Numerische Optimierung von Implantaten zur Versorgung von Hernien

Vom Promotionsausschuss der
Technischen Universität Hamburg-Harburg
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)
genehmigte Dissertation

von
Michael Gregor

aus
Bremen

2009

1. Gutachter:	Prof. Dr. habil. Michael Morlock Ph.D.
2. Gutachter:	Prof. Dr.-Ing. Otto von Estorff
Vorsitzender des Prüfungsausschusses:	Prof. Dr.-Ing. Dieter Krause
Tag der mündlichen Prüfung:	14. September 2009

urn:nbn:de:gbv:830-tubdok-7922

Eine Hernie ist eine Ausstülpung von Bauchfell aus der Bauchhöhle. Eine Hernienart ist die Narbenhernie, bei der die Narbe sich nach einiger Zeit öffnet. Um dies zu verhindern, sind diverse Kunststoffnetze zur Verstärkung der Bauchwand in Gebrauch. Trotzdem gibt es eine bedeutende Anzahl von Rezidivhernien. Darüber hinaus können Missempfindungen, Nervenirritationen, Schmerzen und deutliche Bewegungseinschränkungen auftreten.

Ziele der Arbeit waren die Analyse der Ursachen der genannten Probleme und die Netzoptimierung durch numerische Simulation. Weil Hernienreparationen die häufigsten Operationen beim Menschen sind, hat die Problemstellung herausragende wirtschaftliche Bedeutung.

Zur Simulation sind die Materialeigenschaften der beteiligten Skelettmuskeln und Aponeurosen erforderlich. Mit Proben von 102 Bauchdecken erfolgte eine vollständige Charakterisierung des richtungsabhängigen Materialverhaltens der Gewebe. Es wurden die Standardversuche Zug parallel und senkrecht zur Faserrichtung und Schub senkrecht zur Faserrichtung durchgeführt. Darüber hinaus erfolgten Schubversuche parallel zur Faserrichtung und Schubversuche senkrecht zur Faserrichtung an Proben mit Zugvordehnung in Faserrichtung. Des Weiteren erfolgten für die Gewebe Messungen der Querdeformationen im Zugversuch und der Kompressibilität unter hydrostatischer Druckbelastung. Auch wurden die Vordehnungen der Materialien im Körper erfasst. Wesentliche Charakteristika der weichen biologischen Gewebe sind Anisotropie, Nichtlinearität, in vivo starke Vordehnung in Faserrichtung und relativ schwache Kompressibilität. Eine Messung der mechanischen Eigenschaften gebräuchlicher Netzmaterialien und -strukturen erfolgte ebenfalls.

Zur Beschreibung des Materialverhaltens der Bauchwandkomponenten Rectus, Transversus, Externus, Internus und Aponeurose wurden neue Modelle im Rahmen der allgemeinen Theorie finiter transversaler Isotropie entwickelt. Die Parameteridentifikation erfolgte anhand der drei Standardversuche. Die Verifikation gelingt anhand von Schubversuchen parallel zur Faserrichtung und Schubversuchen senkrecht zur Faserrichtung an Proben mit Zugvordehnung.

Die Modelle wurden in Das Finite-Elemente-Programm Abaqus implementiert. Es erfolgten Simulationen des Istzustands und eine numerische Optimierung von Netzimplantaten zur Versorgung von Hernien der Bauchwand. Die Simulationsergebnisse zeigen in Übereinstimmung mit klinischen Befunden eine Einschränkung der Bauchwandbeweglichkeit nach Netzimplantation, die bei kleinporigen Netzen stärker ausgeprägt ist als bei großporigen Netzen. Auch treten die maximalen Spannungskonzentrationen an den Netzrändern auf, wo Rezidivhernien entstehen. Aus den Ergebnissen kann geschlossen werden, dass Spannungskonzentrationen aufgrund von Steifigkeitsinkompatibilitäten zwischen Implantat und umliegendem Gewebe, häufig in Kombination mit Bindegewebsschwäche, die Ursache für Rezidivhernien sind. Durch leicht verformbare Netzstrukturen in Kombination mit angepasstem, nachgiebigem Fadenmaterial können die Spannungskonzentrationen am Netzrand reduziert werden. Dadurch können die Probleme von Netzen heutiger Generation wahrscheinlich vermieden werden.

Inhaltsverzeichnis

Verwendete Symbole und Abkürzungen **xix**

1 Einleitung **1**

1.1 Motivation 1

1.2 Stand der Forschung 4

1.3 Zielsetzung und Gliederung der Arbeit 8

2 Aufbau der Bauchwand **11**

2.1 Aufbau der humanen Bauchwand 11

2.2 Vergleich zwischen humaner und porziner Bauchwand 15

3 Belastungen der Bauchwand **17**

4 Materialeigenschaften von Implantatfäden **23**

4.1 Quasistatische und zügige Versuche 23

4.1.1 Versuchsdurchführung und -aufbau 23

4.1.2 Versuchsergebnisse 23

4.2 Betriebsfestigkeitsuntersuchungen 26

4.2.1 Versuchsdurchführung, -aufbau und -auswertung 26

4.2.2 Versuchsergebnisse 26

5 Struktureigenschaften gebräuchlicher Netzimplantate **27**

5.1 Aufbau, Zusammensetzung und Marktübersicht 27

5.2 Versuchsdurchführung und -aufbau 31

5.3 Versuchsergebnisse 33

6 Experimentelle Charakterisierung weicher biologischer Gewebe 41

6.1 Aufbau und Zusammensetzung 42

6.2 Probekörper 45

6.3 Probenvorbereitung 47

6.4 Vordehnungen im Körper 48

6.4.1 Netzschrumpfung 52

6.5 Zugversuche 54

6.5.1 Literaturübersicht 54

6.5.2 Versuchsdurchführung und -aufbau 56

6.5.3 Versuchsauswertung 57

6.5.4 Versuchsergebnisse 58

6.5.5 Genauigkeit der Längenänderungsmessung mit Traversenwegaufnehmer 62

6.5.6 Vergleich humaner und porziner Daten 63

6.6 Einfacher Schub mit und ohne Zugvordehnung 64

6.6.1 Versuchsdurchführung und -aufbau 64

6.6.2 Versuchsauswertung 65

6.6.3 Versuchsergebnisse 65

6.7 Querkontraktion im Zugversuch 67

6.7.1 Literaturübersicht 67

6.7.2 Versuchsdurchführung, -aufbau und -auswertung 67

6.7.3 Versuchsergebnisse 68

6.8 Kompressibilität biologischer Gewebe 70

6.8.1 Literaturübersicht 70

6.8.2 Versuchsdurchführung und -aufbau 70

6.8.3 Versuchsauswertung 72

6.8.4 Versuchsergebnisse 73

6.8.5 Verifikation der Messmethode 74

6.9 Messfehlerabschätzung 74

6.10 Degradation mechanischer Eigenschaften biologischer Gewebe 75

7 Kontinuumsmechanik und Materialtheorie **77**
7.1 Notation und mathematische Grundlagen 77
7.2 Grundlagen der Kontinuumsmechanik und Materialtheorie 79
7.2.1 Kinematik des Kontinuums 79
7.2.2 Dehnungsmaße 81
7.2.3 Geschwindigkeit 82
7.2.4 Spannungsmaße 82

8 Transversale Isotropie **85**
8.1 Vorbemerkungen zu passiven mechanischen Eigenschaften von Muskeln . . 85
8.2 Linear elastische transversale Isotropie 86
8.3 Finite transversale Isotropie 89
8.4 Berücksichtigung von Gewebevordehnungen 92

9 Implementierung in das Finite-Elemente-Programm Abaqus **93**

10 Spezielle Formänderungsenergien **97**
10.1 Musculus rectus abdominis (Rectus) 100
10.1.1 Materialmodell 100
10.1.2 Einfluss der Vordehnungen auf die Gewebeeigenschaften 103
10.2 Aponeurose (hinteres Blatt der Rectusscheide) 104
10.3 Fettgewebe 106

11 Numerische Simulation von Netzimplantaten im Bauchraum **109**
11.1 Definition eines Standardmodells 110
11.2 Beanspruchungen des gesunden Bauches 113
11.2.1 Druckbelastung 113
11.2.2 Zugbelastung 115
11.3 Beanspruchungen von Bauch mit Netzimplantat bei Druckbelastung 118
11.4 Beanspruchungen des Bauches mit Netzimplantat bei Zugbelastung 121
11.4.1 Rectus und Rectusscheide frei verschieblich 121
11.4.2 Rectus und Rectusscheide verwachsen 138
11.4.3 Einfluss von Wundkontraktion 139
11.5 Netzbeanspruchung 142
11.6 Schlussfolgerungen 144

12 Zusammenfassung und Ausblick **145**

12.1 Zusammenfassung 145

12.2 Ausblick 149

A Streifenzugversuche mit Netzimplantaten der Ethicon GmbH **151**

B Einzelergebnisse der Vordehnungen im Körper **159**

C Eigenschaften weicher biologischer Geweben **161**

D Materialmodelle **177**

D.1 Musculus transversus abdominis (Transversus) 177

D.2 Musculus obliquus internus abdominis (Internus) 179

D.3 Musculus obliquus externus abdominis (Externus) 181

E Ableitung des Deformationsgradienten nach dem Deformationsgeschwindigkeitstensor **183**

F Simulationsergebnisse - Einfluss Verwachsung der Körpergewebe **185**

Abbildungsverzeichnis

1.1 Implantation chirurgischer Netze . . . 2
1.2 Gewebereaktion auf Netzimplantat . . . 3

2.1 Querschnitt der menschlichen Bauchwand . . . 12
2.2 Aufbau der menschlichen Bauchwand . . . 13
2.3 Geometrie der linea alba . . . 13
2.4 Dicke der Rectusscheide . . . 14
2.5 Aufbau der porzinen Bauchwand . . . 15

3.1 Druckbelastung der Bauchwand . . . 18
3.2 Bauchwandverformung . . . 21
3.3 Dehnung-Zeit-Verlauf der Bauchwand beim Atmen . . . 22

4.1 Prolene, Zugversuch, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T = 20°C . . . 24
4.2 Eigenschaften von Prolenefäden abhängig von Belastungsgeschwindigkeit und Fadendurchmesser, T = 20°C . . . 25
4.3 Eigenschaften von Prolene und Pronova, T = 20°C . . . 25

5.1 Struktur untersuchter Netze der Ethicon GmbH . . . 30
5.2 Struktur untersuchter Netze von BBD-Aesculap und Sofradim . . . 31
5.3 Orientierungen bei Zugprüfungen verschiedener Netzimplantate . . . 32
5.4 Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes, Zugversuch in 0°-Orientierung, T= 20°C . . . 33
5.5 Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes, Zugversuch in 45°-Orientierung, T= 20°C . . . 34
5.6 Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes, Zugversuch in 90°-Orientierung, T= 20°C . . . 34

5.7 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung . . . 35

5.8 Zugeigenschaften verschiedener Netzimplantate der Ethicon GmbH in Abhängigkeit von der Struktur-Orientierung, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C . . . 36

5.9 Zugeigenschaften verschiedener Netzimplantate von BBD-Aesculap in Abhängigkeit von der Struktur-Orientierung, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C . . . 37

5.10 Zugeigenschaften verschiedener Netzimplantate von Sofradim in Abhängigkeit von der Struktur-Orientierung, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C . . . 37

5.11 Herstellervergleich unterschiedlicher Steifigkeitsbereiche von Netzimplantaten, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C . . . 38

5.12 Herstellervergleich unterschiedlicher Steifigkeitsbereiche von Netzimplantaten unter Berücksichtigung der Netzdicke, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C . . . 39

6.1 Anatomie von Muskeln . . . 44

6.2 Veränderung der mechanischen Eigenschaften des tibialis anterior post mortem (modifiziert nach VAN EE [26]) . . . 45

6.3 Zeitliche Veränderung von Spannungs-Dehnungs-Kurven der Recti von Hunden nach dem Tod, links: Tod durch Ertränken, rechts: Tod durch Stich in Rückenmark (nach KATAKE [25]) . . . 46

6.4 Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung vor und nach Einsetzen von Leichenstarre . . . 47

6.5 Präparation der Bauchdecke aus Hybridschwein . . . 48

6.6 Markierstempel und Probe nach Entnahme von Rectus mit Rectusscheide . . . 49

6.7 Narbenausbildung nach Netzimplantation . . . 53

6.8 Vypro-Netz direkt und 90 Tage nach Implantation . . . 54

6.9 Spannungs-Dehnungs-Kurven von Skelettmuskeln 29 Jahre alter Personen im mechanisch stabilen Zustand bei Zug parallel zur Faserrichtung (nach YAMADA [27]) . . . 56

6.10 Repräsentative Zugprobe (Rectus parallel zur Faserrichtung) und gezogene Probe des Externus . . . 57

6.11 Auswertung von Zugversuchen . . . 58

6.12 Kollagenfasern gewellt bzw. entlastet und gestreckt bzw. belastet . . . 59

6.13 Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T = 20°C, $\dot{\varepsilon}$=25%/min . . . 59

6.14 Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T = 20°C, $\dot{\varepsilon}$=25%/min . . . 60

6.15 Einfluss von Belastungsrichtung, Dehngeschwindigkeit und Temperatur auf die Zugeigenschaften des Rectus . . . 61

6.16 Eigenschaften der wesentlichen Komponenten der Bauchwand bei Zugbelastung, T = 20°C, $\dot{\varepsilon}$=25%/min 62
6.17 Messung der Probenstreckung mittels Traversenwegaufnehmer und durch Messung auf der Probe 63
6.18 Humane und porzine Spannungs-Streckungs-Kurve des Rectus im Körper . 64
6.19 Eingespannte Probe vor einfachem Schubversuch 65
6.20 Auswertung von einfachen Schubversuchen 65
6.21 Eigenschaften der Bauchwandkomponenten bei einfacher Schubbelastung, $\dot{\theta} = 25\%/min$, T = 20°C 66
6.22 Eigenschaften der Bauchwandkomponenten bei einfacher Schubbelastung und einfacher Schubbelastung mit Zugvordehnung senkrecht zur Faserrichtung, $\dot{\theta} = 25\%/min$, T = 20°C 67
6.23 Verformung quer zur Zugrichtung in Abhängigkeit von der Verformung in Zugrichtung von Rectus und Transversus bei Zugbelastung parallel zur Faserrichtung 68
6.24 Verformung quer zur Zugrichtung in Abhängigkeit von der Verformung in Zugrichtung von Rectus und Transversus bei Zugbelastung senkrecht zur Faserrichtung 69
6.25 Volumenänderung von Rectus und Transversus im Zugversuch parallel zur Faserrichtung 69
6.26 Volumenänderung von Rectus und Transversus im Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung 70
6.27 Vorrichtung zur Volumenbestimmung 71
6.28 Prinzip der Volumenbestimmung durch Wasserverdrängung 71
6.29 Druckbehälter zur Kompressibilitätsmessung, links: Bauteil, rechts: Zusammenbauzeichnung 72
6.30 Schematische Darstellung der Auswertung hydrostatischer Druckversuche . 73
6.31 Kompressibilität von Rectus und Transversus bei Belastung durch hydrostatischen Druck 73
6.32 Druckkammer-Volumenänderung-Kurven bei Befüllung nur mit Wasser und bei Füllung mit POM (und Wasser) 74

7.1 Beschreibung von Bewegungen und Verformungen als Aufeinanderfolge von Konfigurationen 80

8.1 Drei Elemente-Modell nach HILL 86

10.1 Experimente und Ergebnisse Parameteridentifikationen der Modelle von BONET [67], RÜTER [68], WEISS [60] . . . 98
10.2 Experiment und Simulation des Rectus . . . 102
10.3 Experiment und Simulation von einfachem Schub senkrecht zur Faserrichtung mit in Faserrichtung 60% vorgedehnten Proben des Rectus . . . 102
10.4 Mechanische Eigenschaften des Rectus in vitro und in situ . . . 104
10.5 Experiment und Simulation der Aponeurose . . . 106
10.6 Experiment und Simulation von Fettgewebe . . . 107

11.1 Geometrie und Materialien der Einheitszelle des Standardmodells und Finite-Elemente-Netz des Standardmodells . . . 113
11.2 Randbedingungen und Finite-Elemente-Ergebnisse bei Druckbelastung p= 6 kPa . . . 114
11.3 Randbedingungen bei Zugbeanspruchung der Bauchwand . . . 116
11.4 Verschiebungsfeld in Dickenrichtung der Bauchwand bei freier Verformbarkeit in Dickenrichtung . . . 117
11.5 Spannungsfelder parallel (links) und senkrecht (rechts) zur Faserrichtung des hinteren Blatts der Rectusscheide bei maximalem Zug der seitlichen Bauchmuskeln mit $\sigma = 6\ N/cm^2$ . . . 117
11.6 Spannungsfelder parallel zur Faserrichtung des hinteren Blatts der Rectusscheide bei passivem Aufblähen des Bauches . . . 118
11.7 Randbedingungen von Bauch mit Netzimplantat bei Druckbelastung . . . 119
11.8 Verschiebungsfeld des Standardmodells bei Druckbelastung p= 6 kPa . . . 120
11.9 Spannungsfelder des Standardmodells bei Druckbelastung p= 6 kPa . . . 120
11.10 Randbedingungen bei frei verschieblicher Rectusscheide gegenüber dem Rectus und Zugbelastung . . . 121
11.11 Spannungsfelder des Standardmodells bei Zugbelastung durch Aktivierung der seitlichen Bauchmuskeln . . . 122
11.12 Spannungsfelder des Standardmodells passiver Extrusion der Bauchdecke . 123
11.13 Verformtes Netz des Standardmodells . . . 124
11.14 Spannung in Faserrichtung im Netzbereich . . . 124
11.15 Spannung in Faserrichtung am Modellrand . . . 125
11.16 Spannungsfelder der Aponeurose, lineares Materialmodell . . . 126
11.17 Detailbetrachtungen der Spannungsfelder der Aponeurose in Faserrichtung, lineares Materialmodell . . . 127

11.18 Einfluss der Vordehnung auf die Spannungen der Aponeurose 128

11.19 Einfluss der Netzgröße auf die Spannungen der Aponeurose, großes Standardnetz 129

11.20 Einfluss der Porengröße auf die Spannungen der Aponeurose 130

11.21 Einfluss des Fadenquerschitts auf die Spannungen der Aponeurose 131

11.22 Einfluss der Steifigkeit des Fadenmaterials auf die Spannungen der Aponeurose 132

11.23 Finite-Elemente-Netze und Geometrie des gedrehten Standardnetzes und des Rautennetzes 133

11.24 Einfluss der Einbaulage auf die Spannungen der Aponeurose, Fäden des Standardmodells 45° gegenüber der Belastungsrichtung gedreht 134

11.25 Einfluss der Fadenwinkel auf die Spannungen der Aponeurose, Fadenwinkel 70° und 110° bei zwei Einbaulagen, Fadensteifigkeit $E = 5400\ N/mm^2$ . . . 135

11.26 Einfluss der Fadenwinkel auf die Spannungen der Aponeurose, Fadenwinkel 70° und 110° bei zwei Einbaulagen, Fadensteifigkeit $E = 50\ N/mm^2$ 136

11.27 Geometrie und Finite-Elemente-Netz des Rundnetzes 137

11.28 Spannungsverteilung der Aponeurose nach Einbau von Netzen mit gekrümmten Fäden, Fadensteifigkeit oben 5400 N/mm^2 und unten 50 N/mm^2 137

11.29 Randbedingungen bei Verwachsung von Rectus und Rectusscheide (Aponeurose) und Zugbelastung durch seitliche Bauchmuskeln 138

11.30 Einfluss der Verwachsung von Rectus und Rectusscheide (Aponeurose) auf die Spannungen der Aponeurose am Beispiel des Standardmodells 139

11.31 Einfluss von Wundkontraktion auf die Spannungen der Aponeurose, Standardmodell 140

11.32 Einfluss von Wundkontraktion auf die Spannungen der Aponeurose, 70-110°-Rautenmodell 141

11.33 Netzbeanspruchung des Standardmodells 142

11.34 Einfluss von Porengröße und Fadenquerschnitt auf Netzbeanspruchung . . 143

11.35 Einfluss der Fadensteifigkeit auf die Netzbeanspruchung 143

11.36 Netzbeanspruchung des gedrehten Standardmodells 144

A.1 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung 151

A.2 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 45°-Orientierung 152

A.3 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 90°-Orientierung . . . 152

A.4 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung . . . 153

A.5 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Netzes im Zugversuch, 40°-Orientierung . . . 153

A.6 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Netzes im Zugversuch, 90°-Orientierung . . . 154

A.7 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Nacktnetzes im Zugversuch, 0°-Orientierung . . . 154

A.8 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Nacktnetzes im Zugversuch, 40°-Orientierung . . . 155

A.9 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Nacktnetzes im Zugversuch, 90°-Orientierung . . . 155

A.10 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung . . . 156

A.11 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Netzes im Zugversuch, 40°-Orientierung . . . 156

A.12 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Netzes im Zugversuch, 90°-Orientierung . . . 157

A.13 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Nacktnetzes im Zugversuch, 0°-Orientierung . . . 157

A.14 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Nacktnetzes im Zugversuch, 40°-Orientierung . . . 158

A.15 Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Nacktnetzes im Zugversuch, 90°-Orientierung . . . 158

C.1 Externus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . 161

C.2 Internus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . . 162

C.3 Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . . . 162

C.4 Transversus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min 163

C.5 Aponeurose (Hinteres Blatt der Rectusscheide), Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . . . 163

C.6 Externus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min 164

C.7 Internus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . 164

C.8 Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . . 165

C.9 Transversus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . . . 165

C.10 Aponeurose (Hinteres Blatt der Rectusscheide), Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min . . . 166

C.11 Internus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . 166

C.12 Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . . 167

C.13 Transversus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min 167

C.14 Internus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min 168

C.15 Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . 168

C.16 Transversus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . . . 169

C.17 Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . . 169

C.18 Transversus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min 170

C.19 Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . 170

C.20 Transversus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min . . . 171

C.21 Eigenschaften des Externus bei Zugbelastung . . . 171

C.22 Eigenschaften des Internus bei Zugbelastung . . . 172

C.23 Eigenschaften des Rectus bei Zugbelastung . . . 172

C.24 Eigenschaften des Transversus bei Zugbelastung . . . 173

C.25 Eigenschaften des hinteren Blattes der Rectusscheide bei Zugbelastung . . 173

C.26 Rectus, Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min . . . 174

C.27 Transversus, Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min . . . 174

C.28 Aponeurose (Hinteres Blatt der Rectusscheide), Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min . . . 175

C.29 Rectus, Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min 175

C.30 Transversus, Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min . . . 176

C.31 Eigenschaften der Bauchwandkomponenten bei einfacher Schubbelastung . 176

D.1 Experiment und Simulation des Transversus . . . 178

D.2 Experiment und Simulation des Internus 180

D.3 Experiment und Simulation des Externus 182

F.1 Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen 186

F.2 Modell mit vierfachem Fadenquerschnitt wie Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen . 187

F.3 Modell mit neunfachem Fadenquerschnitt wie Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen . 188

F.4 Modell mit Porenbreite um den Faktor 1,5 größer als beim Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen 189

F.5 Standardgeometrie, Fadensteifigkeit: $200N/mm^2$ (Standardmodell: $5400N/mm^2$), oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen 190

F.6 Standardgeometrie, Fadensteifigkeit: $50N/mm^2$ (Standardmodell: $5400N/mm^2$), oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen 191

F.7 Netz mit gekrümmten Fäden, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen 192

F.8 Rautennetz, Fadensteifigkeit: $200N/mm^2$, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen 193

Tabellenverzeichnis

3.1 Durchschnittliche Drücke während zwei Tagen post operativ bei verschiedenen Aktivitäten 20

5.1 Kunststoffnetze im medizinischen Gebrauch 28

6.1 Vordehnungen von Bauchwandgeweben 50
6.2 Vordehnungen der Gewebe der Bauchwand in Abhängigkeit vom Geschlecht 51
6.3 Gewebeschrumpfung der Bauchwand in Abhängigkeit vom Versuchstier . . 52
6.4 Altersabhängigkeit mechanischer Eigenschaften von Muskeln und Sehnen nach YAMADA [27] 76
6.5 Mögliche Abweichungen der mechanischen Eigenschaften von Geweben einer Einzelperson gegenüber dem Durchschnitt in Jahren 76

7.1 Tensorielle Operationen 78

10.1 Materialkonstanten des Rectus 100
10.2 Materialkonstanten der Aponeurose 105
10.3 Materialkonstanten des Fettgewebes 107

11.1 Materialkonstanten von Rectus, Aponeurose und Fettgewebe 111

B.1 Vordehnungen bei Tier 1, Teil1 159
B.2 Vordehnungen bei Tier 1, Teil2 159
B.3 Vordehnungen bei Tier 2 159
B.4 Vordehnungen bei Tier 3 160
B.5 Vordehnungen bei Tier 4 160
B.6 Vordehnungen bei Tier 5 160

D.1 Materialkonstanten des musculus transversus abdominis 177
D.2 Materialkonstanten des Internus 179
D.3 Materialkonstanten des Externus 181

Verwendete Symbole und Abkürzungen

Griechische Symbole

α	Irrtumswahrscheinlichkeit
γ	Schiebung
δ_{ij}	Einheitstensor 2. Stufe
δ	Variation
ε	Ingenieurdehnung
ε_S	Schrumpfung
ε_V	Vordehnung
ε_w	Wahre Dehnung
$\dot{\varepsilon}$	Dehngeschwindigkeit
$\dot{\theta}$	Schiebungsgeschwindigkeit
$\underline{\kappa}$	Referenzkonfiguration
λ	Streckung
$\lambda_{\parallel}$	Streckung parallel zur Faserrichtung
$\lambda_{\perp}$	Streckung senkrecht zur Faserrichtung
ν	Querkontraktion
$\underline{\xi}$	Ortsvektor der Referenzkonfiguration
ρ	Dichte
ρ_0	Anfangsdichte
σ	Ingenieurspannung
$\sigma_{\parallel}$	Zugspannung parallel zur Faserrichtung gemäß Modell
$\sigma_{\parallel\, i}$	Zugspannung parallel zur Faserrichtung aus Experiment
$\sigma_{\perp}$	Zugspannung senkrecht zur Faserrichtung gemäß Modell
$\sigma_{\perp\, i}$	Zugspannung senkrecht zur Faserrichtung aus Experiment
σ_B	Bruchfestigkeit
τ	Schubspannung, Zeitpunkt
$\tau_{\perp}$	Schubspannung senkrecht zur Faserrichtung gemäß Modell
$\tau_{\perp\, i}$	Schubspannung senkrecht zur Faserrichtung aus Experiment
$\underline{\chi}$	Augenblickskonfiguration

Lateinische Symbole

$\underline{\underline{1}}$	Einheitstensor 2. Stufe
$\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}$	Einheitstensor 4. Stufe
$\underline{a}$	Anisotropievektor der Augenblickskonfiguration
$\underline{a_0}$	Anisotropievektor der Referenzkonfiguration
A	Fläche
A_0	Anfangsfläche
b	Bogenlänge
$\underline{\underline{B}}$	Linker CAUCHY-GREEN-Tensor
$\underline{\underline{\overline{B}}}$	Isochorer linker CAUCHY-GREEN-Tensor
cm	Zentimeter
C_{ijkm}	Steifigkeitstensor
$\underline{\underline{C}}$	Rechter CAUCHY-GREEN-Tensor
$\underline{\underline{\overline{C}}}$	Isochorer rechter CAUCHY-GREEN-Tensor
$\underline{dA}$	Elementarfläche der Augenblickskonfiguration
$\underline{dA_0}$	Elementarfläche der Referenzkonfiguration
$\underline{dF}$	Elementarkraft der Augenblickskonfiguration
$\underline{dF_0}$	Elementarkraft der Referenzkonfiguration
δd^{vol}	Virtuelle Volumendehngeschwindigkeit
$\delta \underline{\underline{D}}$	Virtuelle Verformungsgeschwindigkeit
$\underline{\underline{D}}$	Deformationsgeschwindigkeitstensor
e_i	Kartesische Orthonormalbasis
E	Elastizitätsmodul
F	Kraft
F_A^M	Aktive Muskelkraft
F^M	Maximale aktive Muskelkraft
$\underline{\underline{F}}$	Deformationsgradient
$\underline{\underline{F}}^{\varepsilon_V}$	Deformationsgradient der Vordehnungen
$\underline{\underline{F}}^{\text{Körper}}$	Deformationsgradient der Verformungen im Körper
g	Erdbeschleunigung
G	Schubmodul
h	Höhe
I_j	Invariante
$\overline{I}_j$	Isochore Invariante
J	Volumenverhältnis
k	Konfidenzintervall
$\bar{k}$	Körper
l	Länge
ℓ	Massenspezifische Leistung der Spannungen an der Verformungsgeschwindigkeit
l_0	Anfangslänge

l_a	Kantenlänge der Probe nach Entnahme
l_k	Kantenlänge der Probe im Körper
$\underline{\underline{L}}$	Gradiententensor des Geschwindigkeitsfeldes
mm	Millimeter
n	Stichprobenumfang
$\underline{n}$	Flächennormale
N	Newton
N_{ijkm}	Nachgiebigkeitstensor
p	Druck
$\underline{p}$	Lösungsvektor mit n gesuchten Materialparametern
p_l	Lateraler Druckwert
p_m	Medialer Druckwert
p_V	Vordruck
Pa	Pascal
$\underline{\underline{Q}}$	Eigentlich orthogonaler Tensor
r	Radius
$\underline{\underline{R}}$	Eigentlich orthogonaler Drehtensor
s	Standardabweichung
s_d	Hilfsgröße für T-Test
$\overset{[4]}{\underline{\underline{S}}}$	Symmetriesierer 4. Stufe
t	Zeit, Prüfwert
$\underline{t}$	Spannungsvektor
$\underline{\underline{T}}$	CAUCHY-EULER-Spannungstensor
$\underline{\underline{T}}^{1.PK}$	1. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannungstensor
$\underline{\underline{T}}^{2.PK}$	2. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannungstensor
$\delta\underline{\underline{T}}^K$	Variation des KIRCHHOFF-Spannungstensors
$\underline{\underline{T}}^K$	KIRCHHOFF-Spannungstensor, gewichteter CAUCHY-EULER-Spannungstensor
$\overset{[4]}{\underline{t}}$	Tangente
$\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}$	Transponierer 4. Stufe
$\underline{u}$	Verschiebungsvektor
v	Variationskoeffizient
T	Temperatur
$Tan(\theta)_{\perp i}$	Tangens der Winkeländerung infolge einfachen Schubs
u_P	Quantil der standardisierten Normalverteilung
$\underline{\underline{U}}$	Rechts-CAUCHY-GREEN-Strecktensor
V	Volumen
V_0	Anfangsvolumen
$\underline{\underline{V}}$	Links-CAUCHY-GREEN-Strecktensor
$w_{x\,i}$	Wichtungsfaktoren
W	Formänderungsenergie

$\overline{W}_{aniso}$	Isochorer anisotroper Anteil der Formänderungsenergie
$\overline{W}_{iso}$	Isochorer isotroper Anteil der Formänderungsenergie
W_{Vol}	Volumetrischer Anteil der Formänderungsenergie
W_k	1. Ableitung der Formänderungsenergie nach der k-ten Invarianten
W_{kl}	2. Ableitung der Formänderungsenergie nach der k-ten und l-ten Invarianten
W_J	1. Ableitung der Formänderungsenergie nach J
W_{JJ}	2. Ableitung der Formänderungsenergie nach J
$\underline{\underline{W}}$	Rotationsgeschwindigkeits- oder Wirbeltensor
$\underline{x}$	Ortsvektor der Augenblickskonfiguration
$\dot{\underline{x}}$	Geschwindigkeit eines materiellen Teilchens
$\overline{x}$	Arithmetisches Mittel
$\underline{X}$	Materielles Element
x_i	Stichprobenwerte

Abkürzungen

det	Determinante
grad	Gradient
KEE	Kontraktiles Element
PEE	Paralleles elastisches Element
SEE	Serielles elastisches Element
skw	Antimetrischer Anteil eines Tensors
sp	Spur eines Tensors
sym	Symmetrischer Anteil eines Tensors

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Motivation

Heutzutage gibt es diverse Implantate im alltäglichen medizinischen Gebrauch. Beispiele hierzu sind etwa künstliche Blutgefäße, Herzklappen, Hüftgelenkprothesen, Zahnprothesen und Netzimplantate zur Versorgung von Hernien.

Eine Hernie ist eine Ausstülpung des Bauchfells aus der Bauchhöhle. In der Ausstülpung liegt meistens Darm. Dann besteht die Gefahr einer Abschnürung der Blutversorgung des hervorgetretenen Darms und eine Notoperation ist erforderlich.

Hernien werden vorwiegend nach der Bruchstelle benannt. Es gibt Oberbauchbruch, Nabelbruch, Bauchwandbruch, Leistenbruch, Hodenbruch und Lendenbruch. Auslöser solcher Brüche können etwa Bindegewebsschwäche, außergewöhnliche Belastungen und ungesunde Lebensweise sein.

Eine weitere Hernienart ist die Narbenhernie. Sie kann nach größeren Operationen im Bauchbereich entstehen. Narben im Bereich von Einschnitten stellen dabei eine permanente Schwachstelle dar. Das Narbengewebe erlangt auch nach längerer Zeit nicht die günstigen mechanischen Eigenschaften gesunder Gewebe. Beim Narbenbruch weichen die tragenden Muskel- und Aponeurosenschichten auseinander. Durch diese Lücke tritt dann wiederum der Bruchsack hervor (FARTHMANN [1]). Männer und Frauen sind von Narbenhernien etwa gleich häufig betroffen. Da die Durchtrittsöffnung des Samenleiters in der Bauchwand eine natürliche Schwachstelle darstellt, die die Entstehung von Leistenhernien begünstigt, sind Männer insgesamt häufiger als Frauen von Hernien betroffen.

Die Reparation von Narbenhernien erfolgte ursprünglich durch Vernähen der Wundränder mit fortlaufenden Einzelkopfnähten. Dabei kam es häufig zu einem erneuten Auseinanderweichen der Wundränder (Rezidivhernie). Zur Senkung der großen Zahl von Rezidivhernien (Rezidivquote) sind heute diverse Kunststoffnetze im medizinischen Gebrauch, die der Verstärkung der Bauchwand dienen.

80% bis 90% der Personen, die Narbenhernien entwickeln, haben eine gestörte Kollagenbildung. Diese äußert sich durch ein gegenüber gesunden Geweben und stabilen Narben vermindertes Verhältnis von Kollagen I zu Kollagen III und schlechten mechanischen Eigenschaften des Narbengewebes (KLINGE [2], JUNGE [3]). Daher müssen die Netzimplantate die Bauchwand dauerhaft verstärken.

Die Netze werden in Onlay-, Sublay- und Inlay-Technik positioniert. Die Inlay-Technik wird verwendet, wenn Teile der Bauchwand etwa nach Unfällen oder Krebsoperationen entfernt werden mussten. Dabei wird das Netzimplantat direkt in den Defekt eingebracht und am Umfang der Bauchwandlücke vernäht. Solche Operationen sind eher selten. Bei Onlay wird das Netz auf der Naht in der Bauchmitte über den vorderen Bauchmuskeln positioniert. Das Netz verstärkt die Bauchwand nur dauerhaft, wenn die Naht in der Bauchmitte nicht reißt. Sonst kommt es früher oder später zum Rezidiv am Netzrand, weil dort die Nahtlager ausreißen. Bei der Sublay-Technik wird das Netz unter den vorderen Bauchmuskeln platziert (Abbildung 1.1). Der Bauchinnendruck schützt das Implantat vor Dislokation. Das Implantat fängt die Last vor der Bauchdecke, mit der Naht in der Bauchmitte als Schwachstelle, teilweise ab. Zur dauerhaften Bauchwandverstärkung hat sich die Sublay-Technik in der Fachwelt weitestgehend durchgesetzt.

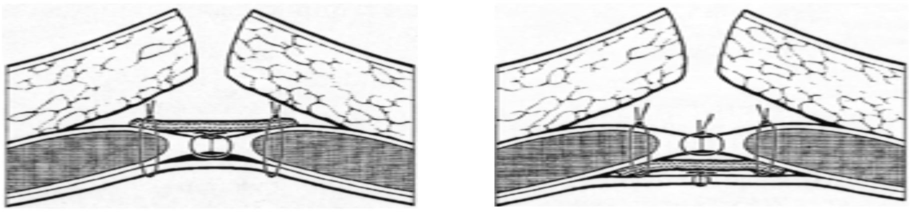

Abbildung 1.1: Implantation chirurgischer Netze nach FARTHMANN [1], links: Onlay, rechts: Sublay

Die gebräuchlichsten Netze sind aus Polypropylen und Polyester. In weitaus geringerem Umfang findet auch expandiertes Polytetrafluorethylen Anwendung. Alle Materialien haben Vorzüge, die sie als Werkstoff für Netzimplantate brauchbar erscheinen lassen. Kein Material besitzt jedoch ideale Eigenschaften (MORRIS-STIFF [4]). Die Grundfäden der textilen Flächengebilde bestehen aus Einzelfäden oder mehreren textiltechnisch verbundenen Fäden (Mono- oder Multifilamente). Die Fäden können sich im Körper auflösen, teilweise auflösen oder dauerhaft im Körper verbleiben.

Monofile Strukturen besitzen bei gleicher Materialmenge eine größere Struktursteifigkeit als multifile Konstruktionen, so dass sich durch Verwendung multifiler Fäden nachgiebigere Strukturen herstellen lassen. Multifile Netze führen aber zu einer größeren Fremdkörperreaktion als monofilamentäre Netze (BEETS [6]) und haben möglicherweise wegen der vorhandenen Nischen und Hohlräume in den Fäden ein erhöhtes Infektionsrisiko (KLINGE [7]). Da es widersprüchliche Untersuchungsergebnisse gibt, lässt sich bisher aus medizinischer Sicht nicht eindeutig beantworten, ob Mono- oder Multifilamente besser für den Einsatz im Bauchraum geeignet sind.

Außer durch das Material und den Grundfaden unterscheiden sich die Netzimplantate im Wesentlichen durch Maschengröße und Bindungsart. Bei genügender Maschengröße kann Gewebe in die Maschen einwachsen, was ein erwünschter Effekt zur Implantatverankerung ist (WINTERMANTEL [8]). Netze älterer Generation haben häufig kleine Poren. Dabei führen kleinporige Netze häufig zur Ausbildung unerwünschter Narbenplatten. Diese können eine erhebliche Dicke und Steifigkeit besitzen. Das Ausmaß der Narbenbildung ist von Patient zu Patient unterschiedlich.

Dagegen gibt es bei Netzen mit größeren Poren nur Narbengewebe in der unmittelbaren Umgebung der Netzfäden, während der Rest der Poren von normalem Gewebe, und zwar vorwiegend Fettgewebe und lockerem Bindegewebe, durchwachsen wird. Diese Struktur wird als Narbengitter bezeichnet. Neuere Netzentwicklungen zur Narbenhernienreparation weisen im Allgemeinen große Poren auf.

Abbildung 1.2 zeigt die Gewebereaktion einer Person nach Implantation eines schwergewichtigen, kleinporigen und eines leichtgewichtigen, großporigen Netzes (KLOSTERHALFEN [9]). Der Patient hatte einen Randdefekt, welcher mit dem leichtgewichtigen Netz überdeckt wurde.

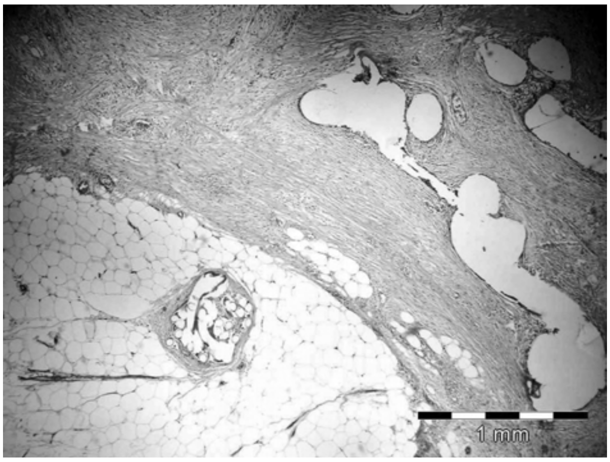

Abbildung 1.2: Gewebereaktion auf Netzimplantat (KLOSTERHALFEN [9])

Oben rechts befindet sich das kleinporige Netz. Die einzelnen Bindegewebskapseln, welche die Einzelfäden mit ihrer umgebenden fibrosen Schicht kapseln, berühren sich (bridging) und daher gibt es eine relativ dicke, geschlossene Bindegewebsschicht (Narbenplatte). Links unten im Bild ist ein in Fettgewebe eingebetteter Faden des leichtgewichtigen Vypro-Netzes zu sehen. Um den multifilen Faden entsteht lediglich eine filigrane Bindegewebskapsel. Da jeder Fremdkörper im Körper eine dauerhafte Entzündungsreaktion vom Fremdkörpertyp auslöst, lassen sich die Gewebereaktionen nicht vollkommen vermeiden (KLOSTERHALFEN [14]).

Der entscheidende Vorteil des Einsatzes von Netzimplantaten gegenüber dem Wundverschluss durch Vernähen der Wundränder ist eine erhebliche Verzögerung von Hernienrezidiven (KLINGE [7, 2], FLUM [5]). Die Netze haben aber auch Nebenwirkungen. So hat sich die Rate lokaler Wundkomplikationen unabhängig vom Implantatmaterial deutlich erhöht (KLINGE [7]). Die Spannweite reicht dabei von Mißempfindungen über Nervenirritationen und Schmerzen bis zu massiven Bewegungseinschränkungen. Die Beschwerden treten dabei insbesondere an den Netzrändern auf (SCHUMPELICK [10], BELL [11]). Durch Einsatz großporiger Netze neuerer Generation konnte die Anzahl und das Ausmaß der Wundkomplikationen gegenüber kleinporigen Netzen deutlich reduziert werden. Die Rezidivquoten sind jedoch vergleichbar.

Trotz Reduktion der Rezidivquoten durch Hernienreparation mit Netzimplantaten gibt es weiterhin gerade langfristig eine bedeutende Anzahl von Rezidiven. Der Preis für die Reduktion der Rezidivquote ist bisher eine erhöhte Rate lokaler Wundkomplikationen. Nach Netzimplantation nehmen maximale Krümmungen und Elastizitäten der Bauchwand signifikant ab (KLOSTERHALFEN [13, 14, 15]), was ein deutlicher Hinweis auf mechanische Inkompatibilitäten zwischen Implantat und Körpergewebe ist. Mit der Absicht Patientenbeschwerden und Rezidivquoten weiter zu senken, wird daher eine Optimierung von Netzimplantaten im Bauchraum angestrebt. Die Ergebnisse haben Synergieeffekte auf die Reparation anderer Hernientypen.

Da Hernienreparationen die häufigsten Operationen im Menschen sind und jährlich enorme volkswirtschaftliche Schäden verursachen, ist ein Fortschritt auf diesem Gebiet besonders erstrebenswert.

1.2 Stand der Forschung

Die Entwicklung von Netzen zur Hernienreparation erfolgte bisher häufig unter rein biologischen Gesichtspunkten. Bis heute sind diese Gesichtspunkte für eine Zulassung am Markt allein ausschlaggebend. Es gibt wenige empirische Ansätze, die auch mechanische Aspekte berücksichtigen. Insbesondere sind hier die Arbeiten von KLINGE [7, 2, 16, 17, 18] zu nennen, die zur Entwicklung des Vypro-Netzes (Firma Ethicon GmbH) geführt haben. In den Untersuchungen erfolgte die Ermittlung skalarer Kenngrößen in Kett- und Schußrichtung textiler Flächengebilde. Daneben erfolgten auch Messungen an kompletten Bauchdecken (JUNGE [19]). Ingenieurkenngrößen wie etwa Kennwertfunktionen von Materialien sind in den Untersuchungen nicht enthalten.

Im Rahmen medizinischer Arbeiten von SEIDEL [20] und HOFFSCHULTE [21] wurden die Reißkräfte des vorderen und des hinteren Blattes der menschlichen Rectusscheide und Ausreißkräfte von Fäden aus der Rectusscheide bestimmt. Spannungen sind nicht aufgeführt und die vergangene Zeit post mortem bis zur Prüfung ist unklar.

In der Literatur gibt es diverse Untersuchungen weicher biologischer Gewebe. Die Spannweite reicht von Experimenten mit Komponenten der Gewebe über Strukturprüfungen bis zu Materialprüfungen.

Beispielsweise erfolgte von HAYASHI [22] die Ermittlung mechanischer Eigenschaften einzelner Kollagenfasern, die wesentlicher Bestandteil weicher biologischer Gewebe sind.

Muskeln werden in Herz-, Weich- und Skelettmuskeln unterteilt. Mechanische Eigenschaften von Weichmuskeln bestimmte etwa HOLZAPFEL [23]. Er führte Zugversuche parallel und senkrecht zur Faserrichtung mit Schichten von Adern durch. Experimentelle Untersuchungen des Gebärmuttermuskels bei Zug- und Druckbelastung erfolgten von PEARSALL [24].

Grundlegende Untersuchungen bezüglich der Änderung mechanischer Eigenschaften von Skelettmuskeln post mortem erfolgten von KATAKE [25] und VAN EE [26]. Die mechanischen Eigenschaften ändern sich bei einsetzender Leichenstarre rasch. Nach zwei bis drei Tagen stellt sich ein stabiler mechanischer Zustand ein. Direkt post mortem ermittelte und im mechanisch stabilen Zustand gemessene Kennwertfunktionen unterscheiden sich deutlich. Nach KATAKE [25] ist eine Umrechnung der Bruchkennwerte möglich. Die Arbeit von KATAKE [25] enthält auch Prüfungen des menschlichen Rectus von Kadavern.

Eine Zusammenfassung diverser Untersuchungen weicher biologischer Gewebe ist in YAMADA [27] und DUCK [28] enthalten. Ein Großteil der Untersuchungen fand einige Zeit post mortem statt, so dass diese Ergebnisse nicht für das Verhalten in vivo repräsentativ sind.

VIIDIK [29] schrieb einen Übersichtsartikel zum Verhalten und zur Prüfung von Bindegewebe. Die experimentellen Daten sind von YAMADA [27] übernommen.

Eine allgemeine Abhandlung über weiche biologische Gewebe verfasste HARTUNG [30]. In der Arbeit gibt es Kraft-Verschiebungs-Kurven zur Illustration, wobei teilweise auch der Anfangsquerschnitt der Proben bekannt ist. Zur Approximation des Materialverhaltens weicher biologischer Gewebe bei Zugbelastung schlägt er ein inkompressibles, isotropes hyperelastisches Gesetz vor. Experimente oder theoretische Ansätze zur Berücksichtigung des wesentlichen anisotropen Materialverhaltens der Gewebe enthält die Arbeit nicht.

Unter den Veröffentlichungen über mechanische Eigenschaften weicher biologischer Gewebe sind einige über Skelettmuskeln und wenige über Faszien und Aponeurosen. Der überwiegende Teil der Untersuchungen beschäftigt sich mit aktiven Muskeleigenschaften, die im Rahmen dieser Arbeit nicht relevant sind. Steifigkeitsinkompatibilitäten von biologischem Gewebe und Implantat führen zu den Problemen der Hernienversorgung. Die Inkompatibilitäten sind am Größten, wenn die Muskeln in der Implantatumgebung passiv sind. Von FÖRSTEMANN [31] erfolgten etwa Untersuchungen aktiver Eigenschaften glatter Muskelzellverbände des corpus cavernosum.

Von Sportmedizinern, Physiologen und Muskelmechanikern existieren diverse Untersuchungen von Muskel-Sehnen-Komplexen, die teilweise in vivo durchgeführt wurden. Diese Strukturkenndaten sind für eine kontinuumsmechanische Betrachtungsweise nicht von Bedeutung. Sie liefern aber wertvolle Erkenntnisse für andere Problemstellungen. Die Experimente beschränken sich auf Muskel-Sehnen-Komplexe der unteren und oberen Extremitäten. Diverse Experimente an Unterschenkelmuskeln haben etwa MAGANARIS [32, 33, 34, 35, 36], MAGNUSSON [37], MURAMATSU [38], NARICI [39] und ZUURBIER [40] durchgeführt.

Strukturprüfungen mit Bauchwänden männlicher ausgewachsener Albino-Hasen in vitro hat NILSSON [41, 42] durchgeführt. Dabei fand keine Präparation der einzelnen Gewebe statt.

Eine Messung von Bruchspannungen und -dehnungen des Rectus mit umschließenden Aponeurosen von Menschen 22 bis 72 Stunden post mortem bei Zug- und Druckbelastung erfolgte von RATH [43]. Im Vordergrund der Untersuchungen stand dabei, ob die mechanischen Eigenschaften der Struktur von der Position in der Bauchwand abhängig ist, wobei keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Proben von verschiedenen Positionen der Bauchwand festgestellt werden konnten.

Weiche biologische Gewebe weisen häufig eine oder zwei ausgezeichnete Faserrichtungen auf. Daher ist deren Materialverhalten anisotrop. Skelettmuskeln und Aponeurosen haben eine ausgezeichnete Faserrichtung. Die allgemeine Theorie finiter transversaler Isotropie zur Beschreibung solcher Materialien geht maßgeblich auf SPENCER [44] zurück und ist beispielsweise auch bei HOLZAPFEL [45] nachzulesen. Allgemeine konstitutive Gleichungen für transversal isotrope Materialien mit Eigenspannungen stellte HOGER [46] auf. Die allgemeine Theorie finiter Orthotropie für Materialien mit zwei ausgezeichneten Faserrichtungen, wie der Herzmuskel, ist ausführlich bei LIMBERT [47] dargestellt.

Ein eindimensionales mathematisches Modell zur analytischen Beschreibung der Materialeigenschaften weicher biologischer Gewebe am Beispiel von Bauchfellduplikaturen entwickelte FUNG [48]. Anisotropie lässt sich in einem eindimensionalen Modell nicht berücksichtigen.

Teilweise werden weiche biologische Gewebe als poröse Medien modelliert. So entwickelte ALMEIDA [49] eine Finite-Elemente-Formulierung für transversal isotrope, poröse Medien. COHEN [50] formulierte ein Modell für weiche biologische Gewebe als linear elastisches, transversal isotropes, poröses Medium. GARCIA beschrieb Bänder als linear elastisches (GARCIA [51]) und hypo-elastisches (GARCIA [52]) transversal isotropes, poröses Medium. Berechnungen des Meniscus erfolgten von SPILKER [53] mit einem linear elastischen, transversal isotropen Gesetz. DONZELLI [54] führte Kontaktberechnungen zwischen Knorpel und Knochen durch. Das Knorpelgewebe wurde dabei auch als linear elastisches, transversal isotropes, poröses Medium modelliert. Nichtlinearitäten erfassen die Modelle nicht.

Aktive Eigenschaften von Skelettmuskeln modellierte etwa OOMENS [55] und führte Berechnungen des tibialis anterior mit Hilfe der Finite Elemente-Methode durch. Zweidimensionale Berechnungen vorwiegend aktiver Muskeleigenschaften der Unterschenkelmuskeln von Ratten erfolgten auch von VAN DER LINDEN [56].

STOICHEIOS [57] führte einige Zeit post mortem Versuche an einem Unterschenkelmuskel durch und beschrieb die Daten durch ein multilineares Gesetz. Mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode simulierte er einfache Druck- und Zugversuche.

BEST [58] führte Experimente an zwei Muskel-Sehnen-Komplexen des Unterschenkels durch. Da bei doppelt gefiederten Muskeln nur schwer geometrische Größen angegeben werden können, liegen die Ergebnisse in Form von Kraft-Verschiebungskurven vor. Beide geprüften Unterschenkelmuskeln habe unterschiedliche mechanische Eigenschaften, was mit den Erkenntnissen aus eigenen Messungen übereinstimmt. Die Muskeln bilden funktionsabhängige Eigenschaften aus. Auch deshalb sind Ergebnisse von Messungen an Muskeln der Extremitäten quantitativ nicht auf die Muskeln der Bauchwand zu übertragen. In der Arbeit werden die mechanischen Eigenschaften der Muskel-Sehnen-Komplexe linear-viskoelatisch beschrieben. Anisotropie wird nicht berücksichtigt.

BOSBOOM [59] führte Druckversuche am tibiales anterior des Unterschenkels von Ratten durch und beschrieb die Ergebnisse durch ein inkompressibles viskoelastisches OGDEN-Modell. Der tibiales anterior ist ein doppelt gefiederter Muskel mit Ansatzsehne.

Anwendungen finiter transversal isotroper Stoffgesetze in Verbindung mit der Finite-Elemente-Methode gibt es bisher nur wenige. WEISS [60, 61] implementierte als Erster ein finites Stoffgesetz zur Beschreibung inkompressibler, transversal isotroper, weicher biologischer Gewebe in den Finite-Elemente-Code Nike3D, um später Problemstellungen der Gelenkmechanik zu analysieren. Schwerpunkt der Arbeit ist die Implementierung des Gesetzes auf Element-Ebene. Im Vordergrund stand dabei die Vermeidung aus Inkompressibilität oder auch schwacher Kompressibilität resultierender numerischer Probleme. Messungen aus der Literatur und eigene Messungen deuten darauf hin, dass biologische Gewebe größtenteils zumindest schwach kompressibel sind. So weisen etwa Haut und Knorpelgewebe bei der im Körper vorherrschenden Zug- und Druckbelastung Volumenänderungen bei relativ kleinen Belastungen auf (SNYDER [62], VERONDA [63] und HARTUNG [64]). WEISS [65, 66] veröffentlichte weiterhin für inkompressible transversal isotrope Materialien eine Möglichkeit zur Berücksichtigung von Gewebevordehnungen auf Elemente-Ebene.

Zur Analyse von Stoßvorgängen zwischen Bein und Holzkörper implementierte BONET [67] ein Gesetz zur Beschreibung kompressibler, transversal isotroper Materialien in einen expliziten Finite-Elemente-Code. Ein expliziter Finite-Elemente-Code erfordert keine Materialtangente, dafür sind die Konvergenzeigenschaften jedoch mäßig. Die Verwendung der 5. Invarianten im Stoffgesetz kann ungünstig für Materialstabilität sein, da sie im Gegensatz zur 4. Invarianten nicht immer konvex ist. Daher wurde die 5. Invariante im Rahmen dieser Arbeit nicht genutzt.

RÜTER [68] implementierte ein Materialgesetz zur Beschreibung schwach kompressibler, transversal isotroper Materialien in das Finite-Elemente-Programm anofem und analysierte Strukturen aus faserverstärkten Gummimaterialien. Die auf fiktiven Materialeigenschaften basierenden Analysen beschränken sich auf zweidimensionale Probleme mit ebenem Dehnungszustand, was für die Lösung von Problemstellungen aus dem Faserverbundbereich häufig ausreicht.

HUMPHREY [69, 70, 71, 72] beschrieb an passiven Herzmuskelgewebe und Brustfell durchgeführte Experimente nichtlinear transversal-isotrop.

1.3 Zielsetzung und Gliederung der Arbeit

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist die umfassende Charakterisierung und konstitutive Beschreibung des anisotropen Materialverhaltens weicher biologischer Gewebe am Beispiel passiver porziner Bauchmuskeln und Aponeurosen sowie die Anwendung der erarbeiteten Modelle bei der numerischen Optimierung von Netzimplantaten zur Versorgung von Hernien der Bauchwand.

Biologische Gewebe weisen aufgrund ihres Aufbaus aus Fasern in Grundsubstanz eine oder zwei Vorzugsrichtungen auf. Daher ist deren Materialverhalten anisotrop. Des Weiteren ist das Materialverhalten hochgradig nichtlinear und die Materialien unterliegen im Körper großen Deformationen. Während zur Charakterisierung isotroper Werkstoffe ein Zugversuch mit Messung der Querdeformationen ausreicht, sind zur vollständigen Charakterisierung anisotroper Materialien größere Anstrengungen erforderlich. Im Maschinenbau werden etwa bei transversal isotropen (hexagonal anisotropen) Materialien mit einer Vorzugsrichtung Zugversuche mit Proben verschiedener Faserorientierung und Schubversuche durchgeführt. Dabei lassen sich die matrixdominierten Faserverbundeigenschaften, die bei solchen Werkstoffe häufig für Strukturversagen verantwortlich sind, besonders gut durch Schubversuche erfassen. Erst Modelle, die auf einer solchen umfassenden Datenbasis beruhen, können das Materialverhalten bei beliebiger Belastung realistisch wiedergeben.

Die Entwicklung von Netzen zur Hernienversorgung erfolgt oftmals empirisch. Die Eigenschaften der Produkte werden dann in umfangreichen Tierversuchen untersucht. Ergebnisse solcher Studien sind Aussagen über Erfolgsquoten innerhalb eingeschränkter Zeiträume und biologische Kenndaten. Mechanische Kenngrößen haben auf die Produktzulassung keinen Einfluss, obwohl diese neben biologischen Faktoren von entscheidender Bedeutung sind. Die numerische Simulation von Netzen im Bauchraum ermöglicht erstmals detaillierte Einblicke in wichtige mechanische Implantat-Gewebe-Interaktionen. Numerische Simulationen stellen daher ein leistungsfähiges Mittel zur Optimierung von Netzimplantaten dar. Insbesondere bieten sie neben einem vertieftem Problemverständnis auch die Möglichkeit kostspielige, ethisch bedenkliche Tierversuche zu vermeiden bzw. zu reduzieren. Die Materialeigenschaften der beteiligten Gewebe müssen lediglich einmalig in vitro bestimmt werden.

Die Kernpunkte der vorliegenden Arbeit bilden:

1. die vollständige experimentelle Charakterisierung weicher biologischer Gewebe der Bauchwand.

2. die Entwicklung von Modellen zur Beschreibung des Materialverhaltens weicher biologischer Gewebe der Bauchwand im Rahmen der von SPENCER [44] entwickelten allgemeinen Theorie finiter tranversaler Isotropie.

3. die Implementierung der erarbeiteten Modelle in ein Finite-Elemente-Programm.

4. die Anwendung der erarbeiteten Modelle auf die praxisrelevante Problemstellung der Optimierung von Netzimplantaten zur Versorgung von Bauchwandhernien mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode.

Zur Behandlung der Problemstellung ist die Arbeit in zwölf Kapitel unterteilt.

- **Kapitel 1** führt in die Problemstellung ein und gibt einen Überblick bezüglich Arbeiten anderer Forscher.
- Da im Rahmen dieser Arbeit eine Optimierung von Netzen im Bauchraum erfolgte, wird der Aufbau der menschlichen Bauchwand in **Kapitel 2** skizziert. Des Weiteren wird ein Vergleich zu porzinen Bauchwänden, an deren Komponenten die Charakterisierung relevanter biologischer Gewebe statt fand, hergestellt.
- Die Klärung der zur numerischen Simulation von Netzen im Bauchraum erforderlichen Belastungen der Bauchwand erfolgte im Rahmen einer Literaturrecherche, deren Ergebnisse in **Kapitel 3** dargestellt sind.
- Die experimentell bestimmten mechanischen Eigenschaften heute gebräuchlicher Netzmaterialien und Netzstrukturen zur Hernienreparation werden in den **Kapiteln 4** und **5** dargestellt.
- **Kapitel 6** zeigt die Ergebnisse der experimentellen Charakterisierung weicher biologischer Gewebe der Bauchwand.
- **Kapitel 7** stellt die zum Verständnis nachfolgender Kapitel notwendigen Grundlagen der Kontinuumsmechanik und Materialtheorie dar.
- In **Kapitel 8** ist die allgemeine Theorie finiter transversaler Isotropie dargestellt.
- In **Kapitel 9** werden die zur Finite-Elemente-Implementierung erforderlichen Formeln in allgemeiner Form bereitgestellt.
- In **Kapitel 10** werden die speziellen Formänderungsenergien der Bauchwandkomponenten ermittelt, deren Parameter identifiziert und die Modelle verifiziert.
- **Kapitel 11** stellt die praxisrelevanten Ergebnisse umfangreicher numerischer Simulationen von Netzimplantaten im Bauchraum vor und zeigt Optimierungspotenziale auf.
- Schlussendlich wird die vorliegende Arbeit in **Kapitel 12** zusammengefasst und ein Ausblick auf mögliche weiterführende Forschung gegeben.

Kapitel 2

Aufbau der Bauchwand

Narbenhernien treten in der Bauchwand auf. Daher wird der Aufbau im folgenden Abschnitt erläutert. Weil die Experimente an porzinen Bauchwänden erfolgten, ist darüber hinaus ein Vergleich zwischen humaner und porziner Bauchwand angegeben.

2.1 Aufbau der humanen Bauchwand

Unter der Haut des Bauches ist das unterschiedlich ausgedehnte Fettgewebe und die fascia abdominis superficiales, die die gesamte vordere Bauchwand bedeckt. Darunter befinden sich die oberflächlichen Bauchmuskeln der Bauchwand. Sie bestehen aus einer seitlichen (lateralen) Gruppe, einer mittigen (medialen) Gruppe und den tiefen Bauchmuskeln. Die laterale Gruppe besteht von außen nach innen je Seite aus einem musculus obliquus externus abdominis (Externus), einem musculus obliquus internus abdominis (Internus) und einem musculus transversus abdominis (Transversus). Musculus rectus abdominis (Rectus) und musculus pyramidales (Pyramidales) bilden je Seite die mediale Gruppe. Die tiefen Bauchmuskeln sind der musculus quadratus lumborum und der musculus psoas major. Sie sind für die vorliegende Arbeit irrelevant. Die seitlichen Bauchmuskeln umhüllen mit ihren flächigen Aponeurosen jederseits einen Rectus und bilden die Rectusscheide (Abbildung 2.1). In der linea alba, die sich medial zwischen den beiden Recti befindet, verflechten sich dann die Aponeurosen der lateralen linken und rechten Bauchmuskulatur (KAHLE [73], FRICK [74], WALDEMEYER [75], PLATZER [76], ROHEN [77], KLINGE [16]).

Die Aponeurose des Internus spaltet sich oberhalb der linea arcuta in ein vorderes und ein hinteres Blatt auf. Die Aponeurose des Transversus verstärkt das hintere Blatt der Rectusscheide und die Aponeurose des Externus das vordere Blatt. Unter der linea arcuta verlaufen die Aponeurosen der seitlichen Bauchmuskeln vor den Recti. Die Rectusscheide reguliert das Zusammenspiel der Bauchmuskeln. Hinter dem Muskel-Aponeurosen-Gerüst gibt es noch eine innere Bauchwandfaszie, die fascia transversalis. Das darunter liegende Peritoneum trennt schließlich die Eingeweide von der Bauchwand ab.

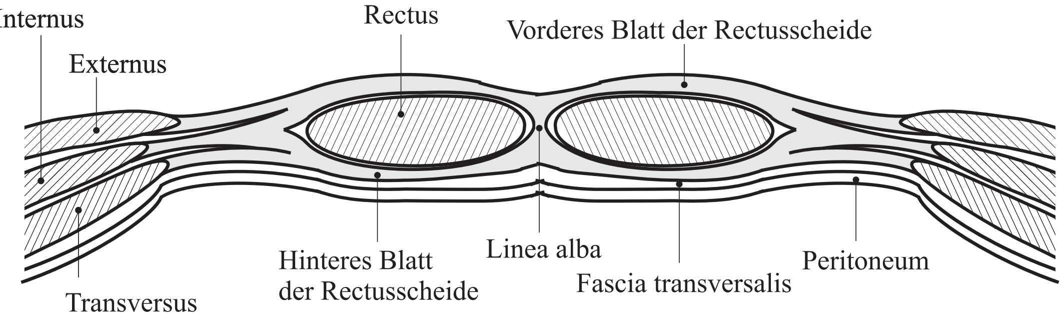

Abbildung 2.1: Querschnitt der menschlichen Bauchwand

Der Externus ist der äußere schräge Bauchmuskel. Er entspringt der 5. bis 7. Rippe und schließt sich mit seiner Aponeurose in der linea alba an. Die Fasern verlaufen von der Seite zur Mitte schräg von oben nach unten. Unter dem Externus schließt sich der Internus als zweiter schräger Bauchmuskel an. Er entspringt der linea intermedia der christa ilica, dem oberen Blatt der fascia lumbodorsalis und dem lateralen Teil des ligamentum inguinale. Seitlich, am dorsalen Rand des Muskels, verlaufen die Fasern in Längsrichtung des Körpers, und zwar von der christa iliaca zur Spitze des 10. bis 12. Rippenknorpels. Anschließend verlaufen die Fasern von der Seite zur Mitte schräg von unten nach oben und im unteren Bauchbereich dann nahezu in Umfangsrichtung des Körpers. Der vordere Muskelbereich schließt sich mit seiner Aponeurose ebenfalls medial an die linea alba an. Der Transversus bildet den unteren lateralen Bauchmuskel. Seine Fasern verlaufen in Umfangsrichtung des Körpers. Er kommt von den 6. unteren Rippen, dem tiefen Blatt der fascia lumbodorsalis, dem labium internum der christa ilica und endet mit seiner Aponeurose in der linea alba (Abbildung 2.2).

Der Rectus bildet im Wesentlichen die mediale Gruppe der Bauchmuskeln. Er entspringt mittig der Vorderfläche des 5. - 7. Rippenknorpels, endet an der christa pubica und liegt in der Rectusscheide. Seine Fasern verlaufen von cranial nach caudal, d. h. vom Steißende zum Kopfende, in Längsrichtung des Rumpfes. Der Aufbau der menschlichen Bauchwand ist in Abbildung 2.2 graphisch gezeigt (KAHLE [73], FRICK [74], WALDEMEYER [75], PLATZER [76], ROHEN [77], KLINGE [16]).

Eine Bestimmung der geometrischen Abmessungen der vorderen Bauchwand erfolgte von AXER [79, 80]. Abbildung 2.3 zeigt die im Rahmen der Messungen vorgenommene Einteilung der Bauchwand und die Geometrie der linea alba. Die linea alba verbreitert sich vom Unterbauch zum Oberbauch. Ihre Dicke nimmt dagegen vom Unterbauch zum Oberbauch ab. Die Breite der linea alba ist altersabhängig. Nach RATH [81] ist die linea alba bei Personen die jünger als 45 Jahre alt sind über dem Bauchnabel durchschnittlich 10 mm, in Höhe des Bauchnabels 27 mm und unterhalb des Bauchnabels 9 mm breit. Bei Personen über 45 Jahren sind die Werte 15 mm, 27 mm und 14 mm. Es gibt Personen mit einer krankhaft verbreiterten Lücke zwischen den geraden Bauchmuskeln. Bei diesen Personen weist die linea alba größere Breiten auf.

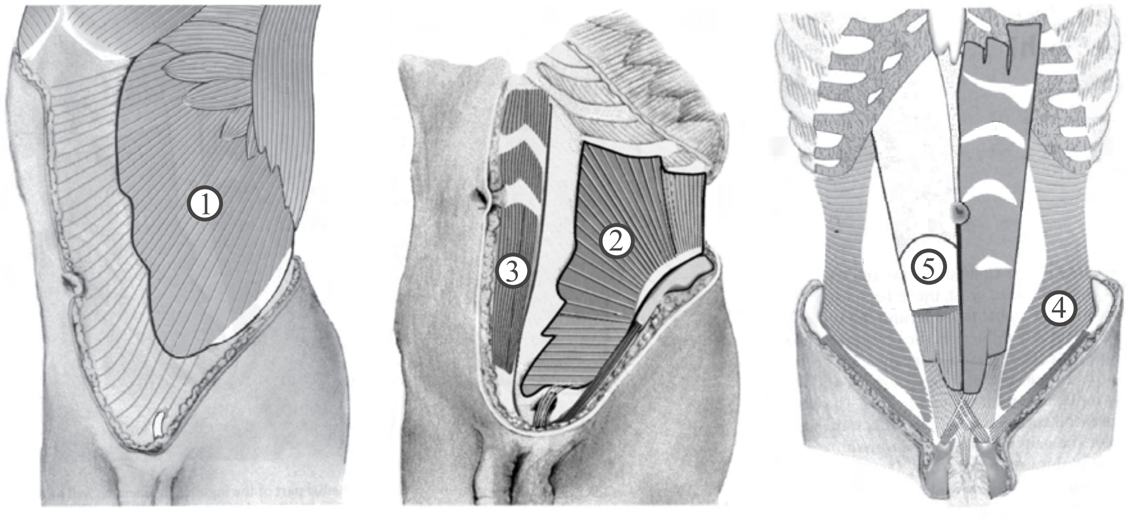

Abbildung 2.2: Aufbau der menschlichen Bauchwand: 1 - Externus, 2 - Internus, 3 - Rectus, 4 - Internus, 5 - Hinteres Blatt der Rectusscheide (modifiziert nach PRESCHER [78])

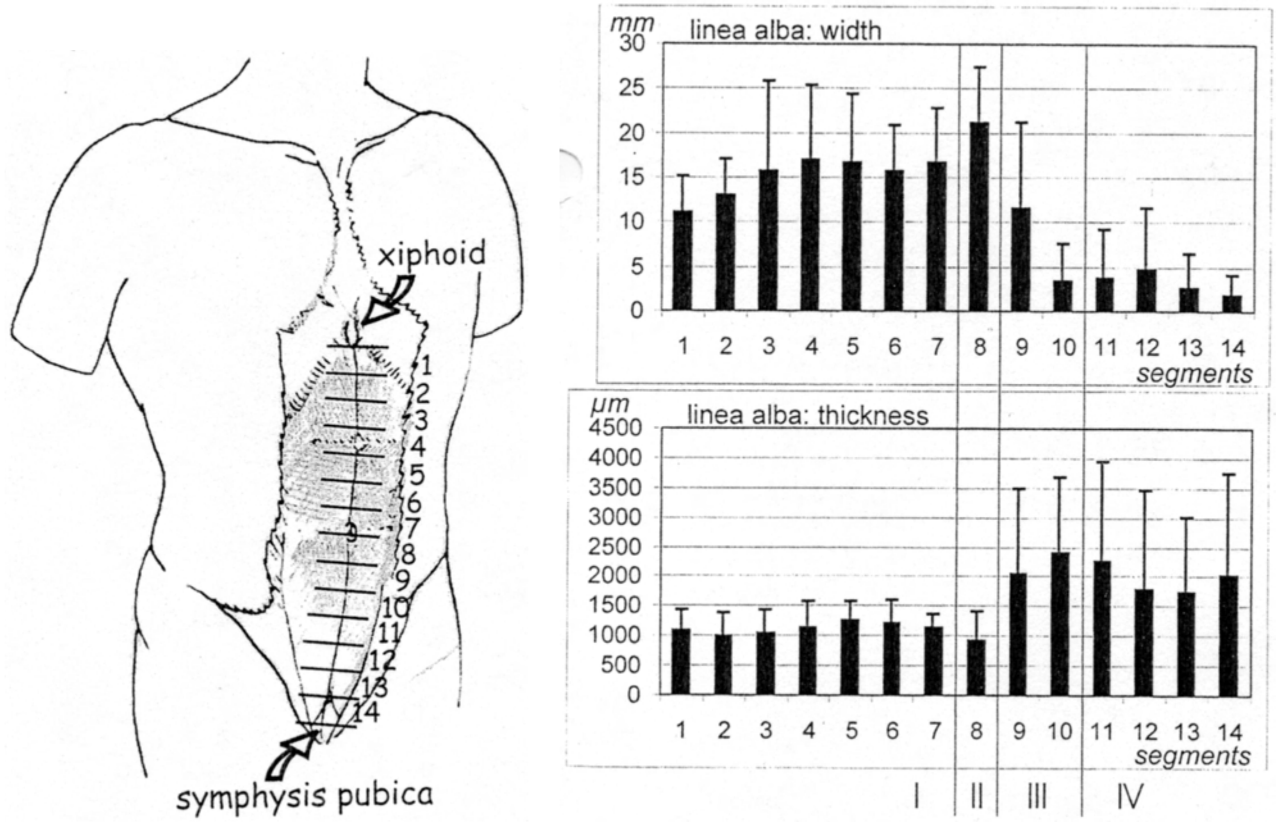

Abbildung 2.3: Geometrie der linea alba, oben: Breite, unten: Dicke (AXER [79, 80])

Das vordere (ventrale) Blatt der Rectusscheide besitzt im Körper eine relativ konstante Dicke. Dagegen nimmt die Dicke des hinteren (dorsalen) Blatts der Rectusscheide vom Unterbauch zum Oberbauch zu (Abbildung 2.4).

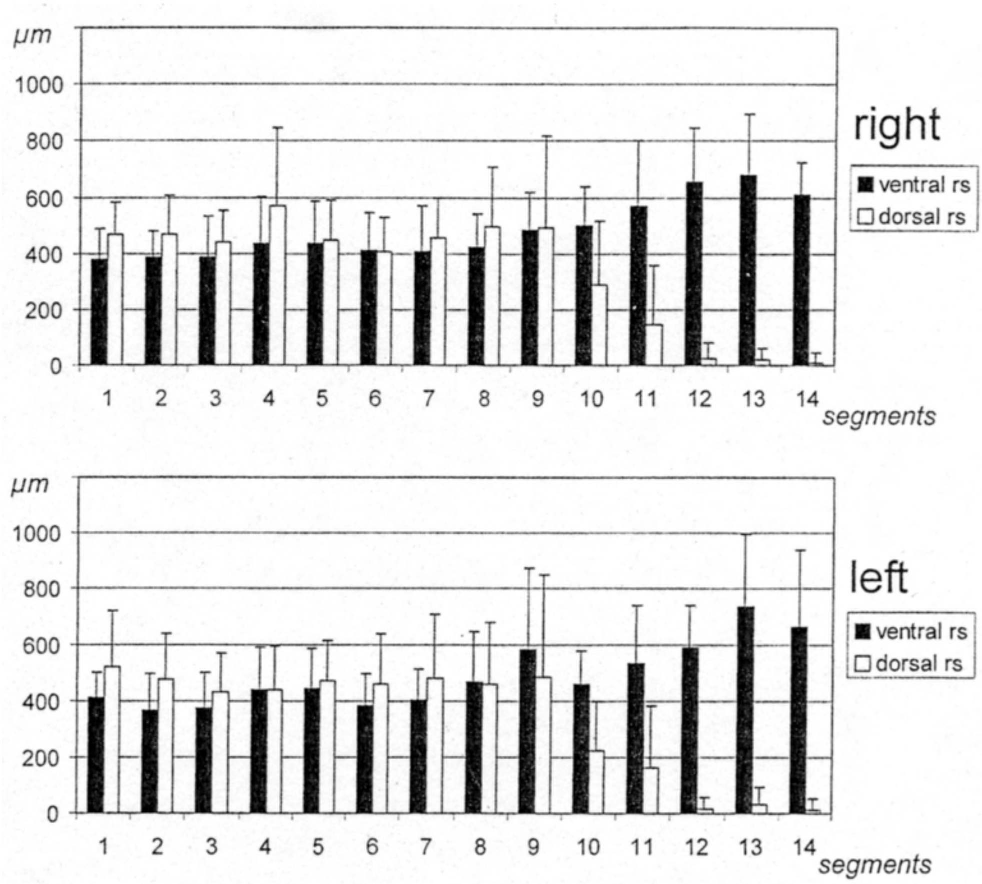

Abbildung 2.4: Dicke der Rectusscheide, oben rechte und unten linke Seite, ventral: vorne, dorsal: hinten (AXER [79, 80])

Der leicht elliptische Rectus hat eine Dicke von etwa 1 cm und eine Breite von etwa 6 cm.

2.2 Vergleich zwischen humaner und porziner Bauchwand

Da für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Experimente aufgrund der Verfügbarkeit porzine und nicht humane Bauchwände benutzt wurden, erfolgt ein Vergleich des anatomischen Aufbaus.

Die porzine Bauchwand weist einen sehr ähnlichen Aufbau wie die menschliche Bauchwand auf. Sie besteht ebenfalls im Wesentlichen aus Externus, Internus, Transversus und Rectus mit zugehörigen Aponeurosen (Abbildung 2.5). Die Muskeln inserieren mit ihren Aponeurosen auch medial in der linea alba NICKEL [82]. Einziger markanter Unterschied zwischen porziner und humaner Bauchwand ist die Anordnung des Transversus. Während er beim Menschen eher seitlich vor dem Rectus endet, überlappt er den Rectus des Schweins teilweise NICKEL [82]. Dabei gibt es von Individuum zu Individuum deutliche Unterschiede. Bei jungen Tieren stimmen die Proportionen des Körpers gut mit den menschlichen überein. Daher wurden im Rahmen dieser Arbeit ausschließlich die Gewebe der Bauchwände junger Tiere geprüft.

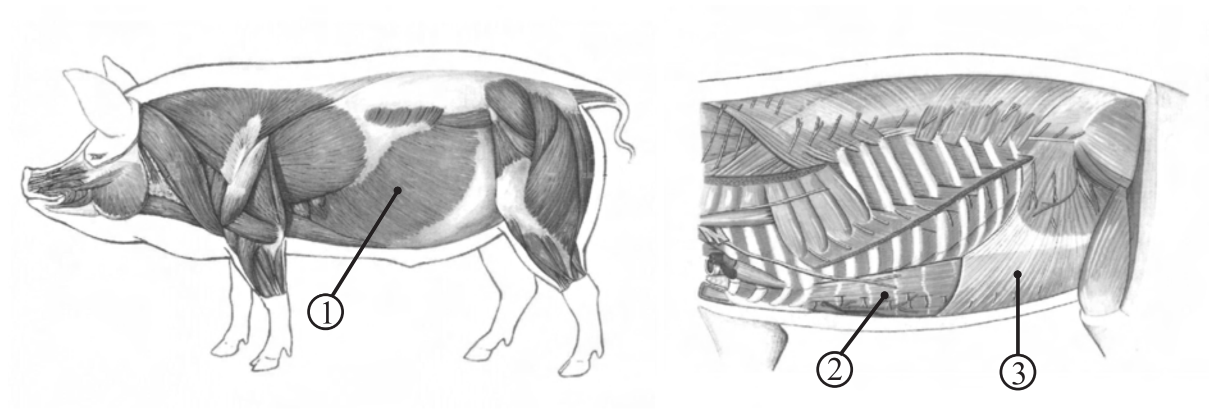

Abbildung 2.5: Aufbau der porzinen Bauchwand: 1 - Externus, 2 - Rectus, 3 - Internus (modifiziert nach POPESKO [83])

Kapitel 3

Belastungen der Bauchwand

Die Bauchwand wird durch das Eigengewicht der Innereien und Fettgewebe und durch hydrostatischen Druck bei Einschnürung des Bauchraums durch Muskelaktivität belastet. Auf die Recti und seine umschließenden Aponeurosen und Faszien sowie die linea alba kann darüber hinaus eine Zugbelastung wirken, die von einem Zusammenziehen der seitlichen Bauchmuskeln bei Aktivierung herrührt.

Der Bauchraum kann näherungsweise als geschlossener Raum angesehen werden. Er ist über dem Schwertfortsatz durch das Zwerchfell begrenzt, was auch allfällige Lasten etwa aufgrund des Gewichts der Lunge aufnimmt. Der Bauchinnenraum ist mit Peritoneum ausgekleidet. Das Peritoneum hat eine glatte Oberfläche an der sich die Innereien frei verschieben können. Daher wirkt das Eigengewicht der Innereien im Sitzen und Stehen als hydrostatischer Druck. Der Druck p nimmt linear nach $p = \rho\ g\ x$ mit der Entfernung vom Ansatz des Schwertfortsatzes zu. Darin ist ρ die Dichte der Innereien und g die Erdbeschleunigung. Sie beträgt in Höhe des Meeresspiegels etwa g= 9,81 m/s^2. x ist die Entfernung von der Oberkante des Schwertfortsatzes.

Bei einer durchschnittlichen Körperlänge von 176 cm ist die Bauchhöhlenhöhe nach DELP [84] 35,6 cm. Da es auch größere Menschen gibt, wird hier von einer Höhe der Bauchhöhle von 40 cm ausgegangen. Aufgrund des hohen Wasseranteils des Körpers, wird die Gewebedichte zu $\rho = 1\ kg/dm^3$ angenommen. Dann ist der Druck in der Bauchhöhlenmitte 1,96 kPa und unten 3,92 kPa.

Der Druckunterschied zwischen Liegen und Stehen beträgt nach DRYE [85] und MARRAS [86] in der Bauchmitte etwa 1,2 kPa und der Druck 1,98 kPa. Theoretische und experimentell bestimmte Werte stimmen sehr gut überein. Die Druckunterschiede zwischen Sitzen und Stehen sind gering.

Die intraperitoneal bestimmte Grundlast beträgt etwa nach DRYE [85] p=0,78 kPa und ist konstant über die Rumpfhöhe.

Da Frauen durchschnittlich kleiner als Männer sind, ist auch der intraperitoneale Druck bei Frauen etwas geringer. Die sich aus dem Eigengewicht der Eingeweide qualitativ ergebende Druckverteilung ist aus Abbildung 3.1 a) ersichtlich.

