
Generierung von Grundlagen für die Simulation von Weichgewebeverletzungen

Sarah Doerfel



München 2015

Aus dem Institut für Rechtsmedizin der
Ludwig-Maximilians-Universität
Vorstand: Prof. Dr. med. Matthias Graw

Generierung von Grundlagen für die Simulation von Weichgewebeverletzungen

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Humanbiologie an der
Medizinische Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität
München

vorgelegt von Sarah Doerfel
aus Fürstenfeldbruck

München 2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. med. Matthias Graw
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. med. Martin K. Angele Prof. Dr. med. Hans Hertlein PD Dr. med. Gerd Gauglitz
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Prof. Dr. rer. biol. hum. S. Peldschus
Dekan:	Prof. Dr. med. Dr.h.c. M. Reiser, FACR, FRCR
Tag der mündlichen Prüfung:	05.02.2015

Eidesstaatliche Versicherung

Doerfel, Sarah

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Generierung von Grundlagen für die Simulation
von Weichgewebeverletzungen**

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin

Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Matthias Graw für die Überlassung des spannenden Themas und die Möglichkeit, die Dissertation am Institut für Rechtsmedizin durchführen zu können, bedanken.

Meinem Betreuer Prof. Steffen Peldschus möchte ich besonders für die fachliche Betreuung, die Aufmunterung und Unterstützung in allen schwierigen Situationen danken.

Meinen Kollegen Anja Wagner, Ketuo Zhou, Rommél Segura, Nathalie Gales, Carola Lange, Klaus Bauer, Ph.D. Jiri Adamec und Ioannis Symeonidis möchte ich für das freundschaftliche Arbeitsumfeld, die tatkräftige Unterstützung und all die motivierenden Gespräche danken. Christian Schöniger und Manuela Baecker danke ich für die tatkräftige Unterstützung bei meinen Experimenten. Nathalie Gales verdient besonderen Dank, weil ohne ihren großartigen Einsatz die histologischen Untersuchungen nicht möglich gewesen wären und es somit einen wichtigen Teil meiner Arbeit nicht geben würde.

Der Metzgerei Loibl in Kleinberghofen danke ich für die Unterstützung und Bereitstellung aller Versuchsmaterialien für meine Experimente.

Prof. Volkmar Jansson vom Labor für Biomechanik und Experimentelle Orthopädie der LMU möchte ich für die Bereitstellung seines Labors danken. Christian Schröder verdient meinen Dank für die Hilfe bei den Experimenten und für viele lustige Momente.

Prof. Klemens Rother und Prof. Frank Krafft der Hochschule München danke ich für die Hilfe bei der Suche nach einem passenden Aufstellort für den Fallturm und Herrn Jürgen Schulz danke ich für die kleinen und großen Hilfen rund um den Fallturm.

Besonderer Dank gilt meiner Familie! Danke Mum, dass Du immer hinter mir gestanden bist und immer an mich geglaubt hast. Danke Andi, dass Du immer da warst und geholfen hast, wo es nur ging.

Zum Schluss sei allen ein Dankeschön ausgesprochen, die hier nicht namentlich erwähnt sind, aber zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	21
2	Theoretische Grundlagen	25
2.1	Anatomische und biomechanische Grundlagen der Haut	25
2.1.1	Aufbau der Haut	25
2.1.1.1	Epidermis	26
2.1.1.2	Dermis	27
2.1.1.3	Subcutis	28
2.1.2	Mechanische Eigenschaften der Haut	29
2.1.2.1	Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Haut	29
2.1.2.2	Langersche Hautspaltlinien	31
2.1.2.3	Veränderungen im Alter	32
2.1.3	Methoden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften	33
2.1.3.1	Zugversuch	33
2.1.3.2	Kompressionsversuch	34
2.1.3.3	Saugversuch	34
2.1.3.4	Torsionsversuch	34
2.1.3.5	Eindrückversuch	35

2.2	Die Quetsch-Riss-Wunde	35
2.3	Hautersatzmaterialien	37
2.3.1	Schweinehaut als Ersatz für humane Haut	38
2.3.2	Silikonkautschuk als Ersatz für humane Haut	39
2.4	Offene Fragestellungen	41
3	Material und Methoden	43
3.1	Bestimmung der mechanischen Eigenschaften	44
3.1.1	Probenvorbereitung	44
3.1.1.1	Schweinehaut	45
3.1.1.2	Silikonkautschuk	46
3.1.2	Kompressionsversuch	47
3.1.3	Quasi-statischer Zugversuch	47
3.1.4	Dynamischer Zugversuch	49
3.1.4.1	Versuchsaufbau und Funktionsweise	49
3.1.4.2	Versuchsparameter	51
3.1.4.3	Versuchsdurchführung	51
3.1.4.4	Messdatenerfassung	52
3.1.4.5	Digitale Bildkorrelation	53
3.1.5	Auswertung der Messdaten	55
3.1.5.1	Kompressions- und Zugversuche	55
3.1.5.2	Dynamischer Zugversuch	57
3.2	Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mittels Fallversuch	58
3.2.1	Probenvorbereitung	59
3.2.1.1	Schweinehaut	59

3.2.1.2	Silikonkautschuk	60
3.2.2	Versuchsaufbau	60
3.2.3	Versuchsdurchführung	61
3.2.3.1	Vorspannen der Schweinehaut	61
3.2.3.2	Untersuchung des Entstehungsmechanismus	62
3.2.4	Histologie	62
3.2.4.1	Fixierung und Einbettung der Proben	63
3.2.4.2	Anfertigung der Schnitte	64
3.2.4.3	Hämatoxylin-Eosin-Färbung	64
3.2.4.4	Elastica-van Gieson-Färbung	65
3.2.5	Vermessung eines CT-Bildes	66
4	Ergebnisse	67
4.1	Bestimmung der mechanischen Eigenschaften	67
4.1.1	Kompressionsversuch	67
4.1.2	Quasi-statischer Zugversuch	69
4.1.3	Dynamischer Zugversuch	73
4.1.4	Dehnratenabhängigkeit	79
4.1.5	Digitale Bildanalyse	82
4.2	Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mittels Fallversuch	85
4.2.1	Fallversuch	85
4.2.2	Histologie	88
4.2.3	Vermessung des CT-Bildes	90
5	Diskussion	91

5.1	Bestimmung der mechanischen Eigenschaften	91
5.1.1	Kompressionsversuch	91
5.1.2	Zugversuche	94
5.1.2.1	Schweinehaut	94
5.1.2.2	Silikonkautschuk	102
5.2	Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mittels Fallversuch	103
5.2.1	Versuche mit Schweinehaut	103
5.2.2	Histologie	106
5.2.3	Versuche mit Silikonkautschuk	107
5.3	Schlussfolgerung	108
6	Ausblick	111
7	Zusammenfassung	117
A	Experimentelle Ergebnisse	121
A.1	Kompressionsversuche	121
A.2	Quasi-statische Zugversuche	123
A.3	Dynamische Zugversuche	126
A.4	Fallversuch	130

Abbildungsverzeichnis

1.1	Das Total HUman Model for Safety von Toyota	21
2.1	Die Struktur der menschlichen Haut (nach [22])	26
2.2	Das nicht-linear elastische Verhalten der Haut, bedingt durch die Ausrichtung der Kollagenfasern	30
2.3	Dehnratenabhängigkeit der Haut	31
2.4	Typischer Verlauf der Langerschen Hautspaltlinien (angelehnt an [11]) .	32
2.5	Quetsch-Riss-Wunde mit den typischen Merkmalen	36
2.6	Morphologische Unterschiede zwischen einer Quetsch-Riss-Wunde und einer Schnittwunde (nach [70])	37
3.1	Entnahmestelle der Schweinehautproben	45
3.2	Abmessungen der Proben (angegeben in mm) für den Zugversuch nach DIN 53504	48
3.3	Aufbau des quasi-statischen Zugversuchs	48
3.4	Schemazeichnung des Fallturms für dynamische Zugversuche	49
3.5	Funktionsweise des Fallturms	50
3.6	Sensoren zur Messdatenerfassung	53
3.7	Rekursives Ausrichten der Einzelbilder mit dem Fiji Plugin StackReg [86]	54
3.8	Addieren der Dehnungen in Matlab	55

3.9	Typisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Versuche	57
3.10	Versuchsaufbau des Fallversuchs	61
3.11	Probenentnahme und histologischer Schnitt	63
3.12	Vermessung eines CT-Bildes	66
4.1	Spannungs-Kompressions-Diagramm aller Schweinehaut-Proben	68
4.2	Ergebnisse der Kompressionsversuche	68
4.3	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$),Schwein parallel	70
4.4	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$),Schwein parallel	70
4.5	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$),Schwein senkrecht	71
4.6	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$),Schwein senkrecht	71
4.7	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$),Silikonkautschuk	72
4.8	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$),Silikonkautschuk	72
4.9	Zeitlicher Verlauf des dynamischen Zugversuchs	73
4.10	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$),Schweinehaut parallel	75
4.11	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$),Schweinehaut parallel	75
4.12	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$),Schweinehaut parallel	76
4.13	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$),Schweinehaut senkrecht	76
4.14	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$),Schweinehaut senkrecht	77
4.15	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$),Schweinehaut senkrecht	77

4.16	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	78
4.17	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	78
4.18	Spannungs-Dehnungs-Diagramm Zugversuch ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	79
4.19	Vergleich der Reißdehnungen	80
4.20	Vergleich der Zugfestigkeiten	80
4.21	Vergleich der E-Module der Schweinehaut parallel und senkrecht zu den Langerschen Linien	81
4.22	E-Module des Silikonkautschuks	81
4.23	Lokale Dehnungswerte, stark lokalisiert	83
4.24	Lokale Dehnungswerte, flächig verteilt	84
4.25	Hautproben nach dynamischen Zugversuch	84
4.26	Quetsch-Riss-Wunden in Silikonkautschuk und Schweinehaut	85
4.27	Ergebnisse der Fallversuche mit ungespannter und vorgespannter Schweinehaut und allen Untergrundplatten	86
4.28	Ergebnisse der Fallversuche mit Silikonkautschuk und wassergefülltem Schaumstoff und allen Untergrundplatten	86
4.29	Ergebnisse der Fallversuche mit ungespannter und vorgespannter Schweinehaut mit Aluminium als Untergrundplatte	87
4.30	Histologische Schnitte der Schweinehaut	89
5.1	Vergleich der Ergebnisse des Kompressionsversuchs	93
5.2	Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Reißdehnung	96
5.3	Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Zugfestigkeit	96
5.4	Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Elastizitätsmodul	97
5.5	Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Reißdehnung .	97
5.6	Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Zugfestigkeit .	98

5.7	Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Elastizitätsmodul	98
6.1	Simulation des Kompressionsversuchs	111
6.2	Kraft-Kompressions-Diagramm von Schweinehaut im Experiment und dem Finite-Elemente-Hautmodell in der Simulation	113
6.3	Simulation des Schlages auf den Unterarm	113
6.4	Vergleich der zeitlichen Verläufe der Verformungsenergien im Knochen .	114

Tabellenverzeichnis

2.1	Mechanische Eigenschaften von Polymeren und humaner Haut (aus [80])	40
3.1	Auswahl der Versuchsparameter	51
4.1	Ergebnisse der Kompressionsversuche	67
4.2	Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche	69
4.3	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche	74
4.4	Ergebnisse der lokalen Dehnungsmessung, Schweinehaut parallel	82
4.5	Ergebnisse der lokalen Dehnungsmessung, Schweinehaut senkrecht . . .	82
4.6	Vermessung des Kopf-CT-Bildes	90
5.1	Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche mit Literaturdaten	95
5.2	Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche mit Literaturdaten	95
5.3	Vergleich der Ergebnisse der Zugversuche mit Schweinehaut und Silikonkautschuk	102
6.1	Validierte Werte für die Ogden-Parameter α und μ	112
A.1	Ergebnisse der Kompressionsversuche mit Schweinehaut	121

A.2	Ergebnisse der Kompressionsversuche mit Schweinehaut und subkutaner Gewebeschicht	122
A.3	Ergebnisse der Kompressionsversuche mit Silikonkautschuk	122
A.4	Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel	123
A.5	Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel	123
A.6	Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht	124
A.7	Ergebnisse der quasi-statische Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht	124
A.8	Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	125
A.9	Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	125
A.10	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel	126
A.11	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel	126
A.12	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel	127
A.13	Ergebnisse der dynamische Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht	127
A.14	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht	128
A.15	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht	128
A.16	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	128
A.17	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	129
A.18	Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk	129
A.19	Ergebnisse der Fallversuche mit Schweinehaut	130
A.20	Ergebnisse der Fallversuche mit Schweinehaut	130

A.21 Ergebnisse der Fallversuche mit Schweinehaut 130

Kapitel 1

Einleitung

Die computergestützte Simulation mit Finite-Elemente (FE) Menschmodellen (siehe Abbildung 1.1) findet zunehmend Anwendung bei der Bestimmung von Verletzungsrisiken in den unterschiedlichsten Bereichen (z.B. Automobil, Arbeitsplatz oder Industrie).

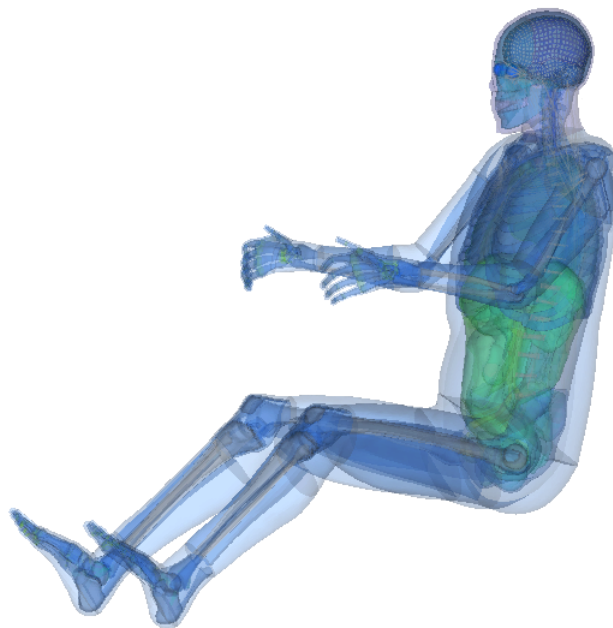


Abbildung 1.1: Das Total HUMAN Model for Safety von Toyota

FE-Menschmodelle wie THUMS (Total HUMAN Model for Safety, von Toyota entwickelt [35]) oder HUMOS (HUMAN Model for Safety, EU-Projekt [72]) wurden ursprünglich

für die Simulation von Kraftfahrzeug- und Automobil-Crash-Tests und somit zur Verbesserung und Weiterentwicklung des Insassen- und Fußgängerschutzes entwickelt. Der Trend geht aber dahin, diese Modelle auch für Unfallrekonstruktionen und Risikoabschätzungen in anderen Bereichen wie z.B. bei forensischen Fragestellungen über die Entstehung von Verletzungen durch stumpfe oder scharfe Gewalt oder Risikoabschätzung für Mensch-Roboter-Interaktionen einzusetzen. Die Anwendungsmöglichkeiten der FE-Menschmodelle sind sehr vielfältig, denn die numerischen Modelle beschreiben den menschlichen Körper in wesentlich höherer Detailtreue als andere Modelle, wie z.B. Crashtest-Dummies oder Mehrkörper-Modelle, und haben somit ein höheres Potential tatsächlich eintretende Verletzungssituationen zu simulieren. Der Vorteil der Finite-Elemente-Menschmodelle ist, dass die Geometrie der Knochen und Organe aus humanen CT-Daten gewonnen wird. Der Geometrie werden anschließend die Materialeigenschaften des dargestellten biologischen Gewebes, die in Experimenten bestimmt wurden, zugewiesen. Trotz ihrer vielfältigen Vorteile müssen die numerischen Modelle noch weiter verbessert und an unterschiedliche Belastungen angepasst werden. Zum Beispiel sind die Materialeigenschaften für Gewebe wie Haut und Knochen für Crash-Simulationen mit hohen Geschwindigkeiten (Autounfall) konzipiert und es ist nicht ohne Weiteres möglich, diese Definitionen für Crash-Simulationen mit niedrigeren Geschwindigkeiten (Schlagverletzung) zu nutzen. Der Grund dafür ist die starke Dehnratenabhängigkeit biologischer Gewebe, d.h. eine andere Belastungsgeschwindigkeit ruft auch ein anderes mechanisches Verhalten des Gewebes hervor. Aber für die Simulation oder Risikoabschätzung einer Verletzung müssen nicht nur die mechanischen Eigenschaften eines Gewebes genau bekannt sein, sondern auch die Belastung, die zu einer Verletzung führt und der Entstehungsmechanismus der Verletzung. Der Vorgang, bei dem ein Knochen unter einer definierten äußeren Last bricht, kann damit mittlerweile relativ genau berechnet werden. Für Verletzungen der Weichgewebe durch dynamische Belastung, die z.B. für forensische Fragestellungen von großer Bedeutung sind, kann mit diesen computergestützten Methoden noch keine valide Risikoabschätzung getroffen werden. Das liegt vor allem daran, dass die Entstehungsmechanismen der einzelnen Verletzungen (Abschürfung, Hämatom, Quetsch-Riss-Wunde, Stichwunde) nicht detailliert erforscht sind und diese Vorgänge noch besser beschrieben werden müssen. Das macht die Simulation von Weichgewebeverletzungen zu einer anspruchsvollen Aufgabe.

Ein stetig wachsendes Einsatzgebiet für die Risikoabschätzung anhand der FE-Simulation bietet die Roboterindustrie. Gerade in den letzten 10 Jahren wurde in der Industrie großes

Bestreben gezeigt, dass Menschen vermehrt neben Robotern arbeiten sollen [54]. Da der Roboter dem Menschen aber Schaden zufügen könnte, sollte vorher eine Risikoabschätzung für mögliche Verletzungen in Mensch-Roboter-Interaktionen durchgeführt werden. Bisher gibt es eine Empfehlung des Berufsgenossenschaftlichen Instituts für Arbeitsschutz (BGIA) für die Gefährdungsbeurteilung für Mensch-Roboter-Interaktionen [5], die mögliche Verletzungen in „tolerabel“ und „nicht erlaubt“ einteilt. Eine Hautabschürfung oder ein Hämatom wären danach tolerable Verletzungen, eine Quetsch-Riss-Wunde (umgangssprachlich fälschlicherweise auch Platzwunde genannt) dagegen wäre nicht erlaubt. Aber um die „nicht erlaubten“ Verletzungen verhindern zu können, muss bekannt sein, welche externe Kräfte diese Verletzung hervorrufen. Es spielen bei der Bewertung einer möglichen Verletzung viele Faktoren, wie z.B. das Gewicht des Roboterarmes, die Bewegungsgeschwindigkeit, das Material des Roboterarmes oder auch Polsterungen des Armes eine wichtige Rolle. Auch die womöglich von einer Kollision betroffene Körperstelle des Menschen ist von wesentlicher Bedeutung. Wie sollen aber all diese Faktoren in Experimenten oder sogar Freiwilligenversuchen berücksichtigt werden? Im Institut für Robotik und Mechatronik des Deutschen Zentrums für Luft- und Raumfahrt wurden in den letzten Jahren mehrere Studien zur Sicherheit von Leichtbaurobotern durchgeführt. Haddadin et al. testeten neben den Auswirkungen eines Zusammenpralls von Kopf oder Schulter mit dem Arm eines Leichtbauroboters [27] auch mögliche Verletzungen durch spitze und scharfe Gegenstände, die durch den Roboter geführt werden [28]. Ebenfalls wurden Fallversuche mit unterschiedlichen Werkzeugen durchgeführt, um Geschwindigkeiten und Gewichte zu bestimmen, die „erlaubte“ oder „nicht erlaubte“ Verletzungen in Schweinehaut erzeugen [29].

Um jedoch eine zuverlässige Risikoabschätzung für den Menschen, der mit einem Roboter zusammenarbeitet, treffen zu können, müssten weit mehr Experimente durchgeführt werden. Viel einfacher wäre es, wenn jeder mögliche Lastfall mit einer FE-Simulation berechnet werden könnte und somit eine sichere Aussage zum Verletzungsrisiko getroffen werden könnte. Da das mangelnde Wissen über die Entstehungsmechanismen der Verletzungen dies bisher aber nicht zulässt, ist das Füllen dieser Wissenlücke Hauptziel der vorliegenden Arbeit. Die Quetsch-Riss-Wunde wurde von der BGIA [5] als „nicht erlaubte“ Verletzung definiert. Um Lastfälle zu bestimmen, die zur Sicherheit des Menschen ausgeschlossen werden müssen, sollte die Entstehung einer solchen Wunde simuliert werden können. Somit wurde im Rahmen dieser Arbeit ein experimenteller Aufbau entwickelt, um Quetsch-Riss-Wunden in Schweinehaut und Silikonkautschuk zu erzeugen

und genauer untersuchen zu können. Weiterhin sollen die mechanischen Eigenschaften beider Materialien genauer bestimmt werden, um ein gutes synthetisches Modell zu bestimmen. Damit können später die zusätzlich zur Simulation nötigen Experimente mit geringerem Aufwand und ohne ethische Bedenken durchgeführt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen vor allem helfen ein Hautmodell für das FE-Menschmodell THUMS zu entwickeln, mit dem es später möglich ist Hautverletzungen zu simulieren. Ein solches Hautmodell bietet sowohl für Risikoabschätzungen in der Industrie als auch für forensische Unfallrekonstruktionen einen großen Nutzen und trägt so zur Sicherheit vieler Menschen bei.

Kapitel 2

Theoretische Grundlagen

2.1 Anatomische und biomechanische Grundlagen der Haut

Die Haut ist das größte Organ des menschlichen Organismus. Sie hat eine Oberfläche von 1,5 m bis 2 m² und macht etwa 15 % des gesamten Gewichtes eines Menschen aus [55]. Ihr anatomischer Aufbau ermöglicht eine Vielzahl unterschiedlicher Funktionen: sie ist ein Schutzorgan gegenüber mechanischen, thermischen, chemischen und biologischen Einflüssen [47], reguliert die Körpertemperatur und den Wasserhaushalt über Blutgefäße und Hautdrüsen und ist ein wichtiges Sinnesorgan mit Schmerz-, Temperatur-, Druck- und Tastrezeptoren [22]. Der komplexe mehrschichtige Aufbau der Haut, der bei allen Säugetieren annähernd identisch ist, gewährleistet, dass all diese unterschiedlichen Aufgaben erfüllt werden können.

2.1.1 Aufbau der Haut

Die Haut gliedert sich in drei unterschiedliche Schichten: die Epidermis (Oberhaut), die Dermis (Lederhaut) und die Subcutis (Unterhaut) (siehe Abbildung 2.1). Epidermis und Dermis stellen die zwei Hauptschichten der Haut dar. Im Folgenden werden die Strukturen der einzelnen Schichten genauer erläutert.

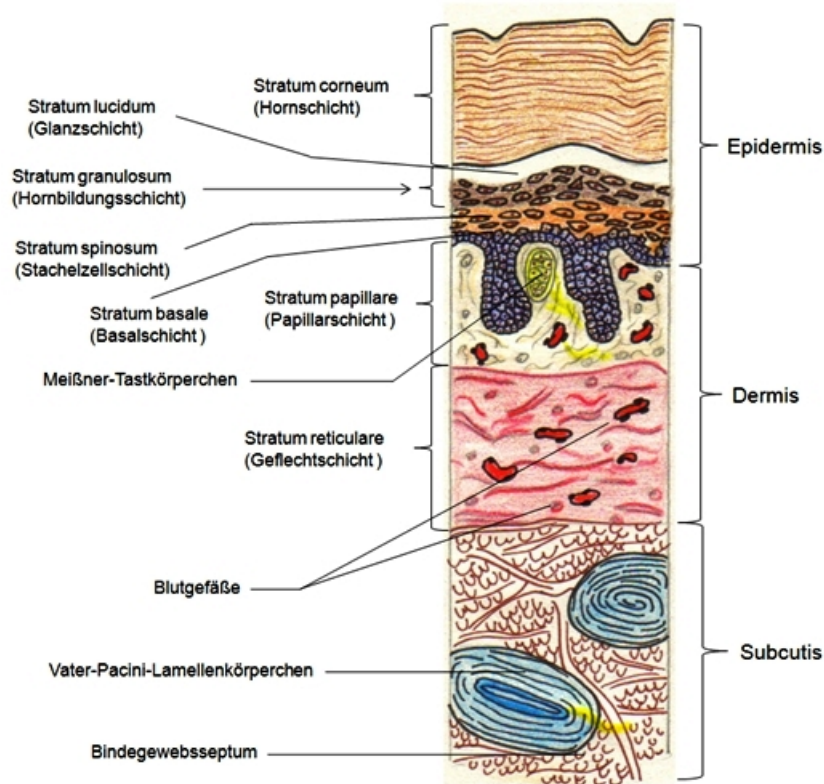


Abbildung 2.1: Die Struktur der menschlichen Haut (nach [22])

2.1.1.1 Epidermis

Die Epidermis besteht aus einem mehrschichtigen, an der Oberfläche verhornten Plattenepithel und stellt im intakten Zustand eine bakteriendichte Abwehrschranke des Organismus mit dem Bestreben, jede Art von Verletzung so schnell wie möglich wieder zu schließen, dar [66]. Die Dicke der Epidermis liegt zwischen 0,75 mm - 1,50 mm [67] und hängt, wie auch ihr Verhornungsgrad, von der jeweiligen mechanischen Beanspruchung der Haut ab. Die Epidermis enthält keine Blutgefäße und wird durch Osmose und Diffusion aus der darunterliegenden gefäßreichen Dermis mit den notwendigen Nährstoffen versorgt. Die zwei Hauptzellarten der Epidermis sind die Keratinozyten zur Keratinbildung und die Melanozyten, die den Pigmentstoff Melanin produzieren [44, 58]. Die Keratinisierung (Verhornung) ist die wichtigste Funktion der Epidermis, denn das Keratin ist die schützende Komponente der Epidermis. Es ist säure- und basenbeständig

und macht die Haut wasserdicht [44]. Die Entwicklung der Keratinozyten findet in der Epidermis von basal nach apikal, also von der inneren zur äußeren Schicht, statt und kommt in der Bildung von fünf Schichten zum Ausdruck: Stratum basale (Basalschicht), Stratum spinosum (Stachelzellschicht), Stratum granulosum (Körnerschicht), Stratum lucidum (Glanzschicht, nur in der Leistenhaut vorhanden) und Stratum corneum (Hornschicht) [87]. Die Keratinozyten verlassen das Stratum basale und bewegen sich innerhalb der Epidermis nach oben. Der Prozess der Keratinisierung beginnt bereits im Stratum spinosum. Hier ändern die Zellen ihre Form, ihre Orientierung und die Zusammensetzung ihres Zytoplasmas. Im Stratum granulosum werden die Zellen immer flacher und ordnen sich parallel zur Oberfläche an. Mit dem Verlust des Zellkerns werden sie Teil des Stratum corneums, das die Hautbarriere gegen chemische und mechanische Reize bildet [58]. Des Weiteren befinden sich Langerhans-Zellen, die eine wesentliche Rolle bei Allergien spielen, und Merkel-Zellen, die Tastempfindungen vermitteln, in der Epidermis.

Epidermis und Dermis sind durch die zapfenförmige dermato-epidermale Verbindungszone fest miteinander verbunden, um eine Separation durch Scherkräfte zu verhindern. Diese Schicht besteht aus verschiedenen Kollagenfaser-Typen, die basale Zellen der Epidermis fest an die erste Schicht der Dermis binden [52].

2.1.1.2 Dermis

Die Dermis ist das bindegewebige Gerüst der Haut und verleiht der Haut ihre Reißfestigkeit und ihre Verformbarkeit. Ihre Dicke beträgt ca. 3 mm bis 5 mm [91] und macht somit einen Hauptanteil der Dicke der Haut aus [42]. Sie besteht aus kollagenen und elastischen Fasern und enthält Blut- und Lymphgefäße, Nervenfasern sowie Bindegewebszellen und Zellen der Abwehr. Jede dieser Komponenten hat wichtige Funktionen: die Elastinfasern bilden eine netzartige Struktur, die der Haut ihre elastischen Eigenschaften bei Belastung mit geringen Kräften verleiht [74] und die Kollagenfasern bilden die lasttragende Komponente der Haut.

Die Dermis lässt sich in ihrem Aufbau in zwei Schichten unterteilen: die dünne, zell- und gefäßreiche Stratum papillare (Papillarschicht) und die dicke, faserreiche Stratum reticulare (Netzschicht). Zwischen den Fasern befindet sich die aus Glykosaminoglykanen bestehende Grundsubstanz [50, 58]. Die Kollagenfasern machen ca. 75 % des

Trockengewichtes der Haut aus und stellen somit den Hauptbestandteil der Haut dar [91]. Sie leisten den größten Widerstand bei Spannungen in der Haut.

Im Allgemeinen befinden sich im Stratum papillare ein feines, lockeres, ungleich verteiltes Geflecht der Kollagen Typ 1 Fasern und feine Elastinfasern. Das Stratum reticulare besteht aus dickeren und dicht angeordneten Kollagenfasern, die parallel zur Oberfläche ausgerichtet sind und ebenfalls dickeren Elastinfasern [76]. Somit ist das Stratum reticulare die lasttragende Schicht der Haut.

Die kollagenen Faserbündel der Dermis sind nicht wahllos miteinander verflochten, sondern in Abhängigkeit der Beanspruchung in bestimmten Verlaufsrichtungen angeordnet [66]. Diese bevorzugte Richtung der Kollagenfasern im Stratum reticulare zeigt sich beim Einstechen der Haut mit einer runden Nadel. Entgegen den Erwartungen entstehen keine runden Löcher in der Haut, sondern ellipsenförmige Spalten. Langer erkannte bereits 1861 diesen Zusammenhang und definierte die Langerschen Spaltlinien (siehe Kapitel 2.1.2.2) des menschlichen Körpers [45], die auch heute noch in der Chirurgie eine wichtige Rolle spielen: ein in Spalttrichtung der Haut angelegter Schnitt klafft weniger auseinander als ein senkrecht dazu geführter [66], denn die Spaltlinien markieren die Richtung der geringsten Dehnbarkeit der Haut.

2.1.1.3 Subcutis

Die Subcutis (Unterhaut) ist die tiefste Schicht der Haut und liegt zwischen Dermis und Muskelfaszie. Sie ist als lockeres, lamellär gebautes Bindegewebe, in das mehr oder weniger reichlich Fettgewebe eingelagert ist, zu bezeichnen [87]. Die Subcutis spielt für den Kälteschutz des Körpers und die Stoßabsorbierung eine wichtige Rolle, außerdem stellt sie ein Energiedepot dar. Die Dicke variiert je nach Körperstelle und Körpergewicht stark [58].

2.1.2 Mechanische Eigenschaften der Haut

Das Ziel dieser Arbeit ist es, Grundlagen für die Simulation von Hautverletzungen zu generieren. Für die FE-Simulation (Finite-Elemente Simulation) des Vorgangs, der zu einer Hautverletzung führt, werden sehr gute Kenntnisse über die mechanischen Eigenschaften der Haut benötigt. Diese werden im Folgenden genauer erklärt und im Rahmen dieser Arbeit weiter untersucht.

Das mechanische Verhalten der Haut ist schwer zu beschreiben. Mechanische Tests wie z.B. Zugversuche mit humaner Haut [23, 34] verdeutlichen, dass Haut eine nicht-lineare Spannungs-Dehnungs-Beziehung hat, inkompressibel, anisotrop und inhomogen ist und einer gewissen Vorspannung unterliegt [32, 51]. Weil eine der wichtigsten Funktionen der Schutz der inneren Organe vor mechanischen Traumata ist, ist Haut viskoelastisch [40]. Die komplexe, mehrschichtige Struktur, beschrieben in Kapitel 2.1.1, führt also auch zu einem komplexen mechanischen Verhalten.

2.1.2.1 Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Haut

Die mechanischen Eigenschaften der Haut sind direkt auf die Struktur der Kollagen- und Elastinfasern und der Proteoglykane der Dermis zurückzuführen [18, 82]. Die typische Spannungs-Dehnungs-Kurve der Haut ist in drei Phasen unterteilt (siehe Abbildung 2.2 A-C).

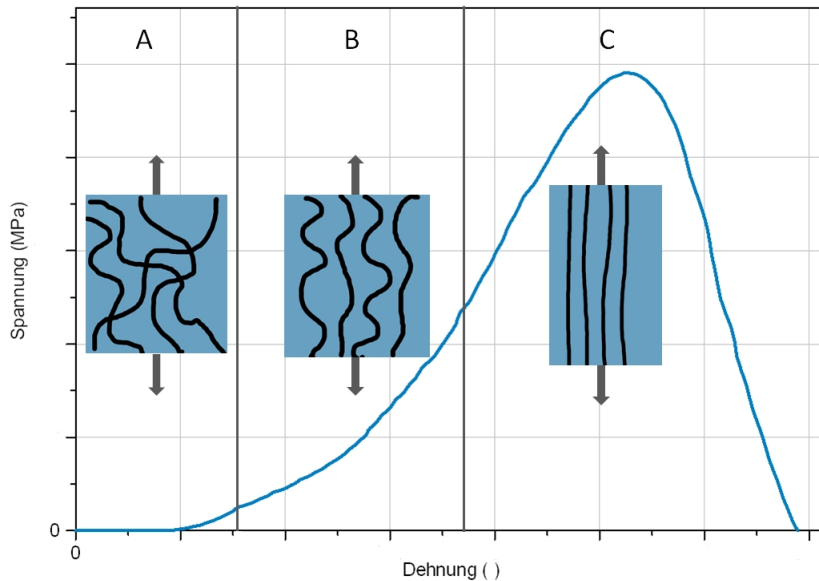


Abbildung 2.2: Das nicht-linear elastische Verhalten der Haut, bedingt durch die Ausrichtung der Kollagenfasern: zu Beginn der Dehnung liegen die Kollagenfasern noch in gekräuselter und verflochtener Struktur vor (A), in der zweiten Phase sind die Fasern in Zugrichtung ausgerichtet (B) und in der dritten Phase nehmen die Fasern Kraft auf (C) (angelehnt an [10] und [14])

In der ersten Phase liegt Kollagen noch in seiner ursprünglichen gekräuselten und verflochtenen Struktur vor und leistet wenig Widerstand gegen die Deformation. Das Ausrichten der gekräuselten Fasern braucht nur wenig Kraft. Elastin ist im Vergleich zu Kollagen weniger steif und sehr dehnbar. Es kann reversibel um mehr als 100 % gedehnt werden. Die mechanische Antwort wird in der ersten Phase von der Dehnung der Elastinfasern dominiert und spiegelt sich im linearen Anstieg der Spannung mit großer Dehnung wider (siehe Abbildung 2.2 A). In der zweiten Phase sind bereits einige Kollagenfasern in Krafrichtung ausgerichtet und nehmen ebenfalls Kraft auf, was in einer erhöhten Steifigkeit resultiert (siehe Abbildung 2.2 B). In der dritten und letzten Phase sind alle Kollagenfasern ausgerichtet, beginnen der Spannung standzuhalten und nehmen Kraft auf. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve zeigt dann wieder ein lineares Verhalten bei höheren Spannungen und Dehnungen (siehe Abbildung 2.2 C). Bei Überschreiten dieses Punktes beginnt die Haut der Spannung nachzugeben und ein Reißen der Fasern (und somit der Hautschichten) tritt ein [40].

Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten ist zusätzlich von der Geschwindigkeit der eingebrachten Kraft abhängig (siehe Abbildung 2.3). Bei höherer Geschwindigkeit werden die Kollagenfasern schneller ausgerichtet und somit wird eine höhere Steifigkeit und eine geringere Dehnung erreicht, d.h. das biologische Material Haut reagiert dehnratenabhängig. Diese mechanische Eigenschaft ist besonders für die FE-Simulation von großer Bedeutung, denn es kann nicht ein allgemeines Materialmodell für die Haut erstellt werden. Das unterschiedliche Verhalten für unterschiedliche Dehnraten muss bei jeder Simulation beachtet werden.

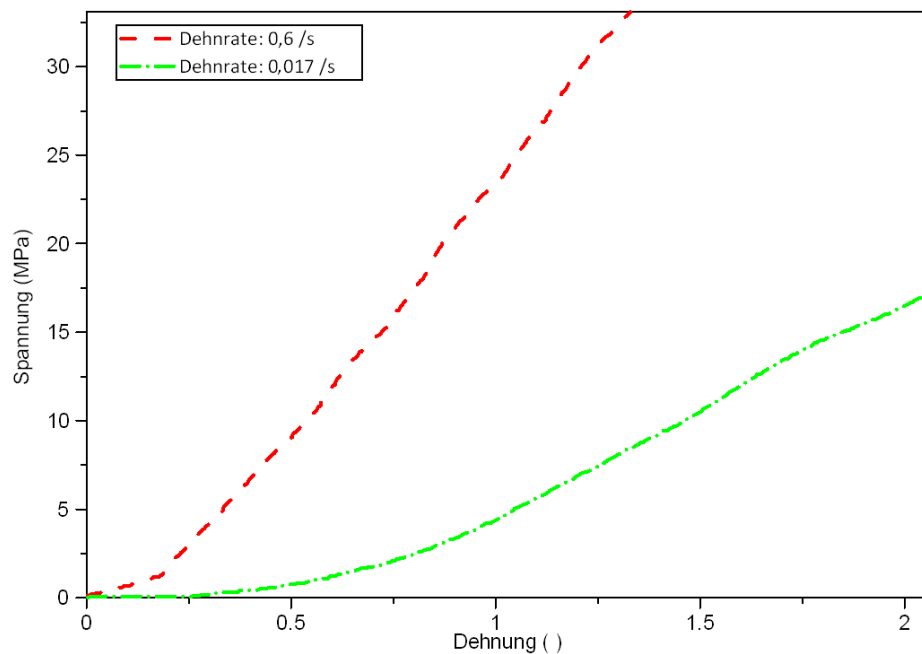


Abbildung 2.3: Die Dehnratenabhängigkeit der Haut: mit Anstieg der Dehnrate ändert sich die mechanische Antwort der Haut

2.1.2.2 Langersche Hautspaltlinien

Die Haut befindet sich am Körper unter Vorspannung. Diese Spannung kann bis zu 20 N m^{-1} erreichen und hängt von der Körperstelle, der Richtung und Körperhaltung ab [15]. Langer war 1861 der erste, der dieses Phänomen genauer untersuchte und die Langerschen Hautspaltlinien des menschlichen Körpers definierte (siehe auch Kapitel 2.1.1) [45]. Er punktierte die Haut von Leichen unterschiedlichen Alters (vom Säugling bis zum Senior) mit einer kreisförmigen Ahle, verband die Hauptachsen der elliptischen Wunden

und zeichnete diese heute als Langersche Hautspaltlinien bekannten Linien in eine Karte des menschlichen Körpers ein (siehe Abbildung 2.4). Später wurde nachgewiesen, dass diese Linien im Zusammenhang mit der Orientierung der Kollagenfasern stehen und das mechanische Verhalten von Hautproben entlang der Langerschen Hautspaltlinien anders ist als von Hautproben senkrecht dazu [71].

