Gesamt	31,8%	31,6%	32,1%	30,4%	30,0%	30,0%	29,9%
Sonstige	Sonstige	68,2%	68,4%	67,9%	69,6%	70,0%	70,0%	70,1%
Gesamt	Gesamt	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

UART1-4

¹⁾ Da es sich hierbei um eine hochgerechnete Stichprobenstatistik handelt, können Hochrechnungsunsicherheiten und Rundungsfehler auftreten.
²⁾ Wegen zu geringer Fallzahlen nicht separat ausweisbar.
³⁾ Rundungsdifferenzen bei den Entschädigungsleistungen möglich

Quelle: Referat Statistik, Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV)
15.01.2024

A.1 Materialmodell Fettgewebe

Basierend auf einer Studie von Panzer et al. [11] wurde für das Fettgewebe ein 3-Term-Ogden-Modell mit einer 3-Term-Prony-Serie verwendet. Die Materialparameter sind **Tabelle 9** zu entnehmen.

Die Funktion für die Verformungsenergie des Ogden-Modells wird durch folgende Gleichung wiedergegeben:

$$\Psi = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3).$$

Ψ – Verformungsenergie

$\lambda_{1,2,3}$ – Streckung in Hauptrichtung 1, 2, 3

μ_i – i-ter Schubmodul des Ogden Modells

α_i – i-ter Ogden Parameter

Die Dehnratenabhängigkeit der Modelle wird über eine normierte Relaxationsfunktion implementiert, die durch eine Prony-Serie mit n Termen beschrieben werden kann:

$$g(t) = \gamma_{\infty} + \sum_{i=1}^n \gamma_i e^{-\frac{t}{\tau_i}}$$

g – normierte Relaxationsfunktion

γ_{∞} – Langzeit Schubkoeffizient

γ_i – Schubkoeffizient des i-ten Prony Terms

t – Zeit

τ_i – Relaxationszeit des i-ten Prony Terms

Tabelle 9:

Materialparameter Fettgewebe. Aufgeführt sind die Materialparameter des 3-Term-Ogden-Modells und der zugehörigen 3-Term-Prony-Serie.

Fettgewebe Materialmodell							
Parameter 3-Term-Ogden-Modell							
Dichte [kgm ⁻³]	Poisson Zahl [-]	μ_1 [kPa]	α_1 [-]	μ_2 [kPa]	α_2 [-]	μ_3 [kPa]	α_3 [-]
1 000	0,499	1,47E3	3,36E-2	7,0E-3	1,64E1	-1,89E2	2.58E-1
Parameter 3-Term-Prony-Serie							
	G_1 [-]	β_1 [s ⁻¹]	G_2 [-]	β_2 [s ⁻¹]	G_3 [-]	β_3 [s ⁻¹]	
	4,97E-2	0,1	5,85E-1	10,0	2,98E-1	100,0	

A.2 Materialmodell Muskelgewebe

Auf Basis einer Studie von *Panzer et al.* [11] wurde das Muskelgewebe mit einem 3-Term-Ogden-Modell mit einer 5-Term-Prony-Serie modelliert. **Tabelle 10** zeigt die zugehörigen Materialparameter. Die Gleichungen für das Ogden-Modell sowie die Prony-Serie können Anhang A.1 entnommen werden.

Tabelle 10:

Materialparameter Muskelgewebe. Aufgeführt sind die Materialparameter des 3-Term Ogden-Modells sowie der zugehörigen 5-Term Prony-Serie.