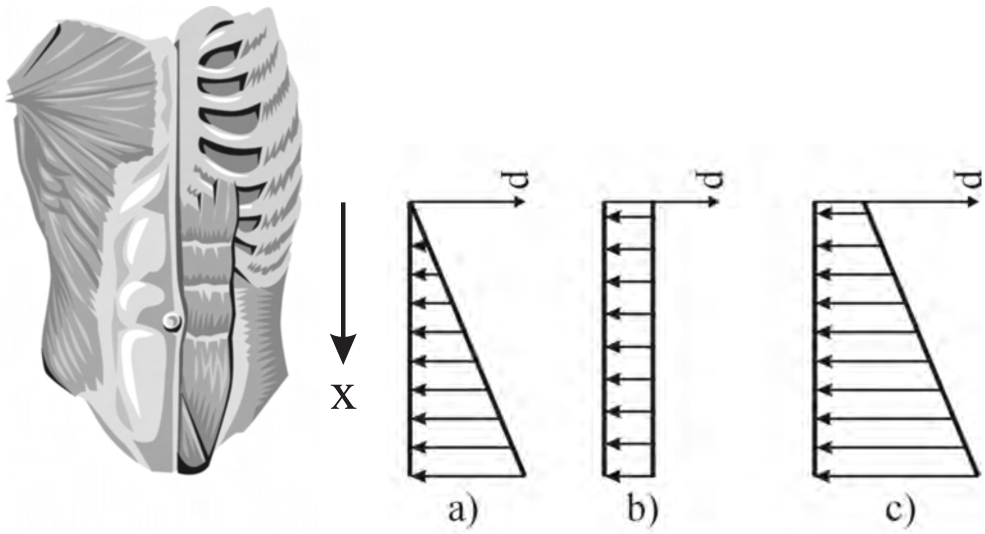

Abbildung 3.1: Druckbelastung der Bauchwand, a) durch Eigengewicht der Innereien, b) durch Kompression der Bauchhöhle, c) gesamt

Bei diversen Aktivitäten überlagern sich hydrostatische konstante Drücke mit der linear ansteigenden Druckverteilung aus dem Eigengewicht der von der Bauchwand eingeschlossenen Eingeweide zur Gesamtdruckbelastung der Bauchwand (Abbildung 3.1). Dabei stellt die Druckbelastung aufgrund des Eigengewichts der Eingeweide zusammen mit den konstanten Drücken aufgrund der Atmung die häufigste Belastung der Bauchwand im Alltag dar. Die durch Atmung hervorgerufene Druckerhöhung beträgt nach DRYE [85] 0,2 kPa - 0,39 kPa und nach EFFENBERGER [87] 0,33 kPa - 0,47 kPa.

Neben den bereits zitierten Veröffentlichungen liegen diverse weitere Messungen bezüglich der Druckverhältnisse im Bauchraum vor, die aus den unterschiedlichsten Gründen erfolgten. Diesen werden die hydrostatischen konstanten Drücke bei verschiedenen Aktivitäten entnommen. Die Experimente unterscheiden sich im wesentlichen aufgrund der Positionierung der Druckmesssensoren. Es gibt Messungen im Magen, womit der intraabdominale Druck bestimmt wird. Auch erfolgten Messungen intra peritoneal, was der Bestimmung des intraperitonealen Drucks dient. Im Darmtrakt sind ebenfalls Messungen durchgeführt worden. Die Ergebnisse unterscheiden sich zwangsläufig. Des Weiteren können sich auch gleichartige Messungen durch die Positionierung der Druckmesssensoren (z.B. Rumpfhöhe) unterscheiden.

Falsches Heben kann zu Belastungen der Bauchwand führen, die eine Hernie hervorrufen. Ein solcher Fall ist etwa von CODA [88] dokumentiert. Von HODGES [89] wurde der entlastende Einfluss des intra abdominalen Druckes auf die Wirbelsäule beim Heben untersucht. Bei einer um 50° geneigten Haltung steigt dieser um bis zu 2,9 kPa an. Von HEMBORG [90] fanden ebenfalls intra abdominale Druckmessungen beim Heben statt. Dabei erfolgte auch eine Untersuchung von Trainingseffekten. Training hat danach keinen signifikanten Einfluss auf den intraabdominalen Druck. Der Druck steigt linear mit dem gehobenen Gewicht an. Die Ergebnisse sind bei den Versuchspersonen sehr unterschiedlich und variieren beispielsweise beim Rückenheben von 25 kg zwischen 2,8 kPa und 11,1 kPa. Im Stehen beträgt der Druck bei untrainierten Personen 1,6 kPa - 3,3 kPa und der Mittelwert ist 2,2 kPa. Bei trainierten Personen beträgt der Druck 1,3 kPa - 3,3 kPa (Mittelwert 2,6 kPa).

Von CAMPBELL [91] wurde der Druck im Magen beim Atmen zu 0,49 kPa - 1,47 kPa mit Variationen von 0,29 kPa - 0,49 kPa bestimmt. Darüber hinaus erfolgte die Messung der Muskelaktivität beim Atmen, wobei beim Atmen keine messbare Aktivität festzustellen ist.

Der Druck im Magen gibt qualitative Hinweise auf die Belastungen der Bauchwand. Er stimmt aber quantitativ nicht mit dem intra peritonealen Druck überein. Beispielsweise wird die Belastung der Bauchwand durch das Gewicht der eingeschlossenen Organe nicht erfasst. Für die Belastung der Bauchwand ist der intra peritoneale Druck, also der Druck im direkten Kontakt zur Bauchwand, aufschlussreicher.

Aus der bereits zitierten Arbeit von DRYE [85] ist zu entnehmen, dass die durchschnittlichen Drücke bei Alltagsaktivitäten, wie Gehen 1,77 kPa, Sitzen 1,66 kPa, Aufstehen 2,84 kPa und Hinlegen 2,54 kPa betragen. Husten führte zu Drücken von 6,08 kPa und Brechen zu 7,85 kPa. Maximal wurden 14,71 kPa beim Brechen gemessen. Die Untersuchungen von STEFFEN [92], PIZA-KATZER [93] und KIRSCH [94] bestätigen grundsätzlich die von DRYE erzielten Erkenntnisse. Die Atmung verursacht nur einen geringen Druckanstieg im Bauch von 0,2 kPa - 0,39 kPa.

Weitere Ergebnisse der intraperitonealen Druckmessungen in Höhe des Bauchnabels von MARRAS [86] sind, dass der maximale Druck beim Husten im Liegen 10,67 kPa, beim Husten im Sitzen 17,33 kPa und beim Heben von 23 kg 14,67 kPa beträgt. Naturgemäß traten bei den Messungen große Streuungen auf. Weiterhin ist festgestellt worden, dass der intraperitoneale Druck linear mit zunehmenden Body-Mass-Index ansteigt.

SCHRAMM [95] brachte Hirndrucksonden direkt zwischen vorderem Blatt der Rectusscheide und dem Rectus in der Körpermitte von Hunden an. Der maximal erfasste Druckwert überhaupt betrug 23,33 kPa und ist damit etwas höher als der allgemein akzeptierte Grenzwert für den Menschen von 20 kPa. Die maximalen Drücke sind nach Laparoskopie (Endoskopie) um 1/3 höher als nach Laparotomie. Es besteht kein Zusammenhang zwischen Lebensalter und Druck. Die Druckbelastungen von Hunden sind etwas größer als beim Menschen.

Umfangreiche Messungen bezüglich der auftretenden Bauchdrücke hat EFFENBERGER [87] an menschlichen Probanden durchgeführt. Insgesamt gab es 12 Messpunkte im Bauchraum. Die Drücke wurden einerseits mittig in der linea alba direkt zwischen vorderem und hinterem Blatt der Rectusscheide gemessen und andererseits wurde an den Seiten des Rumpfes transmuskulär gemessen. Die Messungen erfolgten während der ersten beiden Tage nach einer Operation. Die Drücke sind mittig im Durchschnitt größer als seitlich, was auf die unterschiedliche Position der Druckmesser zurückzuführen ist. Zum Steißbein hin sind die Druckwerte im Durchschnitt um den Faktor 1,2 größer als zum Kopf hin. Der größte gemessene Druck betrug 13,87 kPa und wurde beim Husten gemessen. Nach dem Heilen der Wunde ist nicht ausgeschlossen, dass auch höhere Druckwerte auftreten. Die tiefe Inspiration stellt keine wesentliche Nahtbelastung dar. In Tabelle 3.1 sind die durchschnittlichen medialen Druckwerte (p_m) und lateralen Druckwerte (p_l) bei verschiedenen Aktivitäten aufgelistet. Die Unterschiede weisen deutlich auf den starken Einfluss der Messinstrumentposition auf die Ergebnisse hin. In der Arbeit von EFFENBERGER sind auch Häufigkeitsverteilungen der Drücke angegeben. Insgesamt liegen 95% der Werte zwischen 0,87 kPa und 2,20 kPa. Bei Inspiration liegen 95% der Werte zwischen 1,20 kPa und 2,67 kPa.

Tabelle 3.1: Durchschnittliche Drücke während zwei Tagen post operativ bei verschiedenen Aktivitäten in kPa nach EFFENBERGER [87]

	p_m	p_l	p_m/p_l
Gesamt	$1,88 \pm 0,09$	$0,93 \pm 0,15$	2,02
Inspiration	$2,12 \pm 0,15$	$1,44 \pm 0,11$	1,47
Schmerzen	$3,68 \pm 0,27$	$2,81 \pm 0,25$	1,31
Husten	$7,57 \pm 0,49$	$3,85 \pm 0,67$	1,97

Den Veröffentlichungen nach sind die Druckerhöhungen bei Alltagsbelastungen wie Aufstehen maximal 2,06 kPa. In diesem Bereich liegen auch 95% aller Druckwerte nach den von EFFENBERGER [87] gemessenen Häufigkeitsverteilungen. Darüber hinaus werden auch weitaus höhere Druckwerte registriert. Dabei wird allgemein von maximalen Druckbelastungen von 20 kPa ausgegangen, was der Messung von Spitzenwerten bei Einzelpersonen entspricht. Die Spitzendrücke können nur bei vollständiger Aktivierung aller Bauchmuskeln generiert werden. Es ist nicht klar in wie weit diese Drücke kritisch für das Auftreten von Hernien sind, da ihre Wirkzeiten sehr klein sind und die aktive Muskulatur maßgeblich die Last übernimmt. In der vorliegenden Arbeit wird mit einem Druck von 6 kPa gerechnet, was nach DRYE dem Druck beim Husten entspricht. Bei passiver Muskulatur ist eine Simulation mit größeren Drücken nicht sinnvoll, weil diese erst durch Aktivierung und Kontraktion der Muskulatur entstehen.

Ein weiterer Lastfall ist Zugbelastung bei Aktivierung der seitlichen Bauchmuskeln. Muskeln erzeugen im physiologischen Bereich eine Spannung von 3 - 6 N/cm^2. Die Maximalkraft der Muskeln ist größer. Die Muskelkraft wird über die Aponeurosen der seitlichen Bauchmuskeln zur linea alba übertragen.

Neben den Belastungen der Bauchwand sind auch die Belastungsgeschwindigkeiten $\dot{\varepsilon} = \frac{\Delta\varepsilon}{\Delta t}$ etwa zur Festlegung von Prüfgeschwindigkeiten für Experimente von Interesse. Mittels 3D-Photogrammetrie erfasste KLINGE [96, 17] die Verformungen der Bauchwandoberfläche auf der Haut. Der maximale Höhenunterschied der Bauchwand zwischen tiefem Einziehen und maximalem Herausdrücken des Bauches beträgt danach bei gesunden Menschen 4,27± 2,03 cm. Von SCHUMPELICK [10] und WELTY [97] ist der Höhenunterschied von der selben Forschergruppe mit 5,5±1,9 cm angegeben. Die Veränderung der Beweglichkeit von

Bauchwänden nach Implantation von chirurgischen Netzen zur Hernienversorgung wurde ebenfalls untersucht. Nach Implantation von Atrium-Netzen beträgt die Höhendifferenz 3,7±1,6 cm, von Vypro-Netzen 3,4±2,0 cm und von Marlex-Netzen 3,4±1,7 cm. Netzimplantate führen also zu einer Einschränkung der Bauchwandbeweglichkeit.

Im Liegen ist der vordere Teil der Bauchwand, in dem chirurgische Netze eingebaut werden, nur schwach gekrümmt. In der nachfolgenden Abschätzung wird von einer Ebene ausgegangen. Die Breite beträgt etwa s= 30 cm. Bei Extrusion wölbt sich die vordere Bauchwand nach außen. Wird von einem Kreisabschnitt (Abbildung 3.2) ausgegangen, ergibt sich dabei die neue Länge der Bauchwand als resultierende Bogenlänge b.

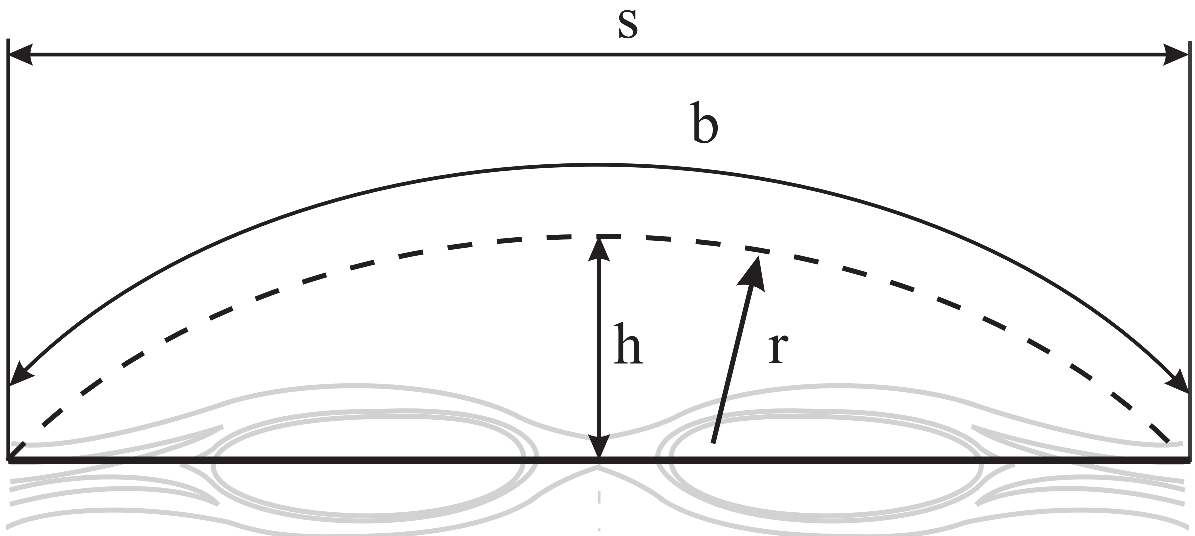

Abbildung 3.2: Bauchwandverformung

Die Bogenlänge berechnet sich nach

$$b = s + h^2 \left(\frac{2}{s} + \frac{2s}{3\,(4h^2 + s^2)} \right) \tag{3.1}$$

und die Ingenieur-Dehnung der Bauchwand aus

$$\varepsilon = \frac{b - s}{s} 100\%. \tag{3.2}$$

Die Dehnung der Bauchwand ist bei einem Höhenunterschied von 5,5 cm $\varepsilon = 8,7\%$. Wird vorausgesetzt, dass die Ruhelage zwischen tiefem Einziehen und maximaler Extrusion der Bauchwand in der Mitte ist, resultieren Dehnungen von $\varepsilon = 2,2\%$. Eine Dehnung von $\varepsilon = 0,6\%$ ergibt sich für h/4, was hochgeschätzt etwa der Dehnung beim Atmen entspricht. Menschen atmen 12 bis 18 mal in der Minute. Nach jedem Atemzyklus wird eine kurze Pause gemacht. Den resultierenden Dehnungs-Zeit-Verlauf über die Zeit t zeigt Abbildung 3.3.

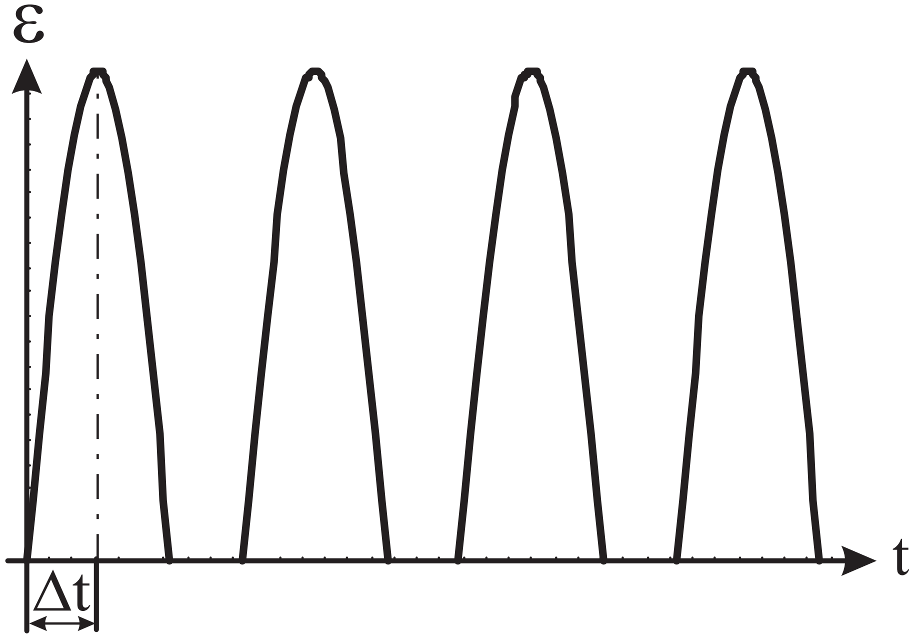

Abbildung 3.3: Dehnung-Zeit-Verlauf der Bauchwand beim Atmen

Unter Vernachlässigung der von Mensch zu Mensch unterschiedlich langen Atempausen, ergeben sich Dehngeschwindigkeiten von $\dot{\varepsilon}$= 14,4%/min - 21,6%/min. Die realen Dehngeschwindigkeiten sind etwas größer, weil das Zeitintervall Δt bei Berücksichtigung der Atempausen kleiner ist. In der vorliegenden Arbeit wird von Dehngeschwindigkeiten von $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$ ausgegangen. Es sei erwähnt, dass die wesentliche Aufgabe der Bauchwand eine statische Haltefunktion ist. Dazu kommen geringe Verformungen aufgrund von Sonderlasten.

Kapitel 4

Materialeigenschaften von Implantatfäden

Es erfolgte exemplarisch eine Untersuchung der Materialeigenschaften von Fäden, den Grundbausteinen von Netzimplantaten zur Versorgung von Hernien, der Firma Ethicon GmbH. Weil Prolene, ein syndiotaktisches Polypropylen, auch als Nahtmaterial weit verbreitet ist, bieten sich insbesondere Prolenefäden für eine exemplarische Analyse an. Aufgrund der Verbreitung sind seine Eigenschaften von besonderem Interesse. Daneben erfolgte hier die Untersuchung des neu entwickelten Fadenmaterials Pronova aus Polyethylen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden erstmals Kennwertfunktionen bei verschiedenen Belastungsgeschwindigkeiten ermittelt. Neu ist auch die Untersuchung von Fertigungseinflüssen auf die Materialeigenschaften von Prolene.

4.1 Quasistatische und zügige Versuche

4.1.1 Versuchsdurchführung und -aufbau

Die Versuche erfolgten dehnungsgesteuert mit einer Zwick Z2.5/TN1S Materialprüfmaschine. Geprüft wurden Prolene und Pronova bei Raumtemperatur und mit verschiedenen Belastungsgeschwindigkeiten. Von Prolene standen Fäden mit Durchmessern von 3,5 mils (0,0889 mm), 5 mils (0,127 mm) und 6 mils (0,1524 mm) zur Verfügung. Der Fadendurchmesser von Pronova betrug 5 mils. Die Proben waren 10 cm lang. Die Einspannung erfolgte mit einer 50N-Fadenklemme der Firma Zwick.

4.1.2 Versuchsergebnisse

Aufgrund der geringen Streuungen der Messergebnisse (Abbildung 4.1) wird auf eine detaillierte Darstellung von Einzelversuchen verzichtet.

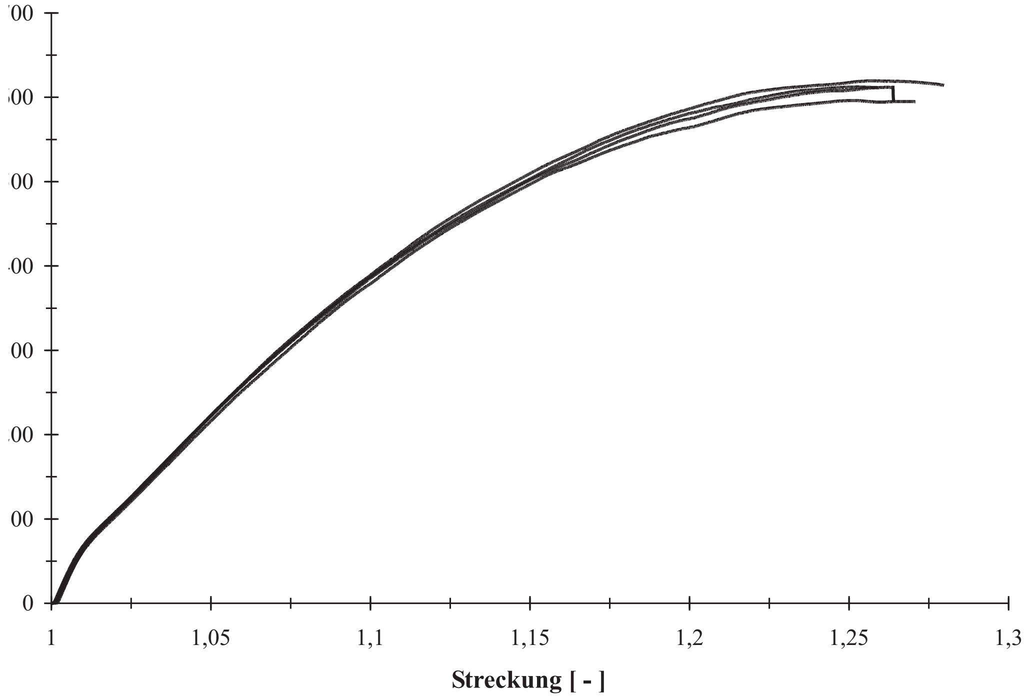

Abbildung 4.1: Prolene, Zugversuch, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T = 20°C

Die Eigenschaften von Prolene sind bereits bei moderaten Deformationen relativ stark von Fertigungseinflüssen geprägt, was für gängige Materialien Standard ist (Abbildung 4.2). So nimmt die Steifigkeit des Materials mit abnehmenden Durchmesser zu, was auf eine stärkere Orientierung des Materials während der Fertigung zurückzuführen ist. Des Weiteren ist das Spannungs-Dehnungs-Verhalten von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig. Die Materialsteifigkeit nimmt mit zunehmender Belastungsgeschwindigkeit zu. Auch diese Materialeigenschaft ist besonders für Kunststoffe typisch. Im physiologisch relevanten Belastungsbereich werden die Fäden nur sehr wenig verformt. Die Dehnung liegt im Bereich weniger Prozent, so dass die angesprochenen Charakteristika des Materials hier nicht von großer Bedeutung sind. Die größere Steifigkeit von Fäden kleineren Durchmessers kann teilweise die relativ geringen Unterschiede zwischen den Netzsteifigkeiten von kleinporigen Netzen mit dicken Fäden und Netzen mit größeren Maschenweiten und dünneren Fäden erklären.

Die Materialeigenschaften von Pronova entsprechen qualitativ den Eigenschaften von Prolene. Quantitativ weist Pronova jedoch eine geringere Steifigkeit als Prolene auf, was es, aufgrund der geringen Steifigkeit biologischer Gewebe, als vielversprechendes neues Material erscheinen lässt (Abbildung 4.3).

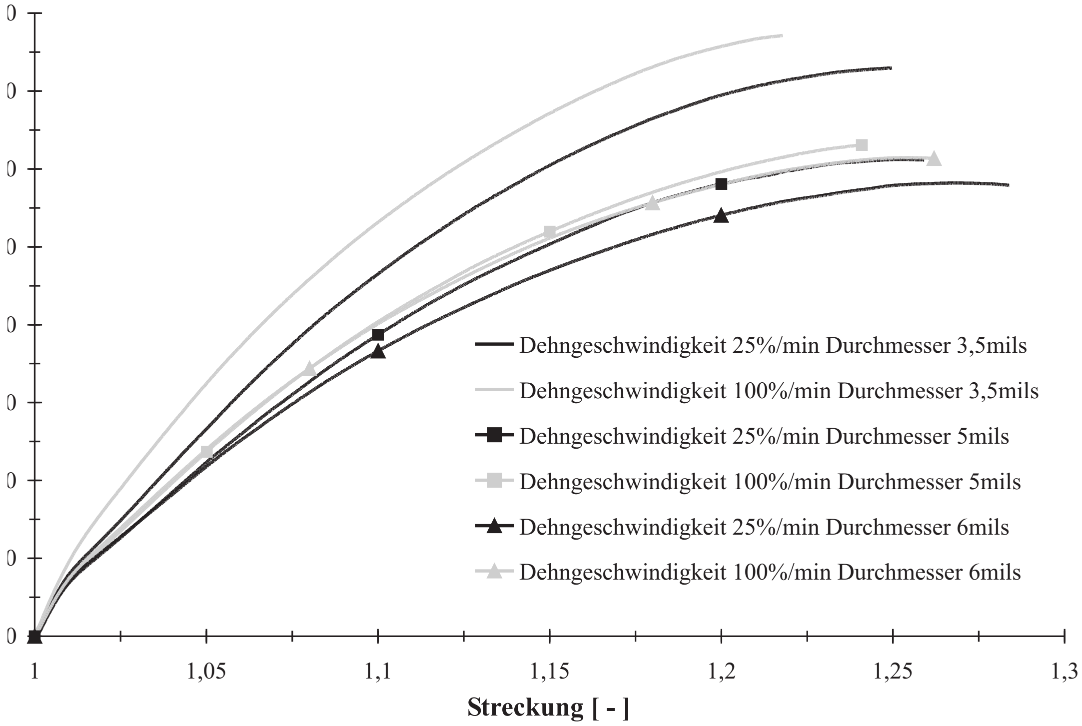

Abbildung 4.2: Eigenschaften von Prolenefäden abhängig von Belastungsgeschwindigkeit und Fadendurchmesser, T = 20°C

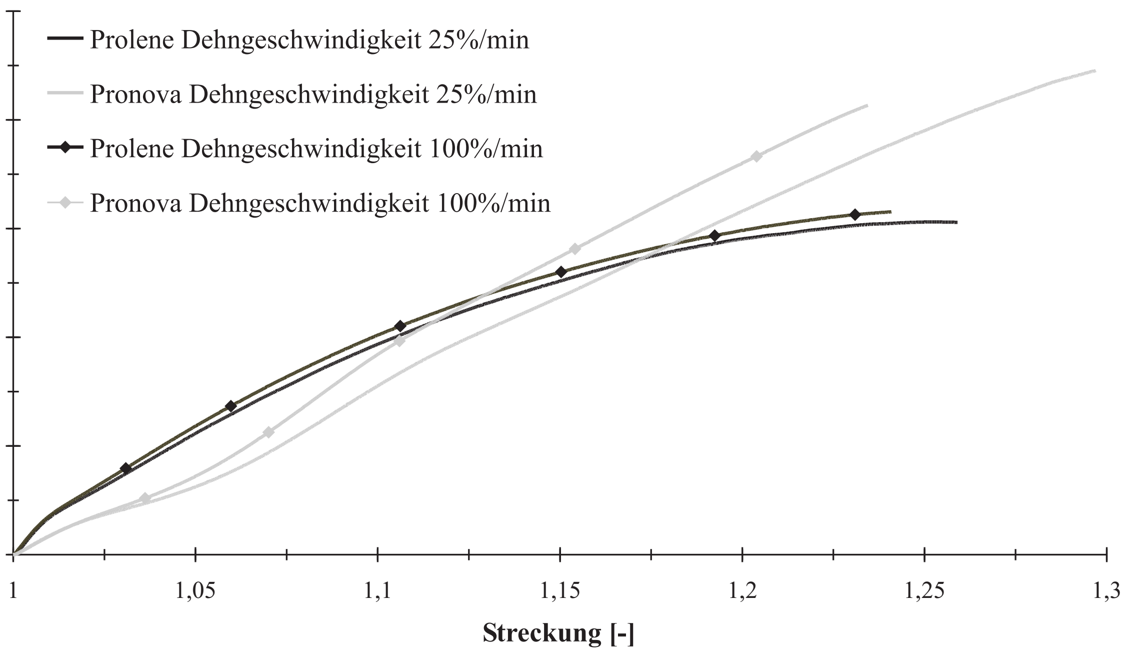

Abbildung 4.3: Eigenschaften von Prolene und Pronova, T = 20°C

4.2 Betriebsfestigkeitsuntersuchungen

4.2.1 Versuchsdurchführung, -aufbau und -auswertung

Neben den quasistatischen und zügigen Versuchen fanden im Rahmen dieser Arbeit auch erstmals Betriebsfestigkeitsuntersuchungen statt. Dazu stand eine Schenck Hydropuls PSA 40 zur Verfügung. Aufgrund der sehr kleinen Fadenkräfte sind diese mit der 40 kN-Maschine nicht zu erfassen. Es werden vorwiegend die Massenträgheitskräfte der Prüfanordnung gemessen. Daher erfolgte vor den Versuchen und im Anschluss eine optische Untersuchung der Fäden mit Hilfe eines Stereomikroskopes. Die Fäden waren 10 cm lang. Die Belastung erfolgte dehnungsgesteuert. Geprüft wurden jeweils 5 Fäden (Prolene und Pronova) bei 1% und 2% Zugschwellbelastung mit 55 Hz und 100.000.000 Zyklen. Dieser Lasthorizont deckt die im Körper zu erwartenden Belastungen der Fäden ab.

4.2.2 Versuchsergebnisse

Während der Prüfungen ist kein Faden gerissen. Die Fäden weisen nach der Fertigung Fehlstellen in Form von Lufteinschlüssen auf. Eine optische Untersuchung der Fäden nach zyklischer Belastung hat gezeigt, dass es selbst an diesen Stellen maximaler Spannungskonzentration zu keinen Anrissen gekommen ist, was nachweist, dass beide Materialien als Grundfäden für Netze zur Hernienreparation geeignet sind.

Kapitel 5

Struktureigenschaften gebräuchlicher Netzimplantate

Um den Stand der Technik bezüglich der mechanischen Eigenschaften gebräuchlicher Netzimplantate zu klären, erfolgten umfangreiche Messungen mit Netzimplantaten diverser Hersteller. Im Rahmen dieser Arbeit wurden dabei erstmals die kompletten Kennwertfunktionen in Kett- und Schußrichtung ermittelt. Erst die Kenntnis der kompletten Kennwertfunktionen ermöglicht eine detaillierte Einschätzung der Elastizitäten von Netzimplantaten. Neu ist auch die Berücksichtigung anderer Netzorientierungen, die teilweise wesentlich steifer sind als die Herstellungsrichtungen. Eine Vernachlässigung dieser Orientierungen führt zu einer falschen Einschätzung der Nachgiebigkeiten von Netzimplantaten. Darüber hinaus erfolgte im Rahmen dieser Arbeit auch erstmals die Untersuchung der Einflüsse von Belastungsgeschwindigkeit und Temperatur auf die Struktureigenschaften diverser Netzimplantate.

5.1 Aufbau, Zusammensetzung und Marktübersicht

Netzimplantate lassen sich nach Material, Maschengröße und Bindungsart unterscheiden.

Die gebräuchlichsten Netze sind aus Polypropylen, Polyester und expandiertem Polytetrafluorethylen. Alle Materialien haben Eigenschaften, etwa Bioinertheit, die den Einsatz als Netzimplantat rechtfertigen, aber kein Material besitzt ideale Eigenschaften (BRENNER [98], MORRIS-STIFF [4], SCHUMPELICK [12]). Aus mechanischer Sicht sind insbesondere die enormen Steifigkeitsunterschiede der Netzmaterialien und der umgebenden Gewebe problematisch.

Eine Übersicht gebräuchlicher Implantate geordnet nach Fadenmaterial gibt Tabelle 5.1.

Die meisten Implantate zur Hernienversorgung sind Gewirke, die den Vorteil großer Randstabilität aufweisen. Dagegen würden z. B. Gewebe oder gar Gelege am Rand leicht ausfransen. Abhängig von der Art des Gewirkes und dem verwendeten Grundfaden haben die

Tabelle 5.1: Kunststoffnetze im medizinischen Gebrauch

Material	Handelsname
Polypropylen	Atrium ® (Monofilament) Marlex ® (Monofilament) Optilene ® (Monofilament) Parietene PP ® (Monofilament) Parietene PPL ® (Monofilament) Premilene ® (Monofilament) Premilene LP ® (Monofilament) Prolene ® (Doppelfilament) Surgipro ® (Multifilament)
Polytetrafluorethylen (PTFE)	Dual Mesh ® (30-60μm Perforation einseitig) Gore-Tex ® (Soft Tissue Patch) Mycro-Mesh ® (2mm Perforationen) Teflon ® (Multifilament)
Polyvinyl	Ivalon Sponge ®
Polyamid	Nylon ®
Polyester (Polyethylenterephtalat)	Mersilene ® (Multifilament) Dacron ® Parietex TEC ® (Multifilament) Parietex TET ® (Multifilament)
Polyglactin 910	Vicryl ® (resorbierbar)
Polyglykolsäure	Dexon ® (resorbierbar)
Polypropylen, Polyglacin 910	Vypro ® (Multifilament, teilresorbierbar) Vypro II ® (Multifilament, teilresorbierbar)
Polypropylen Poliglecapron	Ultrapro ®(Monofilament, teilresorbierbar)

Netzimplantate große Poren, kleine Poren oder Kombinationen aus großen und kleinen Poren, die bei genügender Größe ein Einwachsen von Gewebe ermöglichen. Unter Poren werden dabei die Öffnungen zwischen den Fäden der textilen Flächengebilde und nicht allfällige Lücken in den Fäden der Implantate verstanden.

Die Wirkfäden sind monofil oder multifil sowie resorbierbar, teilresorbierbar oder nicht resorbierbar. Multifile textiltechnisch verarbeitete Fäden weisen neben den Poren aufgrund der Makrostruktur des Gewirkes weitere Lücken im Faden selbst auf. Eine Ausnahme bildet das Prolene-Netz, bei dem zwei Einzelfäden zusammen gewirkt werden, die nicht textiltechnisch verbunden sind. Bei Gewirken aus multifilen Fäden kann bei genügender Größe auch Gewebe in die Lücken des Wirkfadens wachsen. Monofilamente und die zwei nicht textiltechnisch verbundenen Einzelfilamente des Prolene-Netzes haben keine oder zu kleine Lücken im Wirkfaden, so dass dort ein Einwachsen in den Faden nicht möglich ist, wohl aber in die Netzporen.

Ein Einwachsen von Narbengewebe in die textilen Flächengebilde ist ausdrücklich erwünscht, da erst so eine feste Verbindung zwischen Implantat und Gewebe entsteht. Diese Verankerung wird auch Implantatlager genannt.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden als repräsentativer Querschnitt das Prolene-, Vypro- und Vypro II-Netz der Firma Ethicon GmbH, das Optilene-, Premilene-, und Premilene LP-Netz der Firma BBD-Aesculap und das Parietene PP-, Parietene PPL-, Parietex TEC und Parietex TET-Netz der Firma Sofradim untersucht.

Das Prolene-Netz ist ein Gewirke aus zwei zusammen gewirkten Monofilamenten und besitzt keine resorbierbaren Anteile. Die Fäden sind aus einem Prolene genannten Polypropylen, was ursprünglich als Nahtmaterial verwendet wurde und bis heute wird. Das Vypro-Netz und die Weiterentwicklung Vypro II sind ebenfalls Gewirke. Sie bestehen aus teilresorbierbaren Multifilamenten, wobei die nicht resorbierbaren Anteile aus Prolene und die resorbierbaren Anteile aus Polyglactin bestehen. Das Polyglactin vereinfacht, aufgrund der initial höheren Steifigkeit, die intra operative Handhabbarkeit der Netze. Nach etwa zwei Wochen besitzt das Polyglactin keine Steifigkeit mehr und ist nach sechs Monaten vollständig vom Körper abgebaut. Unterschied zwischen Vypro und Vypro II ist ein zusätzlicher Prolene-Faden im Vypro II gegenüber dem Vypro. Wesentlicher Unterschied von Vypro und Vypro II gegenüber dem Prolene-Netz ist die größere Maschenweite der Netze und der multifile Grundfaden. Vypro und Vypro II sind aufgrund der Annahme einer Überdimensionierung älterer Netze wie dem Prolene-Netz entwickelt worden.

Die kompletten Netze von Vypro und Vypro II werden im Rahmen dieser Arbeit als Netze und die Netze ohne resorbierbaren Anteil als Nackt-Netze bezeichnet. Die Detailstruktur der untersuchten Netzimplantate der Firma Ethicon GmbH zeigt Abbildung 5.1.

Optilene, Premilene und Premilene LP von BBD-Aesculap sind monofile Polypropylengewirke ohne resorbierbare Anteile. Optilene ist ein großporiges Netz mit Porengrößen, die dem des Vypro und Vypro II entsprechen. Premilene und Premilene LP besitzen dagegen besonders kleine Poren. Sie sind vorwiegend für die Leistenhernienreparation entwickelt

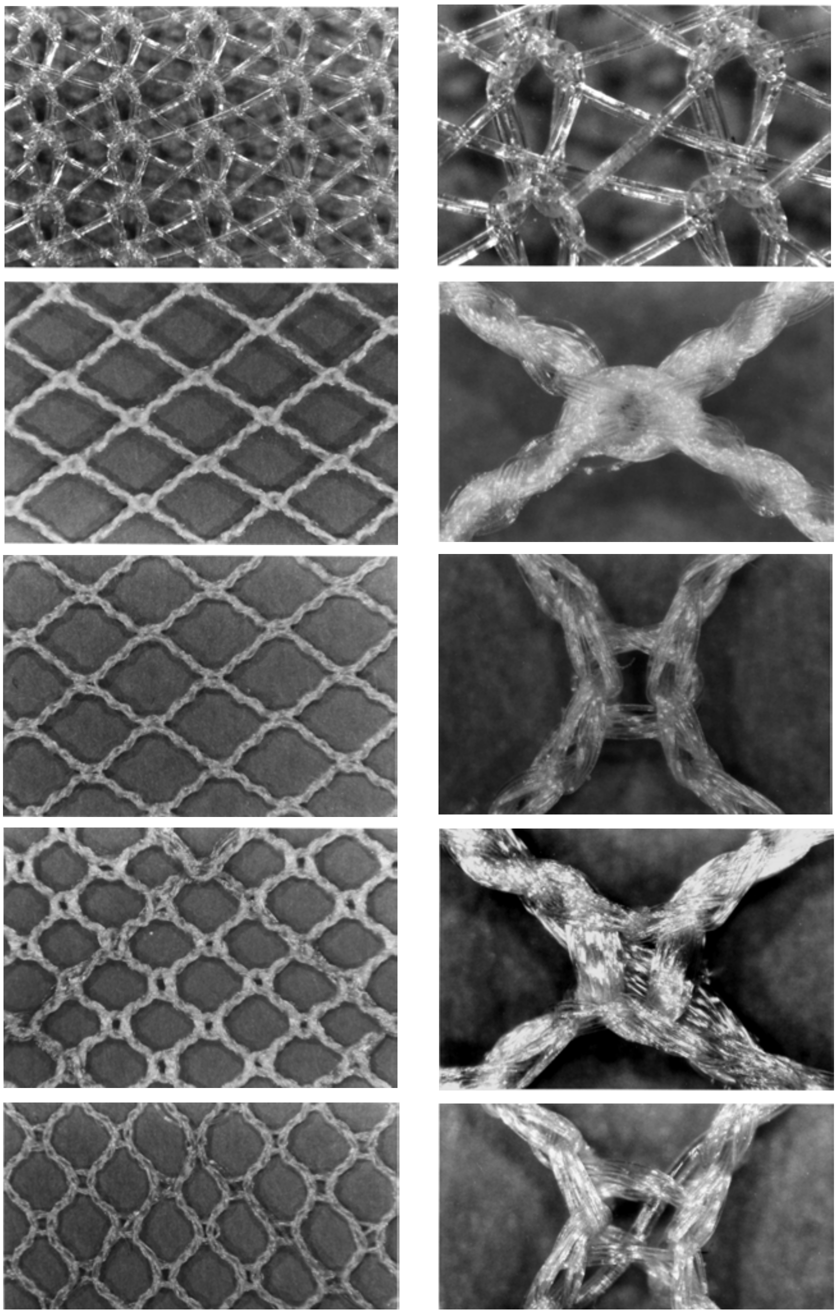

Abbildung 5.1: Struktur untersuchter Netze der Ethicon GmbH, von oben: Prolene-Netz, Vypro-Netz, Vypro-Nacktnetz, Vypro II-Netz, Vypro II-Nacktnetz

worden. Premilene LP hat dünnere Wirkfäden als Premilene. Ansonsten sind die Strukturen identisch (Abbildung 5.2).

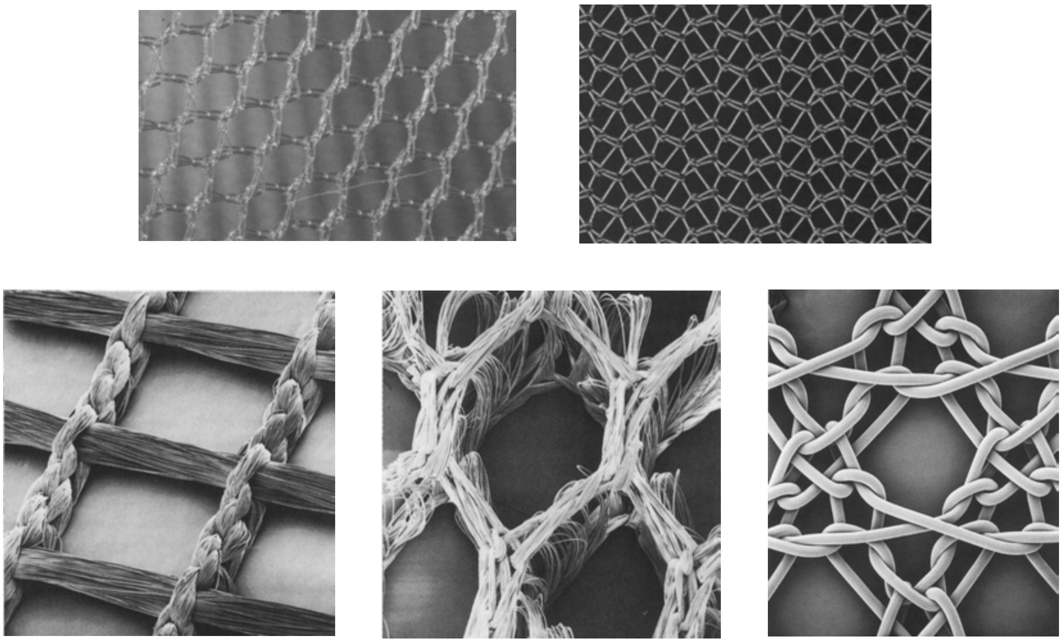

Abbildung 5.2: Struktur untersuchter Netze von BBD-Aesculap und Sofradim, links oben: Optilene-Netz, oben rechts: Premilene-Netz, unten links: Parietex TEC-Netz, unten Mitte: Parietex TET-Netz, unten rechts: Parietene-Netz

Parietene PP und Parietene PPL von Sofradim sind wiederum monofile Polypropylengewirke ohne resorbierbare Anteile. Sie besitzen eine mittlere Porengröße, und Parietene PPL unterscheidet sich von Parietene PP ausschließlich durch dünnere Wirkfäden (Abbildung 5.2). Parietex TEC und Parietex TET bestehen aus multifilen Polyesterfäden. Parietex TEC ist wie die vorher beschriebenen textilen Flächengebilde eine ebene Struktur und besitzt mittelgroße Poren. Parietex TET ist dagegen eine räumliche Struktur mit mittleren Porengrößen (Abbildung 5.2).

Der Durchmesser der Fäden des Prolene-Netzes der Ethicon GmbH ist bereits früher von 6 mils auf 5 mils reduziert worden. Sowohl BBD-Aesculap als auch Sofradim bieten heute modifizierte Netzvarianten mit Wirkfäden kleineren Durchmessers an. Die Erkenntnis, dass – zumindest – Netze früherer Generation überdimensioniert waren, ist in der Fachwelt demnach akzeptiert.

5.2 Versuchsdurchführung und -aufbau

Zur Bestimmung der anisotropen Eigenschaftscharakteristik der Netzimplantate zur Versorgung von Hernien fanden Streifenzugversuche mit Proben verschiedener Orientierung statt. Die im Einzelnen bei den Netzen geprüften Richtungen sind Abbildung 5.3 zu entnehmen. Alle Proben waren 10 cm lang und 5 cm breit. Vor der Prüfung erfolgte eine zweifache Faltung der Proben. Dabei ist jeweils 1/3 der Netzbreite gefaltet worden, so dass eine Probe mit dreifacher Netzdicke und 1/3 der ursprünglichen Netzbreite entsteht.

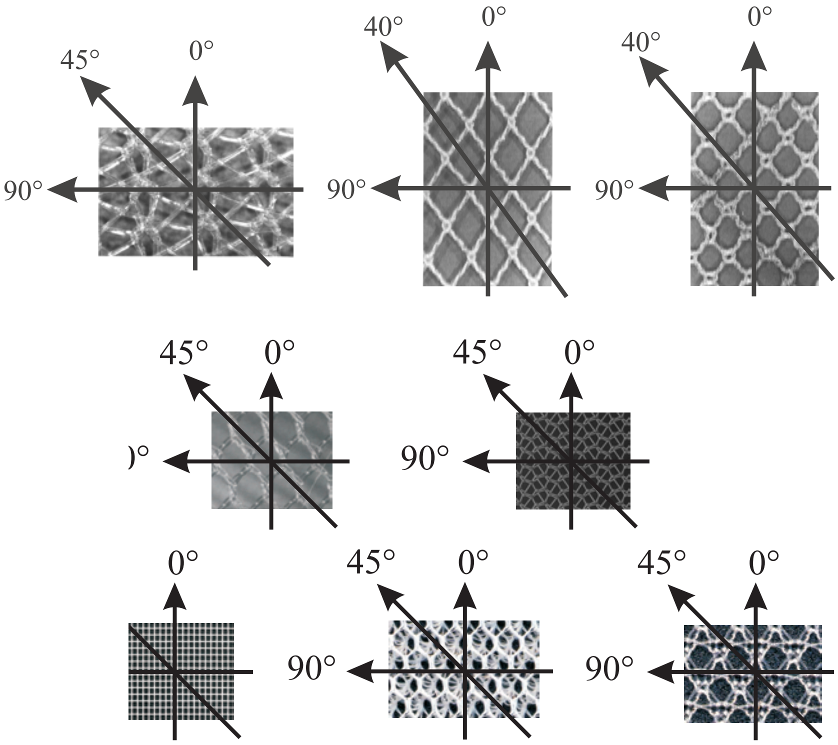

Abbildung 5.3: Orientierungen bei Zugprüfungen verschiedener Netzimplantate, links oben: Prolene-Netz, Mitte oben: Vypro-Netz, rechts oben: Vypro II-Netz, Mitte links: Optilene, Mitte rechts: Premilene-Netz, unten links: Parietex-TEC-Netz, unten Mitte: Parietex-TET-Netz, unten rechts: Parietene-Netz

Die Versuche wurden mit einer Tira Test 2410 dehnungsgesteuert durchgeführt. Dabei erfolgten mit den Netzen der Ethicon GmbH Experimente bei Raum- und Körpertemperatur und Experimente mit Dehngeschwindigkeiten von $\dot{\varepsilon}$= 25, 125 und 250%/min. Bei den Experimenten mit Körpertemperatur erfolgte die Probenerwärmung in einer Temperierkammer der Firma Noske-Kaeser (Noske-Kaeser Temperierkammer Typ TEE 52/40X). Die Kammer ist eine Stunde vor Beginn der Versuche mit einer Temperatur von 55°C in Betrieb genommen worden. Die Messung der Probentemperatur erfolgte auf der Probenoberfläche. Das Polyglactin von Vypro und Vypro II löst sich unter Temperatur- und Feuchtigkeitseinfluss auf. Daher konnten die Nackt-Netze durch zweistündiges Kochen der Netze in Wasser gewonnen werden.

Aufgrund der Verfügbarkeit erfolgten mit Netzen der Firmen BBD-Aesculap und Sofradim lediglich Versuche bei Raumtemperatur mit einer Dehngeschwindigkeit von $\dot{\varepsilon}$= 25%/min.

5.3 Versuchsergebnisse

Aufgrund des Umfangs der Untersuchungen werden hier im Hauptteil nur exemplarisch die wesentlichen Eigenschaften der Netze gezeigt und Unterschiede zwischen den Netzen verdeutlicht. In Anhang A sind die Ergebnisse der Netzuntersuchungen detailliert dargestellt. Die Darstellung im Diagramm erfolgt stets bis zur maximalen Zugkraft. Aus den Abbildungen 5.4 bis 5.6 ist die Abhängigkeit der Netzeigenschaften des Prolene-Netzes von der Belastungsgeschwindigkeit bei verschiedenen Orientierungen und bei Raumtemperatur zu erkennen. Die entsprechenden Vergleiche bei Körpertemperatur befinden sich in Anhang A.

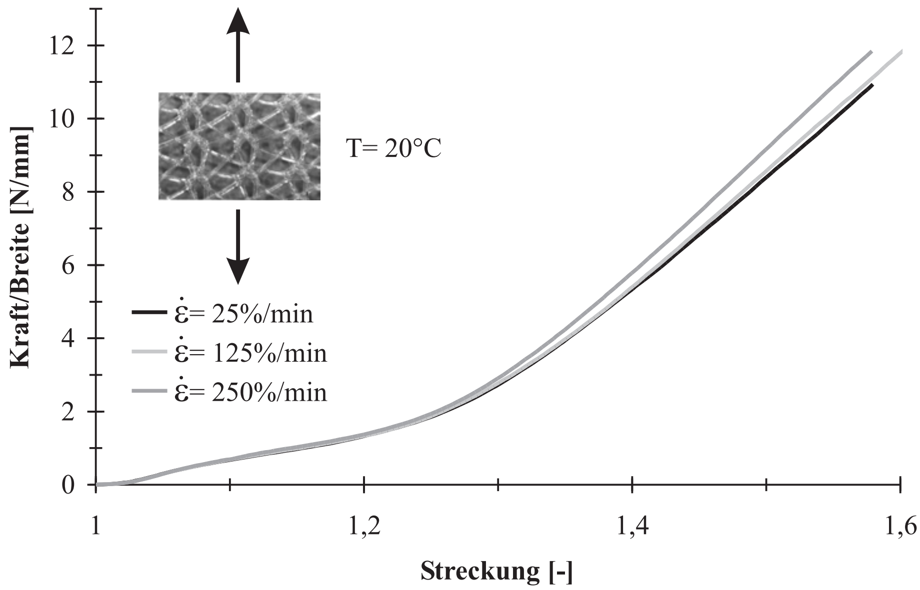

Abbildung 5.4: Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes, Zugversuch in 0°-Orientierung, T= 20°C

Die Eigenschaften des Prolene-Netzes sind nur schwach dehngeschwindigkeitsabhängig. Das gilt insbesondere im Anfangsbereich kleiner Verformung, wo die Struktureigenschaften und nicht die Materialeigenschaften dominant sind, für alle Netzimplantate. Bei geringen Belastungen beruhen die dazugehörigen Verformungen auf Maschenverformungen. Bei größeren Deformationen übernehmen die Fäden nennenswerte Last und die Materialeigenschaften der Fäden werden dann für das Netzverhalten maßgeblich.

Die Netze weisen eine Temperaturabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften auf. Auch der Temperatureinfluss macht sich dabei erst bei großen Deformationen signifikant bemerkbar. Ursache ist wiederum die Strukturverformung im Anfangsbereich, die weitestgehend unabhängig von der Temperatur ist, und die nachfolgende Lastübernahme der Fäden nach Maschenverformung. Dann sind wiederum die Materialeigenschaften der Fäden für das mechanische Verhalten der Netze maßgeblich und der Temperatureinfluss auf diese Eigenschaften macht sich bemerkbar. Exemplarisch ist dieser Einfluss in Abbildung 5.7 für das

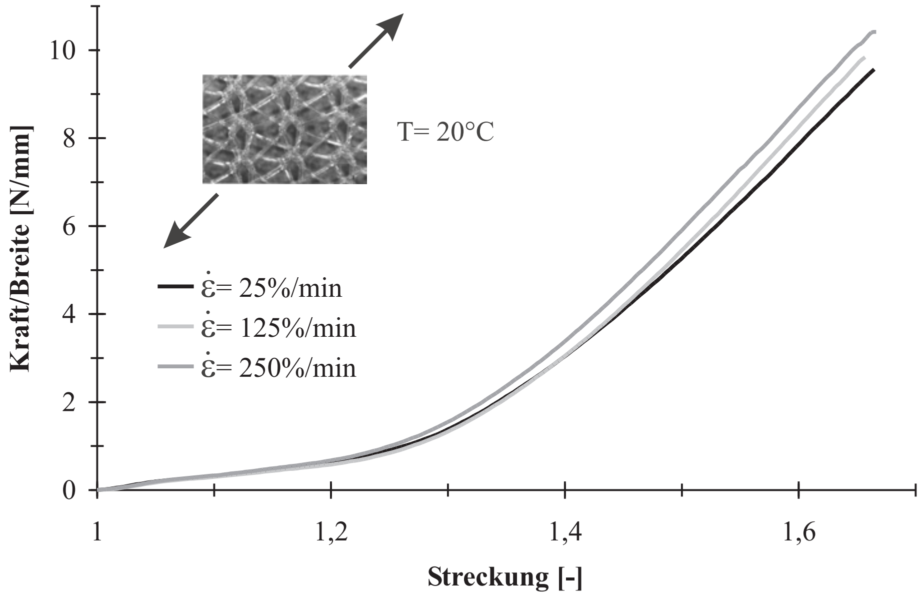

Abbildung 5.5: Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes, Zugversuch in 45°-Orientierung, T= 20°C

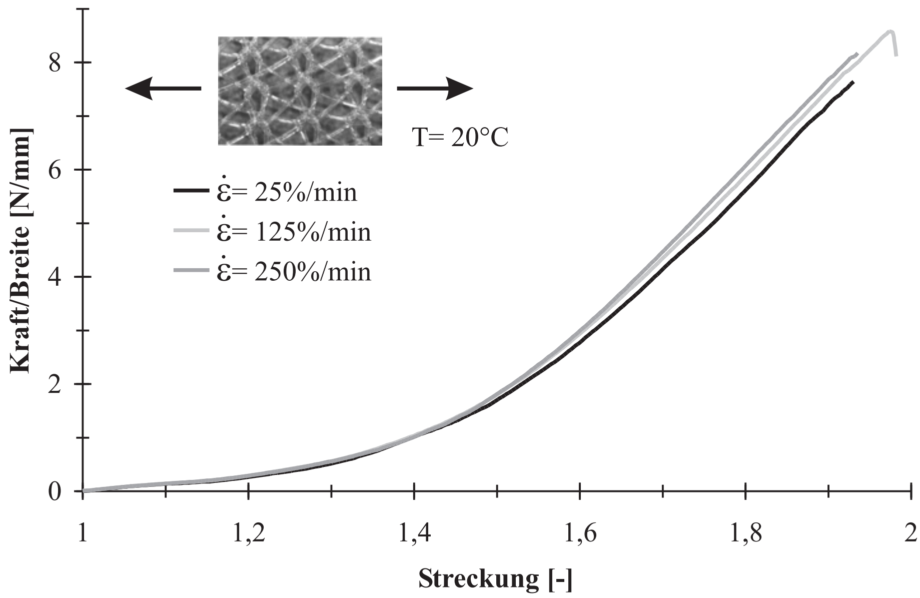

Abbildung 5.6: Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes, Zugversuch in 90°-Orientierung, T= 20°C

Prolene-Netz dargestellt. Aufgrund des schlechten Wärmeübergangs zwischen Luft und Kunststoff, ist es sehr schwierig eine exakte Temperatur in der Probe einzustellen. Bei den Versuchen mit 37°C kann die tatsächliche Temperatur der Probe daher etwa 3°C abweichen. Da sich der Temperatureinfluss erst bei Verformungen außerhalb des physiologisch relevanten Bereichs merklich auswirkt, ist dieser Fehler von untergeordneter Bedeutung.

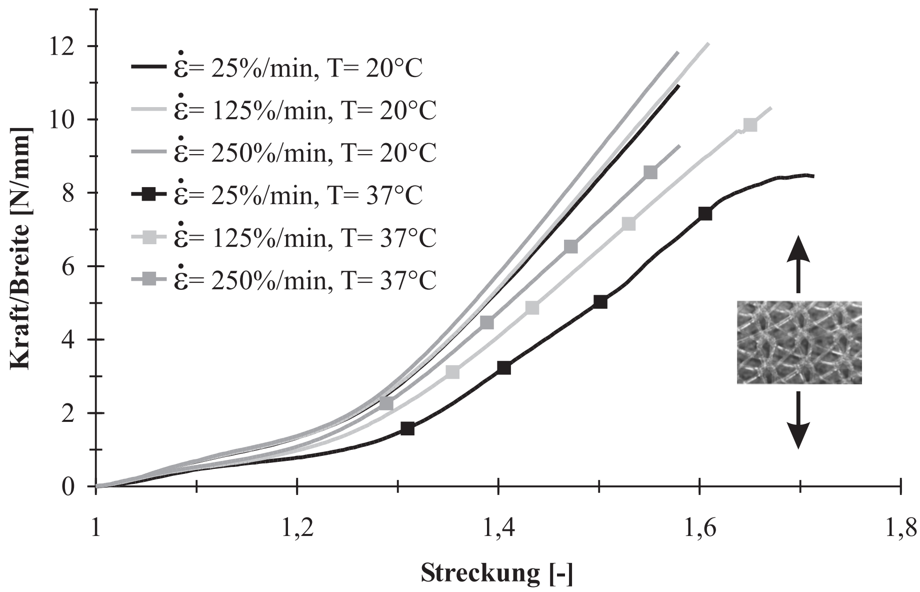

Abbildung 5.7: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung

Neben einer Dehngeschwindigkeits- und Temperaturabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften besitzen die Implantate eine weitaus stärker ausgeprägte Richtungsabhängigkeit ihrer Eigenschaften. Das Prolene-Netz weist in 0°-Orientierung die größte Steifigkeit auf, gefolgt von der 45°- und 90°-Orientierung. Dagegen ist die Steifigkeit von Vypro und Vypro II in 40°-Orientierung am größten, wobei sich im Kraft/Breite-Streckung-Diagramm ein nahezu linearer Verlauf ergibt. Die Steifigkeit ist demnach fast konstant. Bei kleineren Streckungen hat die 0°-Richtung die zweitgrößte Steifigkeit und die 90°-Orientierung ist am nachgiebigsten. Beide Kurven sind stark nichtlinear und die Steifigkeit nimmt mit ansteigenden Streckungen erheblich zu, wobei die Steifigkeit in 0°-Orientierung die in 40°-Orientierung bei zunehmender Verformung übersteigt (Abbildung 5.8).

Bei den Zugproben von Vypro- und Vypro II-Netz in 0°- und 90°-Orientierung sind anfangs Strukturverformungen für das mechanische Verhalten maßgeblich, was zu geringer Steifigkeit im Anfangsbereich führt. Sind die Maschen des Netzes zugezogen, wird das Materialverhalten des Wirkfadens dominant und die Steifigkeit der Netze nimmt deutlich zu. Dabei ist der Weg zum Zuziehen der Maschen in 90°-Orientierung länger als in 0°-Orientierung, wodurch die Nachgiebigkeit des Netzes in 90°-Richtung am größten ist. In 40°-Orientierung muss der Faden sofort Last tragen, so dass diese Richtung die größte Steifigkeit aufweist. Beim Prolene-Netz existiert keine Richtung, die in etwa einen geraden

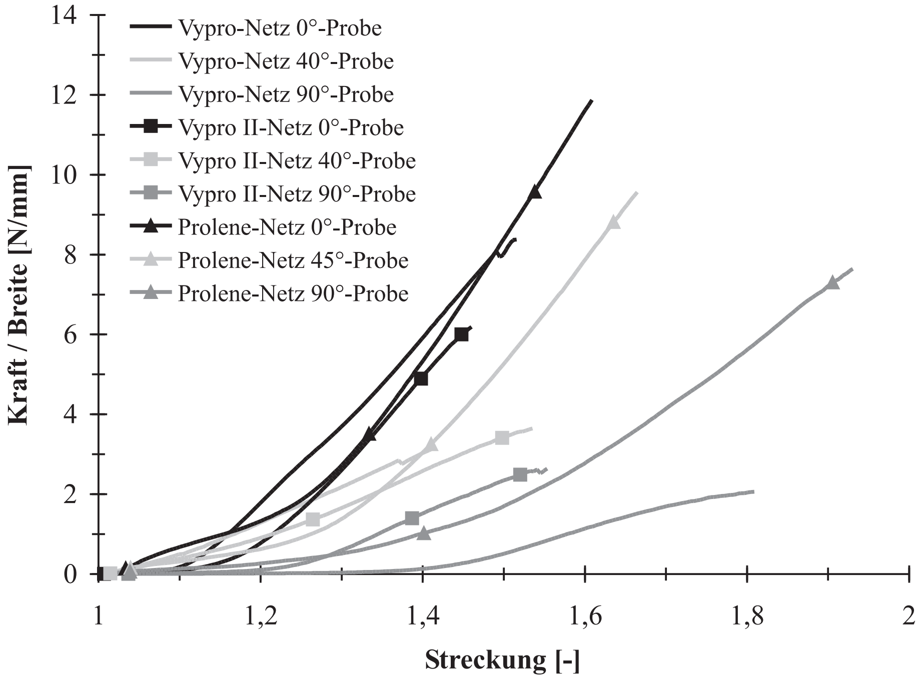

Abbildung 5.8: Zugeigenschaften verschiedener Netzimplantate der Ethicon GmbH in Abhängigkeit von der Struktur-Orientierung, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C

Fadenverlauf zeigt. Hier sind stets Kombinationen aus Strukturverhalten des Netzes und Materialeigenschaften des Wirkfadens für die Netzeigenschaften verantwortlich.

Das Optilene-Netz weist in 0°-Richtung die größte Steifigkeit auf. In 45°-Richtung ist es etwas nachgiebiger und in 90°-Richtung am nachgiebigsten. Beim Premilene- und Premilene-LP-Netz nimmt die Steifigkeit von der 0°-Richtung über die 45°-Richtung zur 90°-Richtung hin ab. Da das Premilene LP-Netz eine modifizierte Variante des Premilene-Netzes mit geringerem Fadenquerschnitt ist, ist die Steifigkeit des Premilene LP-Netzes in allen Richtungen kleiner als die des Premilene-Netzes (Abbildung 5.9).

Das Parietex TEC-Netz weist in 0°- und 45°-Richtung eine besonders hohe Steifigkeit auf. Die Steifigkeit in 45°-Richtung ist etwas geringer. Das Parietex TET-Netz ist nachgiebiger als das Parietex TEC-Netz. Die Steifigkeit in 0°-Richtung ist ebenfalls am größten. Die anderen Richtungen sind etwas nachgiebiger. Bei dem Parietene PP-Netz und dem Parietene PPL-Netz sinkt die Steifigkeit von der 45°-Richtung über die 0°-Richtung zur 90°-Richtung ab (Abbildung 5.10).

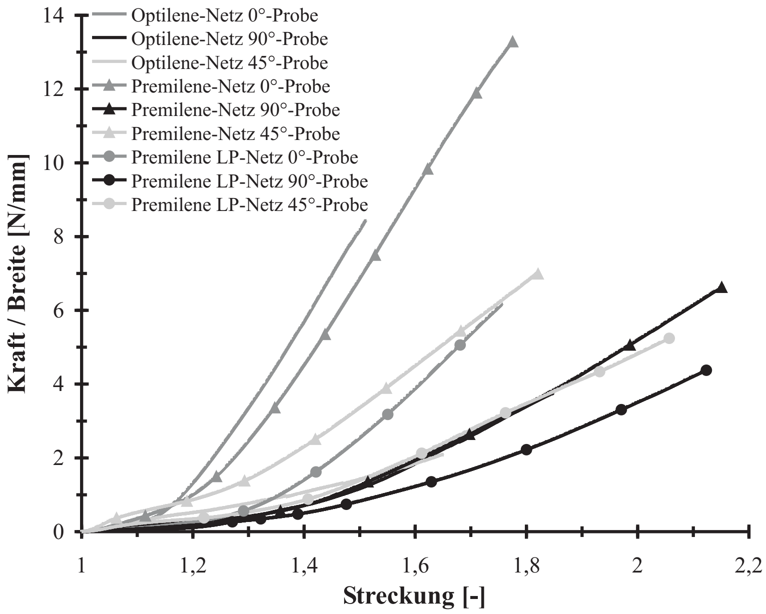

Abbildung 5.9: Zugeigenschaften verschiedener Netzimplantate von BBD-Aesculap in Abhängigkeit von der Struktur-Orientierung, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C

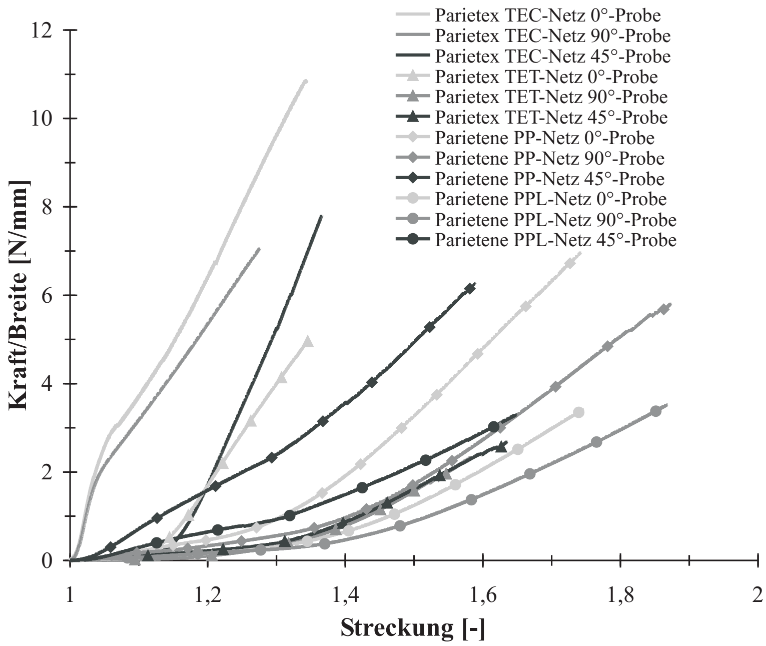

Abbildung 5.10: Zugeigenschaften verschiedener Netzimplantate von Sofradim in Abhängigkeit von der Struktur-Orientierung, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C

Die Reißfestigkiet der Implantate ist von untergeordneter Bedeutung. Aus dem klinischen Alltag ist ein Implantatversagen nicht bekannt, was darauf hinweist, dass Implantate heutiger Generation überdimensioniert sein könnten. Mechanische Inkompatibilitäten zwischen Implantat und biologischem Gewebe können zur Schädigung von Körpergewebe führen. Daher sind die Netzsteifigkeiten von besonderem Interesse.

Bei der Analyse der anisotropen Eigenschaftscharakteristik von Netzimplantaten zur Beurteilung derer Struktursteifigkeiten ist es – wie gezeigt – nicht ausreichend die Herstellungsrichtungen, Kett- und Schussrichtung, zu betrachten. Die Richtung der größten Steifigkeit kann, wie etwa bei Vypro und Vypro II, auch eine andere sein. Eine Nichtbeachtung dieser Richtung führt zu einer Überschätzung der Nachgiebigkeit von Netzen.

In Abbildung 5.11 sind im Kraft/Breite-Streckung-Diagramm die Steifigkeitsspektren von Netzen unterschiedlicher Hersteller dargestellt. Die Begrenzungen sind jeweils die steifsten Richtungen des steifsten und des nachgiebigsten Netzes. Sofradim stellt die steifsten und die nachgiebigsten Netze bereit. Es gibt ähnlich nachgiebige Netze von BBD-Aesculap und die Netze der Firma Ethicon GmbH sind etwas steifer als die nachgiebigsten der anderen Hersteller.

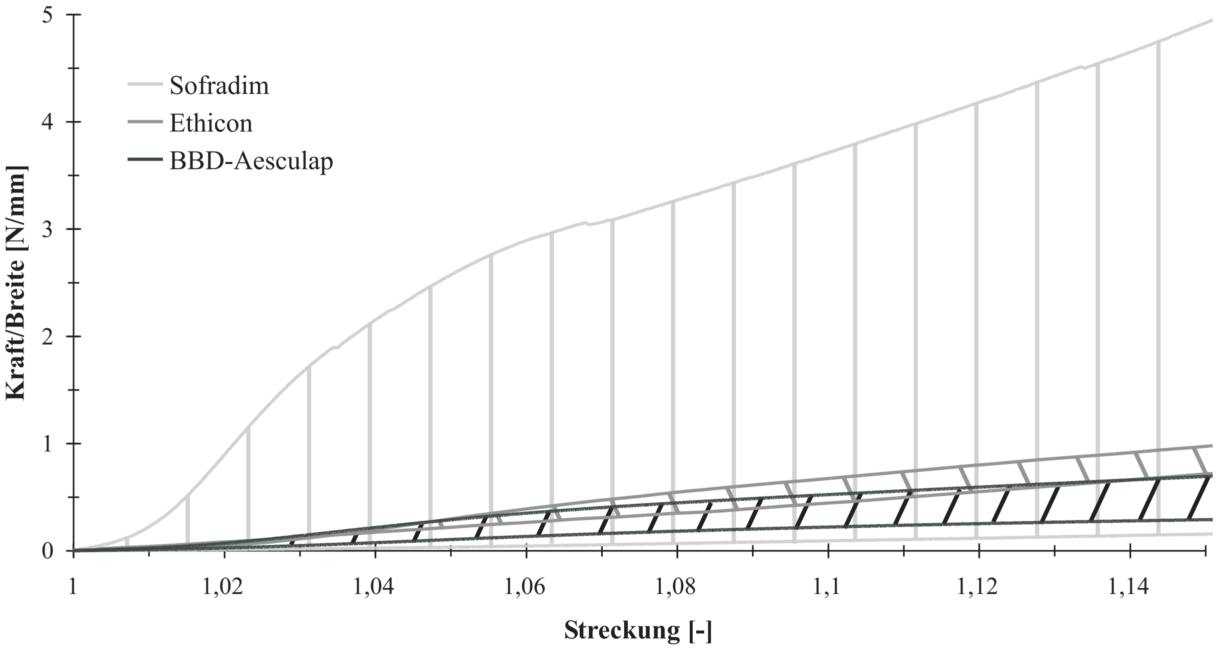

Abbildung 5.11: Herstellervergleich unterschiedlicher Steifigkeitsbereiche von Netzimplantaten, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C

Wird die mit einer Schieblehre bestimmte Netzdicke mit in die Betrachtung einbezogen, zeichnet sich ein anderes Bild. Aus Abbildung 5.12 ist ersichtlich, dass in dieser Darstellung die nachgiebigsten Netze aller Hersteller vergleichbar sind.

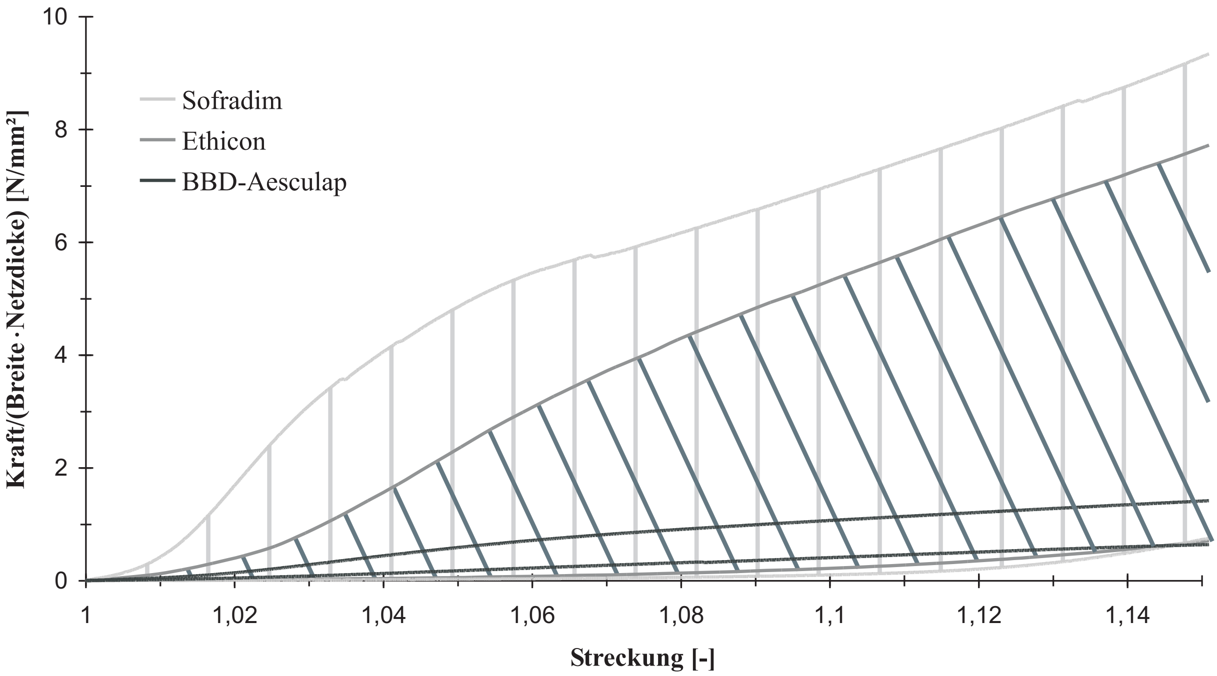

Abbildung 5.12: Herstellervergleich unterschiedlicher Steifigkeitsbereiche von Netzimplantaten unter Berücksichtigung der Netzdicke, $\dot{\varepsilon} = 25\%/min$, T= 20°C

Kapitel 6

Experimentelle Charakterisierung weicher biologischer Gewebe

Es gibt diverse Untersuchungen von Skelettmuskeln und wenige von Faszien und Aponeurosen. Die meisten Untersuchungen beschäftigen sich mit aktiven Muskeleigenschaften, die im Rahmen dieser Arbeit nicht relevant sind. In der Literatur existieren auch Daten passiver Muskeleigenschaften etwa in Form von Kraft-Verschiebungs-Kurven. Diese Daten sind in der Kontinuumsmechanik nicht nutzbar. Des Weiteren gibt es vereinzelt Spannungs-Streckungs-Kurven. Nahezu ausnahmslos erfolgten die Messungen einige Zeit post mortem. Die mechanischen Gewebeeigenschaften ändern sich post mortem deutlich.

Ein kompletter, direkt post mortem gemessener Datensatz zur Charakterisierung transversal isotroper, weicher biologischer Gewebe existierte soweit bekannt für Muskeln und Aponeurosen der Bauchwand nicht. Daher wurden solche Datensätze für die relevanten Gewebe Rectus, Transversus, Externus, Internus und Rectusscheide im Rahmen dieser Arbeit erstmals bestimmt. Die Untersuchungen umfassen Zugversuche und einfache Schubversuche parallel und senkrecht zur Faserrichtung, Schubversuche mit überlagerter Zugvordehnung, Messungen von Querkontraktionen im Zugversuch und Kompressibilitäten bei hydrostatischer Druckbelastung und die Messung der Gewebevordehnungen im Körper. Die Gewebevordehnungen von Materialien im Körper wurden im Rahmen dieser Arbeit erstmals quantifiziert. Des Weiteren wurden auch erstmalig einfache Schubversuche mit überlagerter Zugvordehnung durchgeführt.

Die im Rahmen dieser Arbeit erzielten experimentellen Ergebnisse ermöglichen erstmals eine auf umfassende, statistisch abgesicherte Daten beruhende Materialmodellierung passiver Muskeln und Aponeurosen der Bauchwand.

Zur Übersicht und zur Unterstützung der eigenen Ergebnisse werden in den folgenden Unterkapiteln Einzelergebnisse anderer Forscher angeführt.

6.1 Aufbau und Zusammensetzung

Weiche biologische Gewebe bestehen aus kollagenen, elastischen und muskulären Fasern, die in einer Matrix, der Grundsubstanz oder extrazellularen Matrix, eingebettet sind. Im spannungs- und dehnungsfreien Zustand bilden die Fasern oftmals eine weitestgehend ungeordnete, querverbundene, räumliche Faserstruktur aus. Dieses Fasernetzwerk ist für das nichtlineare Last-Deformationsverhalten weicher biologischer Gewebe verantwortlich. Es handelt sich also um strukturbedingte und weniger um materialbedingte Nichtlinearitäten, was auch die großen Unterschiede der mechanischen Eigenschaften verschiedener Proben erklärt. Aufgrund der Inhomogenität der Gewebe treten diese nicht nur bei Proben von verschiedenen Lebewesen auf, sondern in verminderter Form auch bei Proben vom gleichen Lebewesen.

Bei Belastung verformt sich das Fasernetzwerk in der Grundsubstanz. Das Gleiten der Fasern verursacht dabei nur einen sehr kleinen Widerstand, so dass die Gewebe bei moderaten Verformungen nur eine sehr geringe Steifigkeit aufweisen. Erst wenn die Struktur – lokal – maximal ausgerichtet ist, nimmt das Faser-Material Last auf und die Steifigkeit des Faser-Matrix-Verbundes steigt deutlich an.

Im Körper haben die Gewebe eine erhebliche Vordehnung, die unter anderem zu einer starken Materialorientierung führt. Daher ist das Materialverhalten weicher biologischer Gewebe anisotrop. Die Grundsubstanz weist auch eine Struktur auf, die allerdings von höherer Ordnung ist, so dass die Gewebe als Faserverbundwerkstoffe behandelt werden können. Im Rahmen einer kontinuumsmechanischen Betrachtungsweise wird das Gefüge aus Fasern und Matrix im Sinne der Homogenisierungstechnik als homogener Körper aufgefasst und damit einer Berechnung zugänglich gemacht.

Die Bausteine weicher biologischer Gewebe sollen kurz näher erläutert werden. Die passiven Gewebe des Körpers bestehen vorwiegend aus Kollagen- und Elastinfasern in Grundsubstanz. Die mechanischen Eigenschaften der Materialien werden durch die Volumenanteile von Fasern und Matrix bestimmt.

Die Grundsubstanz als Matrix besteht aus den Mucopolysacchariden Hyaluron-Säure und Chondroitin-Sulfat. Das Chondroitin-Sulfat klebt vor allem die kollagenen Fasern zu Bündeln zusammen. Die Hyaluron-Säure dient dagegen als Schmiermittel, was die Fasern bei Verformung aneinander vorbeigleiten lässt. Die Grundsubstanz hat die Eigenschaften eines Kolloides. Sie ist wasserunlöslich, kann aber Wasser binden.

Kollagen ist ein hochfestes, dehnsteifes, fibröses Protein. Die Grundeinheit des Kollagens besteht aus einer aus festen Bindungen bestehenden langen Trippel-Polypeptid-Kette, welche für die große Zugfestigkeit verantwortlich ist.

Das extrazellulare Protein Elastin ist auf seine zwei- bis dreifache Ausgangslänge dehnbar und hat nur etwa 1/25 der Zugfestigkeit von Kollagen. Es besitzt keine ausgezeichnete Materialorientierung, sondern ist ähnlich der Fasern einer Wirrfasermatte in der Grundsubstanz verteilt (HARTUNG [30]).

Skelettmuskeln haben auch im entspannten Zustand eine ausgeprägte Materialorientierung. Sie bestehen aus den eigentlichen kontraktilen Muskelfasern und Kollagenfasernetzwerken in Grundsubstanz (Faszien). Präziser ist jede einzelne, lange, zylindrische Muskelfaser von einem feinen Bindegewebsmantel (Endomysium) umgeben. Fasergruppen sind durch stärkere Bindegewebssepten (Perimysium) ummantelt. Der Muskel ist schließlich vom Epimysium, einer derben Bindegewebshaut umschlossen (BENNIGHOFF [99], LEONHARDT [100], WHITING [101], NORDIN [102], NIGG [103], FUNG [104]). In Abbildung 6.1 ist der Aufbau von Skelettmuskeln graphisch dargestellt.