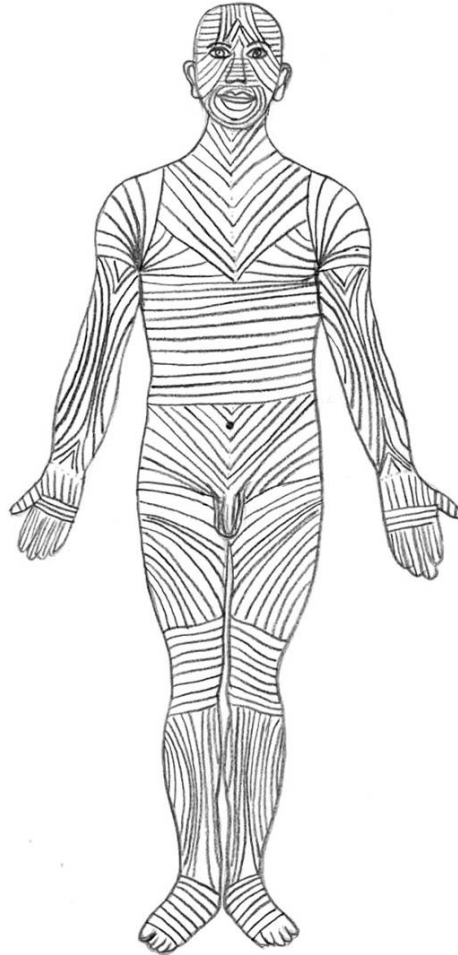


Abbildung 2.4: Typischer Verlauf der Langerschen Hautspaltlinien (angelehnt an [11])

2.1.2.3 Veränderungen im Alter

Die Struktur der Haut verändert sich im Alter, damit verbunden ändern sich auch die mechanischen Eigenschaften der Haut. Die Veränderung, die im Erscheinungsbild der Haut durch die Entstehung von Falten sichtbar wird, ist der Verlust der Elastizität

der Haut [8, 13]. Studien der Morphologie der Haut ergaben, dass die Struktur und Anordnung der Kollagenfasern für junge und alte Haut unterschiedlich ist, obwohl der gesamte Kollagen- und Elastingehalt der Haut sich nicht mit dem Alter ändert [13, 91]. Daly et al. [13] beobachteten in uniaxialen Zugversuchen mit Haut junger und älterer Menschen eine Veränderung der Spannungs-Dehnungs-Kurven in der ersten Phase der Dehnung. Ältere Haut ist weniger dehnbar und somit steigt die Kurve in der ersten Phase der Dehnung schneller an. Dieses Verhalten wird mit einer Zerstörung des Elastins in der Haut erklärt, da das selbe Verhalten bei Haut, in der Elastin enzymatisch entfernt wurde, beobachtet werden kann. In junger Haut befinden sich die Kollagenfasern in einer lockeren Struktur mit wenigen Verbindungen zwischen den einzelnen Fasern, was große Bewegungen der Fasern zulässt. Mit steigendem Alter wird die Struktur der Fasern rauer und dichter, es werden mehr Verbindungen zwischen den Fasern gebildet, was wahrscheinlich der Grund für eine höhere Zugfestigkeit im Alter ist [39, 91].

2.1.3 Methoden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften

Um die mechanischen Eigenschaften der Haut zu bestimmen, gibt es eine Reihe unterschiedlicher „in vivo“ oder „in vitro“ Testmethoden. In vitro Tests werden außerhalb eines lebenden Organismus in einer kontrollierten Umgebung durchgeführt. In diesem Fall bedeutet es, dass die Haut vom Körper entfernt wird und als einzelne Komponente getestet wird. Diese Art der Versuche erlaubt eine gute Kontrolle der Testbedingungen, kann aber durch die Probenentnahme auch zu Veränderungen in der Haut führen. In vivo Tests benutzen den gesamten lebenden Organismus und nicht nur Teile oder tote Organismen. Mit diesen Tests können die mechanischen Eigenschaften eines einzelnen Gewebes nicht bestimmt werden, da immer die Gesamtantwort der komplexen Strukturen des Körpers gemessen wird [13]. Im folgenden werden die möglichen Testverfahren zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften der Haut kurz beschrieben.

2.1.3.1 Zugversuch

Beobachtungen von Unfallverletzungen und Experimenten im Labor zeigen, dass die Haut öfter durch Zugbelastungen versagt als durch Scherbelastungen oder Schnitte [30], somit ist der Zugversuch eines der wichtigsten in vitro Testverfahren. Der uniaxiale Zugversuch ist eine der häufigsten und am einfachsten durchzuführenden Methoden. Normalerweise

wird dieses Verfahren dazu verwendet die mechanischen Eigenschaften technischer Werkstoffe zu bestimmen und ist standardisiert. Der Versuchsaufbau kann jedoch auch so verändert werden, dass er zum Testen biologischer Materialien *in vitro* verwendet werden kann. Im Test werden die Proben in eine Universalprüfmaschine (meist nur für quasi-statische Versuche) eingespannt und mit einer bestimmten Testgeschwindigkeit bis zum Versagen auseinandergezogen. Die Längenänderung der Probe und die Kraft, die an der Probe wirkt, werden während des Versuches gemessen. Anhand dieser Daten können Spannungs-Dehnungs-Kurven aufgezeichnet werden. Mechanische Parameter wie der Elastizitätsmodul können anhand dieser Kurven bestimmt werden.

2.1.3.2 Kompressionsversuch

Die Haut wird in vielen Situationen des Alltags komprimiert, deswegen sind die mechanischen Eigenschaften der Haut in einem Kompressionsversuch wichtige Daten für die Verletzungssimulation. Der Versuchsaufbau ist sehr einfach und schnell durchzuführen. Die Probe wird in einer Universalprüfmaschine zwischen zwei Platten positioniert und mit einer bestimmten Testgeschwindigkeit komprimiert. Während des Versuchs werden Kraft und Weg dokumentiert, daraus werden wiederum Spannungs-Dehnungs-Kurven abgeleitet.

2.1.3.3 Saugversuch

Im Gegensatz zum Zugversuch kann der Saugversuch *in vivo* und *in vitro* durchgeführt werden. Beim *in vivo* Saugversuch wird meist an der Innenseite des Unterarms einer Testperson negativer Druck (Vakuum) senkrecht zur Hautoberfläche eingebracht und die daraus resultierende Hautdeformation gemessen. Die vertikale Verschiebung der Haut wird in den meisten Fällen mit Ultraschall gemessen. Anhand der Deformation-Zeit-Kurven können der Elastizitätsmodul und die Dehnbarkeit der Haut bestimmt werden.

2.1.3.4 Torsionsversuch

In diesem Testverfahren werden die mechanischen Eigenschaften der Haut *in vivo* gemessen, indem ein Drehmoment auf die Haut aufgebracht wird. Es wird eine runde

Scheibe mit doppelseitigem Klebeband auf rasierter Haut befestigt. Diese Scheibe wird mit einem Motor gedreht und somit überträgt sich das Drehmoment auf die Haut. Während des Versuchs werden die Rotationswinkel gemessen, die Dehnung der Haut und der Elastizitätsmodul können anhand dieser Winkel bestimmt werden.

2.1.3.5 Eindrückversuch

Beim Eindrückversuch wird wie beim Saugversuch die externe Kraft nicht in der Hautebene eingebracht. Hierbei wird mit einem Prüfstempel eine Kraft senkrecht zur Epidermis aufgebracht und somit wird die Haut komprimiert. Der Eindrückversuch wird beim Menschen meistens in vivo am Unterarm durchgeführt. Diese Körperstelle ist leicht zugänglich, relativ eben und wird wenig von der natürlichen Bewegung des Körpers beeinflusst. Während eines Versuchs wird die Eindringtiefe des Prüfstempels und die eingebrachte Kraft dokumentiert. Anhand dieser Parameter kann der reduzierte Elastizitätsmodul für den getesteten Gewebeverbund aus Haut, subkutanem Gewebe und Muskeln bestimmt werden [68]. Der reduzierte Elastizitätsmodul setzt sich aus dem Elastizitätsmodul des Prüfstempels und dem Elastizitätsmodul des eingedrückten Materials zusammen und kann somit berechnet werden.

2.2 Die Quetsch-Riss-Wunde

Verletzungen, die durch die Einwirkung externer Kräfte entstehen, können durch stumpfe oder scharfe Gewalt hervorgerufen werden [78]. Verletzungen durch stumpfe Gewalt entstehen, wenn ein Gegenstand, ohne scharfe Kontur, auf den Körper einwirkt. Drei Verletzungstypen können daraus resultieren: Abschürfungen, Hämatome und Quetsch-Riss-Wunden [41, 78].

Verletzungen durch scharfe Gewalt liegen bei mechanischer Einwirkung scharfer oder spitzer Gegenstände vor [41]. Die Einteilung der Verletzungstypen hängt von der Beschaffenheit der Wunde ab. Eine Schnittwunde ist breiter als tief, wohingegen eine Stichverletzung tiefer als breit ist [78].

In dieser Arbeit wurde der Schwerpunkt auf die Untersuchung des Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde gelegt (siehe Kapitel 1 Einleitung). Die typischen

Merkmale einer Quetsch-Riss-Wunde (siehe auch Abbildung 2.5 werden im Weiteren kurz erklärt.

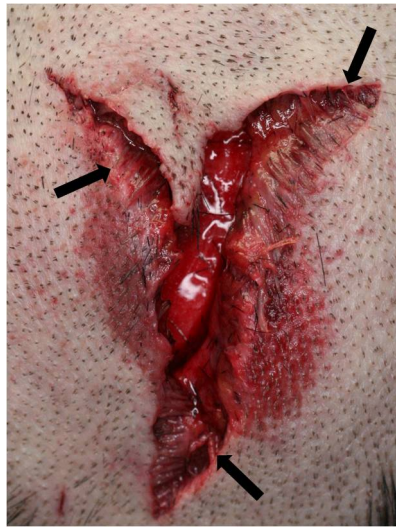


Abbildung 2.5: Quetsch-Riss-Wunde mit den typischen Merkmalen: unregelmäßiger Wundrand und Gewebebrücken (Pfeile)

Eine Quetsch-Riss-Wunde ist eine Verletzung, die durch das Einwirken stumpfer Gewalt entsteht. In der Regel gibt solch eine Verletzung nur bedingt Hinweise auf den einwirkenden Gegenstand [70], aber es kann ein klarer Unterschied zu einer Schnittwunde erkannt werden. Typische Merkmale einer Quetsch-Riss-Wunde sind ein unregelmäßiger Wundrand, Quetschungen bzw. Abschürfungen und Gewebebrücken (siehe Abbildung 2.6). Eine Quetsch-Riss-Wunde ist meist recht tief und verläuft durch alle Hautschichten. Da die Haut aus unterschiedlichen Gewebeschichten besteht, bleiben einige widerstandsfähigere Gewebe unverletzt, während die schwächeren reißen. Daraus entstehen die sogenannten Gewebebrücken, die aus Nervenfasern, Bindegewebssträngen oder Blutgefäßen bestehen [70, 78]. Im Gegensatz dazu zeichnet sich die Schnittwunde durch einen glatten Wundrand und fehlende Gewebebrücken aus (siehe Abbildung 2.6). Die Unterscheidung beider Verletzungen ist gerade in der Forensik aber auch in der Unfallrekonstruktion von großer Bedeutung.

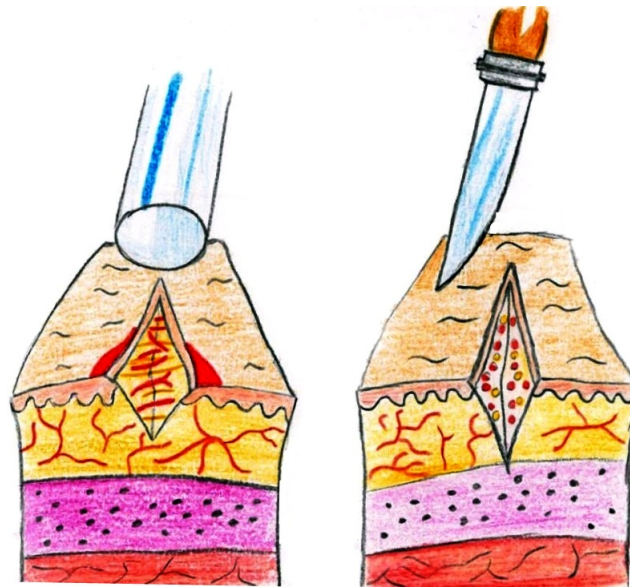


Abbildung 2.6: Morphologische Unterschiede zwischen einer Quetsch-Riss-Wunde und einer Schnittwunde (nach [70])

2.3 Hautersatzmaterialien

Um ethischen und immunologischen Problemen in Verbindung mit der Prüfung von menschlicher Haut aus dem Weg zu gehen, wurden in dieser Arbeit Schweinehaut und Silikonkautschuk verwendet und geprüft, ob sie als mögliche Hautersatzmaterialien in Frage kommen. Es wurden ein biologisches Material und ein synthetisches Material ausgewählt, um auf der einen Seite die Eigenschaften eines biologischen Materials einschätzen zu können, aber auf der anderen Seite auch die Vorteile eines synthetischen Materials nutzen zu können. Ein synthetisches Material, das in den mechanischen Eigenschaften denen humaner Haut ähnlich ist und das es ermöglicht den Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde nachzustellen, wäre für die Forensik und die Industrie von großem Nutzen. In der Forensik könnte mit solch einem synthetischen Material ein Rekonstruktionswerkzeug entwickelt werden, und für die Industrie wäre es ebenfalls einfacher einen synthetischen Werkstoff in den Laboren als Hautersatzmaterial einzusetzen als Schweinehaut.

2.3.1 Schweinehaut als Ersatz für humane Haut

Schweinehaut wird in der Literatur schon lange als Ersatzmaterial für humane Haut in den unterschiedlichsten Einsatzgebieten diskutiert [7, 59, 60, 88]. Die Hautstruktur aller Säugetiere scheint auf den ersten Blick sehr ähnlich zu sein, aber bei genauerer Betrachtung fallen doch spezifische Einzigartigkeiten auf, die die Verwendung als Ersatzmaterial für humane Haut doch sehr stark einschränken. Die Haut des Schweines zeigt aber in Bau, Biochemismus und grundlegenden stoffwechselphysiologischen Vorgängen deutliche Parallelen zum Menschen [60]. Auch mechanisch gesehen ist die Schweinehaut der menschlichen sehr ähnlich und wird deshalb bereits in vielen medizinischen Gebieten als Struktur- und Funktionsmodell für menschliche Haut verwendet [60].

Wilfried Meyer [59–61] untersuchte die Haut unterschiedlicher Schweinerassen und fand heraus, dass sich nur die Haut hellhäutiger Hausschweine wie dem Deutschen Edelschwein oder dem Göttinger Miniaturschwein als Modell für humane Haut eignet. Dies liegt vor allem an den funktionellen und strukturellen Gemeinsamkeiten, die im Folgenden genauer erklärt werden.

Da das Schwein kein Fell besitzt, ist die Epidermis dicker als bei Säugetieren mit einem Fell und entspricht der Dicke humaner Haut (Schwein: 70 μm - 140 μm ; Mensch: 50 μm - 120 μm [61]). Der allgemeine Aufbau der Epidermis entspricht dem humaner Haut [61].

Bei der Dermis gibt es klare, strukturelle Gemeinsamkeiten. Diese Gemeinsamkeiten beziehen sich auf die Anordnung und die Verteilung der Bindegewebelemente. Die Dermis von Schweinen und Menschen besitzt jeweils eine klare Aufteilung in Papillar- und Geflechschicht [63]. Diese Aufteilung ist in der Dermis anderer Säugetiere so nicht zu finden. Das Kollagen, der wichtigste Kraftaufnehmer der Haut, entspricht in der Aminosäurezusammensetzung der des Menschen. Die Hautschichten beider Individuen bestehen vor allem aus dem Protein Kollagen Typ I. Im Gegensatz zur humanen Haut ist der Elastinanteil in Schweinehaut eher gering, aber dennoch größer als in der Haut anderer Säugetiere [53, 62]. Des Weiteren stimmt die Blutgefäßversorgung weitgehend überein. Bei Mensch wie Schwein ist das Gefäßmuster der Dermis so strukturiert, dass Wärme relativ schnell nach außen abgegeben werden kann [60]. Die Dicke der Dermis eines Menschen, liegt zwischen 1 mm im Gesicht und 4 mm am Rücken, die des Schweines variiert zwischen 1 mm und 6 mm [81]. Die Haut des Schweines im Allgemeinen ist

am Nacken, Widerrist, Rücken und Schultern am dicksten. Sie wird über die Flanke, Hinterbacke, Außenseite der Gliedmaßen zum Bauch hin wesentlich dünner [59].

Im Gegensatz zu Epidermis und Dermis des Schweines, besitzt die Subcutis keine Gemeinsamkeit mit der des Menschen. Die Subcutis des Schweines hat stärkere Fetteinlagerungen, eine höhere relative Dicke und massivere Kompaktheit [60]. Somit sollte dieses Gewebe vor den Versuchen entfernt werden.

Für die Versuche dieser Arbeit wurde ausschließlich die Haut weiblicher Hausschweine vom Abdomen verwendet, da dort die Hautdicke von Mensch und Schwein gut übereinstimmt.

2.3.2 Silikonkautschuk als Ersatz für humane Haut

Ein synthetisch hergestelltes Material ist wegen seiner einfacheren Handhabung und der Wiederholbarkeit der Versuche sowie aus ethischen Gründen der Schweinehaut vorzuziehen. Shergold und Fleck [79, 80] und auch Whittle et al. [90] verwendeten Silikonkautschuk, ein Polymer, als Ersatz für humane Haut, da das synthetische Material ähnliche physikalische Eigenschaften aufweist wie Humanhaut. In Tabelle 2.1 werden die mechanischen Eigenschaften von drei unterschiedlichen Polymeren (Silikonkautschuk, Naturkautschuk, Butylkautschuk) mit den Eigenschaften humaner Haut verglichen.

Nach Shergold und Fleck [80] sind die Werte der Zugfestigkeit und der Reißfestigkeit für die Gruppe der Silikonkautschuke mit denen humaner Haut vergleichbar, obwohl die Reißdehnungen der Silikonkautschuke größer sind. Zugfestigkeit und Reißfestigkeit von Naturkautschuk und Butylkautschuk sind zwei- bis dreimal größer als bei humaner Haut und eignen sich deswegen nicht als Hautersatzmaterial. Silikonkautschuk stellt Haut auch besser dar als die beiden anderen Materialien, da es auf Dehnung nicht mit Kristallbildung reagiert. Kristallbildung im Kautschuk führt zu einem rapiden Anstieg des Schermoduls [56], was nicht den Eigenschaften eines biologischen Materials entspricht.

Silikonkautschuk ist das synthetische Material, das sich bisher am besten als Hautersatzmaterial eignet und wird in dieser Arbeit noch genauer untersucht.

Tabelle 2.1: Mechanische Eigenschaften von Polymeren und humaner Haut (aus [80])

	humane Haut Haut	Silikon- kautschuk	Natur- kautschuk	Butyl- kautschuk
Elastizitätsmodul [MPa]	0,3 - 1,0	1 - 2,8	3,5 - 6	5,3 - 6,1
Zugfestigkeit [MPa]	10 - 20	3,5 - 15	22 - 28	14 - 23
Bruchdehnung [%]	100	40 - 800	450 - 600	310 - 500
Reißfestigkeit [kN m ⁻¹]	2 - 20	5 - 40	70 - 140	38 - 55
Dehnungs- kristallisation	Nein	Nein	Ja	Ja
Kristallisations- temperatur [°C]	-	-53	30	-6 - -20
Glasübergangs- temperatur [°C]	-	-125	-72	-105
Dichte [kg m ⁻³]	1176	960 - 980	920 - 1000	
Molekulargewicht [Daltons]	1x10 ⁴ -3x10 ⁶	4x10 ⁵ -1,5x10 ⁶	<10 ⁵ -4x10 ⁶	5x10 ⁴ -6,5x10 ⁵

2.4 Offene Fragestellungen

Zur Beschreibung der mechanischen Eigenschaften von Haut wurden bereits viele Studien durchgeführt. Dafür wurden unterschiedliche Methoden wie z.B. Zugversuche [3, 19, 23, 25, 34, 36, 37, 48, 65, 92], Kompressionsversuche [81], Eindrück- und Torsionsversuche [1, 14, 21, 49, 68, 75, 93] verwendet. Die Werte der mechanischen Eigenschaften, die bei den verschiedenen Studien bestimmt wurden, weichen stark voneinander ab. Der komplexe Aufbau der Haut führt dazu, dass die Haut unter mechanischen Gesichtspunkten als ein nicht-lineares, anisotropes, viskoelastisches, inkompressibles und dehnratenabhängiges Material charakterisiert wird. Aus diesen Eigenschaften folgt, dass die Haut bei jedem dieser unterschiedlichen Experimente anders reagiert und dass je nach Krafteinwirkung andere Eigenschaften auftreten; z.B. liegen nach Hendriks et al. [32] die Werte des E-Moduls der Haut für Eindrückversuche bei 1,1 kPa und für Zugversuche bei 20 MPa. Somit können die in der Literatur bestimmten mechanischen Eigenschaften auch nur für die jeweils in den Studien bestimmten Belastungen eingesetzt werden. Die meisten Studien wurden auch nur unter quasi-statischen und nicht unter dynamischen Belastungen durchgeführt. Da in dieser Arbeit aber der Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde durch das Einwirken externer dynamischer Kräfte untersucht werden soll, müssen auch die dynamischen Eigenschaften der Haut bestimmt werden. Dynamische Versuche mit Haut haben Shergold und Fleck (Kompressionsversuch mit Schweinehaut und Silikonkautschuk) [81], Lim et al. (dynamische Zugversuche mit Schweinehaut) [48], Jacquemoud et al. und Gallagher et al. (dynamische Zugversuche mit menschlicher Haut) [25, 36] durchgeführt. Die durchgeführten Studien liefern aber leider keine vergleichbaren Daten von humaner Haut und Ersatzmaterialien. Für Silikonkautschuk, das nach Shergold und Fleck [81] ein gutes Ersatzmaterial darstellt, liegen nur Daten zu quasi-statischen Zugversuchen vor. Die Versuche mit menschlicher Haut wurden mit Dehnrate zwischen 14 s^{-1} und 55 s^{-1} durchgeführt. Allerdings fehlen für Schweinehaut vergleichbare Daten, denn Lim et al. [48] haben zwar quasi-statische und hochdynamische (Dehnraten zwischen 1700 s^{-1} und 3500 s^{-1}) Versuche mit Schweinehaut durchgeführt, aber ohne die Haut bis zum Versagen zu prüfen. Die Daten aus der Literatur sind auch nur sehr schwer oder gar nicht vergleichbar, da mit unterschiedlichen Dehnraten gearbeitet wurde oder die Haut von Mensch oder Schwein an sehr unterschiedlichen Körperregionen entnommen wurde. Somit liegen für humane Haut zwar dynamische Ergebnisse vor, für Hautersatzmaterialien wie Schweinehaut und Silikonkautschuk aber

nicht. So ist nach der Literaturrecherche schnell klar geworden, dass Zugversuche und Kompressionsversuche, auch wenn diese grundsätzlich schon von anderen Arbeitsgruppen durchgeführt wurden, wiederholt werden müssen, um vergleichbare Daten zu erhalten.

Den zweiten Teil dieser Arbeit stellten die Untersuchung des Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde und Nachstellung einer solchen Verletzung in einem synthetischen Material dar. Thali et al. [84, 85] entwickelten ein „skin-skull-brain-model“ zur Untersuchung und Rekonstruktion von Kopfverletzungen. Es wurden Messerer's [57] experimentelle Untersuchungen über Schädelfrakturen mit einem Kopfmodell aus Silikon, Polyurethan und Gelatine nachgestellt. Messerer führte kontrollierte Anprälle von Impaktoren auf Köpfe post-mortaler Testobjekte durch und dokumentierte die entstandenen Verletzungen. Thali et al. [84] erzeugten im „skin-skull-brain-model“ vergleichbare Verletzungen. Leider wurde nicht dokumentiert, welche Kräfte benötigt wurden, um welche Art von Verletzung im Modell zu erzeugen. Dieses Modell bietet die Möglichkeit Kopfverletzungen bis hin zur Fraktur zu rekonstruieren. Die synthetischen Materialien wurden aber nur als Gesamtmodell geprüft, d.h. die einzelnen Ersatzmaterialien der Gewebe sind nicht ohne weitere Überprüfung für andere Anwendungen übertragbar. Somit sollte in dieser Studie ein Ersatzmaterial für Haut gefunden werden, das variabel einsetzbar ist und in dem die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde nachgestellt werden kann.

Kapitel 3

Material und Methoden

Wie im vorgerigen Kapitel bereits dargestellt wurde, sollten im Rahmen dieser Arbeit Grundlagen für die Simulation von Weichgewebeverletzungen geschaffen werden. Die Crash-Simulation mit Menschmodellen auf Basis der Finiten-Elemente-Methode (FEM) ermöglicht es, das Verletzungsrisiko bei bestimmten Vorgängen, wie z.B. einem Autounfall, zu bestimmen. Der Vorgang, bei dem ein Knochen unter einer definierten äußeren Last bricht, kann damit relativ genau berechnet werden. Für Verletzungen der Weichgewebe durch dynamische Belastung, die z.B. für forensische Fragestellungen von großer Bedeutung sind, kann mit diesen computergestützten Methoden noch keine Risikoabschätzung getroffen werden. Das liegt vor allem daran, dass die Entstehungsmechanismen der einzelnen Verletzungen (Abschürfung, Hämatom, Quetsch-Riss-Wunde, Stichwunde) nicht detailliert erforscht sind und diese Vorgänge noch besser beschrieben werden müssen. Für die Untersuchung von forensischen aber auch industriellen Anwendungen, wie z.B. der Bestimmung des Verletzungsrisikos bei Roboter-Mensch-Interaktionen, soll ein synthetisches Hautersatzmaterial gefunden werden. Ein synthetisches Material hat neben dem ethischen Aspekt auch den Vorteil, dass es jederzeit verfügbar ist und immer unter den gleichen Bedingungen vorliegt. Das Ziel dieser Arbeit ist also, die mechanischen Eigenschaften wie das Spannungs-Dehnungs-Verhalten oder die Reißkraft von Hautgewebe und von synthetischen Hautersatzmaterialien (Silikonkautschuk) unter quasi-statischen und dynamischen Belastungen zu bestimmen und Ansatzpunkte für die Entstehungsmechanismen der genannten Verletzungen zu finden. Dabei sollen die gewonnenen Daten in verbesserte numerische Modelle bzw. verbesserte Modellierungsansätze für die Haut der Menschmodelle einfließen. Im Folgenden werden die zur Bestimmung der

mechanischen Eigenschaften durchgeführten Versuche (Kompressions- und Zugversuch) genauer beschrieben. Im Anschluss daran folgt die Beschreibung der experimentellen Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden und der histologischen Untersuchungen, die helfen sollen den Verletzungsmechanismus verstehen zu lernen.

3.1 Bestimmung der mechanischen Eigenschaften

Auf Basis der Literaturrecherche über bekannte mechanische Eigenschaften und aktuelle Experimente mit humaner Haut oder möglichen Hautersatzmaterialien, ist klar geworden, dass Zugversuche und Kompressionsversuche, auch wenn diese schon von anderen Arbeitsgruppen durchgeführt wurden, wiederholt werden müssen, um vergleichbare Daten zu erlangen (siehe Kapitel 2.4). Die Daten aus der Literatur sind meist nur sehr schwer oder gar nicht vergleichbar, da mit unterschiedlichen Dehnraten gearbeitet wurde oder die Haut vom Schwein oder Menschen an sehr unterschiedlichen Körperregionen entnommen wurde. Auch die Aufbewahrung und Behandlung nach der Probenentnahme weichen stark voneinander ab (Lagerung in Natriumchloridlösung, Einfrieren oder Vakuumverpackung). Hier sollen vergleich- und wiederholbare Versuche durchgeführt werden, die als Datengrundlage für die Simulation von Hautverletzungen genutzt werden können. Da zu Beginn der Arbeit der Erfolg und der Umfang des experimentellen Vorgehens noch nicht abschätzbar war, wurden aus ethischen Gründen alle Versuche mit Schweinehaut als Ersatz für humane Haut durchgeführt. Schweinehaut wird in der Literatur z.B. bei Shergold et al. [81] aufgrund des ähnlichen strukturellen Aufbaus als guter mechanischer Ersatz für humane Haut genannt. Als synthetisches Ersatzmaterial wurde Silikonkautschuk gewählt, weil es ähnliche mechanische Kennwerte aufweist wie humane Haut und es in der Literatur als geeignetes Ersatzmaterial vorgeschlagen wurde [90].

3.1.1 Probenvorbereitung

Die Probenvorbereitung war für die Kompressions- und Zugversuche fast identisch, nur die Probenformen sind unterschiedlich. Für den Kompressionsversuch wurden kreisförmige Proben mit einem Durchmesser von 8 mm verwendet und für den Zugversuch wurden

aus dem Material hantelförmige Proben mit einer Gesamtlänge von 75 mm ausgestanzt (siehe Abbildung 3.2).

3.1.1.1 Schweinehaut

Die Hautproben wurden von ca. 190 Tage alten Schweinen mit einem Lebendgewicht von ca. 120 kg unmittelbar nach der Schlachtung vom Metzger entnommen. Die Haut wurde in feuchte Tücher, die mit 0,9 %iger Natriumchloridlösung getränkt waren, eingewickelt und anschließend vakuumverpackt, um eine Dehydratation des Gewebes zu vermeiden. Für den Transport wurden die Proben auf 4 °C gekühlt. Für alle Versuche wurde nur die Haut vom Bauch des Schweines verwendet. Die Hautproben mit einer Größe von ca. 150 mm x 150 mm wurden mit dem darunterliegenden Weichgewebe in der Nähe der Mittellinie (neben den Zitzen des Schweines) entnommen (siehe Abbildung 3.1).

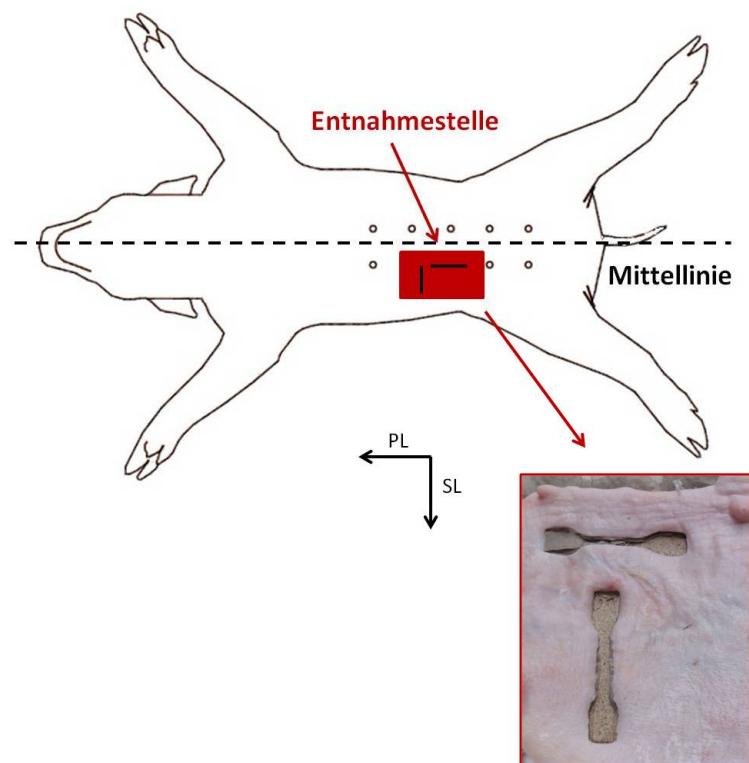


Abbildung 3.1: Entnahmestelle der Schweinehautproben und die Zugrichtungen abhängig von den Langerschen Linien (PL und SL)

Diese Entnahmestelle wurde ausgesucht, da hier die Haut weicher ist als die Haut von anderen Körperstellen des Schweines und die Dicke vergleichbar ist mit der Dicke

menschlicher Haut. Die gemessene Dicke für diese Proben lag zwischen 1,5 mm und 2,5 mm. Das unter der Haut liegende Weichgewebe wurde vorsichtig mit einem Skalpell entfernt, so dass nur Epidermis und Dermis zurück blieben. Die Proben wurden wiederum während des Abpräparierens und während der Versuche in regelmäßigen Abständen mit 0,9 %iger Natriumchloridlösung befeuchtet. Nach dem Abpräparieren wurden die für den jeweiligen Versuch benötigten Proben ausgestanzt und getestet.

Da die Haut unterschiedliche mechanische Eigenschaften abhängig von der Zugrichtung der Kollagenfasern aufweist (siehe Kapitel 2.1.2.2), wurde die Schweinehaut im Zugversuch in zwei unterschiedliche Zugrichtungen getestet, einmal parallel zu den Langerschen Linien (PL) und einmal senkrecht (SL) dazu (siehe Abbildung 3.1). Beim Schwein verlaufen die Langerschen Linien am Bauch parallel zur Wirbelsäule [73].

3.1.1.2 Silikonkautschuk

Shergold und Fleck [80] berichten über ähnliche mechanische Eigenschaften für Haut und Silikonkautschuk (Zugfestigkeit für die Haut: 10 MPa bis 20 MPa, Zugfestigkeit für Silikonkautschuk: 3,5 MPa bis 15 MPa; Reißdehnung für die Haut: 100 %; Reißdehnung für Silikonkautschuk : 40 % bis 800 %). Sie verwendeten Silikonkautschuk als Hautersatzmaterial für Untersuchungen zur Eindringtiefe bei Schlagverletzungen. Basierend auf den übermittelten Daten und der Studie von Whittle et al. [90] wurde der Silikonkautschuk Deguform von DeguDent als synthetische Hautmodell verwendet. Deguform ist ein Zwei-Komponenten-Silikon, das nach dem Mischen der flüssigen Komponenten innerhalb von 30 bis 45 Minuten aushärtet. Die Komponenten wurden in einem Verhältnis von 1:1 gemischt und anschließend in Formen, die speziell für diesen Zweck gebaut wurden, gefüllt. Für diese Studie wurden zwei rechteckige Formen mit unterschiedlichen Höhen (1,5 mm und 2,0 mm) und einer Kantenlänge von 150 mm x 150 mm verwendet. Die Dicke des Silikonkautschuks sollte möglichst der Hautdicke der Schweinehautproben entsprechen, deswegen wurden nach dem Vermessen der Hautproben die Dicken von 1,5 mm und 2,0 mm für die Silikonproben festgelegt.

3.1.2 Kompressionsversuch

Die Kompressionsversuche wurden in einer Zwick Z010 Universalprüfmaschine mit einer Geschwindigkeit von $0,5 \text{ mm min}^{-1}$ (das entspricht einer nominellen Dehnrates von $0,004 \text{ s}^{-1}$) durchgeführt. Eine kreisförmige Probe mit einem Durchmesser von 8 mm wurde zwischen zwei Platten gelegt, die Bodenplatte war mit der Kraftmessdose der Universalprüfmaschine verbunden. Vor dem Versuch wurden die Dicke und der Durchmesser der Probe mit einem digitalen Messschieber bestimmt. Um Reibung zwischen der Probe und den Platten zu vermeiden, wurde die Probe an beiden Seiten dünn mit Vaseline eingeschmiert. Die obere Platte wurde vor dem Versuch so weit herunter gefahren, dass sie die Probe leicht berührte. Das war der Startpunkt des Kompressionsversuchs. Nun wurde die obere Platte mit Testgeschwindigkeit weitere 1,3 mm hinuntergefahren. Die Kraft, die an der Bodenplatte wirkt, und der zurückgelegte Weg der oberen Platte wurden aufgezeichnet und zur Auswertung der Spannungs-Dehnungs-Diagramme verwendet. Die Ergebnisse dieses Versuchs wurden anschließend mit der Studie von Shergold et al. [81] verglichen. Insgesamt wurden zehn Schweinehautproben (nur Epidermis und Dermis), drei Schweinehautproben mit einer dünnen Schicht (Dicke $< 1\text{mm}$) von subkutanem Gewebe und drei Silikonkautschukproben getestet.

