

FAU Studien aus dem Maschinenbau 356

Hannah Riedle

Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation



Hannah Riedle

Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation

FAU Studien aus dem Maschinenbau

Band 356

Herausgeber der Reihe:

Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke Prof. Dr.-Ing. Nico Hanenkamp Prof. Dr.-Ing. habil. Marion Merklein Prof. Dr.-Ing. Michael Schmidt Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack Hannah Riedle

Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation

Dissertation aus dem Lehrstuhl für Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik (FAPS) Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke

Erlangen FAU University Press 2020 Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek: Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über http://dnb.d-nb.de abrufbar.

Bitte zitieren als Riedle, Hannah. 2020. *Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation*. FAU Studien aus dem Maschinenbau Band 356. Erlangen: FAU University Press. DOI: 10.25593/978-3-96147-368-7.

Das Werk, einschließlich seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Die Rechte an allen Inhalten liegen bei ihren jeweiligen Autoren. Sie sind nutzbar unter der Creative-Commons-Lizenz BY-NC.

Der vollständige Inhalt des Buchs ist als PDF über den OPUS-Server der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg abrufbar: https://opus4.kobv.de/opus4-fau/home

Verlag und Auslieferung: FAU University Press, Universitätsstraße 4, 91054 Erlangen

Druck: docupoint GmbH

ISBN: 978-3-96147-367-0 (Druckausgabe) eISBN: 978-3-96147-368-7 (Online-Ausgabe) ISSN: 2625-9974 DOI: 10.25593/978-3-96147-368-7

Fakultätstitelblatt

Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation

Der Technischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

zur

Erlangung des Doktorgrades Dr.-Ing.

vorgelegt von

Hannah Riedle, M. Sc.

aus München

Als Dissertation genehmigt von der Technischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der mündlichen Prüfung: 09.07.2020

Vorsitzender des Promotionsorgans: Prof. Dr.-Ing. habil. Andreas Paul Fröba

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. Tim C. Lüth, TU München

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin am Lehrstuhl für Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik (FAPS) an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.

Dem Lehrstuhlinhaber Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke danke ich besonders für das in mich gesetzte Vertrauen, seine stetige Unterstützung und dem mir gewährten wissenschaftlichen Freiraum. Weiter möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. Tim C. Lüth für die Übernahme des Zweitgutachtens bedanken. Gedankt sei ebenfalls Herrn Prof. Dr. Oliver Friedrich als weiterem Mitglied des Prüfungskollegiums und Frau Prof. Dr.-Ing. Julia Mergheim für die Übernahme des Vorsitzes des Promotionsverfahrens.

Diese Dissertationen beruht in Teilen auf Ergebnissen, die im Rahmen des Forschungsprojektes "Silicone Biomodels" mit der Wacker Chemie AG entstanden sind. Der Abteilung ACEO[®] danke ich an dieser Stelle vielmals für die offene, unterstützende und spannende fachliche Zusammenarbeit. Auch den medizinischen Kooperationspartnern danke ich für ihre Zeit, Fachexpertise und Unterstützung, die sie in das Projekt eingebracht haben.

Ein großer Dank gilt den Kollegen und Kolleginnen des Lehrstuhls über beide Standorte und alle Forschungsbereiche hinweg. Durch den fachlichen Austausch habe ich viel Neues lernen dürfen und die freundschaftliche kollegiale Arbeitsatmosphäre habe ich sehr wertgeschätzt. Hervorheben möchte ich noch besonders die Kollegen und Kolleginnen des Forschungsbereichs Biomechatronik und mich für den positiven, respektvollen und unterstützenden Umgang miteinander bedanken. Ein besonderer Dank gebührt hier Sebastian Reitelshöfer. Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei allen Studierenden, die mich bei meinen Tätigkeiten am Lehrstuhl unterstützt haben.