Muskelgewebe Materialmodell														
Parameter 3-Term-Ogden-Modell														
Dichte [kgm ⁻³]	Poisson Zahl [-]		μ1 [kPa]		α1 [-]		μ2 [kPa]		α2 [-]		μ3 [kPa]		α3 [-]	
1 000	0,495		1,25E-1		8,0		-2,54E-1		-4,0		-2.81E3		2.58E-1	
Parameter 5-Term-Prony-Serie														
G ₁ [-]	β ₁ [s ⁻¹]	G ₂ [-]	β ₂ [s ⁻¹]	G ₃ [-]	β ₃ [s ⁻¹]	G ₄ [-]	β ₄ [s ⁻¹]	G ₅ [-]	β ₅ [s ⁻¹]					
0,055	0,1	0,098	1,0	0,041	10,0	0,557	100,0	0,232	1000,0					

A.3 Material- und Versagensmodell Haut

Für die Haut wurde ein anisotropes Materialmodell (Gasser-Ogden-Holzapfel Modell [12]) gewählt, bei dem das Material als faserverstärkte Matrix mit zwei Faserfamilien modelliert wird, wobei die Fasern nur unter Zug Last aufnehmen können. Als Versagenskriterium wurde die erste Hauptdehnung verwendet. Bei Erreichen eines gewissen Schwellenwerts für die erste Hauptdehnung, werden die Elemente aus der Simulation gelöscht, um die Verletzung abzubilden. Die Materialparameter und der Schwellwert der ersten Hauptdehnung, der zum Versagen führt, wurden über eine Sensitivitätsanalyse für die untersuchten Lastfälle ermittelt und sind **Tabelle 11** zu entnehmen

Die Funktion der Verformungsenergie für das Gasser-Holzapfel-Ogden Modell setzt sich aus einem Neo-Hooke-Modell zusammen, welches das Verhalten der Hautmatrix

abbildet, und einem Term, der das Verhalten von zwei Kollagenfaserfamilien abbildet. Der Materialparameter k_1 steht in Bezug zur Steifigkeit der Kollagenfasern, der Materialparameter k_2 in Bezug zum Versteifungsverhalten der Kollagenfasern. Die Funktion der Verformungsenergie wird durch folgende Gleichung wiedergegeben:

$$\Psi = \mu(I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=4,6} [e^{k_2(I_i - 1)^2} - 1]$$

Ψ – Verformungsenergie

μ – Schubmodul

I_1 – erste Dehnungsinvariante

k_1 – Materialparameter mit Bezug zur Fasersteifigkeit

k_2 – Materialparameter mit Bezug zum Versteifungsverhalten der Fasern

$I_{4,6}^*$ – vierte bzw. sechste generalisierte Dehnungsinvariante

Tabelle 11:

Materialparameter sowie Versagensparameter Haut. Aufgeführt sind Parameter des Material- und Versagensmodells, die auf Basis der Sensitivitätsanalyse ermittelt wurden.

Haut Materialmodell							
Parameter Gasser-Holzapfel-Ogden Modell							
Dichte [kgm ⁻³]	Poisson Zahl [-]	μ [kPa]	k_1 [kPa]	k_2 [-]	Faserwinkel [°]	a [-]	b [-]
*	*	*	*	*	*	*	*
Haut Versagenskriterium							
Erste Hauptdehnung [-]							
*							

* Temporäre Sperrklausel (Werte werden nach internationaler Veröffentlichung nachgetragen.)