3.1.3 Quasi-statischer Zugversuch

Der einachsige Zugversuch ist eine der gebräuchlichsten und einfachsten Methoden, um mechanische Eigenschaften, wie die Zusammenhänge zwischen Spannungen und Dehnungen, bestimmen zu können. Normalerweise wird der Zugversuch eingesetzt, um die Eigenschaften von technischen Materialien, wie z.B. Stahl, zu bestimmen. Der Versuchsaufbau kann jedoch auch so verändert werden, dass er zum Testen biologischer Materialien *in vitro* verwendet werden kann. Die quasi-statischen Zugversuche wurden ebenfalls mit einer Zwick Z010 Universalprüfmaschine (Firma Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) durchgeführt. Es wurden hantelförmige Proben mit einem Stanzmesser nach DIN 53504 (Abmessungen siehe Abbildung 3.2) für die Versuche vorbereitet. Die Dicke jeder Probe wurde mit einem digitalen Messschieber bestimmt. Die Schweinehautproben wurden vor dem Versuch noch einmal mit einem feuchten Tuch abgetupft und dann umgehend getestet, um ein Austrocknen und damit verbundene Veränderungen der mechanischen Eigenschaften zu verhindern. Die Proben wurden mit speziell für den Versuch

gefertigten Klemmen in die Maschine eingespannt (siehe Abbildung 3.3) und mit einer Geschwindigkeit von 50 mm min^{-1} bzw. 30 mm s^{-1} (entspricht einer Dehnrates von $0,017 \text{ s}^{-1}$ bzw. $0,6 \text{ s}^{-1}$) bis zum Zerreißen auseinander gezogen. Kraft und Weg wurden dokumentiert, anschließend wurden mit Hilfe dieser Daten Spannungs-Dehnungs-Diagramme erstellt. Es wurden jeweils zehn Schweinehautproben senkrecht und parallel zu den Langerschen Linien und jeweils fünf Silikonkautschukproben bei beiden Geschwindigkeiten getestet.

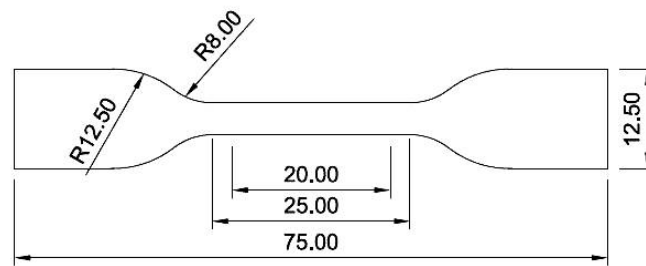


Abbildung 3.2: Abmessungen der Proben (angegeben in mm) für den Zugversuch nach DIN 53504

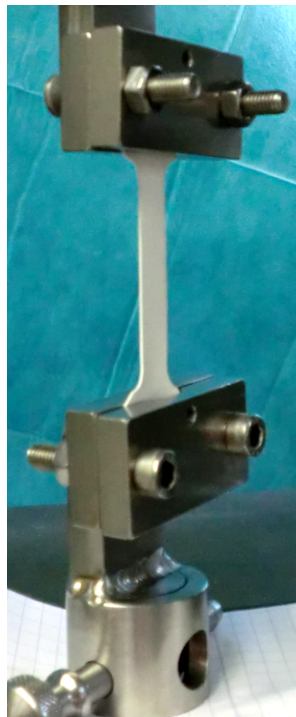


Abbildung 3.3: Aufbau des quasi-statischen Zugversuchs

3.1.4 Dynamischer Zugversuch

Für die Durchführung der dynamischen Zugversuche wurde im Rahmen dieser Arbeit eine Testapparatur entwickelt, welche die Proben mit Hilfe der Schwerkraft zerreißt.

3.1.4.1 Versuchsaufbau und Funktionsweise

Die Testapparatur ist ein 3,65 m hoher Fallturm und besteht aus zwei unabhängig voneinander geführten Teilsystemen, einem oberen und einem unteren Schlitten (siehe Abbildung 3.4).

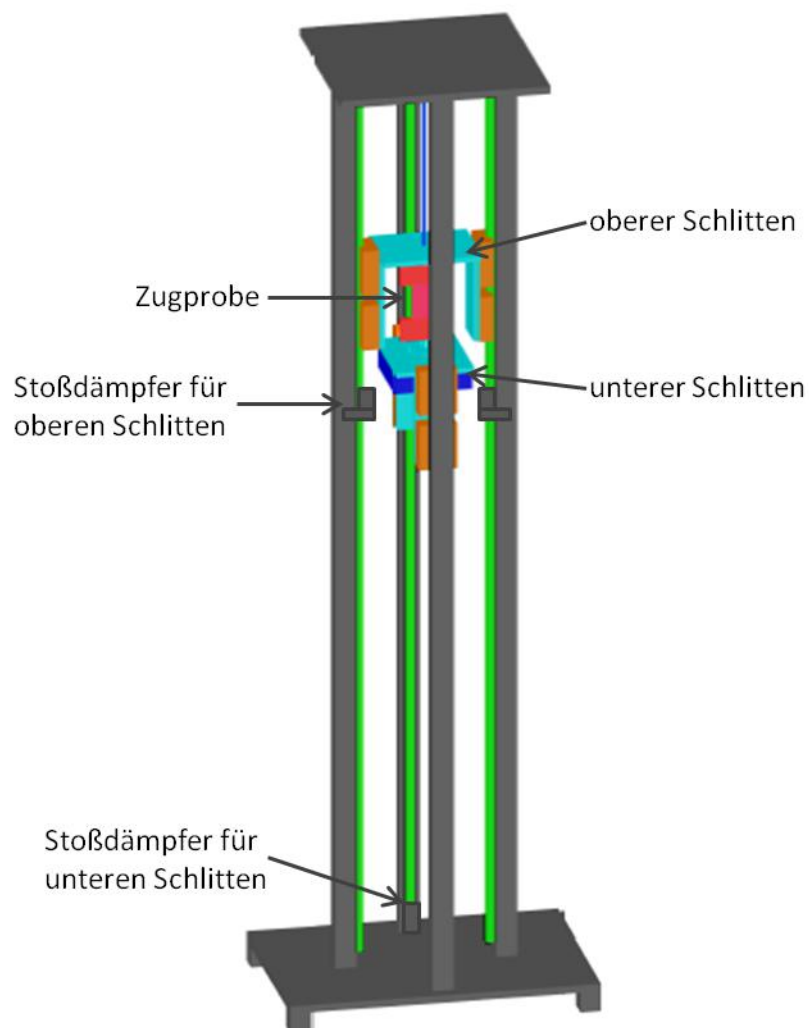


Abbildung 3.4: Schemazeichnung des Fallturms für dynamische Zugversuche

Die Zugprobe wird mit Hilfe von zwei Klemmen eingespannt. Die obere Klemme ist am oberen Schlitten und die untere Klemme am unteren Schlitten befestigt, somit sind die beiden Schlitten lediglich durch die Zugprobe miteinander verbunden. Damit die beiden Schlitten während des Versuchs nicht durch Reibungseffekte enger zusammenlaufen und dadurch die Messung verfälschen, befindet sich zwischen den beiden Schlitten eine Abstandshalterung aus Holz. Die beiden Schlitten werden mit der Hilfe von drei Elektromagneten und einer Seilwinde in die für den Versuch bestimmte Fallhöhe gezogen. Beim dynamischen Zugversuch gleitet das gesamte System mit einer Beschleunigung von $9,81 \text{ m s}^{-1}$ an den Führungsschienen des Fallturms hinab, bis der obere Schlitten durch Stoßdämpfer abgebremst wird. Der untere Schlitten fällt weiter und belastet die Probe bis sie zerreißt (siehe Abbildung 3.5). Die Fallgeschwindigkeit und somit auch die Dehnrage, mit der die Probe auseinandergezogen wird, können durch die frei einstellbare Fallhöhe des Systems bestimmt werden.

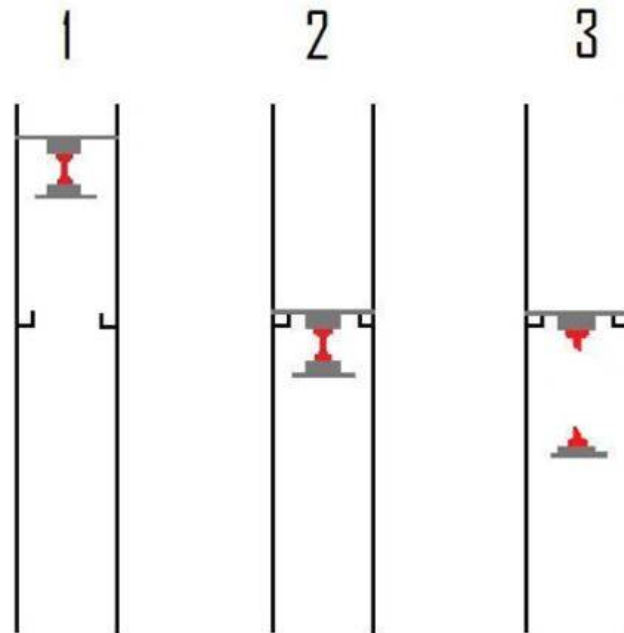


Abbildung 3.5: Funktionsweise des Fallturms. Bild 1 links: Ausgangsposition, oberer und unterer Schlitten befinden sich in Ausgangshöhe, Bild 2 mitte: oberer Schlitten trifft auf die Stoßdämpfer auf und wird abgebremst, Bild 3 rechts: unterer Schlitten fällt weiter und belastet die Probe bis zum Zerreißen

3.1.4.2 Versuchsparameter

Wie in Kapitel 2.4 beschrieben, sind in der Literatur nur wenige Studien zu dynamischen Zugversuchen mit humaner oder Schweinehaut zu finden. Jacquemoud et al. [36] prüften humane Kopfhaut mit einer Geschwindigkeit von $3,0 \text{ m s}^{-1}$ und Gallagher et al. [25] untersuchte humane Rückenhaut mit Geschwindigkeiten zwischen 1 m s^{-1} und 2 m s^{-1} . Um die Versuchsergebnisse später mit diesen beiden Studien vergleichen zu können, wurde hier die Geschwindigkeit von $3,0 \text{ m s}^{-1}$ übernommen. Des Weiteren wurden noch die Geschwindigkeiten $1,66 \text{ m s}^{-1}$ und $5,4 \text{ m s}^{-1}$ verwendet. Die Versuche wurden mit drei verschiedenen Geschwindigkeiten durchgeführt, um auch die Dehnratenabhängigkeit der Testmaterialien zu untersuchen. Die maximale Geschwindigkeit war durch die Höhe des Fallturms begrenzt, die minimale Fallhöhe wurde so festgelegt, dass zwischen den einzelnen Geschwindigkeiten je ein Faktor von 1,8 liegt, um eine lineare Abhängigkeit der Ergebnisse zu vermeiden. Die Auswahl der Versuchsparameter ist in Tabelle 3.1 dargestellt.

Tabelle 3.1: Auswahl der Versuchsparameter: Fallhöhen, Geschwindigkeiten und Dehnraten des dynamischen Zugversuchs

Fallhöhe [m]	Geschwindigkeit [m s ⁻¹]	nominelle Dehnraten [s ⁻¹]
0,14	1,66	33
0,46	3,0	60
1,49	5,4	108

3.1.4.3 Versuchsdurchführung

Die Proben wurden ausgestanzt und anschließend mit einer Markierung für die Einspannlänge (Länge der Proben zwischen den Klemmen) versehen. Damit der Abstand zwischen den beiden Klemmen für jeden Versuch gleich blieb, wurden ca. 1,3 cm von den Enden der Probe zur Mitte hin abgemessen und mit einem dicken Strich markiert. Anschließend wurde die Probe zwischen oberer und unterer Klemme befestigt und vor dem Versuch nochmals die Einspannlänge vermessen. Einkerbungen an den Klemmen halfen die Proben zentriert und gerade einzuspannen. Für die anschließend folgende digitale Bildanalyse wurde ein feines Sprenkelmuster auf den Proben benötigt. Dafür

wurden die Proben nach dem Einspannen mit schwarzem Lack aus ca. 30 cm Entfernung besprüht. Falls das Muster nicht deutlich genug war, wurden noch zusätzliche Punkte mit einem schwarzen Filzstift aufgetragen. Anschließend wurde die Probe mit den Klemmen an den Schlitten befestigt. Die Schlitten wurden mit einer Seilwinde auf die gewünschte Fallhöhe gezogen. Nachdem sichergestellt wurde, dass alle Messgeräte auf Null gestellt waren, konnte durch die Auslöseeinheit, die alle Messgeräte und die Elektromagneten zusammenschaltete, der Versuch gestartet werden. Zu Beginn des Versuches fielen beide Schlitten mit gleich bleibendem Abstand herunter bis der obere Schlitten auf die ersten Stoßdämpfer auftraf und der eigentliche Zugversuch startete. Der Datenlogger nahm die übermittelten Signale des Kraft- und Beschleunigungssensors sowie des Wegaufnehmers auf. Nach dem Versuch wurde die zerrissene Probe entfernt und die Daten vom Datenlogger auf einen Laptop übertragen und dort gespeichert. Zerriss die Probe an den Einspannungen, wurden die Daten verworfen und der Versuch musste wiederholt werden. Bei der ersten Versuchsreihe ohne Hochgeschwindigkeitskamera wurden je Geschwindigkeit und je Zugrichtung (parallel und senkrecht zu den Langerschen Linien) fünf Schweinehautproben (insgesamt 30 Proben) getestet. Vom Silikon wurden je Geschwindigkeit vier Proben (insgesamt 12 Proben) geprüft. Die zweite Versuchsreihe mit Hochgeschwindigkeitskamera wurde nur mit Schweinehaut wiederholt und es wurden je Geschwindigkeit und je Zugrichtung drei Proben verwendet.

3.1.4.4 Messdatenerfassung

Während des Versuchs wurden die Kraft, die am unteren Schlitten wirkt, die Beschleunigung des unteren Schlittens und die Abstandsänderung zwischen den beiden Schlitten, nach dem Aufprall des oberen Schlittens auf die Stoßdämpfer, gemessen (siehe Abbildung 3.6). Für die Kraftmessung wurde ein Kraftsensor des Typs Kistler 9321 B (Firma Kistler, Winterthur) verwendet. Dieser wurde zwischen dem unteren Schlitten und der unteren Klemmenhalterung angebracht, um die Kraft, die auf die Probe wirkt, zu messen. Die Beschleunigung des unteren Schlittens wurde mit einem kapazitiven, einachsigen Beschleunigungssensor des Typs BS 4301-200-TUM (Firma MWS Sensorik GmbH, Pfaffenhofen) aufgezeichnet. Die Abstandsänderung zwischen den beiden Schlitten und somit die Längenänderung der Probe wurde mit einem induktiven Wegaufnehmer des Typs WA-Electronic (Firma HBM, München) gemessen. Der Wegaufnehmer besteht aus einer Hülle und einem Stabsensor. Die Hülle des Wegaufnehmers ist am oberen

Schlitten, der Stabsensor am unteren Schlitten befestigt. Zu Beginn des Versuchs befand sich der Stabsensor ganz in der Hülle. Sobald der obere Schlitten auf den Stoßdämpfer auftrifft, wird der Sensor aus der Hülle herausgezogen und somit die Längenänderung der Probe gemessen. Neben den drei Sensoren wurde noch ein Datenlogger (Firma Prökel, Arnstorf) mit einer Aufnahmefrequenz von 5000 Bit/s zum Speichern aller Messdaten und ein Ladungsverstärker für den Kraftsensor (Firma Kistler, Winterthur) benötigt. Die Sensoren und die Elektromagneten wurden an eine speziell für diesen Versuch entwickelte Auslöseeinheit angeschlossen, damit alle Komponenten des Versuchs gleichzeitig und nur mit einem Knopfdruck ausgelöst werden konnten.

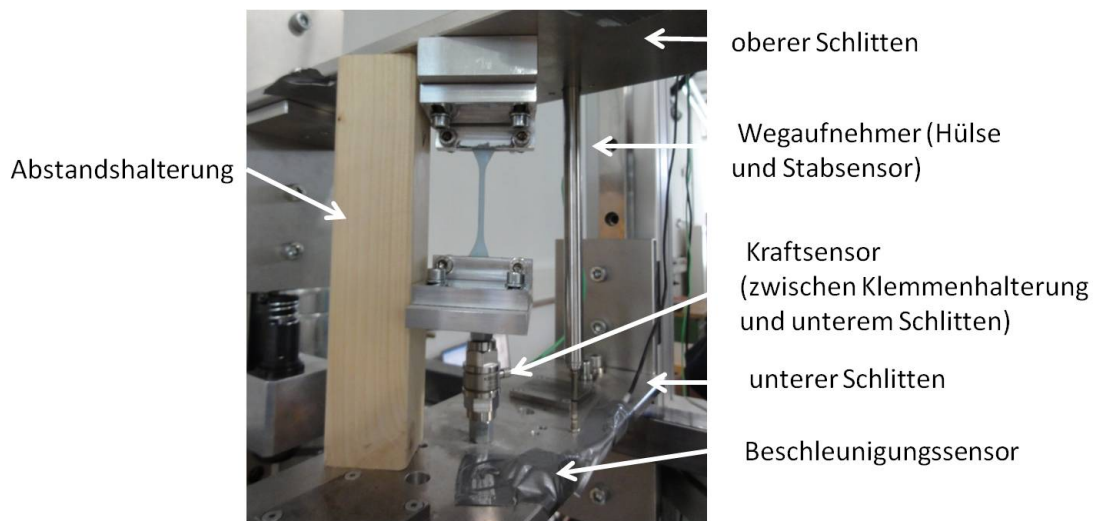


Abbildung 3.6: Sensoren zur Messdatenerfassung

3.1.4.5 Digitale Bildkorrelation

Mit der Wegabtastung kann nur die globale Dehnung der Probe bestimmt werden. Da hier das Abfedern im Stoßdämpfer und eventuell vorkommendes Herausrutschen der Probe aus den Klemmen auch als Dehnung gemessen wird, sollte zur Fehlervermeidung ebenfalls die lokale Dehnung der Probe bestimmt werden. 20 Versuche wurden mit einer Hochgeschwindigkeitskamera des Typs Fastcam SA-1 (Firma Photron, San Diego) bei einer Frequenz von 5400 Hz und einer Bildgröße von 1024 X 1024 Pixel aufgenommen. Die Messdaten wurden bei der Versuchsreihe mit Hochgeschwindigkeitskamera auf einem Datenlogger DEWE 5000 (Firma Dewetron, Ostfildern) gespeichert und mit der zugehörigen Software Dewesoft Version 6.6.2 weiterverarbeitet. Um die digitale Bildkorrelation mit der Software Moiré Analysis Version 0.950 [89] durchführen zu können, mussten die

Videos in mehreren Schritten bearbeitet werden: Die Videos wurden mit der Freeware VirtualDub Version 1.9.11 in Einzelbilder umgewandelt. Die Bilder wurden in mehreren Einzelschritten in der Open-Source-Software Fiji, einem Bildbearbeitungsprogramm, weiter bearbeitet. Die 32-Bit Farbbilder wurden in 8-Bit Graustufenbilder umgewandelt und der Bildbereich wurde zugeschnitten. Um die Bewegung des oberen Schlittens durch das Abbremsen im Stoßdämpfer nicht fälschlicherweise auch als Dehnung zu berechnen, wurde diese Bewegung mit dem Fiji Plugin StackReg (Plugin für die rekursive Ausrichtung von Bildern) beseitigt [86] (siehe Abbildung 3.7).

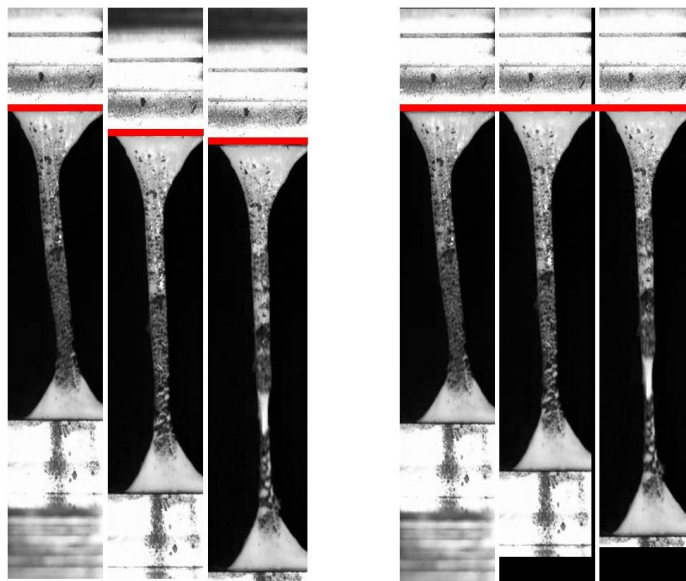


Abbildung 3.7: Rekursives Ausrichten der Einzelbilder mit dem Fiji Plugin StackReg [86], hier an der Verschiebung der roten Linien zu erkennen.

Nach der Bildbearbeitung wurden das Bild, welches das Auftreffen auf den Stoßdämpfer und somit den Beginn des Versuchs kennzeichnet, und das letzte Bild kurz vor dem Zerreißen der Hautprobe mit der Software Moiré Analysis [89] ausgewertet. In den meisten Fällen war die Dehnung vom ersten bis zum letzten Bild so groß, dass die Software die Dehnung nicht in einem Schritt berechnen konnte und es mussten Zwischenbilder eingefügt werden. Dann wurden Bilder mit 2 ms Abstand ausgewählt und die Dehnung jeweils in Zwischenschritten berechnet. Die Software gibt den Dehnungswert je Pixel aus, diese Werte wurden in eine Matrix exportiert und in Matlab Version R2012b wiederum addiert und als Area-Plot mit Farbkodierung ausgegeben (siehe Abbildung 3.8). Die maximale und die mittlere Dehnung der Probe konnten hiermit abgelesen werden.

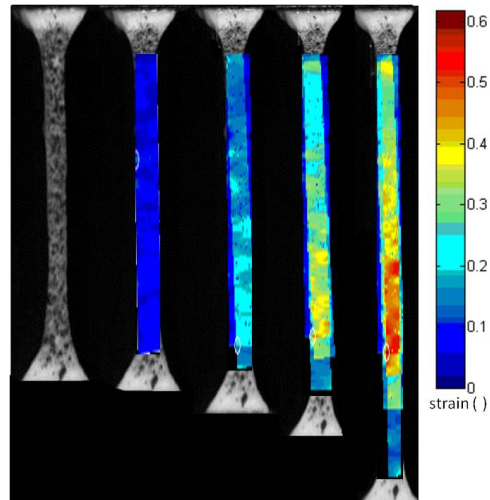


Abbildung 3.8: Addieren der Dehnungen in Matlab

3.1.5 Auswertung der Messdaten

3.1.5.1 Kompressions- und Zugversuche

Bei den Kompressions- und Zugversuchen (quasi-statisch und dynamisch) wurden die Kraft, die an der Kraftmessdose der Universalprüfmaschine wirkte, und die Wegänderung während des Versuchs dokumentiert. Aus diesen Daten wurden anschließend mit folgenden Formeln die Spannungen und Dehnungen berechnet.

Berechnung der Spannung:

$$\sigma = \frac{N}{A} \quad (3.1)$$

σ : Spannung [N mm⁻²],

N: Kraft [N],

A: unverformte Querschnittsfläche der Probe [mm²]

Berechnung der Dehnung:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{l_0} \quad (3.2)$$

ε : Dehnung der Probe,

ΔL : Längenänderung [mm],

l_0 : anfängliche Länge [mm]

Auf diesem Weg wurden für jeden Versuch Spannungs-Dehnungs-Diagramme erstellt. Zur Auswertung der Kompressionsversuche wurde die maximale Kraft sowie die maximale Spannung am Ende des Versuches bestimmt. Die Diagramme der Kompressionsversuche wurden mit Daten der Studie von Shergold et al. [81] verglichen. Für die Zugversuche wurde anhand der Messdaten die Reißkraft und anhand der Spannungs-Dehnungs-Diagramme die Reißdehnung, die Zugfestigkeit sowie der Elastizitätsmodul der Proben bestimmt.

Bestimmung des Elastizitätsmoduls

Der Elastizitätsmodul wurde als die Steigung des linearen Teils der Kurve definiert (siehe Abbildung 3.9).

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (3.3)$$

E: Elastizitätsmodul,

$\Delta\sigma$: Änderung der Spannung im linearen Teil der Kurve,

$\Delta\varepsilon$: Änderung der Dehnung im linearen Teil der Kurve

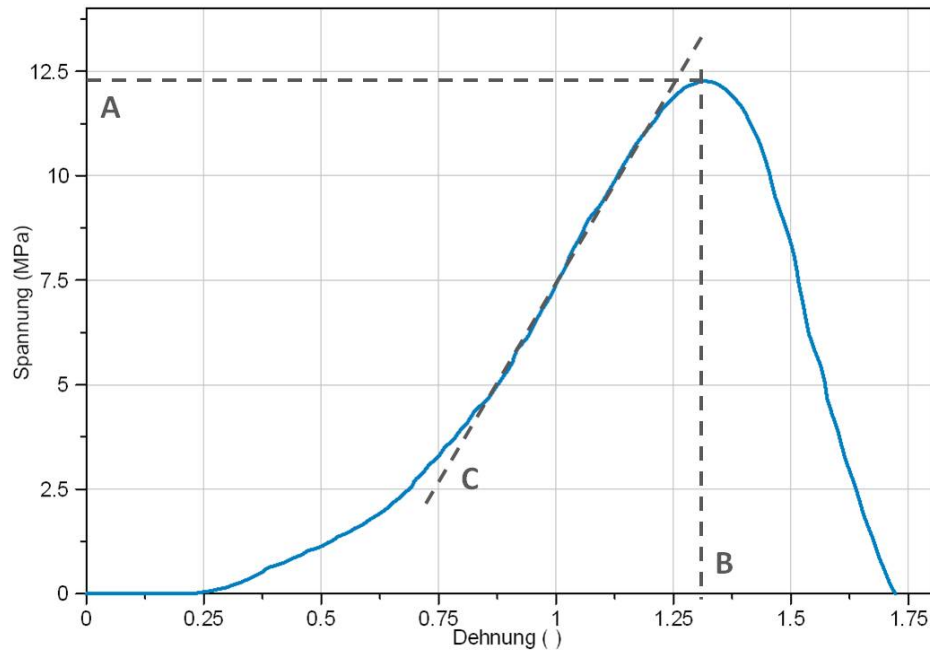


Abbildung 3.9: Typisches Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Versuche. Die Zugfestigkeit ist die maximale Spannung vor Versagen der Probe (durch A gekennzeichnet), die Reißdehnung ist die maximale Dehnung beim Versagen der Probe (hier mit B beschriftet) und der Elastizitätsmodul ist die Steigung des linearen Teils der Kurve (mit C markiert).

3.1.5.2 Dynamischer Zugversuch

Alle aufgezeichneten Messdaten des dynamischen Zugversuchs wurden vom Datenlogger binär in 16 Bit gespeichert. Zur Auswertung der Daten mussten die Werte in ihre physikalischen Einheiten umgerechnet werden. Die Berechnung der Daten und deren Filterung erfolgte mittels NI DIAdem Version 10.1 (National Instruments, Austin, Texas, USA). Folgende Formeln wurden für die Berechnung der Messdaten verwendet:

Berechnung der Kraft in Newton:

$$F[N] = \frac{F[\text{Bit}]}{2^{16}} * 8 * 200 \quad (3.4)$$

F[N]: Kraft in physikalischer Einheit [N],

F[Bit]: binärer Wert der Kraftmessung [Bit]

Berechnung des Weges in mm:

$$L[mm] = \left(\frac{\Delta L[Bit]}{2^{16}} * 8 * 2,83207 - 0,5 \right) * 200 / (9,5) \quad (3.5)$$

L[mm]: Weg in physikalischer Einheit [mm],

L[Bit]: binärer Wert der Wegmessung [Bit]

Berechnung der Beschleunigung in m s⁻²:

$$G[ms^{-2}] = \frac{G[Bit]}{163,84} \quad (3.6)$$

G[m s⁻²]: Beschleunigung in physikalischer Einheit [m s⁻²],

G[Bit]: binärer Wert der Beschleunigungsmessung [Bit]

Die Formeln ergeben sich aus den Messbereichen und den Angaben zur Sensitivität der Sensoren aus den jeweiligen Datenblättern. Nachdem diese Umrechnungen in NI DIAdem durchgeführt waren, wurden die Messwerte nach CFC (Channel Frequency Class) 600 gefiltert. Im Anschluss wurden, wie oben beschrieben, ebenfalls die Spannungen und Dehnungen berechnet und Spannungs-Dehnungs-Diagramme geplottet. Wiederum wurden Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und Elastizitätsmodul bestimmt. Die globale und lokale Dehnung wurden anschließend miteinander verglichen.

3.2 Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mittels Fallversuch

In diesem Teil der Arbeit sollten experimentell Quetsch-Riss-Wunden erzeugt werden, um den Entstehungsmechanismus von Quetsch-Riss-Wunden besser verstehen zu lernen. Mit Hilfe eines durch einen Fallturm geführten Impaktors wurden Schlagverletzungen nachgestellt. Die Versuche wurden wiederum mit Schweinehaut und Silikonkautschuk als Hautersatzmaterial durchgeführt. Es sollten mehrere unterschiedliche Parameter, die einen Einfluß auf die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde haben könnten, untersucht werden:

- die Dicke des subkutanen Gewebes (Binde- und Fettgewebe)
- die Fallhöhe des Impaktors
- die Steifigkeit der Unterlage unter den Proben

Die Dicke des subkutanen Gewebes, die Unterlage unter den Proben und die Fallhöhe stellen variable Parameter dar, die strukturiert verändert und getestet werden mussten. Als Unterlage wurden Aluminiumplatten, Polycarbonatplatten und Holz verwendet, um den Einfluss der Steifigkeit der Unterlage untersuchen zu können. Die Höhe, ab der ein einer Quetsch-Riss-Wunde entsprechendes Materialversagen im getesteten Material entsteht, wurde dokumentiert. Die Schweinehautproben wurden nach den Versuchen histologisch untersucht. Auch wenn die Haut nicht gerissen war, sondern nur gequetscht oder auch gar keine Verletzung zu sehen war, wurden histologische Präparate angefertigt, um die unterschiedlichen Stadien der Entstehung der Quetsch-Riss-Wunde genauer zu untersuchen.

3.2.1 Probenvorbereitung

Da bei diesen Versuchen der Einfluß des subkutanen Gewebes berücksichtigt wurde, erfolgte eine andere als in 3.1.1 dargelegte Probenvorbereitung, die nachfolgend beschrieben wird.

3.2.1.1 Schweinehaut

Die Entnahme der Schweinehaut sowie das Vorgehen beim Transport wurden genauso gehandhabt wie bei den in Kapitel 3.1.1.1 beschriebenen Versuchen. Die Entnahmestelle war ebenfalls die gleiche, nur dass jetzt die Hautstücke von 150 mm x 150 mm mit einer ca. 3 cm dicken Schicht subkutanen Gewebes entnommen wurden. Das subkutane Gewebe wurde vorsichtig mit einem Skalpell entfernt, um Schichten unterschiedlicher Dicke zu erzeugen. So wurde eine Spannweite für die Dicke des subkutanen Gewebes von 0 mm (Gewebe wurde vollständig entfernt) bis zu 4,5 mm in kleinen Abständen (0; 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 3,0 und 4,5 mm) hergestellt. Die Proben wurden während des Präparierens mit 0,9 %iger Natriumchlorid-Lösung befeuchtet, um ein Austrocknen der Haut zu verhindern.

3.2.1.2 Silikonkautschuk

Es wurde der Silikonkautschuk Deguform von DeguDent als synthetisches Hautmodell verwendet. Eine mit Wasser gefüllte Schaumstoffschicht, die mit dem Silikonkautschuk fest verbunden war, ersetzte das subkutane Gewebe. Der offenporige Schaumstoff hatte eine Dichte von 35 kg m^{-3} und einer Härte (Druckfestigkeit) von 115 N. Das Zwei-Komponenten-Silikon wurde nach dem Anmischen in die Formen gegeben, wie bereits in Kapitel 3.1.1.2 beschrieben. Der Schaumstoff wurde ca. 10 min später auf das leicht ausgehärtete Silikon gelegt, damit sich Silikon und Schaumstoff während des Aushärtvorgangs fest verbinden. Um den Einfluss des subkutanen Gewebes zu untersuchen, wurden hier ebenfalls unterschiedliche Dicken des Gewebes getestet. Die Dicke des Schaums variierte von 0,7 mm bis 30 mm.

3.2.2 Versuchsaufbau

Ein Fallturm mit einer Höhe von 1,5 m wurde verwendet, um die Bedingungen des Aufpralls des Impaktors auf der Probe bestimmen zu können. Der Impaktor war ein 150 mm hoher Aluminiumzylinder (Vollmaterial) mit einer Halbkugel (Durchmesser 80 mm) an einem Ende und einer Masse von 2,3 kg. Die Fallhöhe des Impaktors konnte mit einem Elektromagneten kontinuierlich angepasst werden. Die Proben wurden auf einer Untergrundplatte direkt unter dem Fallturm platziert (siehe Abbildung 3.10). Alle Experimente wurden mit drei unterschiedlichen Untergrundplatten durchgeführt: Holz, Aluminium und Polycarbonat. Holz ist ein weiches Material, das leicht durch den Aufpralls des Impaktors auf die Probe eingedrückt werden kann, d.h. dadurch wird ein Teil der Energie des Aufpralls vom Holz absorbiert. Während die Aluminiumplatte als inkompressibel angenommen wird, sollte die Kompressibilität der Polycarbonatplatte zwischen der von Holz und Aluminium liegen. Somit ist ein weites Spektrum der Einflussmöglichkeiten des Untergrunds abgedeckt. Die Abmaße der Untergrundplatten betragen 400 mm x 400 mm x 20 mm.

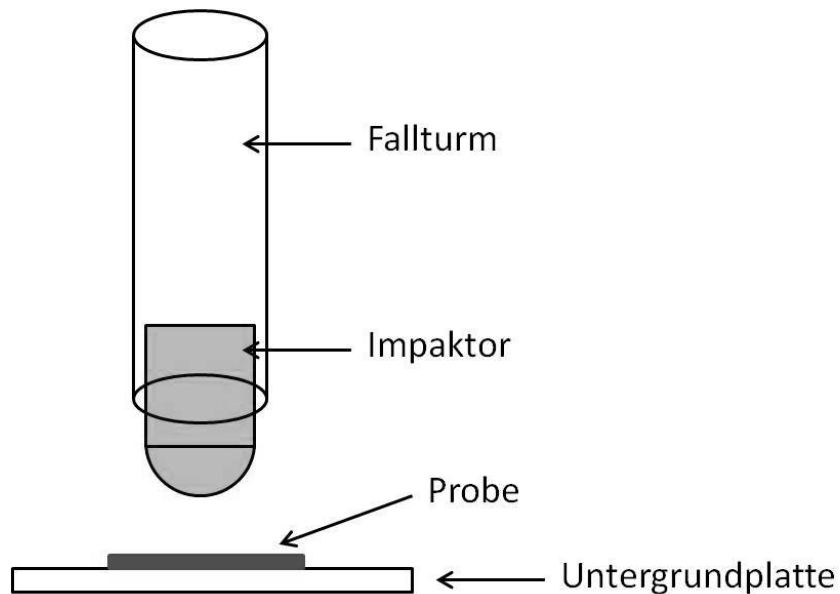


Abbildung 3.10: Versuchsaufbau des Fallversuchs

3.2.3 Versuchsdurchführung

Die Silikonkautschuk-Schaumstoff-Proben wurden vor jedem Versuch mit Wasser getränkt, denn trockener Schaumstoff kann die Eigenschaften des subkutanen Gewebes nicht widerspiegeln. Die Probe wurde für den Versuch auf die Untergrundplatte gelegt und die Fallhöhe wurde auf 500 mm eingestellt. Wenn der Impaktor mit dieser Fallhöhe eine Quetsch-Riss-Wunde in der Schweinehaut erzeugte oder der Silikonkautschuk riss, dann wurde die Fallhöhe in 50 mm-Schritten reduziert, bis die Energie des Aufpralls zu gering war, um eine Verletzung zu erzeugen. Die Probe wurde nach jedem Aufprall neu positioniert, um eine Verfälschung der Ergebnisse durch mehrmaliges Auftreffen des Impaktors auf der gleichen Stelle der Probe zu vermeiden. Die Fallhöhe, die nötig war, um eine Verletzung zu erzeugen, wurde dokumentiert. Dieses Verfahren wurde mit allen drei Platten sowie allen Schaumstoff und Gewebeproben durchgeführt.

3.2.3.1 Vorspannen der Schweinehaut

Die ersten Versuchsreihen mit Schweinehaut wurden ohne ein Vorspannen der Haut durchgeführt. Da die Haut im Körper aber unter Spannung steht und Fehler durch die Missachtung dieses Zustandes vermieden werden sollten, wurden die Experimente mit vorgespannter Haut wiederholt. Ein Kreis mit einem Durchmesser von 70 mm wurde

auf dem Bauch des Schweins markiert bevor die Probe herausgeschnitten wurde. Nach dem Herausschneiden und dem damit verbundenen Wegfallen der Vorspannung wurde der Kreis zu einer Ellipse. Nach dem Präparieren wurde die Haut über einen Aluminiumzylinder mit dem gleichen Durchmesser gespannt. Die Haut wurde mit einer Klemme fixiert, so dass der markierte Kreis und die Kanten des Zylinders genau übereinander lagen. So wurde der ursprüngliche gespannte Zustand der Haut wiederhergestellt.

3.2.3.2 Untersuchung des Entstehungsmechanismus

Um mehr über den Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde zu erfahren, wurde der Fallversuch, wie in Kapitel 3.2.3 beschrieben, mit kleinen Änderungen in der Durchführung wiederholt. Dieses Mal wurden in der Schweinehaut verschiedene Arten von Weichteilverletzungen (Abschürfungen, Quetschungen und Quetsch-Riss-Wunden) erzeugt und histologisch untersucht. Die Fallhöhe des Prüfkörpers, die notwendig war, um eine Quetsch-Riss-Wunde zu erzeugen, wurde in diesem Fall in 25 mm-Schritten verringert, um die Aufprallenergie zu reduzieren. Diese langsameren Anprallvorgänge des Impaktors verursachten Quetschungen anstelle von Quetsch-Riss-Wunden. Die verschiedenen Verletzungsgrade variierten von unverletzter Haut (es wurde kein Versuch durchgeführt), über eine leichte Hautabschürfung oder gequetschte Haut bis hin zur Quetsch-Riss-Wunde. Nach den Versuchen wurden diese Verletzungen histologisch untersucht. Das Ziel der histologischen Untersuchung war es, die Veränderungen in den Hautschichten je nach Verletzungsgrad darzustellen. Zwei histologische Färbungen (Hämatoxylin-Eosin- und Elastika-van Gieson-Färbung) wurden durchgeführt.