Die eigentlichen Muskelfasern sind aus Myofibrillen, kontraktilen Eiweißstrukturen, aufgebaut. Die kleinste kontraktile Einheit wird als Sarkomer bezeichnet und ist aus regelmäßig angeordneten dünnen und dicken Myofilamenten aufgebaut. Die dünnen Filamente bestehen im Wesentlichen aus Aktin und die dicken aus Myosin.

Bei einer Muskelverkürzung verschieben sich die Aktin- und Myosinfilamente gegeneinander ohne ihre Länge zu verändern. Das Aneinandervorbeigleiten der Filamente (Gleitfilamenttheorie) entsteht durch Bildung von Querbrücken, die die Filamente schrittweise ineinanderziehen. Dabei wird chemische Energie in Form von Adenosintriphosphat (ATP) in mechanische Arbeit umgewandelt. Bei konstanter Muskellänge erzeugt die Bewegung der Querbrücken Kraft. Die Muskeltätigkeit wird von Calziumionen in der Umgebung der Myosinfilamente gesteuert. Bei steigender Calziumionenkonzentration kontrahiert der Muskel und erschlafft bei sinkender Konzentration. Dabei erfolgt die Regulierung der Ionenkonzentration von Zellen über Ionenkanäle und -pumpen.

Die passiven Eigenschaften von Skelettmuskeln werden durch die Kollagenfasernetzwerke des Endo-, Epi- und Perimysiums bestimmt. An ihren Enden gehen die Skelettmuskeln in ihre zugehörigen Aponeurosen über, die keine kontraktilen Fasern haben und ausschließlich aus einem in Grundsubstanz eingebetteten Fasernetzwerk bestehen.

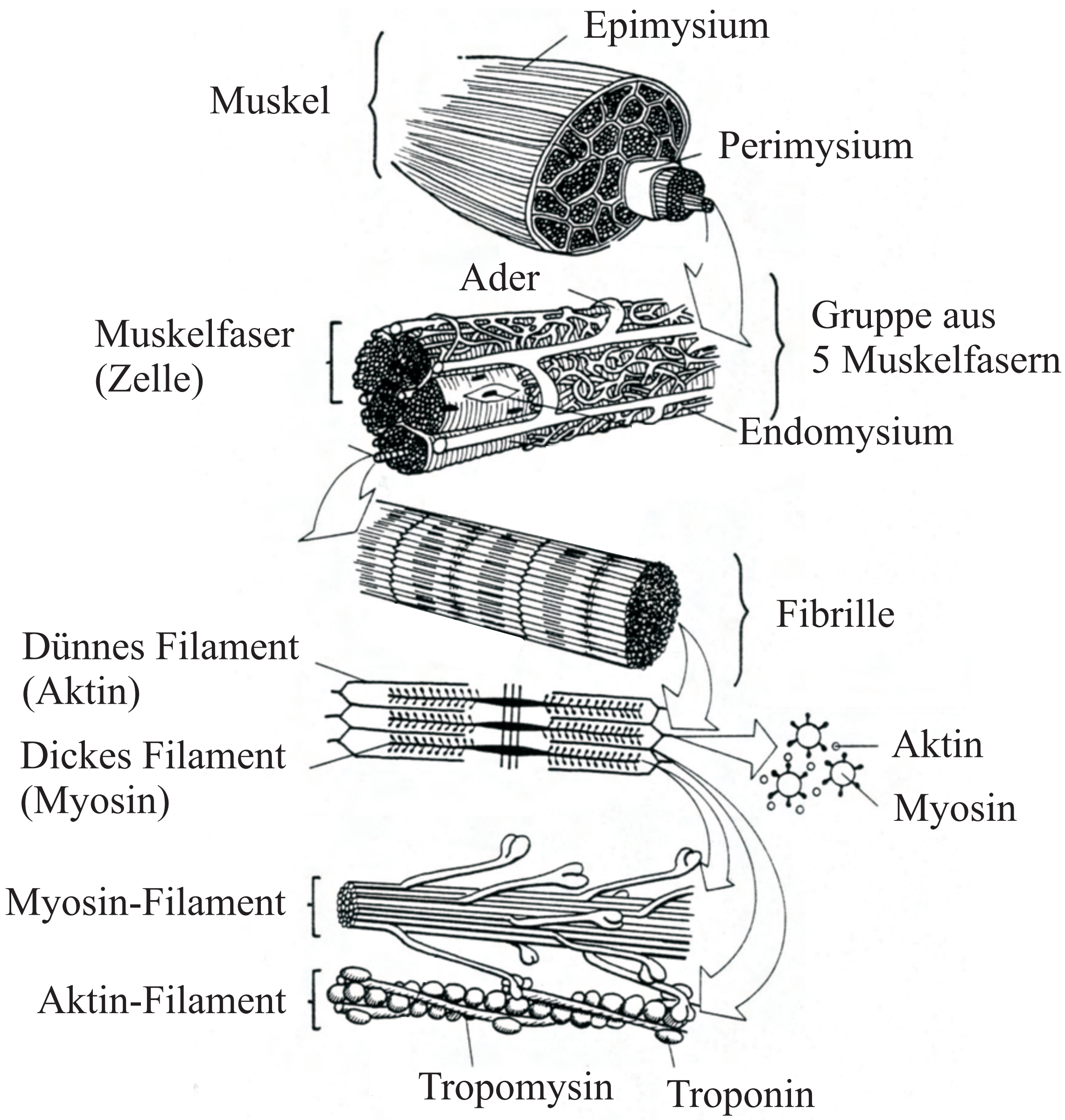

Abbildung 6.1: Anatomie von Muskeln (modifiziert nach NORDIN [102])

6.2 Probekörper

Die geprüften Bauchdecken stammen von Hybridschweinen, und zwar einer Mischung von jeweils 1/3 Deutsches Edelschwein, Deutsches Landschwein und Piètrain. Das Alter der Versuchstiere betrug 3 Monate. Geprüft wurden aufgrund der Verfügbarkeit hauptsächlich Bauchdecken männlicher Tiere. Soweit bekannt, sind die Anteile der Geschlechter in den Unterkapiteln angegeben. Die Aufzucht der Tiere erfolgte in Muttersauenhaltung, also in Boxen. Vor der Entnahme der Bauchdecke sind die Tiere mit T61 Intervet (Wirkstoff Embutramid) eingeschläfert worden. Der Umfang der Untersuchungen beträgt 101 Bauchdecken. Es wurden sowohl Zugversuche als auch einfache Schubversuche parallel und senkrecht zur Faserrichtung durchgeführt. Darüber hinaus erfolgten Messungen der Gewebevordehnungen im Körper.

Grundlegende Untersuchungen zur Änderung der mechanischen Eigenschaften von Skelettmuskeln nach dem Tode findet man etwa bei VAN EE [26] (Abbildung 6.2) und KATAKE [25] (Abbildung 6.3).

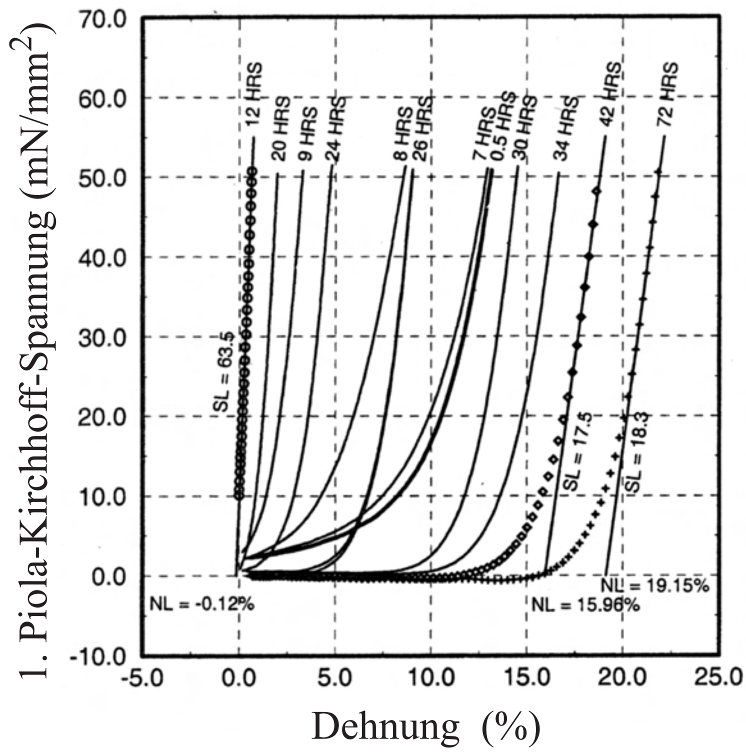

Abbildung 6.2: Veränderung der mechanischen Eigenschaften des tibialis anterior post mortem (modifiziert nach VAN EE [26])

Beide Autoren fanden heraus, dass sich die Eigenschaften von Skelettmuskeln nach dem Tod bei Einsetzen der Leichenstarre rasch ändern. Nach 48 - 72 Stunden stellt sich dann ein mechanisch stabiler Zustand ein, wobei die mechanischen Eigenschaften, etwa Spannungs-

Streckungs-Verhalten, stark von denen direkt post mortem abweichen. Nach VAN EE sinkt die Bruchspannung im mechanisch stabilen Zustand auf etwa 33% der Bruchspannung direkt post mortem und die Bruchdehnung nimmt stark zu. Dagegen sinkt die Bruchspannung im mechanisch stabilen Zustand nach KATAKE auf 50% der Bruchspannung direkt post mortem und die Bruchdehnung auf 60%. Die etwas widersprüchlichen Aussagen sind teilweise auf verschiedene Prüftechnik und Probenvorbereitung zurückzuführen.

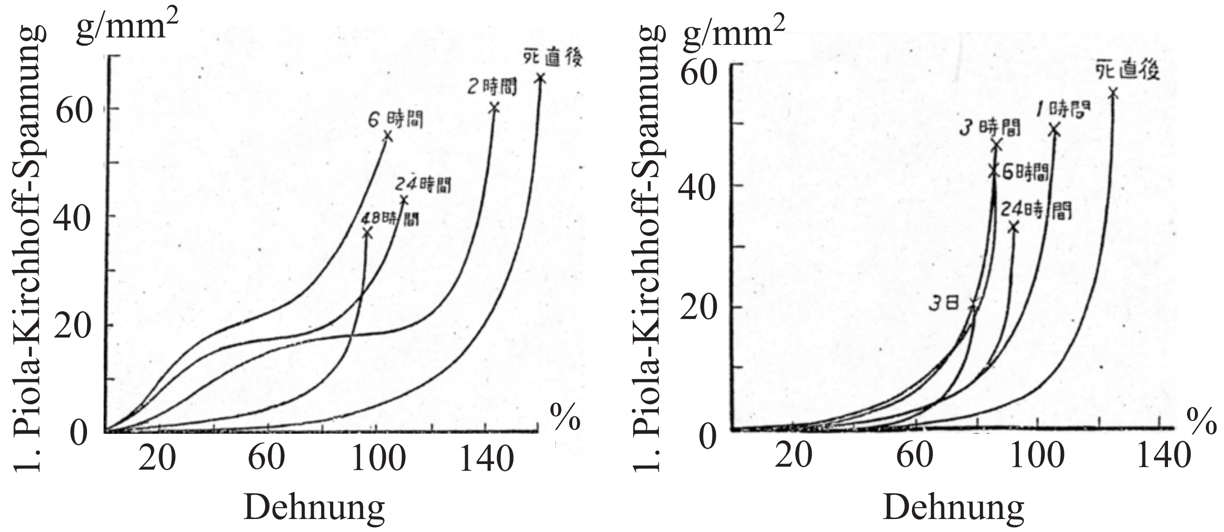

Abbildung 6.3: Zeitliche Veränderung von Spannungs-Dehnungs-Kurven der Recti von Hunden nach dem Tod, links: Tod durch Ertränken, rechts: Tod durch Stich in Rückenmark (nach KATAKE [25])

VAN EE zeigt in seiner Arbeit, dass die mechanischen Eigenschaften weicher biologischer Gewebe direkt post mortem und einige Stunden danach (ca. 7 Stunden) denen in vivo entsprechen, und dass ein Vorzyklen der Proben in diesem Zustand keinen signifikanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften hat, was mit den Erfahrungen aus eigenen Messungen übereinstimmt.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Versuche begannen daher direkt post mortem und waren jeweils nach maximal zehn Stunden abgeschlossen. Die Prüfungen erfolgten so lange, bis die nach dem Tod einsetzende Leichenstarre bemerkbar wurde. Bei Einsetzen der Leichenstarre verändert sich das Materialverhalten deutlich, was an den Messkurven gut erkennbar ist und als Abbruchkriterium für die Versuche diente.

Vor Einsetzen der Leichenstarre steigen die Messkurven etwa Spannungs-Dehnungs-Kurven oder Schubspannungs-Gleitungs-Kurven monoton mit zunehmender Steigung an. Bei Einsetzen der Leichenstarre ändert sich dieses Verhalten grundsätzlich. Nach einem anfänglichen relativ steilen und monotonen Anstieg der Kurven verlaufen die Kurven nahezu horizontal, bevor sie wiederum steiler ansteigen (Abbildung 6.4). Der Steilanstieg am Anfang lässt sich dadurch erklären, dass die Probe zunächst wieder auf die ursprüngliche Länge vor der Kontraktion gezogen wird, was offensichtlich eine relativ große Kraft erfordert. Dann schließt sich in etwa der normale Kurvenverlauf ohne Leichenstarre an.

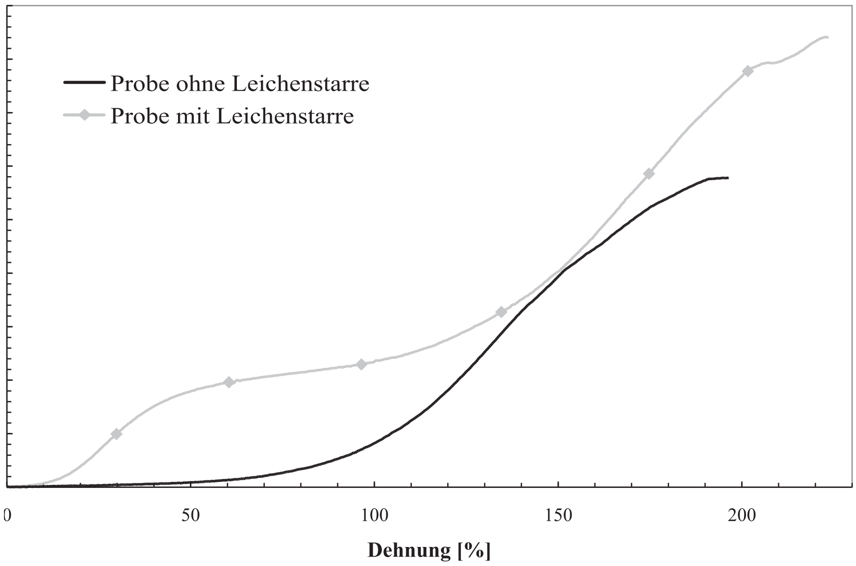

Abbildung 6.4: Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung vor und nach Einsetzen von Leichenstarre

6.3 Probenvorbereitung

Zur Messung der Gewebevordehnungen im Körper ist keine Probenvorbereitung notwendig.

Vor den anderen Versuchen erfolgte zunächst das Heraustrennen der kompletten Bauchwand aus dem Hybridschwein und dann die Zerlegung in einzelne Komponenten. Bei der anschließenden Probenpräparation wurde eine Schädigung der Proben soweit wie möglich vermieden und auf eine vollständige Separation der Komponenten geachtet (Abbildung 6.5). Es fanden Prüfungen mit Rectus, Transversus, Externus, Internus und dem hinteren Blatt der Rectusscheide als repräsentative Aponeurose statt.

Die einzelnen Muskeln sind bei den Tieren sehr unterschiedlich ausgeprägt. Zur optimalen Ausnutzung des Probenmaterials und für gleiche Prüfbedingungen ist es daher sinnvoll, für jeden Versuchstyp Verhältnisse von Probenlänge zu Probenbreite vorzugeben anstatt von Probendimensionen.

Die Muskeln sind etwa 1cm dick. Die Rectusscheide ist etwa 1mm dick. Die genauen Probenabmessungen wurden für jede Probe direkt vor dem Versuch mit einer Schieblehre gemessen.


Abbildung 6.5: Präparation der Bauchdecke aus Hybridschwein

6.4 Vordehnungen im Körper

Die Prüfungen fanden an fünf Tieren direkt post mortem statt, wobei ein weibliches und vier männliche Tiere zur Verfügung standen. Das sich die Vordehnungen in vivo und direkt post mortem in vitro nicht unterscheiden zeigte VAN EE [26]. Ebenfalls zeigte er, dass die Berücksichtigung der Vordehnungen zu den Eigenschaften in vivo führt. Nach Einschläferung eines Tieres erfolgte die Entfernung von Haut und Fettgewebe. Mittels Stempel und Tinte fand anschließend die Markierung definierter Flächen der Größe 25mm x 25mm statt, und zwar zunächst auf den freigelegten Muskeln Externus und Rectus mit Rectusscheide. Nach Extraktion dieser Muskeln ist entsprechend mit Internus und Transversus verfahren worden. Es wird davon ausgegangen, dass beim Heraustrennen von Muskelgewebe in vitro eventuell stattfindende physiologische Prozesse keinen Einfluss auf die Messergebnisse haben. Die extrahierten Proben wurden mit einer Digitalkamera fotografiert und deren neue Abmessungen mittels Computer gemessen.

Abbildung 6.6 zeigt beispielhaft eine extrahierte Probe des Rectus mit Rectusscheide. Die $\|$-Richtung entspricht dabei der Faserrichtung und die $\perp$-Richtung der Richtung senkrecht zur Faser. Der schwarze Stempel zeigt die Originalgröße der Probe vor dem Herausschneiden.

Abhängig davon, welche Größe als Anfangslänge l_i angesehen wird, lassen sich die Ingenieurdehnungen mit folgenden Formeln berechnen. Wird die Kantenlänge nach dem Ausschneiden als Anfangslänge betrachtet, ergibt sich die Vordehnung aus

$$\varepsilon_V = \frac{(l_k - l_a)}{l_a} 100\%, \tag{6.1}$$

und wird die Kantenlänge vor dem Ausschneiden als Anfangslänge betrachtet, lautet die Schrumpfung

$$\varepsilon_S = \frac{(l_a - l_k)}{l_k} 100\%. \tag{6.2}$$

Darin bedeuten

ε_V	Vordehnung,
ε_S	Schrumpfung,
l_a	Kantenlänge der Probe nach Entnahme,
l_k	Kantenlänge der Probe im Körper.

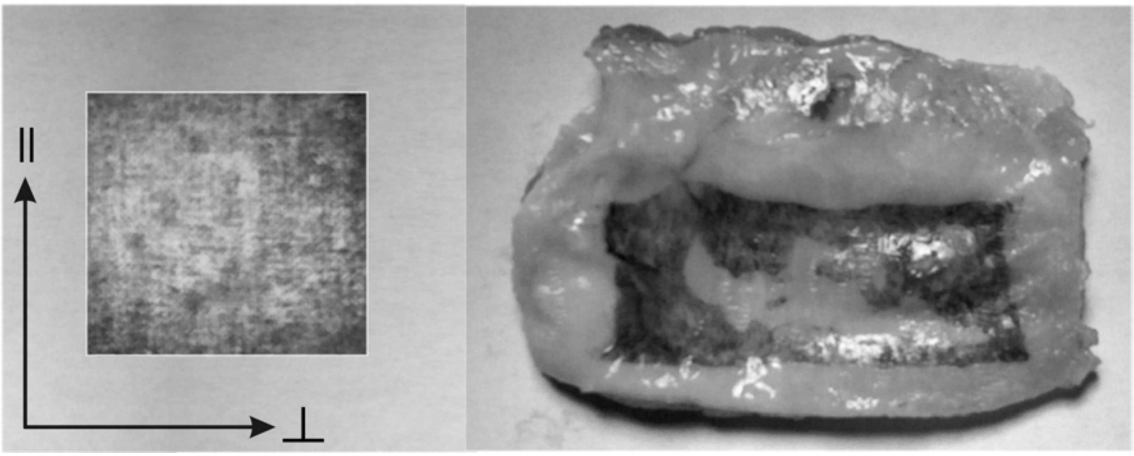

Abbildung 6.6: Markierstempel und Probe nach Entnahme von Rectus mit Rectusscheide

Eine spannungsfreie Referenzkonfiguration liegt nach Probenentnahme vor. Für die Materialmodellierung sind deshalb die Vordehnungen ausschlaggebend. In der Literatur wird häufig von einem Schrumpfen chirurgischer Netze im Körper berichtet. Zur Interpretation bestehender Untersuchungen werden die Schrumpfungen der Gewebe benötigt.

Für die statistische Auswertung der Versuche gelten die folgenden Begriffe und Abkürzungen:

n	Stichprobenumfang,
x_i	Stichprobenwerte,
$\overline{\mathrm{x}}$	Arithmetisches Mittel,
s	Standardabweichung,
v	Variationskoeffizient,
k	Konfidenzintervall,
u_P	Quantil der standardisierten Normalverteilung ($u_P = 1,96$ für $\alpha = 5\%$),
α	Irrtumswahrscheinlichkeit.

Die Größen sind bei Annahme einer Normalverteilung des Stichprobenumfangs wie folgt definiert:

$$\overline{\mathrm{x}} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} x_i, \tag{6.3}$$

$$\mathrm{s} = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \overline{x})}, \tag{6.4}$$

$$v = \frac{s}{\overline{x}}, \tag{6.5}$$

$$k = \pm u_P \frac{s}{\sqrt{n}}, \tag{6.6}$$

$$u_P = \frac{(1-\alpha)}{2}. \tag{6.7}$$

Da die Gewebe der Bauchwand miteinander verwachsen sind ist es relativ schwierig die einzelnen Lagen frei zu präparieren. Um ein Verfälschen der Messergebnisse zu vermeiden, sind, wenn beim Präparieren ein Gewebe bereits geschädigt wurde, an diesem keine Versuche durchgeführt worden. Die entsprechenden Bereiche in den Tabellen sind leer.

In Tabelle 6.1 sind die Vordehnungen der wesentlichen Gewebe der Bauchwand als Gesamtergebnis und aufgeschlüsselt nach Versuchstieren angegeben.

Tabelle 6.1: Vordehnungen von Bauchwandgeweben

		$\overline{\mathrm{x}}$	s	$\overline{\mathrm{x}}$	s	$\overline{\mathrm{x}}$	s	$\overline{\mathrm{x}}$	s	$\overline{\mathrm{x}}$	s	$\overline{\mathrm{x}}$	s	v	n	k
Tier		1		2		3		4		5		Gesamt				
Externus	∥			88	18	77	11			71	28	78	22	0,3	27	8
	⊥			-13	8	-3	5			10	12	0	14	-33,7	27	5
Internus	∥	82	19	52	14	47	13	67	12	57	16	63	21	0,3	50	6
	⊥	5	15	7	9	11	9	-1	7	27	15	11	15	1,4	50	4
Rectus mit	∥	55	18	77	15	70	15	58	8	52	16	61	17	0,3	50	5
Rectusscheide	⊥	6	16	-31	8	-27	5	-29	6	-18	5	-14	19	-1,4	50	5
Transversus	∥	33	10			24	15	64	28	19	11	36	24	0,7	34	8
	⊥	22	10			31	13	6	7	19	3	19	13	0,7	34	4

Die Gewebe des Körper sind parallel zur Faserrichtung erheblich vorgedehnt. Die größten Vordehnungen weist der Externus mit 78% auf. Internus und Rectus mit Rectusscheide haben mit 63% und 61% sehr ähnliche Vordehnungen. Die geringsten Vordehnungen besitzt der Transversus mit 36%. Die Vordehnungen der Muskeln parallel zur Faserrichtung nehmen also abhängig von der Position im Körper von außen nach innen ab. Rectus und Rectusscheide ziehen sich senkrecht zur Faserorientierung um 14% zusammen. Der Externus weist im Mittel keine Deformation senkrecht zur Faser auf. Internus und Transversus sind im Mittel um 11% bzw. 19% vorgedehnt.

Einzelwerte sind in Anhang B aufgelistet. Die Streuungen resultieren wesentlich aus der allgemein bekannten Inhomogenität biologischer Gewebe. Bei der Versuchsdurchführung ergeben sich lediglich geringfügige Fehler beim Markieren der Gewebe im Körper, die etwa durch unterschiedliches Drücken beim Stempeln entstehen. Diese werden aber kleiner als 5% sein.

In Tabelle 6.2 sind die Vordehnungen der Gewebe in Abhängigkeit vom Geschlecht angegeben.

Tabelle 6.2: Vordehnungen der Gewebe der Bauchwand in Abhängigkeit vom Geschlecht

		$\overline{x}$	s	v	n	k	$\overline{x}$	s	v	n	k
Geschlecht		weiblich					männlich				
Externus	$\parallel$						78	4	0,1	27	2
	$\perp$						-2	7	-3,5	27	3
Internus	$\parallel$	82	19	0,2	15	9	56	8	0,2	35	3
	$\perp$	5	15	3,0	15	7	11	11	1,0	35	4
Rectus mit	$\parallel$	55	18	0,3	19	8	64	8	0,1	31	3
Rectusscheide	$\perp$	6	16	2,7	19	7	-26	5	-0,2	31	2
Transversus	$\parallel$	33	10	0,3	9	7	36	20	0,6	25	8
	$\perp$	22	10	0,5	9	7	19	10	0,5	25	4

T-Tests haben gezeigt, dass die Unterschiede zwischen den Geschlechtern nicht signifikant sind. NILSSON [41, 42] und YAMADA [27] sind bei der Untersuchung der Zugeigenschaften von Bauchwandkomponenten zum gleichen Ergebnis gekommen. Der T-Test, welcher normalverteilte Grundgesamtheiten und gleiche Varianzen voraussetzt, soll für die Vordehnungen des Rectus beispielhaft verdeutlicht werden. Die Nullhypothese $H_0 : \overline{x}_1 = \overline{x}_2$ wird mit der Hilfsgröße

$$\frac{s_d^2 = [(n_1 - 1)\, s_1^2 + (n_2 - 1)\, s_2^2]\,(n_1 + n_2)}{(n_1 + n_2 - 2)\; n_1\, n_2} \tag{6.8}$$

getestet. Der Prüfwert t lässt sich aus

$$t = \frac{(\overline{x}_1 - \overline{x}_2)}{s_d} \tag{6.9}$$

berechnen. Die Nullhypothese wird angenommen, wenn der Prüfwert t kleiner als $t_{1-\alpha/2}$ ist. $t_{1-\alpha/2}$ ist der t-Student-Verteilung zu entnehmen. Bei $n_1 = 4$ männlichen Tieren und einem Mittelwert der Vordehnungen von $x_1 = 64$ sowie $n_2 = 1$ weiblichen Tieren und einem Mittelwert der Vordehnungen von $x_2 = 55$ ist $s_d^2 = 405$ und $t = 0,45$, was kleiner als $t_{1-\alpha/2} = 3,182$ ist. Somit wird die Hypothese H_0 angenommen.

Die Vordehnungen der Gewebe im Körper erklären die deutlich unterschiedlichen Messergebnisse bei Experimenten in situ und in vitro. Um bei in vitro Untersuchungen die gleichen Ergebnisse wie bei in situ Untersuchungen zu erzielen, müssten die Vordehnungen zusätzlich zu den Prüflasten auf die Proben aufgebracht werden.

Aufgrund starker Verwachsung von Rectus und Rectusscheide, konnten die Vordehnungen der Rectusscheide nicht direkt gemessen werden. Die Vordehnung der Rectusscheide kann aber aus dem Kräftegleichgewicht in situ bestimmt werden. Die Kraft der drei seitlichen Bauchmuskeln im vorgedehnten Zustand wird von der Rectusscheide auf die linea alba übertragen. Aus dem Kräftegleichgewicht ergibt sich eine Vordehnung der Aponeurose in Faserrichtung von 87%.

6.4.1 Netzschrumpfung

Bezüglich der Frage, ob Netze zur Hernienreparation im Bauchraum schrumpfen, gibt es widersprüchliche Untersuchungsergebnisse. Unter Netzschrumpfung ist dabei ein Zusammenstauchen der Netze infolge Wundkontraktion zu verstehen. Die verwendeten Kunststoffe schrumpfen nicht.

Nach SCHUMPELICK [10, 106, 12], KLINGE [18] und WELTY [97] schrumpfen die chirurgischen Netze im Körper durch Wundkontraktion und Narbenformation materialunabhängig um etwa 40%. Ein Schrumpfen von Netzen wird ebenfalls von MORRIS-STIFF [4] und AMID [107, 108] festgestellt. Die Ergebnisse stammen im wesentlichen von der selben Forschergruppe. Alle Untersuchungen erfolgten in vitro an Explantaten. Im Gegensatz dazu konnte KUKLETA [109] keine Netzschrumpfung feststellen.

Alle gesunden Gewebe schrumpfen nach dem Heraustrennen aus dem Körper erheblich (Tabelle 6.3).

Tabelle 6.3: Gewebeschrumpfung der Bauchwand in Abhängigkeit vom Versuchstier

		$\overline{x}$	s	$\overline{x}$	s	$\overline{x}$	s	$\overline{x}$	s	$\overline{x}$	s	$\overline{x}$	s	v	n	k
Tier		1		2		3		4		5		Gesamt				
Externus	$\parallel$			-46	5	-44	4			-40	10	-47	10	-0,2	27	4
	$\perp$			15	11	4	6			-8	10	4	15	3,6	27	6
Internus	$\parallel$	-45	6	-34	6	-31	7	-42	8	-35	7	-38	8	-0,2	50	2
	$\perp$	-3	13	-6	7	-9	7	1	9	-20	11	-8	12	-1,5	50	3
Rectus	$\parallel$	-35	7	-43	5	-41	5	-37	3	-33	7	-37	7	-0,2	50	2
	$\perp$	-3	15	46	17	37	8	42	11	21	7	22	24	1,1	50	7
Transversus	$\parallel$	-24	6			-17	10	-37	12	-16	8	-25	12	-0,5	34	4
	$\perp$	-18	7			-23	8	-6	6	-15	2	-15	9	-0,6	34	3
Rectusscheide	$\parallel$	-35	7	-43	5	-41	5	-37	3	-33	7	-37	7	-0,2	50	2
	$\perp$	-3	15	46	17	37	8	42	11	21	7	22	24	1,1	50	7

Die größte Schrumpfung parallel zur Faserrichtung weist der Externus mit 47% auf. Es folgen der Internus mit 38% und der Rectus und die Rectusscheide mit 37% Schrumpfung. Die geringste Schrumpfung parallel zur Faserrichtung hat analog zu den Vordehnungen der Transversus mit 25%. Externus und Internus schrumpfen quer zur Faserrichtung kaum. Der Transversus schrumpft quer zur Faserrichtung um 15%. Dagegen dehnt sich der Rectus quer zur Faserrichtung um 22% aus.

Die Netze werden vorwiegend im Bereich der Recti implantiert. Die in situ markierte Probenfläche von Rectus mit Rectusscheide nimmt bei Extraktion aus dem Körper durchschnittlich um 21% ab. Da sich jedes gesunde Gewebe bei Extraktion aus dem Körper erheblich zusammenzieht und dabei die Gewebefläche abnimmt, führen in vitro Untersuchungen an explantierten Netzimplantaten mit umliegenden Gewebe zu falschen Ergebnissen bezüglich Netzschrumpfung.

Kleinporige Netze älterer Generation induzieren ein großes Narbenvolumen. Bedingt durch Kollagenreifung und kontraktile Myofibroblasten kann dann eine nennenswerte Wundkontraktion erfolgen. Diese beträgt aber entgegen den in vitro Untersuchungen nicht 40% sondern ca. 20%. Schließlich schrumpfen gesunde Gewebe bei Entnahme aus dem Körper etwa um 20%.

Großporige Netzimplantate neuerer Generation induzieren nur ein sehr kleines Narbenvolumen in der Größenordnung weniger μm um jedes Filament (KLINGE [2], MORRIS [110]). Daher ist Wundkontraktion bei solchen Netzen vernachlässigbar. Abbildung 6.7 zeigt die Narbenausbildung bei einem kleinporigen Netz (Prolene) und einem großporigen Netz (Vypro). Abbildung 6.8 zeigt ein großporiges Vypro-Netz direkt und 90 Tage nach Implantation. Wundschrumpfung ist nicht zu erkennen.

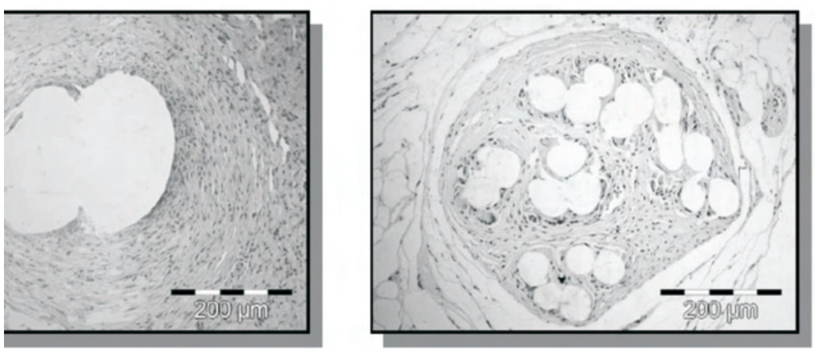

Abbildung 6.7: Narbenausbildung nach Netzimplantation (KLINGE [2]), links: Prolene, rechts: Vypro

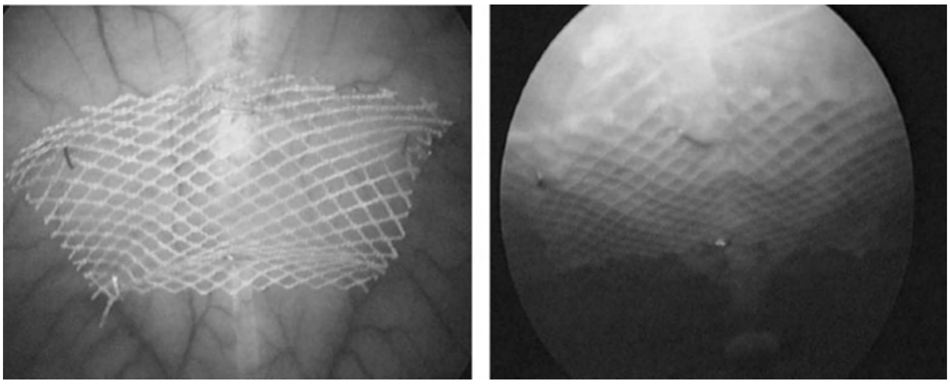

Abbildung 6.8: Vypro-Netz direkt und 90 Tage nach Implantation nach KLINGE [2]

6.5 Zugversuche

6.5.1 Literaturübersicht

Die mechanischen Eigenschaften einzelner Kollagenfasern, einem wesentlichen Grundbaustein weicher biologischer Gewebe, sind in HAYASHI [22] enthalten.

Nach SHALAK [113] haben Faszien eine Festigkeit von 15 N/mm^2 und eine Bruchdehnung von 117%. Sehnen haben eine Festigkeit von 60 N/mm^2 und eine Bruchdehnung von 10%, was mit der initial stärkeren Materialorientierung von Sehnen zu begründen ist. Nach YAMADA [27] haben Schenkelfaszien eine Festigkeit von 14 N/mm^2 und eine Bruchdehnung von 15%. Die Prüfungen fanden einige Zeit post mortem im mechanisch stabilisierten Zustand statt.

Neben diversen passiven Geweben, die vorwiegend aus Kollagenfasern und Grundsubstanz bestehen, besitzt der Körper drei verschiedene Muskeltypen, die neben passiven Eigenschaften auch aktive Eigenschaften haben. Dabei ist zwischen der Herzmuskulatur, weichen Muskeln und Skelettmuskeln zu unterscheiden. Eine Untersuchung aktiver Eigenschaften glatter Muskelzellverbände des corpus cavernosum erfolgte zum Beispiel von FÖRSTEMANN [31].

Eine Untersuchung verschiedener Schichten von Adern (Intima, Media und Adventitia), die zu den weichen Muskelgeweben zählen, erfolgte von HOLZAPFEL [23]. Die einzelnen Lagen der Adern weisen unterschiedliche Kennwertfunktionen bezüglich ihrer Zugeigenschaften auf und sind stark anisotrop.

Experimentelle Untersuchungen des Gebärmuttermuskels bei Zug- und Druckbelastung erfolgten von PEARSALL [24]. Die mechanischen Eigenschaften des Gebärmuttermuskels sind bei Zug- und Druck-Belastung verschieden. Unter Zugbelastung ist der Gebärmuttermuskel weitaus steifer und fester als bei Druckbelastung, was daran liegt, dass die Fasern unter Zug Last tragen können. Bei Druckbelastung weichen die Fasern der Belastung aus und knicken.

Experimente mit Bauchwänden männlicher ausgewachsener Albino-Hasen in vitro hat NILSSON [41, 42] durchgeführt. Dabei fand keine Präparation der einzelnen Gewebe statt. Es wurden Streifenzugversuche mit Proben der kompletten Bauchwand durchgeführt. Demnach erfolgten also Strukturprüfungen und nicht Materialprüfungen, wobei darüber hinaus die Probendicke nicht berücksichtigt wurde.

Komplette Bauchwände von Menschen wurden von JUNGE [19] geprüft. Die Ergebnisse machen die anisotrope Eigenschaftscharakteristik der Bauchwand deutlich. Eine Messung der Eigenschaften des Rectus mit umschließenden Aponeurosen von Menschen 22 bis 72 Stunden post mortem bei Zug- und Druckbelastung erfolgte von RATH [43]. Im Vordergrund der Untersuchungen stand dabei, ob die mechanischen Eigenschaften der Struktur von der Position in der Bauchwand abhängig sind. Es konnten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Proben von verschiedenen Positionen der Bauchwand festgestellt werden.

Eine einzelne Spannungs-Dehnungskurve eines humanen Rectus findet man bei KATAKE [25]. Sie ist wiedergegeben in YAMADA [27] (Abbildung 6.9). Die Kurve wurde mehr als 48 Stunden post mortem aufgenommen. An Hundemuskeln ermittelte KATAKE, dass die Bruchspannung von in vivo zum mechanisch stabilen Zustand um etwa 50% abnimmt. Die Bruchdehnung sinkt auf etwa 60% des Wertes direkt post mortem.

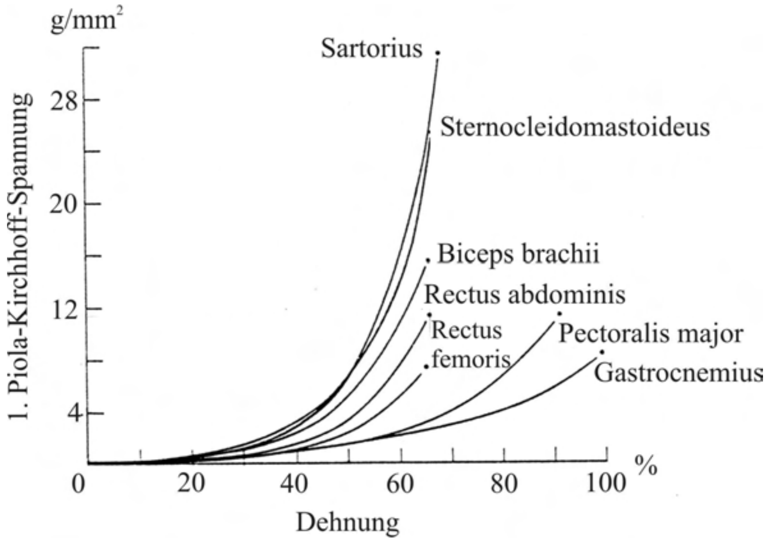

Abbildung 6.9: Spannungs-Dehnungs-Kurven von Skelettmuskeln 29 Jahre alter Personen im mechanisch stabilen Zustand bei Zug parallel zur Faserrichtung (nach YAMADA [27])

6.5.2 Versuchsdurchführung und -aufbau

Es fanden Zugversuche parallel und senkrecht zur Faserorientierung mit Dehngeschwindigkeiten von $\dot{\varepsilon} = 25$ %/min bei Raumtemperatur (20°C) und Versuche mit Dehngeschwindigkeiten von $\dot{\varepsilon} = 250$ %/min bei Raum- und Körpertemperatur (37°C) statt. Aufgrund einer schnellen Austrocknung der Proben bei Körpertemperatur sind Versuche mit Dehngeschwindigkeiten von $\dot{\varepsilon} = 25$ %/min bei Körpertemperatur nicht möglich. Die Dehngeschwindigkeit von $\dot{\varepsilon} = 25$ %/min entspricht dabei in etwa der Dehngeschwindigkeit beim Atmen.

In Anlehnung an den A5-Probekörper (DIN [114, 115]) betrug das Längen-/Breitenverhältnis der Probekörper etwa 5:1. Eine repräsentative Zugprobe und eine Probe während des Versuches mit Einspannung zeigt Abbildung 6.10.

Die Einspannung erfolgte mit konventionellen Zahnstangen. Die Klemmkraft wurde manuell nach Gefühl eingestellt. Nach Vorversuchen konnte ein Reißen der Proben an der Einspannung vermieden werden. Die Anfangslänge der Proben ist die Entfernung zwischen den Mitten der letzten freien Zähne der Einspannung.

Alle Versuche erfolgten dehnungsgesteuert. Die jeweilige Verfahrgeschwindigkeit der Maschinentraverse ist für jede Probe, nach Messung der genauen Länge im eingespannten Zustand, abhängig von der angestrebten Dehngeschwindigkeit, individuell vorgegeben worden.

Die Versuche bei Raumtemperatur erfolgten mit einer Tira Test 2410 und einer Zwick Z2.5/TN1S. Beide Maschinen liefern vergleichbare Ergebnisse. Für Versuche bei Raumtemperatur sind keine weiteren Vorbereitungen nötig.

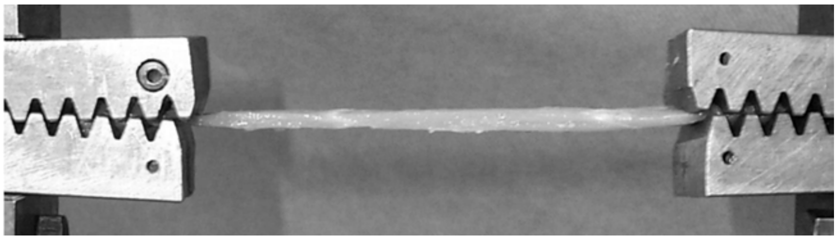

Abbildung 6.10: oben: Repräsentative Zugprobe, Rectus parallel zur Faserrichtung; unten: Gezogene Probe des Externus

Die Versuche bei Körpertemperatur sind mit der Tira Materialprüfmaschine durchgeführt worden, für die eine Temperierkammer der Firma Noske-Kaeser (Noske-Kaeser Temperierkammer Typ TEE 52/40X) zur Verfügung steht. Die Kammer ist 1/2 Stunde vor Beginn der Versuche mit einer Temperatur von 37°C in Betrieb genommen worden. Die Proben sind zunächst in einer Kochsalzlösung mit 5 Volumenprozent Salzgehalt auf 37°C erwärmt worden. Die Messung der Temperatur des Probekörpers erfolgte dabei auf der Probenoberfläche mittels Thermometer (Testo 925). Nach Erreichen der Körpertemperatur wurde die Probe sofort in die Zugprüfmaschine eingespannt und getestet. Um einem Austrocknen der Proben entgegenzuwirken sind die Proben während des Versuchs mittels eines handelsüblichen Sprühers befeuchtet worden. Die Befeuchtung erfolgte durch die, für die Zugstange der Maschine erforderliche, obere Öffnung der Temperierkammer. Eine Probenerwärmung in Luft ist wegen der schlechten Wärmeübertragung nicht sinnvoll.

6.5.3 Versuchsauswertung

Im engen Sinn sind Experimente mit biologischen Geweben keine Materialprüfungen sondern Strukturprüfungen. Beispielsweise bestehen Faszien und Aponeurosen im entlasteten Zustand aus relativ regellos angeordneten Kollagenfasernetzwerken, die sich in einer Grundsubstanz befinden. Diese Netzwerke können sich nahezu beliebig ausbilden, so dass die Gewebe erst bei sehr unterschiedlichen Verformungen anfangen eine nennenswerte Last zu tragen. Fasziengebilde (Epimysium, Endomysium und Perimysium), die die Muskelfasern umgeben, bestimmen auch maßgeblich die passiven Eigenschaften von Muskelgeweben. Die Anteile der verschiedenen Strukturkomponenten der Gewebe können von Organismus zu Organismus variieren, was auf genetische Unterschiede und persönliche Faktoren, wie etwa dem Trainingszustand, zurückzuführen ist. Durch deren Aufbau streuen die Messungen an biologischen Geweben relativ stark. Da biologische Gewebe inhomogen sind, treten Unterschiede auch bei Proben von einem Organismus auf. Daher ist eine statistische Auswertung der Experimente sinnvoll. Das Spannungs-Dehnungs-Verhalten der Materialien im Zugversuch lässt sich näherungsweise bilinear beschreiben. Zwei Geraden-Steigungen und der Schnittpunkt der Geraden charakterisieren das Materialverhalten. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchen bezüglich der beiden Steigungen sind statistisch nicht signifikant. Statistisch signifikante Unterschiede gibt es bezüglich des Schnittpunktes der beiden Geraden. Ursache hierfür sind neben den mehrfach angesprochenen Strukturverformungen die Unterschiede der Vordehnungen in den einzelnen Hybridschweinen. Ausreißertests mit Ausreißerkriterium der zweifachen Standardabweichung vom Mittelwert der Dehnungskoordinate des Geradenschnittpunktes erfolgten.

6.5.4 Versuchsergebnisse

Die Kennwertfunktionen sind in 1. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannung und Streckung angegeben (Abbildung 6.11). Alle Ergebnisse sind bis zur maximalen Spannung aufgetragen.

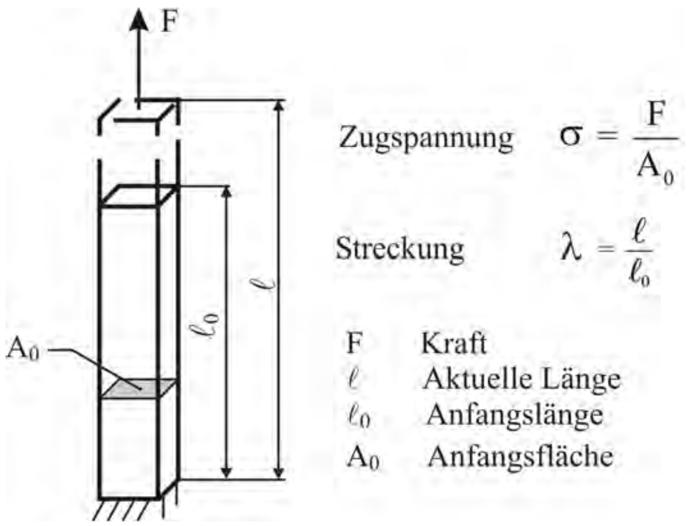

Abbildung 6.11: Auswertung von Zugversuchen

Wegen der großen Anzahl von Experimenten wird auf eine umfassende Diskussion der Resultate im Hauptteil dieser Arbeit verzichtet. Sämtliche Diagramme zu den Experimenten mit biologischen Geweben sind in Anhang C enthalten. Exemplarisch wird im Hauptteil das Materialverhalten des Rectus gezeigt. Die qualitativen Kurvenverläufe sind für alle Gewebe gleich.

Der Rectus zeigt im Zugversuch parallel zur Faserrichtung zunächst einen linearen Anstieg mit sehr kleiner Steigung. Es schließt sich ein nichtlinearer Kurventeil an. Schließlich verläuft die Kurve wieder nahezu linear. Dabei ist die Steifigkeit gegenüber dem Anfang sehr viel größer. Ursache für die geringe Steifigkeit am Anfang ist die Strukturverformung der anfangs gewellten Kollagenfasernetzwerke Epi, Endo- und Perimysium, welche die kontraktilen Muskelfasern umschließen (Abbildung 6.12).

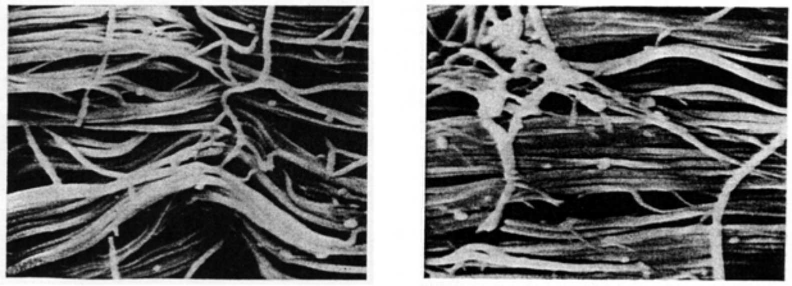

Abbildung 6.12: Kollagenfasern, links: gewellt bzw. entlastet, rechts: gestreckt bzw. belastet (nach NORDIN [102])

Die Fasern werden bei Belastung nach und nach gestreckt und fangen dann an nach und nach nennenswerte Last zu tragen. Wenn alle Fasern gestreckt sind, steigt die Steifigkeit des Materials stark an (Abbildung 6.13). Die kontraktilen Muskelfasern haben auf die passiven Eigenschaften von Muskeln parallel zur Faserrichtung nur geringen Einfluss. Aktin- und Myosinfilamente gleiten aufeinander ab.

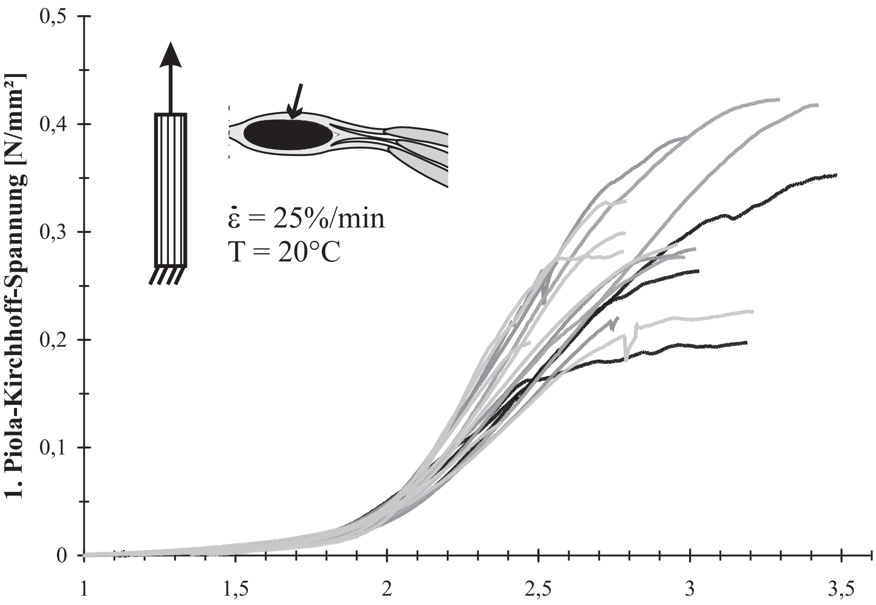

Abbildung 6.13: Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T = 20°C, $\dot{\varepsilon}$=25%/min

Bei Zug senkrecht zur Faserrichtung können die kontraktilen Muskelfasern der Belastung nicht ausweichen. Ihre Steifigkeit senkrecht zur Faser bestimmt maßgeblich die mechanischen Eigenschaften von passiven Muskeln senkrecht zur Faserrichtung. Die Proben senkrecht zur Faserrichtung sind im Anfangsbereich steifer als die Proben parallel zur Faserrichtung (Abbildung 6.14). Bruchdehnung und Bruchfestigkeit sind parallel zur Faserrichtung größer als senkrecht dazu, und zwar etwa um den Faktor zwei beziehungsweise vier.

Da die Materialien im Anfangsbereich sehr weich sind, kann nicht mit einer Vorkraft gearbeitet werden, so dass die Anfangsbedingungen für alle Proben leicht verschieden sind. Dies verursacht gewisse Ungenauigkeiten der Messergebnisse.

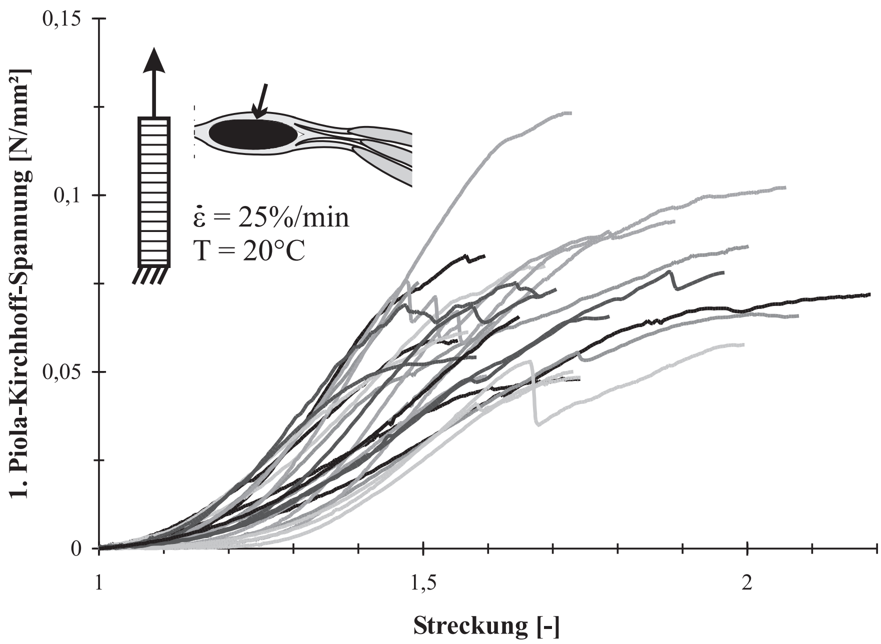

Abbildung 6.14: Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T = 20°C, $\dot{\varepsilon}$=25%/min

Abbildung 6.15 zeigt die Mittelwertskurven der Eigenschaften des Rectus in Abhängigkeit von der Belastungsrichtung, Dehngeschwindigkeit und Temperatur. Die maximalen Abweichungen von den Mittelwerten nach Ausreißertests sind als vertikale Linien gekennzeichnet. Das Material verhält sich in Übereinstimmung mit Literaturangaben relativ insensitiv gegenüber Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsänderungen. Lediglich senkrecht zur Faserrichtung ist eine geringe Materialversteifung bei höherer Dehngeschwindigkeit zu verzeichnen. Die Dehngeschwindigkeit von $\dot{\varepsilon} = 250\%/min$ liegt dabei schon weit außerhalb des physiologisch relevanten Bereichs. Die wesentliche Aufgabe der Bauchwand ist eine statische Haltefunktion.

Da in vitro die aktiven Rückstellkräfte der Muskeln fehlen, ist die Messung einer Entlastungskurve nicht möglich. Bis die für die passiven Eigenschaften der Muskeln maßgeblich verantwortlichen Fasziengebilde gestreckt sind, verformt sich der Muskel in vitro irreversibel.

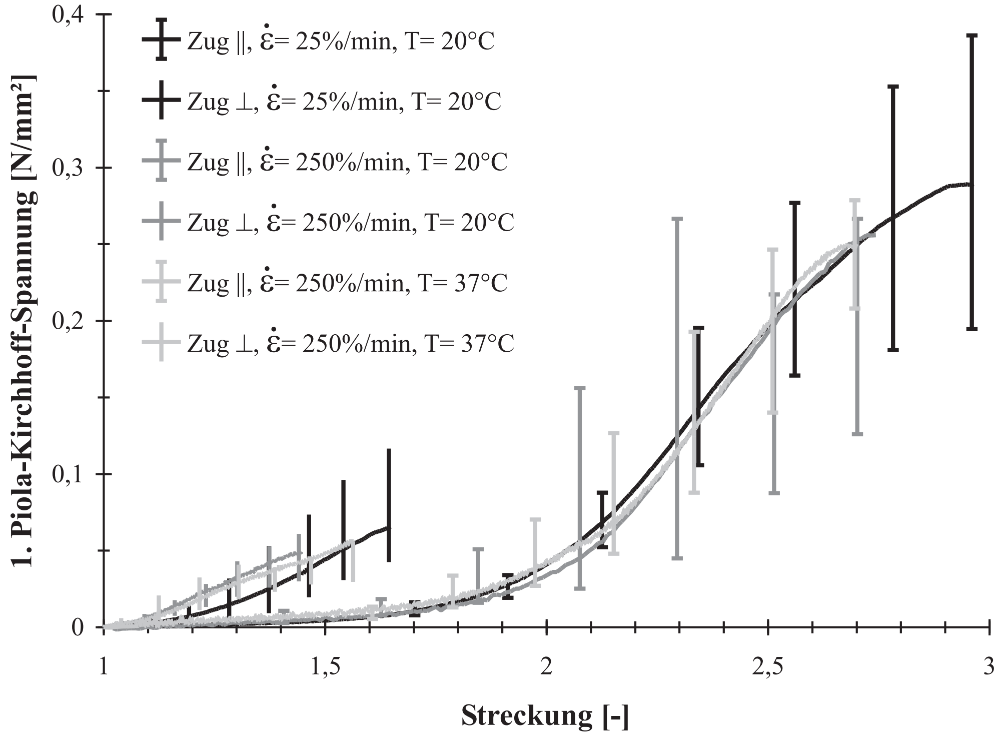

Abbildung 6.15: Einfluss von Belastungsrichtung, Dehngeschwindigkeit und Temperatur auf die Zugeigenschaften des Rectus, Kurve: Median, Balken: Minimal- und Maximalwerte

In Abbildung 6.16 sind die mechanischen Eigenschaften aller wesentlichen Komponenten der Bauchwand bei Zugbelastung gezeigt. Qualitativ zeigen alle Materialien das gleiche Verhalten. Generell sind die Materialien senkrecht zur Faserrichtung im Anfangsbereich steifer als parallel zur Faserorientierung. Bruchfestigkeit und -dehnung in Faserrichtung sind weitaus größer als senkrecht dazu. Das quantitative Verhalten der Gewebe ist allerdings unterschiedlich. In der Reihenfolge Transversus, Rectus, Internus und Externus nehmen Steifigkeit und Festigkeit der Muskeln zu. Demnach steigen Festigkeit und Steifigkeit der Gewebe von der Bauchinnenseite zur -außenseite an. Die unterschiedlichen Eigenschaften der Muskeln sind maßgeblich strukturbedingt. Auch variieren die Volumenanteile von eigentlichen Muskelfasern und Epi, Endo- sowie Perimysium. Gleiches gilt für die Volumenanteile etwa der Kollagenfasern im Bindegewebe. Des Weiteren können die Durchmesser der Kollagen- und Muskelfasern verschieden sein, was ebenfalls zu unterschiedlichen Eigenschaften führt. Das hintere Blatt der Rectusscheide besitzt anfangs eine geringe Steifigkeit. Dann steigt diese enorm an und übertrifft die der Muskeln. Die Festigkeit der Rectusscheide ist ebenfalls weitaus größer als die der Muskeln. Wegen besserer Übersichtlichkeit aller Messergebnisse sind die Kurven der Rectusscheide im Diagramm nicht vollständig dargestellt.

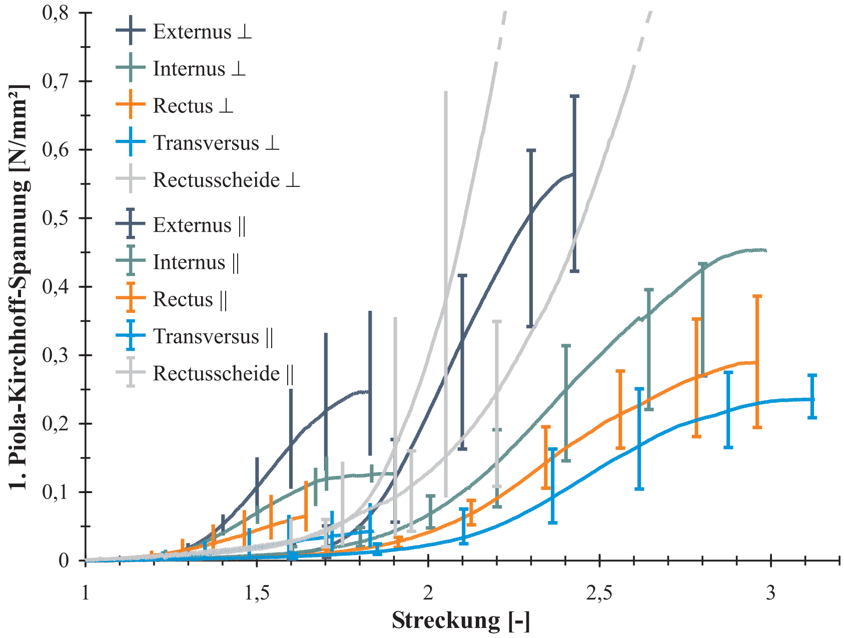

Abbildung 6.16: Eigenschaften der wesentlichen Komponenten der Bauchwand bei Zugbelastung, T = 20°C, $\dot{\varepsilon}$=25%/min, Kurve: Median, Balken: Minimal- und Maximalwerte

6.5.5 Genauigkeit der Längenänderungsmessung mit Traversenwegaufnehmer

Zur Untersuchung der Genauigkeit der Längenänderungsmessung mittels Traversenwegaufnehmer ist bei einem Zugversuch in Faserrichtung exemplarisch auf der Probe gemessen worden. Dabei dienten zwei intersectiones tendineae als Markierungen.

Bei der Beurteilung der Messgenauigkeit ist der Zugversuch parallel zur Faserrichtung am geeignetsten, da hierbei die größten Kräfte und Verformungen auftreten. Gibt es bei diesem Versuch keine unzulässig hohen Abweichungen zwischen den Messmethoden, sind diese auch nicht bei den anderen Versuchsarten zu erwarten.

Der Versuch fand mit der Zwick Z2.5/TN1S statt, für die ein Videosystem zur Verfügung steht. Die von der Maschine aufgenommenen Versuchsdaten werden durch ein Programmsystem mit dem Videosignal abgeglichen. Die Streckungen in Zugrichtung wurden einerseits von dem Traversenwegaufnehmer der Maschine erfasst und andererseits auf der Probe aus einzelnen Videobildern mit Corel Draw gemessen.

Die maximale Abweichung der Streckungen bei gleicher Spannung beträgt 3%. Die Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung beider Messmethoden. Daraus wird geschlossen, dass die Bestimmung der Probenverformung mit Hilfe des Traversenwegs hinreichend genau ist (Abbildung 6.17).

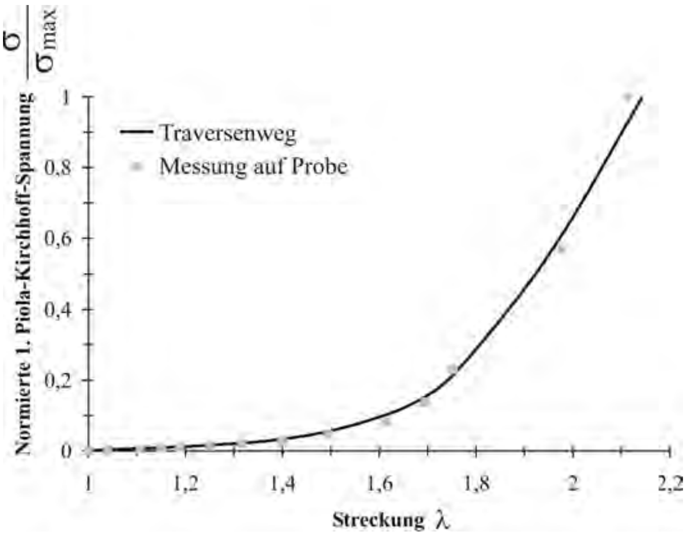

Abbildung 6.17: Messung der Probenstreckung mittels Traversenwegaufnehmer und durch Messung auf der Probe

6.5.6 Vergleich humaner und porziner Daten

Eine einzelne Spannungs-Dehnungskurve eines humanen Rectus mehr als 48 Stunden post mortem gemessen findet man bei KATAKE [25]. Direkt post mortem bestimmte Kennwertfunktionen menschlicher Bauchwandkomponenten sind nicht bekannt. Nach KATAKE beträgt die Bruchdehnung von Skelettmuskeln von Hunden im mechanisch stabilen Zustand 60% und die Bruchspannung 50% des Wertes direkt post mortem. Eine Umrechnung der kompletten Kennwertfunktionen wird von KATAKE nicht vorgenommen. Wird jedoch davon ausgegangen, dass sich alle Werte der Kennwertfunktionen proportional ändern, so kann eine genäherte Kurve des humanen Rectus für Zug parallel zur Faserrichtung berechnet werden. Dazu werden alle Spannungswerte der im mechanisch stabilen Zustand ermittelten Kurve durch 0,5 dividiert und alle Dehnungswerte durch 0,6.

Die Vordehnungen humaner Recti sind unbekannt. Wird davon ausgegangen, dass humane und porzine Muskeln die gleiche Vorspannung im Körper besitzen, so kann das Verhalten beider Muskeln im Körper verglichen werden (Abbildung 6.18). Die Streckung im Körper ergibt sich dabei durch Division der Gesamtverformung durch die Vorverformung infolge Vordehnung. Sind die Vorspannungen des humanen und porzinen Rectus gleich, so sind die Eigenschaften der Gewebe im physiologisch relevanten Bereich nahezu identisch.

Weil die humanen Daten größtenteils unbekannt sind, lässt der Vergleich von humaner und porziner Kennwertfunktion keine exakten Aussagen zu.

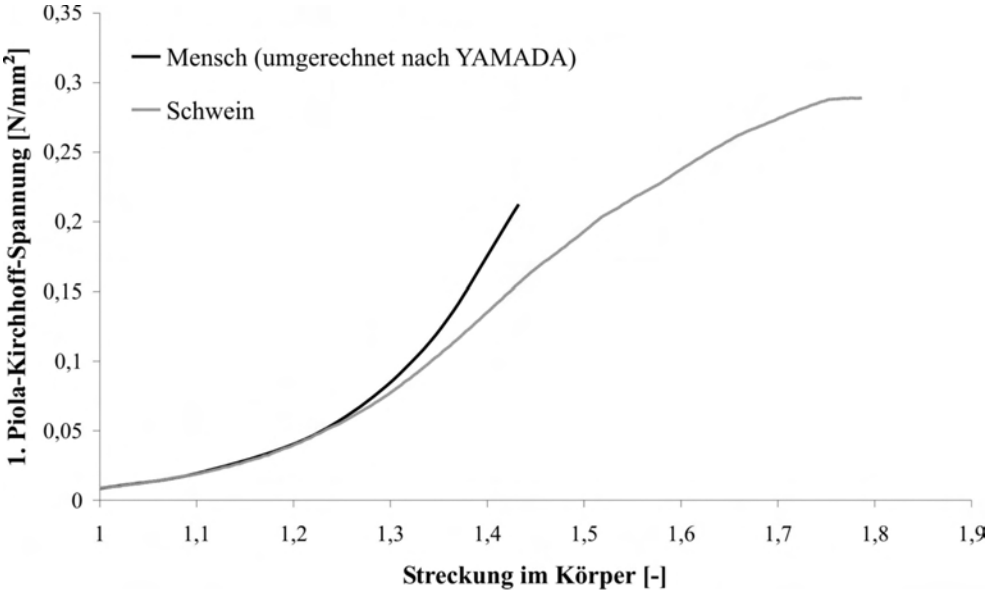

Abbildung 6.18: Humane und porzine Spannungs-Streckungs-Kurve des Rectus im Körper

6.6 Einfacher Schub mit und ohne Zugvordehnung

6.6.1 Versuchsdurchführung und -aufbau

Die Versuche erfolgten schiebungsgesteuert mit einer Schiebungsgeschwindigkeit von $\dot{\theta} = 25\%/min$ bei Raumtemperatur mit der Tira Test 2410. Die jeweilige Verfahrgeschwindigkeit der Maschinentraverse ist dabei wiederum für jede Probe nach Messung der Länge im eingespannten Zustand einzeln vorgegeben worden. Bei den Versuchen mit Überlagerung einer Zugvordehnung und einfachem Schub erfolgte zunächst die Vordehnung der Proben um 60%. Anschließend wurde dann im vorgedehnten Zustand sofort die einfache Schubbelastung überlagert.

Für transversal-isotrope weiche Gewebe liefern Proben mit einem Längen- zu Breitenverhältnis von zumindest 2:1 genaue Ergebnisse. Bei sehr kurzen Proben kann sich aufgrund des unvermeidbaren Quetschens der Proben im Bereich der Einspannung kein ungestörtes Schubfeld ausbilden. Darum wurden Proben mit einem Längen- zu Breitenverhältnis von 2:1 bis 2,5:1 verwendet (Abbildung 6.19). Der Einfluss der Klemmkraft ist gering (GARDINER [117]).

Abbildung 6.19: Eingespannte Probe vor einfachem Schubversuch

6.6.2 Versuchsauswertung

Bei einfachem Schub beschreibt der Tangens der Winkeländerung und die zugehörige Schubspannung den Versuch vollständig (Abbildung 6.20).

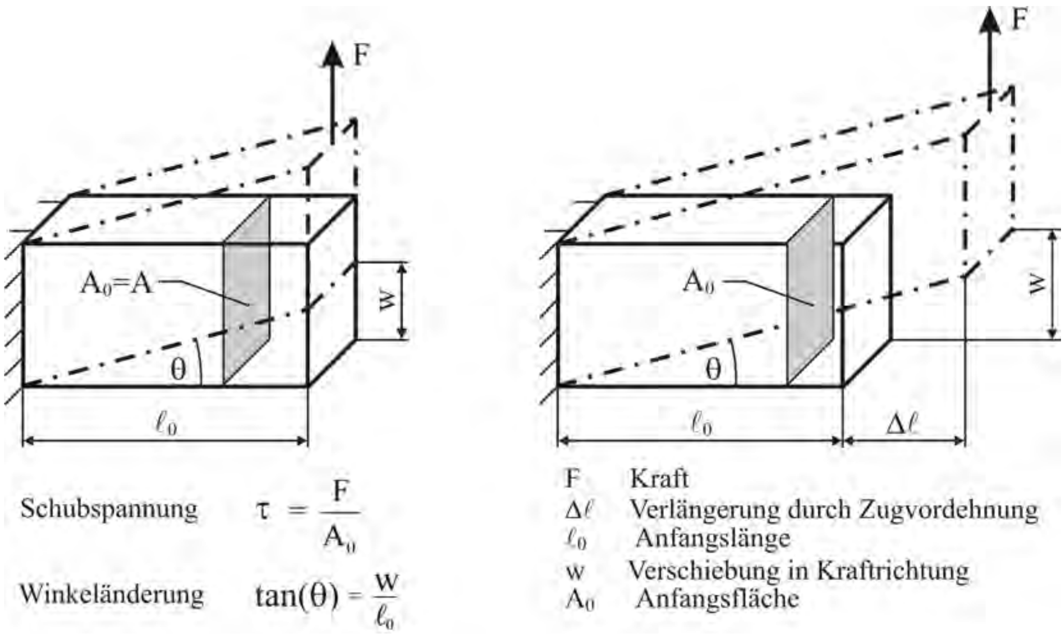

Abbildung 6.20: Auswertung von einfachen Schubversuchen, Bild links, rechts: einfacher Schub ohne und mit Zugvordehnung

6.6.3 Versuchsergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt für die Muskeln bis zur maximalen Schubspannung. Die Kurve der Rectusscheide wurde so abgeschnitten, dass sich alle Messergebnisse in einem Diagramm übersichtlich darstellen lassen.

Die Gewebe verhalten sich bei einfacher Schubbelastung parallel zur Faserrichtung steifer als bei einfachem Schub senkrecht dazu. Rectus und Transversus zeigen parallel zur Faserorientierung ein sehr ähnliches Verhalten. Bei Schub senkrecht zur Faser sind die Kurven bis $Tan(\theta)$= 0,5 ebenfalls ähnlich. Dann weist der Transversus eine größere Steifigkeit auf als der Rectus. Das hintere Blatt der Rectusscheide ist am Steifsten (Abbildung 6.21). Die Streuungen der Messungen resultieren wiederum maßgeblich aus der Mehrphasigkeit und Inhomogenität biologischer Gewebe.

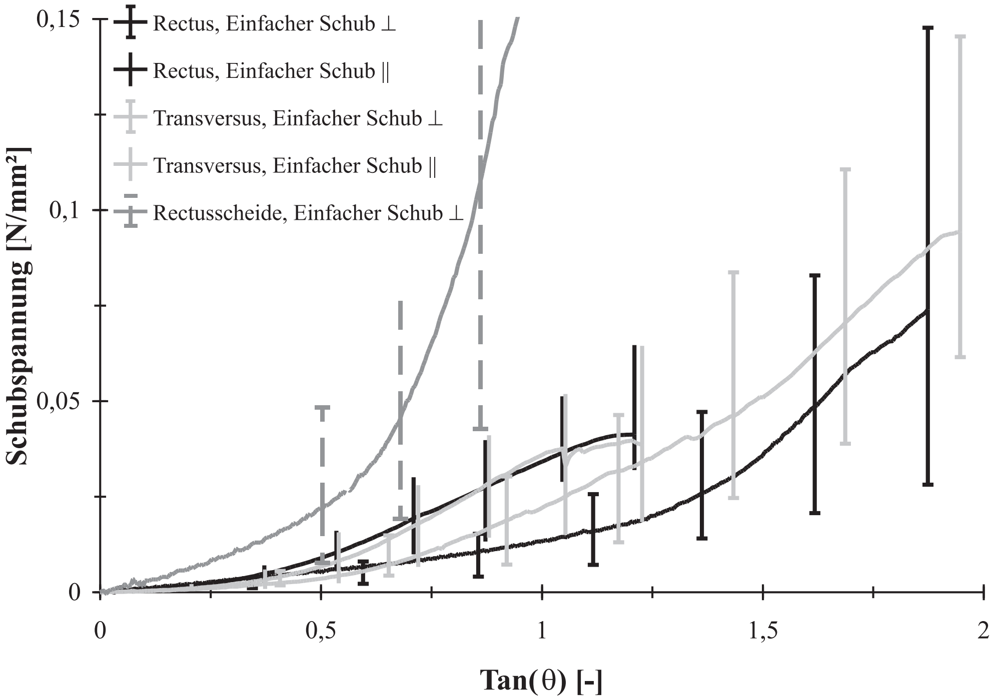

Abbildung 6.21: Eigenschaften der Bauchwandkomponenten bei einfacher Schubbelastung, $\dot{\theta} = 25\%/min$, T = 20°C, Kurve: Median, Balken: Minimal- und Maximalwerte

Eine Zugvordehnung der Proben führt zu einer Versteifung der Proben. Abbildung 6.22 zeigt einen Vergleich der mechanischen Eigenschaften von nicht vorgedehnten und vorgedehnten Proben bei einfacher Schubbelastung.

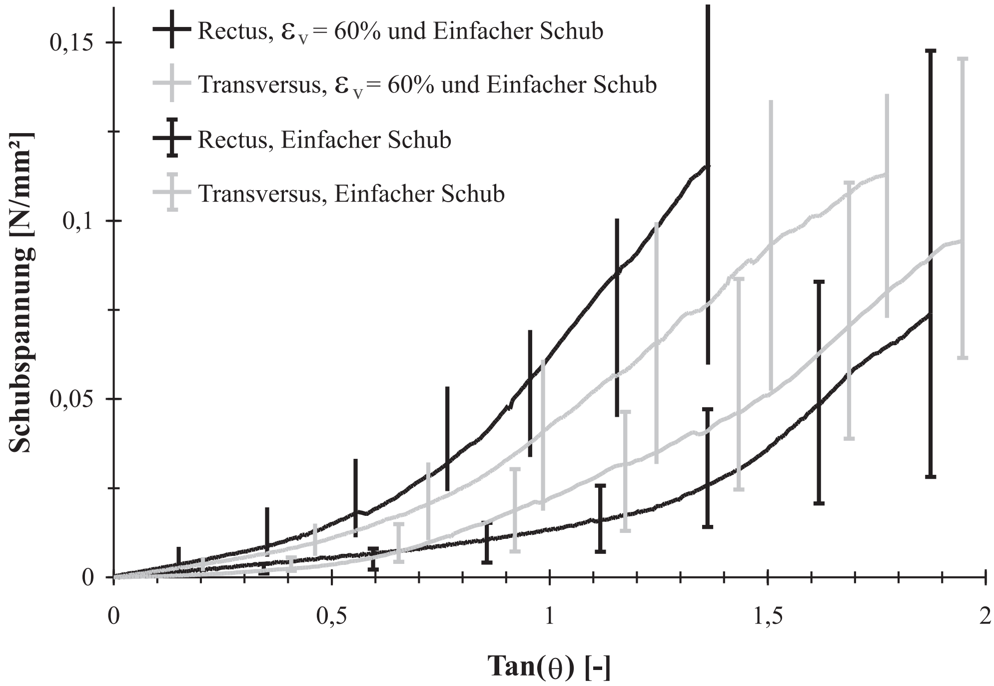

Abbildung 6.22: Eigenschaften der Bauchwandkomponenten bei einfacher Schubbelastung und einfacher Schubbelastung mit Zugvordehnung senkrecht zur Faserrichtung, $\dot{\theta} = 25\%/min$, T = 20°C, Kurve: Median, Balken: Minimal- und Maximalwerte

6.7 Querkontraktion im Zugversuch

6.7.1 Literaturübersicht

Das Volumen von Froschhaut sinkt unter Zugbelastung SNYDER [62]. Bei gängigen Ingenieurwerkstoffen wie Metallen nimmt das Volumen unter Zugbelastung stets zu. Verformt sich eine Struktur ähnlich einer Wirrfasermatte in einer nachgiebigen Matrix aus Grundsubstanz erscheint eine Volumenabnahme bei Zugbelastung möglich.

Knorpelgewebe weist unter Zugbelastung wie Froschhaut eine Volumenreduktion auf, was nach HARTUNG [64] vorwiegend auf ein Herausquetschen von Flüssigkeit aus dem Gewebe zurückzuführen ist.

Experimente zur Charakterisierung des mechanischen Verhaltens von Katzenhaut fanden von VERONDA [63] statt. Demnach nimmt das Volumen von Katzenhaut bei Zugbelastung zunächst zu und bei größeren Streckungen wieder ab

6.7.2 Versuchsdurchführung, -aufbau und -auswertung

Die an Rectus und Transversus exemplarisch durchgeführten Zugversuche erfolgten bei Raumtemperatur mit der Zwick Z2.5/TN1S. Die Durchführung der Versuche entspricht der Vorgehensweise bei den anderen Zugversuchen. Für die Zugprüfmaschine steht ein Videosystem zur Verfügung, mit dem sich die Experimente aufnehmen lassen. Ein zeitlicher Abgleich der Aufnahmen mit den anderen Messdaten erfolgt mittels Programmsystem. Die Streckungen in Zugrichtung erfasst die Maschine, während die Streckungen quer dazu aus einzelnen Videobildern mit Corel Draw gemessen werden. An die gemessenen Datenpunkte ist jeweils eine quadratische Funktion mit Hilfe der Methode der kleinsten Fehlerquadrate angepasst worden.

6.7.3 Versuchsergebnisse

Die Streckungen quer zur Zugrichtung in Abhängigkeit von den Streckungen in Zugrichtung bei Zugversuchen parallel und senkrecht zur Faserrichtung sind den Abbildungen 6.23 und 6.24 zu entnehmen.

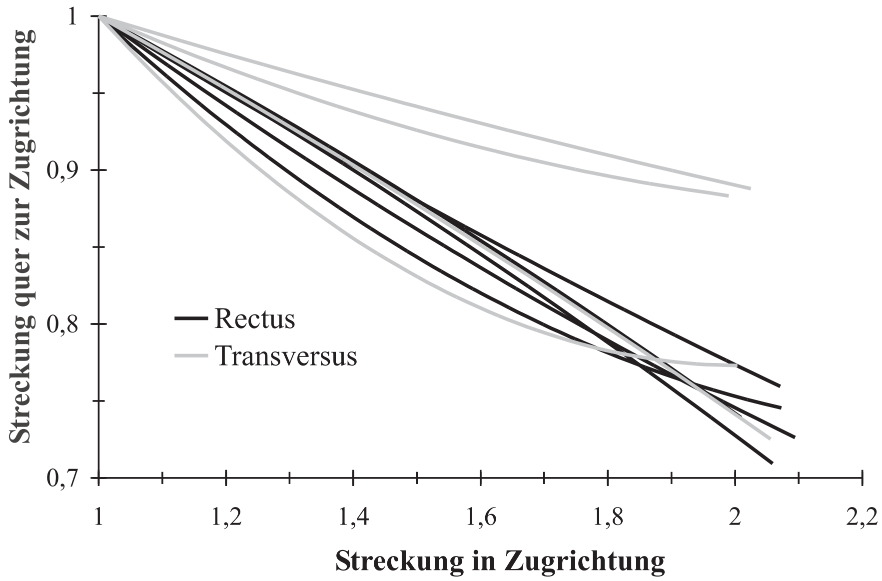

Abbildung 6.23: Verformung quer zur Zugrichtung in Abhängigkeit von der Verformung in Zugrichtung von Rectus und Transversus bei Zugbelastung parallel zur Faserrichtung

Die Proben schnüren sich im Zugversuch parallel zur Faserrichtung stärker ein, als im Versuch quer dazu. Bei beiden Versuchsarten sind die Querverformungen geringer als für ein inkompressibles isotropes Material. Also nimmt das Volumen von Rectus und Transversus bei Zugbelastung parallel und senkrecht zur Faserrichtung zu. Bei größeren Deformationen sind auch Volumenreduktionen möglich (Abbildung 6.25 und Abbildung 6.26). Die Ergebnisse stimmen qualitativ mit den Messungen anderer Forschergruppen (z. B. VERONDA [63]) überein.