Mein Dank gilt zuletzt auch meiner Familie. Meinem Bruder danke ich für den in mir geweckten Ehrgeiz und die daraus folgende Disziplin, die für die zeitnahe Fertigstellung dieser Dissertation nötig war. Meinen Eltern danke ich für die Unterstützung auf dem von mir gewählten Bildungsweg und für das mir ermöglichte Privileg diesen verfolgen zu können.

Erlangen, im Juli 2020

Hannah Riedle

Inhaltsverzeichnis

Vorv	wort		iii
Inha	altsv	erzeichnis	.v
Abk	ürzu	Ingsverzeichnis	/ii
For	nelz	eichenverzeichnis	.x
Med	lizin	ische Fachbegriffe	xi
Bild	verz	eichnisx	vi
Tab	ellen	verzeichnisxxx	<i>r</i> ii
1	Ein	leitung	. 1
	1.1	Motivation und Hintergrund	1
	1.2	Zielsetzung	. 2
	1.3	Vorgehensweise und Aufbau der Arbeit	•4
2	Sta	nd der Technik und Forschung von Modellen in der	
	Me	dizin	•7
	2.1	Überblick über Modelle und Simulatoren in der Medizin	• 7
	2.2	Erstellung physischer anatomischer Modelle	10
	2.3	Additiv gefertigte anatomische Modelle	14
3	Gru	undlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte	
	ana	atomischer Modelle	21
	3.1	Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte in der kardiovaskulären Chirurgie	22
	3.2	Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte in der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie	31
	3.3	Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte in der Neurochirurgie	36
4	Me	thodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung))
	Mo	delle	, 41
	4.1	Methodik zur Erstellung digitaler HGA-Modelle	• 42
	4.2	Methodik zur Fertigung weicher HGA-Modelle	-⊤ - 45
	4.3	Methodik zur biomechanischen und medizinischen Evaluation physischer HGA-Modelle	48
		F J - - - - - - - - - -	1

5	Digitale Erstellung der generischen anatomischen Modelle53			
	5.1	Modellableitung aus medizinischen 3-D-Bilddaten53		
	5.2	Modellmanipulation57		
	5.3	Aufbereitung für die Fertigung und Ableitung nötiger konstruktiver Anpassungen für die Anwendung 60		
6	Wei	iche Fertigung der haptischen anatomischen Modelle67		
	6.1	Additive Fertigung anatomischer Modelle aus Silikon		
	6.2	Nachbearbeitung physischer Modelle		
	6.3	Aufbau chirurgischer Simulatoren73		
7	Bio gen	mechanische Evaluation der physischen haptischen, erischen anatomischen (HGA-) Modelle77		
	7.1	Untersuchung mechanischer Kennwerte biologischen Gewebes nach technischen Standards		
	7.2	Untersuchung mechanischer Kennwerte semi-additiv gefertigter Verbundstrukturen		
	7.3	Vergleich der mechanischen Kennwerte der biologischen und künstlichen Proben		
8	Medizinische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle			
	8.1	Modellevaluation in der kardiovaskulären Chirurgie 106		
	8.2	Modellevaluation in der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts- Chirurgie		
	8.3	Modellevaluation in der Neurochirurgie 115		
9	Dis ana Wir	kussion der Erstellung der haptischen, generischen tomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer tschaftlichkeit		
	9.1	Reflektion des entwickelten Vorgehensmodells und seiner Bestandteile		
	9.2	Bewertung der entwickelten Prototypen in den drei chirurgischen Fachbereichen		
	9.3	Ableitung potenzieller wirtschaftlicher Implikationen 128		
10	Zus	ammenfassung und Ausblick133		
11	Sun	nmary and outlook137		
Anha	ıng .	141		
Liter	atur	verzeichnis155		