3.2.4 Histologie

Um mehr über den Verletzungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde zu erfahren, wurden, wie in Kapitel 3.2.3.2 beschrieben, unterschiedliche Verletzungsgrade der Haut im Fallversuch erzeugt. Die Hautproben wurden nach den Versuchen histologisch untersucht. Die verletzte Hautstelle wurde dazu aus der Probe geschnitten und so vorbereitet, dass der spätere histologische Schnitt die Verletzung im Querschnitt darstellt (siehe Abbildung 3.11). Nach dem Einbetten, Schneiden und Färben wurden die Proben mit einem Zeiss Axioplan Mikroskop begutachtet und mit einer an das Mikroskop angeschlossenen 3-CCD Sony Videokamera DXC-950P (Sony, Berlin) in 5- und 10-facher Vergrößerung

fotografiert und mit der Imaging Software Imaplan Version 2.0 (Imatec elektronische Bildanalyzesysteme GmbH, Miesbach) auf einem Speichermedium gespeichert. Um das Bild des gesamten Querschnittes zu erhalten, wurden zwischen 20 und 30 Bildausschnitte fotografiert und anschließend mit dem Fiji Plugin für Grid/Collection Stitching [69] zu einem Gesamtbild zusammengefügt.

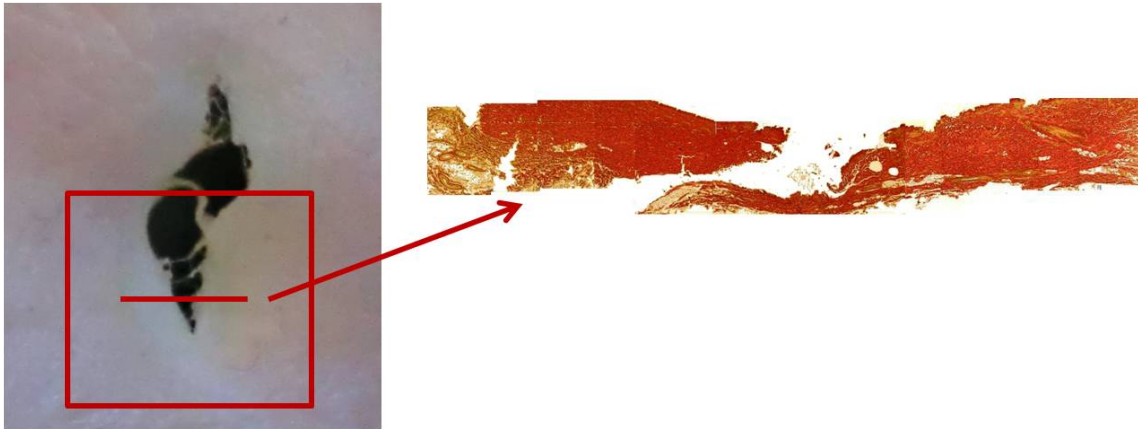


Abbildung 3.11: Probenentnahme für die histologische Untersuchung und ein zusammengefügtes Bild einer Quetsch-Riss-Wunde (EVG-Färbung) in 5-facher Vergrößerung

3.2.4.1 Fixierung und Einbettung der Proben

Fixierung, Einbettung und Färbung wurden nach den Standardprotokollen der Histologie des Instituts für Rechtsmedizin durchgeführt [64]. Die entnommenen Proben wurden mindestens 10 Tage in einer gepufferten 10 %igen Formalinlösung fixiert, um eine einwandfreie Morphologie der Gewebe zu sichern. Vor der Einbettung wurden die Gewebeprobe eine halbe Stunde mit Aqua dest gewässert, um das Fixierungsmittel auszuwaschen. Die eigentliche Entwässerung erfolgte dann im Einbettautomaten mit folgendem Programm:

- 2 x je 2 h in 50 %igem Alkohol
- 2 x je 2 h in 70 %igem Alkohol
- 2 x je 2 h in 80 %igem Alkohol
- 2 x je 2 h in 96 %igem Alkohol

- 2 x je 1,5 h in 100 %igem Alkohol
- 3 x je 1 h in Xylol
- 1 x 3 h in Paraffin
- 1 x 6 h in Paraffin

Aus dem heißen Paraffin wurden die Gewebeproben dann in Blöcke gegossen und nach dem Erkalten bis zur Anfertigung der Schnitte im Gefrierfach bei -20 °C aufbewahrt.

3.2.4.2 Anfertigung der Schnitte

Mit Hilfe eines manuellen Mikrotoms (Microm HM 400) wurden 5 µm dicke Schnitte der Schweinehaut angefertigt. Die Schnitte wurden auf SuperFrost Objektträger (Menzel) aufgezogen und über Nacht im Trockenschrank getrocknet. Nach dem Schneiden und Trocknen im Brutschrank bei 58 °C wurden die Schnitte in Xylol entparaffiniert, durch eine absteigende Alkoholreihe (100 %, 90 %, 80 %, 70 %) wieder in ein wässriges Milieu überführt und schließlich in den jeweiligen Färbelösungen gefärbt. Nach Färbung wurden die Schnitte getrocknet und danach wiederum entwässert. Dabei wurden die Schnitte in eine aufsteigende Alkoholreihe (70 %, 80 %, 90 %, 100 %) und danach in Xylol gegeben. Zum Schluss wurde die Gewebeprobe mit Hilfe eines Einschlussmediums (Histofluid) eingedeckt und somit haltbar gemacht.

3.2.4.3 Hämatoxylin-Eosin-Färbung

Die Hämatoxylin-Eosin-Färbung, kurz HE-Färbung, ist die häufigste Routinefärbung in der Histologie. Sie dient in erster Linie als Übersichtsfärbung, um die Präparate unter den verschiedensten Gesichtspunkten beurteilen zu können. Die Hämatoxylinlösung färbt alle sauren Strukturen, insbesondere Zellkerne mit der darin enthaltenen Desoxyribonukleinsäure (DNS) und das mit Ribosomen angereicherte raue endoplasmatische Retikulum (rER). Die Kerne erscheinen dann in einem blau- bis dunkelviolettem Ton. Im zweiten Schritt wird gegengefärbt. Dies wird mit einem Xanthenfarbstoff wie z.B. dem sauren Eosin B durchgeführt. Dabei werden alle basischen Strukturen wie das Zytoplasma, Kollagen und Erythrozyten rot angefärbt.

Folgendes Färbeprotokoll wurde für diese Arbeit verwendet:

Zunächst werden die Schnitte in Xylol entparaffiniert und durch eine absteigende Alkoholreihe in wässrige Lösung gebracht (Abschluss mit 70 %igem Alkohol), da die Färbelösungen auf Wasserbasis beruhen. Danach erfolgt die Färbung der Kerne mit saurem Hämalaun nach Weigert (Carl Roth GmbH; Karlsruhe) für zehn Minuten. Nach der Färbung werden die Schnitte für zehn Minuten unter fließendem Leitungswasser gewässert, um die Blaufärbung zu verstärken. Es folgt die zweite Färbung mit einer 1 %igen wässrigen Eosin B-Lösung (Carl Roth GmbH; Karlsruhe) für zehn Minuten. Es werden zu 200 ml Eosin-Fertiglösung 80 µl eines 100 %igen Eisessigs gegeben. Danach werden die Schnitte mit Aqua dest gespült. Zuletzt wird in aufsteigender Alkoholreihe für jeweils zwei Minuten differenziert und die Schnitte danach für zweimal fünf Minuten in Xylol gegeben, dies dient der finalen Dehydrierung bevor die Schnitte eingedeckt werden.

3.2.4.4 Elastica-van Gieson-Färbung

Die van Gieson-Trichromfärbung und die Elastica-Färbung, kurz EVG-Färbung, werden hierbei kombiniert, um speziell zwischen Bindegewebe, elastischen Fasern und Muskulatur differenzieren zu können. Als Ergebnis dieser Färbung erscheinen elastische Fasern in schwarz/violett, Zellkerne in schwarzblau bzw. schwarzbraun, kollagene Fasern in rot und Muskulatur sowie Zytoplasma in gelb.

Folgendes Färbeprotokoll wurde angewandt:

Zunächst wird in Xylol entparaffiniert und mit Hilfe einer absteigenden Alkoholreihe rehydriert (Abschluss mit 70 %igem Alkohol). Begonnen wird mit der Elastica Färbung. Dafür wird in gebrauchsfertiger Resorcin-Fuchsin Lösung (Carl Roth GmbH, Karlsruhe) für zehn Minuten gefärbt. Anschließend wird unter fließendem Leitungswasser gewässert bis keine Farbe mehr sichtbar abgelöst wird und dann mit Aqua dest gespült. Es folgt die Differenzierung mit 70 %igem Alkohol. Als nächster Schritt wird mit Eisenhämatoxylin (Weigert Lösung A und B; Mischverhältnis 1:1; Carl Roth GmbH, Karlsruhe) für fünf Minuten gefärbt und anschließend wieder mit Aqua dest gespült. Zum Bläuen wird dann für zehn Minuten in Leitungswasser fließend gewässert. Es folgt Färbung mit einer gebrauchsfertigen van Gieson Pikrofuchsin Lösung (Carl Roth GmbH, Karlsruhe) für drei Minuten und anschließende Spülung mit Aqua dest. Es folgt zweimalige Entwässerung mit 96 %igem Alkohol für jeweils zwei Minuten und im Anschluss eine zweiminütige Entwässerung in Isopropanol und final zweimal fünf Minuten in Xylol. Anschließend

wurden die entwässerten Präparate mit Eukitt (O-Kindler, Freiburg) eingedeckt und somit haltbar gemacht.

3.2.5 Vermessung eines CT-Bildes

Die Dicke der Haut und des subkutanen Gewebes wurde in einem Computertomographie (CT)-Bild des Kopfes eines 31-jährigen Mannes mit einem Gewicht von 80 kg und einer Körperhöhe von 1,92 m vermessen. Das Bild stammte aus der post-mortem CT-Datenbank, die in Zusammenarbeit des Instituts für Rechtsmedizin und der Klinik für Radiologie (beide: Ludwig-Maximilians-Universität, München, Deutschland) erstellt wird. Die Auswahlkriterien für das CT-Bild des Kopfes waren, dass es die Aufnahmen eines Mannes im mittleren Alter sind und dass keine Verletzungen des Kopfes vorliegen. Das CT-Bild hatte eine Schichtdicke von 1,25 mm und eine Auflösung von 0,49 mm x 0,49 mm je Pixel, was 2,048 Pixel pro mm entspricht.

Die folgende Stellen wurden in der 3D-Rekonstruktion des CT-Bildes zur Vermessung ausgewählt: die mediale Regio frontalis (Mitte der Stirn), die Superciliae (Augenbrauen auf beide Seiten), das Mentum (Kinn), die Regio Nasalis (Nase), die Regio Occipitalis (Hinterkopf) und die Regio Auricularis (Ohrmuschelregion). Die Dicke der Haut und des subkutanen Gewebes wurden mit der Software Osirix Version 4.1 (siehe Abbildung 3.12) bestimmt. Die Messungen wurden siebenmal für jede ausgewählte Stelle wiederholt und der Mittelwert wurde berechnet.

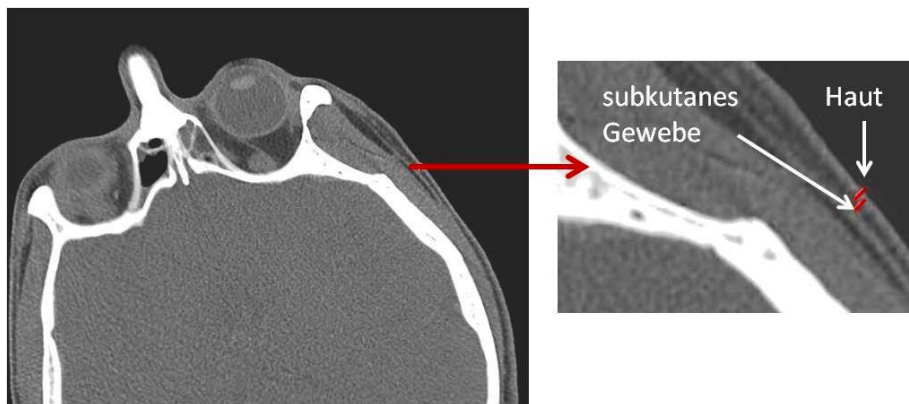


Abbildung 3.12: Vermessung eines CT-Bildes

Kapitel 4

Ergebnisse

4.1 Bestimmung der mechanischen Eigenschaften

4.1.1 Kompressionsversuch

Tabelle 4.1 sowie die Abbildungen 4.1 und 4.2 zeigen die Ergebnisse des quasi-statischen Kompressionsversuchs mit Schweinehaut. Es werden nur die Mittelwerte und die Standardabweichung der maximalen Kraft und der maximalen Spannung aller Proben dargestellt. Die Ergebnisse aller einzelnen Proben befinden sich im Anhang A. Es wurden die maximale Kraft und die maximale Spannung ausgewertet. Die Kompression war für alle Proben gleich. Sie wurden um 1,3 mm komprimiert, was bei einer Probendicke von ca. 2 mm einer Kompression um ca. 60 % entspricht. Abbildung 4.2 zeigt die mittleren Kurven der Versuche mit Schweinehaut mit dünner subkutaner Gewebeschicht sowie mit Silikonkautschuk. Da die Streuung der Ergebnisse bei den Versuchen mit Schweinehaut größer war, wird hierfür der Bereich der Ergebnisse (minimale und maximale Spannungs-Kompressions-Kurve) abgebildet. Die Ergebnisse für die Silikonkautschuk-Proben sind ebenfalls in Abbildung 4.2 dargestellt.

Tabelle 4.1: Ergebnisse der Kompressionsversuche: Mittelwerte und Standardabweichung der maximalen Kraft und der maximalen Spannung

Proben	maximale Kraft [N]	maximale Spannung [MPa]
Schweinehaut	518,07±194,57	13,47±5,06
Schweinehaut + Gewebe	170,67±40,47	4,43 ±1,05
Silikonkautschuk	137,62 ±6,07	3,58±0,16

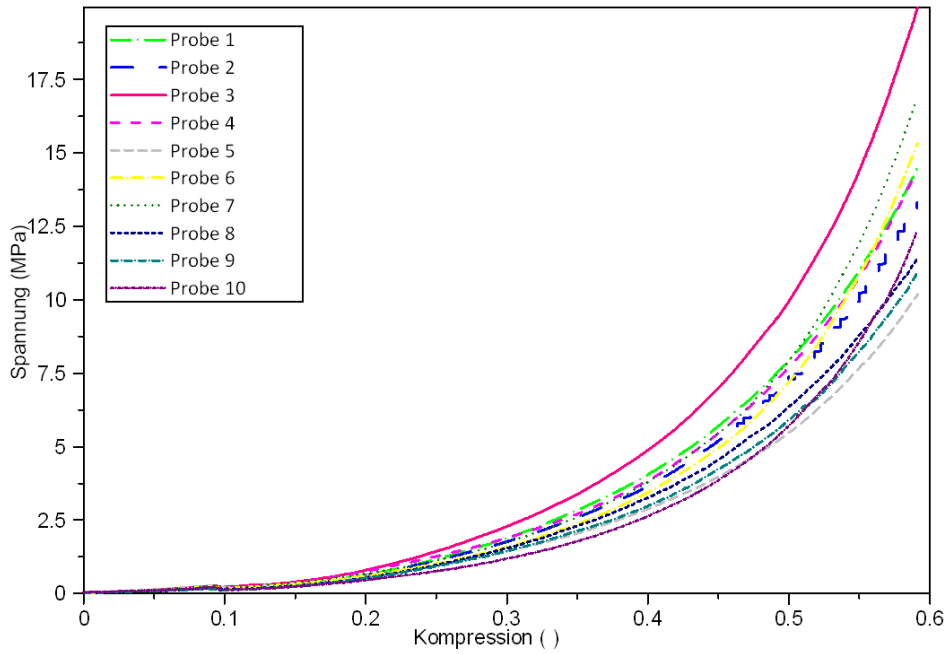


Abbildung 4.1: Spannungs-Kompressions-Diagramm aller Schweinehaut-Proben

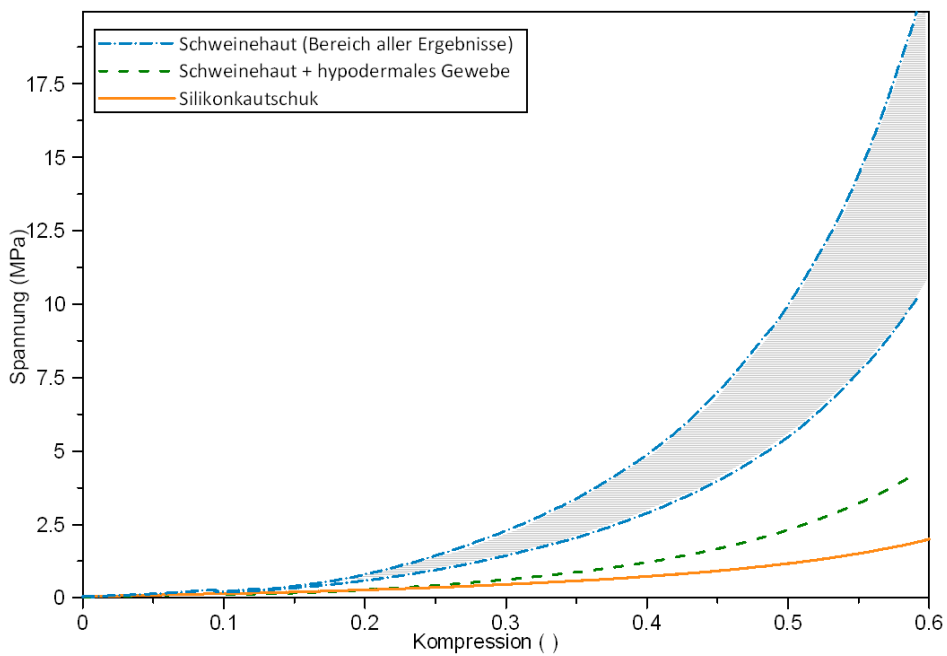


Abbildung 4.2: Ergebnisse der Kompressionsversuche: Bereich aller Ergebnisse der Versuche mit Schweinehaut und jeweils die mittlere Kurve der Versuche mit Schweinehaut und subkutaner Gewebeschicht sowie Silikonkautschuk

4.1.2 Quasi-statischer Zugversuch

Die Spannungs-Dehnungs-Diagramme der quasi-statischen Zugversuche sind in den Abbildungen 4.3 bis 4.6 dargestellt. In Tabelle 4.2 sind die Mittelwerte mit Standardabweichung der Zugversuche mit einer Dehnrates $\dot{\epsilon}$ von $0,017 \text{ s}^{-1}$ und $0,6 \text{ s}^{-1}$ jeweils für Schweinehaut-Proben parallel und senkrecht zu den Langerschen Linien und für Silikonkautschuk aufgelistet.

Tabelle 4.2: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Mittelwerte und Standardabweichung von Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Proben	Dehnrates (s^{-1})	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Schweinehaut parallel	0,017	$206,41 \pm 68,90$	$1,79 \pm 0,38$	$25,80 \pm 8,61$	$24,13 \pm 15,62$
	0,6	$242,64 \pm 41,55$	$0,84 \pm 0,17$	$30,33 \pm 5,19$	$54,69 \pm 10,93$
Schweinehaut senkrecht	0,017	$124,96 \pm 49,13$	$1,69 \pm 0,36$	$15,62 \pm 6,14$	$14,00 \pm 6,22$
	0,6	$202,74 \pm 60,78$	$1,59 \pm 0,37$	$25,34 \pm 7,60$	$30,25 \pm 14,04$
Silikon- kautschuk	0,017	$10,28 \pm 1,39$	$5,06 \pm 0,55$	$1,28 \pm 0,17$	$0,29 \pm 0,02$
	0,6	$12,82 \pm 2,29$	$3,60 \pm 0,75$	$1,60 \pm 0,29$	$0,63 \pm 0,27$

Die Ergebnisse zeigen die Dehnratesabhängigkeit der beiden Versuchsmaterialien. In allen Versuchen steigen für die höhere Dehnrates von $0,6 \text{ s}^{-1}$ jeweils Reißkraft, Zugfestigkeit und Elastizitätsmodul an, die Reißdehnung sinkt. Die Schweinehaut-Proben senkrecht zu den Langerschen Linien weisen geringere Werte für Reißkraft, Zugfestigkeit und Elastizitätsmodul auf, die Reißdehnung ist für eine Dehnrates von $0,017 \text{ s}^{-1}$ kleiner als für die parallelen Proben, allerdings ändert sie sich auch nicht wesentlich für die höhere Dehnrates.

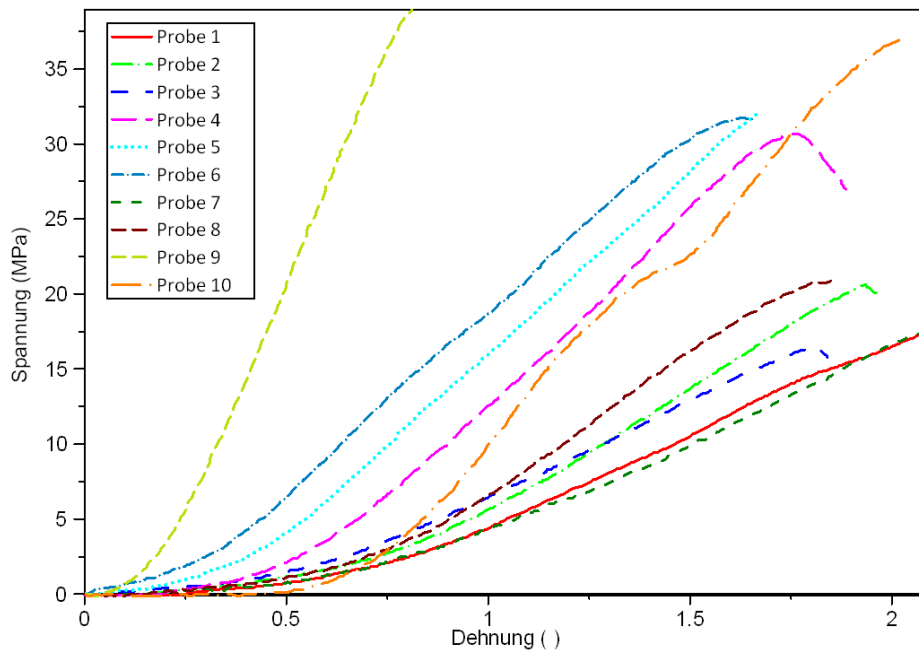


Abbildung 4.3: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien

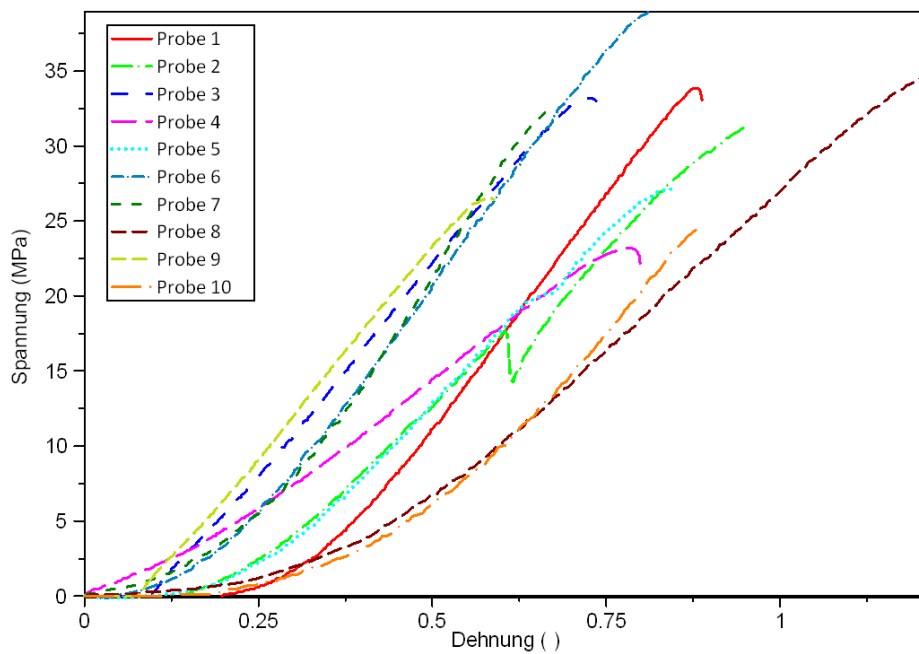


Abbildung 4.4: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien

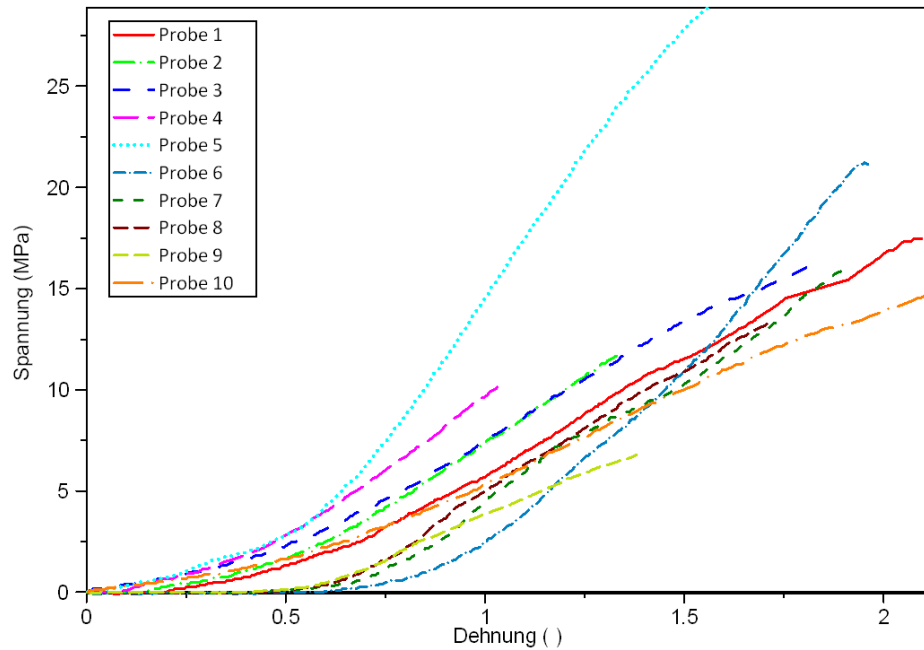


Abbildung 4.5: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien

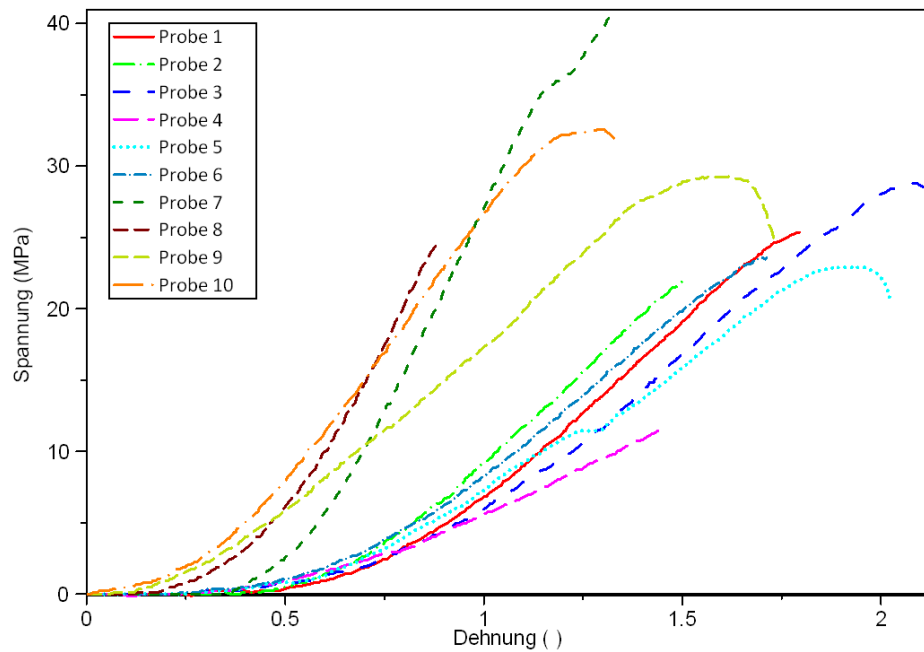


Abbildung 4.6: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien

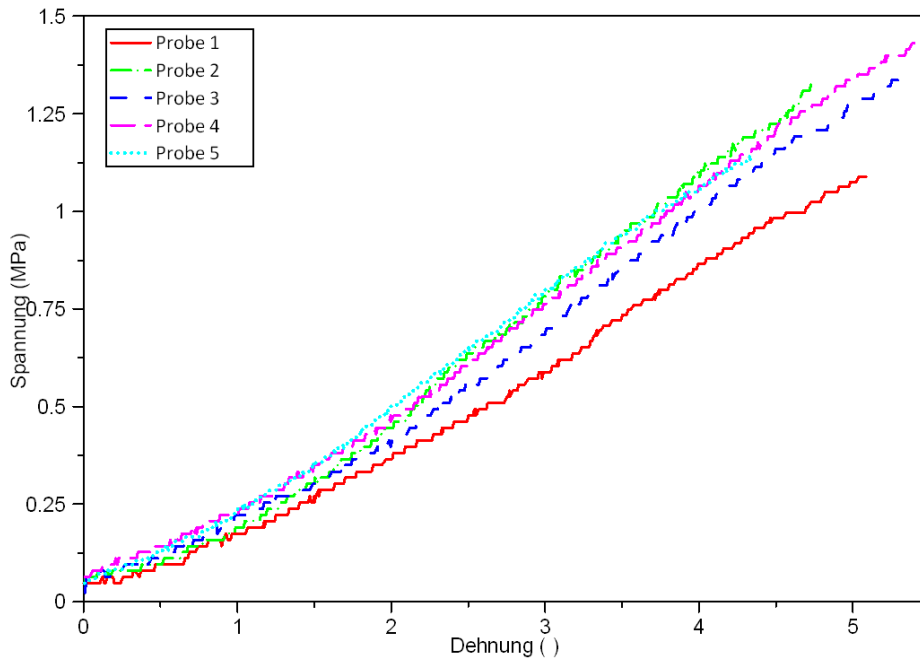


Abbildung 4.7: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$, Silikonkautschuk

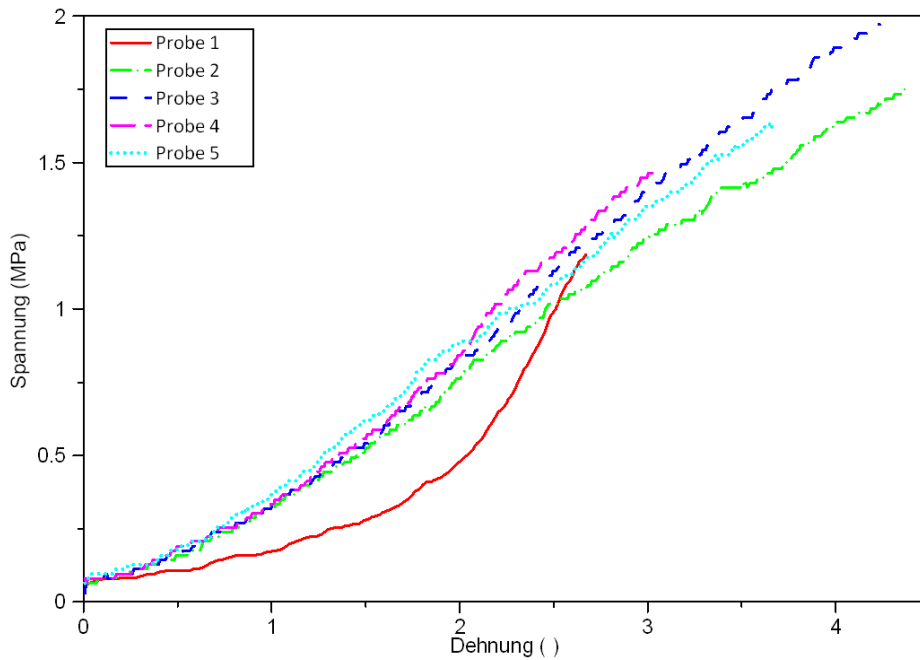


Abbildung 4.8: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$, Silikonkautschuk

4.1.3 Dynamischer Zugversuch

Der typische zeitliche Verlauf des dynamischen Zugversuchs ist in Abbildung 4.9 angegeben und kann nach Jacquemoud et al. [36] in drei Stufen eingeteilt werden, den freien Fall (A in Abbildung 4.9), die Belastung nach dem Auftreffen des Schlittens auf dem ersten Stoßdämpfer (B) und dem Versagen der Probe (C). Anhand dieses Verlaufes konnten Proben, die durch Reibeffekte schon vor dem Auftreffen auf dem ersten Stoßdämpfer belastet wurden, aussortiert werden.

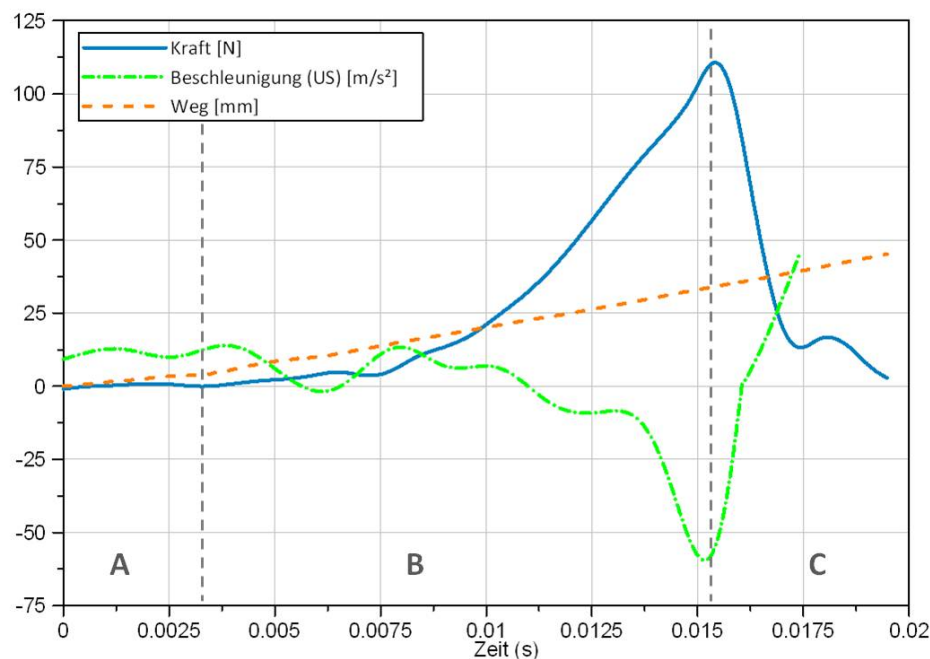


Abbildung 4.9: Zeitlicher Verlauf des dynamischen Zugversuchs: A: freier Fall beider Schlitten, B: Auftreffen des oberen Schlittens auf dem ersten Stoßdämpfer und somit Belastung der Probe, C: Versagen der Probe

Im Folgenden werden die Ergebnisse der dynamischen Zugversuche mit Schweinehaut und Silikonkautschuk gezeigt. Tabelle 4.3 enthält die Mittelwerte mit Standardabweichung der Zugversuche mit einer Dehnrates $\dot{\epsilon}$ von 33 s^{-1} , 60 s^{-1} und 108 s^{-1} jeweils für Schweinehaut-Proben parallel und senkrecht zu den Langerschen Linien und für Silikonkautschuk. In den Abbildungen 4.10 bis 4.18 ist das Spannungs-Dehnungs-Verhalten aller Proben dargestellt. Die Proben, deren Testung mit der Hochgeschwindigkeitskamera aufgenommen wurde, sind im Folgenden mit der Abkürzung HG gekennzeichnet.

Tabelle 4.3: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Mittelwerte und Standardabweichung von Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Proben	Dehnrate (s ⁻¹)	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Schweine- haut parallel	33	197,62±123,08	0,37±0,12	25,88±12,52	78,02±45,69
	60	159,36±90,93	0,34±0,14	21,00±11,48	75,72±26,10
	108	157,21±56,59	0,24±0,09	21,94±8,14	102,89 ±34,99
Schweine- haut senkrecht	33	87,06±35,54	1,10±0,28	13,05±5,04	28,90±8,44
	60	116,28±74,81	0,91±0,30	18,29±10,62	42,68±37,33
	108	114,38±67,40	0,79±0,38	16,93±10,81	38,29±36,84
Silikon- kautschuk	33	12,27 ±1,13	2,40±0,16	2,05±0,19	1,26±0,33
	60	14,33±1,72	2,36±0,33	2,39±0,29	1,19±0,46
	108	14,46±2,40	2,38±0,09	2,41±0,40	1,22±0,11

Hier ist der Einfluß der Dehnratenabhängigkeit nicht mehr ganz so klar zu erkennen wie bei den quasi-statischen Versuchen. Lediglich die Reißdehnung zeigt für alle Materialien den Trend mit höherer Dehnrate geringer zu werden. Für Silikonkautschuk stellen sich bei den Dehnraten von 60 s⁻¹ und 108 s⁻¹ fast identische Werte ein.