Im Körper überlagern sich die Vordehnungen von ca. $\varepsilon_V = 60\%$ mit den Streckungen infolge der Belastungen im Körper. Die Streckungen im Körper liegen in der Größenordnung von $\lambda = 0,1$. In diesem physiologisch relevanten Bereich verändert sich das Volumen der Muskelproben nur gringfügig.

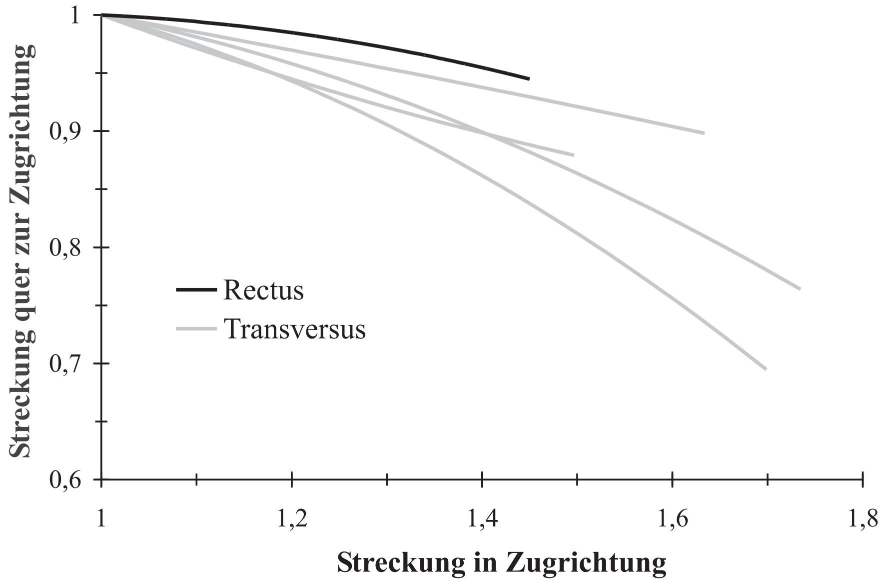

Abbildung 6.24: Verformung quer zur Zugrichtung in Abhängigkeit von der Verformung in Zugrichtung von Rectus und Transversus bei Zugbelastung senkrecht zur Faserrichtung

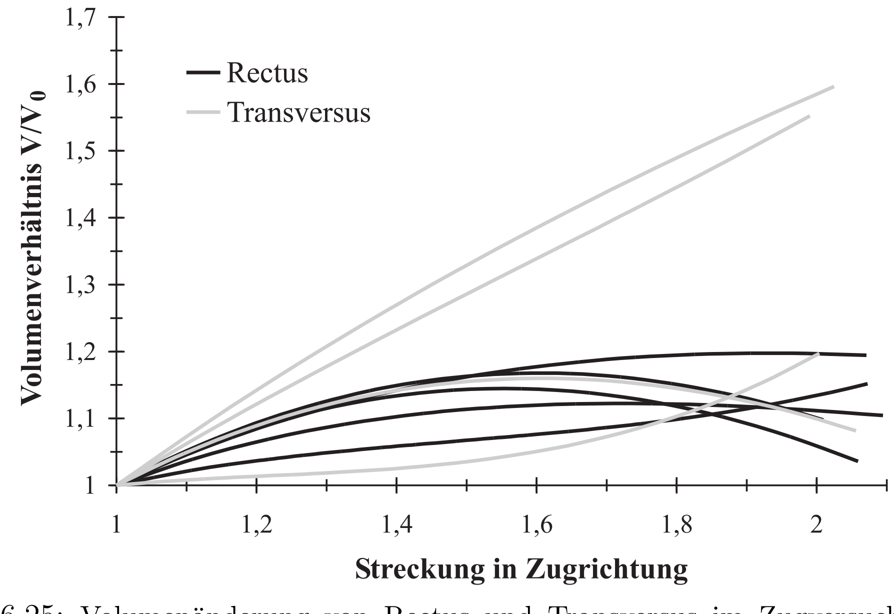

Abbildung 6.25: Volumenänderung von Rectus und Transversus im Zugversuch parallel zur Faserrichtung

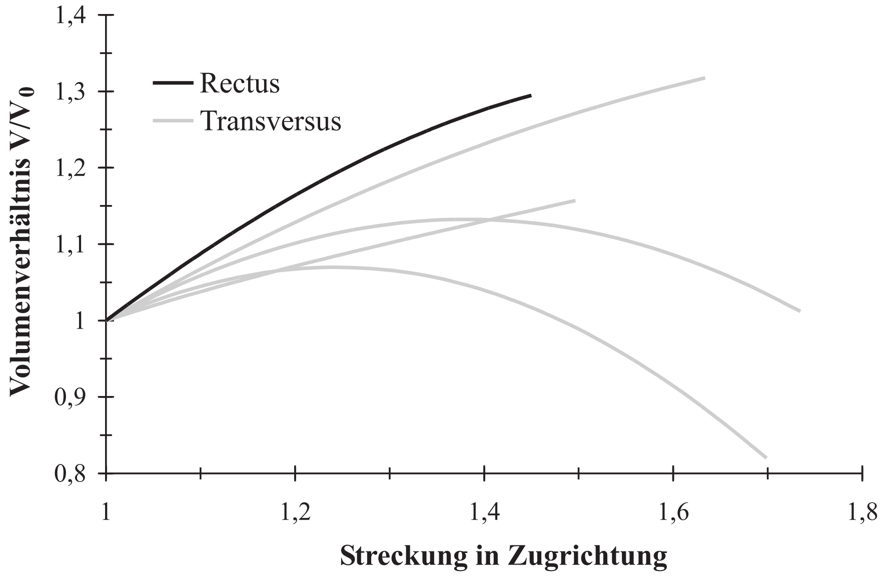

Abbildung 6.26: Volumenänderung von Rectus und Transversus im Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung

6.8 Kompressibilität biologischer Gewebe

6.8.1 Literaturübersicht

Die einzige bekannte Messung zur Kompressibilität weicher biologischer Gewebe stammt von NORTH [118]. Dabei wurden die Volumenänderungen menschlicher Haut bei hydrostatischer Druckbelastung erfasst. Menschliche Haut ist danach sehr schwach kompressibel bis inkompressibel. Die Messung der Kompressibilität von Skelettmuskeln erfolgte im Rahmen dieser Arbeit erstmalig.

6.8.2 Versuchsdurchführung und -aufbau

Die Messung der Kompressibilität von Rectus und Transversus erfolgte in zwei Schritten, und zwar wurde im ersten Schritt zunächst das Anfangsvolumen der Probekörper bestimmt und im zweiten Schritt erfolgte dann die eigentliche Messung der Kompressibilität bei hydrostatischer Druckbelastung. Die Volumenbestimmung fand mit dem in Abbildung 6.27 dargestellten Behälter statt. Er weist in einer definierten Höhe eine seitliche Öffnung auf, bis zu der er mit Wasser gefüllt wird. Das Abziehen von eventuell überstehendem Wasser erfolgt mittels handelsüblicher Spritze. Dann wird die Probe in den Behälter eingebracht und der Wasserstand steigt. Das Wasser wird wieder bis zur definierten Höhe abgezogen (Abbildung 6.28). Es hat das gleiche Volumen wie die Gewebeprobe. Durch Wiegen des Wassers ergibt sich nach $V = m/\rho$, mit der gemessenen Wassermasse m und der Wasserdichte $\rho = 1\ kg/dm^3$, das Probenvolumen. Zum Wiegen stand dabei eine Präzisionswaage

(Mettler Toledo PB303) zur Verfügung. Die Proben des Transversus und Rectus von 6 Hybridschweinen hatten Anfangsvolumen von 13 cm^3 bis 33 cm^3. Es gibt keinen signifikanten Einfluss der Anfangsvolumina auf die Untersuchungsergebnisse.

Abbildung 6.27: Vorrichtung zur Volumenbestimmung

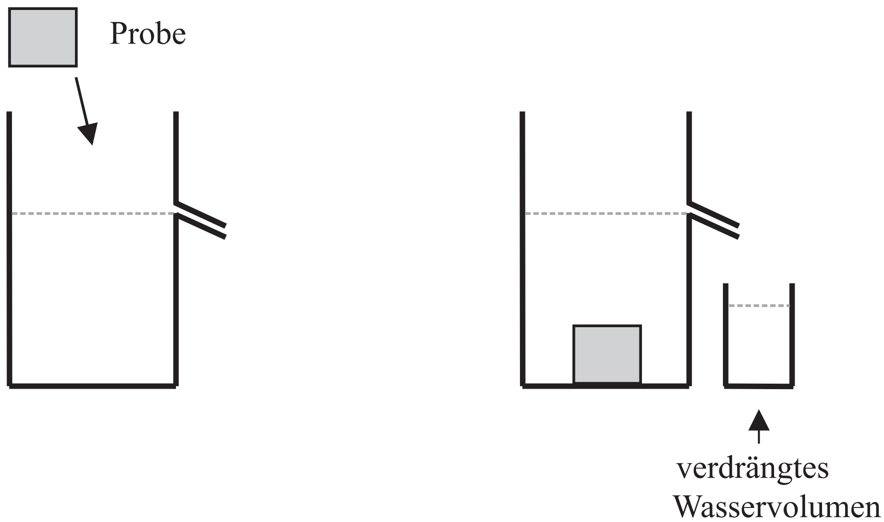

Abbildung 6.28: Prinzip der Volumenbestimmung durch Wasserverdrängung

Messungen zur Verifikation der Genauigkeit der Methode zur Volumenbestimmung mit einem Aluminiumzylinder bekannten Volumens ergaben eine maximale Abweichung von 1,1% und eine durchschnittliche Abweichung von 0,8% gegenüber dem wahren Volumen in 10 Versuchen.

Ein an die Materialprüfmaschine Tira Test 2410 montierbarer Druckbehälter zur Messung der Kompressibilität ist Abbildung 6.29 zu entnehmen. Der Behälter hat ein Volumen von 272 cm^3 (Durchmesser: 6,2 cm, Höhe: 90 cm).

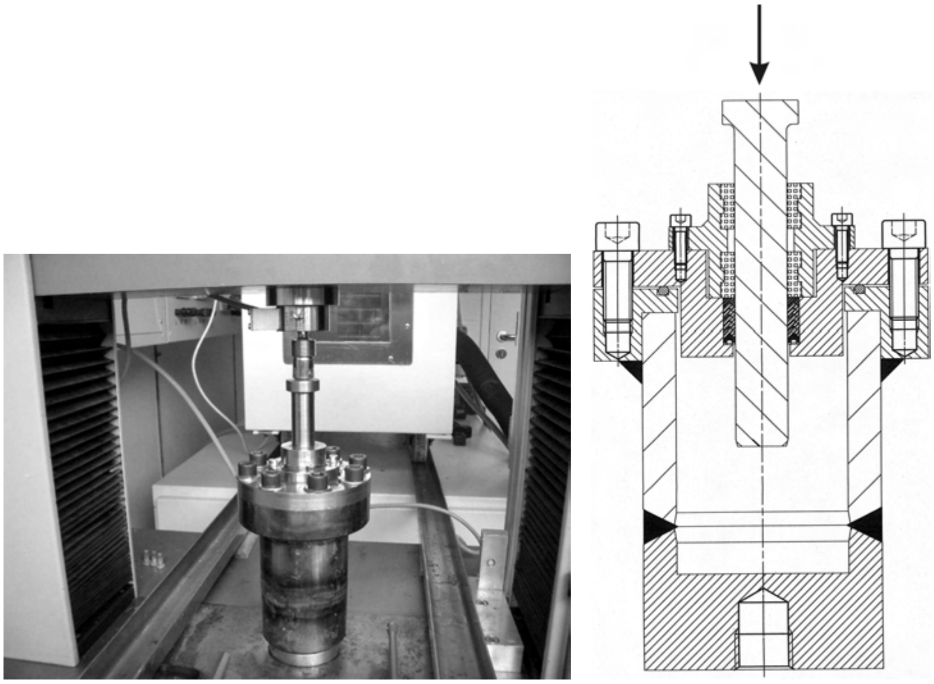

Abbildung 6.29: Druckbehälter zur Kompressibilitätsmessung, links: Bauteil, rechts: Zusammenbauzeichnung (STROGIES [119])

Zunächst fanden solange Versuche mit der nur mit Wasser befüllten Druckkammer statt, bis die gemessenen Kraft-Traversenweg-Kurven reproduzierbar wurden. Anschließend erfolgte die Einbringung von Gewebeproben bekannten Volumens in den mit Wasser befüllten Behälter. Beim Schließen der Druckkammer kann überschüssiges Wasser durch eine verschließbare Entlüftungsbohrung, die sich am höchsten Punkt der Kammer befindet, entweichen. Nach dem Schließen der Druckkammer wird die Entlüftung geschlossen und eine Vorkraft von 300N aufgebracht. Davon sind 180 N zur Überwindung der Reibkraft zwischen Stempel und Stempelführung erforderlich. Die Ermittlung der Reibkraft erfolgte durch Drücken auf den Stempel bei ausgebautem Deckel. Um Lufteinschlüsse in der Kammer auszuschließen, fand bei konstanter Vorkraft eine Entlüftung der Kammer statt. Anschließend erfolgte dann der eigentliche Versuch mit einer Kraftgeschwindigkeit von 50 N/s. Die Vorkraft sorgt auch für identische Anfangsbedingungen der Experimente.

6.8.3 Versuchsauswertung

Von dem Verhalten des Gesamtsystems bestehend aus Druckkammer, Wasser und Probekörper ist zunächst die vorher gemessene Systemantwort der Prüfvorrichtung (Druckkammer und Wasser) subtrahiert worden. Anschließend erfolgte das Herausrechnen des Vordrucks infolge der Vorkraft durch Verlängern der berechneten Druck-Volumen-Kurve in den Koordinatenursprung (Abbildung 6.30). Durch Bezug der so bestimmten druck-abhängigen Volumenveränderungen der Probekörper $V(p)$ auf das Anfangsvolumen V_0 lässt sich schließlich das Druck-Volumenveränderung-Verhältnis bestimmen.

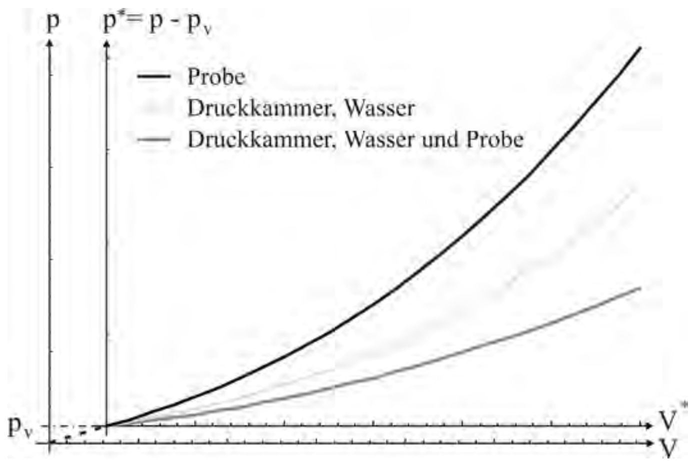

Abbildung 6.30: Schematische Darstellung der Auswertung hydrostatischer Druckversuche

6.8.4 Versuchsergebnisse

Bei hydrostatischer Druckbelastung verhalten sich Rectus und Transversus relativ schwach kompressibel. Bei sehr hohen Drücken von 200 bar weisen sie geringe Volumenänderungen $\frac{V}{V_0}$ von etwa 1% bis 4% auf (Abbildung 6.31). Dabei lässt sich das Volumen im Anfangsbereich – bei kleinen Drücken – leichter komprimieren als im weiteren Verlauf, was darauf zurückzuführen ist, dass die Atom- und Molekülabstände nicht beliebig reduzierbar sind.

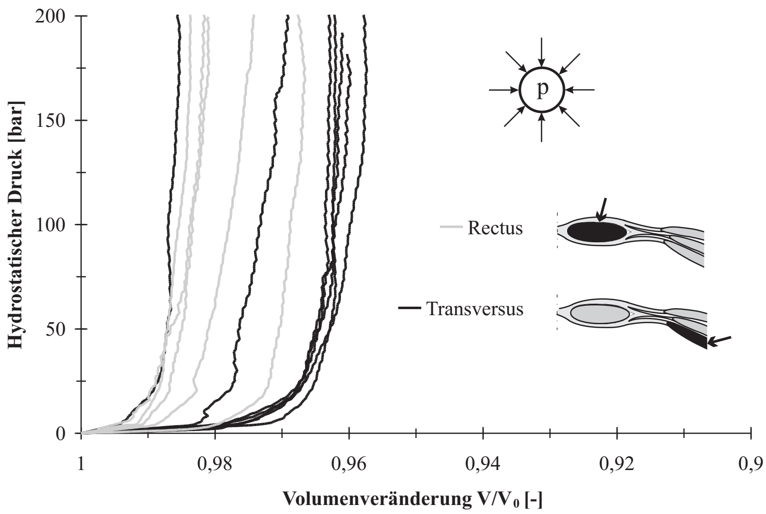

Abbildung 6.31: Kompressibilität von Rectus und Transversus bei Belastung durch hydrostatischen Druck

6.8.5 Verifikation der Messmethode

Um die Genauigkeit der Messergebnisse beurteilen zu können, erfolgten Referenzmessungen mit POM (Polyoxymithylen), was als inkompressibel gilt. Die Proben hatten einen Durchmesser von 40 mm und eine Höhe von 30 mm.

Die Ergebnisse zeigen keine Unterschiede der Druck-Volumenänderung-Kurven bei Befüllung der Druckkammer mit Wasser und der Befüllung mit POM und Wasser, was zeigt, dass POM tatsächlich inkompressibel ist, und dass die konstruierte Kammer zur Kompressibilitätsmessung eine genügende Genauigkeit aufweist (Abbildung 6.32).

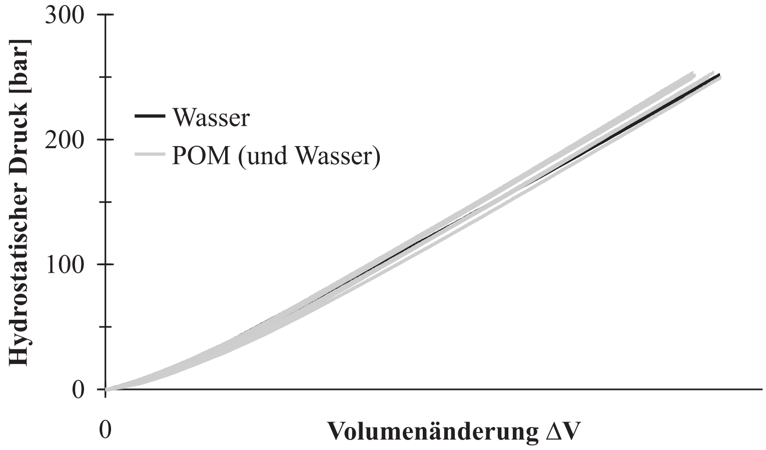

Abbildung 6.32: Druckkammer-Volumenänderung-Kurven bei Befüllung nur mit Wasser und bei Füllung mit POM (und Wasser)

6.9 Messfehlerabschätzung

Die Definition der Anfangslänge erfolgte für die Zugversuche von Mitte zu Mitte des letzten freien Zahns der Einspannung. Es wäre auch möglich die Anfangslänge von Ende zu Ende der letzten Probe einspannenden Zahnflanke zu definieren. Die Definitionen unterscheiden sich pro Einspannung um eine halbe Zahnkopfbreite. Bei einem Modul von 2,5 ist der Zahnkopf etwa 2,1 mm breit. Für 5 cm lange Proben ergibt sich damit eine Differenz der Anfagslängen von 4,2%. Bei den Schubversuchen ist die Probenlänge eindeutig. Die Proben werden 90° verdreht zu den Zugproben eingespannt (Abbildung 6.19). Der Messfehler bezüglich der Messung der Anfangslänge mit Schieblehre wird auf 0,1 mm geschätzt. Das sind ca. 2% Ungenauigkeit bei den Zugversuchen und 4% bei den Schubversuchen. Die Messung der Probenquerschnitte erfolgte ebenfalls mittels Schieblehre, wobei der mögliche Messfehler auf 0,1 mm geschätzt wird. Das entspricht möglichen Fehlern von 10% bei den Zugversuchen und 5% bei den Schubversuchen.

In Kapitel 6.5.5 ist die Genauigkeit der Längenänderungsmessung mittels Traversenweg exemplarisch untersucht worden. Die maximale Abweichung zwischen Messung auf Probe und Messung mit Traversenweg beträgt 3%.

Das Eigengewicht der Proben hat einen vernachlässigbaren Einfluss auf die Messergebnisse. Bei einer 5 cm langen Probe mit einem Querschnitt von 1 cm^2 und einer Dichte von 1 kg/dm^3 ist die Probenmasse m= 1/200 kg. Diese erzeugt eine sehr kleine, maximale Spannung von σ_{max}= m g/A= 0,0005 N/mm^2. Die Spannung steigt von der Probenunterkante zur Probenoberkante linear von 0 bis σ_{max} an.

Bei der Volumenbestimmung der Fleischproben treten durchschnittliche Fehler von 0,8% auf (Kapitel 6.8).

6.10 Altersbedingte Degradation mechanischer Eigenschaften biologischer Gewebe

Die mechanischen Eigenschaften biologischer Gewebe sind altersabhängig. Quantitative Untersuchungen dazu sind etwa in KATAKE [120], YAMADA [27], ALNAQEEB [121], DALY [122] enthalten. Für die Altersabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften der Muskulatur liegen Daten für den Rectus vor. Entsprechende Untersuchungen für die Aponeurosen und Faszien der Bauchwand sind in der Literatur nicht verfügbar. Deshalb werden hierfür, aufgrund der vergleichbaren Zusammensetzung, die verfügbaren Daten der Achillessehne aufgeführt. Die Daten stammen von einige Zeit post mortem durchgeführten Untersuchungen und sind daher als Anhaltspunkte zu sehen.

Bei jungen Personen sind Bruchfestigkeit und -dehnung am Größten. Beide Eigenschaften degradieren mit zunehmenden Alter. Dabei sinkt die Bruchfestigkeit σ_B weitaus stärker als die Bruchdehnung ε_B ab. Des Weiteren weisen die mechanischen Eigenschaften von Muskeln eine größere Altersabhängigkeit auf als die von Aponeurosen bzw. Sehnen, was am Degradationsmechanismus liegt.

Ursache für die Veränderung der mechanischen Eigenschaften der Muskeln ist eine Zunahme des Bindegewebsanteils der Muskeln mit steigendem Alter (ALNAQEEB [121]). Dabei erhöht sich zunächst der Volumenanteil des Epimysiums. Im fortgeschrittenen Alter nimmt dann auch der Anteil des Perimysiums signifikant zu. Da Kollagenfasern eine sehr große Steifigkeit verglichen mit passiven Muskelfasern besitzen, nimmt die Steifigkeit des gesamten Muskels schon bei geringer Volumenanteilerhöhung des Bindegewebes bedeutend zu.

Werden die mechanischen Eigenschaften im Alter von 10 - 19 Jahren mit Eins gewichtet, ergeben sich für die Degradationen der Eigenschaften die in Tabelle 6.4 aufgelisteten Werte.

Das mechanische Verhalten biologischer Gewebe hängt auch von genetischer Veranlagung und der Lebensweise ab. Daher kann es bei jeder Person Abweichungen bezüglich der oben genannten Faktoren geben, wobei die möglichen Abweichungen mit steigendem Alter zunehmen (YAMADA [27], Tabelle 6.5).

Tabelle 6.4: Altersabhängigkeit mechanischer Eigenschaften von Muskeln und Sehnen nach YAMADA [27]

Altersgruppe		10 - 19	20 - 29	30 - 39	40 - 49	50 - 59	60 - 69	70 - 79
Muskel	σ_B	1	0,79	0,68	0,58	0,53	0,47	0,47
(Rectus)	ε_B	1	0,98	0,95	0,94	0,94	0,89	0,89
Aponeurose	σ_B	1	1	1	1	1	0,95	0,78
(Achillessehne)	ε_B	1	1	0,96	0,96	0,96	0,92	0,92

Tabelle 6.5: Mögliche Abweichungen der mechanischen Eigenschaften von Geweben einer Einzelperson gegenüber dem Durchschnitt in Jahren

Durchschnittsalter	25	35	45	55	65	75
Mögliche Abweichung	2	4	6	8	10	12

Kapitel 7

Kontinuumsmechanik und Materialtheorie

Die verwendete Notation sowie die zur Modellierung des Materialverhaltens und zur Implementierung in das Finite-Elemente-Programm Abaqus benötigten Grundlagen der Kontinuumsmechanik werden im Folgenden skizziert.

7.1 Notation und mathematische Grundlagen

Zur Beschreibung des Materialverhaltens werden skalare, vektorielle und tensorielle Größen benötigt. Tensoren 1. Stufe (Vektoren) sind einfach unterstrichen und Tensoren 2. Stufe doppelt unterstrichen dargestellt. Tensoren 4. Stufe werden ebenfalls doppelt unterstrichen dargestellt und haben zur Kennzeichnung zusätzlich eine 4 in eckigen Klammern ($\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}$). Tensoren werden als lineare Abbildungen aufgefasst.

Alle im Folgenden eingeführten Berechnungsvorschriften sind auf eine kartesische Orthonormalbasis $e_i, \quad i = 1 \ldots 3$ bezogen.

Die einfache Überschiebung (Skalarprodukt) von Tensoren lautet

$$\left(\underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{B}}\right)_{ij} := A_{ik} B_{kj}, \tag{7.1}$$

und die doppelte Überschiebung

$$\underline{\underline{A}} \cdot \cdot \underline{\underline{B}} := A_{ij} B_{ij}. \tag{7.2}$$

Außerdem ist das äußere oder dyadische Produkt definiert als

$$\left(\underline{\underline{A}} \otimes \underline{\underline{B}}\right)_{ijkl} := A_{ij} B_{kl}. \tag{7.3}$$

Des Weiteren wird zur vereinfachten Schreibweise

$$\left(\underline{\underline{A}}^2\right)_{ij} := A_{ik} A_{kj} \tag{7.4}$$

eingeführt. Die tensoriellen Operationen sind in Tabelle 7.1 nochmals zusammengefasst.

Tabelle 7.1: Tensorielle Operationen

Operation	Symbolische Schreibweise	Indizistische Schreibweise
Einfache Überschiebung	$\left(\underline{\underline{A}} \cdot \underline{\underline{B}}\right)_{ij}$	$A_{ik} B_{kj}$
Doppelte Überschiebung	$\underline{\underline{A}} \cdot \cdot \underline{\underline{B}}$	$A_{ij} B_{ij}$
Dyadisches Produkt	$\left(\underline{\underline{A}} \otimes \underline{\underline{B}}\right)_{ijkl}$	$A_{ij} B_{kl}$

Tensoren lassen sich nach

$$sym(\underline{\underline{A}}) = \frac{1}{2}(\underline{\underline{A}} + \underline{\underline{A}}^T) \tag{7.5}$$

$$skw(\underline{\underline{A}}) = \frac{1}{2}(\underline{\underline{A}} - \underline{\underline{A}}^T) \tag{7.6}$$

in einen symmetrischen Teil $sym(\underline{\underline{A}})$ und einen antimetrischen Teil $skw(\underline{\underline{A}})$ zerlegen. Spezielle Tensoren sind der Einheitstensor 2. Stufe (Identität)

$$\left(\underline{\underline{1}}\right)_{ij} = \delta_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{für } i = j \\ 0 & \text{für } i \neq j \end{cases}, \tag{7.7}$$

der Einheitstensor 4. Stufe

$$\left(\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\right)_{ijkl} = \delta_{ik}\, \delta_{jl}, \tag{7.8}$$

der Transponierer 4. Stufe

$$\left(\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\right)_{ijkl} = \delta_{il}\, \delta_{jk} \tag{7.9}$$

und der Symmetriesierer 4. Stufe

$$\left(\overset{[4]}{\underline{\underline{S}}}\right)_{ijkl} = \frac{1}{2}\left(\delta_{ik}\delta_{jl} + \delta_{il}\delta_{jk}\right). \tag{7.10}$$

Für eine detaillierte Darstellung der Tensorrechnung in kartesischen Koordinaten sei auf BETTEN [123] verwiesen.

7.2 Grundlagen der Kontinuumsmechanik und Materialtheorie

Nun werden die grundlegenden Konzepte der Kontinuumsmechanik und Materialtheorie vorgestellt. Ausführliche Darstellungen lassen sich etwa bei ALTENBACH [124], BETTEN [125], HAUPT [126], KRAWIETZ [127], MARSDEN [128], OGDEN [129], TRUESDELL [130] und ZIMMERMANN [131] finden.

7.2.1 Kinematik des Kontinuums

Unter einem Körper $\bar{k}$ ist eine zusammenhängende, kompakte Menge materieller Elemente $\underline{X}$ zu verstehen. Ist $\underline{x}$ der Ort eines Teilchens im dreidimensionalen euklidischen Raum R^3, heißt die Abbildung

$$\underline{x} = \underline{\chi}(\underline{X}) \tag{7.11}$$

Konfiguration. Eine Konfiguration beschreibt demnach eine stetige, eineindeutige Zuordnung von Ortsvektoren $\underline{x}$ zu den materiellen Teilchen $\underline{X}$. Eine Aufeinanderfolge von Konfigurationen

$$\underline{x} = \underline{\chi}\left(\underline{X}, t\right) \tag{7.12}$$

mit der Zeit t als Parameter heißt Bewegung oder Verformung. Häufig werden die Eigenschaften des Körpers auf eine (willkürliche) Referenzkonfiguration $\underline{\kappa}$ bezogen, die der Körper $\bar{k}$ zum Zeitpunkt $t = \tau$ einnimmt:

$$\underline{\xi} = \underline{\kappa}\left(\underline{X}, \tau\right) \tag{7.13}$$

oder

$$\underline{X} = \underline{\kappa}^{-1}\left(\underline{\xi}, \tau\right). \tag{7.14}$$

$\underline{\xi}$ gibt den Ort des Teilchens $\underline{X}$ zur Zeit τ in der Referenzkonfiguration $\underline{\kappa}$ an. Das Teilchen $\underline{X}$ wird also durch seinen Ortsvektor $\underline{\xi}$ in der Referenzkonfiguration $\underline{\kappa}$ gekennzeichnet (Abbildung 7.1).

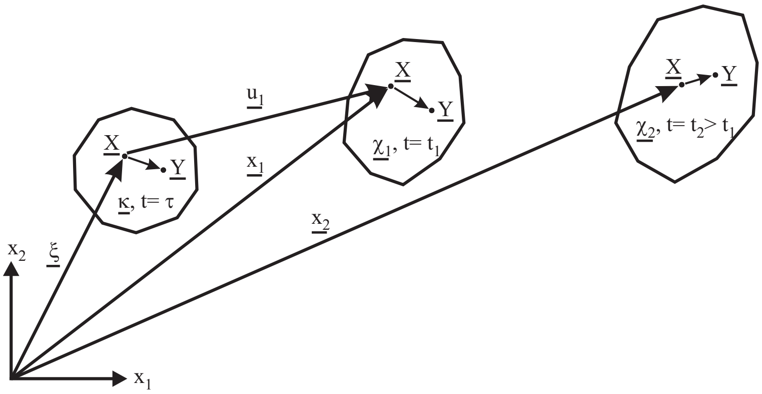

Abbildung 7.1: Beschreibung von Bewegungen und Verformungen als Aufeinanderfolge von Konfigurationen

Die gesuchten Bewegungsgleichungen

$$\underline{x} = \underline{\chi}\left(\underline{\kappa}^{-1}\left(\underline{\xi}, \tau\right), t\right) = \underline{\chi}_{\kappa}\left(\underline{\kappa}^{-1}, t, \tau\right) \tag{7.15}$$

und

$$\underline{\xi} = \underline{\chi}_{\kappa}^{-1}\left(\underline{x}, t, \tau\right) \tag{7.16}$$

lassen sich durch Einsetzen von 7.14 in 7.12 berechnen. In dieser Betrachtungsweise wird die Bewegung des Körpers $\bar{k}$ durch eine Folge bijektiver Abbildungen der Referenzkonfiguration $\underline{\kappa}$ auf die Augenblickskonfiguration $\underline{\xi}$ beschrieben. Als lineare Approximation von 7.17 gewinnt man für einen festen Zeitpunkt t den augenblicklichen Bewegungszustand

$$\underline{dx} = \underline{\underline{F}} \cdot \underline{d\xi} \tag{7.17}$$

$$\text{mit} \quad \underline{\underline{\mathrm{F}}} := \frac{\partial \underline{x}}{\partial \underline{\xi}} = grad_{\xi}\, \underline{x}. \tag{7.18}$$

$\underline{\underline{F}}$ heißt Deformationsgradient der Bewegung. Er kann nach CAUCHY polar zerlegt in

$$\underline{\underline{F}} = \underline{\underline{R}} \cdot \underline{\underline{U}} = \underline{\underline{V}} \cdot \underline{\underline{R}}. \tag{7.19}$$

Dabei ist $\underline{\underline{R}}$ ein eigentlich orthogonaler Drehtensor. $\underline{\underline{U}}$ und $\underline{\underline{V}}$ sind symmetrische Tensoren und heißen Rechts- und Links-CAUCHY-GREEN-Strecktensoren.

7.2.2 Dehnungsmaße

Mit Hilfe des Deformationsgradienten lassen sich diverse Dehnungs- und Verzerrungstensoren definieren. Im Rahmen dieser Arbeit werden der linke und der rechte CAUCHY-GREEN-Tensor benötigt. Diese sind definiert durch

$$\underline{\underline{B}} := \underline{\underline{F}} \cdot \underline{\underline{F}}^T \equiv \underline{\underline{V}}^2 \tag{7.20}$$
$$\underline{\underline{C}} := \underline{\underline{F}}^T \cdot \underline{\underline{F}} \equiv \underline{\underline{U}}^2. \tag{7.21}$$

$\underline{\underline{B}}$ und $\underline{\underline{C}}$ sind symmetrische Tensoren und besitzen gleiche Invarianten. Diese lauten

$$I_1 = sp\left(\underline{\underline{C}}\right) \tag{7.22}$$
$$I_2 = \frac{1}{2}\left(\left(sp\left(\underline{\underline{C}}\right)\right)^2 - sp\left(\underline{\underline{C}}^2\right)\right) \tag{7.23}$$
$$I_3 = det\left(\underline{\underline{C}}\right). \tag{7.24}$$

Der rechte CAUCHY-GREEN-Tensor $\underline{\underline{C}}$ ist der Metriktensor in der Referenzkonfiguration.

Häufig wird die Verformung in einen isochoren und einen volumetrischen Anteil aufgespalten. Isochorer linker und rechter CAUCHY-GREEN-Tensor lassen sich nach

$$\overline{\underline{\underline{B}}} = I_3^{-1/3}\,\underline{\underline{B}} \tag{7.25}$$
$$\overline{\underline{\underline{C}}} = I_3^{-1/3}\,\underline{\underline{C}} \tag{7.26}$$

berechnen.

7.2.3 Geschwindigkeit

Die Geschwindigkeit $\underline{\dot{x}}$ eines materiellen Teilchens $\underline{X}$, gekennzeichnet durch $\underline{\xi}$, ist

$$\underline{\dot{x}}(\underline{\xi}, t, \tau) = \frac{d\underline{x}(\underline{\xi}, t, \tau)}{dt}. \tag{7.27}$$

Das Geschwindigkeitsfeld in der infinitesimalen Umgebung eines Punktes P zur festen Zeit t lautet in der EULERschen Feldbeschreibung

$$\begin{aligned} \underline{\dot{x}}(\underline{x_0} + \underline{dx}, t, \tau) &= \underline{\dot{x}}(\underline{x_0}, t, \tau) + \underline{\underline{L}} \cdot \underline{dx} && (7.28)\\ \underline{\underline{L}} &:= \underline{\underline{\dot{F}}} \cdot \underline{\underline{F}}^{-1} = grad_x \underline{\dot{x}} = \frac{\partial \dot{x}_i}{\partial x_j}. && (7.29) \end{aligned}$$

$\underline{\underline{L}}$ heißt Gradiententensor des Geschwindigkeitsfeldes. Der Gradiententensor des Geschwindigkeitsfeldes lässt sich in einen symmetrischen und einen antimetrischen Anteil aufspalten. Der symmetrische Anteil,

$$\underline{\underline{D}} := \frac{1}{2}(\underline{\underline{L}} + \underline{\underline{L}}^T) \tag{7.30}$$

welcher Längen- und Winkeländerungen materieller Linienelemente beschreibt, wird als Deformationsgeschwindigkeitstensor $\underline{\underline{D}}$ bezeichnet und der antimetrische Anteil

$$\underline{\underline{W}} := \frac{1}{2}(\underline{\underline{L}} - \underline{\underline{L}}^T) \tag{7.31}$$

als Rotationsgeschwindigkeitstensor oder Wirbeltensor $\underline{\underline{W}}$. Der Rotationsgeschwindigkeitstensor gibt die Rotationsgeschwindigkeit materieller Linienelemente an.

7.2.4 Spannungsmaße

Da sich erst im belasteten Kontinuum die resultierenden Spannungen, Verzerrungen und Gleichgewichtszustände einstellen, ist es naheliegend die Spannungs- und Verzerrungsfelder sowie das Aufstellen der Elementararbeit und der Gleichgewichtsbedingungen in EULERschen Koordinaten – Konfiguration $\underline{\chi}$ – durchzuführen. Durch Bezug der in $\underline{\chi}$ freigelegten Elementarkraft $\underline{dF}$ auf das gerichtete Flächenelement $\underline{dA}$ der Augenblickskonfiguration ist der CAUCHY-EULER-Spannungstensor $\underline{\underline{T}}$ definiert:

$$\begin{aligned} \underline{dF} &= \underline{t}dA = \underline{\underline{T}} \cdot \underline{n}\, dA = \underline{\underline{T}} \cdot \underline{dA} && (7.32)\\ \underline{\underline{T}} &:= \frac{\underline{dF}}{\underline{dA}}. && (7.33) \end{aligned}$$

Dabei gilt die CAUCHYsche Spannungsgleichung. Spannungsvektor $\underline{t}$ ist der Spannungstensor einfach überschoben mit der Flächennormalen $\underline{n}$. Nun wird etwa zur Feldbeschreibung in der Elastomechanik

$$\underline{u}(\underline{x}) = \underline{x} - \underline{\xi}(\underline{x}) \qquad (7.34)$$

angesetzt. Die gesuchten Verschiebungen $\underline{u}$ hängen also von den unbekannten Koordinaten der Augenblickskonfiguration $\underline{\chi}$ ab. Darum ist es naheliegend (7.32), mathematisch konsequent aber physikalisch gekünstelt, auf die Referenzkonfiguration $\underline{\kappa}$ zu beziehen, da die Ortsvektoren $\underline{\xi}$ dort bekannt sind:

$$\begin{aligned} \underline{dF} &= \underline{t_0}\, dA_0 = \underline{\underline{T}}^{1.PK} \cdot \underline{dA_0} && (7.35)\\ \underline{\underline{T}}^{1.PK} &= \frac{\underline{dF}}{\underline{dA_0}}. && (7.36) \end{aligned}$$

$\underline{\underline{T}}^{1.PK}$ heißt 1. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannungstensor. Experimentell werden in der Elastomechanik im Regelfall 1. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannungen ermittelt. Die im allgemeinen vorhandene Unsymmetrie des 1. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannungstensors erschwert seinen Gebrauch beim Formulieren von Stoffgesetzen, weshalb der symmetrische 2. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannungstensor $\underline{\underline{T}}^{2.PK}$ eingeführt wird. Dazu wird die Elementarkraft $\underline{dF}$ der Transformation von Elementarlängen unterworfen und auf das Flächenelement $\underline{dA_0}$ bezogen:

$$\begin{aligned} \underline{dF_0} &= \underline{\underline{F}}^{-1} \cdot \underline{dF} && (7.37)\\ \underline{dF_0} &= \underline{\underline{T}}^{2.PK} \cdot \underline{dA_0} && (7.38)\\ \underline{\underline{T}}^{2.PK} &= \frac{\underline{dF_0}}{\underline{dA_0}}. && (7.39) \end{aligned}$$

Weiteres gebräuchliches Spannungsmaß ist der KIRCHHOFF-Spannungstensor oder gewichtete CAUCHY-EULER-Spannungstensor $\underline{\underline{T}}^K$

$$\underline{\underline{T}}^K = det\underline{\underline{F}}\ \underline{\underline{T}} = \frac{\rho_0}{\rho}\ \underline{\underline{T}}. \qquad (7.40)$$

Die verschiedenen Spannungsmaße können mit

$$
\begin{aligned}
\underline{\underline{T}} &= \tfrac{1}{det\underline{\underline{F}}}\, \underline{\underline{T}}^{1.PK} \cdot \underline{\underline{F}}^{T} & \underline{\underline{T}}^{1.PK} &= det\underline{\underline{F}}\, \underline{\underline{T}} \cdot \left(\underline{\underline{F}}^{-1}\right)^{T} \\
\underline{\underline{T}} &= \tfrac{1}{det\underline{\underline{F}}}\, \underline{\underline{F}} \cdot \underline{\underline{T}}^{2.PK} \cdot \underline{\underline{F}}^{T} & \underline{\underline{T}}^{2.PK} &= det\underline{\underline{F}}\, \underline{\underline{F}}^{-1} \cdot \underline{\underline{T}} \cdot \left(\underline{\underline{F}}^{-1}\right)^{T} \\
\underline{\underline{T}} &= \tfrac{1}{det\underline{\underline{F}}}\, \underline{\underline{T}}^{K} & \underline{\underline{T}}^{K} &= det\underline{\underline{F}}\, \underline{\underline{T}} \\
\underline{\underline{T}}^{K} &= \underline{\underline{F}} \cdot \underline{\underline{T}}^{2.PK} \cdot \underline{\underline{F}}^{T} & \underline{\underline{T}}^{2.PK} &= \underline{\underline{F}}^{-1} \cdot \underline{\underline{T}}^{K} \cdot \left(\underline{\underline{F}}^{-1}\right)^{T} \\
\underline{\underline{T}}^{K} &= \underline{\underline{T}}^{1.PK} \cdot \underline{\underline{F}}^{T} & \underline{\underline{T}}^{1.PK} &= \underline{\underline{T}}^{K} \cdot \left(\underline{\underline{F}}^{-1}\right)^{T} \\
\underline{\underline{T}}^{1.PK} &= \underline{\underline{F}} \cdot \underline{\underline{T}}^{2.PK} & \underline{\underline{T}}^{2.PK} &= \underline{\underline{F}}^{-1} \cdot \underline{\underline{T}}^{1.PK}
\end{aligned}
\tag{7.41}
$$

ineinander überführt werden. Bei geometrisch linearen Problemen, also kleinen Verformungen, fallen alle Spannungsmaße zusammen.

Die massenspezifische Leistung der Spannungen an der Verformungsgeschwindigkeit ℓ, welche ein Maß ist für die von den CAUCHY-Spannungen an den Verformungen geleistete Arbeit pro Zeit, ist nach PRAGER definiert durch

$$\ell = \frac{1}{\rho}\, T_{lk} D_{kl} = \frac{1}{\rho}\, sp\left(\underline{\underline{T}} \cdot \underline{\underline{D}}\right). \tag{7.42}$$

Durch algebraische Umformungen erhält man auch

$$\ell = \frac{1}{2\,\rho_0}\, sp\left(\underline{\underline{T}}^{2.PK} \cdot \dot{\underline{\underline{C}}}\right). \tag{7.43}$$

Da die massenspezifische Leistung der Spannungen proportional zu $sp\left(\underline{\underline{T}}^{2.PK} \cdot \dot{\underline{\underline{C}}}\right)$ ist, ist der 2. PIOLA-KIRCHHOFFsche Spannungstensor leistungskonjungiert zum rechten CAUCHY-GREEN-Verzerrungstensor.

Eine detaillierte Darstellung von Spannungs-, Dehnungs-, Verzerrungstensoren und deren Leistungskonjungiertheit findet sich bei MACVEAN [132].

Kapitel 8

Transversale Isotropie

Biologische Gewebe unterliegen im Körper großen Verformungen. Daher wird zur Materialbeschreibung ein finites Stoffgesetz benötigt. Muskeln und Aponeurosen weisen eine ausgezeichnete Faserrichtung auf. Solche Materialien werden als transversal isotrop bezeichnet.

Nach Vorbemerkungen zu passiven Muskeleigenschaften wird zur Vollständigkeit auf linear elastisches Materialverhalten eingegangen. Im Anschluss wird die Theorie der finiten transversalen Isotropie dargestellt.

8.1 Vorbemerkungen zu passiven mechanischen Eigenschaften von Muskeln

Die Modellierung von Skelettmuskeln basiert bis heute maßgeblich auf den Arbeiten von HILL [133, 134]. Das von HILL entwickelte drei Elemente-Modell zeigt Abbildung 8.1. Es besteht aus einem seriellen elastischem Element (SEE), einem parallelen elastischen Element (PEE) und einem kontraktilen Element (KE). Das parallele elastische Element dient der Beschreibung der mechanischen Eigenschaften von Muskelaponeurosen oder Sehnen. Das serielle elastische Element charakterisiert die Muskelfaszien und das kontraktile Element die aktiven kontraktilen Eigenschaften von Skelettmuskeln.

Basierend auf elektronenmikroskopischen Beobachtungen wurde von HUXLEY eine verfeinerte Theorie zur Beschreibung des aktiven Verhaltens von Skelettmuskeln entwickelt. Bei Ausschüttung von ADP und Calziumionen binden sich die Köpfe der Myosinfilamente an die dünnen Aktinfilamente. Anschließend verschieben die Köpfe das Aktin und Myosin gegeneinander. Das Lösen der Myosinköpfe erfolgt schließlich durch Ausschüttung von ATP. Dieser Vorgang findet bei Muskelkontraktion mehrmals hintereinander statt. Aufgrund der geschilderten Prozesse sind die kontraktilen mechanischen Eigenschaften der Muskeln anders als die elastischen Eigenschaften zeitabhängig.

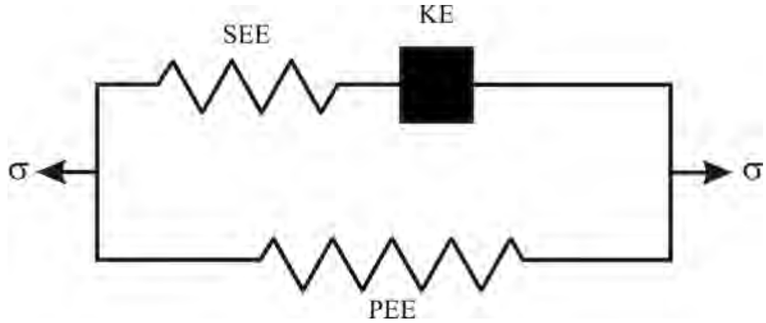

Abbildung 8.1: Drei Elemente-Modell nach HILL

Es gibt in der Literatur diverse Modifikationen der angesprochenen Modelle, die durch leicht modifizierte kontraktile Elemente und Hinzunahme oder Weglassen elastischer Elemente zur Beschreibung des passiven Muskelverhaltens gekennzeichnet sind (z. B. AIGNER [135] und BHARGAVA [136]). In Übereinstimmung mit der einschlägigen Fachliteratur wird das passive Verhalten der Skelettmuskeln in dieser Arbeit elastisch modelliert.

8.2 Linear elastische transversale Isotropie

Zur Motivation der angewandten Prüftechnik soll der Einfachheit halber kurz auf linear elastisches anisotropes Materialverhalten im Rahmen der klassischen Elastizitätstheorie, d. h. Verschiebungen klein gegen charakteristische Körperabmessungen und Verschiebungsableitungen sehr viel kleiner als Eins, eingegangen werden. Die Materialbeschreibung der biologischen Gewebe erfolgt durch Finite Stoffgesetze.

Das verallgemeinerte HOOKEsche Gesetz lautet (in kartesischen Koordinaten)

$$\sigma_{ij} = C_{ijkm}\,\varepsilon_{km} \qquad i,j,k,m = 1\ldots 3. \tag{8.1}$$

Der Spannungstensor σ_{ij} ist aufgrund des Satzes der zugeordneten Schubspannungen symmetrisch. Der Verzerrungstensor ε_{km} ist aufgrund der Vertauschbarkeit der Reihenfolge beim Skalarprodukt symmetrisch. Deshalb gilt für die $3^4 = 81$ Komponenten des Steifigkeitstensors C_{ijkm}

$$C_{ijkm} = C_{jikm} = C_{ijmk} = C_{jimk}. \tag{8.2}$$

Aufgrund dieser Symmetrien hat der Steifigkeitstensor 36 unabhängige Komponenten. Sind die Verformungen reversibel und isotherm, so existiert ein elastisches Potenzial

$$W = \int\limits_{\varepsilon_{ij}=0}^{\varepsilon_{ij}=\varepsilon_{ij}^*} \sigma_{ij}\, d\varepsilon_{ij} = \int\limits_{\varepsilon_{ij}=0}^{\varepsilon_{ij}=\varepsilon_{ij}^*} C_{ijkm}\, \varepsilon_{km}\, d\varepsilon_{ij}. \tag{8.3}$$

Wenn vorausgesetzt wird, dass W eine eindeutige Funktion der Verzerrungen $W = W\left(\varepsilon_{ij}\right)$ ist, gilt

$$dW = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} d\varepsilon_{ij} \tag{8.4}$$

und für das vollständige Differential

$$dW = C_{ijkm}\, \varepsilon_{km}\, d\varepsilon_{ij}. \tag{8.5}$$

Ein Vergleich von 8.4 und 8.5 liefert

$$\frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}} = C_{ijkm}\, \varepsilon_{km} \tag{8.6}$$

und weiteres ableiten nach dem Verzerrungstensor

$$\frac{\partial^2 W}{\partial \varepsilon_{ij}\, \partial \varepsilon_{km}} = C_{ijkm}. \tag{8.7}$$

Aufgrund der Vertauschbarkeit der Reihenfolge der 2. Ableitung (SCHWARZscher Satz) besitzt der Steifigkeitstensor weiterhin die Symmetrie

$$C_{ijkm} = C_{kmij} \tag{8.8}$$

und es verbleiben 21 unabhängige Materialkonstanten. Ein solches Materialverhalten wird als aleotrop bezeichnet. Umgeformt nach den Verzerrungen lautet das symmetrische Stoffgesetz in pseudovektorieller Schreibweise

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} N_{1111} & N_{1122} & N_{1133} & N_{1112} & N_{1123} & N_{1113} \\ N_{1122} & N_{2222} & N_{2233} & N_{2212} & N_{2223} & N_{2213} \\ N_{1133} & N_{2233} & N_{3333} & N_{3312} & N_{3323} & N_{3313} \\ N_{1112} & N_{2212} & N_{3312} & N_{1212} & N_{1223} & N_{1213} \\ N_{1123} & N_{2223} & N_{3323} & N_{1223} & N_{2323} & N_{2313} \\ N_{1113} & N_{2213} & N_{3313} & N_{1213} & N_{2313} & N_{1313} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{12} \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \end{pmatrix}. \tag{8.9}$$

Darin ist N_{ijkm} der Nachgiebigkeitstensor. Ist das Materialverhalten invariant gegenüber Drehung um 180° bezüglich dreier orthogonaler Achsen liegt Orthotropie (Rhombische Anisotropie) vor und es verbleiben 9 unabhängige Materialkonstanten. Ein Material mit zwei ausgewiesenen Faserrichtungen, wie zum Beispiel der Herzmuskel, verhält sich orthotrop. In pseudovektorieller Schreibweise lautet das verallgemeinerte HOOKEsche Gesetz ausgedrückt mit Ingenieurkonstanten dann

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^1\!/_{E_1} & -{}^{\nu_{12}}\!/_{E_1} & -{}^{\nu_{13}}\!/_{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -{}^{\nu_{12}}\!/_{E_1} & {}^1\!/_{E_2} & -{}^{\nu_{23}}\!/_{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -{}^{\nu_{13}}\!/_{E_1} & -{}^{\nu_{23}}\!/_{E_2} & {}^1\!/_{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & {}^1\!/_{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & {}^1\!/_{G_{23}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & {}^1\!/_{G_{13}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{12} \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \end{pmatrix}. \tag{8.10}$$

Auf der linken Seite der Gleichung stehen die Ingenieurdehnungen ε_i und die Schiebungen γ_{ij}. Die Dehnungen beschreiben Längenänderungen und die Schiebungen Winkeländerungen. Die Deformationen werden durch verallgemeinerte Kräfte in Form von Normalspannungen σ_i und Schubspannungen τ_{ij} verursacht. Im einfachsten Fall werden die Verzerrungen und Spannungen mit Konstanten verknüpft. Die Elastizitätsmoduln E_i kennzeichnen dann den Widerstand eines Materials gegenüber Längenänderungen. Die Schubmoduln G_{ij} kennzeichnen den Widerstand eines Materials gegenüber Winkeländerungen. Mathematisch ist der Elastizitätsmodul die Steigung im Normalspannungs-Dehnungs-Diagramm und der Schubmodul die Steigung im Schubspannungs-Schiebungs-Diagramm. Die Querkontraktion ν_{ij} ist als negatives Verhältnis von Längs- zu Querverformung bei Zug- und Druckbelastung definiert.

Die meisten biologischen Gewebe, etwa Skelettmuskeln, Aponeurosen, Sehnen, Bänder, weisen nur eine ausgezeichnete Faserrichtung auf. Sind die Fasern in der Ebene senkrecht zu diesen Fasern statistisch gleichmäßig verteilt, kann in der Ebene Isotropie angenommen werden. Ein solches Materialverhalten wird transversale Isotropie oder hexagonale Anisotropie genannt. Wenn die 1-Richtung die Faserrichtung ist, lautet das Stoffgesetz

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^1\!/_{E_1} & -{}^{\nu_{12}}\!/_{E_1} & -{}^{\nu_{12}}\!/_{E_1} & 0 & 0 & 0 \\ -{}^{\nu_{12}}\!/_{E_1} & {}^1\!/_{E_2} & -{}^{\nu_{22}}\!/_{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ -{}^{\nu_{12}}\!/_{E_1} & -{}^{\nu_{22}}\!/_{E_2} & {}^1\!/_{E_2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & {}^1\!/_{G_{12}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & {}^{2*(1+\nu_{22})}\!/_{E_2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & {}^1\!/_{G_{12}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{12} \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \end{pmatrix}. \tag{8.11}$$

Es gibt also 5 unabhängige Materialkonstanten, und zwar den Elastizitätsmodul parallel zur Faserrichtung E_1, den Elastizitätsmodul senkrecht zur Faserrichtung E_2, die Querkontraktionen ν_{12} und ν_{22} und den von den Zugeigenschaften unabhängigen Schubmobul senkrecht zur Faser G_{12}. Demnach können zur vollständigen Charakterisierung transversal-isotroper Materialien zum Beispiel zwei Zugversuche und ein Schubversuch durchgeführt werden. Standardmäßig werden Zugversuche parallel und quer zur Faserrichtung durchgeführt. Dabei lassen sich auch die Querkontraktionen messen. Darüber hinaus ist ein weiterer Versuch zur Bestimmung der Schubeigenschaften erforderlich. Reine Schubversuche erfordern eine aufwendige Probenvorbereitung, die nach Norm [105] ein Einschneiden der Probe und das präzise Bohren von Löchern mit Hilfe einer Bohrschablone erfordert. Eine solche Probenvorbereitung ist für Muskeln und Faszien sehr kompliziert. Alternativ dazu können einfache Schubversuche durchgeführt werden, die sich aufgrund der homogenen Deformation zum Anpassen der Parameter von Materialmodellen gut eignen.

Bei Isotropie liegen unendlich viele Symmetrieebenen vor. Es verbleiben nur zwei unabhängige Materialkonstanten. Kunststoffe etwa für Implantatmaterialien verhalten sich isotrop. Bei Isotropie reicht ein Zugversuch mit Bestimmung der Querkontraktion aus, um das Materialverhalten zu erfassen und das Stoffgesetz lautet

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{23} \\ \gamma_{13} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} {}^1/_E & -{}^\nu/_E & -{}^\nu/_E & 0 & 0 & 0 \\ -{}^\nu/_E & {}^1/_E & -{}^\nu/_E & 0 & 0 & 0 \\ -{}^\nu/_E & -{}^\nu/_E & {}^1/_E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & {}^{2*(1+\nu)}/_E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & {}^{2*(1+\nu)}/_E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & {}^{2*(1+\nu)}/_E \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \tau_{12} \\ \tau_{23} \\ \tau_{13} \end{pmatrix} . \tag{8.12}$$

8.3 Finite transversale Isotropie

Bei einem elastischen Material hängt das Verhalten eines materiellen Punktes nur vom augenblicklichen Deformationsgradienten ab. Das Verhalten ist zeitunabhängig, es sei denn, dass sich der Deformationsgradient mit der Zeit ändert. Existiert zusätzlich ein Potenzial, die Formänderungsenergie W, aus dem die Spannungen jedes materiellen Teilchens abgeleitet werden können, wird das Materialverhalten als hyperelastisch bezeichnet. Liegt im Material eine Vorzugsrichtung vor, etwa aufgrund der unidirektionalen Ausrichtung von Fasern in einer Matrix, wird das Material als transversal isotrop oder hexagonal anisotrop bezeichnet. Ein solches Materialverhalten soll im Folgenden beschrieben und zur Modellierung des Materialverhaltens von passiven Muskeln und Aponeurosen genutzt werden. Dazu werden der 2. PIOLA-KIRCHHOFFsche Spannungstensor $\underline{\underline{T}}^{2.PK}$ und der rechte CAUCHY-GREEN-Tensor $\underline{\underline{C}}$ bzw. der isochore rechte CAUCHY-GREEN-Tensor $\overline{\underline{\underline{C}}}$ als leistungskonjungierte Größen benutzt. Ein solches Material besitzt fünf Invarianten. Diese lauten nach SPENCER [44]

$$I_1 = sp\left(\underline{\underline{C}}\right) \tag{8.13}$$

$$\begin{aligned}
I_2 &= \frac{1}{2}\left(\left(sp\left(\underline{\underline{C}}\right)\right)^2 - sp\left(\underline{\underline{C}}^2\right)\right) && (8.14)\\
I_3 &= det\left(\underline{\underline{C}}\right) && (8.15)\\
I_4 &= \underline{a}_0 \cdot \underline{\underline{C}} \cdot \underline{a}_0 && (8.16)\\
I_5 &= \underline{a}_0 \cdot \underline{\underline{C}}^2 \cdot \underline{a}_0. && (8.17)
\end{aligned}$$

Der Einheitsvektor $\underline{a}_0$ gibt die Faserrichtung in der Referenzkonfiguration κ an.

Die Streckung $\lambda_\parallel$ in Faserrichtung lässt sich durch Transformation des Anisotropievektors $\underline{a}_0$ der Referenzkonfiguration in die Augenblickskonfiguration nach

$$\lambda_\parallel \, \underline{a} = \underline{\underline{F}} \cdot \underline{a}_0 \tag{8.18}$$

bestimmen. Darin ist der Anisotropievektor $\underline{a}$ der Augenblickskonfiguration ein Einheitsvektor. Dann gilt auch

$$\lambda_\parallel^2 \, \underline{a} \cdot \underline{a} = \lambda_\parallel^2 = \underline{a}_0 \cdot \underline{\underline{F}}^T \cdot \underline{\underline{F}} \cdot \underline{a}_0 = \underline{a}_0 \cdot \underline{\underline{C}} \cdot \underline{a}_0 = I_4. \tag{8.19}$$

Somit kann die vierte Invariante als Quadrat der Streckung in Faserrichtung interpretiert werden. Die Beziehung 8.19 ist etwa zur Umrechnung der zweiten PIOLA-KIRCHHOFF-Spannung in die CAUCHY-Spannung nützlich.

Zur Parameteridentifikation durch Abgleich von Theorie und Experiment ist es vorteilhaft, die Verformung in einen isochoren und einen volumetrischen Anteil aufzuspalten. Dann lautet der irreduzible Satz der Invarianten

$$\begin{aligned}
\overline{I}_1 &= sp\left(\overline{\underline{\underline{C}}}\right) && (8.20)\\
\overline{I}_2 &= \frac{1}{2}\left(\left(sp\left(\overline{\underline{\underline{C}}}\right)\right)^2 - sp\left(\overline{\underline{\underline{C}}}^2\right)\right) && (8.21)\\
I_3 &= det\left(\underline{\underline{C}}\right) && (8.22)\\
\overline{I}_4 &= \underline{a}_0 \cdot \overline{\underline{\underline{C}}} \cdot \underline{a}_0 && (8.23)\\
\overline{I}_5 &= \underline{a}_0 \cdot \overline{\underline{\underline{C}}}^2 \cdot \underline{a}_0. && (8.24)
\end{aligned}$$

Die Ableitungen der isochoren Invarianten nach dem rechten CAUCHY-GREEN-Tensor und von I_3 nach $\underline{\underline{C}}$ sind

$$\frac{\partial \bar{I}_1}{\partial \underline{\underline{C}}} = I_3^{-1/3} \left(\underline{\underline{1}} - \frac{1}{3}\, \bar{I}_1\, \underline{\underline{\bar{C}}}^{-1} \right) \tag{8.25}$$

$$\frac{\partial \bar{I}_2}{\partial \underline{\underline{C}}} = I_3^{-1/3} \left(\bar{I}_1\, \underline{\underline{1}} - \underline{\underline{\bar{C}}} - \frac{2}{3}\, \bar{I}_2\, \underline{\underline{\bar{C}}}^{-1} \right) \tag{8.26}$$

$$\frac{\partial I_3}{\partial \underline{\underline{C}}} = I_3\, \underline{\underline{C}}^{-1} \tag{8.27}$$

$$\frac{\partial \bar{I}_4}{\partial \underline{\underline{C}}} = I_3^{-1/3} \left(\underline{a}_0 \otimes \underline{a}_0 - \frac{1}{3}\, \bar{I}_4\, \underline{\underline{\bar{C}}}^{-1} \right) \tag{8.28}$$

$$\frac{\partial \bar{I}_5}{\partial \underline{\underline{C}}} = I_3^{-1/3} \left(\underline{a}_0 \otimes \underline{\underline{\bar{C}}} \cdot \underline{a}_0 + \underline{\underline{\bar{C}}} \cdot \underline{a}_0 \otimes \underline{a}_0 - \frac{2}{3}\, \bar{I}_5\, \underline{\underline{\bar{C}}}^{-1} \right). \tag{8.29}$$

Insbesondere bei schwach kompressiblem Materialverhalten wird anstatt von I_3 häufig $J := det(\underline{\underline{F}}) = I_3^{1/2}$ verwendet. Die Ableitung von J nach $\underline{\underline{C}}$ lautet

$$\frac{\partial J}{\partial \underline{\underline{C}}} = \frac{1}{2}\, J\, \underline{\underline{C}}^{-1}. \tag{8.30}$$

Die 2. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannung $\underline{\underline{T}}^{2.PK}$ lässt sich durch Anwendung von Ketten- und Produktregel mit Hilfe der angegebenen partiellen Ableitungen aus der Formänderungsenergie W nach

$$\underline{\underline{T}}^{2.PK} = 2\frac{\partial W}{\partial \underline{\underline{C}}} = 2\sum_{g=1}^{5} \frac{\partial W}{\partial \bar{I}_g} \frac{\partial \bar{I}_g}{\partial \underline{\underline{\bar{C}}}} \cdot\cdot \frac{\partial \underline{\underline{\bar{C}}}}{\partial \underline{\underline{C}}} + 2\frac{\partial W}{\partial J}\frac{\partial J}{\partial \underline{\underline{C}}} \tag{8.31}$$

$$= 2\sum_{g=1}^{5} \frac{\partial W}{\partial \bar{I}_g} \frac{\partial \bar{I}_g}{\partial \underline{\underline{C}}} + 2\frac{\partial W}{\partial J}\frac{\partial J}{\partial \underline{\underline{C}}} \qquad g = 1,2,4,5 \tag{8.32}$$

berechnen. Zur einfacheren Darstellung werden die ersten und zweiten Ableitungen der Formänderungsenergie nach den isochoren Invarianten im Folgenden durch

$$W_k := \frac{\partial W}{\partial \bar{I}_k} \qquad k = 1,2,4,5 \tag{8.33}$$

und

$$W_{k\ell} := \frac{\partial^2 W}{\partial \bar{I}_k\, \partial \bar{I}_\ell} \qquad k = 1,2,4,5 \qquad \ell = 1,2,4,5 \tag{8.34}$$

abgekürzt. Für den volumetrischen Anteil gelten entsprechend die Bezeichnungen W_J und W_{JJ}. Damit lässt sich die 2. PIOLA-KIRCHHOFF-Spannung als

$$\begin{aligned}
\underline{\underline{T}}^{2.PK} &= 2\ I_3^{-1/3}\Big\{\Big(W_1 + \overline{I}_1\ W_2\Big)\,\underline{\underline{1}} - W_2\ \overline{\underline{\underline{C}}} \\
&- \frac{1}{3}\ \Big(\overline{I}_1\ W_1 + 2\ \overline{I}_2\ W_2 + \overline{I}_4\ W_4 + 2\ \overline{I}_5\ W5\Big)\,\overline{\underline{\underline{C}}}^{-1} \\
&+\ W_4\ \underline{a}_0 \otimes \underline{a}_0 + W_5\Big(\underline{a}_0 \otimes \overline{\underline{\underline{C}}} \cdot \underline{a}_0 + \overline{\underline{\underline{C}}} \cdot \underline{a}_0 \otimes \underline{a}_0\Big)\Big\} + W_J\ J\ \underline{\underline{C}}^{-1} \qquad (8.35)
\end{aligned}$$

schreiben. Eine detaillierte Darstellung zu finiter transversaler Isotropie findet sich etwa bei SPENCER [44] und HOLZAPFEL [45].

8.4 Berücksichtigung von Gewebevordehnungen

Die Gewebe des Körpers sind in situ ähnlich wie ein Gummiband vorgespannt (Abschnitt 6.5). Demnach ist die Geometrie einer bereits verformten Zwischenkonfiguration und die spannungsfreie Referenzkonfiguration bekannt. Da die Vordehnungen der beteiligten Gewebe nach Betrag und Richtung unterschiedlich sind und es auch Komponenten wie das Implantat gibt, die keine Vordehnungen aufweisen, ist es kaum möglich mit Hilfe der Methode der Finite Elemente von der spannungsfreien Referenzkonfiguration in die vorverformte Zwischenkonfiguration zu rechnen und anschließend die Belastung im Körper aufzubringen. Weitaus eleganter ist es, die Geometrie der vorverformten Zwischenkonfiguration zu modellieren und den Deformationsgradienten multiplikativ in die Vorverformungen $\underline{\underline{F}}^{\varepsilon V}$ und die Verformungen im Körper $\underline{\underline{F}}^{\text{Körper}}$ gemäß

$$\underline{\underline{F}} = \underline{\underline{F}}^{\text{Körper}} \cdot \underline{\underline{F}}^{\varepsilon V} \qquad (8.36)$$

aufzuspalten. $\underline{\underline{F}}^{\varepsilon V}$ lautet etwa in Spektraldarstellung

$$\Big(\underline{\underline{F}}^{\varepsilon V}\Big)_{ij} = \begin{pmatrix} \lambda_{1V} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{2V} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{3V} \end{pmatrix}\ e_i \otimes e_j . \qquad (8.37)$$

Die Randbedingungen des Finite-Elemente-Modells müssen die Vorverformungen ermöglichen. Sonst entspannen sich die Gewebe, indem sie sich zusammenziehen.

Kapitel 9

Implementierung in das Finite-Elemente-Programm Abaqus

Die erarbeiteten Materialmodelle sind in das Finite-Elemente-Programm Abaqus implementiert worden. Dazu stellt das Programm die Materialschnittstelle Umat bereit.

Dem Finite-Elemente-Programm Abaqus müssen aus der Materialschnittstelle Umat CAUCHY-Spannungen $\underline{\underline{T}}$ übergeben werden. Durch Transformation von $\underline{\underline{T}}^{2.PK}$ gemäß 7.41 erhält man

$$
\begin{aligned}
\underline{\underline{T}} \;&=\; \frac{2}{J}\left\{-\frac{1}{3}\,\left(\overline{I}_1\;W_1 + 2\;\overline{I}_2\;W_2 + \overline{I}_4\;W_4 + 2\;\overline{I}_5\;W_5\right)\underline{\underline{1}} + \left(W_1 + \overline{I}_1\;W_2\right)\underline{\underline{\overline{B}}}\right. \\
&-\; \left. W_2\;\underline{\underline{\overline{B}}}^2 + W_4\;\overline{I}_4\;\underline{a}\otimes\underline{a} + \overline{I}_4\;W_5\left(\underline{a}\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a} + \underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}\right)\right\} + \frac{1}{2}W_J\;\underline{\underline{1}}. \qquad (9.1)
\end{aligned}
$$

Implizite Finite-Elemente-Codes benötigen neben den Spannungen auch eine Materialtangente, die programmspezifisch ist und zur Lösungssuche benötigt wird. In Abaqus Standard ist die benötigte Tangente $\overset{[4]}{\underline{t}}$ laut Handbuch [137] die Variation der Kirchhoff-Spannung $\underline{\underline{T}}^K$ nach dem symmetrischen Anteil des Geschwindigkeitsgradienten (virtuelle Verformungsgeschwindigkeit) $\underline{\underline{D}}$:

$$
\begin{aligned}
\delta\underline{\underline{T}}^K \;&:=\; J\;\overset{[4]}{\underline{t}}\cdot\cdot\,\delta\underline{\underline{D}} \qquad (9.2)\\
\delta\underline{\underline{D}} \;&:=\; sym\left(\delta\underline{\underline{F}}\cdot\underline{\underline{F}}^{-1}\right). \qquad (9.3)
\end{aligned}
$$

Die Tangente für das vorliegende Problem wird nun hergeleitet. Analog zur Spannungsberechnung wird der symmetrische Anteil des Geschwindigkeitsgradienten additiv in einen isochoren und einen volumetrischen Anteil aufgespalten. Die virtuelle Volumendehngeschwindigkeit lautet dann

$$\delta d^{vol} := sp\left(\delta\underline{\underline{D}}\right) \tag{9.4}$$

und die virtuelle isochore Dehngeschwindigkeit ist

$$\delta\underline{\underline{\overline{D}}} := \delta\underline{\underline{D}} - \frac{1}{3}\,\delta d^{vol}\underline{\underline{1}}. \tag{9.5}$$

Mit den eingeführten Variationen folgt

$$\begin{aligned}
\delta\underline{\underline{\overline{B}}} &= \delta\underline{\underline{\overline{D}}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}} + \underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\delta\underline{\underline{\overline{D}}} + \delta\underline{\underline{W}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}} - \underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\delta\underline{\underline{W}} \\
&= \left\{\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}} + \overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\right\}\cdot\cdot\,\delta\underline{\underline{\overline{D}}} + \delta\underline{\underline{W}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}} - \underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\delta\underline{\underline{W}}
\end{aligned} \tag{9.6}$$

und

$$\begin{aligned}
\delta\underline{\underline{\overline{B}}}^2 &= \underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\delta\underline{\underline{\overline{D}}} + 2\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{\underline{\overline{D}}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}} + \underline{\underline{\overline{D}}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}}^2 + \underline{\underline{W}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}}^2 - \underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\underline{\underline{W}} \\
&= \left\{\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}} + \overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}} + 2\;\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\right\}\cdot\cdot\,\delta\underline{\underline{\overline{D}}} \\
&+ \delta\underline{\underline{W}}\cdot\underline{\underline{\overline{B}}}^2 - \underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\delta\underline{\underline{W}}.
\end{aligned} \tag{9.7}$$

Die Terme in geschweiften Klammern können in indizistischer Schreibweise durch

$$\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}} + \overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}} = \frac{1}{2}\left(\delta_{ik}\overline{B}_{jl} + \delta_{jl}\overline{B}_{ik} + \delta_{jk}\overline{B}_{il} + \delta_{il}\overline{B}_{jk}\right) \tag{9.8}$$

und

$$\begin{aligned}
&\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}} + \overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}^2\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}} + 2\;\overset{[4]}{\underline{\underline{1}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}}\cdot\cdot\,\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\overset{[4]}{\underline{\underline{T}}} \\
=\;& \frac{1}{2}\left(\delta_{ik}\overline{B}^2_{jl} + \overline{B}^2_{ik}\delta_{jl} + \delta_{il}\overline{B}^2_{jk} + \overline{B}^2_{il}\delta_{jk}\right) + \overline{B}_{ik}\overline{B}_{jl} + \overline{B}_{il}\overline{B}_{jk}
\end{aligned} \tag{9.9}$$

ausgedrückt werden. Damit lassen sich die Variationen der Invarianten zu

$$
\begin{aligned}
\delta \overline{I}_1 &= 2\ \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot\cdot \delta \underline{\underline{D}} \\
\delta \overline{I}_2 &= 2\ \left(\overline{I}_1 \underline{\underline{\overline{B}}} - \underline{\underline{\overline{B}}}^2 \right) \cdot\cdot \delta \underline{\underline{D}} \\
\delta \overline{I}_4 &= 2\ \overline{I}_4 \left(\underline{a} \otimes \underline{a} \right) \cdot\cdot \delta \underline{\underline{D}} \\
\delta \overline{I}_5 &= 2\ \overline{I}_4 \left(\underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} + \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} \right) \cdot\cdot \delta \underline{\underline{D}} \\
\delta J &= J\ \delta d^{vol}
\end{aligned}
\tag{9.10}
$$

berechnen.

Mit Hilfe von 8.13 - 9.10 kann die Tangente wiederum durch Anwendung von Produkt und Kettenregel berechnet werden. Man erhält

$$
\begin{aligned}
\overset{[4]}{\underline{\underline{t}}} = \ & \frac{4}{J} \Bigg[\frac{1}{9} \Big\{ \overline{I}_1 W_1 + \overline{I}_1{}^2 W_{11} + 4\ \overline{I}_1 \overline{I}_2 W_{12} + 2\ \overline{I}_1 \overline{I}_4 W_{14} + 4\ \overline{I}_1 \overline{I}_5 W_{15} + 4\ \overline{I}_2 W_2 + 4\ \overline{I}_2{}^2 W_{22} \\
& +4\ \overline{I}_2 \overline{I}_4 W_{24} + 8\ \overline{I}_2 \overline{I}_5 W_{25} + \overline{I}_4 W_4 + \overline{I}_4{}^2 W_{44} + 4\ \overline{I}_4 \overline{I}_5 W_{45} + 4\ \overline{I}_5 W_5 + 4\ \overline{I}_5{}^2 W_{55} \Big\} \underline{\underline{1}} \otimes \underline{\underline{1}} \\
& -\frac{1}{3} \Big\{ W_1 + \overline{I}_1 W_{11} + \overline{I}_1{}^2 W_{12} + 2\ \overline{I}_2 W_{12} + \overline{I}_4 W_{14} + 2\ \overline{I}_5 W_{15} \\
& +2\ \overline{I}_1 W_2 + 2\ \overline{I}_1 \overline{I}_2 W_{22} + \overline{I}_1 \overline{I}_4 W_{24} + 2\ \overline{I}_1 \overline{I}_5 W_{25} \Big\} \left(\underline{\underline{1}} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} + \underline{\underline{\overline{B}}} \otimes \underline{\underline{1}} \right) \\
& + \Big\{ W_{11} + 2\ \overline{I}_1 W_{12} + W_2 + \overline{I}_1{}^2 W_{22} \Big\} \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \right) \\
& + \frac{1}{3} \Big\{ \overline{I}_1 W_{12} + 2\ W_2 + 2\ \overline{I}_2 W_{22} + \overline{I}_4 W_{24} + 2\ \overline{I}_5 W_{25} \Big\} \left(\underline{\underline{1}} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}}^2 + \underline{\underline{\overline{B}}}^2 \otimes \underline{\underline{1}} \right) \\
& - \Big\{ W_{12} + \overline{I}_1 W_{22} \Big\} \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}}^2 + \underline{\underline{\overline{B}}}^2 \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \right) + W_{22} \left(\underline{\underline{\overline{B}}}^2 \otimes \underline{\underline{\overline{B}}}^2 \right) \\
& + \frac{1}{2} \Big\{ W_1 + \overline{I}_1 W_2 \Big\} \frac{\partial \underline{\underline{\overline{B}}}}{\partial \underline{\underline{D}}} - \frac{1}{2} W_2 \frac{\partial^2 \underline{\underline{\overline{B}}}}{\partial \underline{\underline{D}}^2} \\
& - \frac{1}{3} \Big\{ \overline{I}_1 \overline{I}_4 W_{14} + 2\ \overline{I}_2 \overline{I}_4 W_{24} + \overline{I}_4 W_4 + \overline{I}_4{}^2 W_{44} + 2\ \overline{I}_4 \overline{I}_5 W_{45} \Big\} \left(\underline{\underline{1}} \otimes \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{a} \otimes \underline{\underline{1}} \right) \\
& + \overline{I}_4{}^2\ W_{44}\ \underline{a} \otimes \underline{a} \otimes \underline{a} \otimes \underline{a} \\
& - \frac{1}{3} \Big\{ \overline{I}_1 \overline{I}_4 W_{15} + 2\ \overline{I}_2 \overline{I}_4 W_{25} + \overline{I}_4{}^2 W_{45} + 2\ \overline{I}_4 W_5 \\
& +2\ \overline{I}_4 \overline{I}_5 W_{55} \Big\} \left(\underline{\underline{1}} \otimes \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \right) + \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \right) \otimes \underline{\underline{1}} \right) \\
& + \Big\{ \overline{I}_4 W_{14} + \overline{I}_1 \overline{I}_4 W_{24} \Big\} \left(\underline{a} \otimes \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} + \underline{\underline{\overline{B}}} \otimes \underline{a} \otimes \underline{a} \right) \\
& + \overline{I}_4{}^2 W_{45} \left(\underline{a} \otimes \underline{a} \otimes \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \right) + \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \right) \otimes \underline{a} \otimes \underline{a} \right) \\
& + \overline{I}_4{}^2 W_{55} \left(\left(\underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \right) \otimes \left(\underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \otimes \underline{a} + \underline{a} \otimes \underline{\underline{\overline{B}}} \cdot \underline{a} \right) \right)
\end{aligned}
$$

$$
\begin{aligned}
&-\overline{I}_4 W_{24}\left(\underline{a}\otimes\underline{a}\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}^2+\underline{\underline{\overline{B}}}^2\otimes\underline{a}\otimes\underline{a}\right)\\
&+\left\{\overline{I}_4 W_{15}+\overline{I}_1\overline{I}_4 W_{25}\right\}\left(\underline{\underline{\overline{B}}}\otimes\left(\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}+\underline{a}\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\right)+\left(\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}+\underline{a}\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\right)\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}\right)\\
&-\overline{I}_4 W_{25}\left(\underline{\underline{\overline{B}}}^2\otimes\left(\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}+\underline{a}\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\right)+\left(\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}+\underline{a}\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}\cdot\underline{a}\right)\otimes\underline{\underline{\overline{B}}}^2\right)\\
&+2\ I_3^{(-1/3)}\ W_4\frac{\partial}{\partial\underline{\underline{D}}}\Big[I_4\underline{a}\otimes\underline{a}\Big]+2\ I_3^{(-2/3)}\ W_5\frac{\partial}{\partial\underline{\underline{D}}}\Big[I_4\left(\underline{a}\otimes\underline{\underline{B}}\cdot\underline{a}+\underline{\underline{B}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}\right)\Big]\Bigg]\\
&+\frac{1}{2}\left(W_J+J\ W_{JJ}\right)\underline{\underline{1}}\otimes\underline{\underline{1}}.
\end{aligned}
\tag{9.11}
$$

Darin ist

$$
\frac{\partial}{\partial\underline{\underline{D}}}\Big[I_4\,\underline{a}\otimes\underline{a}\Big]=\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0+\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{a}_0 \tag{9.12}
$$

und

$$
\begin{aligned}
\frac{\partial}{\partial\underline{\underline{D}}}\Big[I_4\left(\underline{a}\otimes\underline{\underline{B}}\cdot\underline{a}+\underline{\underline{B}}\cdot\underline{a}\otimes\underline{a}\right)\Big] \;=\;& \frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{B}}\cdot\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0+\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{\underline{F}}^T\cdot\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\\
&+\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{F}}\cdot\frac{\partial\underline{\underline{F}}^T}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0+\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{B}}\cdot\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{a}_0\\
&+\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{\underline{F}}^T\cdot\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0+\underline{\underline{F}}\cdot\frac{\partial\underline{\underline{F}}^T}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\\
&+\underline{\underline{B}}\cdot\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{a}_0\otimes\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0+\underline{\underline{B}}\cdot\underline{\underline{F}}\cdot\underline{a}_0\otimes\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}\cdot\underline{a}_0.
\end{aligned}
\tag{9.13}
$$

$\frac{\partial\underline{\underline{F}}}{\partial\underline{\underline{D}}}$ bzw. $\frac{\partial\underline{\underline{F}}^T}{\partial\underline{\underline{D}}}$ wird numerisch bestimmt. Die Vorgehensweise ist Anhang D zu entnehmen.