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Begriff
2-D	zweidimensional
3-D	dreidimensional
3MF	3-D-Fertigungsformat engl.: 3-D Manufacturing Format
А.	Arterie, med.: Ateria
AAB	Abdominalaorta, med.: aorta abdominalis
AAO	Aortenbogen, med.: arcus aortae
ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymer
AM	Additive Fertigung, engl.: Additive Manufacturing
AMF	Datenformat für die additive Fertigung, engl.: Additive Manufacturing File Format
ASD	Atriumseptumdefekt
ASTM	amerikanische Gesellschaft für Prüfung und Materia- lien, engl.: American Society for Testing and Materials
ATH	Thoraxaorta, med.: aorta thoracica
BAV	bikuspide Aortenklappe, engl.: bicuspid aortic valve
CaCO ₃	Kalziumcarbonat
CaO	Kalziumoxid
CE	äußere Halsschlagader, med.: arteria carotis externa
CI	innere Halsschlagader, med.: arteria carotis interna
CLIP™	kontinuierliche Produktion aus Flüssigkeiten, engl.: Continuous Liquid Interface Production
СТ	Computertomographie
DICOM	digitale Bildgebung und Kommunikation in der Medi- zin, engl.: Digital Imaging and Communications in Me- dicine
DIMDI	deutsches Institut für medizinische Dokumentation und Information

deutsche Industrienorm
System der digitalen Lichtsynthese, engl.: System Digital Light Synthesis
Tropfen nach Bedarf/Anfrage, engl.: Drop on Demand
Versuchsplanung, engl.: Design of Experiments
ELASTOSIL®
europäische Norm
Endokard
Epikard
Ventrikulozisternostomie, engl.: endoscopic third ventriculostomy
In Faser-/ Kerbrichtung
Additive Fertigung mittels verschmolzener Filamente, engl.: Fused Filament Fabrication
haptisch, generisch anatomisch
Hounsfield Einheit, engl.: Hounsfield Unit
internationale Klassifikation von Krankheiten, engl.: International Classification of Diseases
internationale Organisation für Standardisierung engl.: International Organization for Standardization
koronare Herzkranzkrankheiten
Kerbrichtung
linkes Atrium
flüssiges additives Fertigungsverfahren, engl.: Liquid Additive Manufacturing
linker Ventrikel (Herz)
Muskel, med.: Musculus
Magnetresonanztomographie
Myokard
Natriumchlorid

PDA	persistierende Ductus arteriosus
PLA	Polylactid, engl.: Polylactic acid
PMMA	Polymethylmethacrylat
RA	rechtes Atrium
RV	rechter Ventrikel (Herz)
S	Septum
SD	obere Schlüsselbeinarterie, med.: arteria subclavia dextra
SLS	Selektives Laser Sintern
SS	untere Schlüsselbeinarterie, med.: arteria subclavia si- nistra
STL	Standard-Triangulationssprache/ -Tesselationssprache
ТВ	erstes großes Gefäß der Aorta, med.: truncus brachio- cephalicus
V.	Vene, med.: Vena
VSD	Ventrikelseptumdefekt
xF	Gegen Faser-/ Kerbrichtung

Formelzeichenverzeichnis

Zeichen	Einheit	Größe
b	mm	Breite
D_i	mm	Innendurchmesser
Ef	%	elastischer Anteil, engl.: elastic fraction
F	Ν	Kraft
1	mm	Länge
п	-	Anzahl
ShA	-	Shore A-Härte
t	mm	Wandstärke/Dicke
ε	%	Dehnung
р	-	Wahrscheinlichkeitswert
ρ	g cm ³	Dichte
σ	$\frac{N}{mm^2}$	Spannung

Medizinische Fachbegriffe

Medizinischer Fachbegriff	Erklärung
abdominal	den Bauchbereich betreffend
Alveolus	Lungenbläschen
Anastomose	chirurgische Verbindungen im radialen Querschnitt
Aneurysma	Weitung des Gefäßes
Aneurysma dissecans	dissezierendes Aneurysma mit Aufspaltung der Gefäßwand
Aorta abdominalis	Abdominalaorta
Aorta thoracica	Thoraxaorta
Arcus aortae	Aortenbogen
Arcus palatopharyngeus	erster Gaumenbogen
Arteria	Arterie
Arteria basalis	Basilararterie
Arteria carotis externa	äußere Halsschlagader
Arteria carotis interna	innere Halsschlagader
Arteria iliaca	Beckenarterie
Arteria pulmonaris	Lungenarterie
Arteria subclavia dextra	obere Schlüsselbeinarterie
Arteria subclavia sinistra	untere Schlüsselbeinarterie
Atrium	Herzvorhof
Ballonkatheter	langes schlauchartiges chirurgisches Instrument mit expandierbarer Ballonspitze
Basalmembran	Basalmembran; lichtmikroskopisch darstellbare Schicht im Extrazellu-