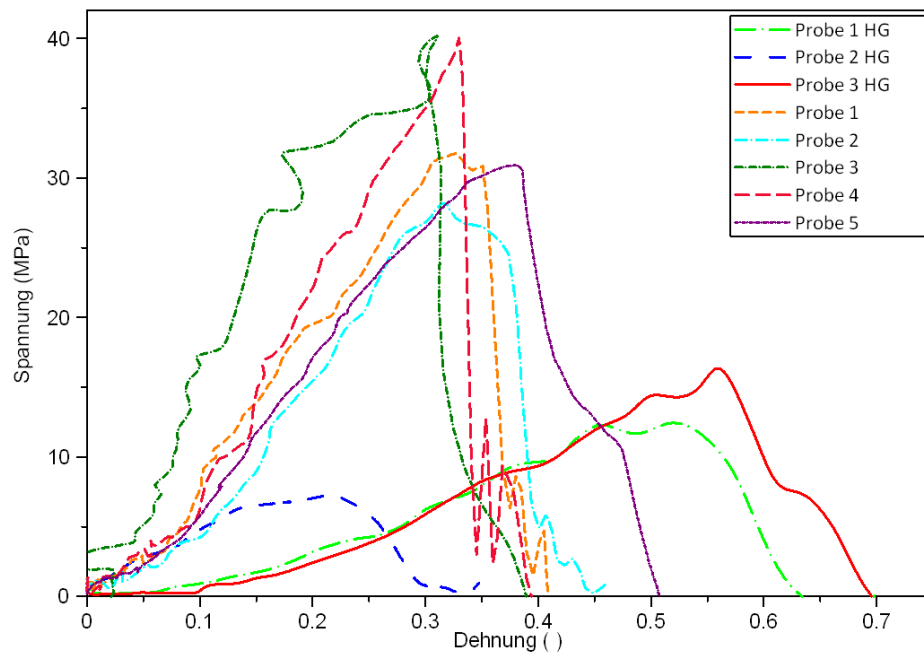


Abbildung 4.10: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien

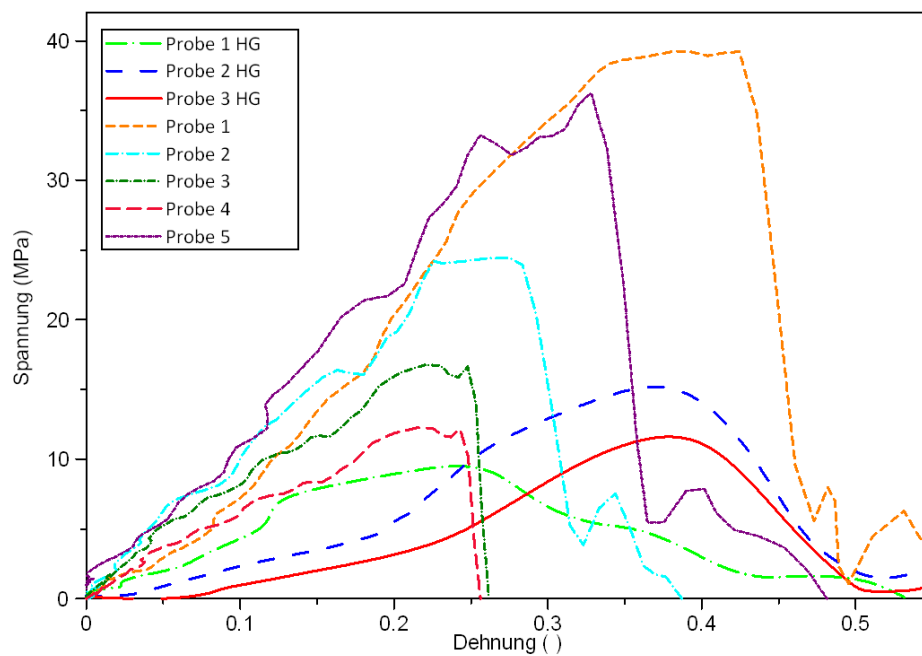


Abbildung 4.11: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien

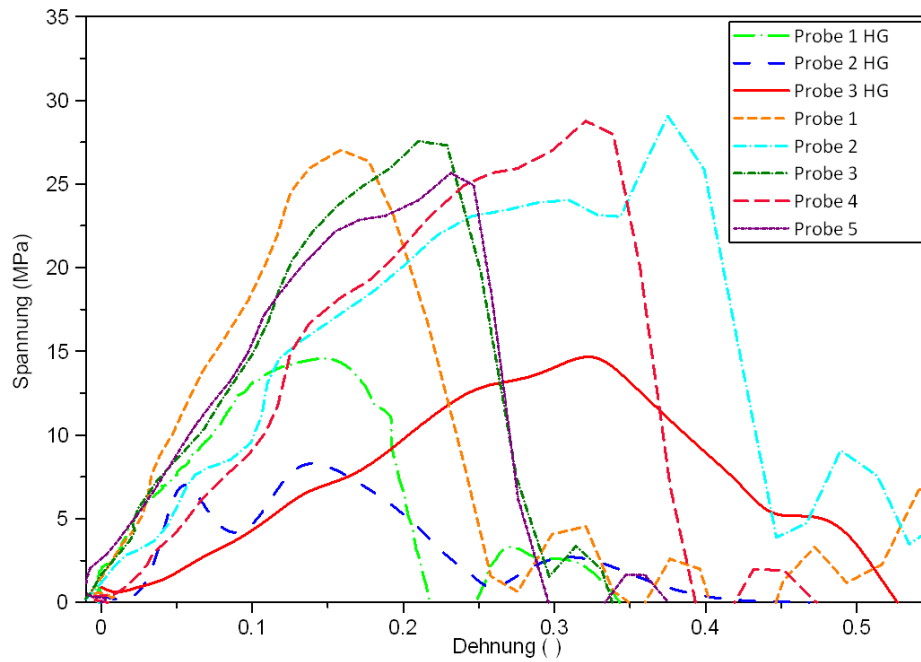


Abbildung 4.12: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien

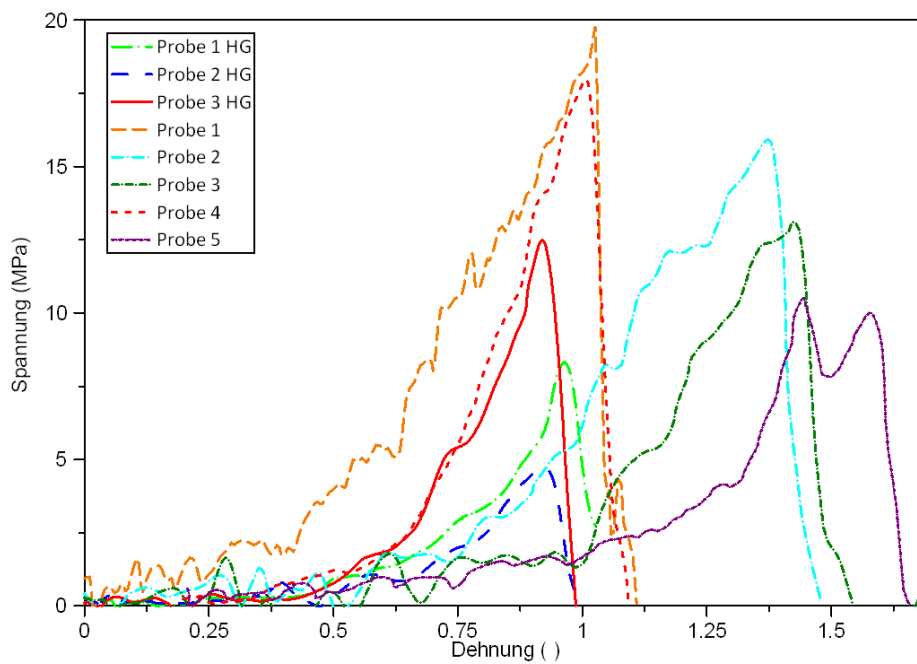


Abbildung 4.13: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien

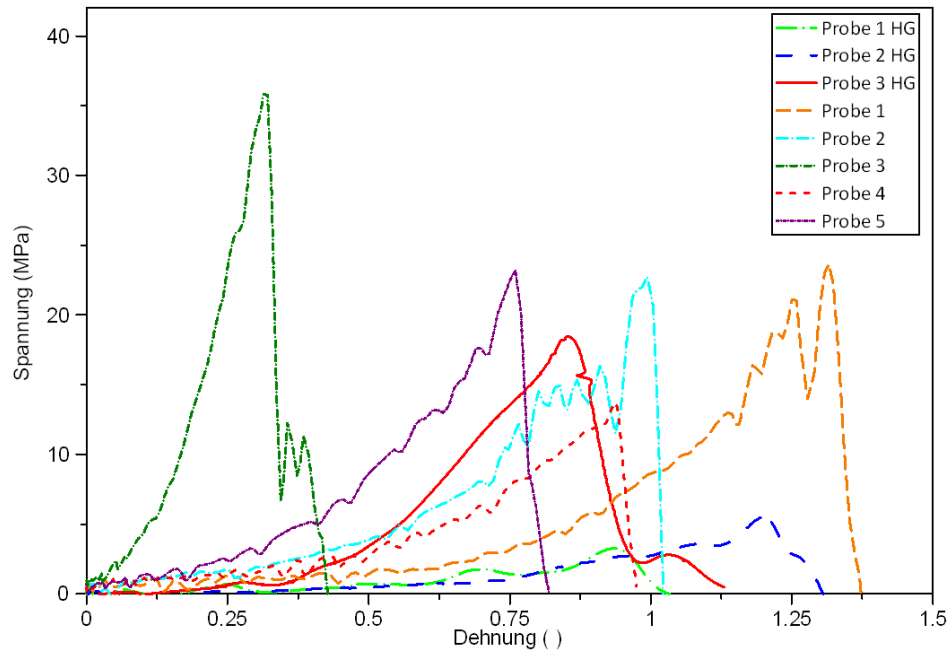


Abbildung 4.14: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien

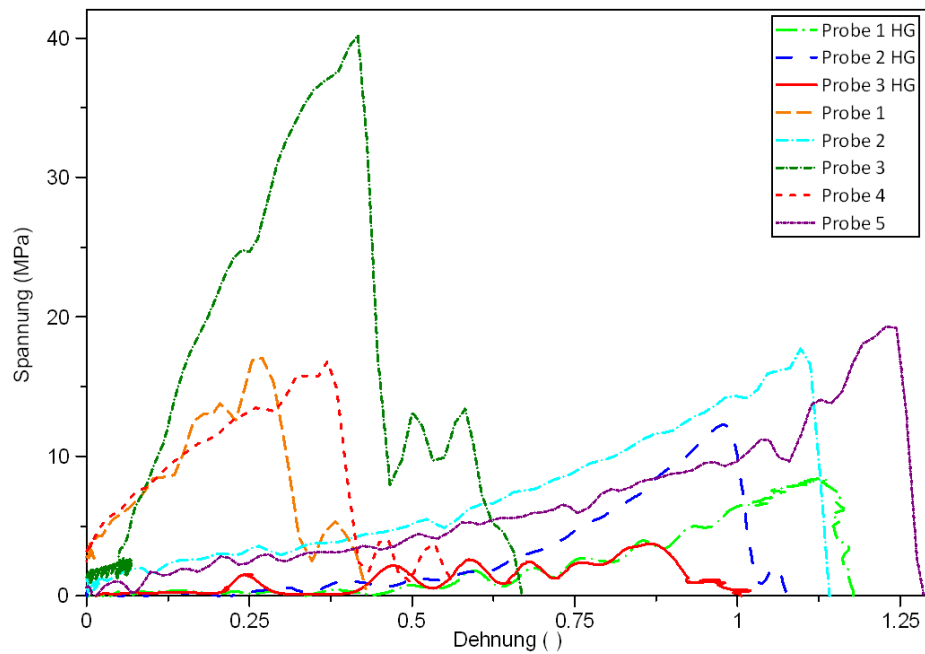


Abbildung 4.15: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien

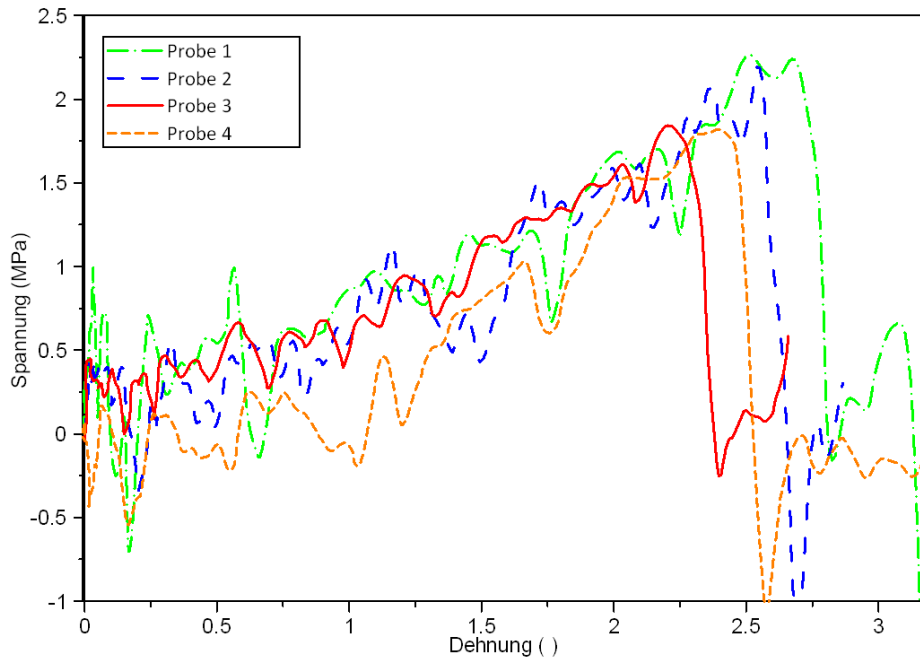


Abbildung 4.16: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$, Silikonkautschuk

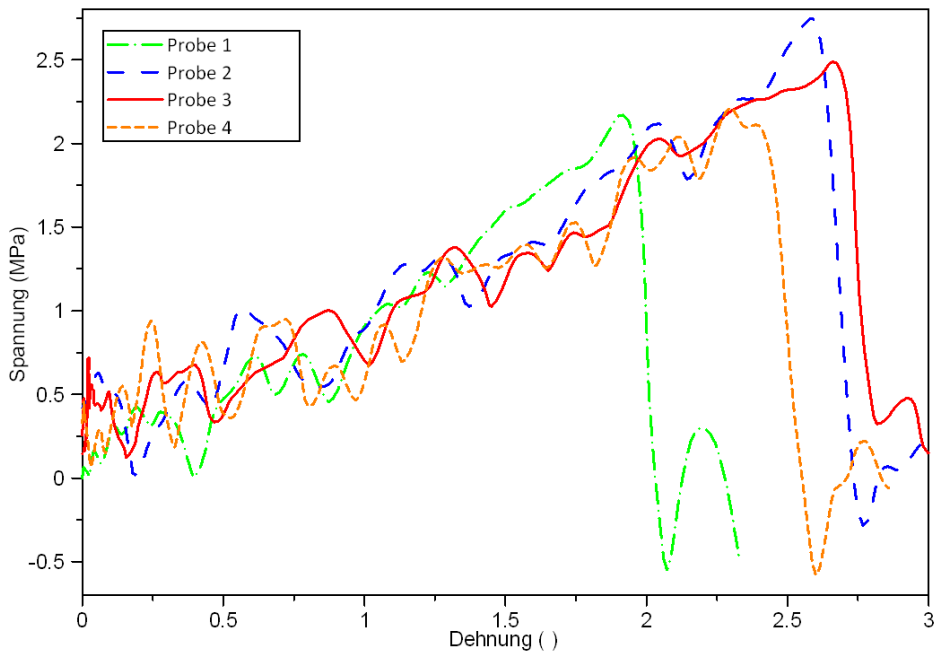


Abbildung 4.17: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$, Silikonkautschuk

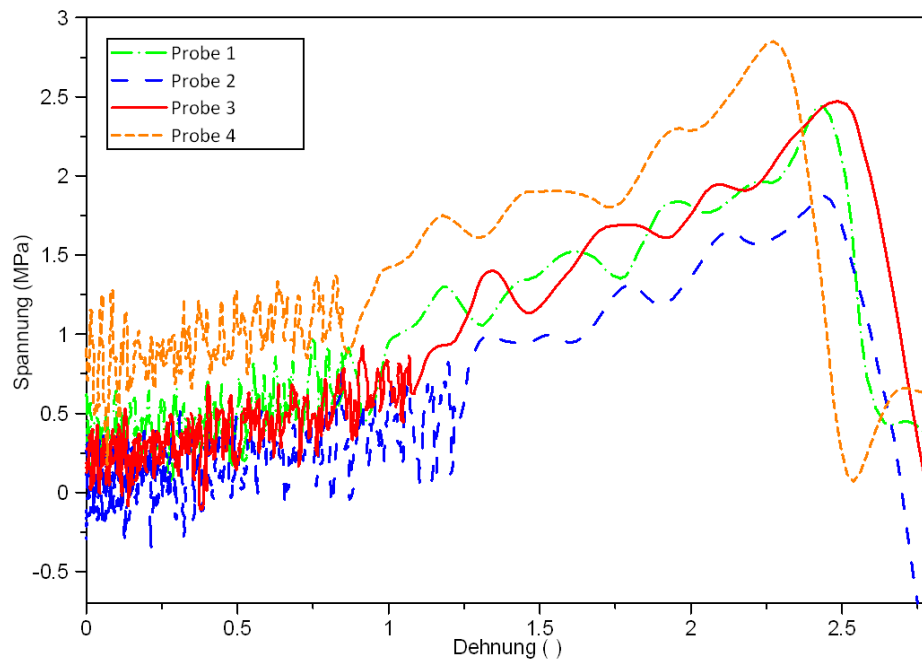


Abbildung 4.18: Spannungs-Dehnungs-Diagramm der Zugversuche mit $\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$, Silikonkautschuk

4.1.4 Dehnratenabhängigkeit

Die Abbildungen 4.19 bis 4.22 zeigen die Einflüsse der unterschiedlichen Dehnraten der Zugversuche auf die mechanischen Eigenschaften (Reißdehnung, Zugfestigkeit und Elastizitätsmodul) der getesteten Materialien.

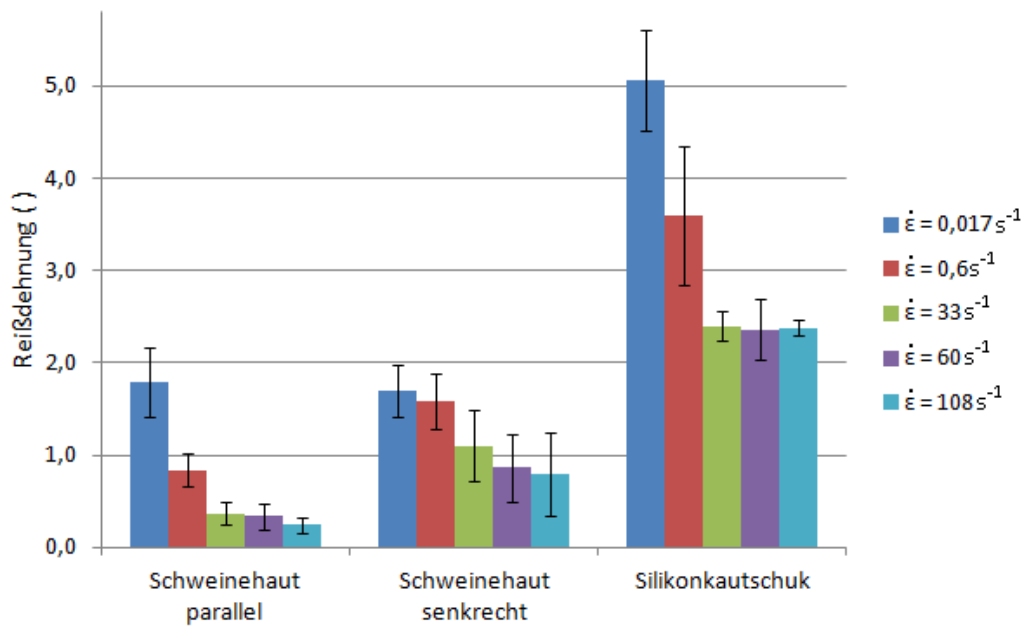


Abbildung 4.19: Vergleich der Reißdehnungen

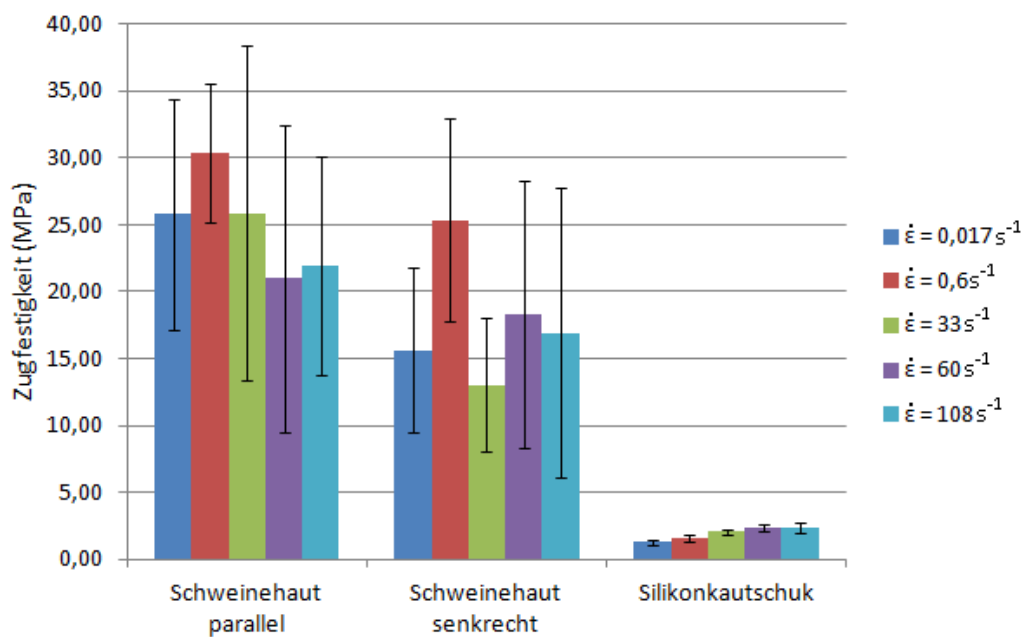


Abbildung 4.20: Vergleich der Zugfestigkeiten

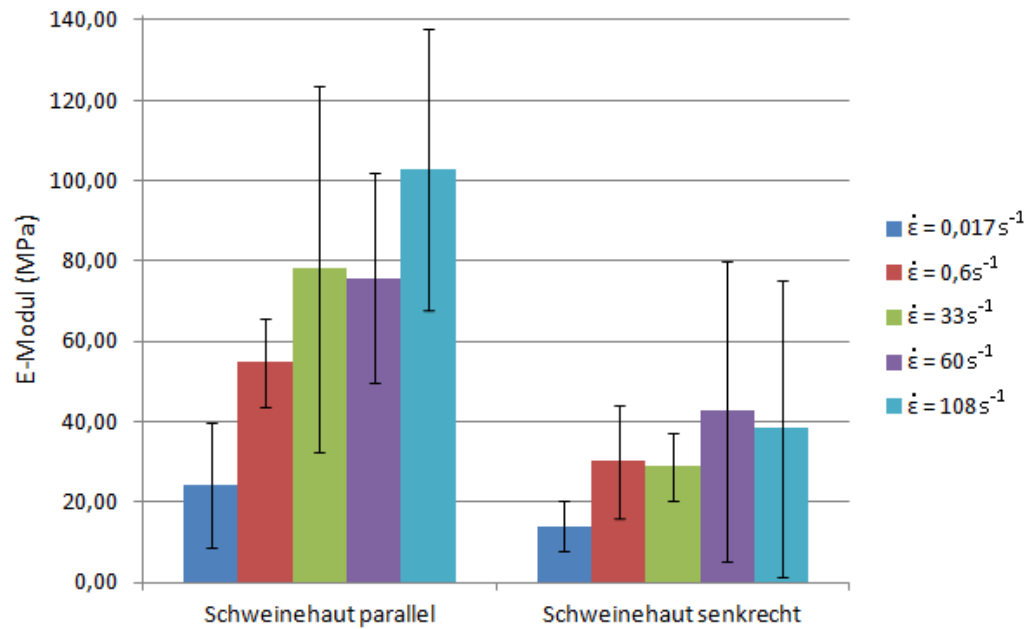


Abbildung 4.21: Vergleich der E-Module der Schweinehaut parallel und senkrecht zu den Langerschen Linien

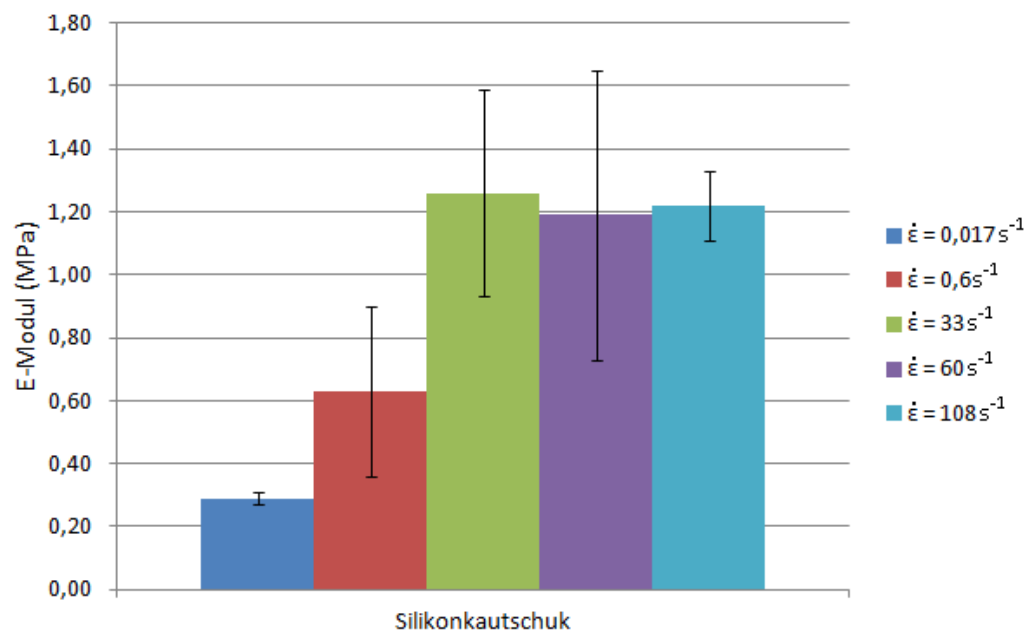


Abbildung 4.22: E-Module des Silikonkautschuks (Darstellung in einem einzelnen Diagramm aufgrund der starken Abweichungen der Werte von Schweinehaut und Silikonkautschuk)

4.1.5 Digitale Bildanalyse

Die Ergebnisse der lokalen Dehnungsmessungen sind in den Tabellen 4.4 und 4.5 angegeben und werden gleichzeitig den Werten der globalen Dehnungsmessungen gegenübergestellt.

Tabelle 4.4: Ergebnisse der lokalen Dehnungsmessung für alle Versuche mit Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien

Dehnrates s^{-1}	Probe	globale Dehnung [-]	lokale Dehnung	
			mittlere [-]	maximale [-]
33	Probe 1 HG	0,52	0,15	0,64
	Probe 2 HG	0,22	0,10	0,73
	Probe 3 HG	0,56	0,18	0,56
60	Probe 1 HG	0,24	0,07	0,75
	Probe 2 HG	0,63	0,10	0,73
	Probe 3 HG	0,37	0,22	0,47
108	Probe 1 HG	0,15	0,11	0,35
	Probe 2 HG	0,14	0,09	0,56
	Probe 3 HG	0,31	0,13	0,40

Tabelle 4.5: Ergebnisse der lokalen Dehnungsmessung für alle Versuche mit Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien

Dehnrates s^{-1}	Probe	globale Dehnung [-]	lokale Dehnung	
			mittlere [-]	maximale [-]
33	Probe 1 HG	0,96	0,32	0,97
	Probe 2 HG	0,92	0,29	0,94
	Probe 3 HG	0,67	0,23	0,63
60	Probe 1 HG	0,94	0,29	0,96
	Probe 2 HG	1,20	0,34	1,61
	Probe 3 HG	0,86	0,13	0,46
108	Probe 1 HG	1,12	0,37	1,42
	Probe 2 HG	0,97	0,39	1,16
	Probe 3 HG	0,87	0,29	0,91

Die lokalen Dehnungsmessungen ergeben, dass es kurz vor dem Reißen lokale Dehnungsspitzen gibt, die ein- bis zweimal größer sein können als die globale Reißdehnung. In zwei Fällen ist die maximale lokale Dehnung sogar drei- bis viermal so groß wie die globale Dehnung. Auffallend sind zwei unterschiedliche Verteilungen der lokalen Dehnungen: stark lokalisiert an der Stelle, an der die Probe reißt (siehe Abbildung 4.23, der Pfeil markiert die Versagensstelle) oder eher flächig verteilt (siehe Abbildung 4.24). Die Proben parallel zu den Langerschen Linien zeigen in sieben Fällen eine starke Lokalisation hoher Dehnungen an der Versagensstelle und nur in zwei Fällen größere Flächen mit höheren lokalen Dehnungen. Die Proben senkrecht zu den Langerschen Linien zeigen für die niedrige Dehnrates nur flächige Verteilungen und bei der höchsten Dehnrates lokalisierte Dehnungen, allerdings nicht nur an einer Stelle, wie es bei den parallelen Proben der Fall ist, sondern an zwei bis drei Stellen. Die senkrechten Proben reißen meistens an mehreren Stellen ein, bis sie dann an der schwächsten Stelle ganz durchreißen.

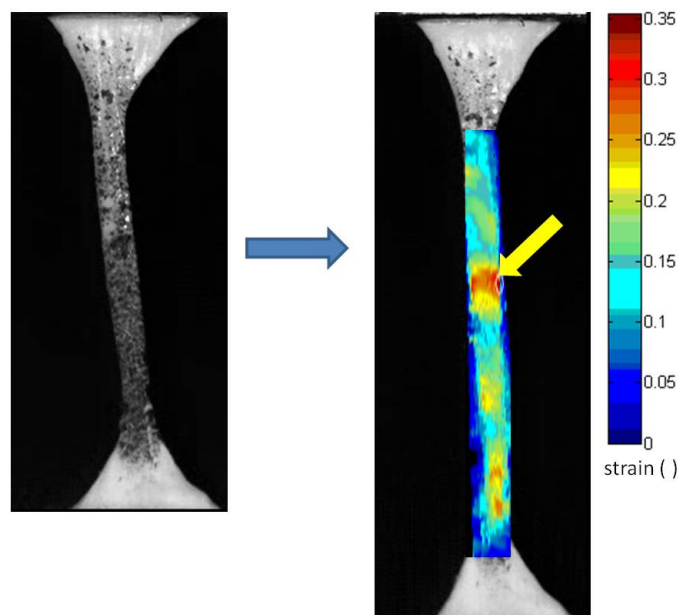


Abbildung 4.23: Verteilung der lokalen Dehnungswerte kurz bevor die Probe reißt, starke Lokalisation der maximalen Dehnungswerte (parallel, Probe 2 HG, 60 s^{-1})

Die senkrechten Proben reißen meistens an mehreren Stellen ein, bis sie dann an der schwächsten Stelle ganz durchreißen, was dafür spricht, dass die Kollagenfasern umgebende Gewebe sich von den quer zur Zugrichtung liegenden Fasern löst und somit die Schwachstelle der Probe darstellt (siehe auch Abbildung 4.25). Diese Ergebnisse

stimmen auch mit Beobachtungen von Jacquemoud et al. und Ní Annaidh et al. [36, 65] überein.

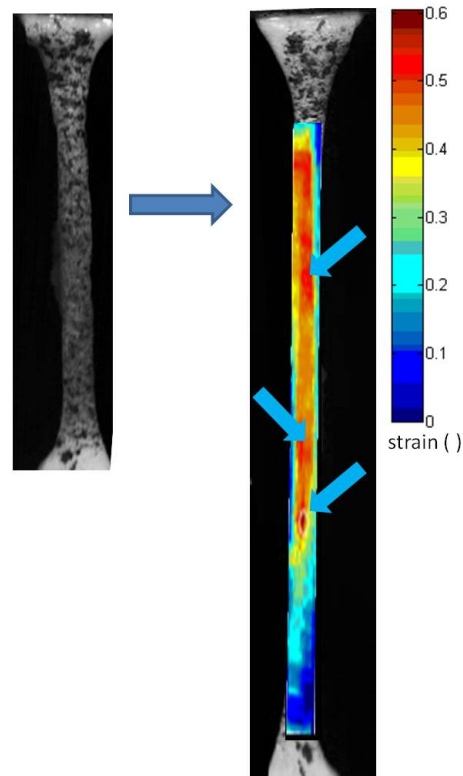


Abbildung 4.24: Verteilung der lokalen Dehnungswerte kurz bevor die Probe reißt, flächige Verteilung der maximalen Dehnungswerte (senkrecht, Probe 3 HG, 33 s^{-1})



Abbildung 4.25: Hautproben nach dynamischem Zugversuch. Oben: Probe parallel zu den Langerschen Linien: Versagen an einer Stelle in der Mitte der Probe, unten: Probe senkrecht zu den Langerschen Linien: Versagen an mehreren Stellen und deutlich größere Dehnung der Probe, das umliegende Gewebe löst sich von den Kollagenfasern

4.2 Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mittels Fallversuch

4.2.1 Fallversuch

Im Rahmen der Fallversuche war es möglich in beiden Versuchsmaterialien Quetsch-Riss-Wunden (siehe Abbildung 4.26) zu erzeugen und somit den Entstehungsmechanismus nachzustellen. Die typischen Kennzeichen einer solchen Weichgewebsverletzung sind unregelmäßige Wundränder und Gewebebrücken, wie in Kapitel 2.2 beschrieben. In beiden Materialien sind die Merkmale sehr gut erkennbar.



Abbildung 4.26: Quetsch-Riss-Wunden in Silikonkautschuk und Schweinehaut. Die typischen Kennzeichen einer Quetsch-Riss-Wunde (unregelmäßiger Wundrand und Gewebebrücken) sind in beiden Materialien gut erkennbar, links: Silikonkautschuk; rechts: Schweinehaut

Die folgenden Abbildungen 4.27 bis 4.29 dokumentieren, welche Fallhöhe des Impaktors benötigt wurde, um eine Quetsch-Riss-Wunde im Testmaterial mit unterschiedlich dicken Schichten von unterliegendem Gewebe zu erzeugen. Die Dicke des subkutanen Gewebes oder des wassergefüllten Schaumstoffs ist jeweils in mm angegeben. Der Einfluss der unterschiedlichen Untergrundplatten ist ebenfalls dargestellt. Die Ergebnisse mit der Aluminiumplatte und der Polycarbonatplatte (PC) stimmten für beide Materialien gut überein und wurden deshalb in nur einer Kurve abgebildet. Die Dicke der Schweinehaut variierte zwischen 1,8 mm und 2,1 mm, was aber keinen großen Unterschied in der Fallhöhe, die zur Erzeugung einer Verletzung benötigt wurde, ausmachte.

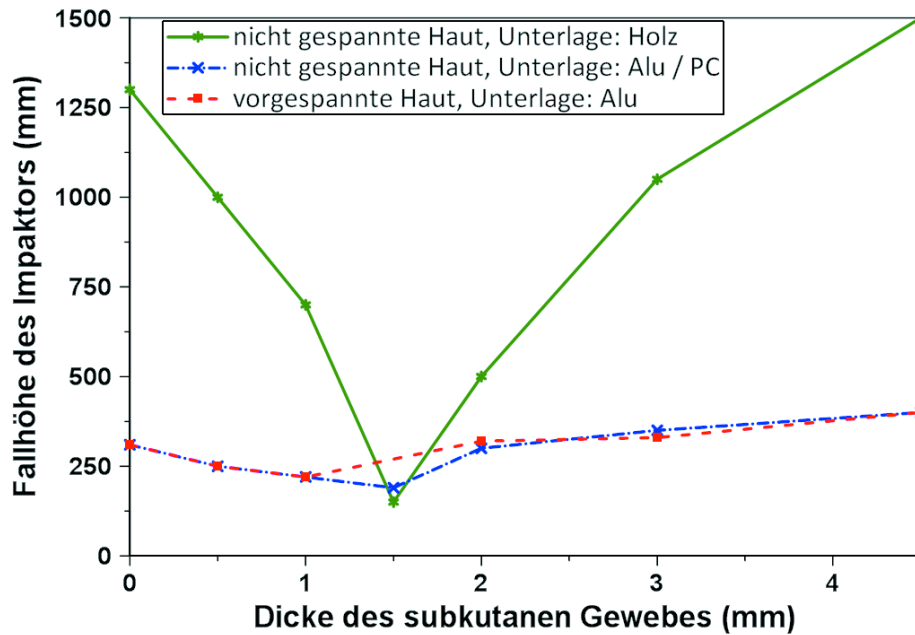


Abbildung 4.27: Ergebnisse der Fallversuche mit ungespannter und vorgespannter Schweinehaut und allen Untergrundplatten

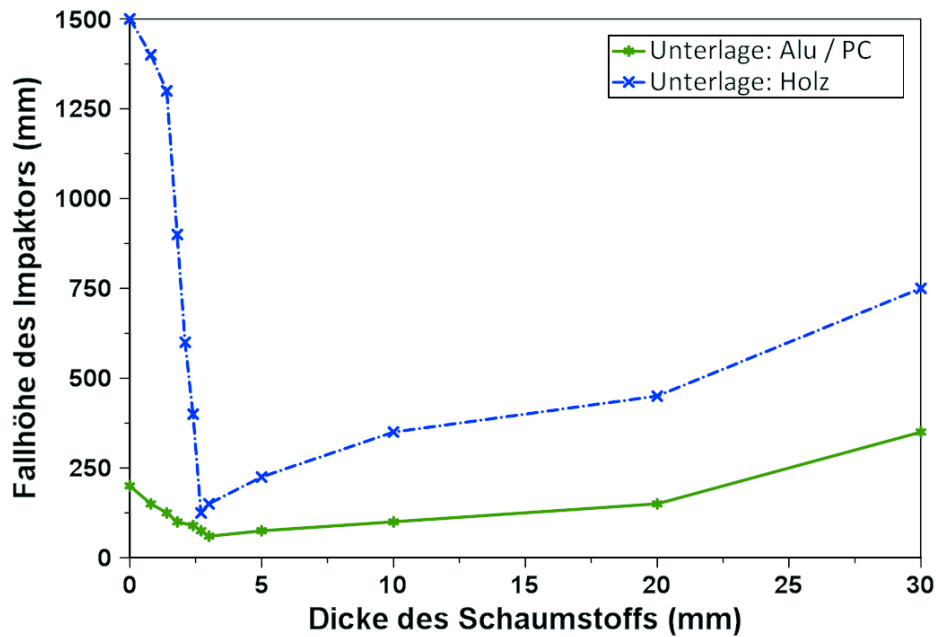


Abbildung 4.28: Ergebnisse der Fallversuche mit Silikonkautschuk und wassergefülltem Schaumstoff und allen Untergrundplatten

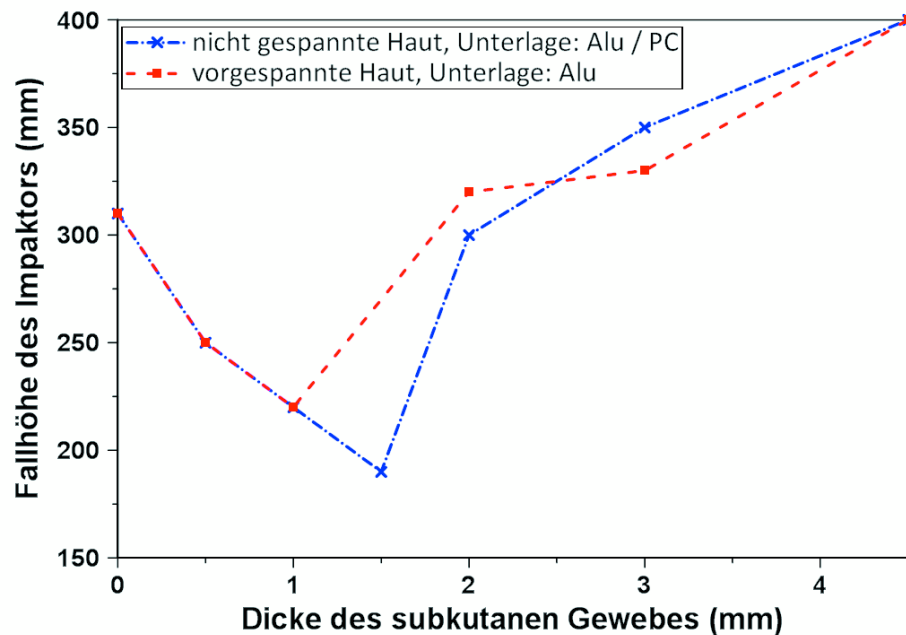


Abbildung 4.29: Ergebnisse der Fallversuche mit ungespannter und vorgespannter Schweinehaut mit Aluminium als Untergrundplatte

Die erste Annahme, dass die Fallhöhe linear mit der Dicke des darunterliegenden Materials ansteigt, erwies sich als falsch. Alle Experimente zeigten die gleichen Ergebnisse: es gibt ein Toleranzminimum. Das bedeutet, dass Schweinehaut oder auch Silikonkautschuk alleine widerstandsfähiger gegenüber einer Verletzung durch den Impaktor sind als mit einer bestimmten (dünnen) Schicht Gewebe darunter. Das Toleranzminimum liegt beim Silikonkautschuk bei einer Schicht von ca. 2,7 mm wassergefülltem Schaumstoff und bei der Schweinehaut in ungespanntem Zustand bei einer Schicht von 1,5 mm subkutanem Gewebe. Wird die Schweinehaut vor dem Versuch in ihren ursprünglichen Zustand gespannt, verschiebt sich das Toleranzminimum etwas und liegt dann bei einer ca. 1,0 mm dicken Schicht subkutanem Gewebe. Werden die darunterliegenden Gewebeschichten dicker, wird auch die benötigte Fallhöhe wieder höher.