Kapitel 10

Spezielle Formänderungsenergien

Innerhalb der allgemeinen Theorie finiter transversaler Isotropie müssen spezielle Formänderungsenergien bestimmt werden, die in der Lage sind, mit ihren Modellparametern das gemessene Materialverhalten zu beschreiben. Dazu gibt es in der Literatur bereits Ansätze (BONET [67], RÜTER [68], WEISS [60]).

Durch Parameteridentifikation wurde untersucht, ob sich die Modelle von BONET, RÜTER und WEISS zur Beschreibung der im Rahmen dieser Arbeit charakterisierten Gewebe eignen. Die Wichtung der experimentellen Daten entsprach dabei der Wichtung bei der Parameteridentifikation der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Modelle. Abbildung 10.1 zeigt exemplarisch die Ergebnisse für Rectus und Aponeurose. Sie weichen bei allen drei Modellen deutlich von den Experimenten ab. Die für andere Materialien entwickelten Modelle eignen sich nicht zur Beschreibung des Materialverhaltens der im Rahmen dieser Arbeit charakterisierten Gewebe.

Für die 5 Gewebe Rectus, Transversus, Internus, Externus und Rectusscheide wurden neue Formänderungsenergien entwickelt, mit denen es möglich ist, das Materialverhalten der Gewebe korrekt zu beschreiben. Die im Rahmen dieser Arbeit erfolgreich entwickelten Modelle fußen dabei auf einer umfassenden, statistisch abgesicherten Datenbasis. Da in der Materialschnittstelle Umat von Abaqus keine vollständig inkompressiblen Gesetze möglich sind, erfolgte darüber hinaus die Modifizierung eines in der Literatur verfügbaren Materialmodells für inkompressibles Fettgewebe auf schwach kompressibles Fettgewebe (KROUSKOP [139]).

Die Formänderungsenergien sind nicht beliebig. Das Prinzip der materiellen Objektivität verlangt, dass für alle eigentlich orthogonalen Tensoren $\underline{\underline{Q}}$

$$W\left(\underline{\underline{C}}, \underline{a}_0 \otimes \underline{a}_0\right) = W\left(\underline{\underline{Q}} \cdot \underline{\underline{C}} \cdot \underline{\underline{Q}}^T, \underline{\underline{Q}} \cdot \underline{a}_0 \otimes \underline{a}_0 \cdot \underline{\underline{Q}}^T\right) \tag{10.1}$$

gilt. Des Weiteren ist die spannungsfreie Referenzkonfiguration $W\left(\underline{\underline{C}} = \underline{\underline{1}}\right)$ energie- und

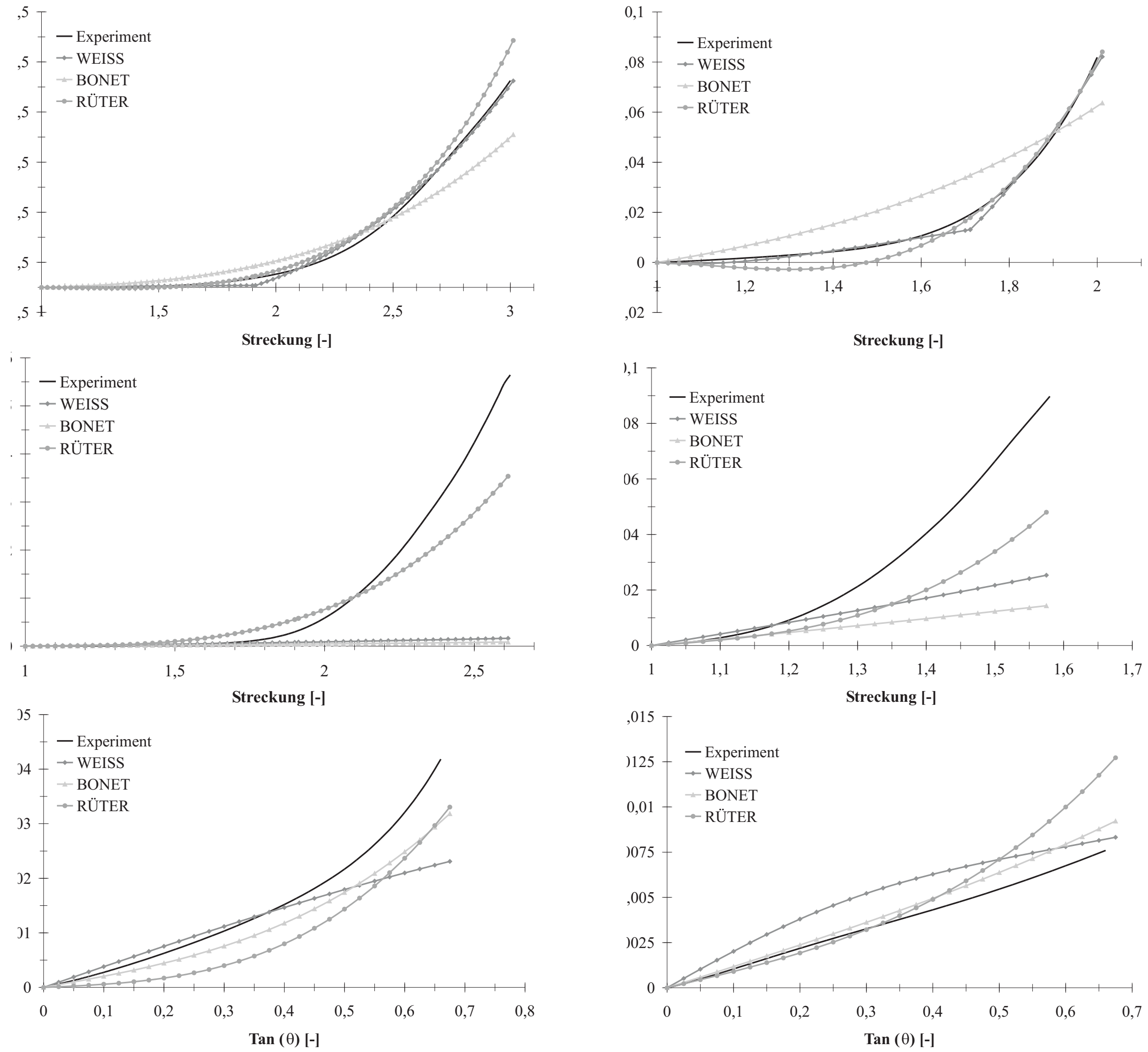

Abbildung 10.1: Experimente und Ergebnisse Parameteridentifikationen der Modelle von BONET [67], RÜTER [68], WEISS [60]; links: Aponeurose, rechts: Rectus; oben: Zug parallel zur Faserrichtung, Mitte: Zug senkrecht zur Faserrichtung, unten: Schub senkrecht zur Faserrichtung

spannungsfrei. Die Ansätze der isotropen isochoren Invarianten sind beliebig. Die von $\overline{I}_4$, $\overline{I}_5$ und J abhängigen Terme von W müssen passend gewählt werden.

Für die materialspezifisch entwickelten Formänderungsenergien sind die jeweiligen Modellparameter mit Hilfe der Methode der kleinsten Fehlerquadrate identifiziert worden. Die Verwendung von Zugversuchen parallel und senkrecht zur Faserrichtung sowie eines Schubversuchs senkrecht zur Faserrichtung ist dabei eine Möglichkeit transversal isotrope Materialien vollständig zu charakterisieren. Dann lautet das Optimierungsproblem

$$
\begin{aligned}
min \qquad & \Bigg\{ \sum_{i=1}^{n_1} \left(w_{1\,i} \left(\sigma_{\parallel} \left(\underline{p}, \lambda_{\parallel\, i} \right) - \sigma_{\parallel\, i} \right) \right)^2 + \sum_{i=1}^{n_2} \left(w_{2\,i} \left(\sigma_{\perp} \left(\underline{p}, \lambda_{\perp\, i} \right) - \sigma_{\perp\, i} \right) \right)^2 \\
& + \sum_{i=1}^{n_3} \left(w_{3\,i} \left(\tau_{\perp} \left(\underline{p}, Tan\left(\theta\right)_{\perp\, i} \right) - \tau_{\perp\, i} \right) \right)^2 \Bigg\}, \qquad \underline{p} \in R^n.
\end{aligned}
\tag{10.2}
$$

Darin bedeuten

$\sigma_{\parallel}$	Zugspannung parallel zur Faserrichtung gemäß Modell,
$\sigma_{\perp}$	Zugspannung senkrecht zur Faserrichtung gemäß Modell,
$\tau_{\perp}$	Schubspannung senkrecht zur Faserrichtung gemäß Modell,
$\sigma_{\parallel\, i}$	Zugspannung parallel zur Faserrichtung aus Experiment,
$\sigma_{\perp\, i}$	Zugspannung senkrecht zur Faserrichtung aus Experiment,
$\tau_{\perp\, i}$	Schubspannung senkrecht zur Faserrichtung aus Experiment,
$\lambda_{\parallel\, i}$	Streckung parallel zur Faserrichtung,
$\lambda_{\perp\, i}$	Streckung senkrecht zur Faserrichtung,
$Tan(\theta)_{\perp\, i}$	Tangens der Winkeländerung infolge einfachen Schubs,
$w_{x\,i}$	Wichtungsfaktoren,
$\underline{p}$	Lösungsvektor mit n gesuchten Materialparametern.

Bei den Zugversuchen müssen die Nebenbedingungen erfüllt sein, dass die Spannungen senkrecht zur Zugrichtung Null sind. Die Parameteridentifikation erfolgte mit dem Programm Easy-Fit (SCHITTKOWSKI [140]). Die Ergebnisse und deren Verifikation sollen im Folgenden getrennt nach Materialien vorgestellt werden. Im Hauptteil werden nur die Modelle von Aponeurose, Fettgewebe und Rectus gezeigt. Wegen beschränkter Rechenkapazität konnten die anderen Modelle im Rahmen der Finite-Elemente-Simulationen nicht genutzt werden. Die Modelle sind im Anhang dargestellt.

10.1 Musculus rectus abdominis (Rectus)

10.1.1 Materialmodell

Die Formänderungsenergie lässt sich in drei Teile aufspalten. $\overline{W}_{iso}$ beschreibt das isotrope isochore Materialverhalten der Matrix. $\overline{W}_{aniso}$ beschreibt das anisotrope isochore Materialverhalten. Terme, die allein von $\overline{I}_4$ und $\overline{I}_5$ abhängen, charakterisieren dabei das Materialverhalten der Fasern. Mischterme, die sowohl isotrope als auch anisotrope isochore Invarianten enthalten, beschreiben – soweit vorhanden – die Interaktion zwischen Fasern und Matrix. Die Volumenänderung wird durch W_{Vol} charakterisiert. Die Formänderungsenergie lautet

$$W = \overline{W}_{iso} + \overline{W}_{aniso} + W_{Vol}. \tag{10.3}$$

Der Rectus lässt sich durch den Ansatz

$$\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1\left(\overline{I}_1-3\right)+\frac{C_E}{2C_2}\left(exp\left[C_2\left(\overline{I}_1-3\right)\right]-1\right)+C_3\left(\overline{I}_2-3\right)\\
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4 \leq 1 \\ C_4\left(\overline{I}_4-1\right)^2+C_5\left(\overline{I}_1-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right) & \\ +C_6\left(\overline{I}_1-3\right)^2\left(\overline{I}_4-1\right)^2 & \text{für } \overline{I}_4 \geq 1 \end{cases}\\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2
\end{aligned} \tag{10.4}$$

beschreiben. Die Werte der Materialkonstanten sind Tabelle 10.1 zu entnehmen, wobei der Parameter C_E der Einheitenkonsistenz dient.

Tabelle 10.1: Materialkonstanten des Rectus

Parameter	Wert	
C_1	-0,477129	N/mm^2
C_2	0,03396008	-
C_3	-0,0177755	N/mm^2
C_4	-0,0023265	N/mm^2
C_5	-0,00548871	N/mm^2
C_6	0,000132806	N/mm^2
C_J	1,998	mm^2/N
C_E	1	N/mm^2

Der isotrope isochore Anteil der Formänderungsenergie $\overline{W}_{iso}$ besteht aus einem isochoren MOONEY-RIVLIN-Ansatz und einer Exponentialfunktion. $\overline{W}_{aniso}$ besteht aus einem Term, der nur die vierte isochore Invariante enthält und das Faserverhalten beschreibt. Des Weiteren gibt es auch Terme die von $\overline{I}_1$ und $\overline{I}_4$ abhängen und somit die Interaktion von Faser und Matrix beschreiben. Durch die Aufspaltung der Formänderungsenergie in isochore und volumetrische Komponenten beschreibt W_{Vol} allein die Volumenänderung des Materials. Diese Aufspaltung erleichtert das Finden geeigneter Formänderungsenergien und Anpassen der enthaltenen Materialparameter an die Experimente.

Bei einfachem Schub gleiten Flächen aufeinander ab ohne ihren Querschnitt zu verändern. Bei einfachem Schub parallel zur Faserrichtung liegen die Fasern darüber hinaus in der Gleitebene, so dass sie ihre Länge nicht verändern. Daher sind Terme $\overline{I}_4 - 1$ gleich Null und $\overline{W}_{aniso}$ hat keinen Einfluss auf diesen Versuchstyp. Weil einfacher Schub inkompressibel ist, hat W_{Vol} auch keinen Einfluss. Bei einfachem Schub senkrecht zur Faserrichtung liegen die Fasern nicht in der Gleitebene und werden gestreckt. Daher hat bei diesem Versuchstyp nur W_{Vol} keinen Einfluss auf das Materialverhalten.

Der Zugversuch parallel zur Faserrichtung wird durch sämtliche Materialkonstanten beschrieben. Weil die Fasern bei Zug senkrecht zur Faserrichtung gestaucht werden, ist $\overline{I}_4 < 1$ und $\overline{W}_{aniso}$ gleich Null. Das anisotrope Verhalten aufgrund der Fasern spielt nur eine Rolle, wenn diese unter Zug Last übernehmen, aber nicht, wenn das Fasernetzwerk gestaucht wird. Aufgrund der im Körper vorherrschenden großen Vordehnungen von etwa 60%, ist $\overline{I}_4$ im Körper stets größer als Eins.

Abbildung 10.2 zeigt Ergebnisse der Experimente von Finite-Elemente-Simulationen mit Abaqus nach Implementierung des vorgestellten Materialmodells für den Rectus. Zur Parameteridentifikation wurden die beiden Zugversuche und der einfache Schubversuch parallel zur Faserrichtung benutzt. Alle Ergebnisse zeigen eine gute Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation.

Für den Rectus fanden neben einachsigen Versuchen auch einfache Schubversuche senkrecht zur Faserrichtung mit in Faserrichtung 60% vorgedehnten Proben statt. Den Vergleich von Experiment und Simulation zeigt Abbildung 10.3.

Die Simulationsergebnisse liegen innerhalb der experimentellen Streubänder. Das auch bei den Versuchen, die nicht zur Parameteridentifikation benutzt wurden, eine gute Übereinstimmung zwischen Experiment und Simulation besteht, unterstreicht die Wirksamkeit des vorgestellten Prüfkonzeptes zur Charakterisierung weicher transversal isotroper biologischer Gewebe.

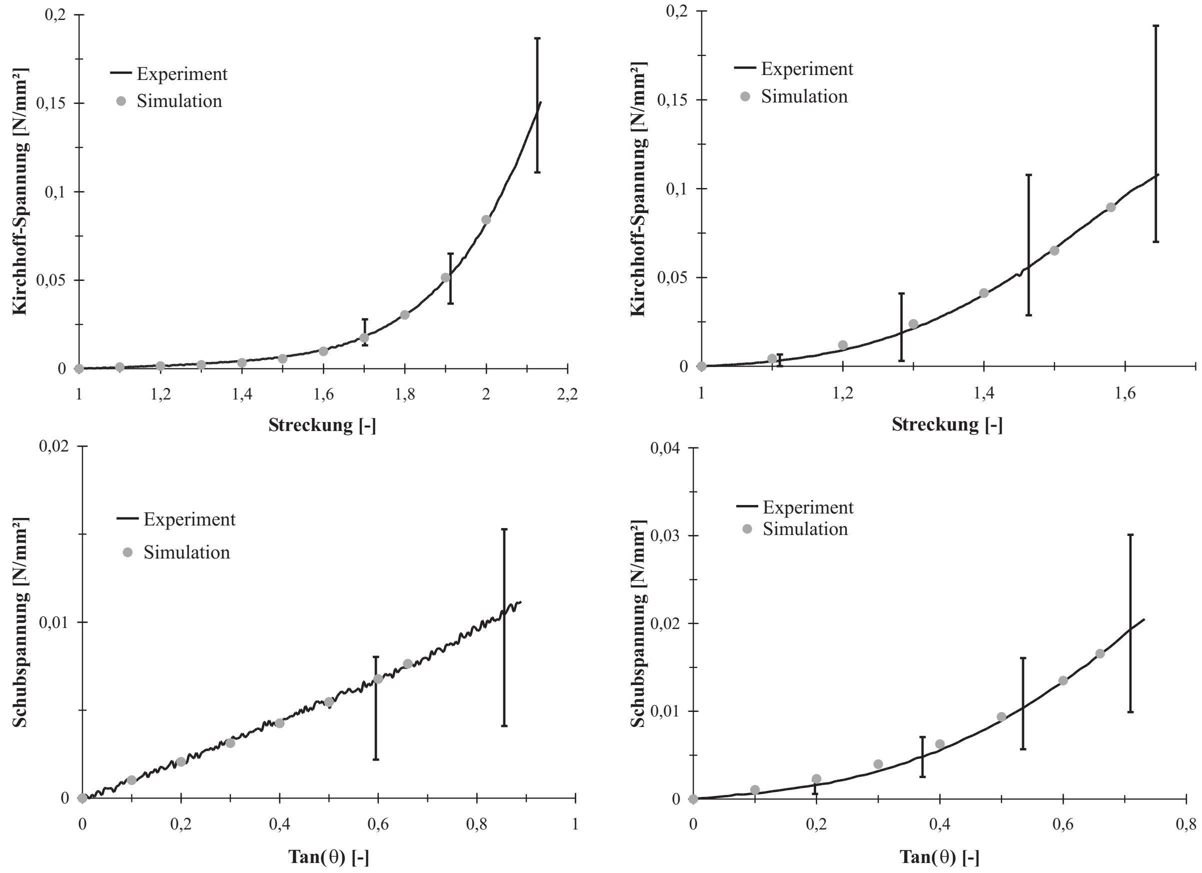

Abbildung 10.2: Experiment und Simulation des Rectus, links oben: Zug parallel zur Faserrichtung, rechts oben: Zug senkrecht zur Faserrichtung, links unten: Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, rechts unten: Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung

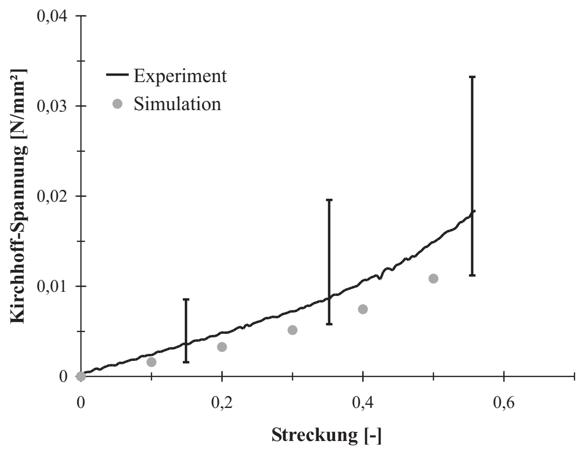

Abbildung 10.3: Experiment und Simulation von einfachem Schub senkrecht zur Faserrichtung mit in Faserrichtung 60% vorgedehnten Proben des Rectus

10.1.2 Einfluss der Vordehnungen auf die Gewebeeigenschaften

Der Einfluss der Vordehnungen auf die Gewebeeigenschaften im Körper ist in Abbildung 10.4 gezeigt. Der Rectus ist in Faserrichtung 61% vorgedehnt.

In Faserrichtung weist der Rectus aufgrund der Vordehnung auch eine Vorspannung auf. Das Koordinatensystem in situ ist gegenüber dem in vitro gemäß Abbildung 10.4 verschoben. Die Steifigkeit des Materials quer zur Faser ist in situ weitaus geringer als in vitro. In situ ist die Schubsteifigkeit des Rectus bei einfachem Schub senkrecht zur Faserrichtung weitaus höher und bei einfachem Schub parallel zur Faserrichtung geringer als die Schubsteifigkeiten in vitro.

Das Material verhält sich in situ anders als in vitro wie ein klassischer Faserverbundwerkstoff. In situ sind Steifigkeit und Festigkeit des Materials parallel zur Faserrichtung weitaus größer als senkrecht dazu.

In der Literatur wird darauf hingewiesen, dass sich in situ und in vitro durchgeführte Messungen unterscheiden. Die vorliegenden Ergebnisse verdeutlichen diesen Sachverhalt und machen ihn mit den Vordehnungen erklärbar. Auch wird deutlich, dass in vitro durchgeführte Messungen an weichen biologischen Geweben wenig aussagekräftig für das tatsächliche Verhalten in situ und in vivo sind. Erst die Kenntnis der Materialeigenschaften in vitro zusammen mit den Vordehnungen lässt Schlüsse auf die maßgeblichen Materialeigenschaften der Gewebe im Körper zu. Um diese Materialeigenschaften zu bestimmen, ist ein Materialmodell erforderlich. Alternativ ist es möglich, erst die Vordehnungen experimentell zu bestimmen und anschließend aussagekräftige Versuche unter Berücksichtigung der Vordehnungen zu fahren. Dazu wären dann mehrachsige Versuche erforderlich.

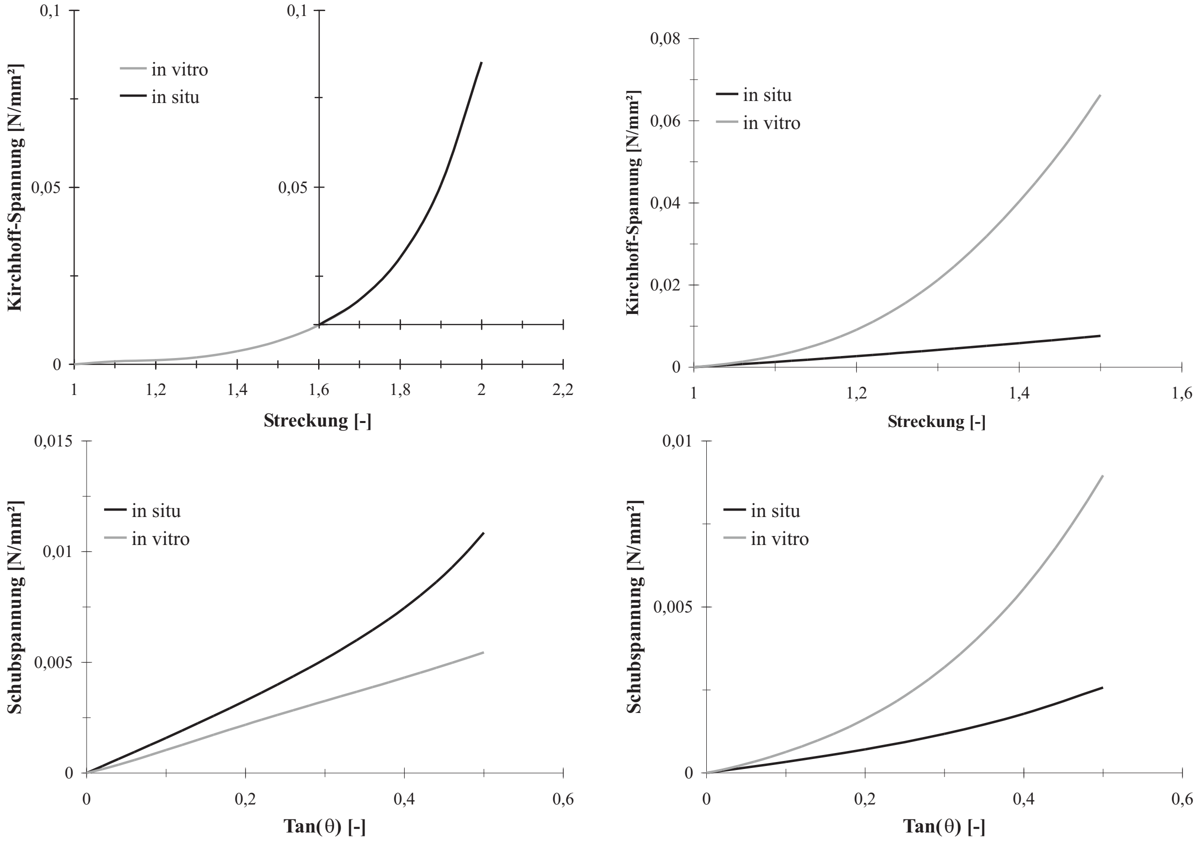

Abbildung 10.4: Mechanische Eigenschaften des Rectus in vitro und in situ, oben links: Zug parallel zur Faser, oben rechts: Zug senkrecht zur Faser, unten links: Schub senkrecht zur Faser, unten rechts: Schub parallel zur Faser

10.2 Aponeurose (hinteres Blatt der Rectusscheide)

Die spezielle Formänderungsenergie zur Beschreibung der Aponeurosen der Muskeln zeigt 10.5. $\overline{W}_{iso}$ besteht aus einem kubischen Polynomterm, der von $\overline{I}_1$ abhängt, einem linearen Polynomterm abhängig von der zweiten isochoren Invarianten und einer Exponentialfunktion. Für $\overline{W}_{aniso}$ fand neben der Unterscheidung zwischen Zug- und Druckbelastung eine weitere Unterteilung statt. Bei kleineren Streckungen beschreibt ein quadratischer Polynomterm der vierten isochoren Invarianten den anisotropen Anteil der Formänderungsenergie. Bei größeren Deformationen charakterisiert eine Exponentialfunktion $\overline{W}_{aniso}$. Der logarithmische Term sorgt für stetige Spannungen an der Übergangsstelle C_9.

$$
\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1\left(\overline{I}_1-3\right)^3+\frac{C_2}{2\,C_3}\left(exp\left[C_3\left(\overline{I}_1-3\right)^2\right]-1\right)+C_4\left(\overline{I}_2-3\right)\\
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4\leq 1\\ C_5\left(\overline{I}_4-1\right)^2 & \text{für } 1\leq\overline{I}_4\leq C_9\\ \frac{C_6}{3\,C_7}exp\left[C_7\overline{I}_4^3\right]+C_8 Ln\left[\overline{I}_4\right] & \text{für } \overline{I}_4\geq C_9\end{cases}\\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2
\end{aligned}
\tag{10.5}
$$

Mit dieser Forderung lässt sich C_8 aus den anderen Modellparametern nach

$$
C_8 = 2\,C5\,C_9\left(C_9-1\right)-C_6\,C_9^3\,exp\left[C_7\,C_9^3\right] \tag{10.6}
$$

berechnen. Die identifizierten Modellparameter können Tabelle 10.2 entnommen werden.

Tabelle 10.2: Materialkonstanten der Aponeurose

Parameter	Wert	
C_1	0,004919458	N/mm^2
C_2	0,01955704	N/mm^2
C_3	0,04754476	-
C_4	0,01418717	N/mm^2
C_5	-0,003775881	N/mm^2
C_6	-0,004594522	-
C_7	0,001852868	N/mm^2
C_9	2,5904487	-
C_J	0,18	mm^2/N

Einen Vergleich zwischen Experiment und Simulation zeigt Abbildung 10.5. Modell und Experiment stimmen gut miteinander überein. Es bereitet relativ große Schwierigkeiten die Aponeurose ohne Schädigung von den Muskeln zu präparieren. Deshalb sind keine Schubversuche parallel zur Faserrichtung erfolgt. Für Schub parallel zur Faserrichtung ergibt sich jedoch physikalisch sinnvolles Verhalten mit realistischen Werten.

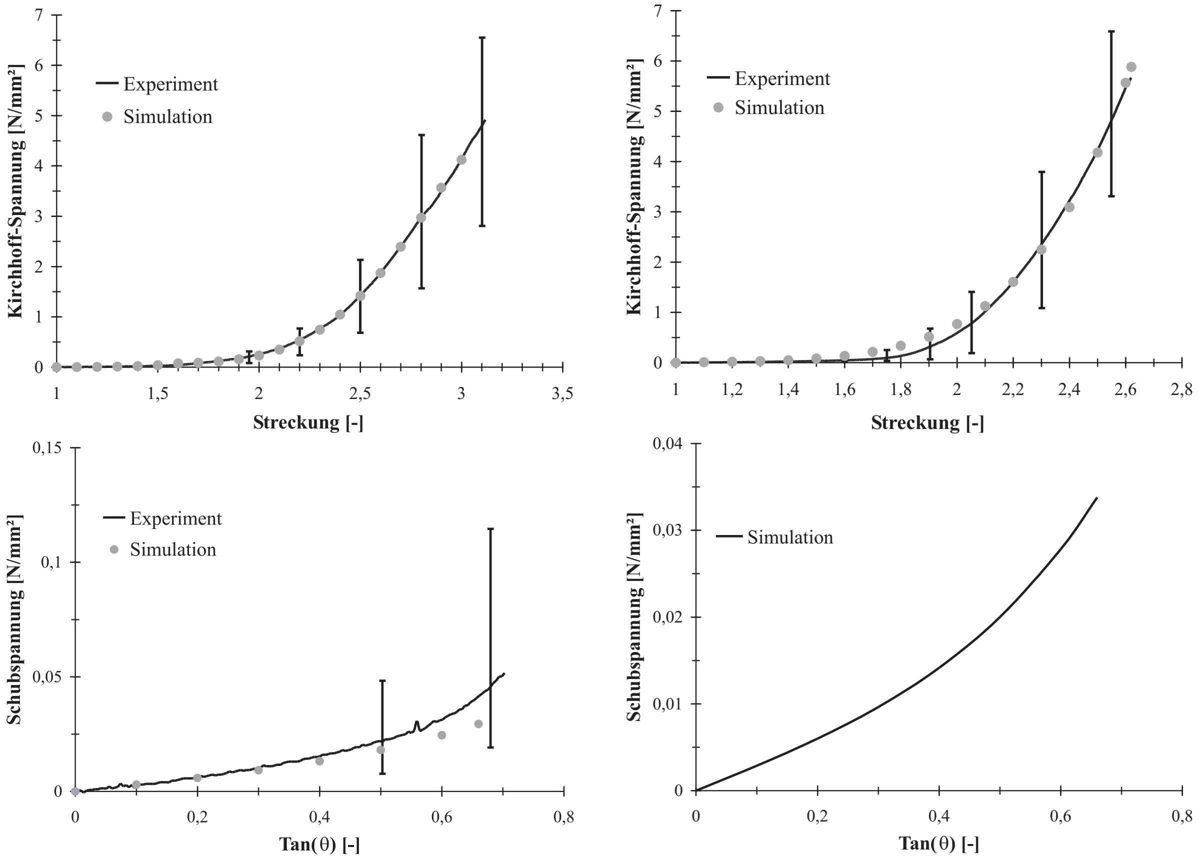

Abbildung 10.5: Experiment und Simulation der Aponeurose, links oben: Zug parallel zur Faserrichtung, rechts oben: Zug senkrecht zur Faserrichtung, links unten: Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, rechts unten: Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung

10.3 Fettgewebe

Inn Anlehnung an KROUSKOP [139]wird zur Beschreibung des Fettgewebes ein MOONEY-RIVLIN-Ansatz verwendet:

$$\begin{aligned} \overline{W}_{iso} &= C_1 \left(\overline{I}_1 - 3\right) + C_2 \left(\overline{I}_2 - 3\right) \\ W_{Vol} &= \frac{1}{C_J} (J-1)^2 \end{aligned} \tag{10.7}$$

Die verwendeten Parameter sind in Tabelle 10.3 aufgeführt.

Die Simulationsergebnisse stimmen bei Zug gut mit den experimentellen Daten überein. Die Eigenschaften des Modells bei einfachem Schub sind physikalisch sinnvoll (Abbildung 10.6).

Tabelle 10.3: Materialkonstanten des Fettgewebes

Parameter	Wert	
C_1	0,001336143	N/mm^2
C_2	0,000911934	N/mm^2
C_J	18,0	mm^2/N

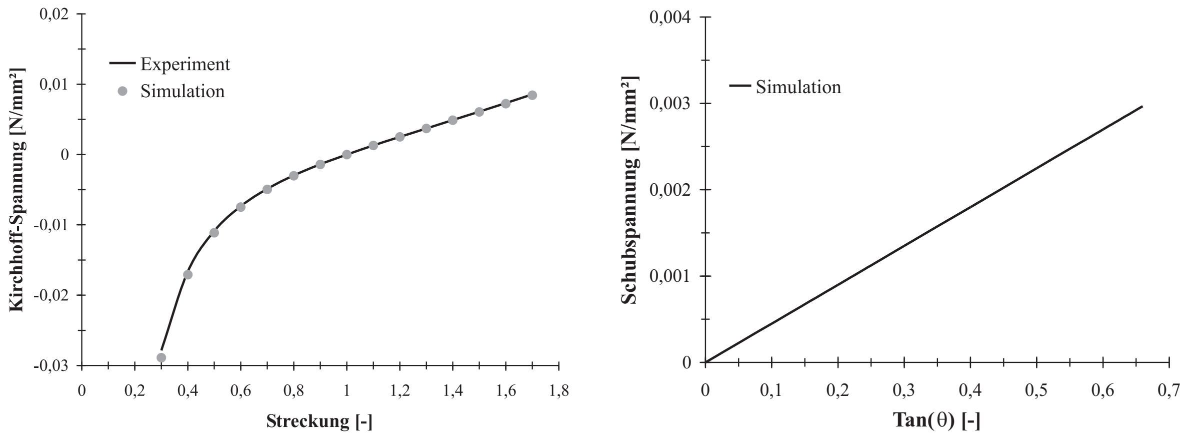

Abbildung 10.6: Experiment und Simulation von Fettgewebe, links: Zug, rechts: Einfacher Schub

Kapitel 11

Numerische Simulation von Netzimplantaten im Bauchraum

Das Problem von Netzimplantaten im Bauchraum ist im Rahmen dieser Arbeit erstmals mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode analysiert worden. In den vorigen Kapiteln sind die Grundlagen zur Simulation erarbeitet worden. Im Folgenden werden erzielte Simulationsergebnisse dargestellt. Bei den Untersuchungen liegt das Hauptaugenmerk auf dem mechanischen Einfluss von Netzimplantaten auf die umliegenden biologischen Gewebe, und zwar im verwachsenen Zustand. Bei kleinen, alltäglichen Lasten sollte das Netz nachgeben, so dass das Körpergewebe die Last übernimmt und sich nicht mangels Belastung abbaut. Um die Körpergewebe zu entlasten, sollte das Implantat bei sehr hohen Belastungen die Last maßgeblich tragen.

Insbesondere sollen Einflussgrößen wie Porengröße, Fadenbreite bzw. Fadenquerschnitt, Fadenmaterial, Einbaulage des Implantats und Implantatstruktur untersucht werden. Darüber hinaus sollen der Einfluss von Verwachsung von Rectus und Rectusscheide und Wundkontraktion beleuchtet werden. Das untersuchte Spektrum deckt dabei heute gebräuchliche Implantate ab. Es werden effektive Möglichkeiten zur Netzoptimierung aufgezeigt.

Aufbau und Abmessungen der Bauchwand sind in Kapitel 2.1 dokumentiert. Die Bauchwand ist ein außerordentlich komplexes Gebilde aus diversen Geweben. Die Abmessungen der einzelnen Gewebe, etwa Muskeln und Aponeurosen, hängen von der Position in der Bauchdecke ab. Die Faserrichtungen der Gewebe sind variabel. Nach oben und unten ist die Bauchdecke an Knochen gelagert. Die Berandungen sind dabei schief. In Umfangsrichtung ist die Bauchdecke geschlossen und stützt teilweise die Wirbelsäule. Die Netzimplantate weisen kleine Poren auf, die von Gewebe durchdrungen werden. Häufig bestehen die Fäden der Netze aus Multifilamenten. Die Fäden sind dreidimensional zu Gewirken verknotet. Eine derart komplexe Struktur lässt sich auf dem Rechner nicht exakt nachbilden. Ursachen sind Rechenkapazität, Probleme und Zeitaufwand bei der Modellierung solch komplexer Geometrien und teilweise auch Unkenntnis der Geometrie im Detail. Die vordere Bauchwand ist relativ biegeschlaff und nur schwach gekrümmt. Membranspannungen sind die wesentlichen Beanspruchungen und die Bauchwand kann eben modelliert werden. Die Belastungen greifen dann in der Ebene an. Im Simulationsmodell sind die geometrischen Abmessungen für den betrachteten Ausschnitt konstant und können dem Abschnitt 11.1 entnommen werden. Die mechanischen Eigenschaften der Blätter der Rectusscheide und der linea alba wurden gleich angenommen. Die Netzfäden wurden rechteckig approximiert.

Alle Berechnungen erfolgten mit einem HP Superdome 9000 und dem Finite-Elemente-Programm Abaqus 6.4.2. Biologische Gewebe sind anisotrop, relativ schwach kompressibel und unterliegen großen Verformungen. Diese Eigenschaften bereiten bei einer rein verschiebungsbasierten Finite-Elemente-Methode numerische Schwierigkeiten (KEY [141], ODEN [142], SUSSMAN [143], WEISS [60]). Bei einer rein verschiebungsbasierten Methode und inkompressiblen Materialien hat ein beliebiger hydrostatischer Druck keinen Einfluss auf die Verschiebungen. Bei schwacher Kompressibilität können kleine Veränderungen der Verschiebungen zu sehr großen Veränderungen der Drücke führen. Zur Vermeidung dieses singulären Verhaltens wurde mit Hybridelementen gerechnet. Diese basieren auf einer gemischten Finite-Elemente-Formulierung. Die Lösungsinterpolation erfolgt anhand von Verschiebungs- und Spannungsvariablen. Spannungs- und Verschiebungslösung sind durch LAGRANGE-Multiplikator und Kompatibilitätsbedingungen gekoppelt.

Die bei den Finite-Elemente-Simulationen beteiligten Materialien haben deutlich unterschiedliche Eigenschaften. Aufgrund der großen Steifigkeitsunterschiede der Materialien gibt es unabhängig vom Lösungsverfahren stark unterschiedliche Terme in der Steifigkeitsmatrix. Ein schlecht konditioniertes Gleichungssystem lässt sich beim vorliegenden Problem also nicht verhindern. Die Verwendung von Hybridelementen vermeidet das Problem des Locking. Zur Vermeidung von Hourglassing steht bei den Hybridelementen von Abaqus eine Hourglassing-Kontrolle zur Verfügung.

11.1 Definition eines Standardmodells

Es wird in Anlehnung an die Dimensionen gebräuchlicher Implantate ein Standardmodell definiert, was als Basis- und Vergleichsmodell bei Parametervariationen dient. Im Weiteren erfolgt dann jeweils eine Darstellung des Unterschieds der weiteren Modelle zum Standardmodell.

Die beteiligten Materialien sind Aponeurose, Rectus, Fett und Implantatmaterial. Für die biologischen Gewebe wurden in Kapitel 10 Modelle entwickelt. Es wird vorausgesetzt, dass sich die Materialien transversal isotrop, hyperelastisch verhalten. Die Anteile der Formänderungsenergie des Rectus lauten

$$\overline{W}_{iso} = C_1\left(\overline{I}_1 - 3\right) + \frac{C_E}{2C_2}\left(exp\left[C_2\left(\overline{I}_1 - 3\right)\right] - 1\right) + C_3\left(\overline{I}_2 - 3\right)$$

$$
\begin{aligned}
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4 \leq 1 \\ C_4 \left(\overline{I}_4 - 1\right)^2 + C_5 \left(\overline{I}_1 - 3\right)\left(\overline{I}_4 - 1\right) & \\ +C_6 \left(\overline{I}_1 - 3\right)^2 \left(\overline{I}_4 - 1\right)^2 & \text{für } \overline{I}_4 \geq 1 \end{cases} \\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2, \qquad (11.1)
\end{aligned}
$$

die der Aponeurose

$$
\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1 \left(\overline{I}_1 - 3\right)^3 + \frac{C_2}{2\,C_3}\left(exp\left[C_3\left(\overline{I}_1 - 3\right)^2\right] - 1\right) + C_4\left(\overline{I}_2 - 3\right) \\
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4 \leq 1 \\ C_5 \left(\overline{I}_4 - 1\right)^2 & \text{für } 1 \leq \overline{I}_4 \leq C_9 \\ \frac{C_6}{3\,C_7} exp\left[C_7 \overline{I}_4^3\right] + C_8 Ln\left[\overline{I}_4\right] & \text{für } \overline{I}_4 \geq C_9 \end{cases} \\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2 \qquad (11.2)
\end{aligned}
$$

und die des Fettgewebes

$$
\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1\left(\overline{I}_1 - 3\right) + C_2\left(\overline{I}_2 - 3\right) \\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2. \qquad (11.3)
\end{aligned}
$$

Alle Materialkonstanten sind in Tabelle 11.1 angegeben.

Tabelle 11.1: Materialkonstanten von Rectus, Aponeurose und Fettgewebe

Parameter	Rectus		Aponeurose		Fett	
C_1	-0,477129	N/mm^2	0,004919458	N/mm^2	0,001336143	N/mm^2
C_2	0,03396008	-	0,01955704	N/mm^2	0,000911934	N/mm^2
C_3	-0,0177755	N/mm^2	0,04754476	-		
C_4	-0,0023265	N/mm^2	0,01418717	N/mm^2		
C_5	-0,00548871	N/mm^2	-0,003775881	N/mm^2		
C_6	0,000132806	N/mm^2	-0,004594522	-		
C_7			0,001852868	N/mm^2		
C_9			2,5904487	-		
C_J	1,998	mm^2/N	0,18	mm^2/N	18,0	mm^2/N
C_E	1	N/mm^2				

Für das Netzmaterial wird linear elastisches, isotropes Materialverhalten angenommen. Es hat einen Elastizitätsmodul von E=5400 N/mm^2 und eine Querkontraktion von ν=0,4.

Der Elastizitätsmodul entspricht dem Tangentenmodul des Prolenefadenmaterials. Linear elastisches Verhalten kann postuliert werden, weil die Fäden im Körper nur sehr wenig gedehnt werden ($\varepsilon \leq 1\%$). In dem Bereich ist der Modul näherungsweise konstant.

Es wird postuliert, dass linke und rechte Körperhälfte gleich sind. Das Simulationsmodell ist daher symmetrisch zur linea alba. Da konstante Querschnitte der Gewebe angenommen werden und sich die Gewebe in Längsrichtung beidseitig an Knochen lagern, ist das Simulationsmodell auch bezüglich der Längsrichtung symmetrisch. Aufgrund der doppelten Symmetrie genügt es 1/4 der Geometrie zu modellieren. Das Simulationsmodell ist 56 mm x 56 mm groß. Das Implantat ist mittig angeordnet und besitzt eine Größe von 40 mm x 40 mm. Aufgrund der doppelten Symmetrie hat das Modell auf dem Rechner eine Fläche von 28 mm x 28 mm. Die Geometrie der 4 mm x 4 mm großen Einheitszelle des Standardmodells ist links in Abbildung 11.1 wiedergegeben. Das aus 7 x 7 Einheitszellen aufgebaute Modell hat eine Dicke von 10,961 mm. Dabei ist der Rectus 10 mm, das vordere Blatt der Rectusscheide 0,555 mm und das hintere Blatt mit Peritoneum und allfällig angrenzender Faszie 0,266 mm dick. Die Schicht mit Implantat ist 0,14 mm dick. Die wenigen Rechnungen zur Untersuchung des Einflusses des Rectus, beziehen sich exemplarisch auf den Unterbauch. Dort kann die linea alba wegen ihrer geringen Breite vernachlässigt werden. Die Modellgröße ist durch die zur Verfügung stehende Rechnerleistung begrenzt. Die Dicken der Gewebeschichten entsprechen gemittelten Werten des Unterbauchs (Kapitel 2.1). Dort haben die Aponeurosen die kleinsten Querschnitte und damit die größten Beanspruchungen. Der Fadenquerschnitt des Netzimplantats entspricht den Querschnitten gebräuchlicher Implantatfäden. Es wird vorausgesetzt, dass sich in den Poren des Netzimplantats Fettgewebe befindet.

Die Blätter der Rectusscheide und die Schicht mit Netzimplantat haben ein Element über die Dicke und der Rectus sowie die daneben liegende Aponeurose 4 Elemente. Eine Finite-Elemente-Schicht besteht aus 8281 Elementen. Eine Draufsicht auf das Netz des Standardmodells zeigt die rechte Seite von Abbildung 11.1.

Die Faserrichtung der Aponeurose ist immer in 1-Richtung. Die Spannungen in den Bildern sind immer in N/mm^2 angegeben und zeigen das hintere Blatt der Rectusscheide.

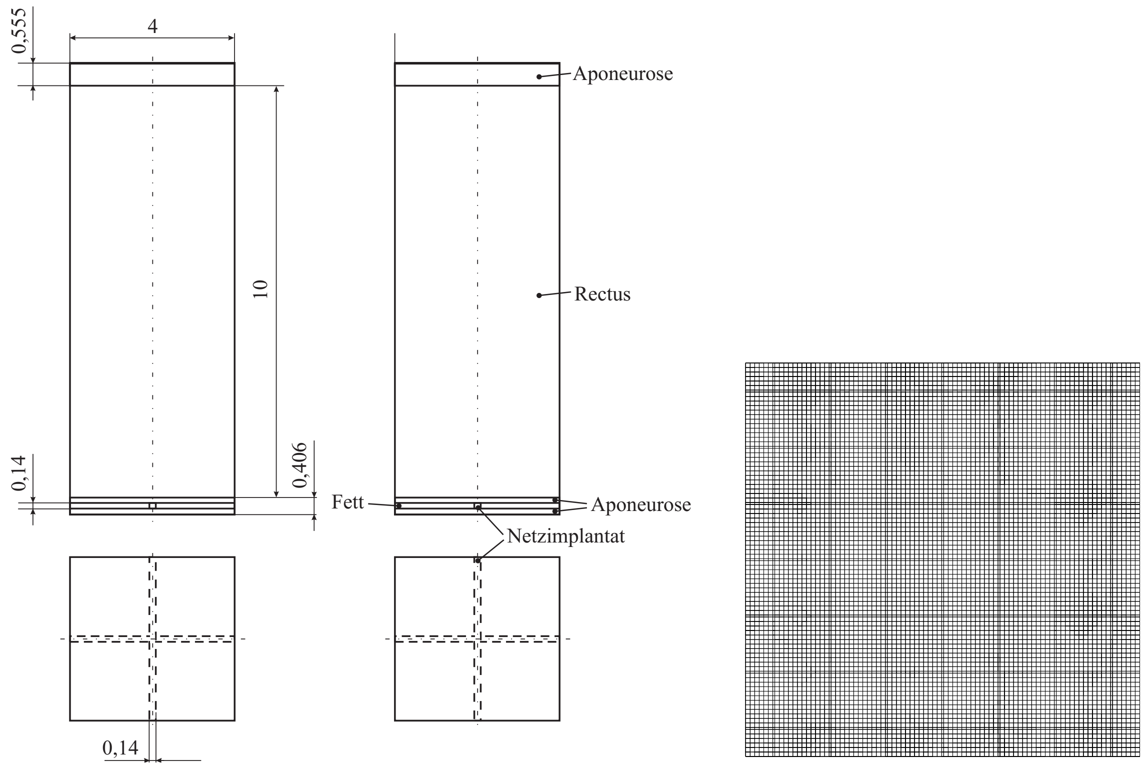

Abbildung 11.1: Geometrie und Materialien der Einheitszelle des Standardmodells (links) und Finite-Elemente-Netz des Standardmodells (rechts)

11.2 Beanspruchungen des gesunden Bauches

Zur Beurteilung der Beanspruchung in der Umgebung von Implantaten ist es nützlich, die Beanspruchung gesunder Bauchkomponenten zu kennen. Daher erfolgte eine Simulation des gesunden Bauches unter Innendruck- und Zugbelastung. Die Belastungen entstehen infolge von Zug durch Aktivierung der seitlichen Bauchmuskeln. Als Nebeneffekt ergibt sich eine Kontraktion der Bauchhöhle, die zu Druckbelastungen führt. Lediglich bei der Darmentleerung dient die Kontraktion des Transversus der Erhöhung des Bauchdrucks (Darmpresse).

11.2.1 Druckbelastung

Die Geometrie des Modells entspricht dem Standardmodell ohne Schicht mit Implantat. Alle Ränder sind fest eingespannt. Aufgrund der Symmetrie des Modells wird nur 1/4 der Geometrie modelliert und zwei Ränder werden mit Symmetrierandbedingungen (S) versehen. Dabei bedeutet eine Symmetrierandbedingung, dass es keine Verschiebung senkrecht zur Fläche mit der Symmetrierandbedingung gibt. Das Modell bildet die realen Randbedingungen nur näherungsweise nach. Aufgrund vorhandener Rechenmöglichkeiten war ein größeres Modell nicht möglich. Andere Randbedingungen sind aufgrund der Gewebevordehnungen schwer zu realisieren. Daher dient das Modell lediglich als Vergleichsmodell eines entsprechenden Modells mit Netzimplantat. Tendenzen und nicht die Zahlenwerte sind hier von Interesse. Die quantitativen Beanspruchungen der Bauchwand werden mit Zugbelastungen berechnet.

Ein passives Aufblähen des Bauches wird simuliert. Die Druckbelastung beträgt p= 6 kPa und wirkt auf das hintere Blatt der Rectusscheide mit fascia transversalis (Abbildung 11.2). Über 95% aller Druckwerte liegen unter diesem Druckwert (Kapitel 3). Spitzendrücke von 20 kPa können nur bei aktiver Bauchmuskulatur auftreten.

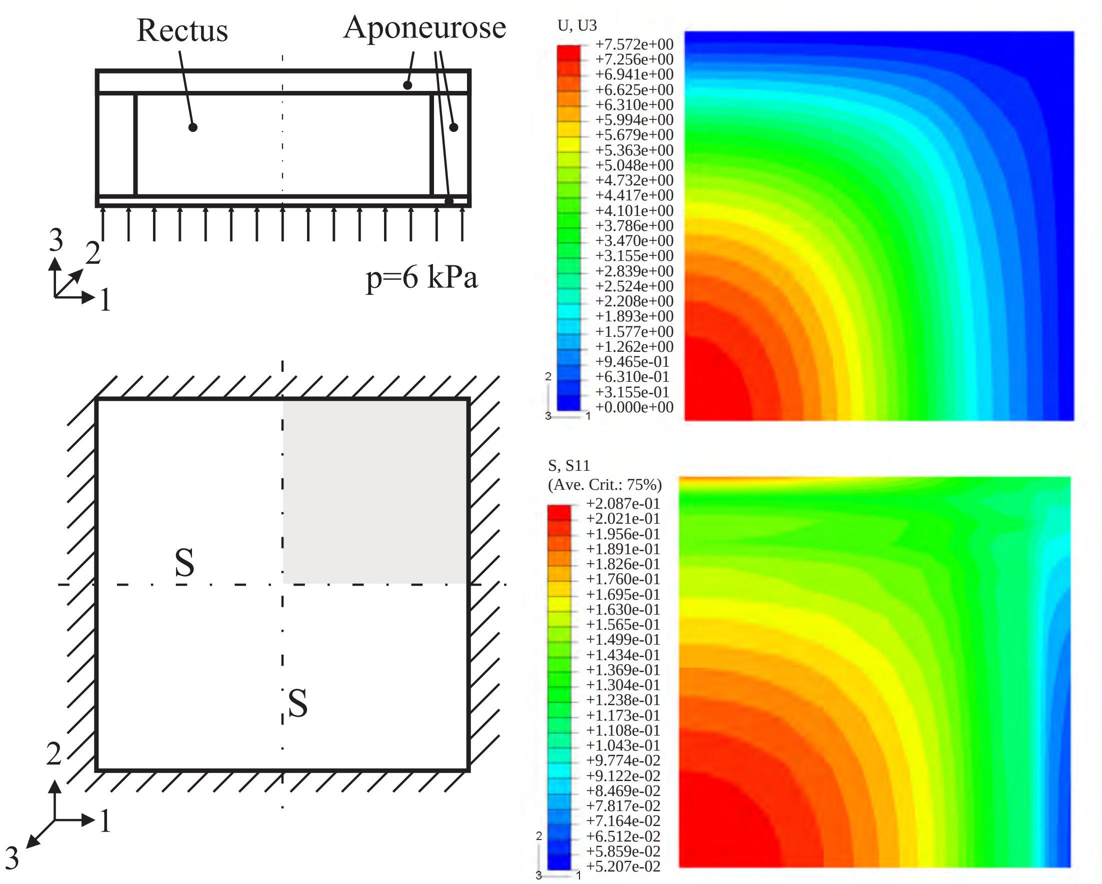

Abbildung 11.2: Druckbelastung p= 6 kPa, links: Randbedingungen, rechts oben: Verschiebungsfeld in Dickenrichtung der Bauchwand, rechts unten: Spannungsfeld in 1-Richtung der Bauchwand

Die wesentliche Spannung in Faserrichtung ist in der Größenordnung von $0,2\ N/mm^2$. Die Spannung senkrecht dazu ist eine und die Schubspannung zwei Größenordnungen kleiner als die Spannung in Faserrichtung. Dabei beträgt die maximale Verschiebung in Dickenrichtung 7,6 mm. Bei einem Druck von p= 8 kPa beträgt die maximale Verschiebung 9,64 mm.

11.2.2 Zugbelastung

Da die Bauchwand als Membrane aufgefasst werden kann, können die Bauchinnendruckbelastungen durch Zugbelastungen in der Bauchdeckenebene ersetzt werden. Es sollen die passive Extrusion der Bauchwand und die maximale Zugbelastung bei Aktivierung der seitlichen Bauchmuskeln untersucht werden. Ohne Implantat können so die Beanspruchungen der Bauchwand bei großer Belastung untersucht werden. Sie dienen dazu, die Beanspruchungen mit Implantat beurteilen zu können.

Die maximale Zugspannung der seitlichen Bauchmuskeln beträgt 6 N/cm^2. Im Detail sind die Belastungen der Bauchwand in Kapitel 3 nachzulesen.

Rectus und hinteres Blatt der Rectusscheide sind an diversen Einzelpunkten miteinander verbunden. Die Verbindung lässt eine gewisse Verschieblichkeit der Gewebe gegeneinander zu (KAHLE [144]). Das Ausmaß ist unbekannt. Im Rahmen dieser Arbeit sollen die Extremfälle untersucht werden. Im ersten Fall sind Rectus und hinteres Blatt der Rectusscheide fest verwachsen. Im zweiten Fall sind diese frei verschieblich gelagert. Dann haben Rectus und vorderes Blatt der Rectusscheide keinen Einfluss auf die Spannungen des hinteren Blatts der Rectusscheide und müssen nicht modelliert werden. Schwerpunktmäßig erfolgt die Untersuchung des zweiten Falls. Wenige Berechnungen mit fest verbundenen Geweben werden in Abschnitt 11.4.2 gegenübergestellt.

Die Randbedingungen beider Fälle sind in Abbildung 11.3 exemplarisch für den Lastfall des maximalen Zugs der seitlichen Bauchmuskeln dargestellt. Bei passivem Aufblähen des Bauches muss die Spannungsrandbedingung durch eine Verschiebungsrandbedingung ersetzt werden. Aufgrund der Symmetrie des Modells bezüglich zweier Ebenen (S) reicht es aus 1/4 des Modells mit entsprechenden Symmetrierandbedingungen zu berechnen. Zur Verhinderung von Starrkörperbewegungen ist ein Knoten auf der Schnittlinie beider Symmetrieebenen komplett gefesselt.

Die von den seitlichen Bauchmuskeln generierten Spannungen greifen an den Seiten der Recti an. Bei seitlichem Zug der Bauchmuskeln verkürzt sich die Bauchwand in Längsrichtung kaum. Die Zugkräfte in dieser Richtung sind weitaus kleiner als in seitlicher Richtung. Nur der Rectus könnte große Kräfte in Längsrichtung der Bauchwand erzeugen. Dieser ist im Modell aber passiv. Die Verschiebung in Längsrichtung ist daher näherungsweise Null. Somit ist die Beanspruchung des Vorderbauches biaxialer Zug, wobei die seitliche Beanspruchung größer ist als die Beanspruchung in Längsrichtung. Die Beanspruchung in Längsrichtung ergibt sich durch Querdehnungsbehinderung. Die Belastungen der Bauchwand sind wie die Festigkeiten der Bauchwandaponeurosen verteilt. Diese weisen seitlich in Faserrichtung größere Festigkeiten auf als senkrecht dazu.

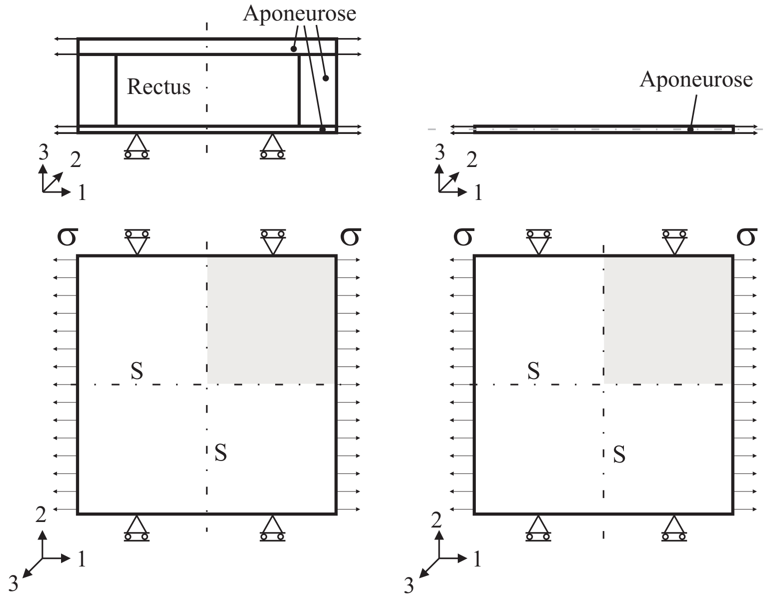

Abbildung 11.3: Randbedingungen bei Zugbeanspruchung der Bauchwand, links: Rectusscheide und Rectus verwachsen, rechts: Rectusscheide und Rectus frei verschiebbar

Bei fest verwachsenem Rectus mit Rectusscheide wird angenommen, dass die Verschiebung der Unterseite des hinteren Blatts der Rectusscheide Null ist. Die vordere Bauchwand ähnelt einer Sandwichstruktur. Da sie nicht im Schubmittelpunkt belastet wird, verwölbt sich die Struktur ohne die Randbedingung nach innen in Richtung Bauchraum (Abbildung 11.4). Das wird in der Realität durch den Bauchinnendruck verhindert. Es wird angenommen, dass der Bauchinnendruck die Verwölbung gerade kompensiert.

Sind Rectus und Rectusscheide frei verschieblich, dann ist die Mitte der Aponeurose weitere Symmetrieebene (Abb. 11.3).

Die Spannungsfelder des hinteren Blatts der Rectusscheide für den Fall, dass Rectus und Rectusscheide fest verbunden sind und bei maximalem Zug der seitlichen Bauchmuskeln, zeigt Abbildung 11.5. Parallel zur Faserrichtung beträgt die maximale Zugspannung 0,44 N/mm^2 und senkrecht dazu 0,06 N/mm^2. Die Schubspannung in der Ebene des hinteren Blatts der Rectusscheide ist nahezu Null. Die Zugspannung in Faserrichtung der Aponeurose (1-Richtung) ist also die wesentliche Spannung. Die maximale Streckung bei dieser Belastung beträgt $\lambda_{max} = 1,15$.

Für den Fall, dass Rectus und Rectusscheide frei verschiebbar gegeneinander sind, beträgt die homogene, wesentliche Spannung in Faserrichtung 0,39 N/mm^2 und die Streckung ist wie im anderen Fall 1,15. Der passive Rectus hat also nur einen geringen Einfluss auf das Ergebnis. Darum wird schwerpunktmäßig der Fall der freien Verschiebbarkeit von Rectus und hinterem Blatt der Rectusscheide behandelt.

Für den Lastfall des passiven Aufblähens des Bauches sind die Spannungsfelder parallel zur

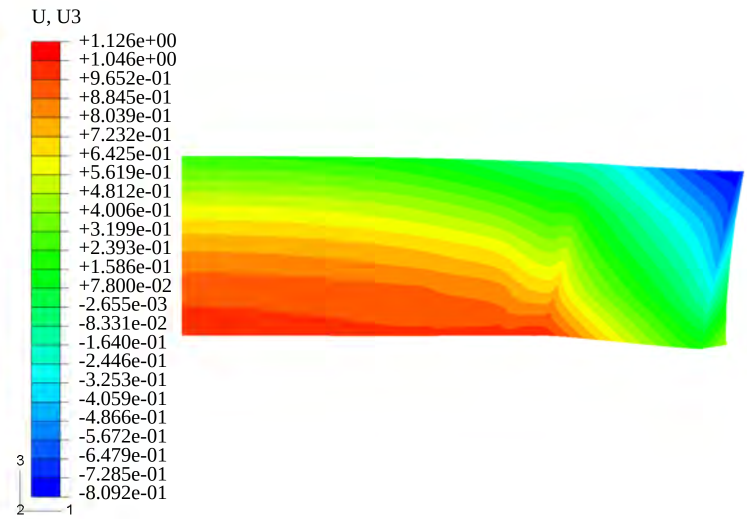

Abbildung 11.4: Verschiebungsfeld in Dickenrichtung der Bauchwand bei freier Verformbarkeit in Dickenrichtung

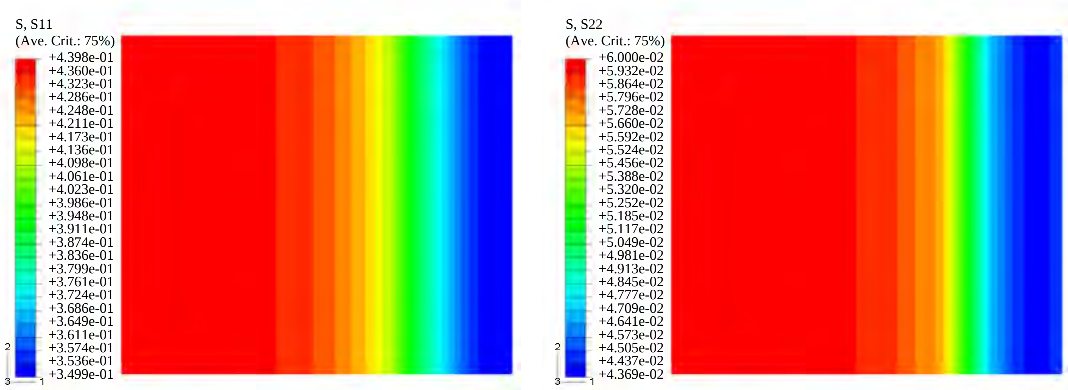

Abbildung 11.5: Spannungsfelder parallel (links) und senkrecht (rechts) zur Faserrichtung des hinteren Blatts der Rectusscheide bei maximalem Zug der seitlichen Bauchmuskeln mit $\sigma = 6\ N/cm^2$

Faserrichtung bei Dehnungen von $\varepsilon = 2,2\%$ und $\varepsilon = 3,9\%$ in Abbildung 11.6 angegeben. Die Beanspruchngen sind kleiner als bei maximalem Zug der seitlichen Bauchmuskeln. Daher wird im Folgenden der Zug der seitlichen Bauchmuskeln schwerpunktmäßig untersucht.

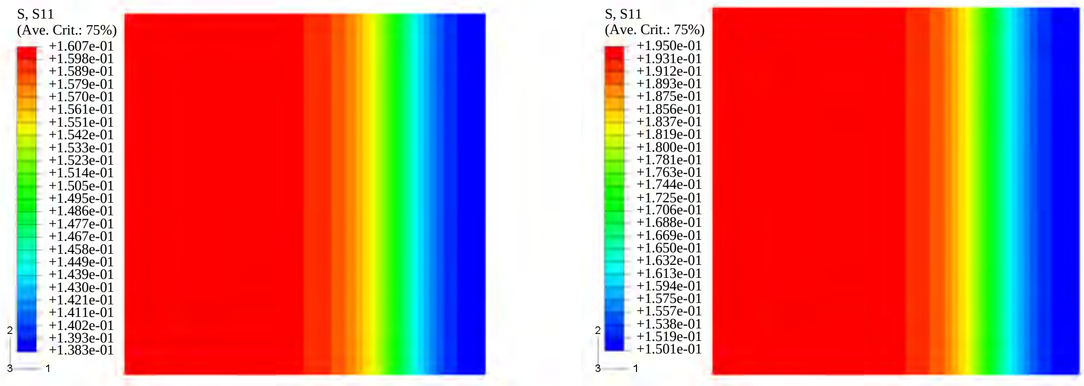

Abbildung 11.6: Spannungsfelder parallel zur Faserrichtung des hinteren Blatts der Rectusscheide bei passivem Aufblähen des Bauches, Rectus und Rectussscheide fest verbunden, links: $\varepsilon = 2,2\%$, rechts: $\varepsilon = 3,9\%$

11.3 Beanspruchungen von Bauch mit Netzimplantat bei Druckbelastung

Exemplarisch soll eine Druckbelastung von p= 6 kPa am Beispiel des Standardmodells untersucht werden. Eine schematische Darstellung der Randbedingungen zeigt Abbildung 11.7. Die Randbedingungen entsprechen denen des gesunden Bauches ohne Implantat. Aus der Abbildung ist die Lage des Implantats ersichtlich. Es kann zwischen zwei Aponeurosen/Faszien platziert werden. Es ist auch möglich, das Netz unter dem hinteren Blatt der Rectusscheide zu positionieren. Dann befindet sich unter dem Netz noch das Peritoneum und Bindegewebe aufgrund von Fremdkörperreaktion in der Netzumgebung. Wird das Netz direkt hinter den Recti positioniert, entsteht über dem Netz wieder Bindegewebe durch Fremdkörperreaktion, so dass das vorliegende Modell für alle möglichen Einbaulagen repräsentativ ist.

Da die Randbedingungen die realen Verhältnisse nicht exakt wiedergeben, dienen die Ergebnisse mit Druckbelastung nur einer vergleichenden Betrachtung mit dem Modell ohne Implantat. Zur Variation der Randbedingungen ist ein Modell gerechnet worden, was bis zur Einspannung aus den Bauchwandkomponenten besteht und ein Modell bei dem ein 4 mm breiter Rand aus isotropem HOOKEschen Material mit einem Elastizitätsmodul von $E = 100\ N/mm^2$ und einer Querkontraktion von $\nu = 0,45$ besteht. Die Randschicht ist in Abbildung 11.7 grau dargestellt.

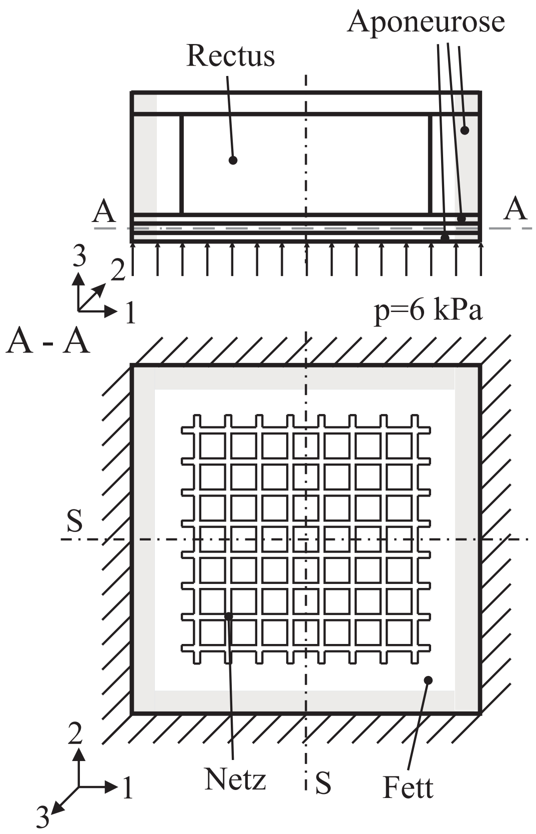

Abbildung 11.7: Randbedingungen von Bauch mit Netzimplantat bei Druckbelastung

Abbildung 11.8 zeigt das Verschiebungsfeld in Dickenrichtung der Bauchwand. Die maximale Verschiebung in der Bauchmitte beträgt 7 mm. Ohne Implantat ist der Wert 7,6 mm. Somit nimmt die Bauchwandbeweglichkeit durch das Implantat um 7,9% ab. Die Abnahme der Bauchwandbeweglichkeit nach Hernienreparation mit Netzimplantat stimmt mit klinischen Befunden überein.

Aufgrund der großen Steifigkeitsunterschiede zwischen den biologischen Geweben und dem Implantatmaterial gibt es in der Netzumgebung Verformungsbehinderungen und Spannungsüberhöhungen, die sich besonders an den Netzrändern auswirken. Dies gilt sowohl für die Normalspannungen als auch die Schubspannungen. Der Einfluss der Randbedingungen auf die Spannungsfelder im Netzbereich ist gering (Abbildung 11.9).

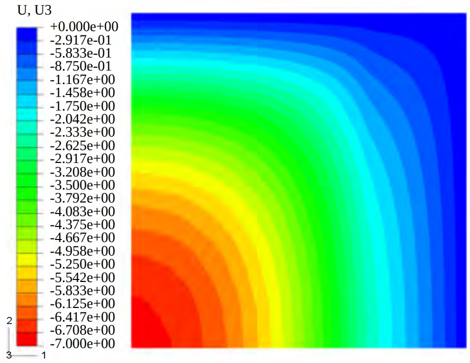

Abbildung 11.8: Verschiebungsfeld des Standardmodells bei Druckbelastung p= 6 kPa

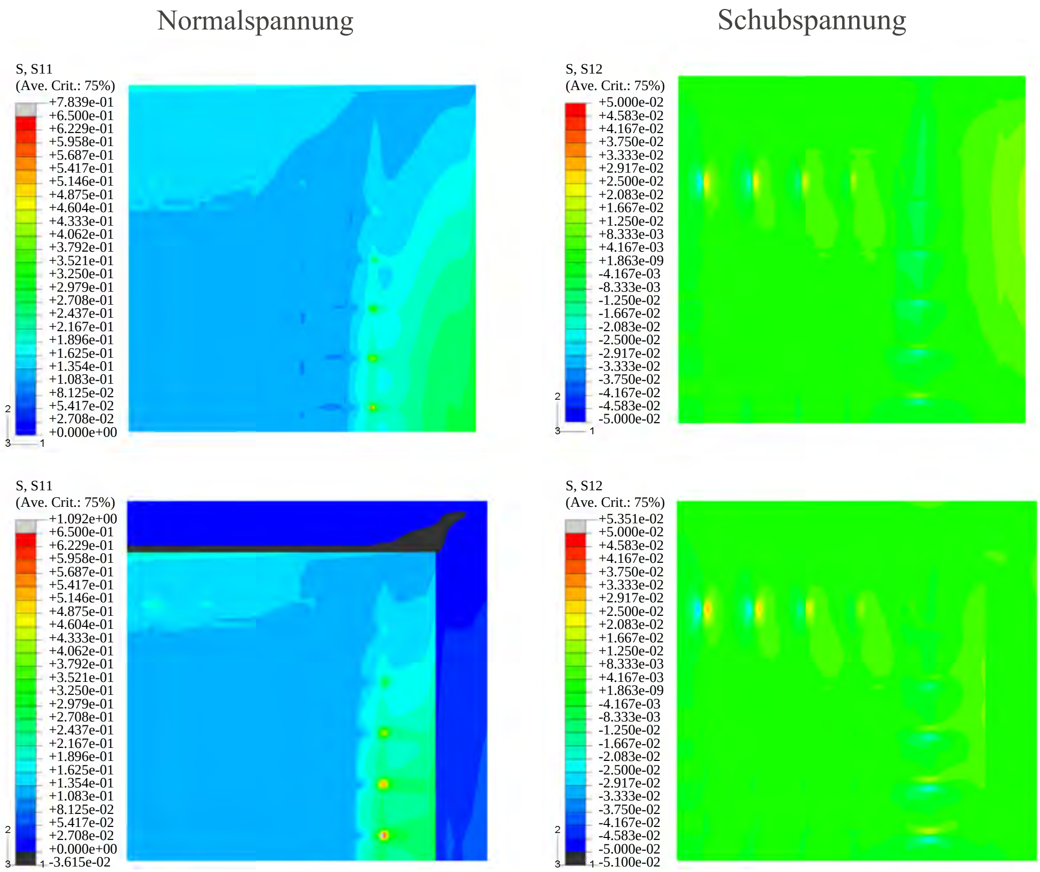

Abbildung 11.9: Spannungsfelder des Standardmodells bei Druckbelastung von p= 6 kPa, oben: ganzer Rand Körpergewebe, unten: äußerer 4mm breiter Rand isotrope Randschicht (E= 100 N/mm^2, $\nu = 0,45$)

11.4 Beanspruchungen des Bauches mit Netzimplantat bei Zugbelastung

Die wesentlichen Spannungsfelder sind die Zugspannung des hinteren Blatts der Rectusscheide in Faserrichtung und das Schubspannungsfeld in der Kontaktfläche von hinterem Blatt der Rectusscheide und dem Implantat. Diese werden im Folgenden standardmäßig angegeben, wobei das hintere Blatt der Rectusscheide vereinfacht als Aponeurose bezeichnet wird.

11.4.1 Rectus und Rectusscheide frei verschieblich

Zunächst soll der Fall untersucht werden, dass Rectus und hinteres Blatt der Rectusscheide frei verschieblich gegeneinander sind. Dann haben Rectus und vorderes Blatt der Rectusscheide keinen Einfluss auf die Spannungen in den darunter liegenden Schichten und müssen nicht modelliert werden.

Die Randbedingungen entsprechen denen ohne Implantat (Abbildung 11.10). Das Implantat ist 40 mm x 40 mm groß. Es verwächst mit dem umliegenden Gewebe. In den Poren ist Fettgewebe und/oder lockeres Bindegewebe, was wie Fett kaum Last tragen kann.

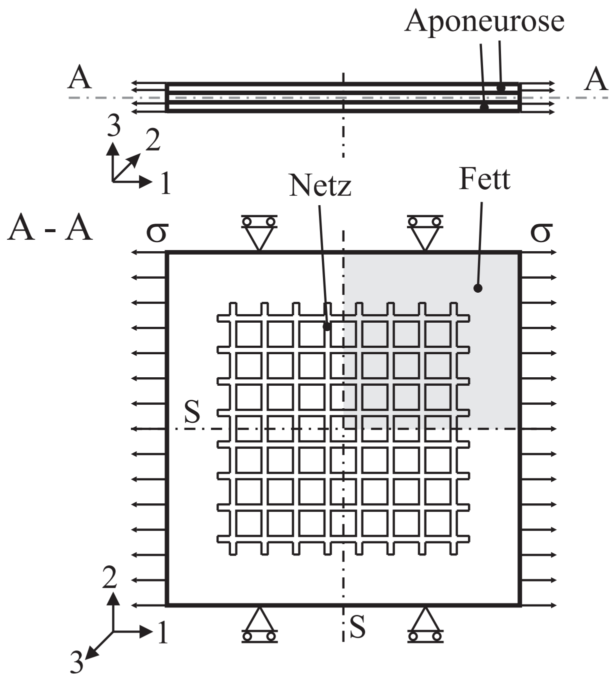

Abbildung 11.10: Randbedingungen bei frei verschieblicher Rectusscheide gegenüber dem Rectus und Zugbelastung

Implantatfäden in Belastungsrichtung ausgerichtet

Die maximalen Beanspruchungen treten auf, wenn die Fäden der Netzimplantate mit der Belastungsrichtung übereinstimmen. Eine Analyse dieses Extremfalls soll nun folgen. Das Modell entspricht dem Standardmodell ohne Rectus und vorderem Blatt der Rectusscheide.

Das Normalspannungsfeld parallel zur Faserrichtung und das Schubspannungsfeld in der Kontaktfläche von Implantat und Aponeurose zeigt Abbildung 11.11. Die Verformungen sind in den Bildern maßstäblich dargestellt. Die Simulationsergebnisse bei passiver Extrusion der Bauchdecke ($\varepsilon = 3,9\%$) zeigt Abbildung 11.12. Die Beanspruchungen sind geringer als bei maximaler Zuglast durch die seitlichen Bauchmuskeln. Daher wird der Lastfall der passiven Extrusion der Bauchdecke nicht weiter betrachtet.

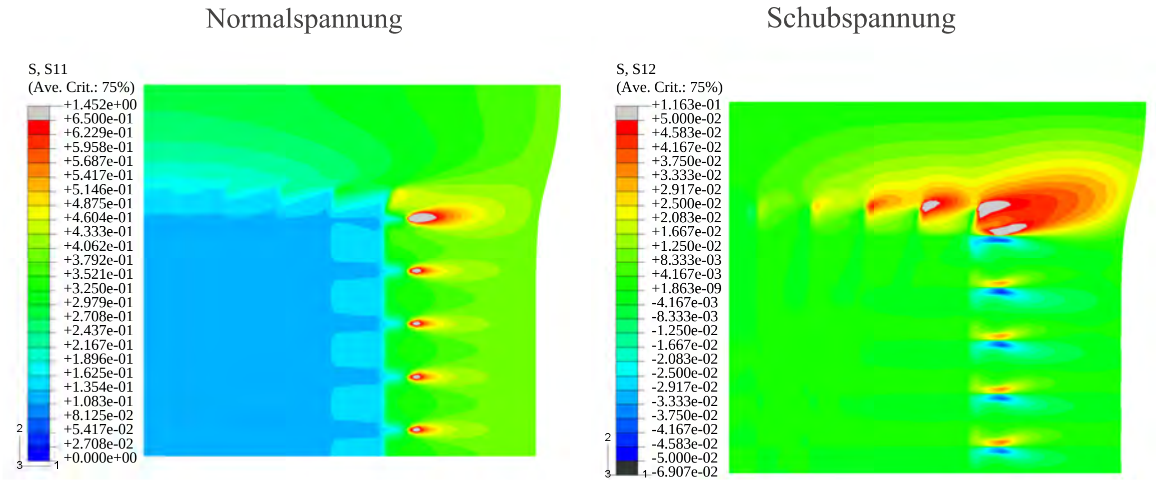

Abbildung 11.11: Spannungsfelder des Standardmodells bei Zugbelastung durch Aktivierung der seitlichen Bauchmuskeln

Die Spannungsfelder zeigen zwei Problemfelder von Netzimplantaten auf. Zum einen nimmt das Netz nahezu die gesamte Last auf, so dass das Gewebe im Bereich des Netzes kaum belastet wird, und zum anderen führen die Steifigkeitssprünge an den Netzrändern zu erheblichen Spannungskonzentrationen, die Beanspruchungen weit über dem natürlichen Lasthorizont der Gewebe erzeugen.

Die fehlende Belastung im Bereich des Netzes kann dazu führen, dass die (gesunden) Gewebe durch Gewebeumbau geschwächt werden. So ist zum Beispiel von Sehnen und Bändern bekannt, dass diese bei fehlender bzw. stark herabgesetzter Belastung an Festigkeit verlieren (HAYASHI [145]). Beim Standardmodell als Extrembeispiel ist die Verformung im Netzbereich nahezu Null. Lediglich im Randbereich des Netzes gibt es geringfügige Verformungen.