A.4 Versagenskriterien Haut

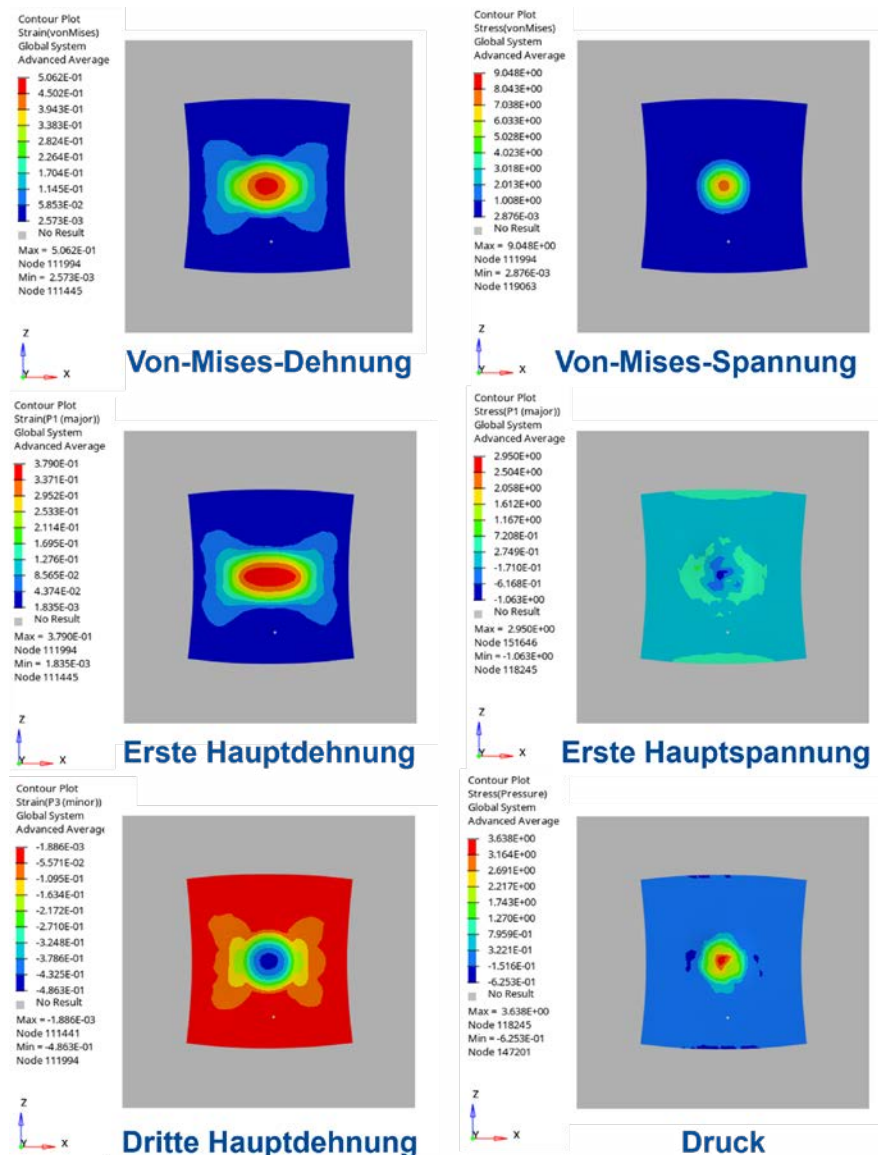
Um eine Verletzung der Haut in der Simulation abbilden zu können, wurden folgende Versagenskriterien untersucht:

- Von-Mises-Spannung
- Von-Mises-Dehnung
- Erste Hauptspannung
- Erste Hauptdehnung
- Dritte Hauptdehnung
- Druck

Es wurde davon ausgegangen, dass Quetschrissswunden vor allem parallel zu den Langer-Linien der Haut entstehen. Daher wurde mit Simulationen des Fallturmsetups untersucht, welches der betrachteten Versagenskriterien während des Impakts eine richtungsabhängige Ausprägung in der Ebene der Haut aufweist. Nur Kriterien, die die Richtungsabhängigkeit abbilden konnten, wurden für weitere Analysen betrachtet. Die Ergebnisse der Untersuchung sind in **Abbildung 22** dargestellt.

Abbildung 22:

Vergleich der Versagenskriterien, Simulation Fallturmsetup. Eine deutliche Richtungsabhängigkeit bezüglich der Hautebene konnte nur für die Von-Mises-Dehnung und die erste Hauptdehnung festgestellt werden.



A.5 Ergebnisse Sensitivitätsstudie

Die im Rahmen der Sensitivitätsstudie ermittelte Auswirkung der untersuchten Parameter auf die Verletzungsentstehung sind in **Tabelle 12** zusammengefasst. Die Aussagen beziehen sich auf das entwickelte Simulationssetup und die jeweiligen Randbedingungen.