4.2.2 Histologie

Abbildung 4.30 A) bis C) zeigen Aufnahmen der histologischen Schnitte der Schweinehaut in EVG-Färbung. Die Kollagenfasern sind rot, die elastischen Fasern und die Muskelfibrillen gelb und das Zytoplasma hellbraun gefärbt. Die Haut in Abbildung 4.30 A) ist unverletzt: die verflochtene Struktur der Kollagenfasern mit Vorzugsrichtung ist leicht erkennbar. In C) ist ein Schnitt von stark gequetschter Schweinehaut kurz vor dem Reißen zu sehen. Die Veränderung der Hautstruktur durch die Kraft des Impaktors ist hier deutlich erkennbar: die Kollagenfasern sind parallel zur Hautoberfläche gedehnt, d.h. sie haben ihre Vorzugsrichtung aufgrund des Aufpralls geändert. Die Epidermis ist stark gewellt und die einzelnen Hautschichten sind aufgrund der starken Quetschung nicht mehr abgrenzbar. Auch die Blutgefäße sind verletzt und in Längsrichtung (in Abbildung 4.30 B)) gequetscht. Das Kollagen und die elastischen Fasern sind stark fragmentiert. Für die Beschreibung des Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde ist es wichtig zu erkennen, dass die Epidermis gewellt ist, jedoch noch nicht gerissen. Allerdings ist die unterste Schicht der Dermis bereits eingerissen. Das lässt darauf schließen, dass für diesen Lastfall das Zerreißen der Haut in den tiefen Schichten beginnt (siehe Abbildung 4.30 C)).

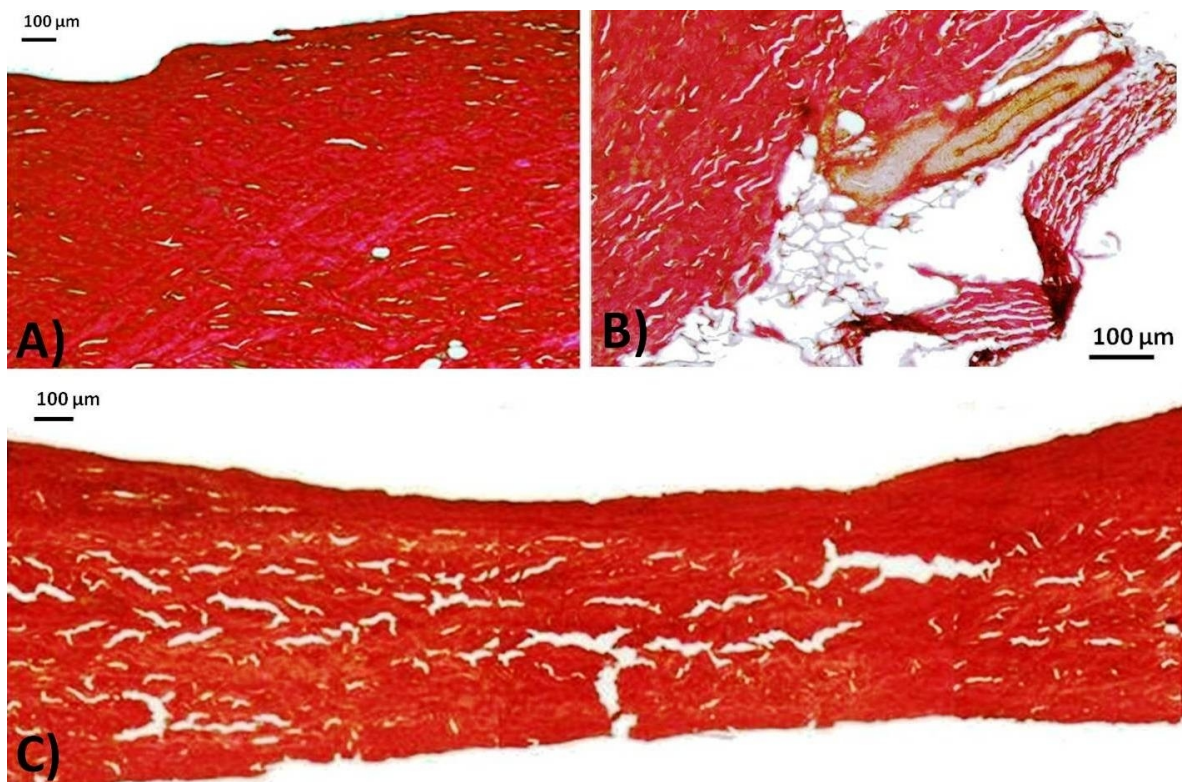


Abbildung 4.30: Histologische Schnitte der Schweinehaut (EVG-Färbung);(A): unverletzte Haut mit verflochtener Struktur der Kollagenfasern (50-fache Vergrößerung), B): durch Kompression verletztes Blutgefäß in der Haut (100-fache Vergrößerung), C): stark gequetschte Haut, Kollagenfasern sind parallel zur Hautoberfläche gedehnt (50-fache Vergrößerung)

4.2.3 Vermessung des CT-Bildes

Die Ergebnisse der Vermessung des Kopf-CT-Bildes werden in Tabelle 4.6 präsentiert. Die Dicke der Haut an Stellen, an denen vermehrt Quetsch-Riss-Wunden auftreten (Stirn, Augenbrauen), liegt zwischen 1,75 mm und 1,96 mm und die Dicke des subkutanen Gewebes liegt zwischen 1,10 mm und 1,14 mm. Allerdings beträgt die Dicke des subkutanen Gewebes an der Kopfseite, wo Quetsch-Riss-Wunden nicht sehr häufig vorkommen, nur 0,66 mm.

Tabelle 4.6: Vermessung des Kopf-CT-Bildes

Körperstelle	Dicke der Hautschicht [mm]	Dicke des subkutanen Gewebes [mm]
Stirn	1,75	1,14
Augenbraue	1,96	1,20
Kinn	1,79	1,41
Nase	1,81	1,10
Hinterkopf	2,65	2,80
Kopfseite	1,79	0,66

Kapitel 5

Diskussion

5.1 Bestimmung der mechanischen Eigenschaften

Der erste experimentelle Teil dieser Arbeit beschäftigte sich mit der Bestimmung der mechanischen Eigenschaften der verwendeten Hautersatzmaterialien (Schweinehaut und Silikonkautschuk). Es wurden quasi-statische Kompressionsversuche und Zugversuche durchgeführt, um die beiden wichtigsten mechanischen Vorgänge, die zur Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde führen [9], genauer beschreiben zu können. Dynamische Zugversuche wurden durch den Bau einer eigens dafür entwickelten Apparatur möglich.

5.1.1 Kompressionsversuch

Die Kompressionsversuche lieferten mit der Literatur übereinstimmende Ergebnisse. Die Durchführung zeigte eine gute Reproduzierbarkeit sowohl für die Versuche mit Schweinehaut als auch mit Silikonkautschuk.

Die Kompressionsversuche mit Schweinehaut wurden in Übereinstimmung mit der Literatur durchgeführt, d.h. es wurde die Haut von der selben Körperstelle (Abdomen) entnommen und Probenvorbereitung sowie Durchführung der Versuche fand unter der Befolgung des Protokolls von Shergold et al. [81] statt. Die Ergebnisse des quasi-statischen Kompressionsversuchs mit einer Dehnrates von $0,4 \text{ s}^{-1}$ wurden mit der Studie von Shergold et al. [81], der die Kompressionseigenschaften von Schweinehaut und

Silikonkautschuk mit vier unterschiedlichen Dehnraten ($0,004 \text{ s}^{-1}$, $0,4 \text{ s}^{-1}$, 40 s^{-1} , 4000 s^{-1}) bestimmte, verglichen. Dynamische Kompressionsversuche konnten in dieser Studie mit der vorhandenen Ausstattung nicht durchgeführt werden. Beim Vergleich beider Studien fällt auf, dass die hier durchgeführten Kompressionsversuche in der zweiten Phase der Kompression einen steileren Anstieg der Spannung aufweisen. Dennoch liegen die Ergebnisse in einem gemeinsamen Wertebereich und können gut miteinander verglichen werden. Biologische Materialien weisen aufgrund der natürlichen Variabilität einzelner Individuen, der komplexen Struktur und der empfindlichen Reaktion auf Testkonditionen eine hohe Streuung in den mechanischen Eigenschaften auf [65]. Vor diesem Hintergrund können die Abweichungen der Ergebnisse als gering eingestuft werden. Da in der Literatur keine Daten zu Kompressionsversuchen mit humaner Haut vorliegen, kann kein Vergleich zwischen Schweine- und humaner Haut gezogen werden und für die Weiterentwicklung und Verbesserung eines Hautmodells für das FE Menschmodell können nur diese Versuche herangezogen werden.

Die maximale Spannung, die bei einer 60%igen Kompression in Silikonkautschuk erreicht wurde, liegt mit $3,58 \pm 0,16 \text{ MPa}$ weit unter der maximalen Spannung von Schweinehaut ($13,47 \pm 5,06 \text{ MPa}$) im selben Versuch. Wird die Schweinehaut aber mit einer sehr dünnen Schicht ($< 1 \text{ mm}$) subkutanem Gewebe geprüft, sinkt die maximale Spannung im Mittel über die verschiedenen Gewebe auf $4,43 \pm 1,05 \text{ MPa}$. Diese Beobachtung lässt auf einen großen Einfluss des subkutanen Gewebes auf die mechanischen Eigenschaften der Haut schließen und gibt einen Hinweis darauf, dass unterschiedliche Probenvorbereitungen auch zu stark unterschiedlichen Ergebnissen führen.

Im Rahmen dieser Arbeit konnten mit der vorhandenen Ausstattung keine dynamischen Kompressionsversuche durchgeführt werden. In der Literatur gibt es aber bereits eine sehr detaillierte Untersuchung von Shergold et al. [81], in der quasi-statische und dynamische Kompressionseigenschaften von Schweinehaut bestimmt wurden. Der quasi-statische Versuch wurde in dieser Arbeit wiederholt, um die Ergebnisse beider Studien miteinander zu vergleichen. Da die Literaturdaten der unterschiedlichen Versuche mit Haut immer sehr stark voneinander abweichen, sollte der Datenvergleich helfen, die Verwertbarkeit der Daten von Shergold et al. [81] für diese Arbeit besser einschätzen zu können. Das Ergebnis des Vergleichs ist in Abbildung 5.1 dargestellt. Die Daten sind zwar nicht komplett identisch, doch zeigen sie über einen großen Bereich von über 50% Kompression nur geringe Abweichungen.

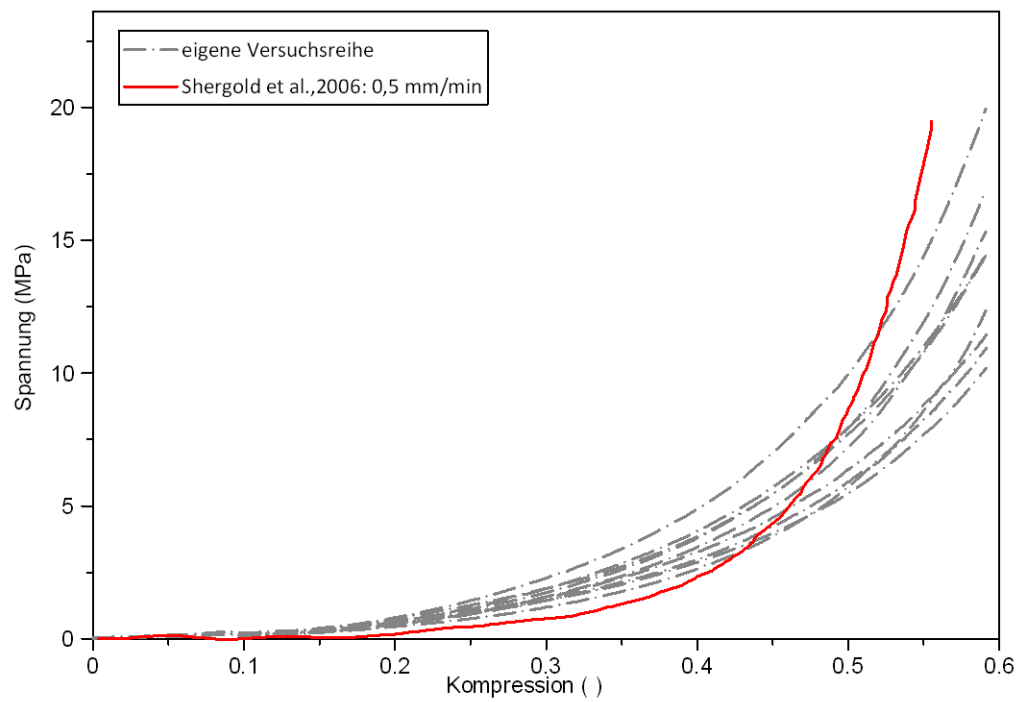


Abbildung 5.1: Vergleich der Ergebnisse des Kompressionsversuchs mit den Ergebnissen der Studie von Shergold et al. [81]

5.1.2 Zugversuche

5.1.2.1 Schweinehaut

In der Literatur werden zwei unterschiedliche Versuchsprotokolle für Zugversuche, mit Vorkonditionierung und ohne, beschrieben. Bei kleinen und mittleren Dehnungen, d.h. unter 50 %, ist es nötig biologische Materialien vor dem Test zu konditionieren, da Elastin und Proteoglykan diesen Bereich der Dehnung dominieren und die Ergebnisse von einer Vorkonditionierung beeinflusst werden. Höhere Dehnungen werden von dem Verhalten des Kollagens, das nicht durch Vorkonditionierung beeinflusst wird, dominiert. Somit wird das Spannungs-Dehnungs-Verhalten in diesen Dehnungsbereichen nicht maßgeblich durch die Vorkonditionierung verändert [20]. Bei allen Versuchen dieser Arbeit wurde eine Dehnung von über 50 % erwartet und deshalb auf eine Vorkonditionierung verzichtet.

Die Ergebnisse der Zugversuche zeigen eine weit größere Streuung als die Kompressionsversuche. Das Einspannen der Proben und weitere notwendige Maßnahmen wie z.B. das Aufbringen eines Sprengmusters, machten die Probenvorbereitungen im Vergleich zum Kompressionsversuch schwieriger und erhöhen die Streuung der Ergebnisse. Dennoch ergaben die Versuche gut reproduzierbare Ergebnisse, die innerhalb der Grenzen der Literaturwerte liegen.

Die Ergebnisse der quasi-statischen und dynamischen Zugversuche mit Schweinehaut sind in den Tabellen 5.1, 5.2 und in den Abbildungen 5.2 bis 5.7 den Daten aus der Literatur gegenübergestellt.

Tabelle 5.1: Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche mit Literaturdaten

Autor ^a	Körper- stelle ^b	Alter	Dehnrate [s ⁻¹]	Reiß- dehnung [%]	Zug- festigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
quasi-statische Zugversuche mit humaner Haut						
[19]	Ab, Br	47 - 86	0,0017		2 - 15	18,8
[23]	11 KS	0,5 - 88	0,003	30 - 47	2,2 - 22,6	
[34]	St, OS	10 - 90	0,04	40 - 60,6	5 - 19,4	15 - 53
[37]	Ab	0 - 99	0,007	17 - 207	1 - 24	2,9 - 54
[65]	R	81 - 79	0,012	37 - 71	13,2 - 30	48,4 - 118,2
[92]	27 KS	10 - 79		43 - 144	2,6 - 14,7	
quasi-statische Zugversuche mit Schweinehaut						
[3]	R, Ab	7 - 8 M	0,01	25 - 118	5 - 30	
[48]	R	9 M	0,005 - 0,5	nicht bis zum Reißen durchgeführt		
EV	Ab	9 M	0,017 - 0,6	59 - 210	6,8 - 40,9	8,2 - 73,9

^b Ab: Abdomen, Br: Brust, KS: Körperstellen, K: Kopf, OS: Oberschenkel, St: Sternum, R: Rücken

Tabelle 5.2: Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche mit Literaturdaten

Autor ^a	Körper- stelle ^b	Alter	Dehnrate [s ⁻¹]	Reiß- dehnung [%]	Zug- festigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
dynamische Zugversuche mit humaner Haut						
[25]	R	77 - 85	1 - 2 m s ^{-1c}	20,4 - 29,5	17,9 - 36,5	56,8 - 141,1
[36]	K	85	55	7,6 - 11,4	1,5 - 4,5	
dynamische Zugversuche mit Schweinehaut						
[48]	R	9 M	1700 - 3500	nicht bis zum Reißen durchgeführt		
EV	Ab	9 M	33 - 108	14 - 144	3,25 - 40,32	9,45 - 137,31

^a EV: eigene Versuchsreihe

^b Ab: Abdomen, K: Kopf, R: Rücken

^c Gallagher et al. [25] haben in der Studie nur die Testgeschwindigkeiten, aber keine Dehnraten angegeben.

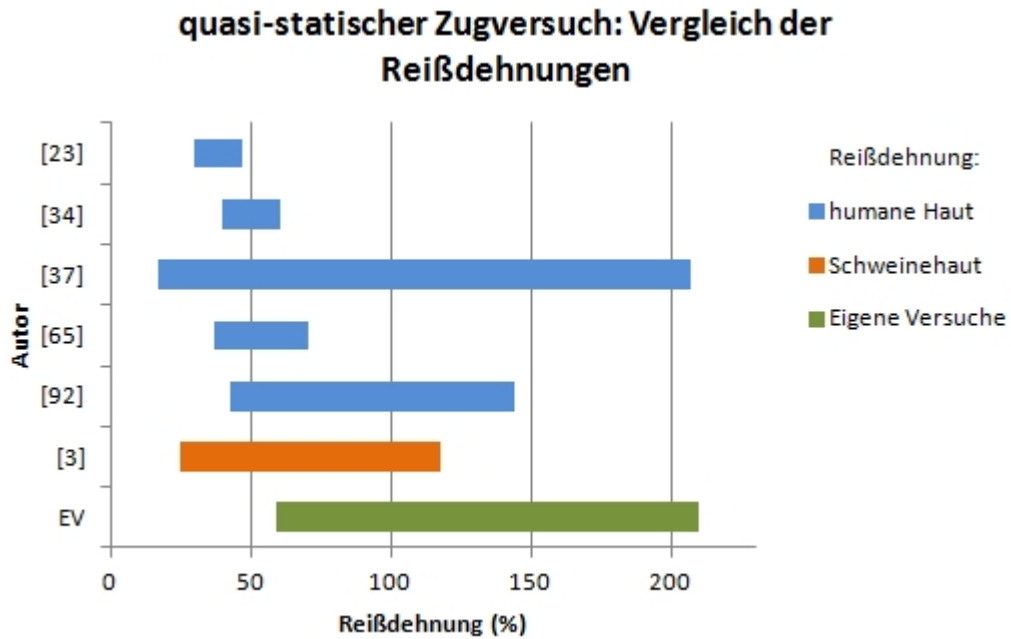


Abbildung 5.2: Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Reißdehnung

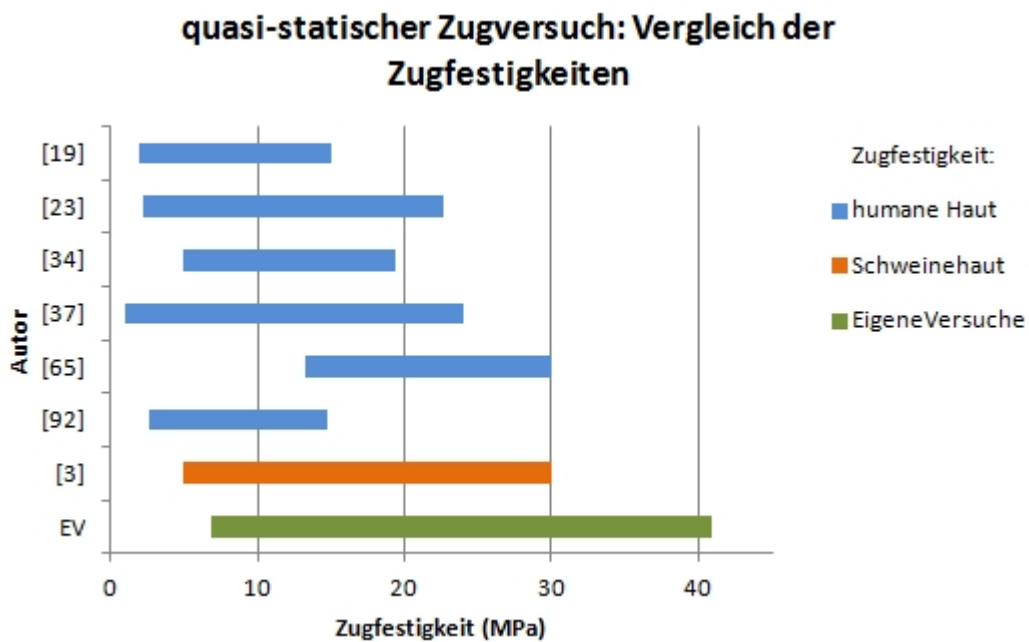


Abbildung 5.3: Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Zugfestigkeit

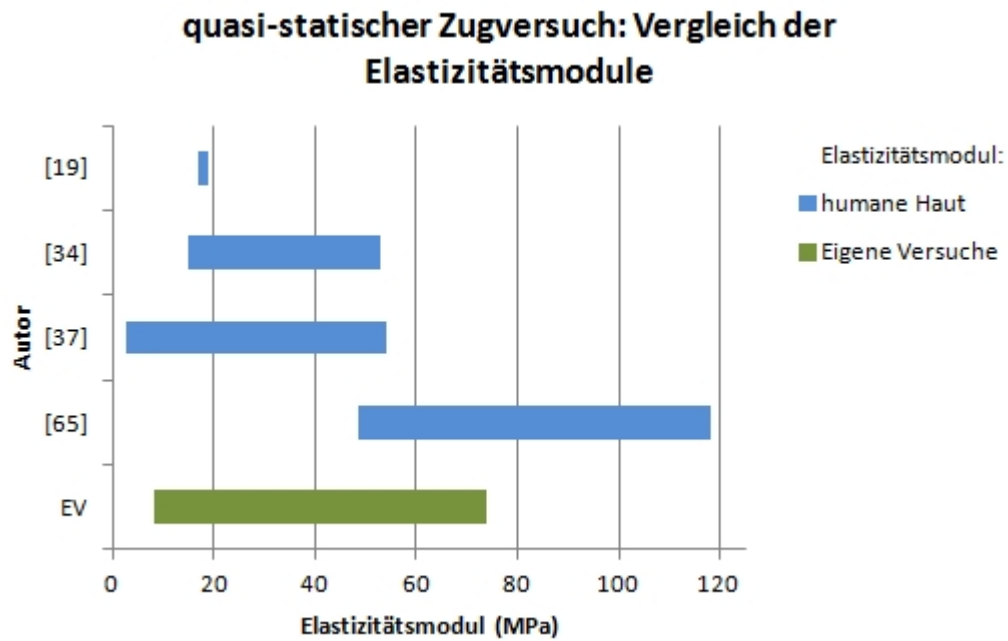


Abbildung 5.4: Vergleich der Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche: Elastizitätsmodul

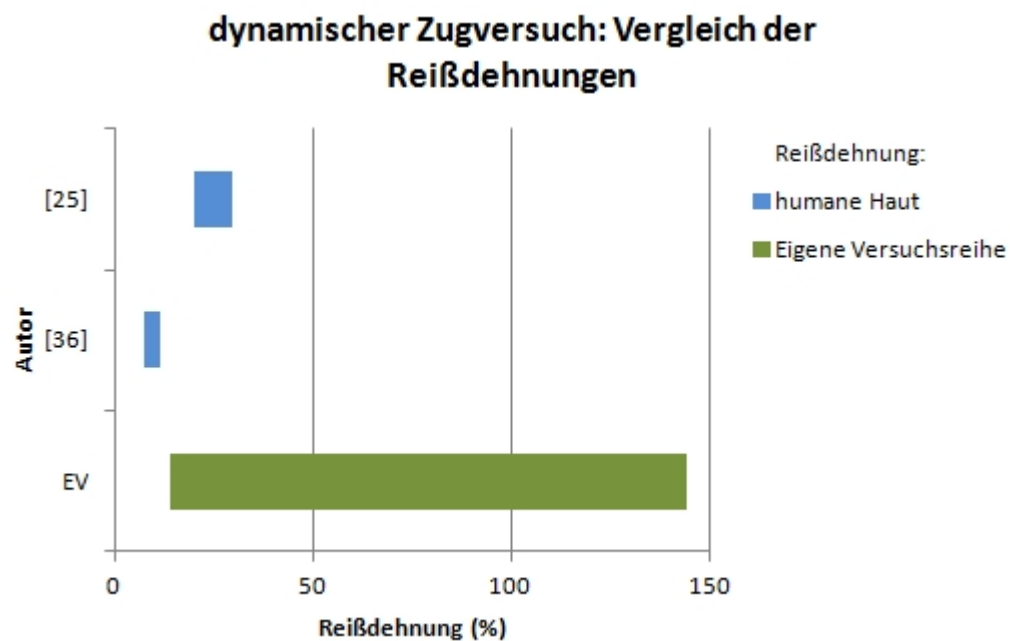


Abbildung 5.5: Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Reißdehnung

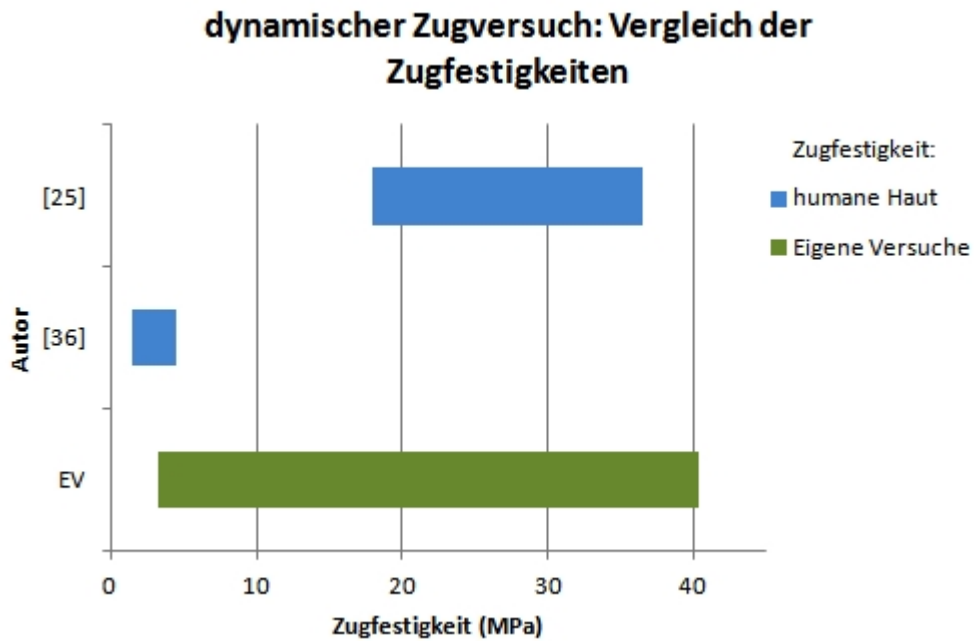


Abbildung 5.6: Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Zugfestigkeit

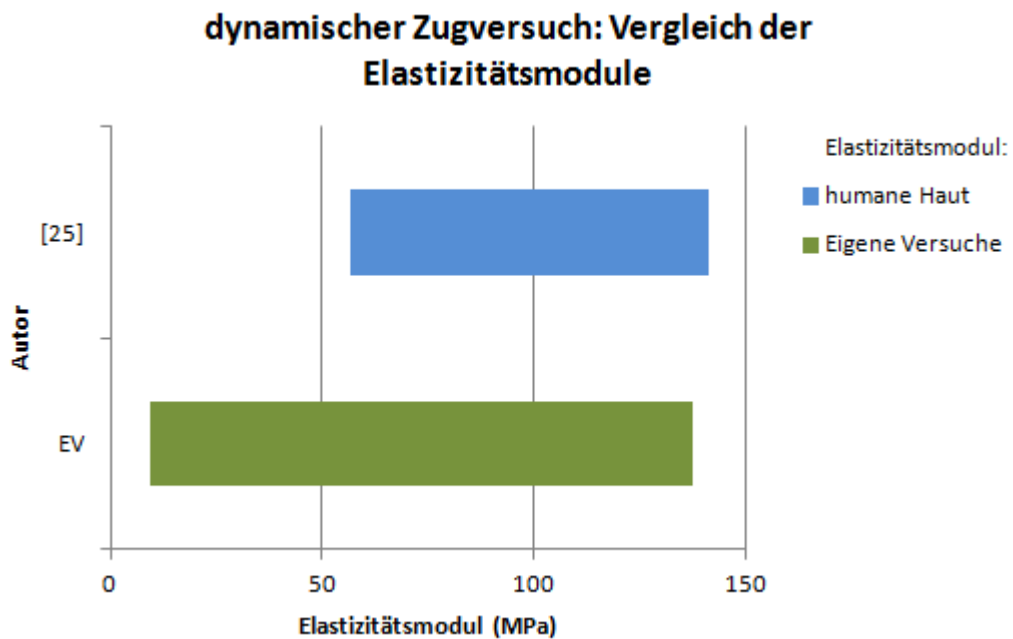


Abbildung 5.7: Vergleich der Ergebnisse der dynamischen Zugversuche: Elastizitätsmodul

Die quasi-statischen Zugeigenschaften von Schweinehaut wurden bisher nur in wenigen Studien beschrieben (siehe Tabelle 5.2), aber es liegen mehrere Studien mit humaner Haut zum Vergleich mit den hier erhobenen Daten vor. Da in den oben gelisteten Studien humane Haut von unterschiedlichen Körperstellen (über den gesamten Körper verteilt) untersucht wurde, bieten diese Daten eine gute Grundlage, um Schweinehaut als Ersatzmaterial einzuschätzen. Die Reißdehnung lag bei 59 % bis 210 % und überschreitet somit den Wertebereich der Versuche mit humaner Haut, der von 17 % bis 207 % reicht, nur sehr gering. Die Zugfestigkeit von Schweinehaut erreichte Werte von 6,8 MPa bis 40,9 MPa und überschreitet somit den Wertebereich für humane Haut (1 MPa bis 30 MPa) um 10 MPa. Der E-Modul lag zwischen 8,2 MPa und 73,9 MPa und bleibt somit innerhalb des Wertebereichs für humane Haut, der in der Literatur von 2,9 MPa bis 118,2 MPa reicht. Es wurden zwei unterschiedliche Zugrichtungen der Haut getestet, parallel und senkrecht zu den Langerschen Linien. Alle Proben zeigen mit dem Anstieg der Dehnrates von $0,017 \text{ s}^{-1}$ auf $0,6 \text{ s}^{-1}$ einen deutlichen Anstieg der Zugfestigkeit und des E-Moduls und ein Abfallen der Reißdehnung, so wie es auch von einem technischen Werkstoff erwartet werden würde. Die Abnahme der Reißdehnung von einem Mittel von 179 % auf ein Mittel von 84 % ist für die Proben parallel zu den Langerschen Linien ausgeprägter. Dieses Verhalten spricht dafür, dass die Kollagenfasern der wichtigste Kraftaufnehmer in der Haut und nicht so ausgeprägt deformierbar sind. Bei den Proben senkrecht zu den Langerschen Linien liegen die Kollagenfasern senkrecht zur Zugrichtung, eingefasst von Bindegewebe. Die Kraft wird hier also nicht von den Kollagenfasern aufgenommen, sondern vor allem vom umliegenden Bindegewebe. Das Bindegewebe enthält keine kraftaufnehmenden Fasern und kann deswegen mit weniger Kraft weit mehr gedehnt werden. Die senkrechten Proben reißen durch die Dehnung meist an mehreren Stellen ein, bis sich das kollagenfasernumgebende Gewebe von den quer zur Zugrichtung liegenden Fasern löst und somit die Schwachstelle der Probe darstellt. Der starke Anstieg der Reißdehnung für Haut, die senkrecht zu den Langerschen Linien getestet wird, kann also damit erklärt werden, dass hier keine kraftaufnehmenden Fasern vorhanden sind, die das Zerreißen des umliegenden Gewebes verhindern. Somit wirkt sich die externe Kraft nur auf die umliegenden stark dehnbaren Strukturen aus.

Nach Kenntnis der Autorin gibt es keine weitere Studie, in der die dynamischen Zugeigenschaften von Schweinehaut bis zum Versagen analysiert wurden. Lim et al. [48] beschreiben die Dehnratenabhängigkeit von Schweinehaut in hochdynamischen Zugversuchen mit Dehnraten von 1700 bis 3500 s^{-1} , aber in diesen Versuchen wird die Haut

nicht bis zum Versagen belastet. Somit sind in der Literatur keine Vergleichsdaten für Reißdehnung oder Zugfestigkeit von Schweinehaut unter dynamischer Belastung vorhanden.