lärraum

bikuspide Valva aortae	Aortenklappe mit zwei statt drei Taschen
Bronchoskopie	Endoskopie der Bronchien
Cerebellum	Kleinhirn
Cisterna basalis	Hohlraum unter dem dritten Ventrikel
Corpus mamillare	paarige Erhebung an der Unterseite des Gehirns
Dentes	Zähne
Ductus arteriosus	Blutgefäß, das Aorta und Lungen- arterie verbindet
Dura mater	Hirnhaut
Echokardiographie	Ultraschalluntersuchung des Herzens
Endokard	innere Herzschicht aus Endothel und Bindegewebe
Endoskop	Gerät zur Intervention innerhalb des Körpers über kleine Öffnungen
Endoskopie	Minimal-invasiver chirurgischer Eingriff über Endoskope
Endothel	glatte Zellen an der Gefäßinnen- wand
endovaskulär	innerhalb des Gefäßes
Epikard	glatte Herzschicht aus Mesothel- zellen, Fett- und Bindegewebe
Foramen Monroi	Öffnung zwischen zweiten und dritten Ventrikel
Hämatom	Blutansammlung
hämorrhagisch	dauerhaft blutend
Herzohr	Ausbuchtung des Atriums
Hydrozephalus	krankhafte Erweiterung der mit Liquor gefüllten Flüssigkeitsräume

Hypophyse	Hirnanhangsdrüse
in situ	innerhalb des Körpers
Intubation	Einführen eines Schlauches in die Luftröhre
in vitro	außerhalb des Körpers
Kapillaren	kleinste Gefäße
kardiovaskulär	das Herz-Kreislauf-System betreffend
Katheter	feiner, biegsamer Kunststoff- schlauch
kaudal	zur Körpermitte hin
koronar	die Herzkranzgefäße betreffend
Kortikales	harte Außenschicht des Knochens
kranial	den Kopf betreffend
kraniofazial	den Kopf und das Gesicht betref- fend
Laparoskopie	Endoskopie in der Bauchhöhle
Ligamentum arteriosum	kleines Band zwischen V. cava superior absteigender Aorta
Liquor cerebrospinalis	Gehirn-Rückenmarksflüssigkeit
Mandibula	Unterkieferknochen
Maxilla	Oberkieferknochen
Mikrochirurgie	chirurgische Operationstechnik mit Verwendung eines Mikroskops
Musculus levator veli palatini	Gaumensegelheber; Muskel im weichen Gaumen und der Uvula
Musculus orbicula oris	Muskel in der Lippe
Musculus papillaris	Papillarmuskulatur
Musculus tensor veli palatini	Gaumensegelspanner; Muskel in weichen und am harten Gaumen

Musculus uvulae	Muskel im weichen Gaumen und der Uvula
Myokard	mittlere Herzschicht bestehend aus Muskelzellen
neuro	das Gehirn betreffend
Okkluder	chirurgisches Instrument zum Verschluss von Öffnungen
Os sphenoidale	Keilbein
pädiatrisch	Kinder betreffend
Palatum durum	harter Gaumen
Palatum mole	weicher Gaumen
pathologisch	krankhaft
Philtrum	Rinne zwischen Nase und Mund
Plexus choroideus	verzweigtes Adergeflecht
Processus alveolaris	Alveolarknochen/Alveolarfortsatz
Septum	Herzwand zwischen den Ventri- keln
Spongiosa	poröser Innenteil des Knochens
Stenose	Verengung einer Öffnung
Teleoperation	Ferngesteuerte Behandlung über Distanz
Trachea	Luftröhre
Truncus brachiocephalicus	erstes großes Gefäß der Aorta
Truncus pulomnalis	Lungenstamm
Tuber cinereum	Bereich des Bodens des dritten Ventrikels
Tunica externa	äußere Gefäßschicht mit Nerven, Blut- und Lymphgefäßen
Tunica interna	innere Gefäßschicht mit Endothel- zellen