Tabelle 12:

Zusammenfassung Sensitivitätsanalyse. Die Tabelle listet für jeden Parameter die Auswirkung auf die Verletzungsentstehung.

Parameter	Auswirkung auf die Verletzungsentstehung
Kantenradius	Nimmt mit zunehmendem Kantenradius ab
Impaktormaterial	Nimmt mit weicherem Material ab
Impaktgeschwindigkeit	Nimmt mit zunehmender Geschwindigkeit zu
Impaktormasse	Nimmt mit zunehmender Masse zu
Impaktgeschwindigkeit und Impaktormasse bei gleicher Impaktenergie	Ähnlich für alle untersuchten Konfigurationen
Orientierung Langer-Linien	Nimmt von parallel über 45° nach quer ab
Hautdicke	Nimmt mit zunehmender Hautdicke zu
Fettdicke	Nimmt mit zunehmender Fettdicke ab
Material Platte	Nimmt mit weicherem Material ab
Reibung Impaktor	Nimmt mit zunehmender Reibung ab
Reibung Platte	Nimmt mit zunehmender Reibung ab
Anzahl Integrationspunkte Versagen	Nimmt mit zunehmender Anzahl ab

9 Literatur

- [1] Statistik Arbeitsunfallgeschehen 2018. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2019
- [2] Statistik Schülerunfallgeschehen 2018. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2019
- [3] *Singer A, Hollander J, Quinn J*: Evaluation and management of traumatic lacerations. *N Engl J Med* 1997; 337:1142-8
<https://doi.org/10.1056/NEJM199710163371607>
- [4] *Langer K*: On the anatomy and physiology of the skin. *Br J Plast Surg* 1978; 31:3-8; 93-106; 185-99
- [5] *Ní Annaidh A, Bruyère K, Destrade M, Gilchrist MD, Maurini C, Otténio M et al.*: Automated estimation of collagen fibre dispersion in the dermis and its contribution to the anisotropic behaviour of skin. *Ann Biomed Eng* 2012; 40:1666-78
<https://doi.org/10.1007/s10439-012-0542-3>
- [6] *Lee RH, Gamble WB, Mayer MH, Manson PN*: Patterns of facial laceration from blunt trauma. *Plast Reconstr Surg* 1997; 99:1544-54
- [7] *Lanzl F, Zimmerman J, Peldschus S*: Vorstudie zur Entstehung von Weichgewebeverletzungen in Fallturmversuchen. IFA-Report 4/2023. Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), Berlin 2023
- [8] *Trotta A, Ní Annaidh A*: Mechanical characterisation of human and porcine scalp tissue at dynamic strain rates. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019;100:103381
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103381>
- [9] *Payne T, Mitchell S, Bibb R, Waters M*: The evaluation of new multi-material human soft tissue simulants for sports impact surrogates. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015; 41:336-56.
- [10] *Doerfel, S*: Generierung von Grundlagen für die Simulation von Weichgewebeverletzungen. Dissertation. Ludwig-Maximilians-Universität München, 2014
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.09.018>
- [11] *Panzer M B, Caudillo A, Gepner B*: Developing and Implementing New Flesh Materials based on Human Tissue Data for GHBMC M50-O. IRCOB Conference Proceedings, 2024
- [12] *Gasser T C, Ogden R W, Holzapfel G A*: Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *J R Soc Interface* 2006; 3:15-35.
<https://doi.org/10.1098/rsif.2005.0073>

**Deutsche Gesetzliche
Unfallversicherung e.V. (DGUV)**

Glinkastraße 40

10117 Berlin

Telefon: 030 13001-0 (Zentrale)

E-Mail: info@dguv.de

Internet: www.dguv.de

A large, solid blue rectangular area that occupies the lower two-thirds of the page, extending from the left margin to the right edge. It appears to be a design element or a placeholder for content.