Die hohen Spannungskonzentrationen an den Netzrändern sind für die Rezidivhernien, die stets an den Netzrändern auftreten, verantwortlich. Die Gewebe des Körpers werden stetig erneuert. Bei kollagenreichen Schichten beträgt der Zeitraum etwa drei Monate. An den

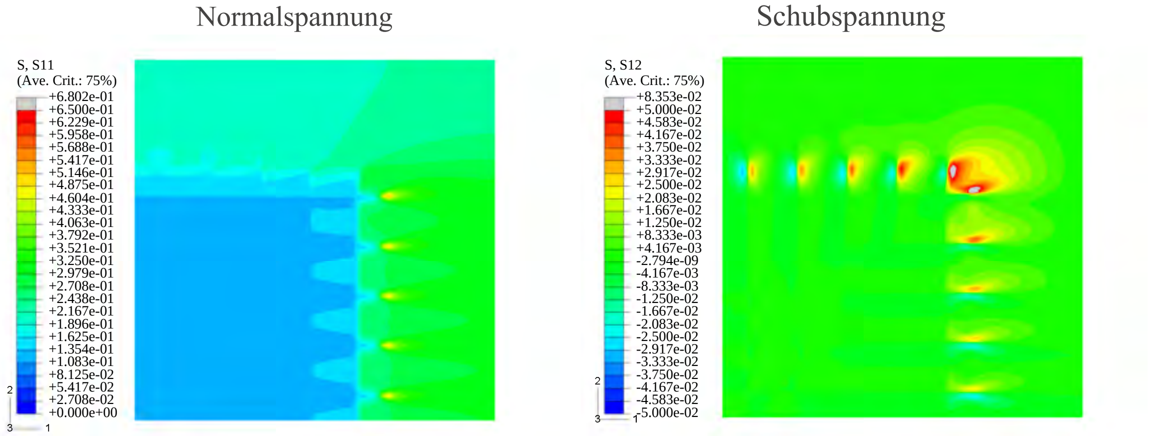

Abbildung 11.12: Spannungsfelder des Standardmodells bei passiver Extrusion der Bauchdecke, $\varepsilon = 3,9\%$

Netzrändern sind die Gewebebeanspruchungen so groß, dass der Körper nicht in der Lage ist, die Zellen der Aponeurose, Faszie und/oder linea alba neu auszubilden. Das zur Zellneubildung bereitgestellte Zellmaterial bleibt flüssig, weil der Körper durch die gestörten Umgebungsbedingungen nicht in der Lage ist, neue Zellen auszubilden. Die Spannungskonzentrationen wandern ins Netzinnere, wo noch ein Zusammenschluß zwischen Netz und Gewebe besteht. Dort setzt sich oben beschriebener Vorgang fort. Somit entsteht ein Loch in der kollagenreichen Gewebeschicht, durch das letztendlich ein Bruchsack austreten kann.

Die maximale Normalspannung der Aponeurose nach Netzimplantation ist weitaus größer als die maximale Schubspannung. Jedoch erhöht sich die Schubspannung infolge der Netzimplantation stärker als die Normalspannung. Beide Spannungen können zur Entstehung von Randrezidiven beitragen. Die genauen Zusammenhänge sind bisher unbekannt.

Eine erhebliche Verformung von Netzen beim Einbau in den Körper kann dazu führen, dass sich andersartige Netzstrukturen und Netzstrukturen anderer Einbaurichtung lokal ähnlich dem vorgestellten Beispiel verhalten. So ist etwa aus Abbildung 6.8 ersichtlich, dass dort lokal die Struktur soweit verstreckt ist, dass nur noch geringe Strukturverformungen möglich sind.

Die hier aufgezeigten Probleme von Netzimplantaten heutiger Generation werfen die Frage auf, wie diese optimiert werden können und was deren optimale Einbaulage ist. Nach Vorbetrachtungen sollen die Optimierungspotenziale analysiert werden.

Detailanalyse Standardmodell

Abbildung 11.13 zeigt das verformte Finite-Elemente-Netz insgesamt und den Ausschnitt des rechten oberen Modellrandes. In der Abbildung sind keine ungewöhnlich deformierten

Elemente etwa in Folge von Hourglasing erkennbar.

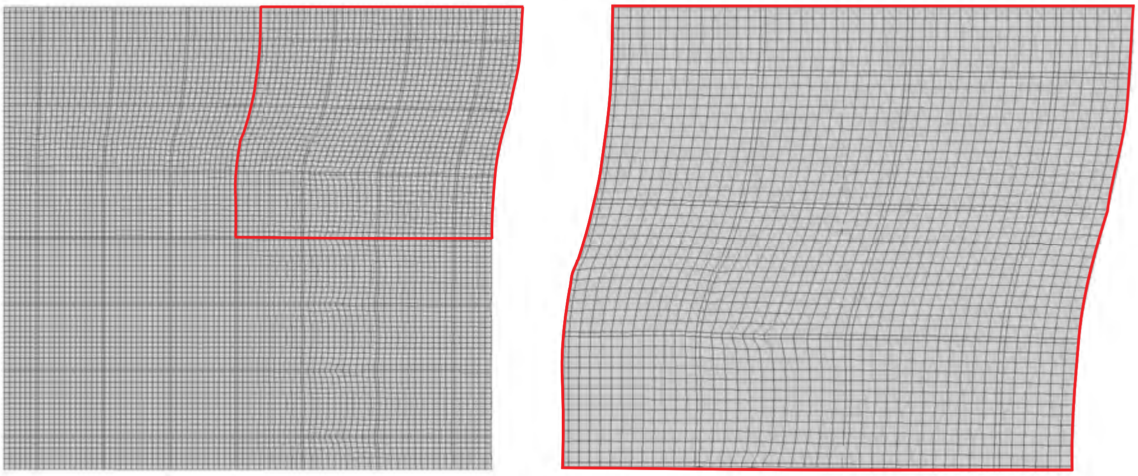

Abbildung 11.13: Verformtes Netz des Standardmodells, links Gesamtnetz und rechts Ausschnitt

Das Netz besitzt eine sehr große Steifigkeit, was dazu führt, dass die Deformationen im Netzinnenbereich nahezu Null sind. Daher muss dort die Spannung in Faserrichtung der Spannung S_{11}= 0,13 N/mm^2 infolge Vordehnung nahezu entsprechen. Das ist tatsächlich der Fall. Lediglich am Netzrand, wo sich die Netzstege nennenswert verformen, sind die Spannungen höher (Abbildung 11.14). Die Ergebnisse der Spannungen im Netzbereich sind also korrekt.

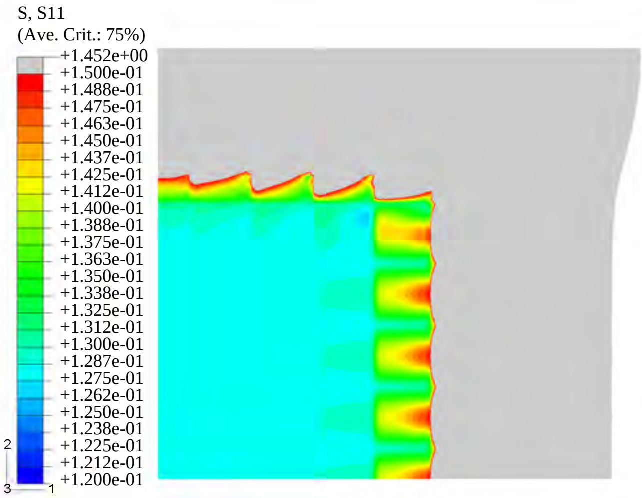

Abbildung 11.14: Spannung in Faserrichtung im Netzbereich

Am Modellrand auf der rechten Seite wird die Zugbelastung durch die seitlichen Bauchmuskeln aufgebracht. Aus den Rechenergebnissen ohne Netz ist bekannt, dass diese Belastung eine Streckung von etwa 1,15 im Körper erzeugt. Aufgrund der Randbedingungen ist die Streckung in der betrachteten Ebene (Abbildung 11.15) senkrecht zur Faserrichtung konstant 1. Die Streckung in Dickenrichtung ist aufgrund schwacher Kompressibilität ca. 1/1,15. Mit diesen Streckungswerten ergibt sich eine analytisch berechnete Spannung in Faserrichtung am Modellrand von S_{11}= 0,39 N/mm^2. Diesen Spannungswert liefert die Finite-Elemente-Simulation für den ungestörten oberen rechten Modellbereich nahezu exakt. Darunter in Implantathöhe liegen die Spannungswerte durch die Singularitäten am Netzrand geringfügig höher. Die Ergebnisse der Finite-Elemente-Simulationen sind also qualitativ und quantitativ korrekt.

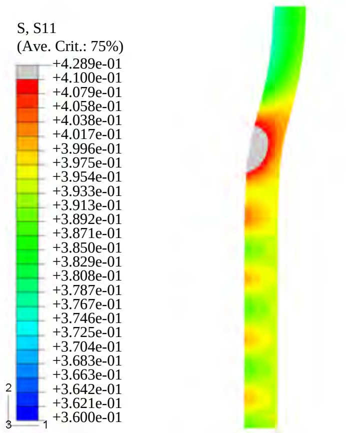

Abbildung 11.15: Spannung in Faserrichtung am Modellrand

Vergleich der Simulationsergebnisse des Standardmodells bei linearem und nichtlinearem Materialverhalten

Neben den vorigen Plausibilitätsbetrachtungen soll die Lösung des Standardmodells mit den erarbeiteten nichtlinearen Materialgesetzen mit einer linear elastischen Lösung verglichen werden.

Die Materialkonstanten des linearen Modells der Aponeurose lauten

$E_{\parallel} = 1\ N/mm^2$

$E_{\perp} = 0,09\ N/mm^2$

$\nu_{\parallel\perp} = 0,05$

$\nu_{\#} = 0,49$

$G_{\parallel\perp} = 0,03\ N/mm^2$

und die Materialkonstanten des Fettgewebes lauten

$E = 0,015\ N/mm^2$

$\nu = 0,49.$

Der Elastizitätsmodul in Faserrichtung der Aponeurose $E_{\parallel}$ ist der Sekantenmodul zwischen vorgedehntem Zustand und weiterer Streckung um 1,15. $E_{\perp}$ und $G_{\parallel\perp}$ sind Tangentenmoduln. Die Querkontraktionen sind geschätzt, da nicht genau bekannt.

Der Elastizitätsmodul des Fettgewebes ist der Tangentenmodul und die Querkontraktion geschätzt.

Zunächst sollen das Spannungsfeld in Faserrichtung und das Schubspannungsfeld im Kontakt zum Implantat analysiert werden. Die mit den linear elastischen Modell berechneten Ergebnisse zeigt Abbildung 11.16.

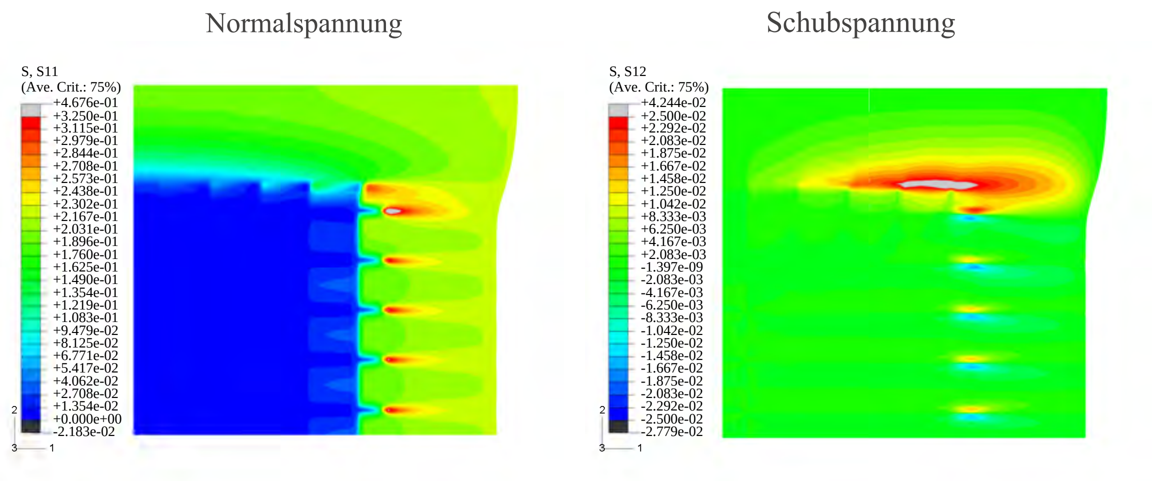

Abbildung 11.16: Spannungsfelder der Aponeurose, lineares Materialmodell

Weil die Vordehnungen im linearen Modell fehlen, sind die resultierenden Spannungen kleiner als beim nichtlinearen Modell. Addiert man die Spannung aufgrund der Vordehnungen einfach zur Normalspannung in Faserrichtung, so ist die maximale Spannung etwa $0,6\ N/mm^2$. Qualitativ stimmen die Spannungsfelder des Standardmodells bei Nutzung nichtlinearer und linearer Materialgesetze überein.

Abbildung 11.17 zeigt Ausschnitte der Spannungsfelder der Aponeurose in Faserrichtung. Im linearen Modell ist die Spannung im Netzbereich in Faserrichtung nahezu Null. Im nichtlinearen Modell ist die Spannung gleich der Spannung durch Vordehnung. Weil das Implantat fast die gesamte Last auffängt, erzeugt die äußere Last im Netzbereich unabhängig von den Materialmodellen für die biologischen Gewebe nahezu keine Beanspruchung.

Im linearen Modell ist die äußere Last eine Spannung von etwa $0,22\ N/mm^2$. Im nichtlinearen Fall ist die äußere Spannung etwa $0,39\ N/mm^2$. Neben der Last infolge Zug der seitlichen Bauchmuskeln muss die Spannung infolge Vordehnung aufgebracht werden. Beide Spannungsverteilungen sind also auch für den Randbereich plausibel.

Die Ergebnisse untermauern die Richtigkeit der mit den hier entwickelten Materialmodellen berechneten Ergebnisse. Linear elastische Modelle liefern qualitativ gleiche und quantitativ

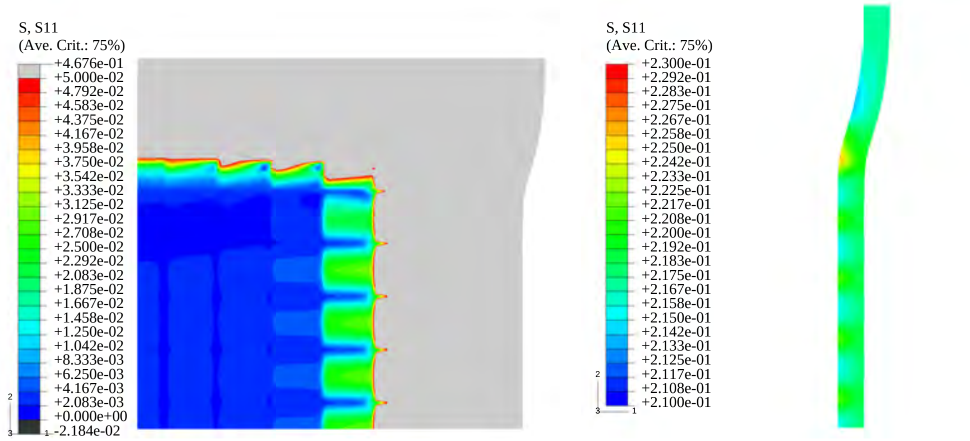

Abbildung 11.17: Detailbetrachtungen der Spannungsfelder der Aponeurose in Faserrichtung, lineares Materialmodell

verschiedene Ergebnisse. Ursache der quantitativen Unterschiede sind vorwiegend die Gewebevordehnungen. Diese beeinflussen das Gewebeverhalten im Körper deutlich. Von den experimentellen Daten abgeleitete lineare Materialparameter geben das Gewebeverhalten im Körper nur näherungsweise wieder.

Variation der Gewebevordehnungen

Die Vordehnungen streuen wie alle Materialeigenschaften weicher biologischer Gewebe. Daher soll der Einfluss der Größe der Vordehnungen auf die Gewebebeanspruchungen exemplarisch anhand des Standardmodells untersucht werden. Im ersten Fall fand eine Reduktion der Gewebevordehnungen um 10% und im zweiten Fall eine Erhöhung um 10% statt. Die Simulationsergebnisse zeigt Abbildung 11.18.

Je kleiner die Vordehnungen sind, desto größer sind die Spannungskonzentrationen an den Netzrändern. Hierfür sind die größeren Steifigkeitsinkompatibilitäten zwischen Implantat und Gewebe verantwortlich.

Im Netzbereich nimmt die Spannung in Faserrichtung dagegen mit steigender Vordehnung naturgemäß zu. Schließlich führen größere Vordehnungen in Faserrichtung natürlich auch zu größeren Spannungen in Faserrichtung. Die Spannungsänderungen sind moderat.

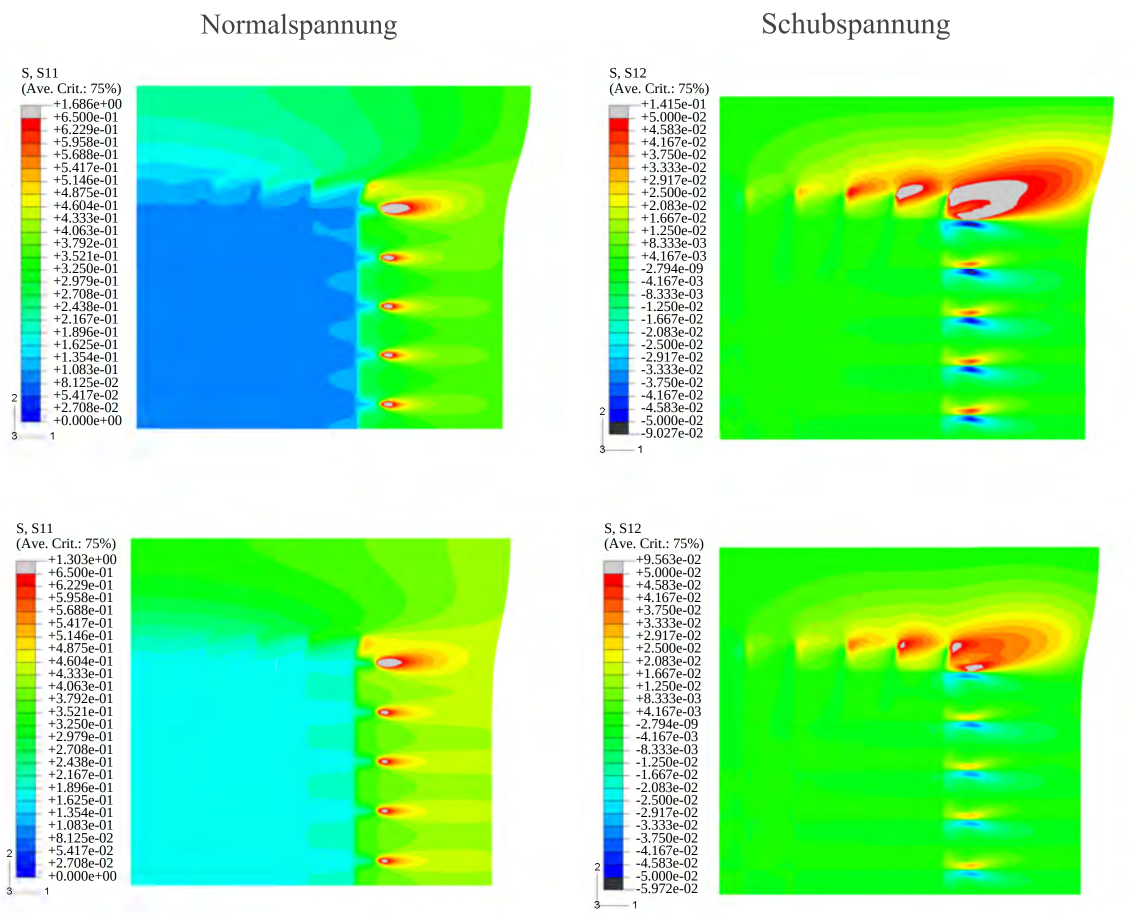

Abbildung 11.18: Einfluss der Vordehnung auf die Spannungen der Aponeurose, Aponeurosenvordehnung oben 10% kleiner und unten 10% größer als beim Standardmodell

Einfluss der Netzgröße

Wegen erheblicher Elementanzahlen bei der Berechnung sehr großer Implantate ist hier ein noch relativ gut handhabbares Finite-Elemente-Modell mit einer Implantatgröße von 40 mm x 40 mm und einer Modellgröße von 56 mm x 56 mm gewählt worden. In der Praxis werden auch größere Implantate eingesetzt. Darum soll an Hand des Standardmodells der Einfluss der Modellgröße untersucht werden. Das große Modell hat ein doppelt so großes Implantat wie die Basisgröße des Standardmodells, also 80 mm x 80 mm, und der Rand ist wie beim Standardmodell 8 mm breit.

Abbildung 11.19 zeigt, dass der Einfluss der Implantatgröße praktisch vernachlässigbar ist. Das die Ergebnisse bei einer Fadensteifigkeit von $E = 50\ N/mm^2$ ebenfalls noch nahezu identisch sind, wurde überprüft.

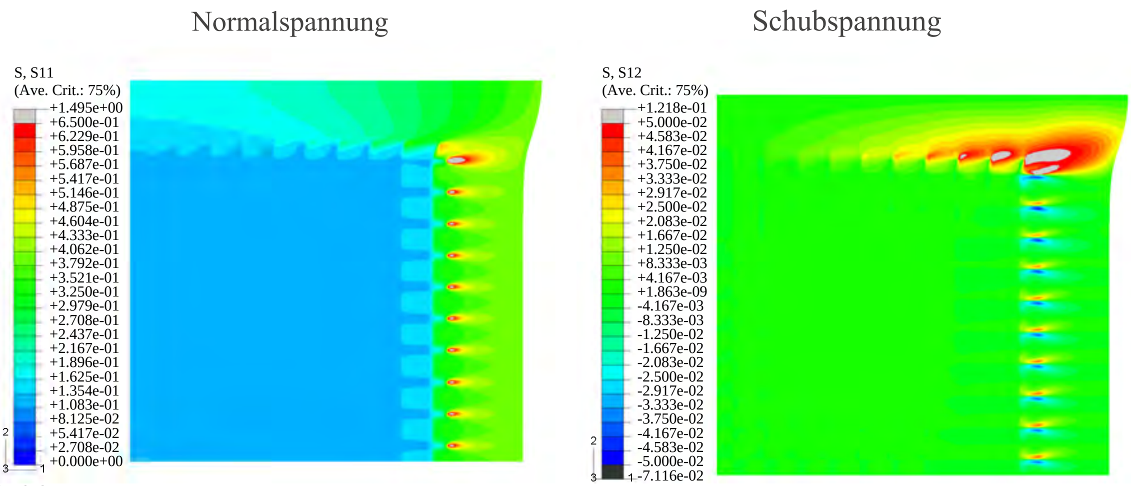

Abbildung 11.19: Einfluss der Netzgröße auf die Spannungen der Aponeurose, großes Standardnetz

Einfluss der Porengröße

Abbildung 11.20 zeigt die Spannungsfelder bei einer Vergrößerung der Netzporen gegenüber dem Standardmodell um die Faktoren 1,31 und 1,5. Die Elementierung der Modelle, also die Elementanzahl pro Volumen ist gleich. Auch wurde auf gleiche Länge der Fransen an den Netzrändern geachtet. Das gilt für alle Modelle.

Es ist ersichtlich, dass die Porengrößen kaum Einfluss auf die Höhe der Spannungskonzentrationen an den Netzrändern hat. Da weniger Fäden vorhanden sind, führen größere Poren bei gleicher Netzgröße natürlich zu weniger Spannungskonzentrationen. Dieser Effekt ist aber unwesentlich, weil bereits eine lokale Spannungsüberhöhung zum Randrezidiv durch Gewebeschädigung führen kann. Allerdings könnten sich bei sehr kleinen Poren, wie sie früher verwendet wurden, die Spannungssingularitäten überlagern und so zu großen Randbereichen mit hohen Spannungen führen.

Auch wenn die Porengröße eine untergeordnete Rolle für die Gewebebeanspruchung spielt, gibt es Regeln für die Gestaltung der Poren. Die Poren sind so groß zu gestalten, dass es nicht zu einer festen Narbenplatte kommt, die die Bauchwandbeweglichkeit erheblich einschränkt. Auf der anderen Seite müssen die Poren so klein sein, dass keine Rezidive durch die Poren entstehen können.

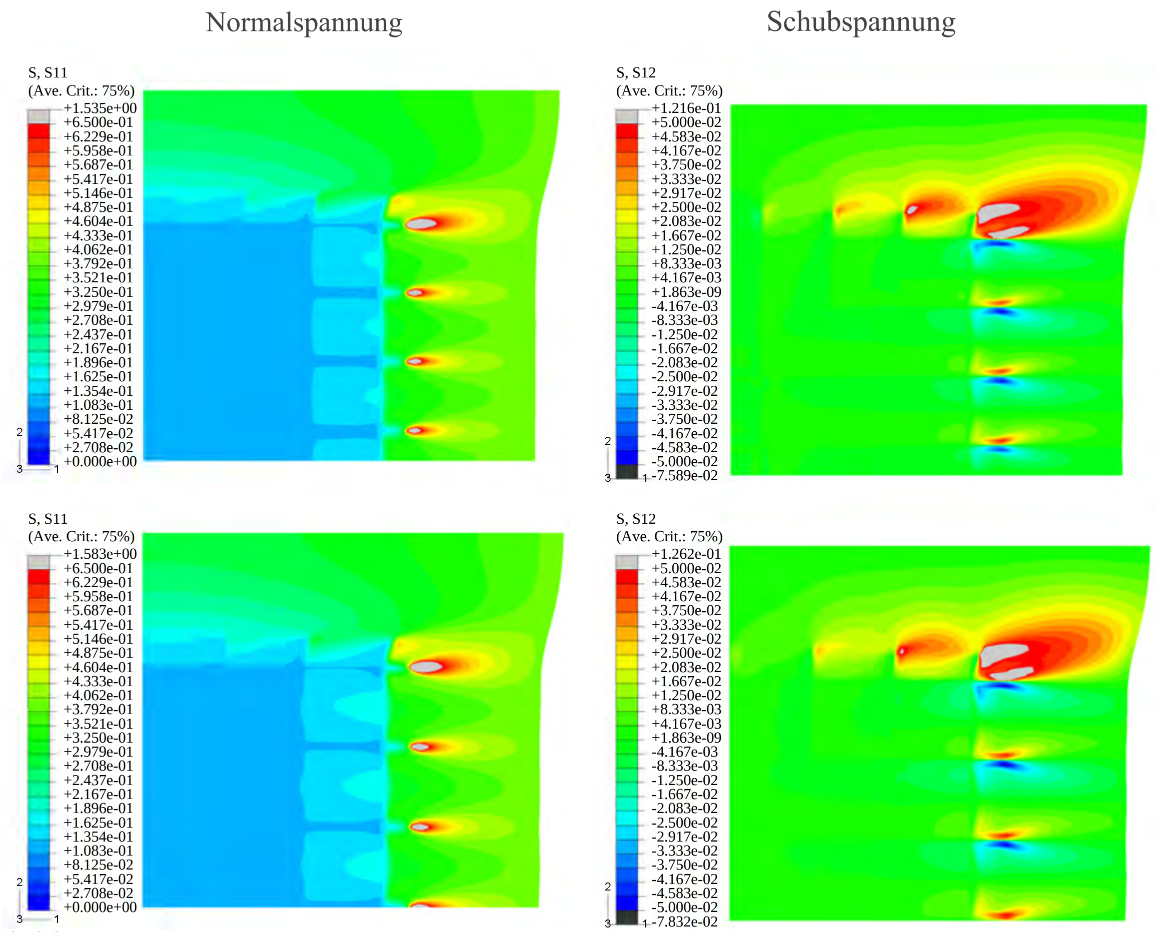

Abbildung 11.20: Einfluss der Porengröße auf die Spannungen der Aponeurose, Porenbreite oben 1,3 und unten um den Faktor 1,5 größer als beim Standardmodell

Einfluss des Fadenquerschnitts

Der Fadenquerschnitt ist ein weiterer möglicher Parameter zur Optimierung von Netzimplantaten. Abbildungen 11.21 zeigt die Spannungsfelder bei einer Erhöhung des Fadenquerschnitts um den Faktor 4 und 9 gegenüber dem Standardnetz.

Wie von Kerbspannungen und etwa Lochlaibung bekannt ist, sind große Querschnitte von Störkörpern günstiger als kleinere Querschnitte. Dies bestätigen die Berechnungsergebnisse. Größere Querschnitte führen zu kleineren Spannungsüberhöhungen. Diese Möglichkeit der Optimierung von Implantaten kann aber kaum ausgeschöpft werden, da sie im Gegensatz zu biologischen Anforderungen an Implantate steht. Aus biologischer Sicht soll, um die Fremdkörperreaktion des Körpers möglichst gering zu halten, möglichst wenig Fremdmaterial in den Körper eingebracht werden.

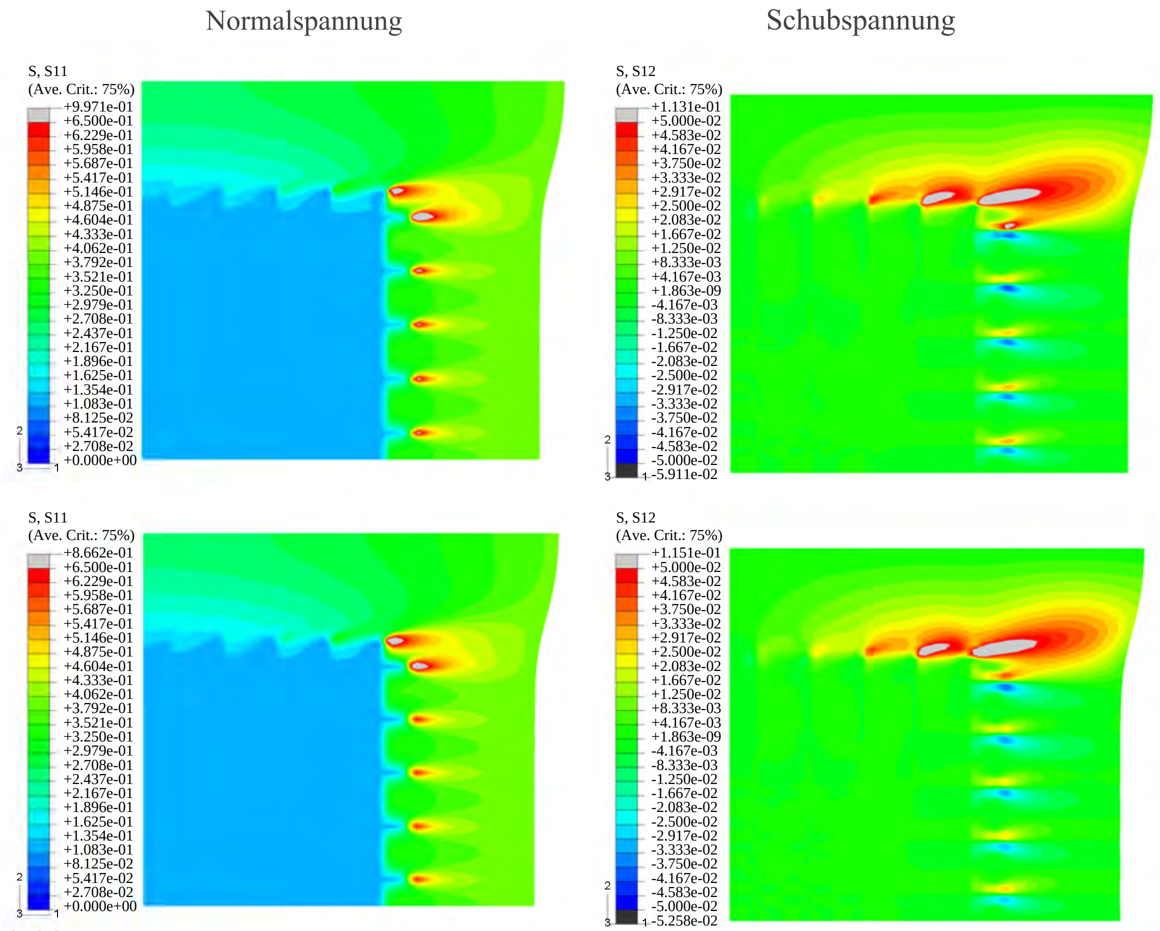

Abbildung 11.21: Einfluss des Fadenquerschitts auf die Spannungen der Aponeurose, Fadenquerschnitt um den Faktor 4 (oben) und 9 (unten) größer als beim Standardmodell

Einfluss der Fadensteifigkeit

Die Fäden des Standardmodells haben einen Elastizitätsmodul von E= 5400 N/mm^2, was einem ultrahochmoduligen Polypropylen entspricht. Beispielhaft sind weitere Steifigkeiten von E= 200 N/mm^2 und E= 50 N/mm^2 untersucht worden. Die Modellgeometrie entspricht der des Standardmodells.

Eine Reduktion der Fadensteifigkeit führt zu einer wesentlichen Senkung der Spannungskonzentrationen an den Netzrändern (Abbildung 11.22).

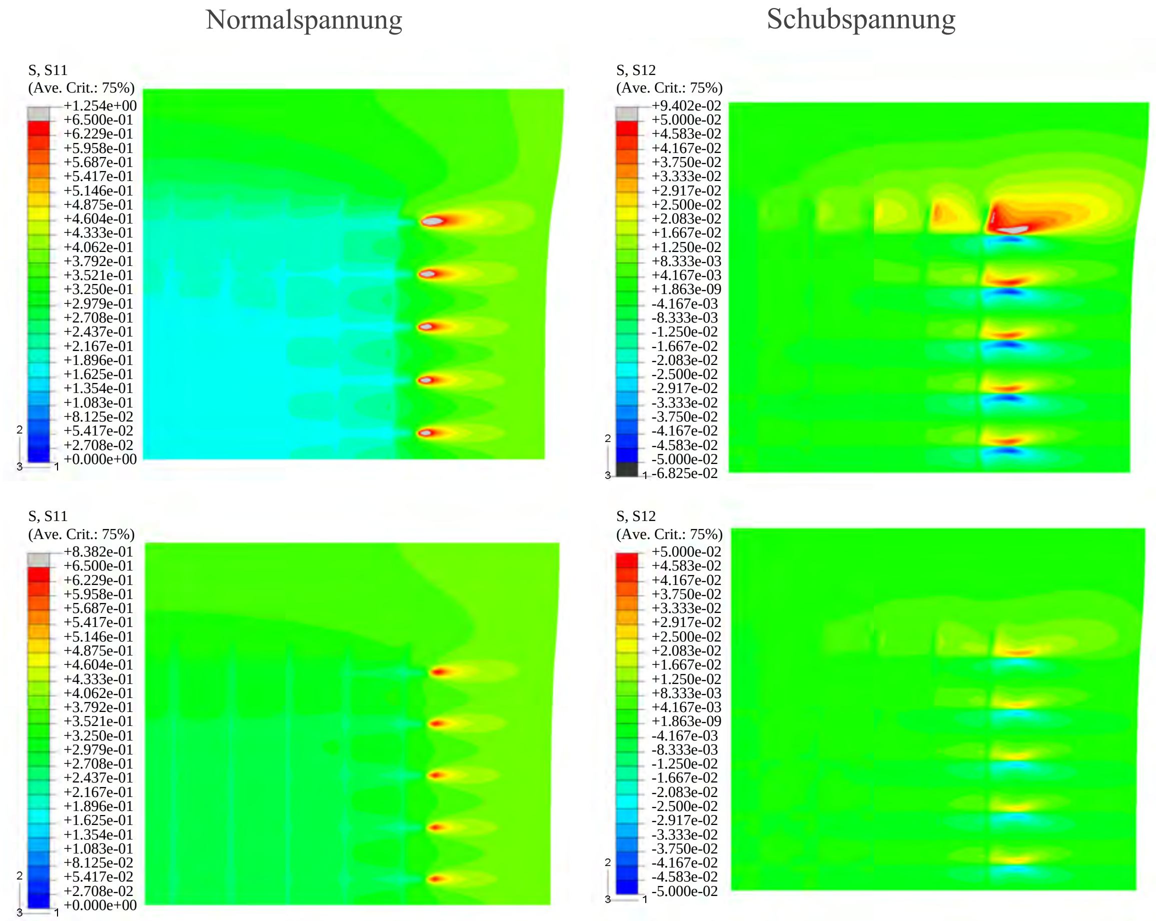

Abbildung 11.22: Einfluss der Steifigkeit des Fadenmaterials auf die Spannungen der Aponeurose, oben: Elastizitätsmodul E= 200 N/mm^2, unten: E= 50 N/mm^2 (Standardmodell: E= 5400 N/mm^2)

Diese Optimierungsmöglichkeit steht in keinem Gegensatz zu biologischen Anforderungen und ist damit eine wirksame Möglichkeit zur Optimierung von Netzimplantaten. Im Idealfall wäre die Steifigkeit der Implantatfäden in dieser Einbaulage wie die Steifigkeit des umliegenden Gewebes. Dazu müssten parallel und senkrecht zur Faserrichtung der Aponeurose verschiedene Fäden verwendet werden. Sehr weiche Fäden sind schwer herzustellen, zu verarbeiten und intra operativ schlecht handhabbar. Daher ist es sinnvoll, auch andere Netzstrukturen und Einbaulagen zu analysieren, um ein technisch realisierbares gutes Netz durch Kombination von angepasster Struktur- und Materialsteifigkeit zu erreichen.

Einfluss von Einbaulage und Fadenwinkel

Die Implantatfäden in Richtung der Belastungsrichtung auszurichten ist bei den heute gebräuchlichen, steifen Fadenmaterialien die ungünstigste Möglichkeit, Netze in den Körper zu implantieren. Wird das Netz so in den Körper eingebaut, dass die Netzfäden beispielsweise 45° versetzt zur Lastrichtung orientiert sind, verhält sich das gleiche Netz weitaus nachgiebiger. Dann sind nennenswerte Strukturverformungen möglich und somit nicht mehr die Materialeigenschaften der Fäden allein für das Netzverhalten im Körper maßgeblich.

Die untersuchten Geometrien und Finite-Elemente-Netze zeigt Abbildung 11.23. Dabei ist die Geometrie grau hervorgehoben. Zur Untersuchung der Einbaulage wurde das Standardmodell verwandt, wobei die Netzfäden 45° zur Belastungsrichtung orientiert sind. Das Finite-Elemente-Netz ist in den Randbereichen anders als das Netz des Standardmodells und auf der linken Seite von Abbildung 11.23 dargestellt. Des Weiteren erfolgte die Simulation eines Netzes mit rautenförmigen Poren. Die Winkel zwischen den Fäden sind 70° und 110°. Die Fadenbreite entspricht der des Standardmodells. Das Finite-Elemente-Netz ist der rechten Seite von Abbildung 11.23 zu entnehmen.

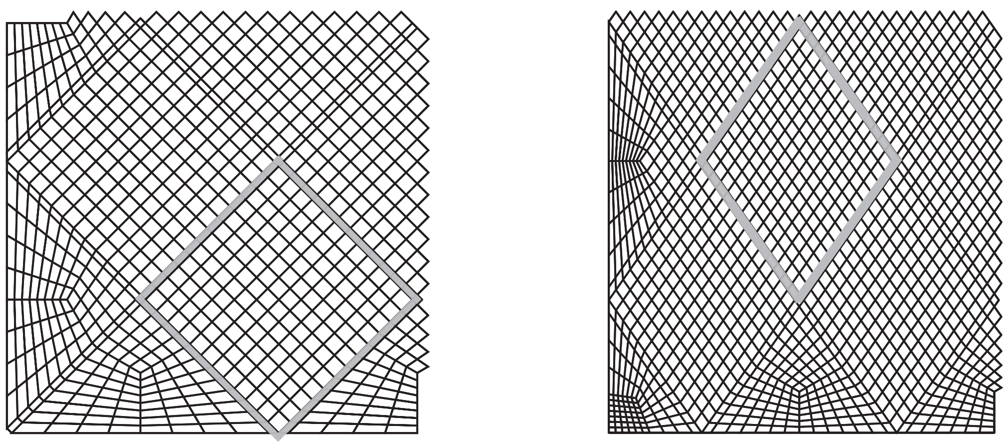

Abbildung 11.23: Finite-Elemente-Netze und Geometrie des gedrehten Standardnetzes und des Rautennetzes

Durch die Verdrehung des Implantats um 45° halbiert sich die Normalspannung nahezu und das Verformungsbild wird weitaus homogener. Die Schubspannung an den Netzrändern wird allerdings etwas größer (Abbildung 11.24). Dennoch erscheint es von großem Vorteil Strukturverformungen der Netzstrukturen zu ermöglichen.

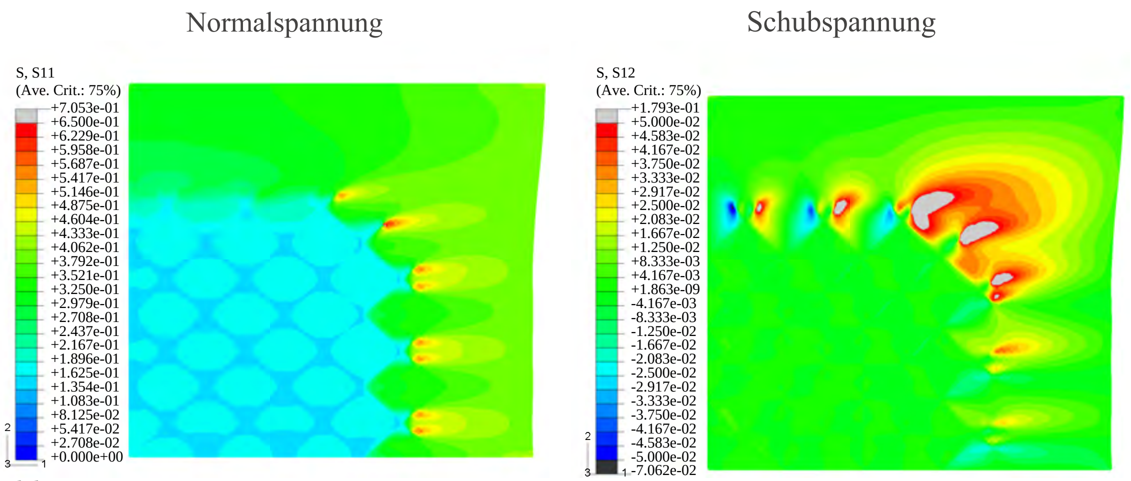

Abbildung 11.24: Einfluss der Einbaulage auf die Spannungen der Aponeurose, Fäden des Standardmodells 45° gegenüber der Belastungsrichtung gedreht

Abbildung 11.25 zeigt die Ergebnisse der Simulation des rautenförmigen Netzes im Bauchraum für den Standardelastizitätsmodul E= 5400 N/mm^2. Danach ist das rautenförmige Netz, und zwar wie in Abbildung 11.23 orientiert, die bisher günstigste Lösung. Ein um 90° verdrehter Einbau führt dagegen zu ungünstigeren Lösungen als beim gedrehten Standardmodell.

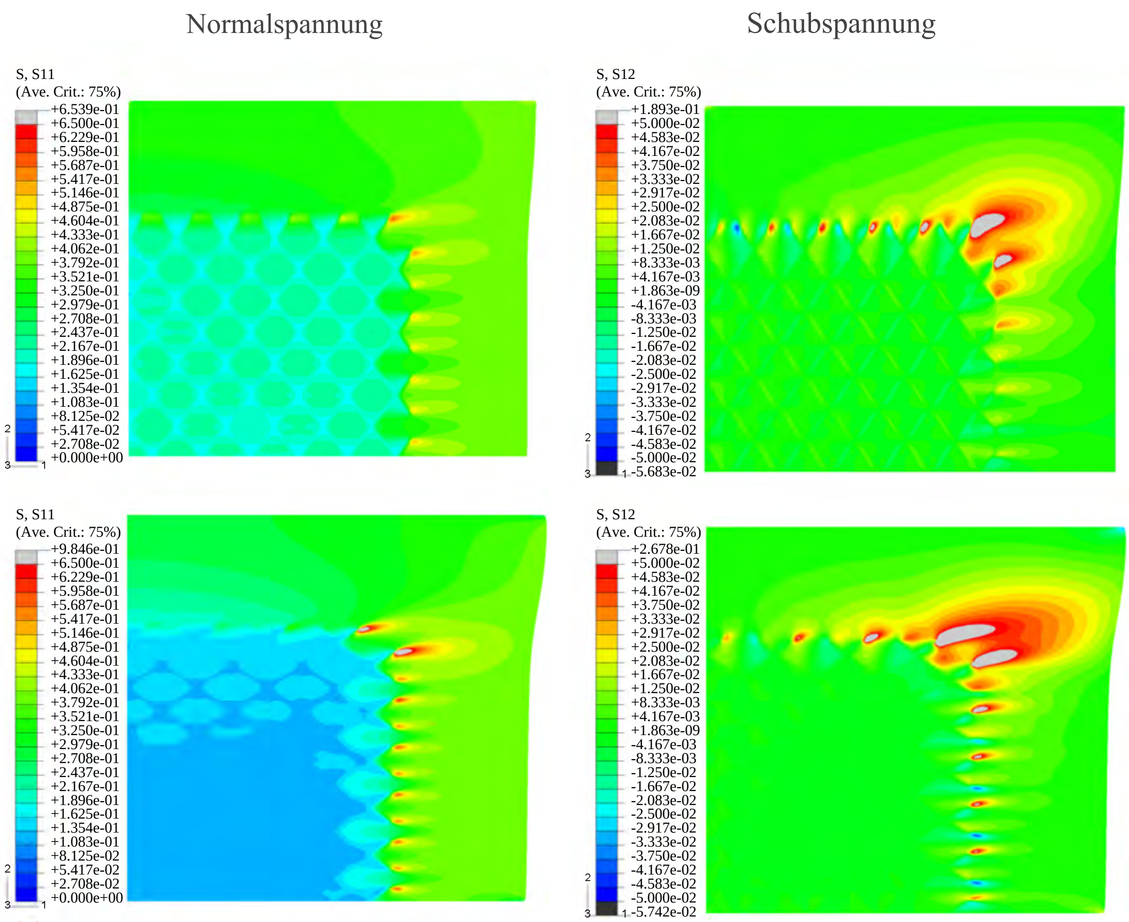

Abbildung 11.25: Einfluss der Fadenwinkel auf die Spannungen der Aponeurose, Fadenwinkel 70° und 110° bei zwei Einbaulagen, Fadensteifigkeit $E = 5400\ N/mm^2$

Kombiniert man nun noch einen nachgiebigeren Faden (E= 50 N/mm^2) mit der Rautenform und passender Einbaulage, so lassen sich die Spannungsüberhöhungen an den Netzrändern weiter reduzieren. Das aus Abbildung 11.26 maßstäblich ersichtliche Verformungsbild ist ebenfalls weitaus homogener als beim Standardmodell. Das Gewebe im Netzbereich wird ebenfalls nennenswert belastet, so dass ein solches Netz eine praktikable Lösung darstellt.

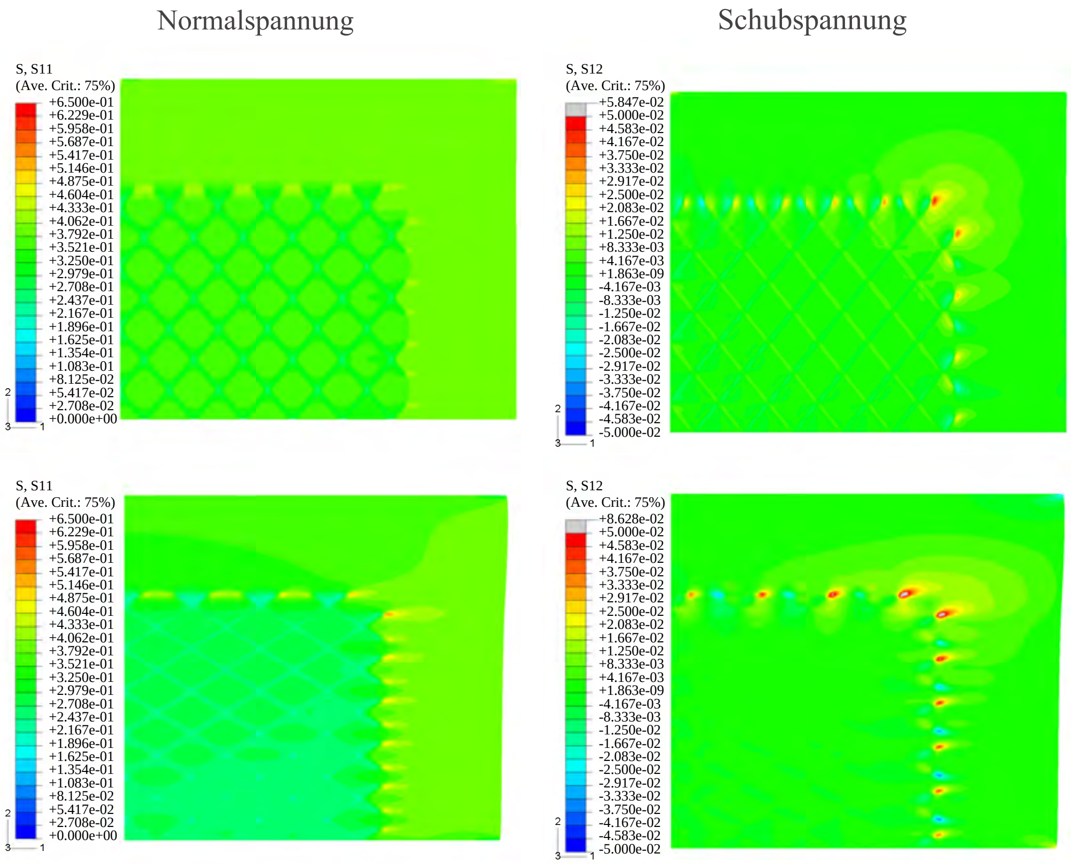

Abbildung 11.26: Einfluss der Fadenwinkel auf die Spannungen der Aponeurose, Fadenwinkel 70° und 110° bei zwei Einbaulagen, Fadensteifigkeit $E = 50\ N/mm^2$

Strukturweiche Fäden

Die Verwendung gewellter Fäden würde ebenfalls eine Strukturelastizität von Netzimplantaten ermöglichen. Die Geometrie und Vernetzung der Einheitszelle des Beispielmodells zeigt Abbildung 11.27. In Dickenrichtung entspricht die Vernetzung der des Standardmodells.

Im vorliegenden Beispiel sind die reduzierten Spannungsüberhöhungen gegenüber dem Standardmodell deutlich zu erkennen (Abbildung 11.28). Allerdings verhält sich das Modell nicht so günstig wie das rautenförmige Netz. Außerdem ist die Herstellung von Netzen mit gekrümmten Fäden sicher komplizierter als die Herstellung rautenförmiger Netze, was rautenförmige Netze in der Praxis günstiger erscheinen lässt.

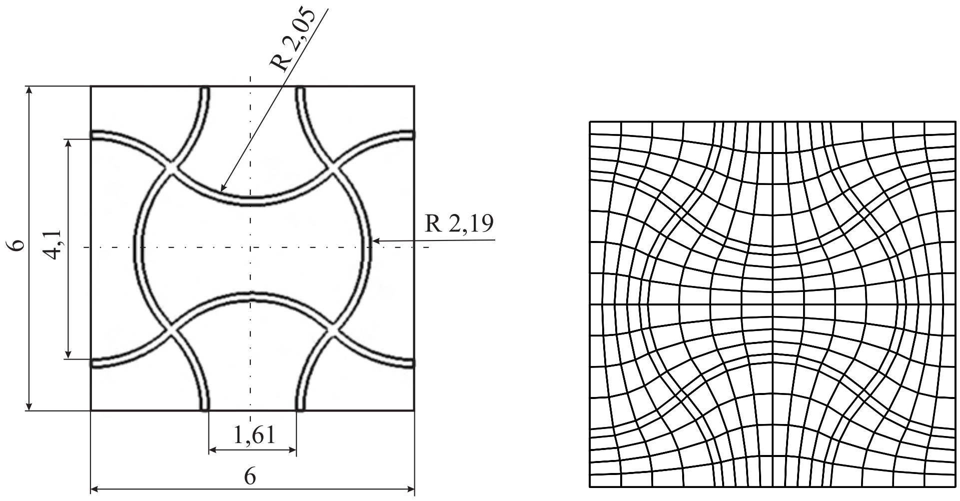

Abbildung 11.27: Geometrie (links) und Finite-Elemente-Netz (rechts) des Rundnetzes

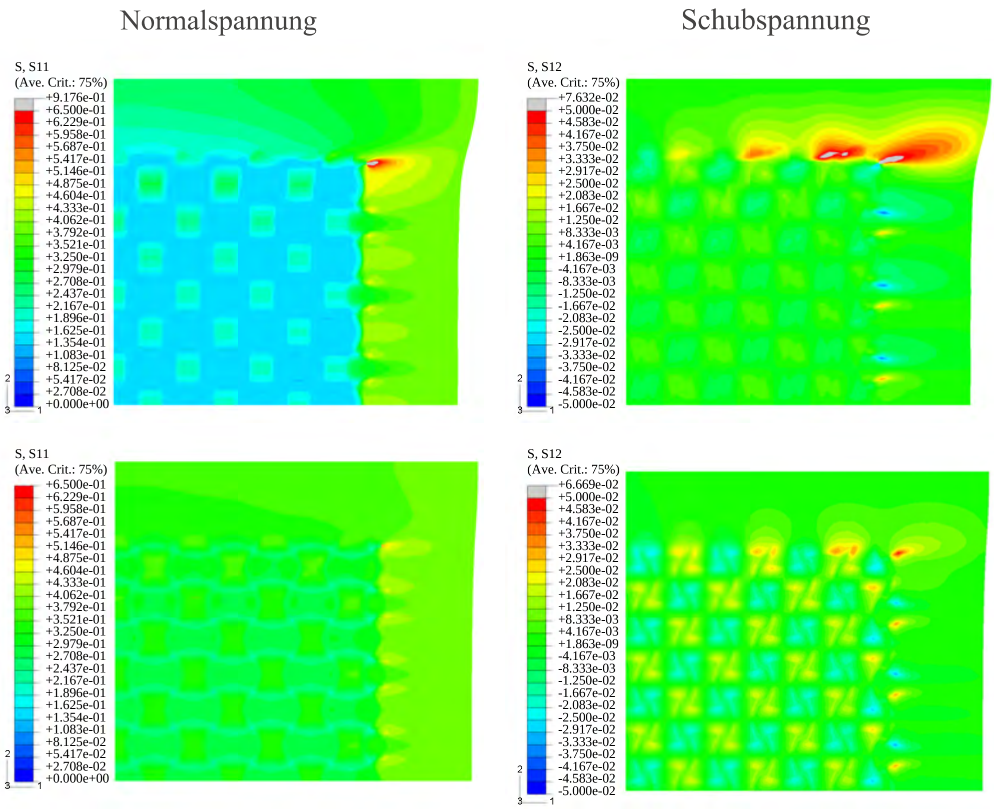

Abbildung 11.28: Spannungsverteilung der Aponeurose nach Einbau von Netzen mit gekrümmten Fäden, Fadensteifigkeit oben 5400 N/mm^2 und unten 50 N/mm^2

11.4.2 Rectus und Rectusscheide verwachsen

Es wird der Fall untersucht, dass Rectus und hinteres Blatt der Rectusscheide miteinander verwachsen sind. Dann müssen Rectus und vorderes Blatt der Rectusscheide modelliert werden. Die Randbedingungen entsprechen denen der Zugbelastung ohne Implantat. Aus Abbildung 11.29 wird neben den Randbedingungen die Lage des Implantats deutlich.

Im Hauptteil der Arbeit wird, da sich die Spannungsbilder optisch stark ähneln und Langatmigkeit der Arbeit vermieden werden soll, nur das Standardmodell gezeigt. Weitere Ergebnisse befinden sich im Anhang F.

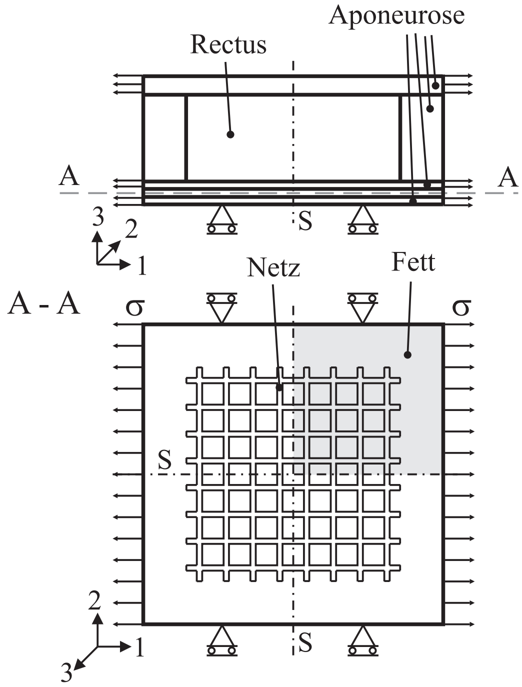

Abbildung 11.29: Randbedingungen bei Verwachsung von Rectus und Rectusscheide (Aponeurose) und Zugbelastung durch seitliche Bauchmuskeln

Die Effekte und Tendenzen sind bei beiden Modellvarianten von frei verschiebbarer und verwachsener Aponeurose mit Rectus gleich. Allerdings unterscheiden sich die Werte doch erheblich. Die Spannungswerte bei verwachsenen Bauchwandkomponenten liegen weitaus höher als die Spannungswerte bei frei verschieblicher Aponeurose. Es ist bekannt, dass eine gewisse Verschieblichkeit von Rectus in Rectusscheide möglich ist. Das Ausmaß ist nicht bekannt.

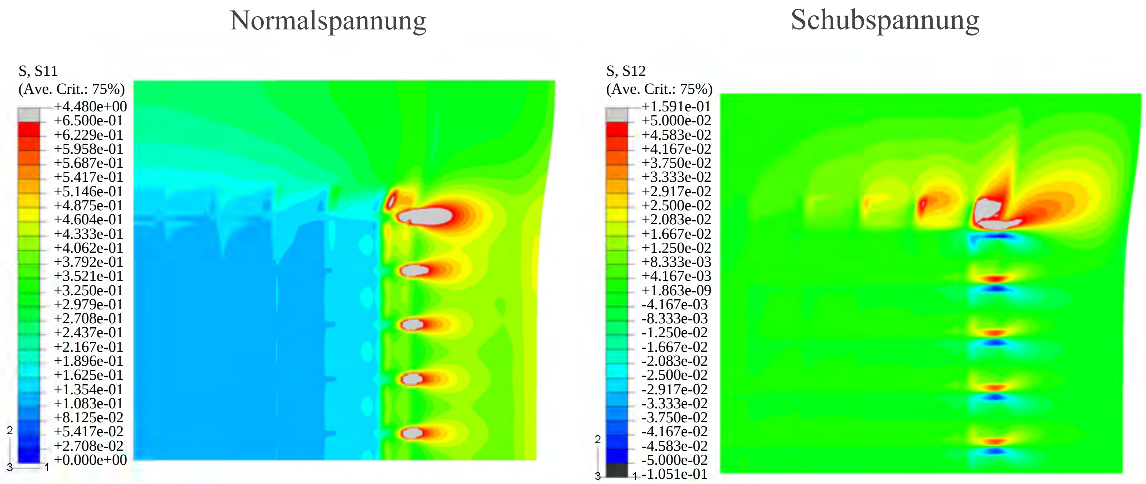

Abbildung 11.30: Einfluss der Verwachsung von Rectus und Rectusscheide (Aponeurose) auf die Spannungen der Aponeurose am Beispiel des Standardmodells

11.4.3 Einfluss von Wundkontraktion

Bei sehr kleinporigen Netzen früherer Generation mit Ausbildung großer Narbenvolumen kam es zu einer Kontraktion der Wundfläche von etwa 20%. Diese Kontraktion ist bei großporigen Netzen heutiger Generation nicht mehr relevant. Das Narbenvolumen ist klein. Daher gibt es die Phänomene wie etwa Faltenbildung bei Netzen heutiger Generation nicht mehr. Der Einfluss von Wundkontraktion soll dennoch untersucht werden.

Alle Modelle sind mit frei verschieblicher Rectusscheide auf Rectus gerechnet. Es wird davon ausgegangen, dass nur das biologische Material in der Implantatebene schrumpft, und zwar so dass bei ungehinderter Verformung eine Flächenabnahme von 20% stattfinden würde. Das hyperelastische isotrope Material hat anfangs die Materialeigenschaften des Fettgewebes und am Ende der Wundheilung inklusive Narbenkontraktion modellabhängig die gleiche oder die dreifache Steifigkeit wie die Aponeurose in Faserrichtung. Das Schrumpfen der Wunde wird durch einen Wärmeausdehnungskoeffizienten für das Narbengewebe und ein Temperaturfeld realisiert. Temperaturfeld und Wärmeausdehnungskoeffizient sind so aufeinander abgestimmt, dass sich gerade die gewünschte Wundschrumpfung ergibt. Die Entwicklung der mechanischen Gewebeeigenschaften wird durch temperaturabhängige Materialkonstanten realisiert.

Abbildung 11.31 zeigt die Spannungsfelder des Standardmodells. Unter den getroffenen Annahmen hilft die Vernarbung die Spannungskonzentrationen an den Netzrändern zu reduzieren. Die Wundkontraktion erzeugt Zugspannungen und führt dadurch zu zusätzlichen

Belastungen der Netzränder. Dieser negative Effekt wird durch den positiven Effekt, dass sich tragfähiges Gewebe in der Netzebene bildet, überkompensiert. Die äußere Last verteilt sich nun auf eine größere Fläche. Somit nehmen die Spannungen ab. Dieser Effekt wird umso bedeutender je steifer die Narbenschicht wird (Abbildung 11.31). Dabei sind die Spannungen großflächig kleiner als im gesunden Bauch, was auch für großporige Netze aus steifen Fäden gilt.

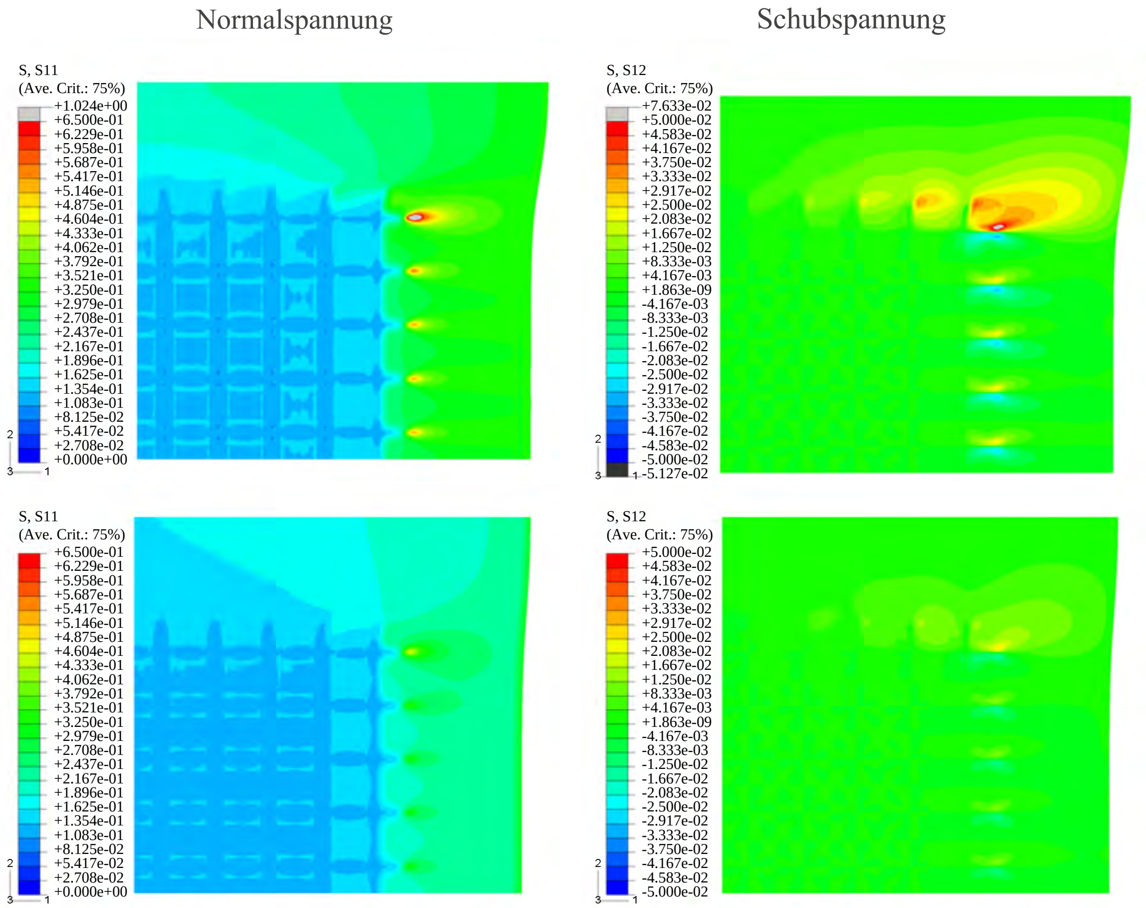

Abbildung 11.31: Einfluss von Wundkontraktion auf die Spannungen der Aponeurose, Standardmodell, oben: Endsteifigkeit Narbe gleich Steifigkeit Aponeurose in Faserrichtung, unten: dreifache Endsteifigkeit

Die klinischen Befunde zeigen, dass großporige Netze Rezidive gegenüber kleinporigen Netzen verzögern. Die Rezidivquoten sind nach einiger Zeit bei beiden Netztypen ähnlich. Die Simulationsergebnisse weisen zunächst auf das Gegenteil hin. Wahrscheinlich ist die Festigkeit des Narbengewebes gering, so dass doch eine bedeutende Zahl Rezidive auftritt. Es ist auch möglich, dass die angenommenen Eigenschaften des Narbengewebes nicht stimmen. Diese sind nicht bekannt.

Eine starke Vernarbung steigert die Steifigkeit der Bauchwand erheblich und führt damit zur Einschränkung der Beweglichkeit. In diesem Punkt stimmen Simulationsergebnisse und klinische Befunde überein. Der Patientenkomfort hat sich durch den Einsatz großporiger Netze neuerer Generation verbessert. Gegenüber den schwergewichtigen Netzen alter Generation konnten Patientenbeschwerden wie Schmerzen reduziert und die Bauchwandbeweglichkeit gesteigert werden. Die Gewebebeanspruchungen sind bei großporigen Netzen neuerer Generation etwas größer als bei kleinporigen Netzen, so dass die Rezidivquoten beider Netztypen vergleichbar sind.

Ergänzend seien noch die Spannungsfelder für das Rautennetz bei Auftreten von Wundkontraktion gezeigt. Auch bei Netzanordnungen, die ihre Elastizität aus der Strukturverformung gewinnen, führt die Narbenbildung wie oben beschrieben zu kleineren Spannungskonzentrationen an den Netzrändern und zu geringeren Spannungen im gesamten Netzbereich. Spannungen, die wesentlich kleiner als die natürlichen Gewebebeanspruchungen sind, können zu ungünstigem Gewebeumbau der gesunden Gewebe führen.

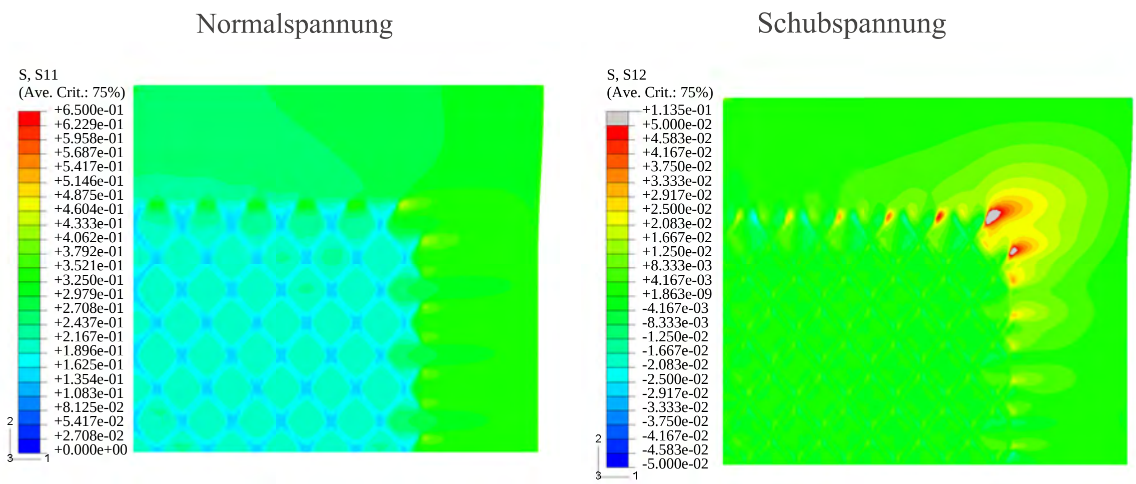

Abbildung 11.32: Einfluss von Wundkontraktion auf die Spannungen der Aponeurose, 70-110°-Rautenmodell, Endsteifigkeit Narbe gleich Steifigkeit Aponeurose in Faserrichtung

11.5 Netzbeanspruchung

Die im Rahmen dieser Arbeit erfolgten Simulationen von Netzimplantaten im Bauchraum ermöglichen erstmalig einen Einblick in die Beanspruchungen der Netzimplantate und stellen damit ein Mittel zur Dimensionierung von Netzimplantaten bereit.

Neben der Beanspruchung der Körpergewebe ist auch die Beanspruchung der Netze von großem Interesse. Diese müssen die Belastungen des Körpers ertragen können. Sei zunächst wieder der Standardfall betrachtet, bei dem die Fäden der Netze entlang der Belastungsrichtung ausgerichtet sind. Dann treten relativ kleine, unkritische Beanspruchungen des Netzes auf (Abbildung 11.33). Die Vergleichsspannung nach VON MISES, welche die Gesamtbeanspruchung widerspiegelt, beträgt etwa 35 N/mm^2 und die Reißfestigkeit gängiger Fäden aus Polypropylen ist 550 N/mm^2. Die Festigkeit der Fäden ist bei dieser Netzeinbaulage also mehr als ausreichend.

Die größte Beanspruchung tritt in den Knoten am Netzrand auf. Dort würde das Netz bei entsprechend großer Beanspruchung versagen.

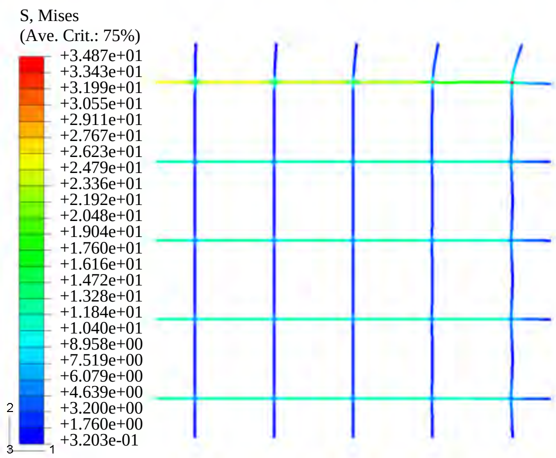

Abbildung 11.33: Netzbeanspruchung des Standardmodells (Vergleichsspannung nach VON MISES)

Mit zunehmender Porengröße übernimmt das Netz etwas weniger Last. Die Beanspruchung des Implantats sinkt (Abbildung 11.34).

Weil die Spannungsgrößen querschnittsbezogen sind, sinkt die Netzbeanspruchung mit zunehmender Querschnittsfläche erheblich (Abbildung 11.34).

Eine Reduzierung der Fadensteifigkeit etwa auf 50 N/mm^2 führt, wie aus Abbildung 11.35 ersichtlich, ebenfalls zu einer erheblichen Reduzierung der Netzbeanspruchung. Wenn weniger Last durch das Netz aufgenommen wird, muss das umliegende Gewebe mehr Last tragen.

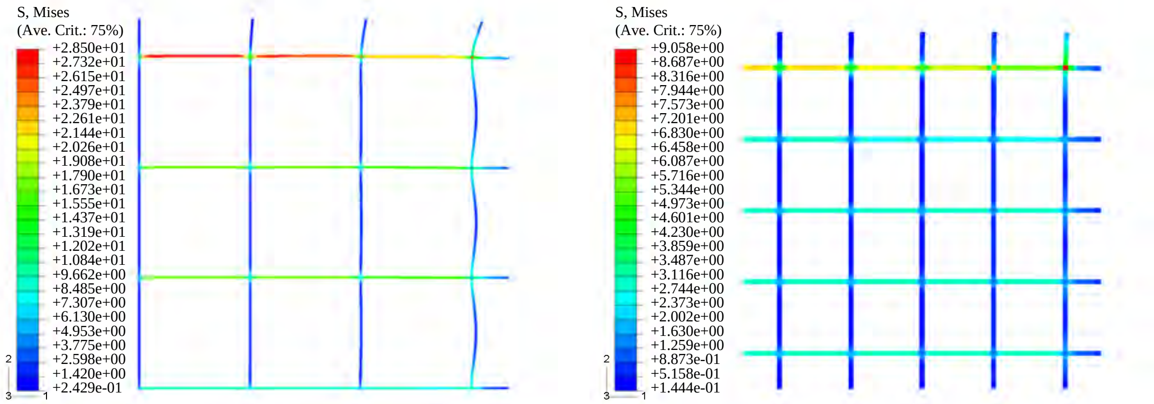

Abbildung 11.34: Netzbeanspruchung (Vergleichsspannung nach VON MISES) bei gegenüber dem Standardmodell um den Faktor 1,5 vergrößerter Porenbreite (links) und bei vierfachem Fadenquerschnitt (rechts)

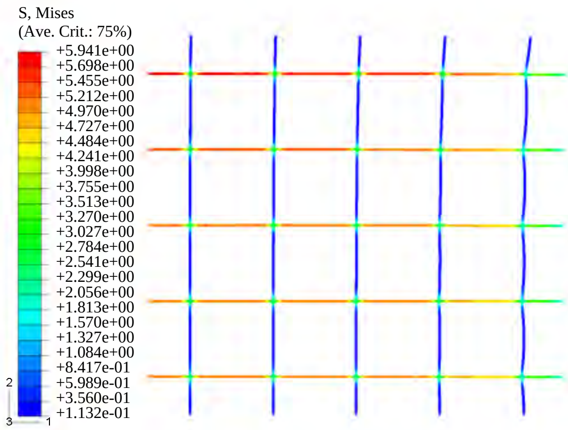

Abbildung 11.35: Netzbeanspruchung der Standardgeometrie bei einer Fadensteifigkeit von 50 N/mm^2 (Fadensteifigkeit Standardmodell: 5400 N/mm^2)

Die Einbaulage hat einen wesentlichen Einfluss auf die Netzbeanspruchung (Abbildung 11.36). Durch die zur Belastungsrichtung versetzte Anordnung der Implantatfäden ist das Implantat in Belastungsrichtung wesentlich nachgiebiger als bei der Standardanordnung. Die größeren Strukturverformungen führen auch zu größeren Spannungen. Die größten Beanspruchungen treten in den Netzknoten auf und sind fast dreimal so groß wie beim Standardfall.

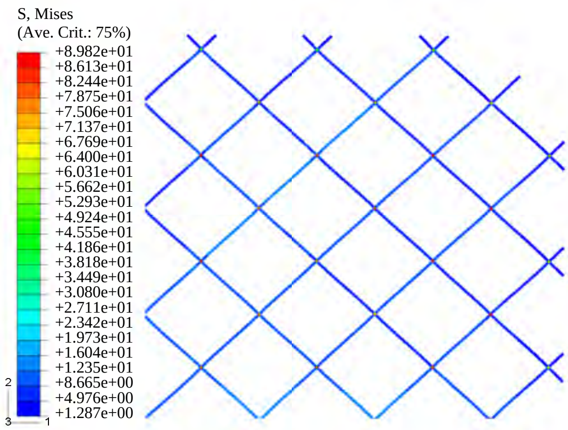

Abbildung 11.36: Netzbeanspruchung des gedrehten Standardmodells

Da die komplizierte Geometrie heute üblicher Gewirke nur näherungsweise nachgebildet ist, stimmen die ermittelten Beanspruchungen nicht exakt. Die Tendenzen sind richtig.

11.6 Schlussfolgerungen

Es gibt im Wesentlichen zwei Möglichkeiten, die Implantate heutiger Generation aus mechanischer Sicht zu optimieren.

Fokussiert man sich komplett auf die Fadensteifigkeit, so wäre eine Netzstruktur mit Fäden entlang der Hauptanisotropien ausgerichtet das Optimum. Die Fäden sollten dann nahezu die gleichen Eigenschaften wie das hintere Blatt der Rectusscheide in die entsprechenden Richtungen haben. Dabei wird viel Vertrauen in die Materialeigenschaften der bereits hernierten Körpergewebe gelegt. Ein solches Netz müsste etwa zur intraoperativen Handhabung zumindest initial mit tragfähigen resorbierbaren Anteilen verstärkt sein.

Die Berechnungen zeigen, dass ein Netz mit rautenförmigen Poren gebräuchlicher Größe und einer Fadensteifigkeit von etwa 50 N/mm^2 die Beweglichkeit der Bauchwand nahezu nicht mehr behindert und die Spannungssingularitäten deutlich gegenüber Netzen heutiger Generation gemildert sind. Ein solcher Ansatz vertraut weniger auf die verbliebene Tragfähigkeit der Körpergewebe.

Kapitel 12

Zusammenfassung und Ausblick

12.1 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der experimentellen Analyse von Netzmaterialien (I) und Netzen zur Hernienreparation (II), der umfassenden Charakterisierung weicher biologischer Gewebe der Bauchwand (III), der konstitutiven Beschreibung und numerischen Simulation des nichtlinearen anisotropen Materialverhaltens weicher biologischer Gewebe (IV) und der numerischen Optimierung von Netzimplantaten im Bauchraum (V).

(I) Die experimentelle Analyse von Netzmaterialien erfolgt mittels monotoner Zugversuche. Im Rahmen dieser Arbeit wurden exemplarisch Prolene- und Pronova-Fäden der Ethicon GmbH untersucht. Erstmals fanden Versuche mit verschiedenen Belastungsgeschwindigkeiten statt. Ebenso erfolgte erstmals die Untersuchung von Fertigungseinflüssen auf die Materialeigenschaften. Die ermittelten Materialeigenschaften der Fäden dienen als Eingangsdaten der numerischen Simulation des Istzustandes von Implantaten im Bauchraum. Die Implantate verweilen teilweise 40 Jahre und mehr im Körper. Daher sind Betriebsfestigkeitsuntersuchungen der Grundmaterialien sinnvoll. Solche Untersuchungen wurden hier erstmalig durchgeführt. Die wesentlichen an Netzfäden experimentell bestimmten Ergebnisse lauten:

1. Steifigkeiten und Festigkeiten der untersuchten Fäden sind für Polymere ungewöhnlich hoch. Die Steifigkeiten der Fäden übertreffen die Steifigkeiten weicher biologischer Gewebe deutlich.
2. Die Eigenschaften der Materialien sind von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig.
3. Fertigungseinflüsse führen zu querschnittsabhängigen Materialeigenschaften. So nimmt die Fadensteifigkeit mit sinkendem Querschnitt zu.
4. Die untersuchten Werkstoffe Prolene und Pronova sind unter dem Aspekt der Betriebsfestigkeit beide für Implantate zur Hernienreparation geeignet.

Umfangreiche **(II) experimentelle Analysen von Netzen zur Hernienreparation** diverser Hersteller erfolgten im Rahmen von Streifenzugversuchen. Sie fanden zur Erfassung des Istzustandes der Eigenschaften von Netzimplantaten statt. Aus der Literatur sind von Netzimplantaten bisher nur skalare Kenngrößen in Kett- und Schußrichtung bekannt. Zur besseren Beurteilbarkeit mechanischer Netzeigenschaften wurden im Rahmen dieser Arbeit erstmals die kompletten Kennwertfunktionen von Implantaten bei verschiedenen Belastungsgeschwindigkeiten bestimmt. Neu ist auch die Berücksichtigung anderer Prüfrichtungen als der Herstellungsrichtungen. Wesentliche Ergebnisse der Untersuchungen textiler Flächengebilde zur Hernienreparation sind:

1. Die mechanischen Eigenschaften der Netze sind von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig. Bei kleinen Verformungen, wenn vorwiegend die Netzstrukturen deformieren, ist diese Eigenschaft wenig ausgeprägt. Bei größeren Deformationen erfolgen zunehmend auch Deformationen der Netzfäden. Dann hat die Belastungsgeschwindigkeit einen größeren Einfluss auf die Netzeigenschaften.