Tabelle 5.2 beinhaltet eine vergleichende Darstellung der Ergebnisse dieser Arbeit mit dynamischen Zugversuchen mit humaner Haut. Beim Vergleich der aktuellen Ergebnisse mit den Daten der Literatur gibt es große Abweichungen bezüglich der Reißdehnung. Für die Schweinehautproben senkrecht zu den Langerschen Linien zeigen sich größere Abweichungen als für Proben parallel dazu. Die Studie ergab Werte für die Reißdehnung zwischen 14 % und 144 %, für die Zugfestigkeit zwischen 3,25 MPa und 40,32 MPa und für das E-Modul lagen die Werte zwischen 9,45 MPa und 137,31 MPa. Die maximale Reißdehnung der Schweinehaut ist fünfmal größer als die humaner Haut und weicht somit vom Wertebereich für humane Haut, der zwischen 7,6 % und 29,5 % stark ab, die Zugfestigkeit überschreitet den Wertebereich für humane Haut (1,5 MPa bis 36,5 MPa nur um 3,8 MPa und der Elastizitätsmodul der Schweinehaut hat eine größere Spannweite, beinhaltet aber den Wertebereich für humane Haut (56,8 MPa bis 141,1 MPa). Die große Streuung der Ergebnisse ist mit der Komplexität eines biologischen Gewebes, dessen Eigenschaften von vielen internen und externen Faktoren abhängen, zu erklären. Somit spielen das Alter, die Entnahmestelle, das Geschlecht, die Dicke der Haut ebenso wie die Probenvorbereitung und die Durchführung des Experimentes beim Vergleichen der Versuchsergebnisse eine große Rolle. In der Literatur werden Dicken für die menschliche Haut von 0,9 mm bis 4,0 mm [33, 81, 83] und für Schweinehaut von 1,0 mm bis 6,0 mm je nach Körperstelle beschrieben [4]. Mit der Wahl einer gut geeigneten Hautstelle mit vergleichbarer Dicke, kann dieser Einfluß weitestgehend ausgeschlossen werden. Aber die humanen Hautproben wurden von Leichen im Alter zwischen 77 und 85 Jahren ohne Angaben der Entnahmezeiten entnommen, wohingegen die Schweinehautproben von sehr jungen Schweinen, die sich noch im Wachstum befanden, direkt bei der Schlachtung stammen. Die Elastizität der Haut nimmt im Alter ab [34] und die Unterschiede der Materialeigenschaften sind in Wachstumsphasen noch größer. Darin ist ein Grund insbesondere für die höheren Reißdehnungen der Schweinehautproben zu sehen, denn die Alterungsprozesse der Haut erklären zwanglos eine Abnahme der Reißdehnung mit zunehmendem Alter der Haut. Die Werte für die Zugfestigkeit und die E-Module fallen in den Wertebereich der Versuchsergebnisse mit humaner Haut. Gallagher et al. [25] testeten humane Rückenhaut in drei unterschiedlichen Orientierungen bezogen auf die Langerschen Linien (parallel, senkrecht und im 45° Winkel). Diese Studie ergab nicht

solch große Unterschiede zwischen den Proben parallel und senkrecht zu den Langer-schen Linien. Ein Grund dafür könnte sein, dass die Ausrichtung der Kollagenfasern in humaner Rückenhaut nicht so strikt ausgeprägten Vorzugsrichtungen folgt wie in Schweinehaut. Eine weitere mögliche Erklärung ist die geringere Kollagenfaserdichte in Schweinehaut vom Abdomen verglichen mit der Kollagenfaserdichte in humaner Rücken-haut. In Anbetracht der komplexen Struktur und der damit verbundenen Variationen der mechanischen Eigenschaften stellen die hier vorgestellten Ergebnisse trotz der teilweise großen Abweichung von den Literaturwerten für humane Haut eine gute Grundlage zum Vergleichen der beiden biologischen Materialien dar. Darüber hinaus erlauben die Ergebnisse zusätzliche Einblicke in die Zusammenhänge zwischen den mechanischen Eigenschaften und dem strukturellem Aufbau beziehungsweise den Alterungsprozessen der Haut.

5.1.2.2 Silikonkautschuk

Die Versuchsergebnisse für den Silikonkautschuk ergaben für die Zugversuche ein ähnliches mechanisches Verhalten wie für die Schweinehaut, jedoch liegen die Werte für Zugfestigkeit und Elastizitätsmodul weit unter denen der Schweinehaut und die Reißdehnung ist mit Werten zwischen 192 % und 509 % deutlich höher als die Reißdehnung der Haut. Weiterhin stellen sich für Silikonkautschuk bei den Dehnraten von 60 s^{-1} und 108 s^{-1} fast identische Werte ein, als wären der Maximalwert der Reißkraft und der Minimalwert der Reißdehnung erreicht. Aus diesen Ergebnissen ist zu schließen, dass Silikonkautschuk für eine reine Zugbelastung kein uneingeschränkt geeignetes Ersatzmodell darstellt. Das Wegfallen der ethischen Fragestellungen, die einfachere Handhabung und die weitaus geringere Streuung der Ergebnisse, sind jedoch Vorteile, die trotz der abweichenden Ergebnisse dafür sprechen, Silikonkautschuk in weiteren Versuchen als mögliches Hautersatzmaterial zu prüfen. Dabei muss wie bei anderen verletzungsmechanischen Ersatzmodellen üblich (z.B. beim Crashtest-Dummy Hybrid III zur Simulation von Brusteindrückung [24]), eine spezifische Übertragungsfunktion entwickelt und validiert werden.

Tabelle 5.3: Vergleich der Ergebnisse der Zugversuche mit Schweinehaut und Silikonkautschuk

Probe	Dehnrates [s^{-1}]	Reißdehnung [%]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
quasi-statische Zugversuche				
Schweinehaut	0,017 - 0,6	59 - 210	6,79 - 40,92	8,18 - 73,94
Silikonkautschuk	0,017 - 0,6	267 - 509	1,09 - 1,75	0,26 - 1,09
dynamische Zugversuche				
Schweinehaut	33 - 108	14 - 144	3,25 - 40,32	9,45 - 137,31
Silikonkautschuk	33 - 108	192 - 265	1,83 - 2,85	0,91 - 1,74

5.2 Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mittels Fallversuch

In diesem Teil der Studie wurden mit einem Impaktor Hautverletzungen durch stumpfe Gewalteinwirkung in zwei unterschiedlichen Hautersatzmaterialien, Schweinehaut und Silikonkautschuk, erzeugt. Das subkutane Gewebe wurde bei den Versuchen mit Silikonkautschuk durch einen wassergefüllten Schaumstoff dargestellt. Der Einfluss der Dicke des subkutanen Gewebes (oder der Dicke des Schaumstoffs) und der steiferen Untergrundplatte, die den Knochen repräsentieren sollte, wurde während der Versuche als Parameter genauer analysiert.

5.2.1 Versuche mit Schweinehaut

Ob eine Quetsch-Riss-Wunde entsteht oder nicht, wird von vielen Parametern, wie z.B. der Form des Knochens unter der Haut, der Form des auftreffenden Impaktors, der Geschwindigkeit des Schlages, aber auch durch die Dicke des subkutanen Gewebes beeinflusst [40, 77]. In der Forensik ist weitverbreitet die Meinung vertreten, dass Haut mit direktem Kontakt zum Knochen leichter bei der Einwirkung stumpfer Gewalt aufreißt als Haut mit einer Schicht subkutanen Gewebes, wie z.B. einer Fettschicht, über dem Knochen [41, 55]. Nach Kenntnis der Autorin ist dies die erste Studie, die quantitativ den Einfluss des subkutanen Gewebes und dessen Effekt auf die Entstehung von Quetsch-Riss-Wunden untersucht.

Bekanntermaßen wird Haut in vivo inneren Belastungen ausgesetzt und befindet sich immer im vorgespannten Zustand [2, 16, 31, 39]. Nach der Probenentnahme geht die Haut in einen ungespannten Zustand über, was an der Deformation der Proben erkennbar ist. Demzufolge findet also bei der Entnahme eine strukturelle Veränderung in der Hautprobe statt [39]. Bereits Jansen und Rottier [37] erkannten in ihrer Studie eine Veränderung der Hautproben: die Hautproben älterer Menschen zeigten nach der Entnahme eine Ausdehnung, wohingegen die Proben jüngerer Menschen sich eher zusammenziehen. Auch die Probenvorbereitung kann Veränderungen hervorrufen, so dehnten sich bei Jansen und Rottier einige Proben erst nach der Entfernung des Fettgewebes aus. Diese Veränderung der Haut wurde in den Fallversuchen berücksichtigt. Die Schweinehautproben zeigten nach der Entnahme ein Zusammenziehen, so dass Kraft

aufgewendet werden muss, um die Haut in ihren ursprünglichen Zustand zurückzubringen. Somit wird eine größere Kraft benötigt, um die lasttragenden Kollagenfasern parallel zur Hautoberfläche auszurichten und sie daraufhin zu dehnen bis eine Quetsch-Riss-Wunde entsteht. Dies könnte bedeuten, dass gespannte und ungespannte Haut jeweils ein anderes Spannungs-Dehnungsverhalten zeigen. Um diese Möglichkeit zu berücksichtigen, wurden die Fallversuche mit Schweinehaut in gespanntem und ungespanntem Zustand durchgeführt und gleichzeitig der Einfluss des Vorspannens bei einer Belastung mit hohen Dehnraten untersucht.

Um den Einfluss des subkutanen Gewebes auf die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde zu untersuchen, wurde die Dicke des Gewebes von 0 mm bis 4,5 mm variiert. Ziel dieser Untersuchung war es, das Toleranzniveau der Haut verbunden mit dem unterschiedlich dicken subkutanen Gewebe zu bestimmen. Das Toleranzniveau steht für die minimale Fallhöhe, die benötigt wird, um eine Quetsch-Riss-Wunde in der Haut zu erzeugen. In Bleich's Ökologischem Stoffgebiet [41] wird Folgendes über die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde beschrieben: „Am ehesten entstehen Platzwunden an Körperpartien, an denen die Haut mehr oder weniger direkten Kontakt zu Knochenstrukturen hat und eine „Pufferung“ durch Weichgewebe nicht gegeben ist (Kopf, Kinn, Stirn, Tibiakante).“ Im Handbuch gerichtliche Medizin [55] wird der Verletzungsmechanismus ebenfalls wie folgt beschrieben: „Erfolgt eine stumpfe Gewalteinwirkung mit erheblicher Intensität in einer Körperregion mit knöcherner Unterlage bzw. bei weitgehendem Fehlen einer Zwischenschicht aus Fettgewebe oder Muskulatur, so entstehen Platzwunden.“ Nach den Aussagen in der Literatur [41, 55] sollte also das Toleranzniveau bei Haut ohne subkutanes Gewebe darunter am niedrigsten sein und mit der Dicke der Zwischenschicht aus Fett- oder Muskelgewebe stetig ansteigen. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten aber ein anderes Bild: Haut ohne subkutanes Gewebe reißt bei einer Fallhöhe des Impaktors von ca. 30 cm, bei steigender Dicke des subkutanen Gewebes sinkt nun zuerst das Toleranzniveau bis die Schichtdicke einen Wert von ca. 1,5 mm erreicht hat (siehe Abbildung 4.27 bis 4.29). Nach diesem Punkt, der im Weiteren als Toleranzminimum bezeichnet wird, steigt das Toleranzniveau mit steigender Schichtdicke des subkutanen Gewebes. Dieses Toleranzminimum existiert für den gespannten und ungespannten Zustand der Haut und für alle getesteten Untergrundplatten, lediglich die Fallhöhe, die benötigt wird, um eine Quetsch-Riss-Wunde zu erzeugen, hängt von der Untergrundplatte ab. Holz ist weicher und wird bei einem Aufprall des Impaktors leicht deformiert. Das bedeutet, es wird durch die Deformation Energie absorbiert und somit wird eine größere

Fallhöhe benötigt, um eine Verletzung der Schweinehaut zu erzeugen. Für die bereits gespannte Haut hat sich das Toleranzminimum verschoben und lag bei einer Dicke des subkutanen Gewebes von ca. 1 mm, wohingegen es für die ungespannte Haut bei ca. 1,5 mm lag. Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass Schweinehaut ohne subkutanes Gewebe darunter stabiler gegen stumpfe Gewalt ist, als Schweinehaut mit einer dünnen Schicht subkutanen Gewebes zwischen Knochen und Haut, was den oben erwähnten Aussagen in der Literatur widerspricht.

In der Literatur finden sich nur wenige Studien, die sich mit dem bevorzugten Auftreten von Quetsch-Riss-Wunden an bestimmten Körperstellen beschäftigen. Lee et al. [46] führten stumpfe Schläge auf vorher bestimmten Stellen an Köpfen von post-mortalen Testobjekten durch und dokumentierten die Verletzungsmuster und die Häufigkeit der auftretenden Quetsch-Riss-Wunden für jede ausgewählte Körperstelle des Kopfes. In dieser Studie wurden am häufigsten Quetsch-Riss-Wunden an der Stirn, gefolgt von der periorbitalen Region, dem Kinn und der Nase erzeugt. Diese Ergebnisse stimmen gut mit den bisherigen Vermutungen und den Beobachtungen in der Praxis überein. Koonin [43] untersuchte 300 Patienten mit Quetsch-Riss-Wunden im Gesicht und fand ebenfalls, dass die Stirn und die Gegend um die Augenbrauen die häufigsten Stellen sind, an denen diese Verletzung durch stumpfe Gewalt entsteht.

Wenn man diese Körperstellen genauer betrachtet, lag bisher die Vermutung nahe, dass die Entstehung durch den direkt unter der Haut liegenden Knochen, der auch noch gekrümmt ist, begünstigt wird. Nachdem aber die Ergebnisse des Fallversuchs auf einen großen Einfluss der Dicke des subkutanen Gewebes hinweisen, wurde beispielhaft ein Kopf-CT eines 31-jährigen Mannes mit einem Gewicht von 80 kg und einer Größe von 1,92 m genau vermessen. Der CT-Datensatz wurde aus der Post-mortem CT-Datenbank, die in Kooperation des Instituts für Rechtsmedizin und dem Institut für klinische Radiologie (beide: Ludwig-Maximilians Universität, München) erstellt wurde, ausgewählt. Es wurden die Dicke der Haut und des subkutanen Gewebes an den Stellen vermessen, an denen häufig Quetsch-Riss-Wunden entstehen und im Gegensatz dazu an Stellen, an denen selten solche Verletzungen dokumentiert werden. An den Stellen, wo bevorzugt Quetsch-Riss-Wunden auftreten (Stirn, Augenbraue, Kinn) lag die Hautschichtdicke zwischen 1,75 mm und 1,96 mm und die Dicke des subkutanen Gewebes zwischen 1,10 mm und 1,41 mm. Die im CT gemessenen Schichtdicken stimmen gut mit den Schichtdicken der Schweinehaut in den durchgeführten Versuchen überein, denn die Dicke der Schweinehaut lag zwischen 1,8 mm und 2,1 mm und das Toleranzminimum für das subkutane Gewebe

lag je nach Belastungszustand der Schweinehaut zwischen 1,0 mm und 1,5 mm. Die Ergebnisse der Messungen unterstützen deshalb die These eines Toleranzminimums bezogen auf die Dicke der subkutanen Gewebeschicht. Im Gegensatz dazu ergaben die Messungen in der Regio Auricularis direkt über dem Ohr, einer Stelle, an der Quetsch-Riss-Wunden selten auftreten, eine mit 0,66 mm sehr dünne Schicht des subkutanen Gewebes. Dieses Ergebnis steht im starken Widerspruch zu den Annahmen aus der Literatur, denn danach müssten an Stellen mit dünnen subkutanen Gewebeschichten vermehrt Quetsch-Riss-Wunden auftreten. Somit stützt diese Messung vielmehr die These eines Minimums des Toleranzniveaus der Haut. Die soeben beschriebenen anatomischen Gegebenheiten müssen noch genauer untersucht und auch an einer größeren Anzahl von Datensätzen nachgewiesen werden, stellen aber dennoch eine Erklärung für das Auftreten von Quetsch-Riss-Wunden an bevorzugten Stellen dar.

5.2.2 Histologie

Es wurden histologische Präparate der unterschiedlichen Stadien der Verletzungen der Schweinehaut angefertigt, um die strukturelle Veränderung durch die von außen einwirkende Kraft untersuchen zu können. Die Präparate mit unterschiedlichen Gewebeschäden, von unverletzt bis hin zu schwer gequetscht, zeigen die Entwicklung einer Quetsch-Riss-Wunde. Die größte strukturelle Veränderung ist an den Kollagenfasern zu erkennen. Die Haut wird durch den Aufprall des Impaktors stark komprimiert und dadurch werden die Kollagenfasern gedehnt und parallel zur Hautoberfläche ausgerichtet. Dieser Vorgang ist sehr gut in den histologischen Präparaten zu erkennen: die Kollagenfasern der unverletzten Haut verlaufen sehr willkürlich, zeigen aber doch eine bevorzugte Richtung, eher wie ein gesponnenes Netz. In den Präparaten der stark gequetschten Haut ist dieses Netz nicht mehr zu erkennen. Die Kollagenfasern verlaufen nach der Einwirkung des Impaktors parallel zur Epidermis. Somit gibt diese qualitative Untersuchung Hinweise darauf, dass durch den Kompressionsvorgang in der Haut indirekt Zugbelastungen in der (Dermis)Ebene hervorgerufen werden.

Brown [10] untersuchte in seiner Studie Hautproben vor und während eines Zugversuchs mit einem Rasterelektronenmikroskop. Er machte ähnliche Beobachtungen für den Effekt von Zugbelastung auf die Ausrichtung der Kollagenfasern, wie es hier beschrieben wurde, und bestätigt damit auch die Ergebnisse älterer Studien [12, 26]: Die Kollagenfasern werden durch Zugbelastung gedehnt, und somit gerade gezogen, die Fasern richten

sich entlang der Zugrichtung aus und geben ihre bevorzugte Richtung auf. Durch die Ausrichtung werden die Fasern zusätzlich komprimiert. Die übereinstimmenden Beobachtungen für zwei unterschiedliche Versuche (Zugversuch und Fallversuch) sprechen dafür, dass die Haut bei dem hier durchgeführten Fallversuch zur Erzeugung einer Quetsch-Riss-Wunde auf Zug im Gewebe reagiert.

Bei der Betrachtung des Entstehungsmechanismus der Verletzung bis hin zu einem Maßstab von 50:1, gibt es keine Hinweise auf eine Schubbelastung des Gewebes. Weiterhin fällt auf, dass das Reißen der Haut in den tiefen Schichten beginnt, d.h. die Quetsch-Riss-Wunde entwickelt sich vom Knochen (oder der Ersatzstruktur) hin zum Impaktor. Um die Natur der hier beschriebenen Eigenschaften der Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde zu verstehen, sollten noch genauere Untersuchungen folgen. Ein virtuelles kontinuumsmechanisches Modell der Haut und des subkutanen Gewebes können hier als nächster Schritt zur Gewinnung weiterer Einblicke in die Verletzungsmechanik derartiger Weichgewebe dienen.

5.2.3 Versuche mit Silikonkautschuk

Die Versuche mit Silikonkautschuk verbunden mit wassergefülltem Schaumstoff zeigten qualitativ ähnliche Ergebnisse wie die Versuche mit Schweinehaut. Zum Einen war es möglich, bei ähnlichen Kräften Verletzungen mit den charakteristischen Kennzeichen einer Quetsch-Riss-Wunde zu erzeugen. Somit wurde ein synthetisches Modell gefunden, dass zu einem forensischen Rekonstruktionswerkzeug weiterentwickelt werden und bei Unfallrekonstruktionen und -analysen helfen kann. Des Weiteren konnte auch hier ein Minimum des Toleranzniveaus bezüglich der Dicke des wassergefüllten Schaumstoffs nachgewiesen werden. Zwar lag das Toleranzminimum bei ca. 2,7 mm und somit etwas höher als bei der Schweinehaut, was aber mit der Härte des Schaumstoffs oder der Größe der Poren des Schaumstoffs zusammenhängen kann. Auffallend war auch, dass der Schaumstoff in einigen Versuchen gerissen war, während das Silikon noch nicht beschädigt war. Dies weist wiederum auf einen ähnlichen Mechanismus wie bei den Versuchen mit Schweinehaut hin: die untersten Schichten reißen zuerst und die Verletzung entwickelt sich von unten nach oben zum Impaktor hin.

Janssen [38] führte 1962 eine experimentelle Untersuchung durch, um die Krafteinwirkung zu bestimmen, die erforderlich ist, um eine sogenannte Kopfplatzwunde herbeizuführen

und lieferte somit eine gute Validierungsmöglichkeit für die hier beschriebenen Versuche. Er fand heraus, dass eine Energie von 11,8 J benötigt wird, um eine Quetsch-Riss-Wunde im okzipitalen Bereich eines federnd gelagerten Leichenkopfes zu erzeugen. Dennoch sei hier darauf verwiesen, dass aus Janssens Studie die Energie als einziger Vergleichsparameter herangezogen werden kann, da die Geometrie des Impaktors (Zylinder mit kreisrunder Schlagfläche von 20 mm Durchmesser) sich von dem hier verwendeten unterscheidet und weitere Parameter wie Geschwindigkeit und Fallhöhe nicht genauer benannt werden. Bei den CT-Vermessungen, die für diese Arbeit durchgeführt wurden, wurde für den Hinterkopf eine Dicke des subkutanen Gewebes von 2,8 mm bestimmt. Die Haut selbst ist mit 2,65 mm an dieser Stelle dicker als die getestete Schweinehaut. Bei der gleichen Dicke des subkutanen Gewebes, aber einer Hautschichtdicke von 1,9 mm wurde im Experiment eine Energie von 8 J benötigt, um eine Quetsch-Riss-Wunde in der Haut auf Aluminium oder Polycarbonat als Untergrund zu erzeugen. Für die Haut auf einer Holzplatte waren 19,5 J nötig. Beim Silikonkautschuk befindet sich das Toleranzminimum bei einer Schaumstoffschicht von 2,7 mm. Zur Erzeugung einer Verletzung in der dünneren Silikonschicht (1,5 mm) in Verbindung mit der Schaumstoffschicht von 2,7 mm werden 4 J benötigt. Es kann in einer weiterführenden Studie nach einem Skalierungsfaktor beziehungsweise einer Skalierungsmatrix gesucht werden, um die Ergebnisse des synthetischen Ersatzmaterials besser mit denen der humanen Haut vergleichen zu können. Auf einer solchen Basis wäre das Modell auch für die Rekonstruktion von Hautverletzungen einsetzbar. Dieser Vergleich zeigt, dass Schweinehaut und Silikonkautschuk gute Modelle für die Verletzungsrekonstruktion darstellen, wenngleich beide Modelle spezifische Vor- und Nachteile und damit verschiedene potenzielle Einsatzgebiete haben.

5.3 Schlussfolgerung

Werden die Ergebnisse der Zugversuche und des Fallversuchs zusammengefasst, stellt Schweinehaut ein gutes Ersatzmaterial für humane Haut dar. Mit diesem Ersatzmodell kann der Verletzungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde nachgestellt werden und die Zugeigenschaften der humanen Haut, die beim Verletzungsvorgang eine wichtige Rolle spielen, sind mit den Eigenschaften der Schweinehaut hinreichend abgedeckt. Das Modell bietet daher die Möglichkeit, Prozesse und Mechanismen, die möglicherweise zu Hautverletzungen wie einer Quetsch-Riss-Wunde führen, ohne die ethischen Einschränkungen und die begrenzte Verfügbarkeit, die mit humanen Proben verbunden sind,

genauer zu untersuchen. Ein erster Schritt zur numerischen Simulation der Entstehung von Quetsch-Riss-Wunden könnte die phänomenologische Modellierung der Haut unter dynamischer Zugbelastung sein.

Die Ergebnisse der digitalen Bildanalyse stehen in Übereinstimmung mit der Literatur und können daher in Kombination mit den Ergebnissen des Fallversuchs helfen, ein Hautmodell, das die Heterogenität des biologischen Weichgewebes widerspiegelt, für die Finite-Elemente-Simulation zu validieren.

Die einfachere Handhabung eines synthetischen Modells im Vergleich zur Schweinehaut und die guten experimentellen Ergebnisse im Fallversuch machen aus Silikonkautschuk ein geeignetes Modell, das auch in der Industrie für Risikoabschätzungen möglicher Kollisionen, z.B. für Mensch-Roboter-Interaktionen, verwendet werden kann.

Die wichtigsten Ergebnisse dieser Arbeit stellen die histologischen Untersuchungen der Schweinehautproben und die digitale Bildanalyse der dynamischen Zugversuche dar, die es möglich machen den Verletzungsmechanismus im Detail zu beschreiben und zu verstehen. Bis heute war der Verletzungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde nicht genauer bekannt. Die Kenntnis des Verletzungsmechanismus ist aber eine Grundvoraussetzung für eine korrekte forensische Analyse von Verletzungen, welche wiederum die Basis für die Entwicklung von Präventionsmaßnahmen ist. Die Erkenntnisse über den starken Einfluss des subkutanen Gewebes auf die Verletzungsentstehung und über den Mechanismus des Reißens der Haut vom Knochen zum Impaktor hin, werden für die FE-Simulation von Hautverletzungen verwendet. Mit Hilfe dieser Informationen kann sichergestellt werden, dass die Simulation reale Vorgänge abbildet und sinnvolle Ergebnisse liefert. Die Dehnungsmessungen der digitalen Bildanalyse werden ebenfalls in die Entwicklung eines Hautmodells einfließen, um auch das heterogene mechanische Verhalten der Haut, welches das komplizierte Zusammenspiel der unterschiedlichen Hautstrukturen widerspiegelt, abbilden zu können.

Kapitel 6

Ausblick

Die Ergebnisse und Erkenntnisse dieser Arbeit sollen im nächsten Schritt für die Erstellung eines mathematischen Materialmodells für Haut benutzt werden. Mit diesem Materialmodell soll es später möglich sein, nicht nur die Materialeigenschaften von Haut abzubilden, sondern auch die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde in einer Anprall-Simulation darzustellen. Aber auch schon vor der Entwicklung eines Hautmodells, das zur Simulation solch komplizierter Verletzungsvorgänge dient, kann aus den Experimenten dieser Arbeit ein Nutzen für die Verletzungssimulation und -rekonstruktion gewonnen werden. Die bisherigen Materialeigenschaften der Haut des Finite-Elemente-Menschmodells wurden in einer Simulation des Kompressionsversuchs (wie im Kapitel 3 beschrieben) getestet. Hierbei zeigte sich, dass das Materialmodell zu steif ist und somit bei einem Anprall oder Schlag nicht so reagiert wie Haut. Die Ergebnisse des im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Kompressionsversuchs mit Schweinehaut wurden dazu verwendet, ein Materialmodell für die Kompression der Haut zu erstellen [17]. Der quasi-statische Kompressionsversuch mit 50 mm min^{-1} (eigene Ergebnisse) und der dynamische Kompressionsversuch mit einer Geschwindigkeit mit ca. 1 m s^{-1} (Ergebnisse von [81]) wurden jeweils mit einem einfachen Modell, das nur aus einem kleinen Stück Haut und zwei Platten besteht (siehe Abbildung 6.1), simuliert und validiert.



Abbildung 6.1: Simulation des Kompressionsversuchs

Hyperelastische Materialmodelle wie z.B. das Mooney-Rivlin-Modell oder das Ogden-Modell, welche ursprünglich zur Beschreibung des nicht-linearen Spannungs-Dehnungsverhaltens komplexer Materialien wie Gummi oder Polymeren entwickelt wurden, erwiesen sich auch als gute Modelle für biologische Materialien. Die Haut kann mit Einschränkungen als pseudo-hyperelastisches Material betrachtet werden. Das bedeutet, dass das Belastungsverhalten wiederholbar ist, wenn Be- und Entlasten als getrennte Vorgänge betrachtet werden [6]. Somit kann Haut mit einem hyperelastischen Materialmodell beschrieben werden. Die hierfür verwendete eintermige Ogden Funktion der Formveränderungsenergie lautet:

$$\phi = \frac{2\mu}{\alpha^2} * (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha) \quad (6.1)$$

ϕ : Formveränderungsenergie,

α :Verfestigungsexponent,

λ_i : die drei grundsätzlichen Streckverhältnisse in einem kartesischen Bezugssystem,

μ : Schermodul

Für die Haut des Menschmodells wurde die Materialkarte 77_O (Ogden rubber) im LSDyna Code (Livermore Software Technology Corporation, Livermore) verwendet und die beiden Ogden-Parameter (μ und α) wurden für beide Versuchsgeschwindigkeiten (Dehnraten: $0,004 \text{ s}^{-1}$ und 40 s^{-1}) angepasst (siehe Tabelle 6.1).

Tabelle 6.1: Validierte Werte für die Ogden-Parameter α und μ

Prüfgeschwindigkeit	Dehnraten	Ogden-Parameter	Ogden-Parameter
[m s ⁻¹]	[s ⁻¹]	α [-]	μ [MPa]
0,004	$8,3e^{-6}$	12	$0,117e^{-3}$
40	0,8	12	$0,28e^{-3}$

Die Spannungs-Dehnungs-Diagramme beziehungsweise Kraft-Kompressions-Diagramme von Simulation und Experiment stimmten nach der Validierung gut überein (siehe Abbildung 6.2). Um den Einfluss der Haut bei einem Schlag mit ca. 1 m s^{-1} auf den Unterarm zu untersuchen, wurden zwei unterschiedliche Simulationen durchgeführt: zuerst der Schlag auf den Unterarm ohne Haut über der Ulna, dann der Schlag auf den Unterarm mit dem neuen Hautmodell (Schichtdicke: 2 mm) über der Ulna (siehe Abbildung 6.3).

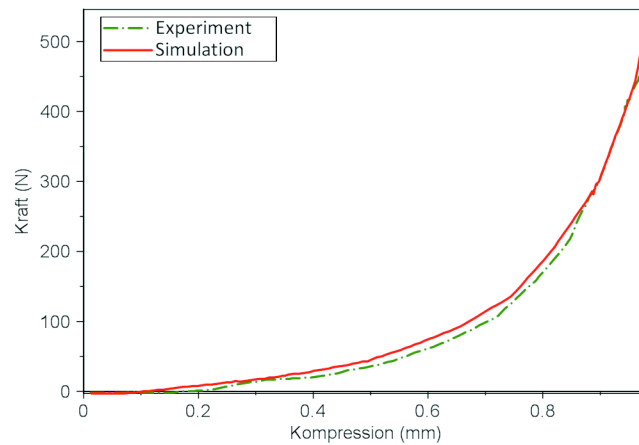


Abbildung 6.2: Kraft-Kompressions-Diagramm von Schweinehaut im Experiment und dem Finite-Elemente-Hautmodell in der Simulation

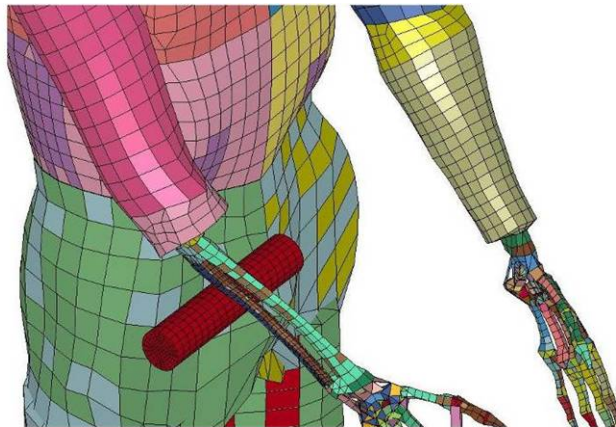


Abbildung 6.3: Simulation des Schlages auf den Unterarm: die Unterseite der Ulna wurde mit dem neuen Materialmodell für die Haut versehen, um den Einfluss der Haut bei solch einem Schlag zu untersuchen.

Die beiden Szenarien ergeben zwei unterschiedliche zeitliche Verläufe der Verformungsenergie im Knochen (siehe Abbildung 6.4). Die Daten des Schlages auf den Unterarm ohne Haut zeigen einen abrupten Anstieg der Inneren Energie und somit auch der Kontaktkraft beim ersten Kontakt des Impaktors mit dem Knochen, wohingegen der Anstieg der Kurve für den Anprall mit Haut über dem Knochen hyperelastisches Verhalten zeigt und erst langsam ansteigt, was mit der Kompression der Haut zusammenhängt. Diese Vorgänge sind in Abbildung 6.4 bei einem Weg von ca 1,5 mm, also ganz zu Kurvenbeginn, erkennbar. Der Vergleich der Verformungsenergien im Knochen zeigt,

dass beim Aufprall des Impaktors auf den Unterarm mit Haut über dem Knochen 52 J absorbiert werden, während es ohne Haut 68 J sind. Die Energieabsorption der Haut beträgt also für einen Anprall mit 1 m s^{-1} 16 J, was 24 % entspricht.

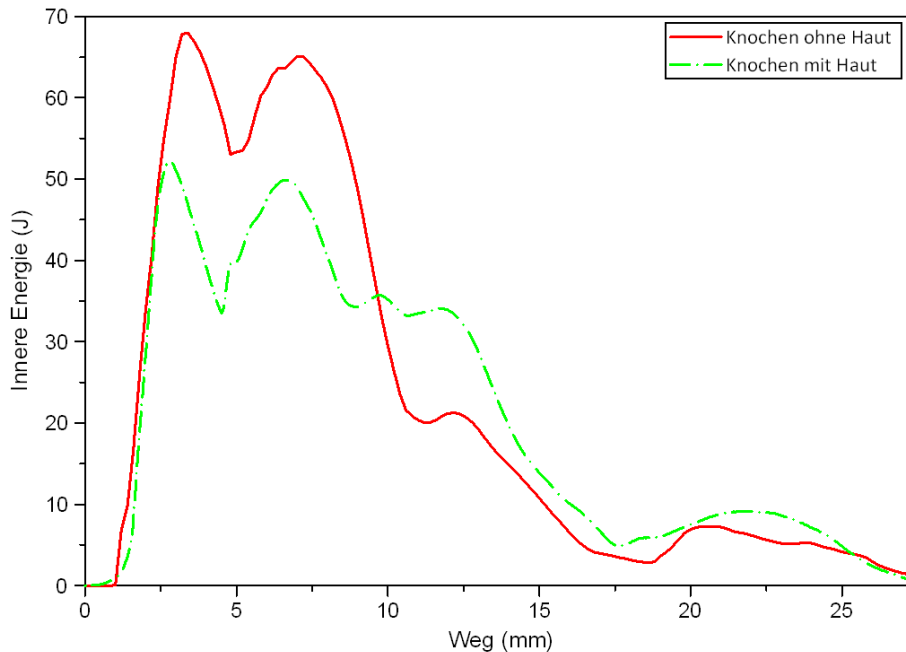


Abbildung 6.4: Vergleich der zeitlichen Verläufe der Verformungsenergien im Knochen (mit Haut und ohne Haut) beim Anprall an den Unterarm

Bisher wurde der Einfluss der Haut z.B. bei der Simulation von Schlagverletzungen, die zu einer Fraktur führten, eher vernachlässigt. Mit der Erstellung eines Materialmodells der Haut für den Lastfall der Kompression wurde aber nachgewiesen, dass die Haut während des Anpralls einen nicht zu vernachlässigenden Teil der Energie absorbiert. Somit ist es wichtig, weiter an diesem Thema zu arbeiten. Der Einsatz eines solchen Hautmodells bietet viele Möglichkeiten in der forensischen Anwendung, der Rekonstruktion von Unfällen aber auch in der Abschätzung von Verletzungsrisiken am Arbeitsplatz (z.B. bei Mensch-Roboter-Interaktionen).

Das hier beschriebene synthetische Hautersatzmaterial kann durch weitere Versuche mit anderen Impaktoren (unterschiedliche Formen, andere Gewichte) weiter geprüft und validiert werden und könnte dann als Werkzeug in der Forensik und Unfallrekonstruktion dienen. Mit den Vorteilen eines synthetischen Hautersatzmaterials, wie dem Wegfallen der ethischen Fragen und der einfachen Handhabung, hat man so ein einfaches aber doch

effektives Hilfsmittel zur Hand, das helfen könnte offenen Fragen zu Hautverletzungen (Schlagverletzungen) zu beantworten.

Die Erkenntnisse über den Entstehungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde und die Ergebnisse der dynamischen Zugversuche mit der digitalen Bildanalyse werden in die Entwicklung eines Hautmodells für das Finite-Elemente-Menschmodell THUMS einfließen und somit zur Verbesserung und Erweiterung des Einsatzbereiches dieses Menschmodells beitragen.

Der im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Fallturm für dynamische Zugversuche wird in Zukunft noch viele Einsatzgebiete finden. Im ersten Schritt wird diese Arbeit weitergeführt, um die Varianz der mechanischen Eigenschaften von Schweinehaut statistisch analysieren zu können. Aber es sind noch weitere Einsatzmöglichkeiten, wie das Testen von Sehnen, Bändern und Muskeln im dynamischen Zugversuch realisierbar.

Kapitel 7

Zusammenfassung

Das Verlangen des Menschen nach Sicherheit wird in allen Bereichen immer größer. Autos werden mit weit mehr Technik, die dem Schutz der Insassen dienen, ausgestattet als noch vor einigen Jahren. Neue Maschinen und Erfindungen, die in der Industrie ihren Einsatzort finden sollen, werden zuallererst auf Herz und Nieren geprüft, ob sie in irgendeiner Form ein Risiko für den Menschen bedeuten. Unterschiedlichste Unfälle werden mit großem technischen Aufwand analysiert und nachgestellt, um daraus zu lernen und Maßnahmen ergreifen zu können, die diese Art von Unfall in Zukunft verhindern können. Die Computersimulation auf Basis der Methode der Finite Elemente gehört zu den technischen Mitteln, die dabei helfen die Welt sicherer zu machen. Finite-Elemente-Menschmodelle werden in den unterschiedlichsten Situationen benutzt, um Risiken für Menschen zu analysieren und daraufhin zu minimieren. Da diese Menschmodelle aber ursprünglich zur Verbesserung des Insassen- und Fußgängerschutzes entwickelt wurden, müssen sie für die Anwendung in anderen Gebieten verbessert und angepasst werden. Biologische Materialien wie Haut oder Knochen sind stark dehnratenabhängig und verhalten sich sehr unterschiedlich, wenn die Folgen eines Autounfalls mit 60 km/h oder die Kollision mit einem kleinen Roboter, der seine Arme mit 1 m/s bewegt, simuliert werden sollen. Für solch eine Simulation müssen die Materialeigenschaften unter der dazugehörigen Belastung und der entsprechende Verletzungsmechanismus bekannt sein. Für Weichgewebeverletzungen, die gerade bei Risikoabschätzungen eine große Rolle spielen, fehlen diese Informationen bisher noch ganz. Deswegen ist das Ziel dieser Arbeit experimentell Materialeigenschaften der Haut und den bisher unbekanntem Verletzungsmechanismus einer Quetsch-Riss-Wunde zu ermitteln. Die Ergebnisse sollen

vor allem dazu dienen ein Hautmodell für das Finite-Elemente-Menschmodell THUMS zu entwickeln.

Um ethische und immunologische Probleme in Verbindung mit der Prüfung menschlicher Haut zu umgehen, werden in dieser Arbeit Schweinehaut und Silikonkautschuk als Hautersatzmaterialien verwendet. Die experimentellen Untersuchungen gliedern sich in zwei Teile. Im ersten Teil wird die Bestimmung der mechanischen Eigenschaften mittels unterschiedlicher mechanischer Belastungen der zu testenden Materialien durchgeführt. Dazu werden die zwei wichtigsten Belastungen bei der Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde anhand folgender Versuche geprüft:

- Kompressionsversuche
- quasi-statische Zugversuche und
- dynamische Zugversuche

Die Ergebnisse dieser Experimente werden in aussagekräftigen Spannungs-Dehnungs-Diagrammen dargestellt und soweit es möglich ist mit Literaturdaten von humaner Haut verglichen. Es zeigt sich, dass viele Faktoren wie die Probenvorbereitung und die Versuchsdurchführung einen großen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Unter Berücksichtigung dieser Kriterien lassen die Ergebnisse des ersten Untersuchungsteils den Schluss zu, dass sich sowohl Schweinehaut als auch Silikonkautschuk als Hautersatzmaterial eignen und somit können die Versuchsergebnisse einerseits zur Entwicklung eines Hautmodells und andererseits zur Entwicklung eines mechanischen Ersatzmodells für experimentelle Analysen verwendet werden.