Tunica media	mittlere Gefäßschicht mit Muskel- zellen
Uvula palatina	Gaumenzäpfchen
Valva aortae	Aortenklappe
Valva atrioventricularis dextra	Trikuspidalklappe
Valva atrioventricularis sinistra	Mitralklappe
Valva trunci pulmonalis	Pulmonalklappe
Vena	Vene
Vena cava	Hohlvene
Vena pulmonaris	Pulmonalarterie
Vena thalamostriata	Arterie am Foramen Monroi
Ventriculus lateralis	Seitenventrikeln
Ventriculus quartus	vierter Ventrikel
Ventriculus tertius	dritter Ventrikel
Ventrikel	Herzkammer
Ventrikulostomie	Öffnung eines Ventrikels
Ventrikulozisternostomie	Endoskopie des dritten Ventrikels

Bildverzeichnis

Bild 1:	Angestrebte Interaktion drei zentraler Forschungs- schwerpunkte: Modellerstellung, Modellfertigung und Modellevaluation
Bild 2:	Stufen der Komplexität und Realitätsnähe anatomischer Modelle abhängig von abgebildeten Körpervolumen und Eigenschaften
Bild 3:	Grundprinzip der Erstellung eines 3-D-Modells aus medizinischen 3-D-Bilddaten mittels Segmentierung am Beispiel einer Leber; Datensatz: [30]11
Bild 4:	Additiv gefertigte anatomische Modelle: a) Modell einer Trachea [40], b) kraniofaziales Modell [9], c) Modell zweier verwachsenen Herzen von siamesischen Zwillingen [41], d) Modell eines kranialen Defekts [42], e) Modell einer Herzklappe aus Hydrogel und darin gelösten Stammzellen [43], f) Modell fein aufgelöster Lungengefäße [44]16
Bild 5:	Direkt additiv gefertigte Modelle aus flexiblen Materialien: a) Multi-Material-Epithese eines linken Ohrs [76], b) Modell einer Niere mit einem Tumor [77], c) Epithese einer Nase [78], d) gynäkologisches Trainingsmodell eines hämorrhagischen Gebärmutterhalskrebs [79], e) Fußprothese mit funktionaler additiv gefertigter Gitterinnenstruktur [72]19
Bild 6:	Herz-Kreislauf-System im Überblick; in Anlehnung an [81] 23
Bild 7:	Anatomie des Herzens: a) Ansicht des rechten Herzventrikels, b) Sicht auf die Klappenebene; in Anlehnung an [81]24
Bild 8:	Angeborene Herzfehler: a) gesundes Herz, b) Ventrikelseptumdefekt, c) Persistierender Ductus arteriosus, d) Atriumseptumdefekt; in Anlehung an [81] 25
Bild 9:	Direkt und indirekt additiv gefertigte Modelle des Herzens: a) farbkodiertes patientenindividuelles rigides Modell eines pathologischen Herzens für die präoperative Planung [85], b) Modell eines gesunden Herzens für die Ausbildung [9], c) patientenindividuelles flexibles Modell eines halben Herzens mit angeborenen Ventrikelspetumsdefekt [86], d) patientenindividuelles flexibles Modell eines partiellen