2. Die Netzhersteller decken mit ihrem Warenangebot vergleichbare Steifigkeitsspektren ab.

3. Im Vergleich zu weichen biologischen Geweben sind die Steifigkeiten und Festigkeiten von Netzimplantaten relativ groß.

4. Die Netze besitzen teilweise wesentlich steifere Richtungen als Kett- und Schußrichtung. Durch die Vernachlässigung dieser Richtungen wurden die Nachgiebigkeiten von Netzimplantaten in der Vergangenheit teilweise überschätzt.

(III) Die Charakterisierung weicher biologischer Gewebe der Bauchwand (Rectus, Transversus, Externus, Internus und Rectusscheide) fand mit Proben von mehr als 100 Bauchdecken statt. Dabei erfolgten Zugversuche parallel und senkrecht zur Faserrichtung, einfache Schubversuche parallel und senkrecht zur Faserrichtung und einfache Schubversuche senkrecht zur Faserrichtung an Proben mit Zugvordehnung. Des Weiteren wurden Querkontraktionen im Zugversuch und Kompressibilitäten bei hydrostatischer Druckbelastung ermittelt. Darüber hinaus sind die Gewebevordehnungen der Bauchwandgewebe im Körper erfasst worden. Die vorliegende Untersuchung liefert durch deren Umfang statistisch abgesicherte Kennwertfunktionen und Streubreiten. Während in der Literatur verfügbare Untersuchungen nur einzelne Aspekte mechanischer Eigenschaften weicher biologischer Gewebe abdecken, erfolgte im Rahmen der vorliegenden Arbeit erstmals eine vollständige Charakterisierung der untersuchten Gewebe. Hervorzuheben ist auch, dass alle Versuche direkt post mortem statt fanden. Das ist Voraussetzung dafür, dass die ermittelten Kennwertfunktionen das Verhalten in vivo korrekt wiedergeben. Da sich die Gewebeeigenschaften post mortem rasch ändern, sind Messungen an älteren Präparaten, wie sie häufig in der Literatur zu finden sind, wenig aussagekräftig bezüglich der mechanischen Eigenschaften in vivo. Schubversuche mit überlagerter Zugvordehnung erfolgten im Rahmen dieser Arbeit erstmalig. Neu ist auch die Quantifizierung der Gewebevordehnungen für Materialien des Körpers. Wesentliche Ergebnisse der Experimente mit den weichen biologischen Geweben der Bauchwand sind:

1. Die Gewebe weisen eine starke Vordehnung in Faserrichtung auf. Bei Netzen älterer Generation fand ein Zusammenschieben der Netze durch Wundkontraktion statt. Weil die Untersuchungen hierzu in vitro erfolgten, wurde dieser Effekt in der Vergangenheit überschätzt, was im Rahmen dieser Arbeit erstmals gezeigt ist. Aufgrund der Vordehnungen schrumpfen schließlich auch gesunde Gewebe beim Heraustrennen aus dem Körper.
2. Die Gewebe weisen hochgradig nichtlineares, transversal isotropes Materialverhalten auf.
3. In vitro sind die Gewebe senkrecht zur Faserrichtung steifer als parallel zur Faserrichtung.
4. In vivo, d. h. unter Berücksichtigung der Gewebevordehnungen, sind die Gewebe parallel zur Faserrichtung steifer als senkrecht zur Faserrichtung.
5. Die mechanischen Eigenschaften der einzelnen Muskeln unterscheiden sich zum Teil deutlich. Der Körper bildet sie durch unterschiedlichen strukturellen Aufbau und unterschiedliche Zusammensetzung funktionsabhängig aus.
6. Steifigkeiten und Festigkeiten der Aponeurose in vivo übersteigen die Kenndaten der Muskeln deutlich.
7. Die Gewebe sind relativ schubweich.
8. Zugvordehnungen erhöhen die Schubsteifigkeiten.
9. Die Gewebe sind relativ schwach kompressibel.

(IV) Die konstitutive Beschreibung und numerische Simulation des nichtlinearen anisotropen Materialverhaltens weicher biologischer Gewebe erfolgte mit Stoffgesetzen im Rahmen der allgemeinen Theorie finiter transversaler Isotropie (SPENCER [44]). In der Literatur bisher verfügbare Ansätze beschreiben andere Materialien und sind zur Beschreibung der Bauchwandgewebe nicht geeignet. Im Rahmen der allgemeinen Theorie finiter transversaler Isotropie wurden daher erfolgreich neue Formänderungsenergien entwickelt, die es ermöglichen die hier erstmals umfassend charakterisierten Materialien Rectus, Transversus, Externus, Internus und Rectusscheide zu beschreiben. Die Parameteridentifikation erfolgte gleichzeitig an Zugversuchen parallel und senkrecht zur Faserrichtung und einem einfachen Schubversuch senkrecht zur Faserrichtung. Der Modellverifikation dienten einfache Schubversuche parallel zur Faserrichtung und einfache Schubversuche senkrecht zur Faserrichtung an Proben mit Zugvordehnung. Die erarbeiteten Materialmodelle wurden erfolgreich in die Materialschnittstelle Umat des kommerziellen Finite-Elemente-Programms Abaqus 6.4.2 Standard implementiert. Die Berücksichtigung der Gewebevordehnungen bei den anschließenden Berechnungen von Strukturen erfolgte durch multiplikative Aufspaltung des Deformationsgradienten in Vorverformung und Verformung im Körper.

Mit den erarbeiteten Modellen fanden schließlich erstmals umfangreiche **(V) numerische Simulationen von Netzimplantaten im Bauchraum** statt. Dabei erfolgte die Untersuchung der Netzdesignparameter Netzgröße, Porengröße, Fadenquerschnitt, Fadensteifigkeit und Fadenwelligkeit auf die Beanspruchungen der umliegenden Gewebe. Auch wurden die Einflüsse von Einbaulage und Fadenwinkel der Netzimplantate untersucht. Des Weiteren fand eine Untersuchung des Einflusses des Verwachsungsgrades von Rectus und hinterem Blatt der Rectusscheide statt. Großporige Netze heutiger Generation bilden nur sehr kleine Narbenvolumina um die Filamente des Netzes aus. In den Netzporen befindet sich Fett und lockeres Bindegewebe. Auf diese Netztypen ist hier das Hauptaugenmerk gerichtet. Kleinporige Netze älterer Generation bilden große Narbenvolumina aus. Dann erfolgt eine Wundheilung mit nennenswerter Wundschrumpfung, die mit der zeitabhängigen Entwicklung mechanischer Narbeneigenschaften einher geht. Auch dieser Effekt wurde im Rahmen dieser Arbeit erstmals exemplarisch simuliert. Die hier neu entwickelte Methode Temperaturfelder in Zusammenhang mit temperaturabhängigen Parametern in hyperelastischen Gesetzen zur Simulation von Wundheilung anzuwenden ist erfolgreich angewandt worden. Wesentliche Ergebnisse der erstmals mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode erfolgten Simulationen von Netzimplantaten im Bauchraum sind:

1. An den Netzrändern treten hohe Spannungskonzentrationen auf, die auf Steifigkeitsinkompatibilitäten zwischen Implantat und umliegendem Gewebe zurückzuführen sind. Klinische Befunde zeigen, dass nahezu alle Hernienrezidive an den Netzrändern auftreten. Simulationsergebnisse und klinische Befunde zeigen in diesem Punkt einen kausalen Zusammenhang. Die Spannungskonzentrationen an den Netzrändern sind die Ursache für Hernienrezidive.

2. Zur Optimierung der Netzimplantate müssen die Steifigkeitsinkompatibilitäten erheblich reduziert werden. Das größte Optimierungspotenzial dazu haben Fadensteifigkeit, Netzstruktur und Einbaulage. Alle weiteren untersuchten Netzdesignparameter haben nur geringes Potenzial zur Netzoptimierung.

3. Die Simulationen zeigen eine Einschränkung der Bauchwandbeweglichkeit nach Netzimplantation, was mit den Erkenntnissen aus dem klinischen Alltag übereinstimmt. Nachgiebigere Implantate würden die Bauchwandbeweglichkeit weniger behindern.

4. Der bei kleinporigen Netzen auftretende Wundheilungstyp führt unter den postulierten Voraussetzungen zu einer weiteren Versteifung der Bauchwand und zu geringeren Spannungskonzentrationen als ohne diesen Wundheilungtypen. Das ist ein Erklärungsansatz dafür, dass kleinporige Netze älterer Generation und großporige

Netze vergleichbare Rezidivraten haben. Der Vorteil großporiger Netze mit kleinen Narbevolumina gegenüber kleinporigen Netzen ist eine geringere Verformungsbehinderung der Bauchwand. Die Patientenbeschwerden haben sich durch Einsatz großporiger Netze erheblich reduziert.

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten umfangreichen Berechnungen anspruchsvoller Strukturen weisen die Praxistauglichkeit der erarbeiteten Materialmodelle nach.

12.2 Ausblick

Es gibt bereits umfangreiche Forschungsarbeiten zum Thema Hernien, die jedoch alle von Medizinern und Biologen stammen. Die vorliegende Arbeit beleuchtet das Thema zum ersten Mal aus Ingenieurssicht. Es liegt in der Natur der Sache, dass es möglich ist, Einzelaspekte der Arbeit weiter zu vertiefen.

Es könnte

- eine detailliertere Modellierung von Netzgeometrien erfolgen. Dabei wären etwa runde Fäden und die Analyse einzelner Knoten möglich. Die komplexen Geometrien der heute verwandten meist multifilen Gewirke sind auf dem Rechner mangels Rechenkapazität kaum nachzubilden. Außerdem ist das Verhältnis von Nutzen zu Aufwand fraglich.
- eine Verfeinerung der Charakterisierung biologischer Gewebe stattfinden. Sinnvoll wäre es, einen kompletten Datensatz wie hier an porzinen Proben direkt post mortem bestimmt auch von humanen Geweben zu generieren. Dabei bereitet die Beschaffung frischer Proben Probleme.
- eine Verfeinerung der erarbeiteten Materialmodelle für die Muskeln durch die Modellierung aktiver Muskelspannungen etwa in Anlehnung an das HUXLEY-Modell stattfinden.
- eine Untersuchung der häufig vorkommenden Leistenhernie ähnlich der Untersuchungen in der vorliegenden Arbeit stattfinden.
- an der Entwicklung neuer nachgiebiger Fäden als heute verfügbar gearbeitet werden.

Anhang A

Streifenzugversuche mit Netzimplantaten der Ethicon GmbH

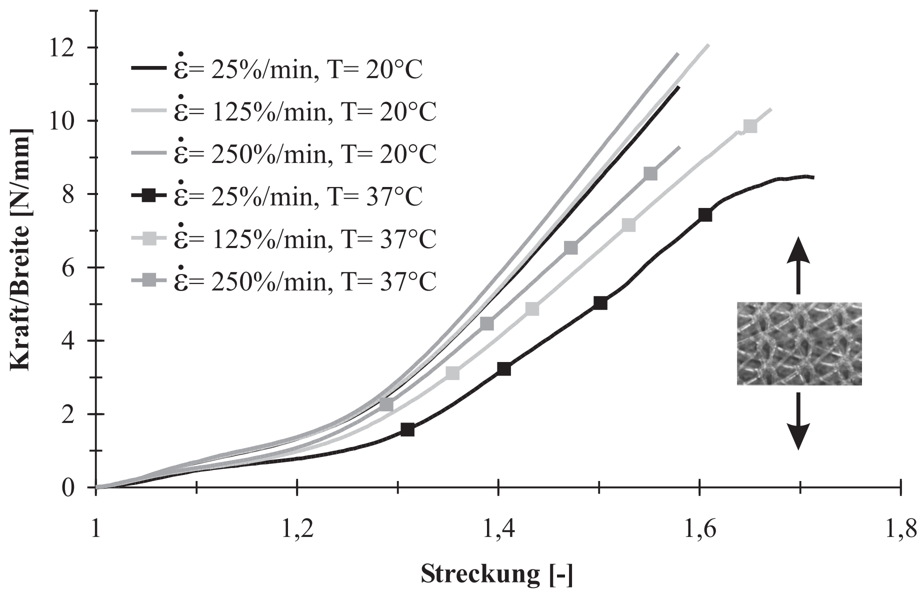

Abbildung A.1: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung

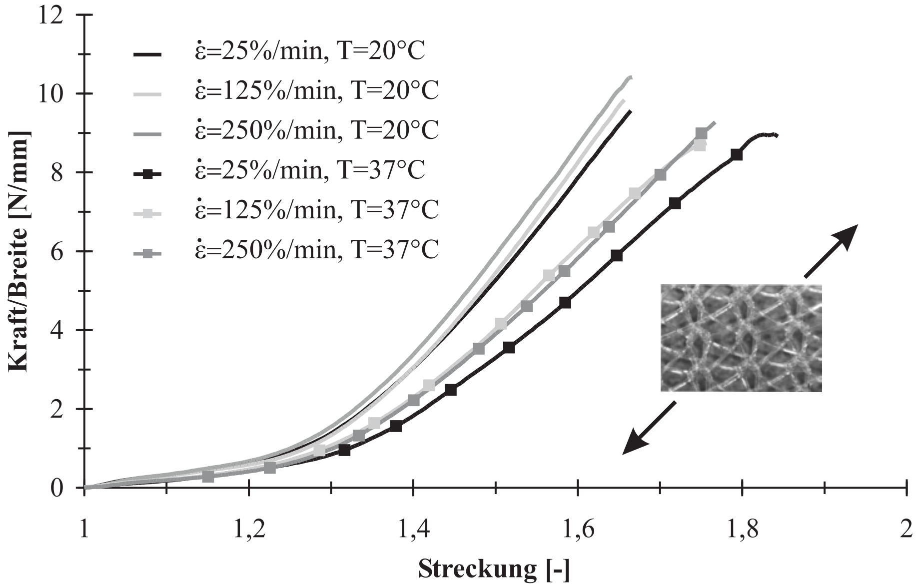

Abbildung A.2: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 45°-Orientierung

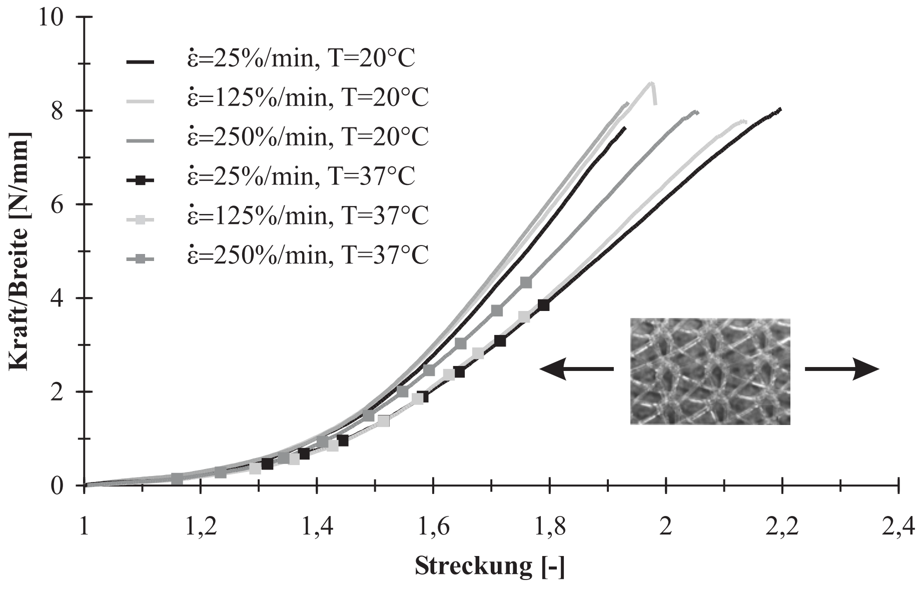

Abbildung A.3: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Prolene-Netzes im Zugversuch, 90°-Orientierung

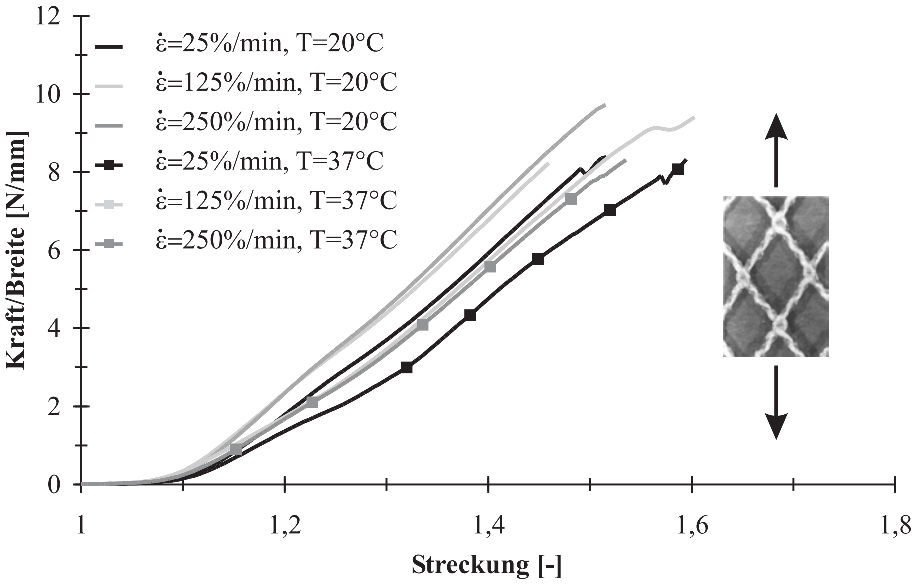

Abbildung A.4: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung

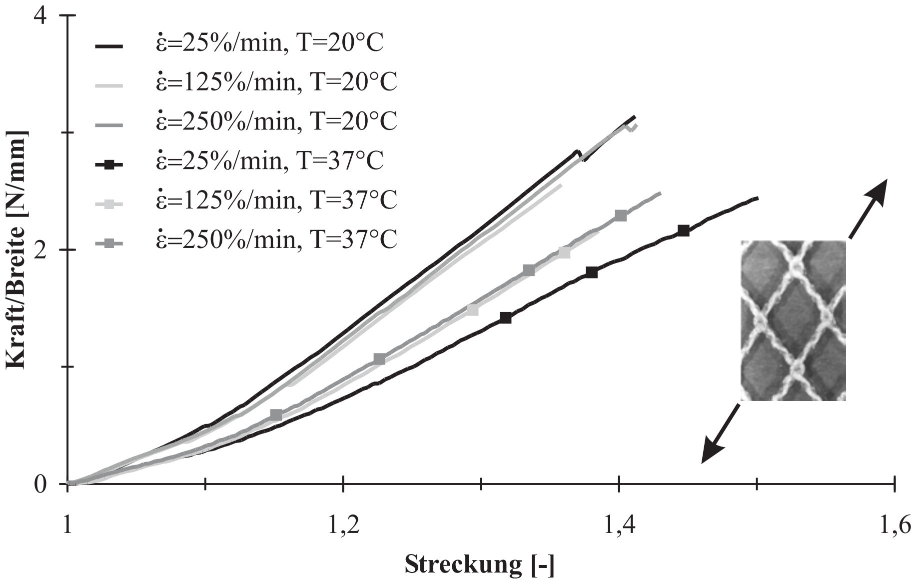

Abbildung A.5: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Netzes im Zugversuch, 40°-Orientierung

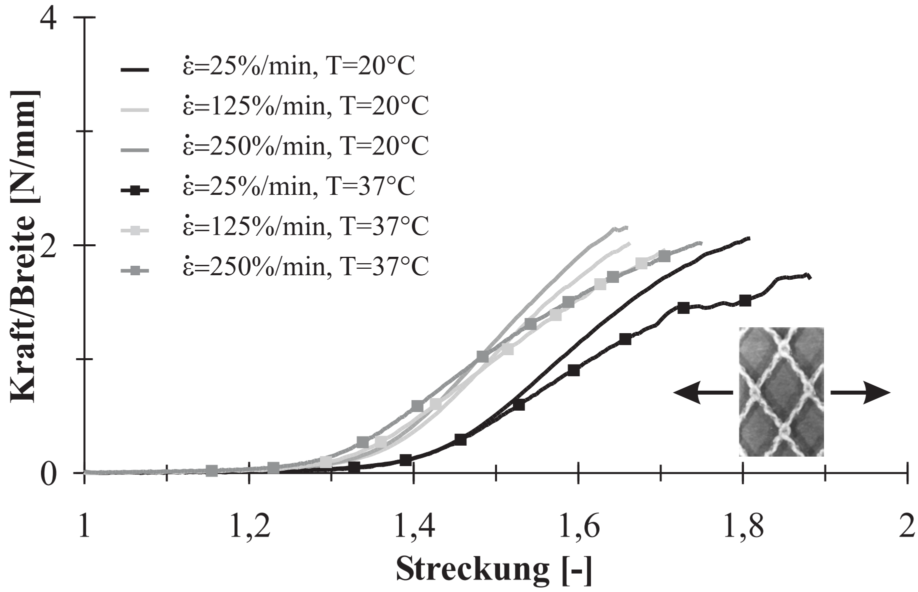

Abbildung A.6: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Netzes im Zugversuch, 90°-Orientierung

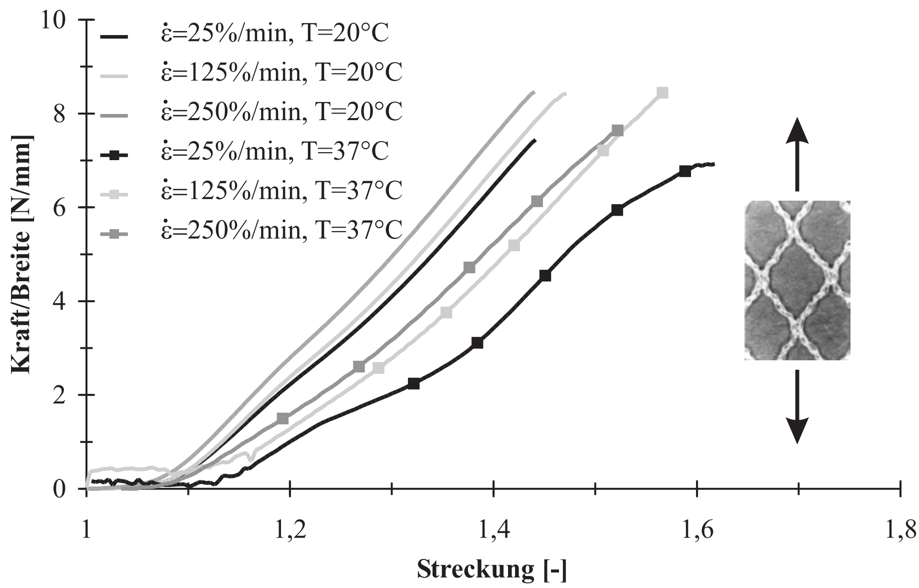

Abbildung A.7: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Nacktnetzes im Zugversuch, 0°-Orientierung

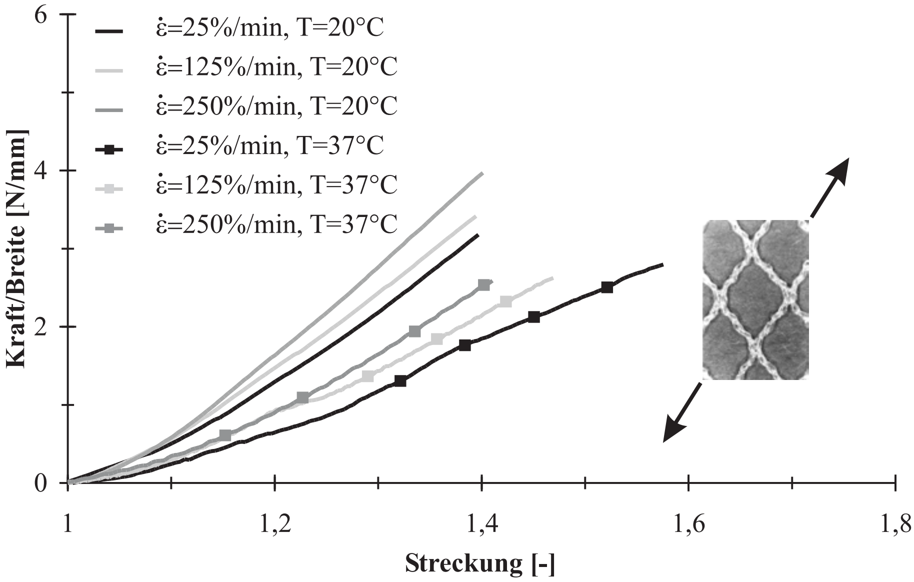

Abbildung A.8: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Nacktnetzes im Zugversuch, 40°-Orientierung

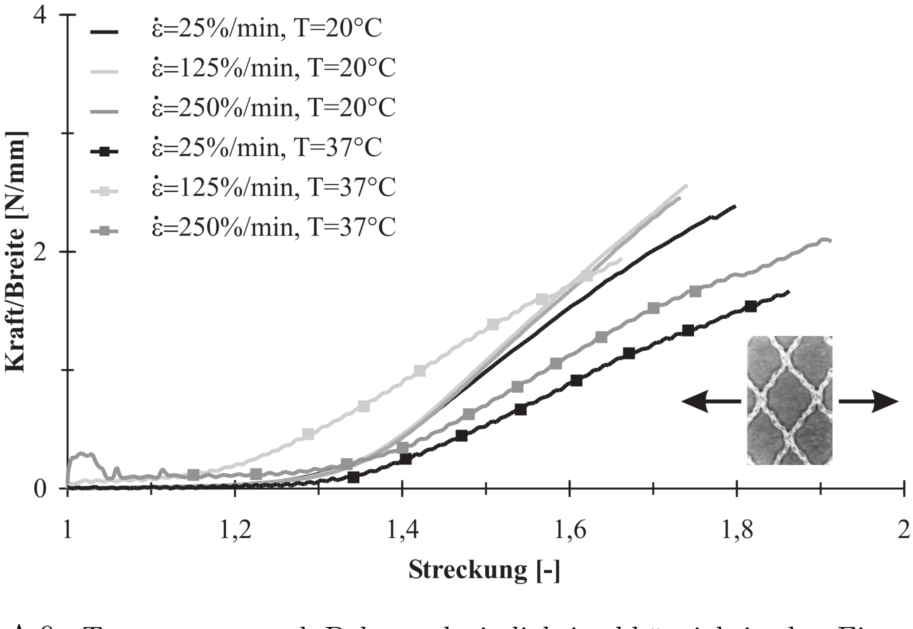

Abbildung A.9: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro-Nacktnetzes im Zugversuch, 90°-Orientierung

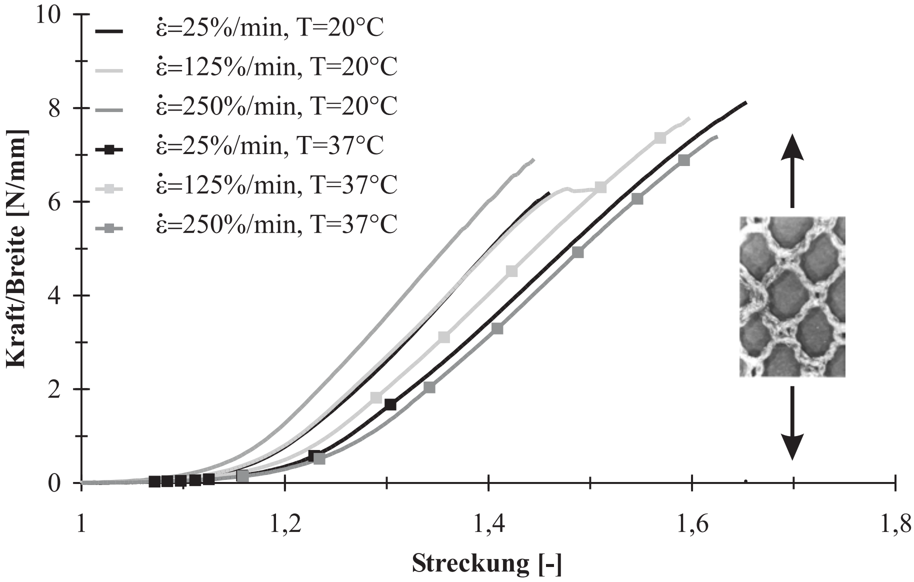

Abbildung A.10: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Netzes im Zugversuch, 0°-Orientierung

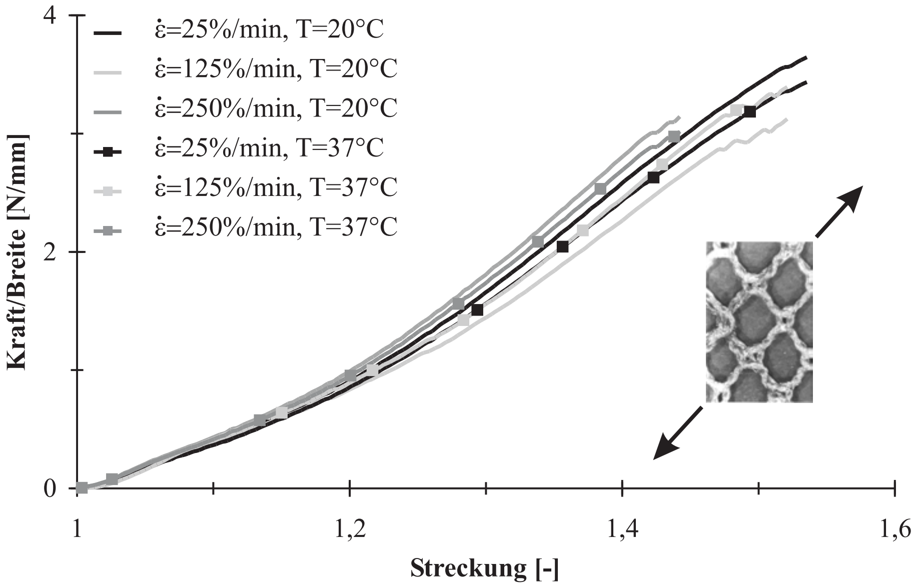

Abbildung A.11: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Netzes im Zugversuch, 40°-Orientierung

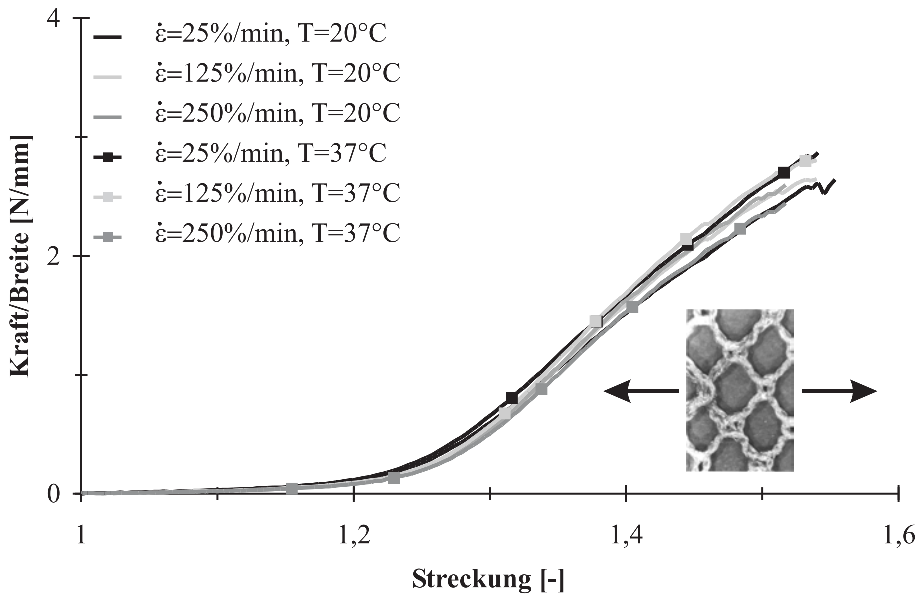

Abbildung A.12: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Netzes im Zugversuch, 90°-Orientierung

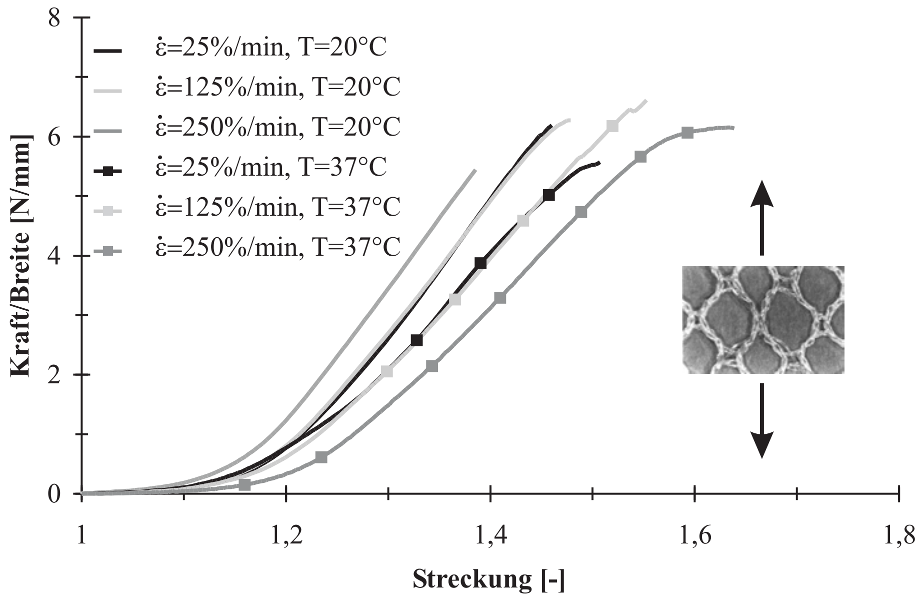

Abbildung A.13: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Nacktnetzes im Zugversuch, 0°-Orientierung

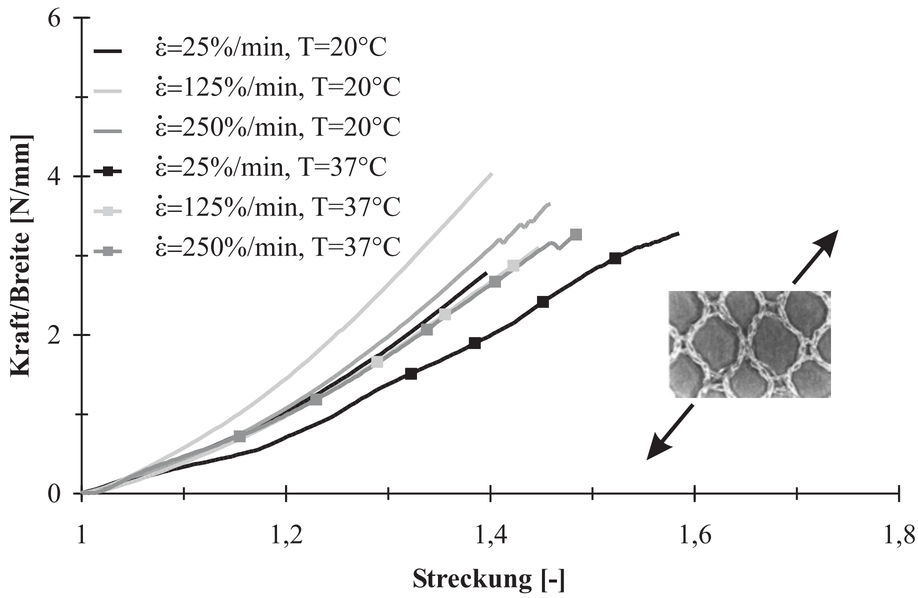

Abbildung A.14: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Nacktnetzes im Zugversuch, 40°-Orientierung

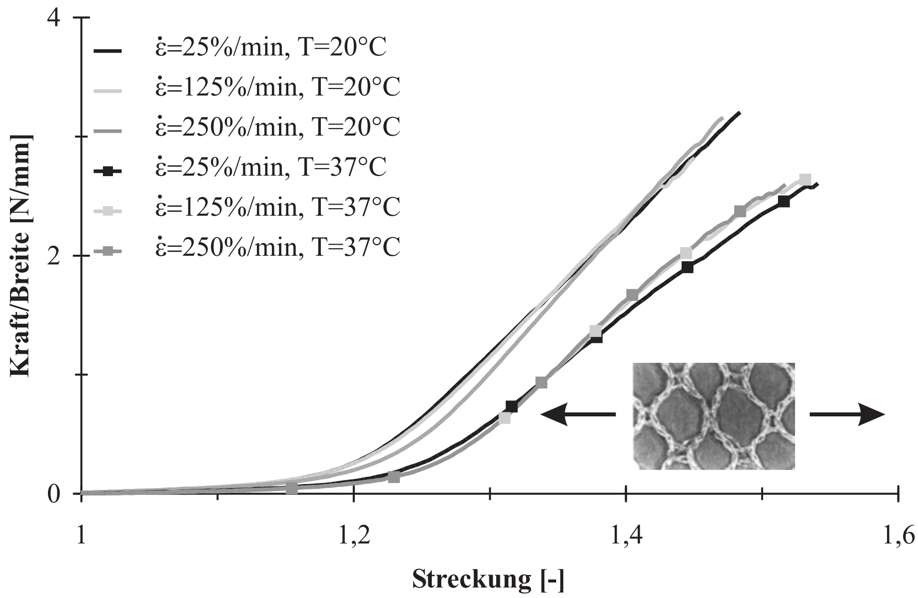

Abbildung A.15: Temperatur- und Dehngeschwindigkeitsabhängigkeit der Eigenschaften des Vypro II-Nacktnetzes im Zugversuch, 90°-Orientierung

Anhang B

Einzelergebnisse der Vordehnungen im Körper

Tabelle B.1: Vordehnungen bei Tier 1, Teil2

Internus	$\parallel$	87	74	117	105	97	92	65	98	99	62
	$\perp$	-1	0	-13	-6	-12	-4	31	7	-7	16
Rectus mit	$\parallel$	64	41	40	59	38	49	76	74	46	39
Rectusscheide	$\perp$	9	4	15	26	26	3	17	16	28	-20
Transversus	$\parallel$	49	29	44	45	34	30	20	23	25	
	$\perp$	32	24	16	29	31	29	5	27	8	

Tabelle B.2: Vordehnungen bei Tier 1, Teil2

Internus	$\parallel$	82	71	70	57	57				
	$\perp$	13	14	17	-11	29				
Rectus mit	$\parallel$	27	83	48	47	39	64	96	69	47
Rectusscheide	$\perp$	-20	5	1	-1	-5	33	-13	-11	-3

Tabelle B.3: Vordehnungen bei Tier 2

Externus	$\parallel$	82	96	58	76	113	82	98	106	103	66
	$\perp$	-24	-4	-26	-5	-15	-9	-18	-16	-5	-5
Internus	$\parallel$	57	40	52	51	37	51	47	83		
	$\perp$	11	-2	-1	1	6	11	2	25		
Rectus mit	$\parallel$	83	83	69	101	84	66	55			
Rectusscheide	$\perp$	-17	-25	-26	-38	-33	-37	-39			

Tabelle B.4: Vordehnungen bei Tier 3

Externus	$\parallel$	72	96	75	66	73						
	$\perp$	-3	-9	-8	3	0						
Internus	$\parallel$	50	65	33	43	29	67	47	27	55	43	51
	$\perp$	18	15	7	23	25	7	3	2	3	1	17
Rectus mit	$\parallel$	69	68	74	57	56	59	71	74	107	65	
Rectusscheide	$\perp$	-34	-34	-27	-30	-29	-26	-26	-23	-20	-26	
Transversus	$\parallel$	32	8	13	28	56	27	25	5	17		
	$\perp$	31	58	32	28	41	15	24	30	18		

Tabelle B.5: Vordehnungen bei Tier 4

Internus	$\parallel$	64	76	61	52	83				
	$\perp$	2	-6	10	-7	-3				
Rectus mit	$\parallel$	55	68	53	54	61	70	47		
Rectusscheide	$\perp$	-19	-31	-35	-33	-34	-25	-29		
Transversus	$\parallel$	18	44	32	72	73	65	76	104	91
	$\perp$	10	5	0	22	5	5	1	10	-2

Tabelle B.6: Vordehnungen bei Tier 5

Externus	$\parallel$	73	73	89	60	74	101	60	24	129	46	60	59
	$\perp$	25	7	-1	14	2	11	-10	12	9	11	18	36
Internus	$\parallel$	79	65	52	47	66	37	51	52	87	74	37	
	$\perp$	29	19	29	15	1	8	45	37	32	43	39	
Rectus mit	$\parallel$	55	58	38	42	49	81	43					
Rectusscheide	$\perp$	-22	-21	-23	-18	-20	-13	-11					
Transversus	$\parallel$	29	14	17	8	38	15	25					
	$\perp$	14	21	15	19	19	16	21					

Anhang C

Eigenschaften weicher biologischer Geweben

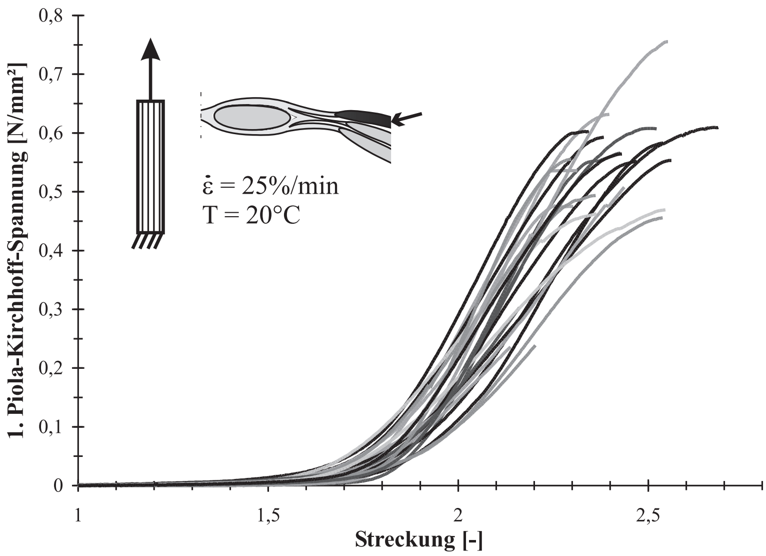

Abbildung C.1: Externus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

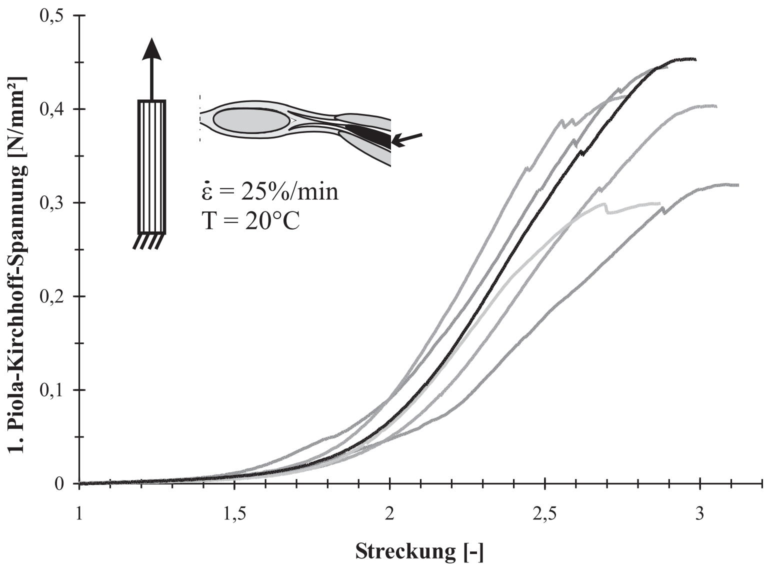

Abbildung C.2: Internus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

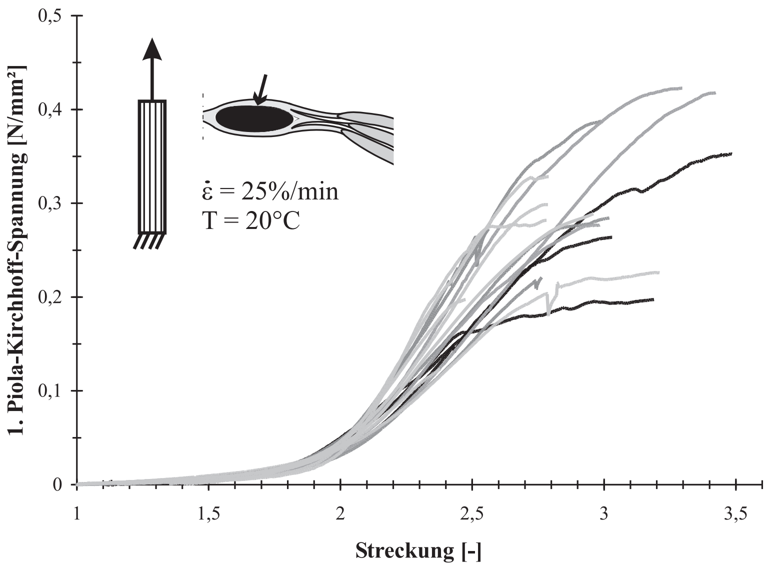

Abbildung C.3: Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

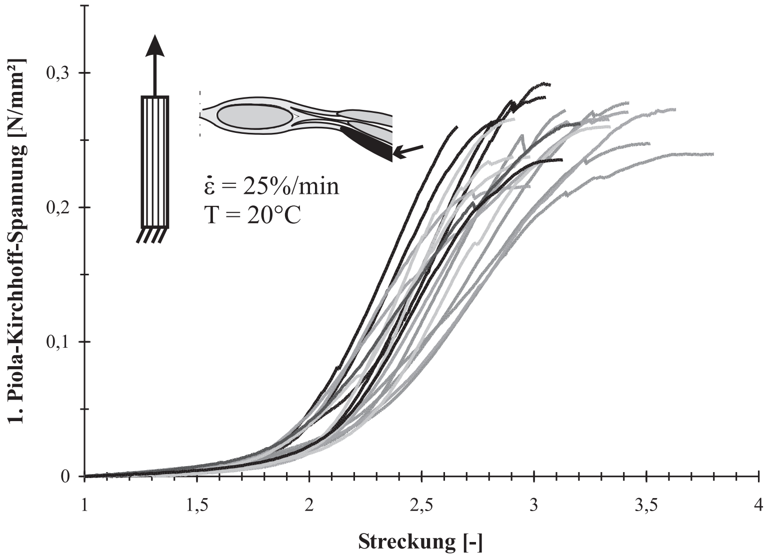

Abbildung C.4: Transversus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

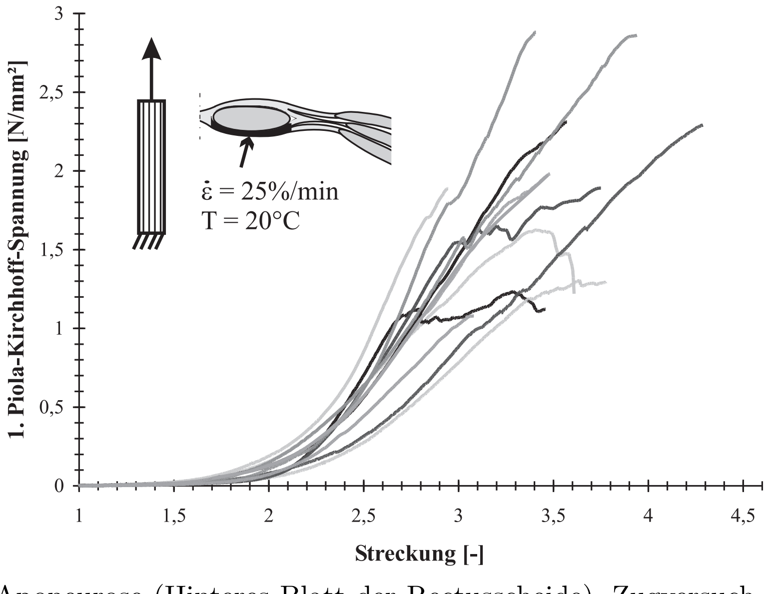

Abbildung C.5: Aponeurose (Hinteres Blatt der Rectusscheide), Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

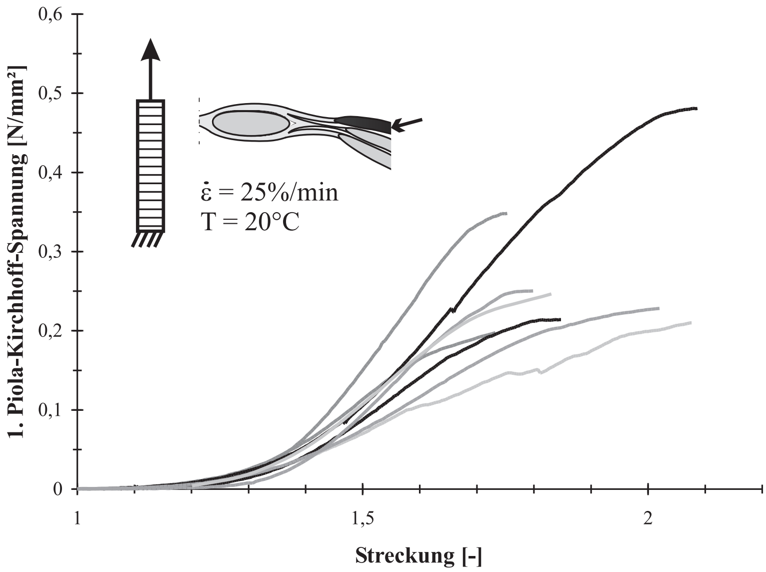

Abbildung C.6: Externus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

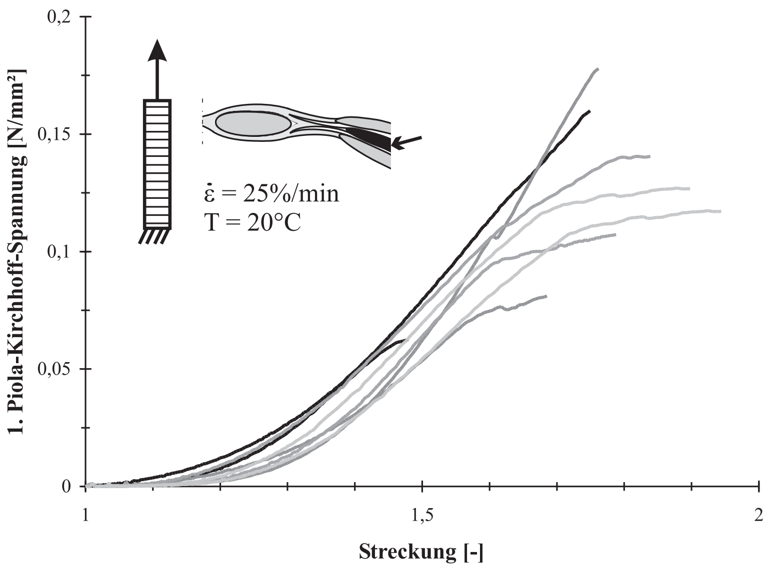

Abbildung C.7: Internus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

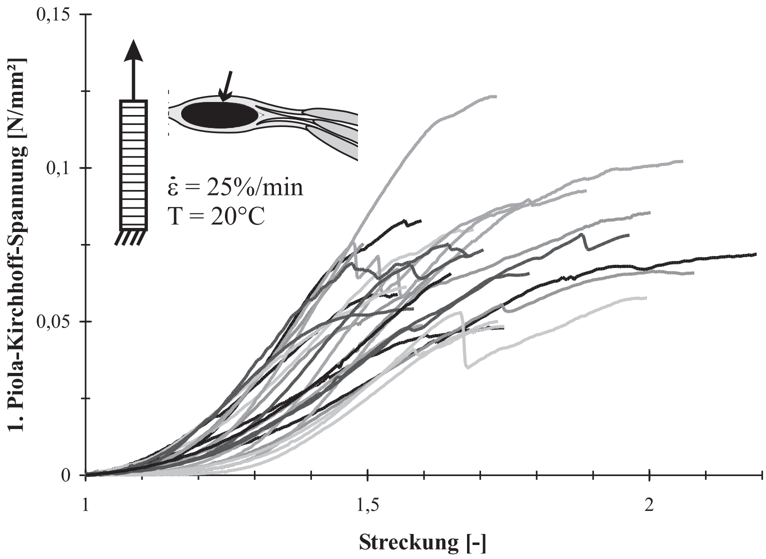

Abbildung C.8: Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

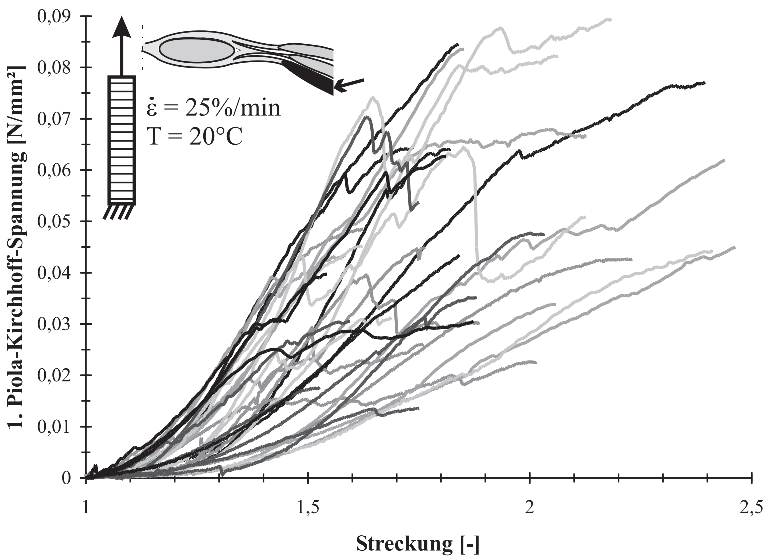

Abbildung C.9: Transversus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

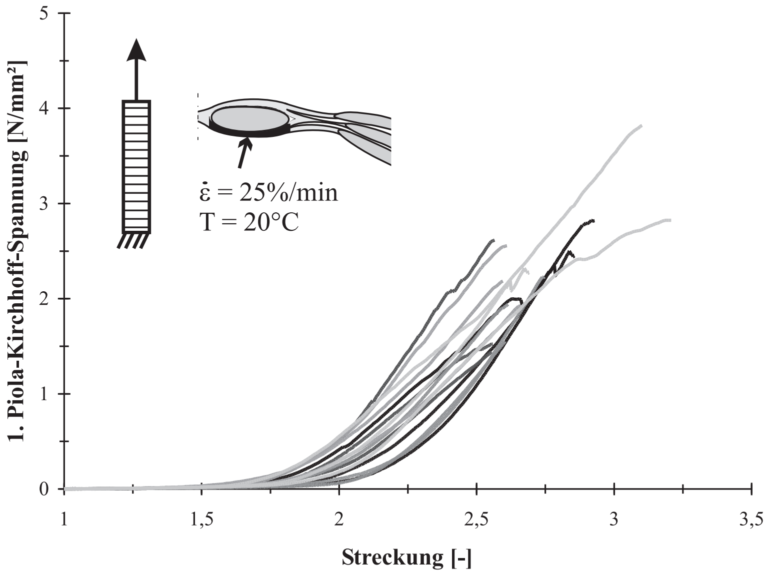

Abbildung C.10: Aponeurose (Hinteres Blatt der Rectusscheide), Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 25%/min

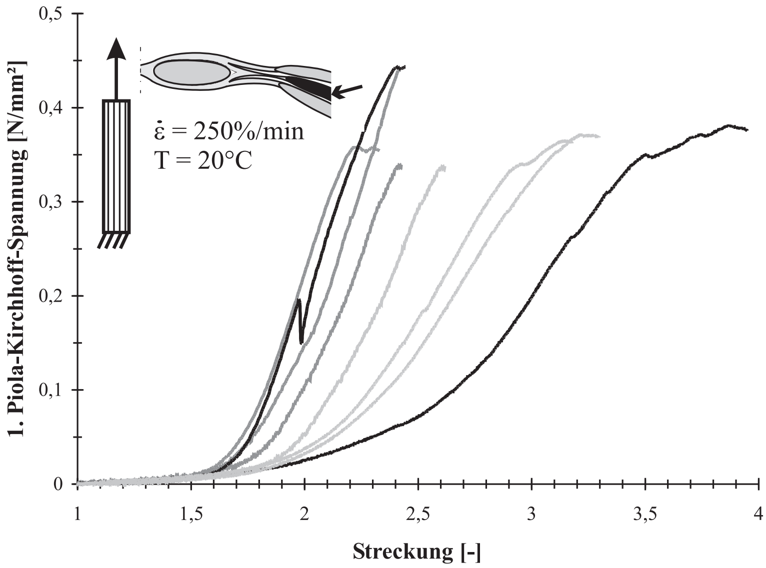

Abbildung C.11: Internus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

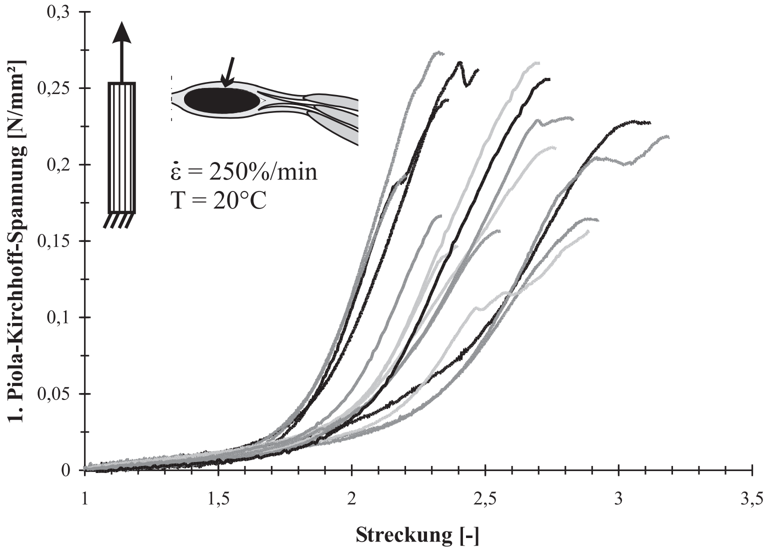

Abbildung C.12: Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

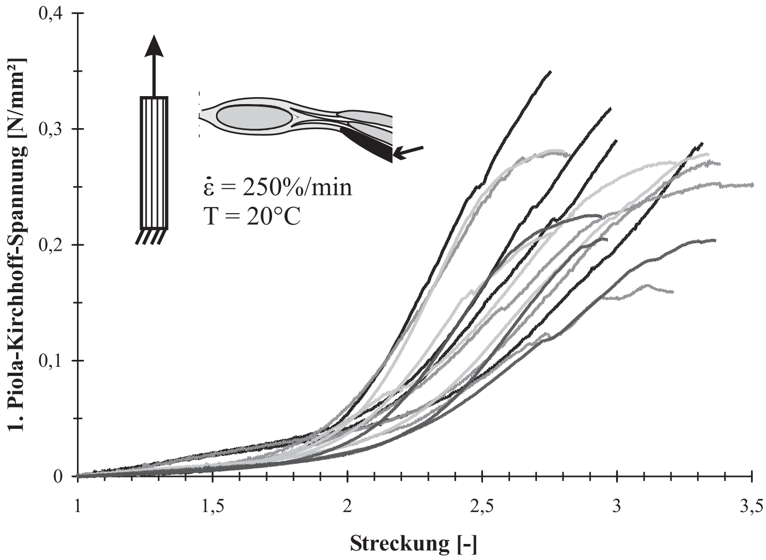

Abbildung C.13: Transversus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

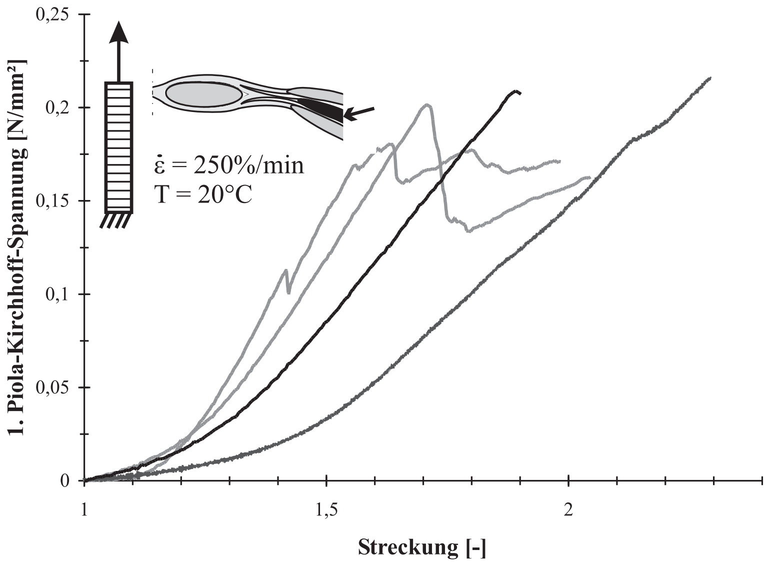

Abbildung C.14: Internus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

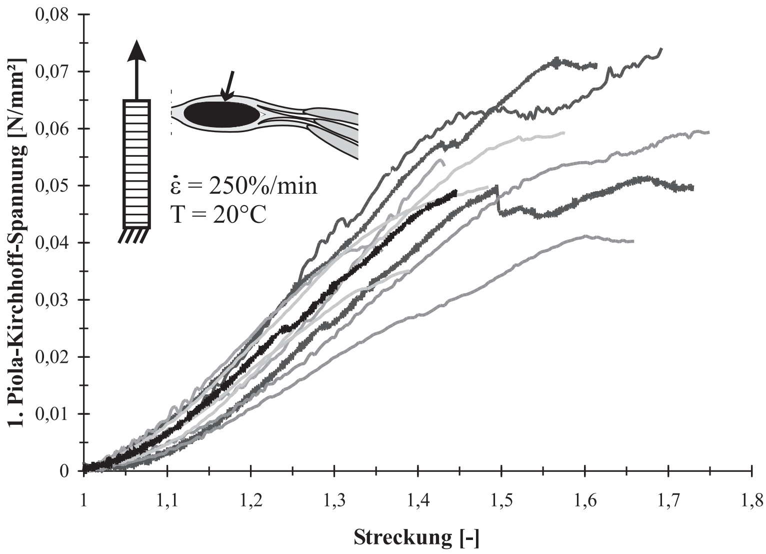

Abbildung C.15: Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

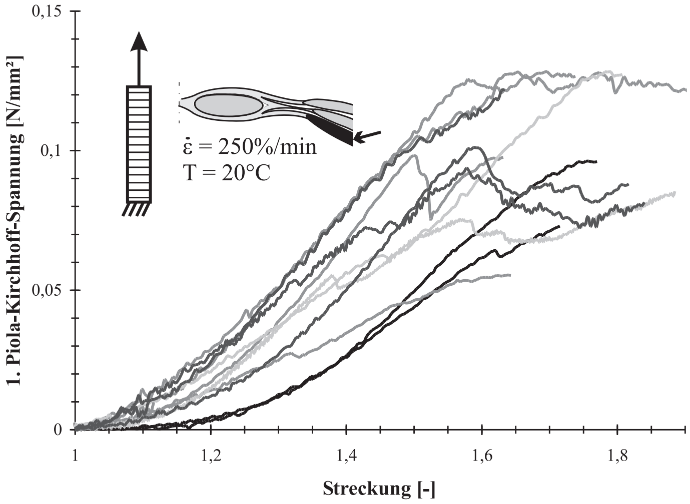

Abbildung C.16: Transversus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

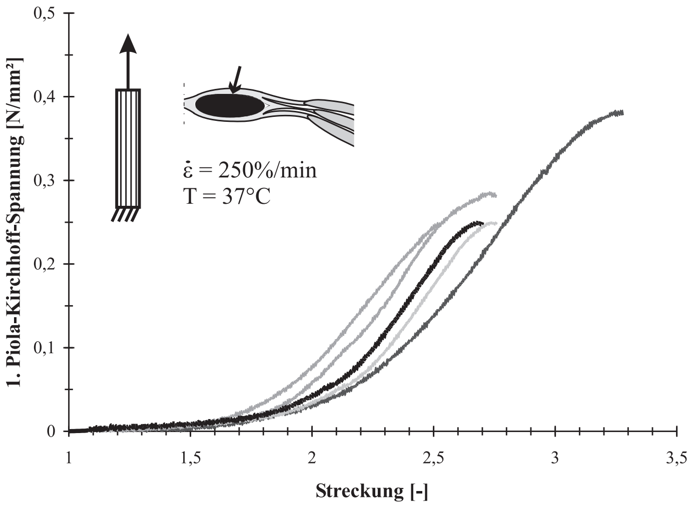

Abbildung C.17: Rectus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

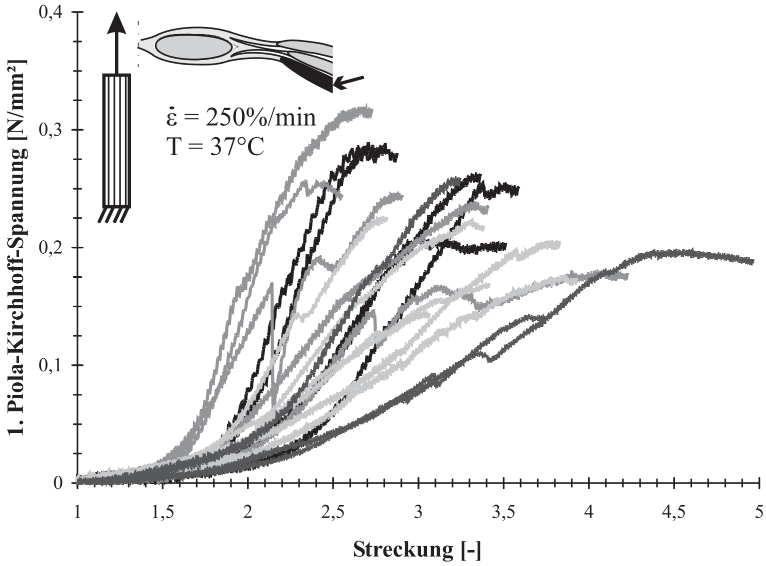

Abbildung C.18: Transversus, Zugversuch parallel zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

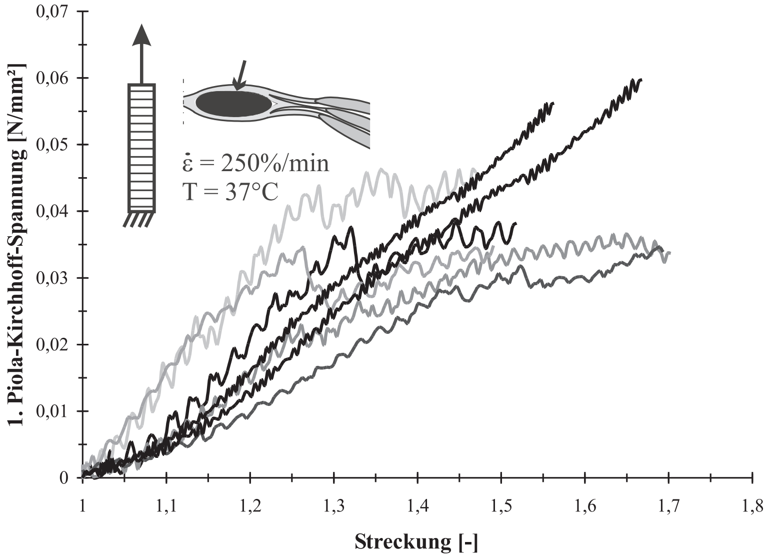

Abbildung C.19: Rectus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

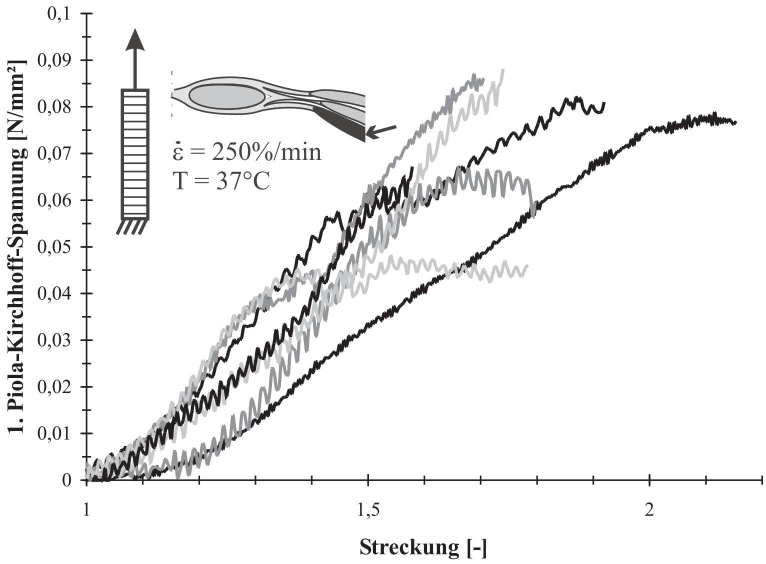

Abbildung C.20: Transversus, Zugversuch senkrecht zur Faserrichtung, T= 37°C, $\dot{\varepsilon}$= 250%/min

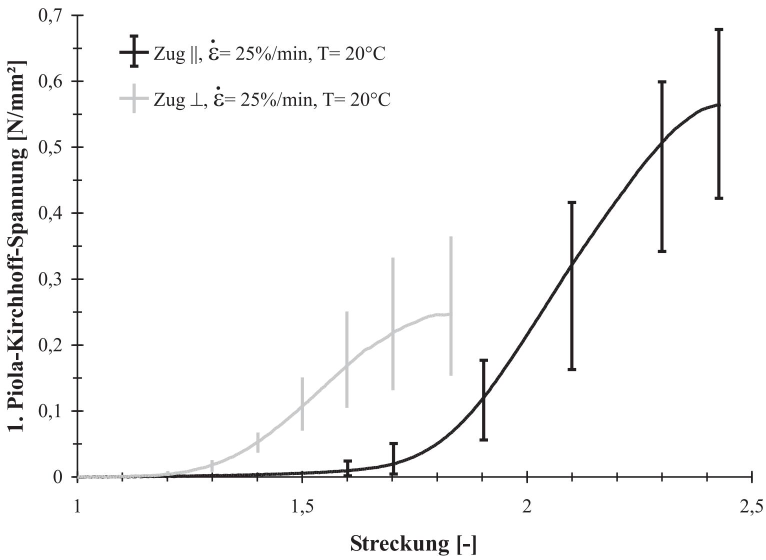

Abbildung C.21: Eigenschaften des Externus bei Zugbelastung

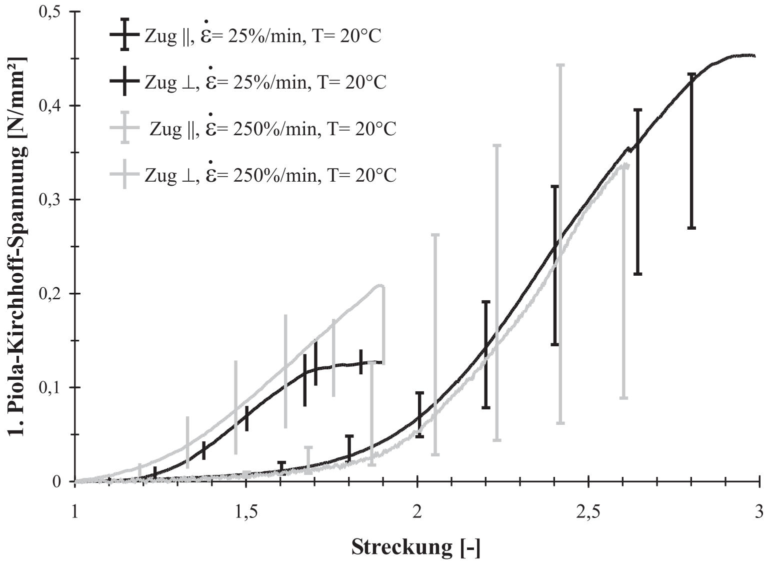

Abbildung C.22: Eigenschaften des Internus bei Zugbelastung

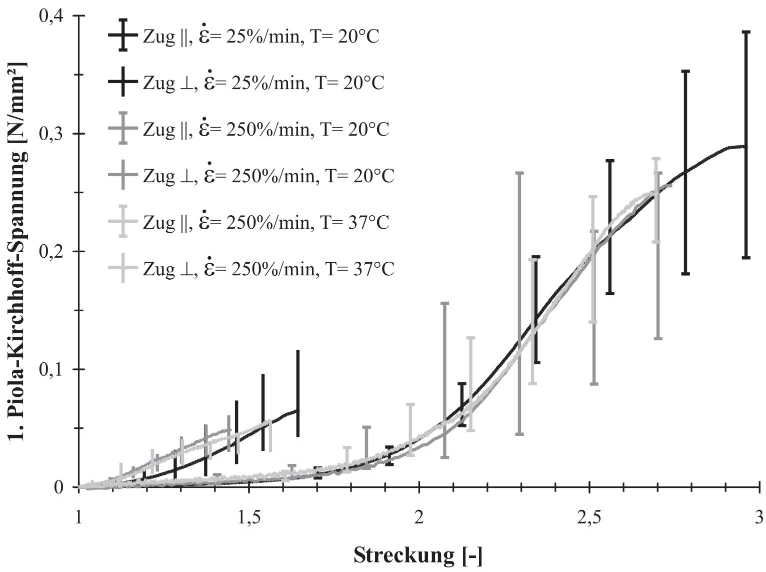

Abbildung C.23: Eigenschaften des Rectus bei Zugbelastung

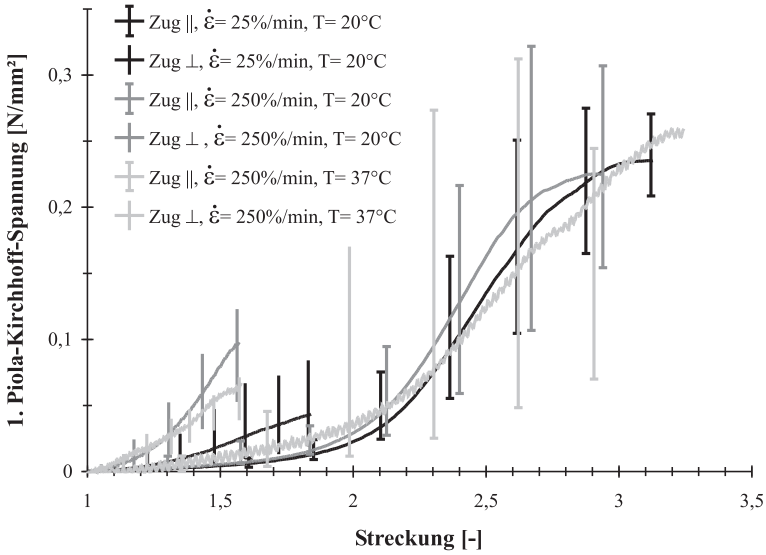

Abbildung C.24: Eigenschaften des Transversus bei Zugbelastung

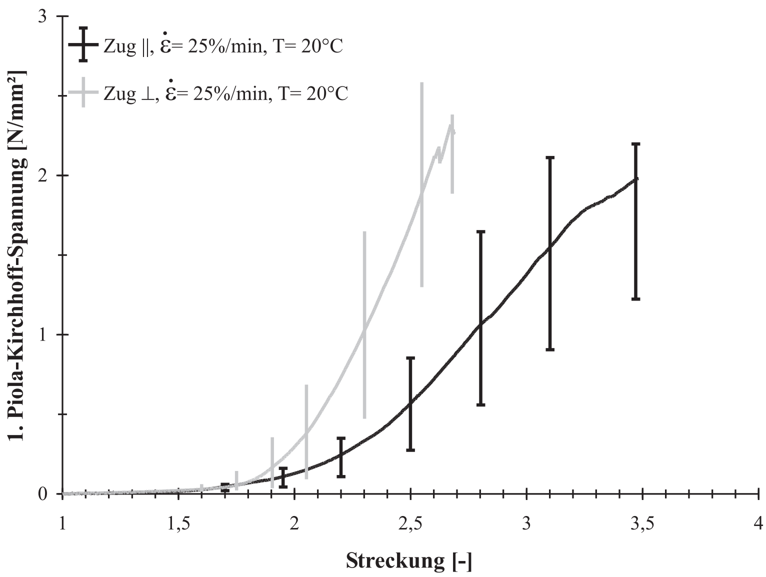

Abbildung C.25: Eigenschaften des hinteren Blattes der Rectusscheide bei Zugbelastung

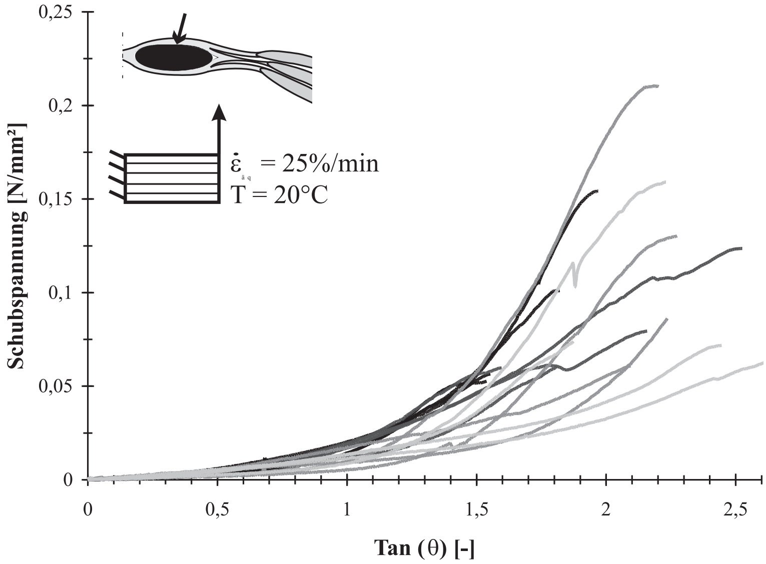

Abbildung C.26: Rectus, Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min

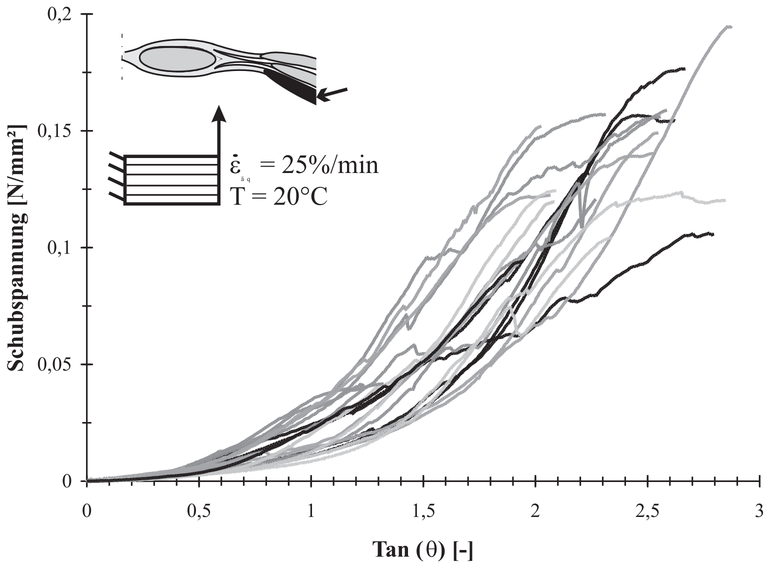

Abbildung C.27: Transversus, Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min

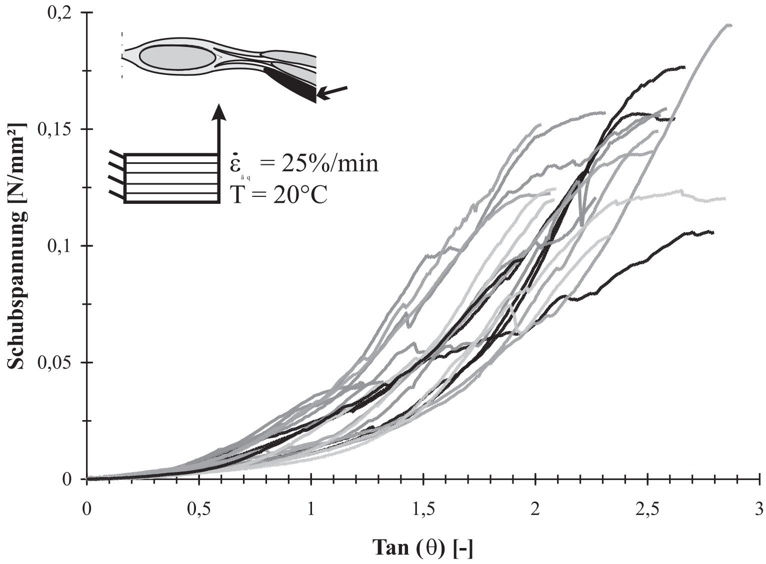

Abbildung C.28: Aponeurose (Hinteres Blatt der Rectusscheide), Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min

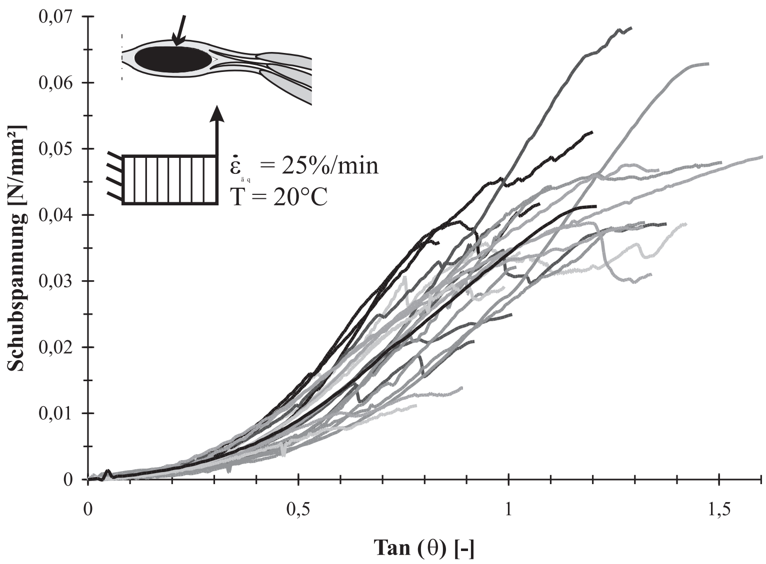

Abbildung C.29: Rectus, Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min

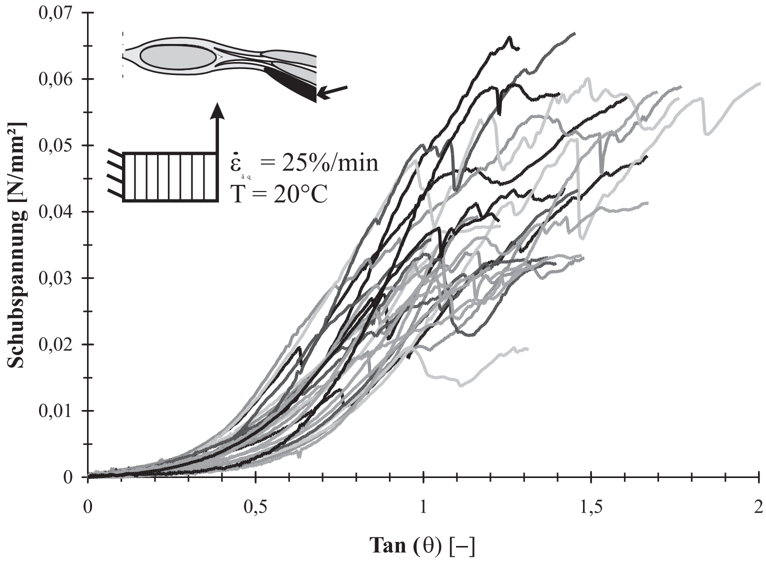

Abbildung C.30: Transversus, Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung, T= 20°C, $\dot{\theta}$= 25%/min

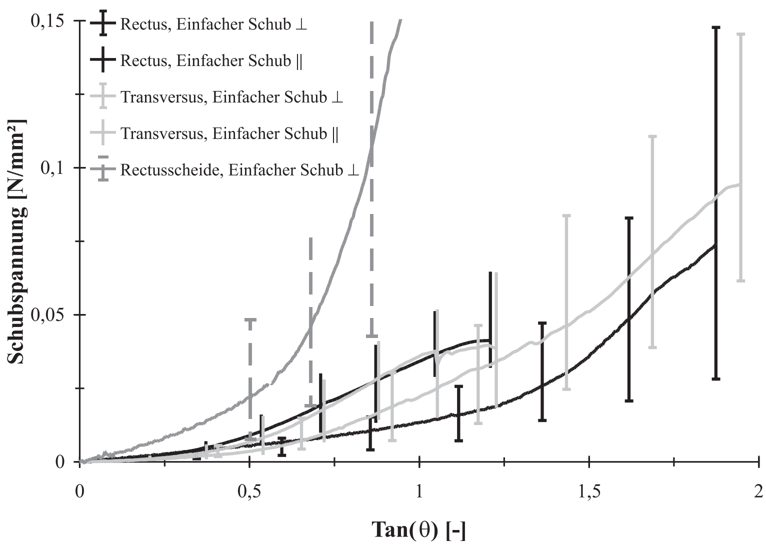

Abbildung C.31: Eigenschaften der Bauchwandkomponenten bei einfacher Schubbelastung

Anhang D

Materialmodelle

D.1 Musculus transversus abdominis (Transversus)

Das Materialverhalten des Transversus kann durch die in D.1 angegebene Formänderungsenergie charakterisiert werden.

$$\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1\left(\overline{I}_1-3\right)+C_2\left(\overline{I}_2-3\right)^2 \\
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4 \leq 1 \\ C_3\left(\overline{I}_4-1\right)^3+C_4\left(\overline{I}_1-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right) & \\ +C_5\left(\overline{I}_1-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right)^2 & \text{für } \overline{I}_4 \geq 1 \end{cases} \\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2
\end{aligned} \tag{D.1}$$

Die Werte der beschreibenden Modellparameter können Tabelle D.1 entnommen werden.