Die dynamische Zugversuche werden mit einer Hochgeschwindigkeitskamera gefilmt und anschließend mit einer digitalen Bildanalyse genauer untersucht. Die Bildanalyse spiegelt die Heterogenität der Haut wider und liefert wichtige Daten für die Erstellung des Hautmodells.

Im zweiten experimentellen Teil der Arbeit werden Fallversuche mit geführten Impaktoren durchgeführt, um in den Ersatzmaterialien eine Quetsch-Riss-Wunde zu erzeugen. Es wird nicht nur der Entstehungsmechanismus anhand histologischer Untersuchungen der Haut, sondern auch der Einfluss des subkutanen Gewebes und dessen Effekt auf die Entstehung von Quetsch-Riss-Wunden analysiert.

Die histologischen Präparate zeigen ganz deutlich, dass die Haut durch die Krafteinwirkung des Impaktors stark komprimiert wird. Dadurch werden die Kollagenfasern gedehnt und parallel zur Hautoberfläche ausgerichtet. Es werden durch den Kompressionsvorgang in den Hautschichten Zugbelastungen hervorgerufen, die dazu führen, dass die Haut in den tieferen Schichten reißt, d.h. die Quetsch-Riss-Wunde entwickelt sich vom Knochen hin zum Impaktor an der Oberfläche.

Der Einfluss der Dicke des subkutanen Gewebes auf die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde wird ebenfalls in beiden Materialien untersucht. Die subkutane Gewebeschicht der Schweinehaut wird in unterschiedlichen Dicken abpräpariert und dann unter den gleichen Bedingungen im Fallversuch getestet. Beim Silikonkautschuk werden unterschiedlich dicke Schichten mit wassergefülltem Schaumstoff untergelegt, um das subkutane Gewebe nachzustellen. Beide Versuchsreihen führen zu Ergebnissen, die im Gegensatz zur bisherigen Annahme stehen, dass Quetsch-Riss-Wunden durch die subkutane Gewebeschicht verhindert werden. In diesen Versuchen stellt sich ein Minimum des Toleranzniveaus der Haut ein. Das heißt Haut ohne subkutanes Gewebe ist stabiler als Haut mit einer circa 1,5 mm dicken Schicht Gewebe darunter. Erst nach diesem Toleranzminimum steigt die dämpfende Wirkung und somit entstehen Quetsch-Riss-Wunden weniger leicht. Die Versuchsergebnisse werden mit den Daten einer CT-Vermessung verglichen. An den Körperstellen, an denen häufiger Quetsch-Riss-Wunden auftreten, entspricht die Dicke des subkutanen Gewebes dem Toleranzminimum, das im Versuch bestimmt wurde.

Zum Schluss der Arbeit wird damit begonnen die Ergebnisse des Kompressionsversuchs in ein Hautmodell zu integrieren. Diese Simulation liefert aussagekräftige Ergebnisse bezüglich des Energieabsorptionsverhaltens der Haut und ihres Einflusses auf Belastungen darunter liegender Gewebe.

Nach Kenntnis der Autorin ist die vorliegende Arbeit die erste, die den quantitativen Einfluss der subkutanen Gewebedicke auf die Entstehung einer Quetsch-Riss-Wunde beschreibt. Ebenso lagen in der Literatur bisher keine Erkenntnisse zum Versagen von Schweinehaut unter dynamischer Zugbelastung vor, welche für die Bewertung als Ersatzmodell zwingend benötigt werden.

Zusammengefasst kann festgestellt werden, dass die Ergebnisse dieser Arbeit tiefe Einblicke in das mechanische Verhalten der Haut geben und erst mit diesen Ergebnissen die Wissenslücken gefüllt werden, um ein Hautmodell für die computergestützte Simulation zu entwickeln. Daneben kann der untersuchte Silikonkautschuk als mechanisches Modell

für experimentelle Prüfungen (z.B. in der Mensch-Roboter-Kooperation) vorgeschlagen werden.

Anhang A

Experimentelle Ergebnisse

A.1 Kompressionsversuche

Tabelle A.1: Ergebnisse der Kompressionsversuche mit Schweinehaut ($\dot{\epsilon} = 0,004 \text{ s}^{-1}$): maximale Kraft und maximale Spannung

Probe	maximale Kraft [N]	maximale Spannung [MPa]
Probe 1	557,79	14,49
Probe 2	512,73	13,32
Probe 4	767,41	19,94
Probe 5	555,57	14,44
Probe 6	197,86	5,14
Probe 7	391,85	10,18
Probe 9	589,75	15,32
Probe 10	475,14	12,35
Probe 11	648,72	16,86
Probe 12	440,41	11,44
Probe 13	920,89	23,93
Probe 14	421,30	10,94
Probe 15	255,47	6,64
Mittelwert	518,07	13,47
Standardabweichung	$\pm 194,57$	$\pm 5,06$

Tabelle A.2: Ergebnisse der Kompressionsversuche mit Schweinehaut und subkutaner Gewebeschicht; Dicke < 1 mm ($\dot{\epsilon} = 0,004$ s $^{-1}$): maximale Kraft und maximale Spannung

Probe	maximale Kraft [N]	maximale Spannung [MPa]
Probe 1	134,55	3,50
Probe 2	214,41	5,57
Probe 3	163,06	4,24
Mittelwert	170,67	4,43
Standardabweichung	$\pm 40,47$	$\pm 1,05$

Tabelle A.3: Ergebnisse der Kompressionsversuche mit Silikonkautschuk ($\dot{\epsilon} = 0,004$ s $^{-1}$): maximale Kraft und maximale Spannung

Probe	maximale Kraft [N]	maximale Spannung [MPa]
Probe 1	133,26	3,46
Probe 2	135,04	3,51
Probe 3	144,56	3,76
Mittelwert	137,62	3,58
Standardabweichung	$\pm 6,07$	$\pm 0,16$

A.2 Quasi-statische Zugversuche

Tabelle A.4: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$): Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	138,84	2,07	17,35	13,28
Probe 2	160,51	1,96	20,06	15,88
Probe 3	126,26	1,84	15,78	12,86
Probe 4	215,75	1,89	26,97	26,10
Probe 5	257,13	1,68	32,14	24,51
Probe 6	253,18	1,66	31,65	25,03
Probe 7	139,62	2,10	17,45	12,92
Probe 8	166,98	1,85	20,87	17,28
Probe 9	311,32	0,81	38,92	65,24
Probe 10	294,49	2,04	36,81	28,26
Mittelwert	206,41	1,79	25,80	24,13
Standardabweichung	$\pm 68,90$	$\pm 0,38$	$\pm 8,61$	$\pm 15,62$

Tabelle A.5: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche, Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$): Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	264,57	0,89	33,07	62,04
Probe 2	249,78	0,95	31,22	50,13
Probe 3	264,08	0,74	33,01	56,17
Probe 4	176,86	0,80	22,11	35,71
Probe 5	216,04	0,85	27,00	49,60
Probe 6	311,32	0,81	38,92	64,44
Probe 7	258,11	0,68	32,26	73,94
Probe 8	279,10	1,22	34,89	42,80
Probe 9	211,27	0,59	26,41	56,93
Probe 10	195,28	0,88	24,41	55,11
Mittelwert	242,64	0,84	30,33	54,69
Standardabweichung	$\pm 41,55$	$\pm 0,17$	$\pm 5,19$	$\pm 10,93$

Tabelle A.6: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$): Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	139,62	2,10	17,45	10,11
Probe 2	93,61	1,34	11,70	13,16
Probe 3	130,53	1,85	16,32	9,92
Probe 4	81,05	1,03	10,13	14,65
Probe 5	230,83	1,56	28,85	28,04
Probe 6	169,15	1,96	21,14	21,36
Probe 7	126,86	1,90	15,86	14,00
Probe 8	106,21	1,71	13,28	11,43
Probe 9	54,29	1,38	6,79	8,18
Probe 10	117,47	2,12	14,68	9,16
Mittelwert	124,96	1,69	15,62	14,00
Standardabweichung	$\pm 49,13$	$\pm 0,36$	$\pm 6,14$	$\pm 6,22$

Tabelle A.7: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche, Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$): Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	202,83	1,79	25,35	25,73
Probe 2	176,42	1,50	22,05	26,24
Probe 3	226,42	2,13	28,30	21,73
Probe 4	93,40	1,45	11,67	12,77
Probe 5	165,09	2,02	20,64	21,16
Probe 6	188,68	1,71	23,58	23,51
Probe 7	327,36	1,33	40,92	58,42
Probe 8	195,28	0,88	24,41	49,12
Probe 9	196,23	1,74	24,53	25,77
Probe 10	255,66	1,33	31,96	38,07
Mittelwert	202,74	1,59	25,34	30,25
Standardabweichung	$\pm 60,78$	$\pm 0,37$	$\pm 7,60$	$\pm 14,04$

Tabelle A.8: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche, Silikonkautschuk ($\dot{\epsilon} = 0,017 \text{ s}^{-1}$): Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	8,71	5,09	1,09	0,26
Probe 2	10,61	4,76	1,33	0,31
Probe 3	10,69	5,29	1,34	0,29
Probe 4	12,21	5,81	1,53	0,31
Probe 5	9,16	4,35	1,15	0,29
Mittelwert	10,28	5,06	1,28	0,29
Standardabweichung	$\pm 1,39$	$\pm 0,55$	$\pm 0,17$	$\pm 0,02$

Tabelle A.9: Ergebnisse der quasi-statischen Zugversuche, Silikonkautschuk ($\dot{\epsilon} = 0,6 \text{ s}^{-1}$): Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	9,67	2,67	1,21	1,09
Probe 2	13,99	4,40	1,75	0,42
Probe 3	15,78	4,23	1,97	0,56
Probe 4	11,83	3,03	1,48	0,57
Probe 5	12,85	3,68	1,61	0,49
Mittelwert	12,82	3,60	1,60	0,63
Standardabweichung	$\pm 2,29$	$\pm 0,75$	$\pm 0,29$	$\pm 0,27$

A.3 Dynamische Zugversuche

Tabelle A.10: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1 HG	78,12	0,52	12,32	27,93
Probe 2 HG	43,56	0,22	7,26	26,58
Probe 3 HG	78,05	0,56	16,26	39,16
Probe 1	253,36	0,32	31,67	105,30
Probe 2	214,40	0,31	28,21	113,73
Probe 3	290,304	0,31	40,32	-
Probe 4	400,4	0,30	40,04	137,31
Probe 5	222,77	0,38	30,94	96,12
Mittelwert	197,62	0,37	25,88	78,02
Standardabweichung	$\pm 123,08$	$\pm 0,12$	$\pm 12,52$	$\pm 45,69$

Tabelle A.11: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1 HG	72,2	0,24	9,50	38,75
Probe 2 HG	109,22	0,63	15,17	61,35
Probe 3 HG	88,08	0,37	11,59	51,16
Probe 1	298,15	0,42	39,23	109,22
Probe 2	197,37	0,28	25,97	90,15
Probe 3	109,89	0,23	17,17	72,28
Probe 4	109,87	0,23	13,08	71,96
Probe 5	290,08	0,32	36,26	110,87
Mittelwert	159,36	0,34	21,00	75,72
Standardabweichung	$\pm 90,93$	$\pm 0,14$	$\pm 11,48$	$\pm 26,10$

Tabelle A.12: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut parallel zu den Langerschen Linien: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1 HG	110,28	0,15	14,51	89,34
Probe 2 HG	59,69	0,14	8,29	119,04
Probe 3 HG	105,48	0,31	14,65	47,10
Probe 1	183,87	0,16	27,04	166,46
Probe 2	209,30	0,38	29,07	73,91
Probe 3	198,43	0,21	27,56	112,49
Probe 4	195,70	0,32	28,78	107,99
Probe 5	194,94	0,23	25,65	106,82
Mittelwert	157,21	0,24	21,94	102,89
Standardabweichung	$\pm 56,59$	$\pm 0,09$	$\pm 8,14$	$\pm 34,99$

Tabelle A.13: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1 HG	66,24	0,96	8,28	22,89
Probe 2 HG	33,70	0,92	4,68	16,99
Probe 3 HG	74,88	0,67	12,48	31,45
Probe 1	115,8	1,02	19,30	27,98
Probe 2	102,53	1,37	16,02	25,19
Probe 3	74,93	1,42	13,38	25,34
Probe 4	151,12	1,03	18,89	42,88
Probe 5	77,25	1,44	11,36	38,48
Mittelwert	87,06	1,10	13,05	28,90
Standardabweichung	$\pm 35,54$	$\pm 0,28$	$\pm 5,04$	$\pm 8,44$

Tabelle A.14: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1 HG	20,80	0,94	3,25	9,45
Probe 2 HG	37,33	1,20	5,49	12,83
Probe 3 HG	110,58	0,86	18,43	44,92
Probe 1	151,36	1,32	23,65	40,76
Probe 2	145,66	0,99	22,76	34,25
Probe 3	257,54	0,32	35,77	128,94
Probe 4	76,89	0,94	13,73	27,21
Probe 5	130,03	0,76	23,22	43,07
Mittelwert	116,28	0,91	18,29	42,68
Standardabweichung	$\pm 74,81$	$\pm 0,30$	$\pm 10,62$	$\pm 37,33$

Tabelle A.15: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Schweinehaut senkrecht zu den Langerschen Linien: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1 HG	63,69	1,12	8,38	17,53
Probe 2 HG	97,52	0,97	12,19	31,47
Probe 3 HG	26,86	0,87	3,73	10,14
Probe 1	109,12	0,27	17,05	45,92
Probe 2	120,50	1,10	17,72	20,04
Probe 3	257,28	0,41	40,20	125,48
Probe 4	100,86	0,37	16,81	31,14
Probe 5	139,25	1,23	19,34	24,57
Mittelwert	114,38	0,79	16,93	38,29
Standardabweichung	$\pm 67,40$	$\pm 0,38$	$\pm 10,81$	$\pm 30,84$

Tabelle A.16: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 33 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	13,56	2,51	2,26	1,04
Probe 2	12,78	2,53	2,13	1,57
Probe 3	10,98	2,19	1,83	0,91
Probe 4	11,76	2,37	1,96	1,50
Mittelwert	12,27	2,40	2,05	1,26
Standardabweichung	$\pm 1,13$	$\pm 0,16$	$\pm 0,19$	$\pm 0,33$

Tabelle A.17: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 60 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	12,78	1,92	2,13	1,74
Probe 2	16,50	2,58	2,75	1,22
Probe 3	14,88	2,65	2,48	1,19
Probe 4	13,14	2,28	2,19	0,61
Mittelwert	14,33	2,36	2,39	1,19
Standardabweichung	$\pm 1,72$	$\pm 0,33$	$\pm 0,29$	$\pm 0,46$

Tabelle A.18: Ergebnisse der dynamischen Zugversuche ($\dot{\epsilon} = 108 \text{ s}^{-1}$), Silikonkautschuk: Reißkraft, Reißdehnung, Zugfestigkeit und E-Modul

Probe	Reißkraft [N]	Reißdehnung [-]	Zugfestigkeit [MPa]	E-Modul [MPa]
Probe 1	14,64	2,40	2,44	1,14
Probe 2	11,28	2,44	1,88	1,12
Probe 3	14,82	2,42	2,47	1,32
Probe 4	17,10	2,24	2,85	1,31
Mittelwert	14,46	2,38	2,41	1,22
Standardabweichung	$\pm 2,40$	$\pm 0,09$	$\pm 0,40$	$\pm 0,11$

A.4 Fallversuch

Tabelle A.19: Ergebnisse der Fallversuche zur Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mit Schweinehaut: Fallhöhe des Impaktors zur Erzeugung einer QRW, Dicke des subkutanen Gewebes und Untergrundplatte

Untergrundplatte	Dicke subkutanen Gewebe [mm]	Fallhöhe des Impaktors [mm]
Holz	0 - 0,2	1300±65
Holz	0,5±0,1	1000±45
Holz	1,0±0,1	720±40
Holz	1,5±0,1	230 ±50
Holz	2,0±0,1	375±50
Holz	3,0±0,2	500±45
Holz	4,5±0,2	480±40

Tabelle A.20: Ergebnisse der Fallversuche zur Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mit Schweinehaut: Fallhöhe des Impaktors zur Erzeugung einer QRW, Dicke des subkutanen Gewebes und Untergrundplatte

Untergrundplatte	Dicke subkutanen Gewebe [mm]	Fallhöhe des Impaktors [mm]
Aluminium	0 - 0,2	280±15
Aluminium	0,5±0,1	250±10
Aluminium	1,0±0,1	230±10
Aluminium	1,5±0,1	200 ±5
Aluminium	2,0±0,1	360±15
Aluminium	3,0±0,2	380±20
Aluminium	4,5±0,2	400±15

Tabelle A.21: Ergebnisse der Fallversuche zur Erzeugung von Quetsch-Riss-Wunden mit Schweinehaut: Fallhöhe des Impaktors zur Erzeugung einer QRW, Dicke des subkutanen Gewebes und Untergrundplatte

Untergrundplatte	Dicke subkutanen Gewebe [mm]	Fallhöhe des Impaktors [mm]
Polycarbonat	0 - 0,2	290±20
Polycarbonat	0,5±0,1	230±15
Polycarbonat	1,0±0,1	220±10
Polycarbonat	1,5±0,1	190±15
Polycarbonat	2,0±0,1	350±15
Polycarbonat	3,0±0,2	360±10
Polycarbonat	4,5±0,2	390±20

Literaturverzeichnis

- [1] AGACHE, P., MONNEUR, C., LEVEQUE, J., RIGAL, J.: *Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo*. Archives of dermatological research, 269(3):221–232, 1980.
- [2] ALEXANDER, H., COOK, T.: *Accounting for natural tension in the mechanical testing of human skin*. Journal of Investigative Dermatology, 69(3):310–314, 1977.
- [3] ANKERSEN, J., BIRBECK, A., THOMSON, R., VANEZIS, P.: *Puncture resistance and tensile strength of skin simulants*. Proceedings Institution of Mechanical Engineers, 213 Part H:493–501, 1999.
- [4] BACHA, W. J., BACHA, L. M.: *Color atlas of veterinary histology*. Wiley. com, 2012.
- [5] BGIA INSTITUT FÜR ARBEITSSCHUTZ DER DEUTSCHEN GESETZLICHEN UNFALLVERSICHERUNG: *BG/BGIA-Empfehlungen für die Gefährdungsbeurteilung nach Maschinenrichtlinie-Gestaltung von Arbeitsplätzen mit kollaborierenden Robotern*. U 001/2209, Juli 2009. Online unter http://www.dguv.de/bgia/de/pra/kollaborierende_roboter/.
- [6] BÜHLER, J.: *Medizinische Simulationssysteme: Biomechanik von Weichteilgewebe*. Techn. Ber., Karlsruher Institut für Technologie, 2003.
- [7] BOSSE, K.: *Vergleichende Dermatologie des Menschen und der Tiere. I. Mitteilung: Problemstellung und biologische Voraussetzung*. Hautarzt, 14:70–75, 1963.
- [8] BOYER, G., LAQUIÈZE, L., LE BOT, A., LAQUIÈZE, S., ZAHOUANI, H.: *Dynamic indentation on human skin in vivo: ageing effects*. Skin Research and Technology, 15(1):55–67, 2008.

- [9] BRINKMANN, B., MADEA, B.: *Handbuch gerichtliche Medizin Band 1*. Springer, 2003.
- [10] BROWN, I.: *A scanning electron microscope study of the effects of uniaxial tension on human skin*. British Journal of Dermatology, 89(4):383–393, 1973.
- [11] COX, H.: *The cleavage lines of the skin*. British Journal of Surgery, 29(114):234–240, 1941.
- [12] CRAIK, J., MCNEIL, I.: *Histological studies of stressed skin*. In: *Biomechanics and Related Bioengineering Topics*, S. 159–164, 1965.
- [13] DALY, C., ODLAND, G.: *Age-related changes in the mechanical properties of human skin*. Journal of Investigative Dermatology, 73(1):84–87, 1979.
- [14] DELALLEAU, A., JOSSE, G., LAGARDE, J., ZAHOUANI, H., BERGHEAU, J.: *A nonlinear elastic behavior to identify the mechanical parameters of human skin in vivo*. Skin Research and Technology, 14(2):152–164, 2008.
- [15] DICK, J.: *The tension and resistance to stretching of human skin and other membranes, with results from a series of normal and oedematous cases*. The Journal of Physiology, 112(1-2):102–113, 1951.
- [16] DIRIDOLLOU, S., PATAT, F., GENS, F., VAILLANT, L., BLACK, D., LAGARDE, J., GALL, Y., BERSON, M.: *In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction*. Skin Research and technology, 6(4):214–221, 2001.
- [17] DOERFEL, S., ASGHARPOUR, Z., SCHRÖDER, C., GRAW, M., PELDSCHUS, S.: *Finite Element Simulation of Skin Deformation*. In: *Proceedings of the 1st International Symposium on Numerical Simulation in Orthopaedic Biomechanics*, 2011.
- [18] DUNN, M., SILVER, F.: *Viscoelastic behavior of human connective tissues: relative contribution of viscous and elastic components*. Connective Tissue Research, 12(1):59–70, 1983.
- [19] DUNN, M., SILVER, F., SWANN, D.: *Mechanical analysis of hypertrophic scar tissue: structural basis for apparent increased rigidity*. Journal of Investigative Dermatology, 84(1):9–13, 1985.

- [20] ESHEL, H., LANIR, Y.: *Effects of strain level and proteoglycan depletion on pre-conditioning and viscoelastic responses of rat dorsal skin*. *Annals of Biomedical Engineering*, 29(2):164–172, 2001.
- [21] FABRICE, C., EHRLACHER, A., MOHAMED, R., THO, M., TRAN, V.: *The in vivo characterization of the mechanical properties of human skin by MRI and indentation techniques*. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 10(sup1):121–122, 2007.
- [22] FALLER, A., SCHÜNKE, M.: *Der Körper des Menschen. Einführung in Bau und Funktion*. Thieme, Stuttgart, 2004.
- [23] FAZEKAS, I., KOSA, F., BASCH, A.: *Über die Reißfestigkeit der Haut verschiedener Körperregionen*. *International Journal of Legal Medicine*, 64(2):62–92, 1968.
- [24] FOSTER, J., KORTGE, J., WOLANIN, M.: *Hybrid III-a biomechanically-based crash test dummy*. HYBRID III: The first human-like Crash Test Dummy.(SAE PT-44). SAE TECHNICAL PAPER 770938, 1994.
- [25] GALLAGHER, A., NÍ ANNIADH, A., BRUYERE, K., OTTÉNIO, M., XIE, H., GILCHRIST, M.: *Dynamic tensile properties of human skin*. In: *Proceedings of the 2012 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*, S. 494–512, 2012.
- [26] GIBSON, T., KENEDI, R., CRAIK, J.: *The mobile micro-architecture of dermal collagen: A bio-engineering study*. *British Journal of Surgery*, 52(10):764–770, 1965.
- [27] HADDADIN, S., ALBU-SCHÄFFER, A., HIRZINGER, G.: *Requirements for safe robots: measurements, analysis and new insights*. *The International Journal of Robotics Research*, 28(11-12):1507–1527, 2009.
- [28] HADDADIN, S., ALBU-SCHÄFFER, A., HIRZINGER, G.: *Soft-tissue injury in robotics*. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, S. 3426–3433. IEEE, 2010.
- [29] HADDADIN, S., HADDADIN, S., KHOURY, A., ROKAHR, T., PARUSEL, S., BURGGART, R., BICCHI, A., ALBU-SCHAFFER, A.: *A truly safely moving robot has to know what injury it may cause*. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2012 IEEE/RSJ International Conference on*, S. 5406–5413. IEEE, 2012.

- [30] HAUT, R.: *The effects of orientation and location on the strength of dorsal rat skin in high and low speed tensile failure experiments..* Journal of biomechanical engineering, 111(2):136, 1989.
- [31] HAUT, R.: *Biomechanics of soft tissues*. New York: Springer-Verlag, 1993.
- [32] HENDRIKS, F., BROKKEN, D., VAN EEMEREN, J., OOMENS, C., BAAIJENS, F., HORSTEN, J.: *A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin*. Skin Research and Technology, 9(3):274–283, 2003.
- [33] HOFFMANN, K., STUÜCKER, M., DIRSCHKA, T., GOÖRTZ, S., EL-GAMMAL, S., DIRTING, K., HOFFMANN, A., ALTMAYER, P.: *Twenty MHz B-scan sonography for visualization and skin thickness measurement of human skin*. Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology, 3(3):302–313, 1994.
- [34] HOLZMANN, H., KORTING, G., KOBELT, D., VOGEL, H.: *Prüfung der mechanischen Eigenschaften von menschlicher Haut in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht*. Archives of Dermatological Research, 239(4):355–367, 1971.
- [35] IWAMOTO, M., KISANUKI, Y., WATANABE, I., FURUSU, K., MIKI, K., HASEGAWA, J.: *Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction*. In: *Proceedings of the international IRCOBI Conference*, 2002.
- [36] JACQUEMOUD, C., BRUYERE-GARNIER, K., CORET, M.: *Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test*. Journal of Biomechanics, 40(2):468–475, 2007.
- [37] JANSEN, L. H., ROTTIER, P.: *Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips*. Dermatologica, 117:65–83, 1958.
- [38] JANSSEN, W.: *Experimentelle Untersuchungen zur Beziehung zwischen Tatwerkzeug und Platzwunde, unter besonderer Berücksichtigung von Kantenverletzungen*. International Journal of Legal Medicine, 54(2):240–248, 1963.
- [39] JOR, J.: *Modelling the structure and mechanical properties of skin*. Doktorarbeit, Auckland Bioengineering Institute, The University of Auckland, New Zealand, 2010.

- [40] KIESER, J., WHITTLE, K., WONG, B., WADDELL, J., ICHIM, I., SWAIN, M., TAYLOR, M., NICHOLSON, H.: *Understanding craniofacial blunt force injury: a biomechanical perspective*. Forensic Pathology Reviews, 5:39–51, 2008.
- [41] KLATT, A., MOELLER, J., RIECHMANN, M., WITTE, K., DEGNER, D.: *Ökologisches Stoffgebiet*. Schattauer Verlag, 2000.
- [42] KÖNIG, H., LIEBICH, H.: *Anatomie der Haussäugetiere: Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis*. Schattauer Verlag, 2008.
- [43] KOONIN, A.: *Findings in 300 patients with facial lacerations*. Plastic and Reconstructive Surgery, 52(5):525–529, 1973.
- [44] KRÁL, F., SCHWARTZMAN, R.: *Veterinary and comparative dermatology*. Lippincott, 1964.
- [45] LANGER, K.: *Zur Anatomie und Physiologie der Haut. Über die Spaltbarkeit der Cutis*. Sitzungsbericht der Mathematisch-naturwissenschaftlichen Classe der Wiener Kaiserlichen Academie der Wissenschaften Abt. 44, 1861.
- [46] LEE, R., GAMBLE, W., MAYER, M., MANSON, P. et al.: *Patterns of facial laceration from blunt trauma..* Plastic and reconstructive surgery, 99(6):1544–1554, 1997.
- [47] LIEBICH, H.: *Funktionelle Histologie der Haussäugetiere*. Schattauer Verlag, 2004.
- [48] LIM, J., HONG, J., CHEN, W., WEERASOORIYA, T.: *Mechanical response of pig skin under dynamic tensile loading*. International Journal of Impact Engineering, 38(2):130–135, 2011.
- [49] LINDER-GANZ, E., SHABSHIN, N., ITZCHAK, Y., GEFEN, A.: *Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: a combined experimental-MRI and finite element approach*. Journal of biomechanics, 40(7):1443–1454, 2007.
- [50] LIPPERT, H., HERBOLD, D., LIPPERT-BURMESTER, W.: *Anatomie*, Bd. 8. Elsevier, Urban&FischerVerlag, 2006.
- [51] LOKSHIN, O., LANIR, Y.: *Viscoelasticity and preconditioning of rat skin under uniaxial stretch: microstructural constitutive characterization*. Journal of Biomechanical Engineering, 131:031009, 2009.

- [52] MACNEIL, S.: *Progress and opportunities for tissue-engineered skin*. Nature, 445:874–880, 2007.
- [53] MARCARIAN, H., CALHOUN, M. et al.: *Microscopic anatomy of the integument of adult swine*. American journal of veterinary research, 27(118):765, 1966.
- [54] MATTHIAS, B., OBERER-TREITZ, S., STAAB, H., SCHULLER, E., PELDSCHUS, S.: *Injury risk quantification for industrial robots in collaborative operation with humans*. In: *Robotics (ISR), 2010 41st International Symposium on and 2010 6th German Conference on Robotics (ROBOTIK)*, S. 1–6. VDE, 2010.
- [55] MATTIG, W., SEMMLER, J.: *Handbuch gerichtliche Medizin Band 1*, Kap. Stumpfe Gewalt: Haut- und Weichteile, S. 358–368. Springer, 2003.
- [56] MCCRUM, N., BUCKLEY, C., BUCKNALL, C.: *Principles of polymer engineering*. Oxford University Press, 1987.
- [57] MESSERER, O.: *Experimentelle Untersuchungen über Schädelbrüche*. M. Rieger, 1884.
- [58] MEVES, A.: *Intensivkurs Dermatologie*. Elsevier, Urban & Fischer Verlag, 2006.
- [59] MEYER, W.: *Die Haut des Schweines. Vergleichende histologische und histochemische Untersuchungen an der Haut von Wildschweinen, Hausschweinen und Kleinschweinen*. Schlütersche Verlagsanstalt, 1986.
- [60] MEYER, W.: *Bemerkungen zur Eignung der Schweinehaut als biologisches Modell für die Haut des Menschen*. Der Hautarzt, 47(3):178–182, 1996.
- [61] MEYER, W., SCHWARZ, R., NEURAND, K.: *The skin of domestic mammals as a model for the human skin, with special reference to the domestic pig*. Current Problems in Dermatology, 7:39–52, 1978.
- [62] MONTAGNA, W., YUN, J.: *The Skin of the Domestic Pig*. Journal of Investigative Dermatology, 43(1):11–21, 1964.
- [63] MOWAFY, M., CASSENS, R.: *Microscopic structure of pig skin*. Journal of Animal Science, 41(5):1281, 1975.
- [64] MULISCH, M., WELSCH, U.: *Romeis Mikroskopische Technik*. Spektrum Akademischer Verlag Heidelberg, 18 Aufl., 2010.

- [65] NÍ ANNAIDH, A., BRUYÈRE, K., DESTRADE, M., GILCHRIST, M., OTTÉNIO, M.: *Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 5(1):139–148, 2012.
- [66] NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E.: *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere III*. Verlag Paul Parey Berlin und Hamburg, 1976.
- [67] ODLAND, G.: *Structure of the skin*. Physiology, biochemistry, and molecular biology of the skin, 1991.
- [68] PAILLER-MATTEI, C., BEC, S., ZAHOUANI, H.: *In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests*. Medical Engineering & Physics, 30(5):599–606, 2008.
- [69] PREIBISCH, S., SAALFELD, S., TOMANCAK, P.: *Globally optimal stitching of tiled 3D microscopic image acquisitions*. Bioinformatics, 25(11):1463–1465, 2009.
- [70] REINHARDT, G., MATTERN, R.: *Ökologisches Stoffgebiet*, Kap. Rechtsmedizin, S. 307–389. Hippokrates-Verlag im Georg-Thieme-Verlag, 3 Aufl., 1999.
- [71] RIDGE, M., WRIGHT, V.: *The directional effects of skin*. Journal of Investigative Dermatology, 46(4):341–346, 1966.
- [72] ROBIN, S.: *Humos: Human Model for Safety—a joint effort towards the development of refined human like car occupant models*. In: *Stapp Car Crash Conference*, 2001.
- [73] ROSE, E., KSANDER, G., VISTNES, L. et al.: *Skin tension lines in the domestic pig*. Plastic and Reconstructive Surgery, 57(6):729–732, 1976.
- [74] SANDERS, J., GOLDSTEIN, B., LEOTTA, D.: *Skin response to mechanical stress: adaptation rather than breakdown—a review of the literature*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 32:214–214, 1995.
- [75] SANDERS, R.: *Torsional elasticity of human skin in vivo*. Pflügers Archiv European Journal of Physiology, 342(3):255–260, 1973.
- [76] SCOTT, D.: *Large animal dermatology*. WB Saunders Philadelphia, Pennsylvania, 1988.

- [77] SHARKEY, E., CASSIDY, M., BRADY, J., GILCHRIST, M., NICDAEID, N.: *Investigation of the force associated with the formation of lacerations and skull fractures*. International Journal of Legal Medicine, S. 1–10, 2011.
- [78] SHEPHERD, R.: *Simpson's forensic medicine*. Arnold, 12 Aufl., 2003.
- [79] SHERGOLD, O., FLECK, N.: *Mechanisms of deep penetration of soft solids, with application to the injection and wounding of skin*. Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 460(2050):3037–3058, 2004.
- [80] SHERGOLD, O., FLECK, N.: *Experimental investigation into the deep penetration of soft solids by sharp and blunt punches, with application to the piercing of skin*. Transactions - American Society of Mechanical Engineers Journal of Biomechanical Engineering, 127(5):838–848, 2005.
- [81] SHERGOLD, O., FLECK, N., RADFORD, D.: *The uniaxial stress versus strain response of pig skin and silicone rubber at low and high strain rates*. International Journal of Impact Engineering, 32(9):1384–1402, 2006.
- [82] SILVER, F., FREEMAN, J., DEVORE, D.: *Viscoelastic properties of human skin and processed dermis*. Skin Research and Technology, 7(1):18–23, 2001.
- [83] TAN, C., STATHAM, B., MARKS, R., PAYNE, P.: *Skin thickness measurement by pulsed ultrasound; its reproducibility, validation and variability*. British Journal of Dermatology, 106(6):657–667, 1982.
- [84] THALI, M., KNEUBUEHL, B., DIRNHOFER, R.: *A "skin-skull-brain model" for the biomechanical reconstruction of blunt forces to the human head*. Forensic Science International, 125(2):195–200, 2002.
- [85] THALI, M., KNEUBUEHL, B., ZOLLINGER, U., DIRNHOFER, R.: *The "skin-skull-brain model": a new instrument for the study of gunshot effects*. Forensic Science International, 125(2):178–189, 2002.
- [86] THEVENAZ, P., RUTTIMANN, U., UNSER, M.: *A pyramid approach to subpixel registration based on intensity*. Image Processing, IEEE Transactions on, 7(1):27–41, 1998.

- [87] THEWS, G., MUTSCHLER, E., VAUPEL, P. et al.: *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen*, Bd. 5. Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft Stuttgart, Germany, 1999.
- [88] VARDAXIS, N., BRANS, T., BOON, M., KREIS, R., MARRES, L.: *Confocal laser scanning microscopy of porcine skin: implications for human wound healing studies*. Journal of Anatomy, 190(4):601–611, 1997.
- [89] VO, M., WANG, Z., LUU, L., MA, J.: *Advanced geometric camera calibration for machine vision*. Optical Engineering, 50(11):110503–110503, 2011.
- [90] WHITTLE, K., KIESER, J., ICHIM, I., SWAIN, M., WADDELL, N., LIVINGSTONE, V., TAYLOR, M.: *The biomechanical modelling of non-ballistic skin wounding: blunt-force injury*. Forensic Science, Medicine, and Pathology, 4(1):33–39, 2008.
- [91] WILKES, G., BROWN, I., WILDNAUER, R. et al.: *The biomechanical properties of skin*. CRC Critical Reviews in Bioengineering, 1(4):453–495, 1973.
- [92] YAMADA, H., EVANS, F.: *Strength of biological materials*. Williams & Wilkins, 1970.
- [93] ZHANG, M., ZHENG, Y., MAK, A.: *Estimating the effective Young's modulus of soft tissues from indentation tests - nonlinear finite element analysis of effects of friction and large deformation*. Medical Engineering and Physics, 19(6):512–517, 1997.

Glossar

Anisotropie	Richtungsabhängigkeit einer Eigenschaft oder eines Vorgangs
BGIA	Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitsschutz
CFC-Filter	Channel Frequency Class Filter
CT	Computertomographie
Dehnrate	Änderungsrate der Dehnung bezogen auf die Zeit
Elastizitätsmodul	Materialkennwert zur Beschreibung des Zusammenhangs von Spannung und Dehnung im Sinne des Hookeschen Gesetzes unter Zug bzw. Druck
FE	Finite Elemente
FEM	Finite Elemente Methode
g	Erdbeschleunigung (9,81 m/s ²)
Hämatom	Blutaustritt aus verletzten Blutgefäßen ins Körpergewebe
HUMOS	Human Model for Safety (FE-Menschmodell)
Mensch-Roboter-Interaktion	Roboterapplikationen und Menschen agieren in einem gemeinsamen Arbeitsraum

PMTO	post-mortales Testobjekt
Reißdehnung	Materialkennwert, der die Längenänderung der Probe beim Reißen, bezogen auf die Anfangsmesslänge, angibt
Schermodul	Materialkonstante für parallel zueinander wirkende Scherkräfte(auch Schubmodul)
THUMS	Total Human Model for Safety (FE-Menschmodell)
Verfestigungsexponent	Materialkonstante zur Beschreibung des Verfestigungsverhaltens des Werkstoffs
Verformungsenergie	durch mechanische Verdichtung aufgenommene Energie oder freigesetzte Wärme
viskoelastisch	Materialbeschreibung mit Berücksichtigung viskoser und elastischer Verformungsanteile
Zugfestigkeit	Spannung, die im Zugversuch aus der maximal erreichten Zugkraft bezogen auf den ursprünglichen Querschnitt der Probe errechnet wird