Tabelle D.1: Materialkonstanten des musculus transversus abdominis

Parameter	Wert	
C_1	0,001128912	N/mm^2
C_2	0,01322404	N/mm^2
C_3	0,002755703	N/mm^2
C_4	-0,00831456	N/mm^2
C_5	-0,00230274	N/mm^2
C_J	3,14	mm^2/N

Einen Vergleich zwischen Experiment und Modell gibt Abbildung D.1. Alle Resultate der Simulation mit Abaqus stimmen gut mit den Experimenten überein. Auch für den Transversus diente dabei der Schubversuch parallel zur Faserrichtung der Modellverifikation.

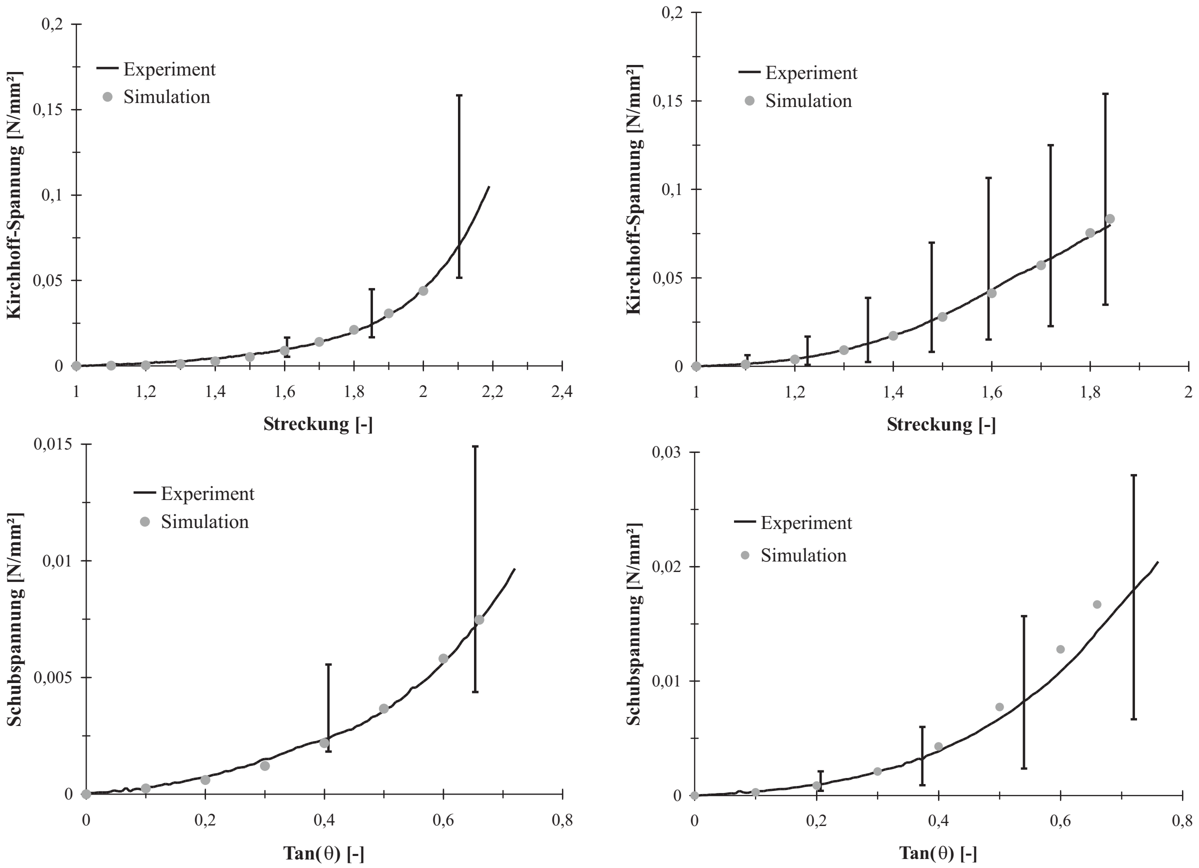

Abbildung D.1: Experiment und Simulation des Transversus, links oben: Zug parallel zur Faserrichtung, rechts oben: Zug senkrecht zur Faserrichtung, links unten: Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, rechts unten: Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung

D.2 Musculus obliquus internus abdominis (Internus)

Die Formänderungsenergie entspricht der des Rectus (D.2).

$$
\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1\left(\overline{I}_1-3\right)+\frac{C_E}{2C_2}\left(exp\left[C_2\left(\overline{I}_1-3\right)\right]-1\right)+C_3\left(\overline{I}_2-3\right)\\
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4\leq 1\\ C_4\left(\overline{I}_4-1\right)^2+C_5\left(\overline{I}_1-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right) & \\ +C_6\left(\overline{I}_2-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right)^2 & \text{für } \overline{I}_4\geq 1\end{cases}\\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2
\end{aligned}
\tag{D.2}
$$

Die im Rahmen der Parameteridentifikation bestimmten Materialparameter sind in Tabelle D.2 angegeben.

Tabelle D.2: Materialkonstanten des Internus

Parameter	Wert	
C_1	-0,4691004	N/mm^2
C_2	0,0671522	N/mm^2
C_3	-0,02656085	N/mm^2
C_4	-0,002036262	N/mm^2
C_5	-0,01208633	N/mm^2
C_6	0,000604785	N/mm^2
C_J	3,40	mm^2/N
C_E	1	N/mm^2

Aufgrund der Verfügbarkeit des Materials liegen für den Internus keine Schubversuche vor. Das Schubverhalten von Rectus und Transversus ist bis zu $\mathrm{Tan}\,(\theta)=0,5$ ähnlich. Daher wurde für den Internus auch ein ähnliches Verhalten bei einfachem Schub senkrecht zur Faserrichtung postuliert und die Daten des Rectus wurden mit schwacher Wichtung benutzt. Alleiniges fitten an die beiden Zugversuche führt zu keinem physikalisch sinnvollen Materialverhalten.

Die Simulationsergebnisse für das Materialmodell – soweit vorhanden – im Vergleich mit den Experimenten des Internus sind in Abbildung D.2 graphisch dargestellt. Die Simulation der Zugversuche ergibt eine gute Übereinstimmung von Experiment und Simulation im Rahmen der Toleranzbänder und physikalisch sinnvolles Verhalten mit realistischen Werten für die Schubversuche.

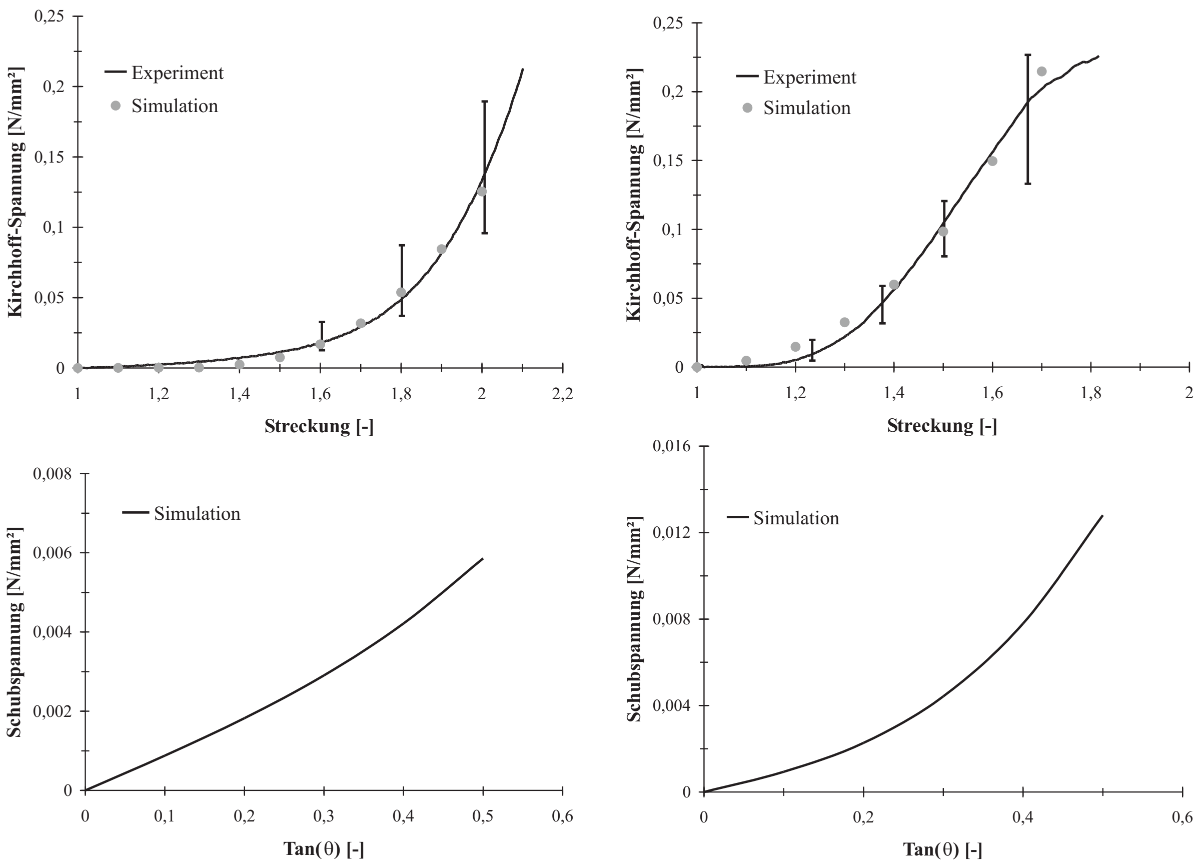

Abbildung D.2: Experiment und Simulation des Internus, links oben: Zug parallel zur Faserrichtung, rechts oben: Zug senkrecht zur Faserrichtung, links unten: Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, rechts unten: Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung

D.3 Musculus obliquus externus abdominis (Externus)

Das Materialverhalten des Externus kann durch die in D.3 angegebene Formänderungsenergie beschrieben werden. Es liegen keine Schubversuche für den Externus vor und daher wurde ähnliches Schubverhalten senkrecht zur Faserrichtung angenommen wie für den Rectus.

$$
\begin{aligned}
\overline{W}_{iso} &= C_1\left(\overline{I}_1-3\right)+C_2\left(\overline{I}_1-3\right)^2 \\
&+ C_3\left(\overline{I}_1-3\right)^3+C_4\left(\overline{I}_1-3\right)^4 \\
\overline{W}_{aniso} &= \begin{cases} 0 & \text{für } \overline{I}_4\leq 1 \\ C_5\left(\overline{I}_4-1\right)^2+C_6\left(\overline{I}_4-1\right)^3 & \\ +C_7\left(exp\left[\overline{I}_4-1\right]-1\right)+C_8\left(\overline{I}_1-3\right)^2\left(\overline{I}_4-1\right) & \\ +C_9\left(\overline{I}_1-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right)^2+C_{10}\left(\overline{I}_1-3\right)^2\left(\overline{I}_4-1\right)^2 & \\ +C_{11}\left(\overline{I}_2-3\right)^2\left(\overline{I}_4-1\right)+C_{12}\left(\overline{I}_2-3\right)\left(\overline{I}_4-1\right)^2 & \text{für } \overline{I}_4\geq 1 \end{cases} \\
W_{Vol} &= \frac{1}{C_J}\left(J-1\right)^2
\end{aligned}
\tag{D.3}
$$

Die im Rahmen der Identifikation bestimmten Modellparameter sind Tabelle D.3 zu entnehmen.

Tabelle D.3: Materialkonstanten des Externus

Parameter	Wert	
C_1	0,001690147	N/mm^2
C_2	0,01182045	N/mm^2
C_3	0,05070484	N/mm^2
C_4	-0,02395759	N/mm^2
C_5	-0,009272045	N/mm^2
C_6	0,0509818	N/mm^2
C_7	0,000104281	N/mm^2
C_8	-0,3737009	N/mm^2
C_9	0,3492413	N/mm^2
C_{10}	0,02429739	N/mm^2
C_{11}	0,5136709	N/mm^2
C_{12}	-0,5708486	N/mm^2
C_J	0,30	mm^2/N

Experiment und Simulation stimmen für die Zugversuche gut überein. Die Simulationen von Schub parallel und senkrecht zur Faserrichtung liefern qualitativ und quantitativ physikalisch sinnvolle Resultate (Abbildung D.3).

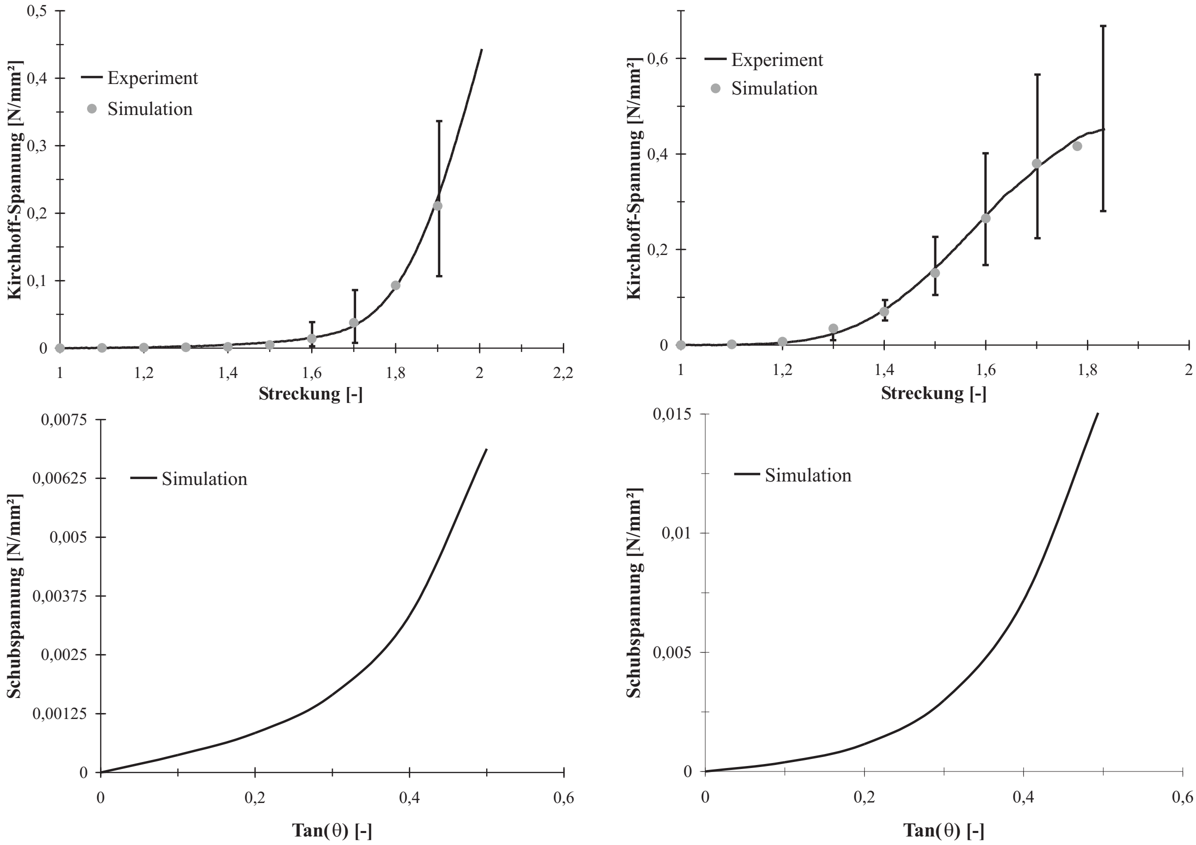

Abbildung D.3: Experiment und Simulation des Externus, links oben: Zug parallel zur Faserrichtung, rechts oben: Zug senkrecht zur Faserrichtung, links unten: Einfacher Schub senkrecht zur Faserrichtung, rechts unten: Einfacher Schub parallel zur Faserrichtung

Anhang E

Ableitung des Deformationsgradienten nach dem Deformationsgeschwindigkeitstensor

Die numerische Berechnung der Ableitung des Deformationsgradienten $\underline{\underline{F}}$ nach dem Deformationsgeschwindigkeitstensor $\underline{\underline{D}}$ wird im Folgenden kurz dargestellt. Dabei kennzeichnet ein tiefgestelltes n Größen zum Zeitpunkt t und ein tiefgestelltes $n+1$ Größen zum Zeitpunkt $t + \Delta t$.

Zunächst erfolgt die Berechnung des Gradiententensors des Geschwindigkeitsfeldes $\underline{\underline{L}}$. Der Deformationsgradient $\underline{\underline{F_M}}$ in der Mitte eines Intervalls ist

$$\underline{\underline{F_M}} = \frac{1}{2}\left(\underline{\underline{F}}_{n+1} + \underline{\underline{F}}_{n}\right) \tag{E.1}$$

und die Differenz

$$\underline{\underline{\Delta F}} = \underline{\underline{F}}_{n+1} - \underline{\underline{F}}_{n}. \tag{E.2}$$

Damit lässt sich der Gradiententensor des Geschwindigkeitsfeldes in der Inkrementmitte zu

$$\underline{\underline{L}} = \underline{\underline{\Delta F}} \cdot \underline{\underline{F_M}}^{-1} \tag{E.3}$$

bestimmen. Durch additives Aufspalten folgt der Deformationsgeschwindigkeitstensor

$$\underline{\underline{D}} = \frac{1}{2}\left(\underline{\underline{L}} + \underline{\underline{L}}^T\right) \tag{E.4}$$

und der Rotationsgeschwindigkeitstensor

$$\underline{\underline{W}} = \frac{1}{2}\left(\underline{\underline{L}} - \underline{\underline{L}}^T\right). \tag{E.5}$$

Der Deformationsgradient zum Zeitpunkt $t + \Delta t$ ist

$$\underline{\underline{F}}_{n+1} = exp\left(\underline{\underline{L}}\Delta t\right)\underline{\underline{F}}_n. \tag{E.6}$$

Wird $exp\left(\underline{\underline{L}}\Delta t\right)$ in einer Reihe quadratischer Ordnung entwickelt und $\underline{\underline{L}}$ additiv aufgespalten kann der Deformationsgradient am Inkrementende durch

$$\underline{\underline{F}}_{n+1} = \left(\underline{\underline{1}} + \Delta t\left(\underline{\underline{D}} + \underline{\underline{W}}\right) + \frac{1}{2}(\Delta t)^2\left(\underline{\underline{D}}^2 + \underline{\underline{W}}^2 + \underline{\underline{D}}\cdot\underline{\underline{W}} + \underline{\underline{W}}\cdot\underline{\underline{D}}\right)\right)\cdot\underline{\underline{F}}_n \tag{E.7}$$

ausgedrückt werden. Durch Bildung der partiellen Ableitung folgt dann

$$\begin{aligned}\left(\frac{\partial\underline{\underline{F}}_{n+1}}{\partial\underline{\underline{D}}}\right)_{IJKL} &= \frac{1}{2}\Delta t\left(\delta_{IK}F_{n\,LJ} + \delta_{IL}F_{n\,KJ}\right) \\ &+ \frac{1}{4}(\Delta t)^2\left(\delta_{IK}D_{LP}F_{n\,PJ} + \delta_{IL}D_{KP}F_{n\,PJ} + D_{IK}F_{n\,LJ} + D_{IL}F_{n\,KJ}\right) \\ &+ \frac{1}{4}(\Delta t)^2\left(\delta_{IK}W_{LP}F_{n\,PJ} + \delta_{IL}W_{KP}F_{n\,PJ} + W_{IK}F_{n\,LJ} + W_{IL}F_{n\,KJ}\right).\end{aligned} \tag{E.8}$$

Anhang F

Simulationsergebnisse - Einfluss Verwachsung der Körpergewebe

- Standardmodell
- Modell mit vierfachem Fadenquerschnitt wie Standardmodell
- Modell mit neunfachem Fadenquerschnitt wie Standardmodell
- Modell mit Porenbreite um den Faktor 1,5 größer als beim Standardmodell
- Standardgeometrie, Fadensteifigkeit: $200 N/mm^2$ (Standardmodell: $5400 N/mm^2$)
- Standardgeometrie, Fadensteifigkeit: $50 N/mm^2$ (Standardmodell: $5400 N/mm^2$)
- Netz mit gekrümmten Fäden
- Rautennetz

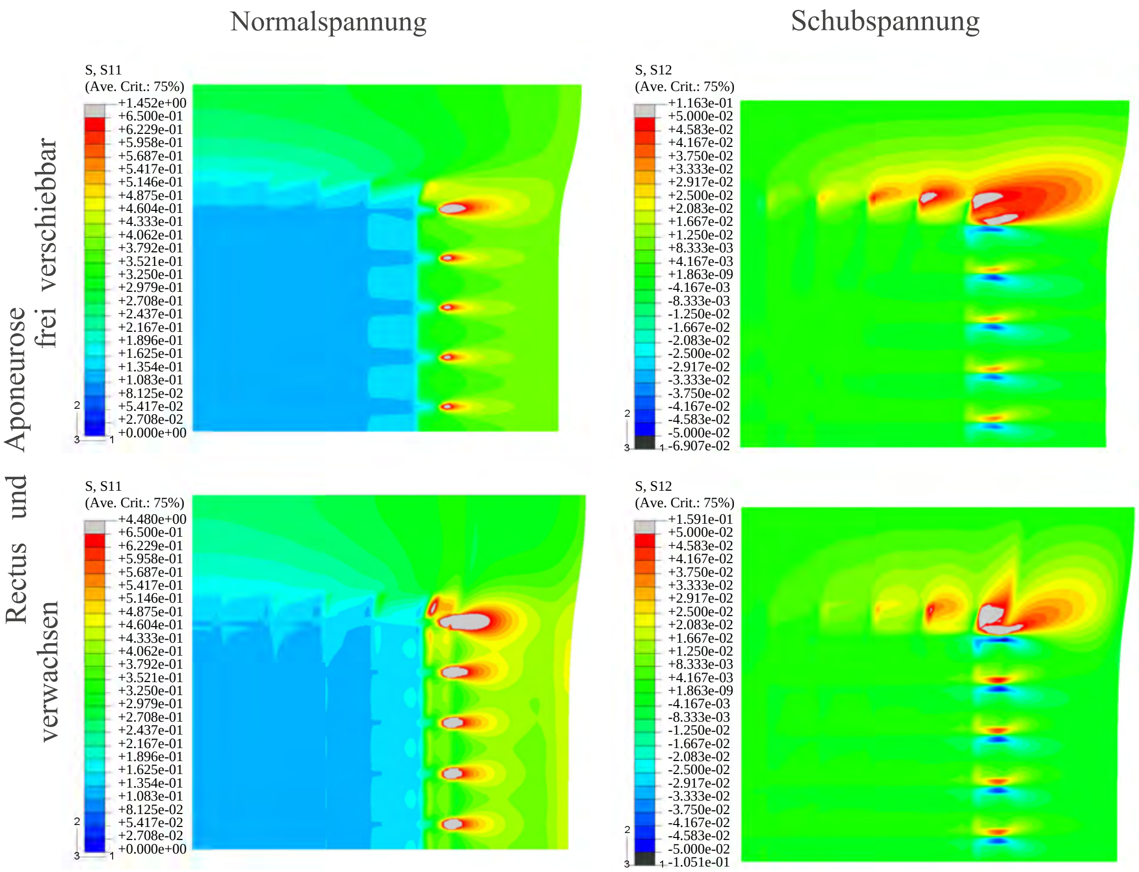

Abbildung F.1: Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

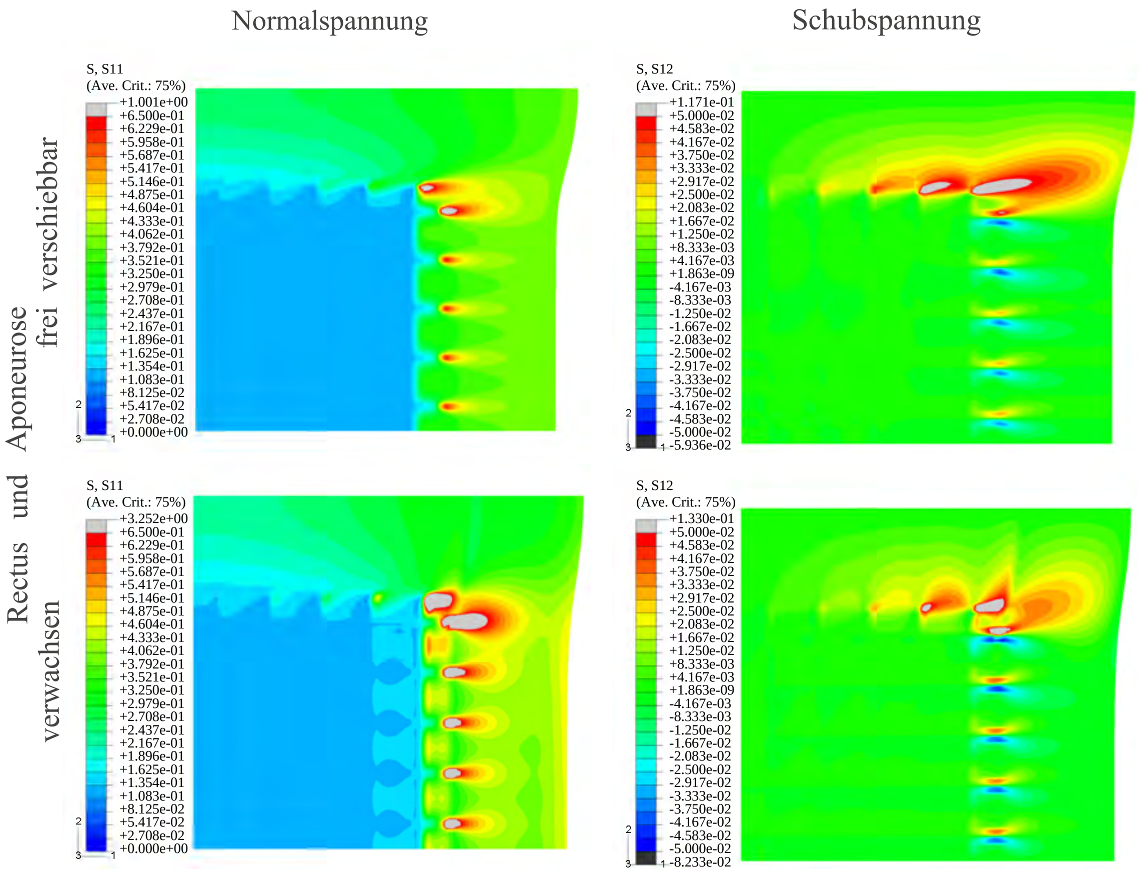

Abbildung F.2: Modell mit vierfachem Fadenquerschnitt wie Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

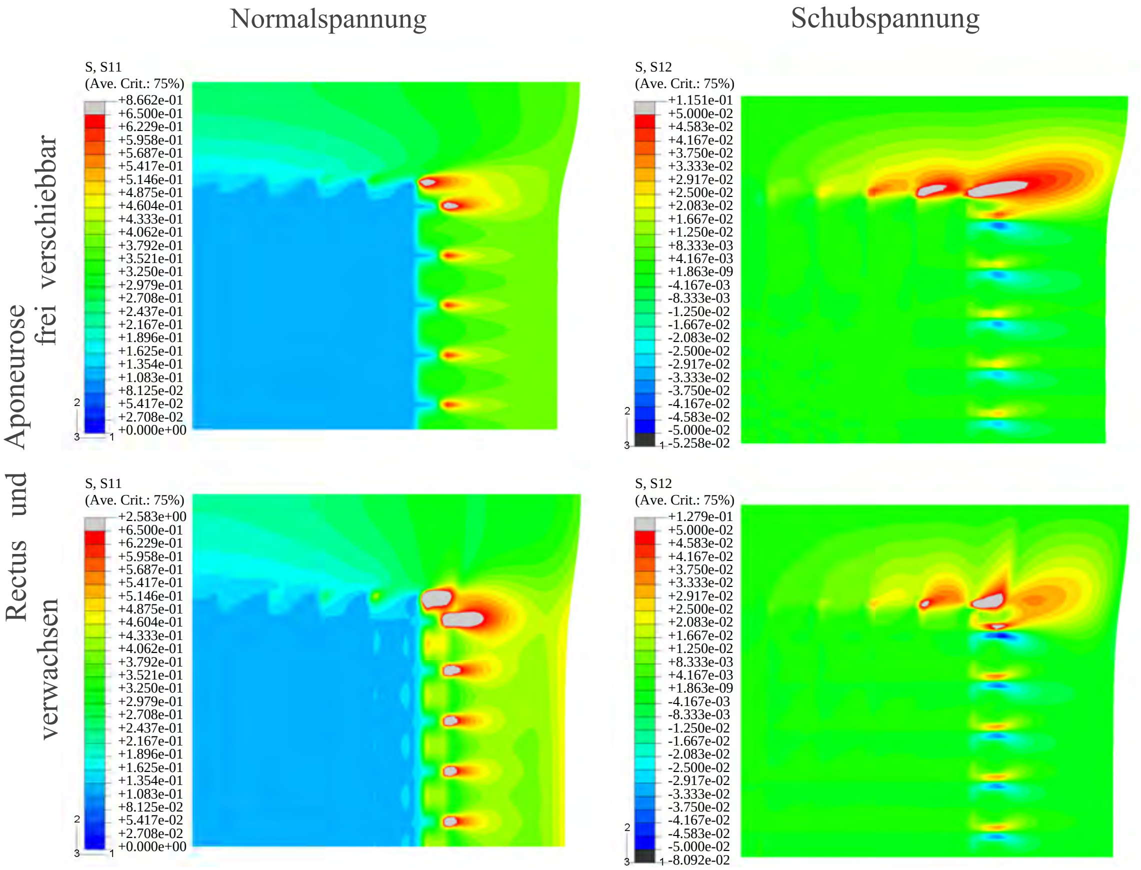

Abbildung F.3: Modell mit neunfachem Fadenquerschnitt wie Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

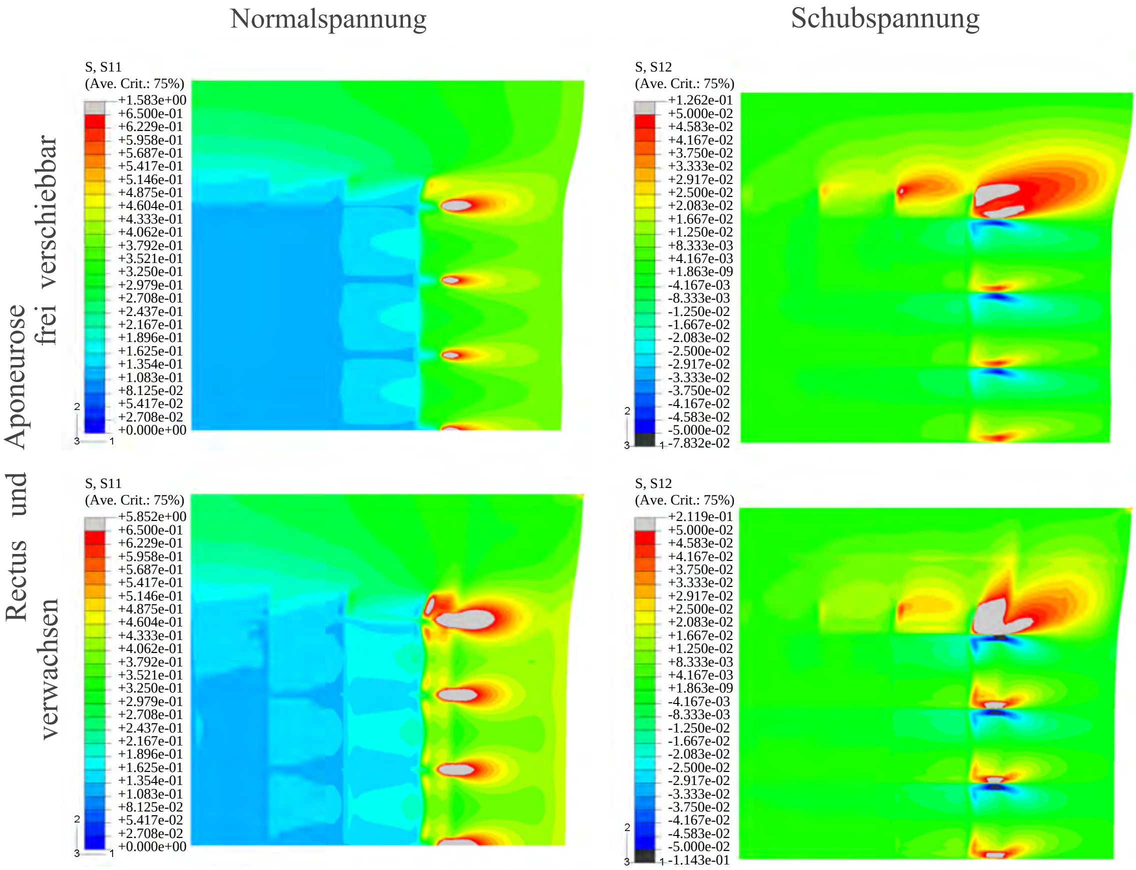

Abbildung F.4: Modell mit Porenbreite um den Faktor 1,5 größer als beim Standardmodell, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

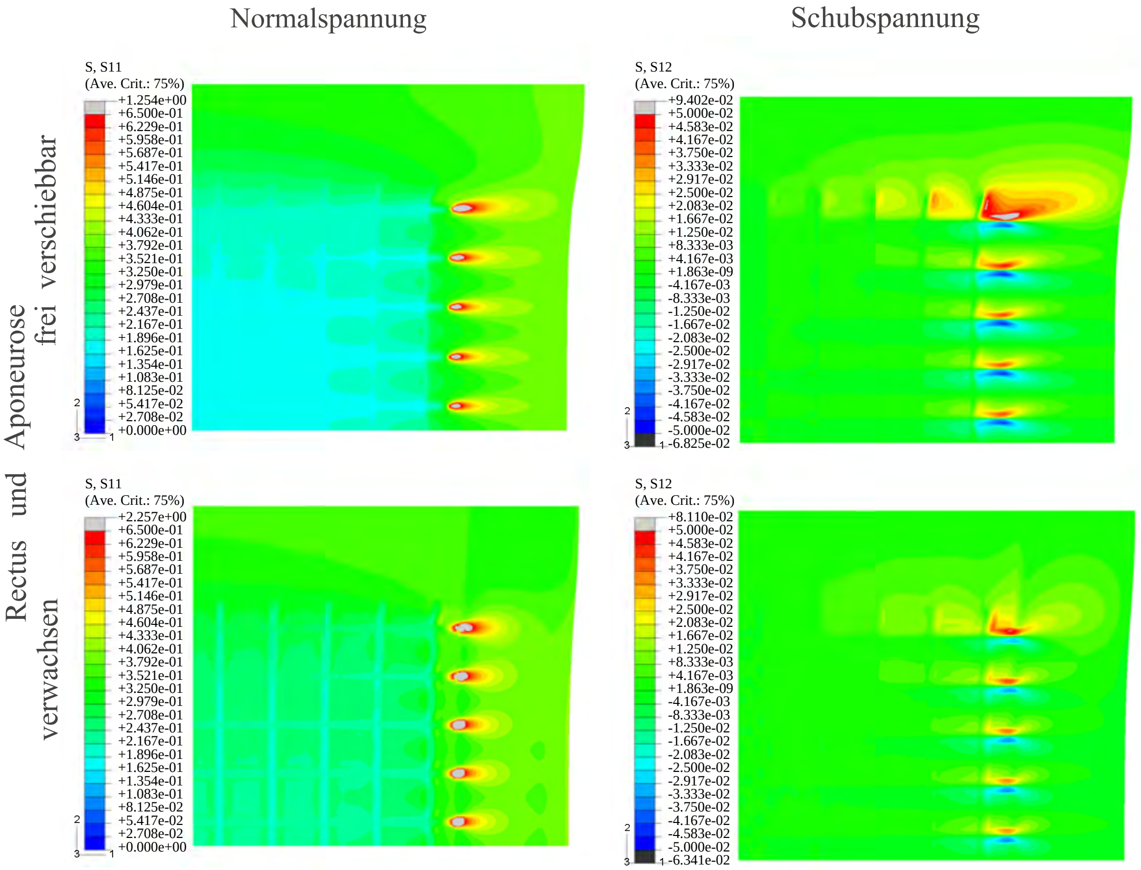

Abbildung F.5: Standardgeometrie, Fadensteifigkeit: $200 N/mm^2$ (Standardmodell: $5400 N/mm^2$), oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

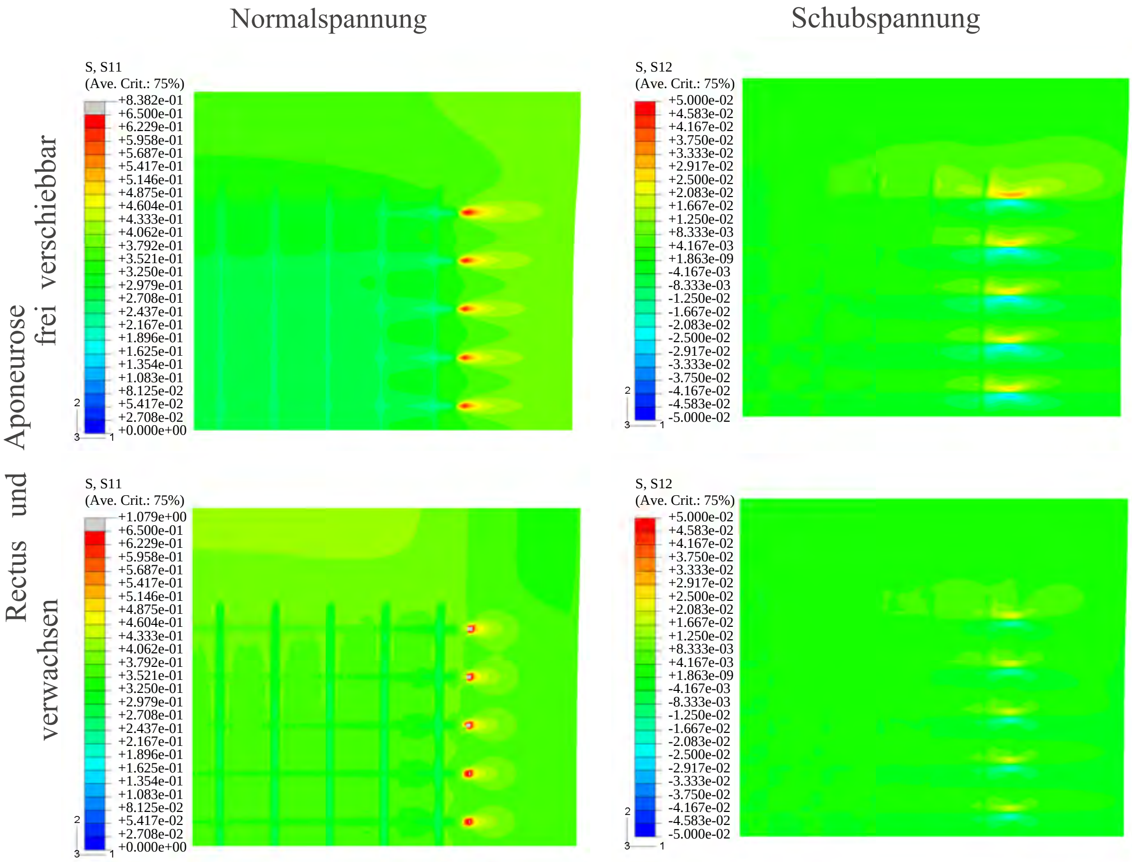

Abbildung F.6: Standardgeometrie, Fadensteifigkeit: $50N/mm^2$ (Standardmodell: $5400N/mm^2$), oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

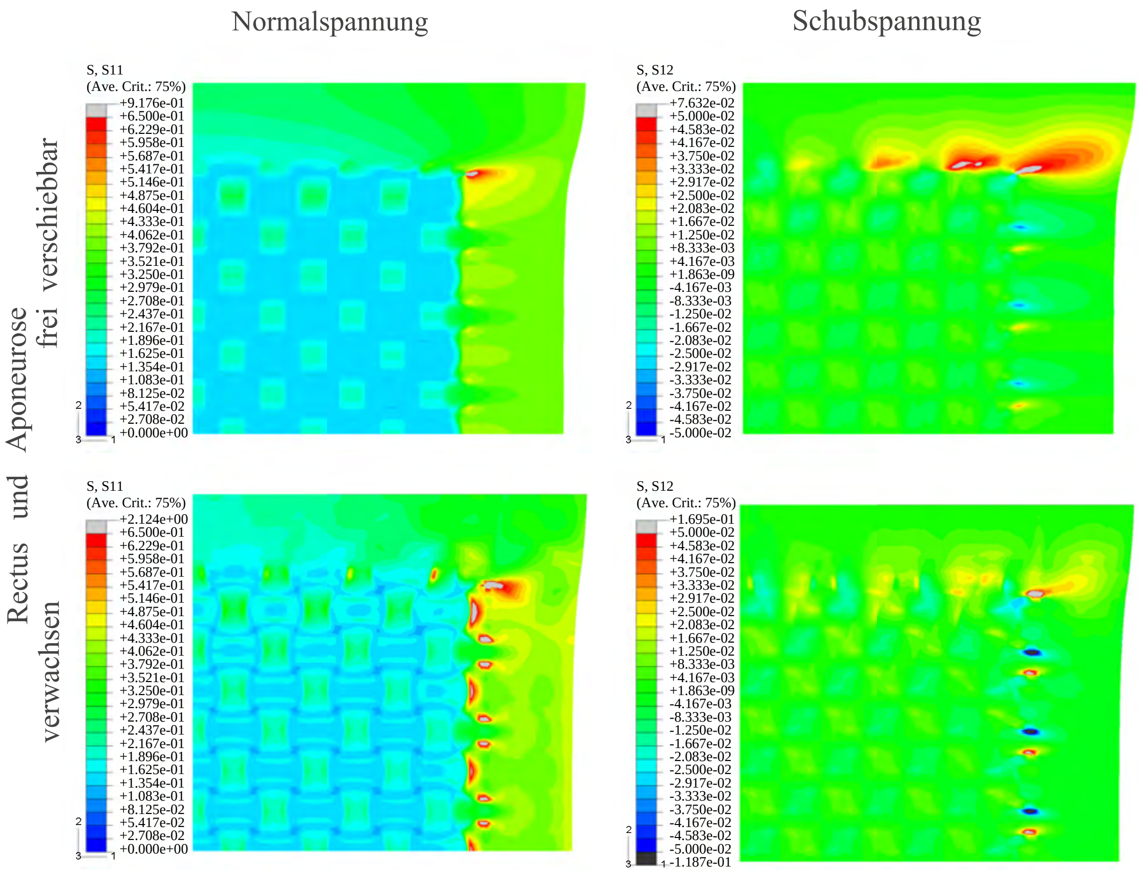

Abbildung F.7: Netz mit gekrümmten Fäden, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

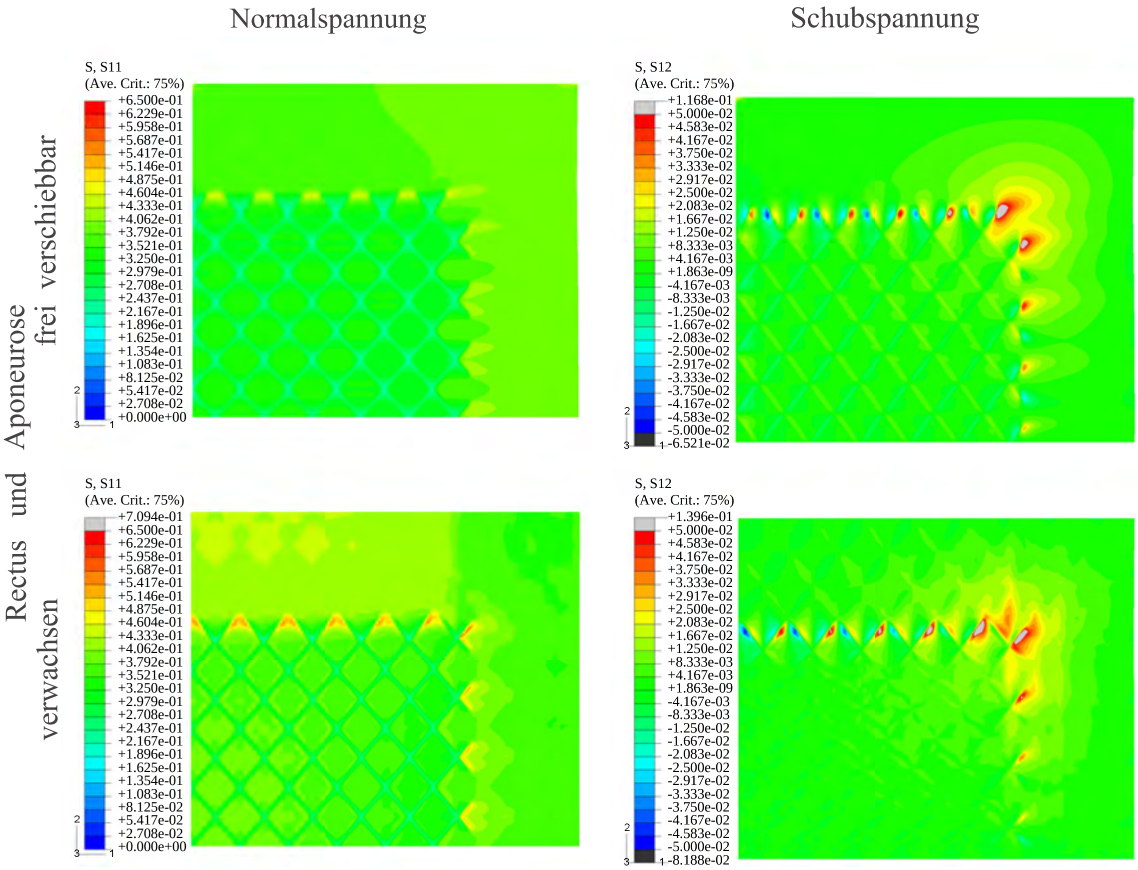

Abbildung F.8: Rautennetz, Fadensteifigkeit: $200N/mm^2$, oben: Aponeurose frei verschiebbar, unten: Aponeurose und Rectus fest verwachsen

Literaturverzeichnis

[1] Farthmann, E. H. et al.: *Der spannungsfreie Verschluß der Narbenhernie.* Der Chirurg 68, 310 - 316, (1997)

[2] Klinge, U.: *Novel Textile Structures in Surgery.* DWI Reports, 31. Aachener Textiltagung, (2004)

[3] Junge, K. et al.: *Persistent Extracellular Matrix Remodelling at the Interface to Polymers Used for Hernia Repair.* European Surgical Research 35, 497 - 504, (2003)

[4] Morris-Stiff, G. J. et al.: *The Outcomes of Nonabsorbable Mesh Placed Within the Abdominal Cavity: Literature review and Clinical Experience.* Journal of American College of Surgeons 186, 352 - 367, (1998)

[5] Flum, D. R. et al.: *Have Outcomes of Incisional Hernia Improved with Time?: A Population-Based Analysis.* Annals of Surgery 237, 129 - 135, (2003)

[6] Beets, G. L. et al.: *Foreign Body Reactions to Monofilament and Braided Polypropylene Mesh Used as Preperitoneal Implants in Pigs.* Journal of Surgery 162, 823-824, (1996)

[7] Klinge, U.: *Der Einsatz von alloplastischen Kunststoffnetzen zur Reparation von Bauchwandhernien: Optimierung durch Anpassung an die physiologischen Belastungen.* Habilitation, Klinik für Chirurgie der medizinischen Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen, (1999)

[8] Wintermantel, E. et al.: *Medizintechnik mit biokompatiblen Werkstoffen und Verfahren.* 3. Auflage, Springer Berlin Heidelberg New York, 129 - 135, (2002)

[9] Klosterhalfen, B.: *What is New in the Field of Surgical Meshes?* 18. Chirurgentag, Hamburg, (2004)

[10] Schumpelick, V. et al.: *Minimierte Polypropylen-Netze zur präperitonealen Netzplastik (PNP) der Narbenhernie.* Der Chirurg 70, 422-430, (1999)

[11] Bell, J. M. et al.: *Integration of Biomaterials Implanted into Abdominal Wall: Process of Scar Formation and Macrophage Response.* Biomaterials 16, 381-387, (1995)

[12] Schumpelick, V. et al.: *Biomaterialien zur Versorgung der Narbenhernie.* Viszeralchirurgie 36, 126 - 132 (2001)

[13] Klosterhalfen, B. et al.: *Morphologische Korrelation der funktionellen Bauchwandmechanik nach Mesh-Implantation.* Langenbecks Archiv für Chirurgie 382, 87 - 95 (1997)

[14] Klosterhalfen, B. et al.: *Polymers in Hernia Repair - Common Polyester vs. Polypropylene Surgical Meshes.* Journal of Materials Science 35, 4769 - 4776, (2000)

[15] Klosterhalfen, B. et al.: *Pathologie traditioneller chirurgischer Netze zur Hernienreparation nach Langzeitimplantation im Menschen.* Der Chirurg 71, 43 - 51, (2000)

[16] Klinge, U. et al.: *Entstehung und Pathophysiologie der Bauchwanddefekte.* Der Chirurg 68, 293 - 303, (1997)

[17] Klinge U. et al.: *Veränderung der Bauchwandmechanik nach Mesh-Implantation.* Langenbecks Arch Chir 381, 323-332, (1996)

[18] Klinge, U. et al.: *Shrinking of Polypropylene Mesh in Vivo: An Experimental Study in Dogs.* European Journal of Surgery 164, 965 - 969 (1997)

[19] Junge, K. et al.: *Elasticity of the Anterior Abdominal Wall and Impact for Reparation of Incisional Hernias Using Mesh Implants.* Hernia 5, 113 - 118, (2001)

[20] Seidel, W. et al.: *Messungen zur Festigkeit der Bauchdeckennaht.* Chirurg 45, 266 - 272, (1974)

[21] Hoffschulte K.-H.: *Experimentelle Untersuchungen zur Festigkeit menschlicher Bauchwandaponeurosen im Hinblick auf Wunddehiszenzen nach Laparotomien.* Dissertation, Marburg, (1974)

[22] Hayashi, K.: *Mechanical Properties of Ligaments and Tendon.* Summerschool: Biomechanics of Soft Tissue, CISM Udine, (2001)

[23] Holzapfel, G. A. et al.: *Anisotropic Mechanical Properties of Tissue Components in Human Atherosclerotic Plaques.* Preprint, To appear in Journal of Biomechanical Engineering, (2004)

[24] Pearsall, G. W.: *Passive Mechanical Properties of Uterine Muscle (Myometrium) Tested in Vitro.* Journal of Biomechanics 11, 167 - 176, (1978)

[25] Katake, K.: *Studies on the Strength of Human Skeletal Muscles.* Journal Kyoto Pref. Med. Univ. 69, 463 - 483, (1961)

[26] Van Ee, C. A. et al.: *Quantifying Skeletal Muscle Properties in Cadaveric Test Specimens: Effects of Mechanical Loading, Postmortem Time, and Freezer Storage.* Journal of Biomechanical Engineering 122, 9 - 14, (2000)

[27] Yamada, H.: *Strength of Biological Materials.* The Williams & Wilkins Company, Baltimore (1970)

[28] Duck, F. A.: *Physical Properties of Tissue, A Comprehensive Reference Book.* Academic Press Limited, London (1990)

[29] Viidik, A.: *Biomechanical Behavior of Soft Connective Tissue.* NATO Advanced Study Institutes Series E, 75 - 113 (1979)

[30] Hartung, C.: *Zur Biomechanik weicher biologishcer Gewebe.* Fortschrittberichte der VDI-Zeitschriften, VDI-Verlag, Düsseldorf, (1975)

[31] Förstemann, T. et al.: *Messung, Modellierung und Simulation des biomechanischen Verhaltens glatter Muskelzellverbände.* Fortschrittsberichte VDI-Reihe 17 Nr. 194, Düsseldorf: VDI-Verlag, (2000)

[32] Maganaris, C. N. et al.: *In Vivo Human Tendon Mechanical Properties.* Journal of Physiology 521.1, 307 - 313, (1999)

[33] Maganaris, C. N. et al.: *Load-Elongation Characteristics of in Vivo Human Tendon and Aponeurosis.* Journal of Experimental Biology 203, 751 - 756, (2000)

[34] Maganaris, C. N. et al.: *In Vivo Specific Tension of Human Skeletal Muscle.* Journal of Applied Physiology 90, 865 - 872, (2001)

[35] Maganaris, C. N. et al.: *Tensile Properties of the in Vivo Human Gastrocnemius Tendon.* Journal of Biomechanics 35, 1639 - 1646, (2002)

[36] Maganaris, C. N. et al.: *Tensile Properties of in Vivo Human Tendinous Tissue.* Journal of Biomechanics 35, 1019 - 1027, (2002)

[37] Magnusson, S. et al.: *Passive Properties of Human Skeletal Muscle During Stretch Maneuvers. A Review.* Scandinavian Journal of Med. Sci. Sports 8, 65 - 77, (1998)

[38] Muramatsu, T. et al.: *Mechanical Properties of Tendon and Aponeurosis of Human Gastrocnemius Muscle in Vivo.* Journal of Applied Physiology 90, 1671 - 1678, (2001)

[39] NARICI, M. V. ET AL.: *Effect of Aging on Human Muscle Architecture.* Journal of Applied Physiology 95, 2229 - 2234, (2003)

[40] ZUURBIER, C. J. ET AL.: *Length-Force Characteristics of the Aponeurosis in the Passive and Active Muscle Condition and in the Isolated Condition.* Journal of Biomechanics 27, 445 - 453, (1994)

[41] NILSSON, T.: *Biomechanical Properties of Rabbit Abdominal Wall. PartI. - The Mechanical Properties of Specimens from Different Anatomical positions.* Journal of Biomechanics 15, 123 -129, (1982)

[42] NILSSON, T.: *Biomechanical Properties of Rabbit Abdominal Wall. PartII. - The Mechanical Properties of Specimens in Relation to Length, Width and Fibre Orientation.* Journal of Biomechanics 15, 131 - 135, (1982)

[43] RATH, A. M.: *The Sheat of the Rectus Abdominis Muscle: An Anatomical and Biomechanical Study.* Hernia 1, 139 - 142, (1997)

[44] SPENCER, A. J. M.: *Continuum Theory of the Mechanics of Fibre-Reinforced Composites.* International Centre for Mechanical Sciences, Courses and Lectures 282, Springer, 1 - 32, (1984)

[45] HOLZAPFEL, G. A.: *Nonlinear Solid Mechanics.* Wiley and Sons, Kanada, (2000)

[46] HOGER, A.: *The Constitutive Equation for Finite Deformations of a Transversely Isotropic Hyperelastic Material With Residual Stress.* Journal of Elasticity 38, 107 - 118, (1993)

[47] LIMBERT, G. ET AL.: *On the Constitutive Modeling of Biological Soft Connective Tissues, A General Theoretical Framework and Explizit Forms of the Tensors of Elasticity for Strongly Anisotropic Continuum Fiber-Reinforced Composites at Finite Strains.* International Journal of Solids and Structures 39, 2343 - 2358, (2002)

[48] FUNG, Y. C. B.: *Elasticity of Soft Tissues in Simple Elongation.* American Journal of Physiology 213, 1532 - 1544, (1967)

[49] ALMEIDA, E. S. ET AL.: *Finite Element Formulations for Hyperelastic Transversely Isotropic Biphasic Soft Tissues.* Computer methods in applied mechanics and engineering 151, 513 - 538, (1998)

[50] COHEN, B. ET AL.: *A Transversely Isotropic Biphasic Model for Unconfined Compression of Growth Plate and Chondroepiphysis.* Journal of Biomechanical Engineering 120, 491 - 496, (1998)

[51] Garcia, J. J. et al.: *An Approach for the Stress Analysis of Transversely Isotropic Biphasic Cartilage Under Impact Load.* Journal of Biomechanical Engineering 120, 608 - 613, (1998)

[52] Garcia, J. J. et al.: *Estimation of in Situ Elastic Properties of Biphasic Cartilage Based on a Transversely Isotropic Hypo-Elastic Model.* Journal of Biomechanical Engineering 122, 1 - 8, (2000)

[53] Spilker, R. L. et al.: *A Transversely Isotropic Biphasic Finite Element Model of the Meniscus.* Journal of Biomechanics 25, 1027 - 1045, (1992)

[54] Donzelli, P. S. et al.: *Contact Analysis of Biphasic Transversely Isotropic Cartilage Layers and Correlations With Tissue Failure.* Journal of Biomechanics 32, 1037 - 1047, (1999)

[55] Oomens, C. W. J. et al.: *Finite Element Modelling of Contracting Skeletal Muscle.* Phil. Trans. Royal Society London 358, 1453 - 1460, (2003)

[56] Van der Linden, B. J. J. C.: *Mechanical Modeling of Skeletal Muscle Functioning.* Dissertation, Universität von Twente, (1998)

[57] Stoicheios, A. et al.: *A Passive and Axisymmetric Model for Skeletal Muscle Under Transverse Compression and Longitudinal Tension.* 5. GRACM International Congress on Computational Mechanics, Limassol, (2005)

[58] Best, T. M. et al.: *Charakterization of the Passive Responses of Live Skeletal Muscle Using the Quasi-Linear Theory of Viscoelasticity.* Journal of Biomechanics 27, 413 - 419, (1994)

[59] Bosboom, E. M. H. et al.: *Passive Transverse Mechanical Properties of Skeletal Muscle Under in Vivo Compression.* Journal of Biomechanics 34, 1365 - 1368, (2001)

[60] Weiss, J. A.: *A Constitutive Model and Finite Element Representation for Transversely Isotropic Soft Tissues.* Dissertation, University of Utah. (1994)

[61] Weiss, J. A. et al.: *Finite Element Implementation of Incompressible, Transversely Isotropic Hyperelasticity.* Computer methods in applied mechanics and engineering 135. 107-128, (1996)

[62] Snyder, R. W. et al.: *Experimantal Study of Biological Tissue Subjected to Pure Shear.* Journal of Biomechanics 8, 415 - 419, (1975)

[63] Veronda, D. R. et al.: *Mechanical Characterization of Skin - Finite Deformations.* Journal of Biomechanics 11, 167 - 176, (1978)

[64] Hartung, C.: *Biomechanik.* Vorlesung, Universität Hannover, (2003)

[65] Weiss, J. A. et al.: *Material Models for the Study of Soft Tissue Mechanics.* Proceedings of the International Conference on Pelvic and Lower Extremity Injuries, Washington. 249-261, (1995)

[66] Weiss, J. A. et al.: *Three-Dimensional Finite Element Modeling of Ligaments: Technical Aspects.* Medical Engineering and Physics 27. 845-861, (2005)

[67] Bonet, J. et al.: *A Simple Ortotropic, Transversely Isotropic Hyperelastic Constitutive Equation for Large Strain Computations.* Computer methods in applied mechanics and engineering 162. 151-164, (1998)

[68] Rüter, M. et al.: *Analysis, Finite Element Computation and Error Estimation in Transversely Isotropic Nearly Incompressible Finite Elasticity.* Computer methods in applied mechanics and engineering 190. 519-541, (2000)

[69] Humphrey, J. D. et al.: *On Constitutive Relations and Finite Deformations of Passive Cardiac Tissue: I. A Pseudostrain-Energy Function.* Journal of Biomechanical Engineering 109, 298 - 304, (1987)

[70] Humphrey, J. D. et al.: *Determination of a Constitutive Relation for Passive Myocardium: I. A New Functional Form.* Journal of Biomechanical Engineering 112, 333 - 339, (1990)

[71] Humphrey, J. D. et al.: *Determination of a Constitutive Relation for Passive Myocardium: II. Parameter Estimation.* Journal of Biomechanical Engineering 112, 340 - 346, (1990)

[72] Humphrey, J. D. et al.: *A new Constitutive Formulation for Characterizing the Mechanical Behavior of Soft Biological Tissues.* Biophysical Journal 52, 563 - 570, (1987)

[73] Kahle, W. et al.: *Taschenatlas der Anatomie, Band 1: Bewegungsapparat.* Stuttgart, New York: Thieme, München: Deutscher Taschenbuch-Verlag, (1986)

[74] Frick, H. et al.: *Allgemeine Anatomie, Spezielle Anatomie.* Band 1, 3. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, (1987)

[75] Waldemeyer, A. et al.: *Anatomie des Menschen 1.* 16. Auflage, Berlin, New York: De Gruyter, (1993)

[76] Platzer, W.: *Permkopf-Anatomie, Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen, Band2: Brust, Bauch und Extremitäten.* 3. Auflage, München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, (1989)

[77] Rohen, J. W. et al.: *Anatomie des Menschen.* 4. Auflage, Stuttgart, New York: Schattauer, (1998)

[78] PRESCHER, A. ET AL.: *The Abdominal Wall - Where to Place a Mesh?.* In: Meshes: Benefits and Risks, Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 145 - 149, (2004)

[79] AXER, H. ET AL.: *Collagen Fibers in Linea Alba and Rectus Sheaths, I. General Scheme and Morphological Aspects.* Journal of Surgical Research 96, 127 - 134, (2001)

[80] AXER, H. ET AL.: *Collagen Fibers in Linea Alba and Rectus Sheaths, II. Variability and Biomechanical Aspects.* Journal of Surgical Research 96, 127 - 134, (2001)

[81] RATH, A. M. ET AL.: *The Abdominal Linea Alba: An Anatomo-Radiologic and Biomechanical Study.* Journal of Clinical Anatomy 18, 281 - 288, (1996)

[82] NICKEL, R.: *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere.* Parey, (2003)

[83] POPESKO, P.: *Atlas der topographischen Anatomie der Haustiere.* (1998)

[84] DELP S. L. ET AL.: *Architecture of the Rectus Abdominis, Quadratus Lumborum and Erector Spinae.* Journal of Biomechanics 34, 371-375, (2001)

[85] DRYE J. C.: *Intraperitoneal Pressure in the Human.* Surgery, Gynecology and Obstetrics 87, 473, (1948)

[86] MARRAS W. S. ET AL.: *Intraabdominal Pressures during Natural Activities in Patients Treated with Continuous Ambulatory Peritoneal Dialysis.* Nephron 44, 129-135, (1986)

[87] EFFENBERGER T.: *Bestimmung postoperativer mechanischer Nahtbelastungen von Laparotomiewunden und experimentell-tierexperimentelle Überprüfung herkömmlicher und neu entwickelter Nahttechniken zum Faszienverschluss.* Habilitation, Universität Hamburg, (1989)

[88] CODA A.: *Incisuional Hernia and Fascial Defect Following Laparoscopic Surgery.* Surgical Laparoscopy, endoscopy and Percutaneous Techniques 10, 34-38, (2000)

[89] HODGES, P. ET AL.: *In Vivo Measurement of the Effect of Intra-abdominal Pressure on the Human Spine.* Journal of Biomechanics 34, 347 - 353, (2001)

[90] HEMBORG, B. ET AL.: *Intraabdominal Pressure and Traunk Muscle Activity During Lifting-Effect of Abdominal Muscle Training in Healthy Subjects.* Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine 15, 183-196, (1983)

[91] CAMPBELL E. J. M. ET AL.: *The Variations in Intra-Abdominal Pressure and the Activity of the Abdominal Muscles During Breathing.* Journal of Physiology 122, 282-290, (1953)

[92] Steffen G. et al.: *Druck- und Kraftmessung als Grundlage zur postoperativen Beurteilung der Bauchdeckenfunktionen.* Zeitschrift für experimentelle Chirurgie, Transplatation und künstliche Organe 20, 44-49, (1987)

[93] Piza-Katzer H. et al.: *Rekonstruktion von Bauchwanddefekten mit Corium.* Der Chirurg 50, 775-779, (1979)

[94] Kirsch U.: *Zu Naht un Knoten.* Medizinische Mitteilungen 47, 104, (1973)

[95] Schramm, H.: *Die postoperative Bauchdeckenspannung nach laparoskopischer und laparotomischer Kastration der Hündin als Gradmesser peritonealer Irritation.* Dissertaion, Universität Wien, (2000)

[96] Klinge U. et al.: *Pathophysiologie der Bauchdecken.* Der Chirurg 67, 229-233, (1996)

[97] Welty, G. et al.: *Functional Impairment and Complaints Following Incisional Hernia Repair With Different Polypropylene Meshes.* Hernia 5, 142 - 147 (2001)

[98] Brenner, J. et al.: *Mesh Materials in Hernia Repair.* In: Meshes. 172-179, (1995)

[99] Benninghoff: *Anatomie - Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen.* Band 1, 14. Auflage, Urban & Schwarzenberg, (1985)

[100] Leonhardt, H: *Histologie, Zytologie und Mikroanatomie des Menschen.* 8. Auflage, Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, (1990)

[101] Whiting, W. C. et al.: *Biomechanics of Muculoskeletal Injury.* Whitning & Zernicke, (1998)

[102] Nordin, M. et al.: *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.* Lea & Febiger, (1989)

[103] Nigg, B. M. et al.: *Biomechanics of the Musculo-skeletal System.* 2. Auflage, Wiley, (1999)

[104] Fung, Y. C.: *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.* 2. Auflage, Springer New York Heidelberg Berlin, (1984)

[105] Deutsches Institut für Normung e. V.: *DIN 53 399, Schubversuch an ebenen Probekörpern Teil2.* (1982)

[106] Schumpelick, V. et al.: *Incisional Abdominal hernia: The Open Mesh Repair.* Langenbecks Archiv für Chirurgie 389, 1 - 5 (2004)

[107] Amid, P. K.: *Shrikage: Fake or Fact?.* In: Meshes: Benefits and Risks, Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 198 - 206, (2004)

[108] Amid, P. K.: *Classification of Biomaterials and Their Related Complications in Abdominal Wall Hernia Surgery.* Hernia 1, 15 - 21, (1997)

[109] Kukleta, J. F.: *The Ideal Mesh for Abdominal Wall Repair.* In: Meshes: Benefits and Risks, Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 442, (2004)

[110] Morris, D. M. et al.: *Use of Carbon Fibres for Repair of Abdominal-Wall Defects in Rats.* Surgery 107, 627 - 631, (1990)

[111] Goldstein, S. A.: *The Mechanical Properties of Trabecular Bone: Dependence on Anatomic Location and Function.* Journal of Biomechanics 20, 1055 - 1061, (1987)

[112] Niemz, P.: *Physik des Holzes und der Holzwerkstoffe.* Schriftenreihe: Holz : Anatomie, Chemie, Physik, Leinfelden-Echterdingen : DRW-Verlag, (1993)

[113] Shalak, R. et al.: *Handbook of Bioengineering.* Mc Graw-Hill Book Company, (1986)

[114] Deutsches Institut für Normung e. V.: *DIN EN 10 002, Zugversuch Teil1: Prüfverfahren (bei Raumtemperatur).* (1991)

[115] Deutsches Institut für Normung e. V.: *DIN EN 10 002, Zugversuch Teil5: Prüfverfahren bei erhöhter Temperatur.* (1992)

[116] Douglas, R. D.: *Of Pigs and Men and Research.* Space Life Sciencew 3, 226 - 234, (1971)

[117] Gardiner, J. C.: *Simple Shear Testing of Parallel-Fibered Planar Soft Tissues.* Transactions of the ASME 123, 170 - 175, (2001)

[118] North, J. F.: *Volume Compressibility of Human Abdominal Skin.* Journal of Biomechanics 11, 203 - 207, (1978)

[119] Strogies, P.: *Konstruktion einer Vorrichtung zur Kompressibilitätsmessung und Untersuchung statischer und dynamischer Eigenschaften von Implantaten.* Diplomarbeit, Universität der Bundeswehr Hamburg,(2003)

[120] Katake, K.: *Studies on the Strength of Human Skeletal Muscle.* J. Kyoto Pref. Med. Univ. 69, 463-483, (1961)

[121] Alnaqeeb, M. A. et al.: *Connective Tissue Changes and Physical Properties of Developing and Ageing Skeletal Muscle.* Journal of Anatomy 139, 677-689, (1984)

[122] Daly, O.: *Age-Related Changes in the Mechanical Properties of Human Skin.* Journal of Investigative Dermatology 73, 84-87, (1979)

[123] Betten, J.: *Tensorrechnung für Ingenieure.* Teubner, Stuttgart, (1987)

[124] Altenbach, J. et al.: *Einführung in die Kontinuumsmechanik.* Teubner, Stuttgart, (1994)

[125] Betten, J.: *Kontinuumsmechanik.* Springer, Berlin, (1993)

[126] Haupt, P.: *Continuum Mechanics and Theory of Materials.*, 2. Auflage, Springer, Berlin, (2002)

[127] Krawietz, A.: *Materialtheorie.* Springer, Berlin, (1986)

[128] Marsden, J. E. et al.: *Mathematical Foundations of Elasticity.* Prentice-Hall, Englewood Cliffs, N.J., (1983)

[129] Ogden, R. W.: *Nonlinear Elastic Deformations.* Ellis Horwood, Chichester, (1984)

[130] Truesdell, C. et al.: *The Non-linear Field Theories of Mechanics.*, 2. Auflage, Springer, Berlin, (1992)

[131] Zimmermann, B.: *Kontinuumsmechanik.* Vorlesung, TU Clausthal, (1996)

[132] Macvean, D. B.: *Die Elementararbeit in einem Kontinuum und die Zuordnung von Spannungs- und Verzerrungstensoren.* ZAMP 19, 157ff, (1968)

[133] Hill, A. V.: *The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle.* Proceedings of the Royal Society of London, Series B, Biological Sciences 126, 136-195, (1938)

[134] Hill, A. V.: *The Effect of Load on the Heat of Shortening of Muscle.* Proceedings of the Royal Society of London, Series B, Biological Sciences 159, 297-318, (1964)

[135] Aigner, M.: *One-dimensional quasi-static continuum model of muscle contraction as a distributed control system.* Center for Turbolence Research, Annual Research Briefs, 155-168, (1999)

[136] Bhargava, L. J.: *A Phenomenological Model for Estimating Metabolic Energy Consumption in Muscle Contraction.* Journal of Biomechanics 37, 81-88, (2004)

[137] Hibbitt et al. *Abaqus 6.4.2, Analysis User's manual - Vol. 6, User subroutines & Parametric Studies.* Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., (2004)

[138] KATAKE, K.: *The Strength for Tension and Bursting of Human Fasciae.* Journal of Kyoto Prefectural Medical University 69, 484 - 488, (1961)

[139] KROUSKOP, T. A. ET AL.: *Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression.* Ultrasonic Imaging 20. 260-274, (1998)

[140] SCHITTKOWSKI, K.: *Data Fitting in Dynamical Systems with Easy-Fit.* Universität Bayreuth, (2002)

[141] KEY, S. W.: *A Variational Principle for Incompressible and Nearly-Incompressible Anisotropic Elasticity.* International Journal of Solids and Structures 5. 951-964, (1969)

[142] ODEN, J. T. ET AL.: *Finite Element Methods for Constrained Problems in Elasticity.* International Journal of Numerical Methods in Engineering 18. 701-725, (1982)

[143] SUSSMAN, T. ET AL.: *A Finite Element Formulation for Nonlinear Incompressible Elastic and Inelastic Analysis.* Comp. Struct. 26. 357-409, (1987)

[144] KAHLE, W. ET AL.: *DTV-Atlas der Anatomie, Band1: Bewegungsapparat.* Thieme, Stuttgart, (1986)

[145] HAYASHI, K.: *Remodeling of tendon and ligaments.* CISM course: Biomechanics of Soft Tissue, Udine, Italien, (2001)

[146] SABISTON, D. C. ET AL.: *Textbook of Surgery.* 15. Auflage, W. B. Saunders Company, (1997)

[147] RATH, A. M. ET AL.: *The Healing of Laparotomies: Review of the Literature, Part 1. Physiologic and Pathologic Aspects.* Hernia 2, 145 - 149, (1998)

[148] RATH, A. M. ET AL.: *The Healing of Laparotomies: A Bibliographic Study, Part 2. Technical Aspects.* Hernia 4, 41 - 48, (2000)

[149] HARDY, M. A. ET AL.: *The Biology of Scar Formation.* Physical Therapy 69, 22 - 32, (1989)

[150] AREM, A. J. ET AL.: *Effect of stress on Healing Wounds: I. Intermittent noncyclical tension.* Journal of Surgical Research 20, 93 - 102, (1976)

[151] MASON, M. L. ET AL.: *The Rate of Healing of Tendons: an Experimantal study of Tensile Strength.* Ann Surg 113, 330 - 333, (1984)

[152] THORNGATE, S. ET AL.: *Effect of Tension on Healing of Aponeurotic Wounds.* Surgery 44, 619 - 624, (1958)

[153] Videman, T.: *Connective Tissue and Immobilization.* Clinical Othop 221, 26 - 32, (1987)

[154] Lorenz, H. P., Eds. Norton, J. A.: *Wounds: Biology, Pathology, and Management.* In: Surgery: Basic Science and Clinical Evidence. New York Springer, 221-239, (2001)

[155] Williams, D. F.: *The Variation of Mechanical Properties in Different Areas of a Healing Wound.* Journal of Biomechanics. 10, 633-642, (1977)

[156] Lichtenstein, I. L. et al.: *The dynamics of Wound Healing.* Surgery, Gynecology and Obstetics. 130, 685-690, (1970)

[157] Douglas, D. M.: *The Healing of Aponeurotic Incisions.* The British Journal of Surgery. 79-84

[158] Doillon, C. J. et al.: *Collagen Fiber Formation in Repair Tissue: Development of Strength and Tougthness.* Collogen and Related Research 5. 481-492, (1985)

[159] Doillon, C. J. et al.: *Relationship Between Mechanical Properties and Collagen Structure of Closed and Open Wounds.* Transactions of the ASME 110. 352-356, (1988)

[160] Tauber, R. et al.: *Die Bedeutung des Nahtmaterials für die Reißfestigkeit heilender Fascien- und Hautwunden.* Langenbecks Archiv für Chirurgie 333. 273-282, (1974)

[161] Greca, F. H. et al.: *The influence of different pore sizes on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects.* Hernia 5, 59 - 64, (2001)

[162] Tera, H. et al.: *Tissue Strength of Structures Involved in Musculo-Aponeurotic Layer Sutures in Laparatomy Incisions.* Acta Chirurgica Scandinavia 142. 349-355, (1976)

[163] Adamsons R. J. et al.: *The relative Importance of the Strength of Healing Wounds under Normal and Abnormal Conditions.* Surgery, Gynecology and Obstetrics. 396-401, (1963)

Lebenslauf

Angaben zur Person

Name:	Michael Gregor
Geburtsdatum:	8. April 1974
Geburtsort:	Bremen

Schulbildung

- 1980 - 1993, Grundschule und Gymnasium, Bremen (Leistungskurse: Mathematik, Physik)
- Abschluss: Abitur (Note: gut)

Wehrdienst

- 1993 - 1994, Grundwehrdienst in Lüneburg und Schwanewede (Instandsetzung)

Hochschullaufbahn

- 1994 - 1999, Studium des Maschinenbaus an der Technischen Universität Clausthal, Studienrichtung Angewandte Mechanik mit den Schwerpunkten Mechanik neuer Werkstoffe und Betriebsfestigkeit, Diplomarbeit: Statiken für Kreiszylinderschalen unter mechanischen und thermischen Lasten
- Abschluss: Diplom (Prädikat: Auszeichnung)

Studienbegleitende Tätigkeiten

- 1996 - 1999, Studentische Hilfskraft, Institut für Maschinenwesen, TU Clausthal
- 1997 - 1999, Studentische Hilfskraft, Institut für Technische Mechanik, TU Clausthal

Berufstätigkeit

- 05/1999 - 12/2000, Wissenschaftlicher Mitarbeiter, Institut für Leichtbau und Kunststofftechnik, TU Dresden
- 04/2001 - 08/2006, Wissenschaftlicher Assistent, Professur für Technische Mechanik, Helmut-Schmidt-Universität (Universität der Bundeswehr Hamburg)
- seit 09/2006, Project Manager Biomechanics, Stryker (Medizintechnik, 18000 Mitarbeiter, Division Osteosynthesis 1300 Mitarbeiter, Werk Freiburg: Stryker Leibinger GmbH & Co. Kg, Micro Implants & Resorbable Solutuions, 400 Mitarbeiter)
- 2007, Stryker Best Team Award: Foot Team