- Bild 11: Pathologien von Gefäßen: a) und b) echtes Aneurysma, c) falsches Aneurysuma, d) dissezierendes Aneurysma, e) gesundes Koronargefäß, f) arteriosklerotische verändertes Koronargefäß, g) stenosiertes Koronargefäß, h) Stent-Implantation: Einführung eines Ballonkatheter mit nicht expandierten Stent, i) Stent-Implantation: Stent-Expansion mittels Ballonkatheter, j) Koronargefäß mit expandierten Stent nach Entfernung des Ballonkatheters; in Anlehnung an [81] 29
- Bild 12: Gefäßstrukturen: a) flexibles Modelle von patientenindividuelles Modell eines Aneurysmas zur präoperativen Planung [90], b) mit einem Clip verschossenes additiv gefertigtes flexibles Modell eines kranialen Aneurysmas [92], c) faserverstärktes Gussmodell eines Aneurysmas der abdominalen Aorta [91], d) additiv gefertigtes patientenindividuelles flexibles Modell einer Koronararterie mit rigider Plaque und Stenose [93], e) Modell eines Ausschnitts des AAO mit einer Kalzifikation in der abgehenden A. carotis [87], f) additiv gefertigtes rigides Gefäß-Modell zum
- Bild 13: Aufbau des Kiefers: a) Schnittansicht der Mundhöhle; b) Einsicht in die Mundhöhle; c) Muskulatur des weichen Gaumens, d) Frontalansicht der Lippen; in Anlehnung an [96]

Bild 14: Entstehung von Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten (nach SADLER ET AL. [99]): Gesichtswülste und deren Verschmelzung eines Embryos mit a) fünf, b) sechs, c) sieben und, d) zehn Wochen, Spaltbildungen: e) Normalzustand, f) einseitige Lippenspalte (links), g) einseitige Lippen-Kieferspalte (links), h) beidseitige Lippen-Kieferspalte, i) isolierte Gaumenspalte, j) einseitige Lippen-Kiefer-Gaumenspalte (links); in Anlehnung an [96]..33 Bild 15: Modelle Gesichtspartien mit Lippen-Kiefervon Gaumenspalten: a) additiv gefertigtes, mehrfarbiges, hartes Modell einer durchgängigen Gaumenspalte [107], b) additiv flexibles Modell durchgängigen gefertigtes. einer Gaumenspalte [107], c) Mehrkomponenten-Prototyp eines Simulators einer durchgängigen linksseitigen Lippenspalte [108], d) Lippenrekonstruktion an einem Mehrkomponenten-Simulator einer durchgängigen linksseitigen Lippenspalte [109]

- Simulatoren für die endoskopische Neurochirurgie: a) Bild 18: Mehrkomponenten-Simulator inklusive Schädelknochen bestehend aus additiv gefertigten und gegossenen anatomischen Strukturen mit über eine Pumpe regulierten Druck im Ventrikelsystem und simulierter Blutflüssigkeit [117], b) pädiatrischer gegossener Mehrkomponenten-Simulator mit Liquorsimulierter und Blutflüssigkeit [118]. c) Mehrkomponenten-Simulator bestehend aus additiv gefertigten und gegossenen anatomischen Strukturen [119], d) Mehrkomponenten-Simulator realistischer adoleszenter bestehend aus additiv gefertigten, gegossenen und mit Spezialeffekten erstellten anatomischen Strukturen [120]..... 39
- Bild 19: Vorgehensmodell zur Erstellung validierter HGA-Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation angeleht an das V-Modell der VDI 2206 [121]41

Bild 23:	Grundprinzip der Additiven Fertigung mit Silikonelastomeren der ACEO®-Technologie: a) schichtweiser Aufbau des Bauteils mittels Drop-on-Demand-Verfahren mit UV-Aushärtung jeder Schicht, b) fertiges Bauteil, c) Fertigung mit Stützmaterial aus einer zusätzlichen Düse, d) fertiges Bauteil mit Stützmaterial, e) fertiges Bauteil nach Entfernung des Stützmaterials; in Anlehnung an [65]
Bild 24:	Vorgehen zur biomechanischen Evaluation haptischer Modelle
Dild an	Vorzehen zur medizinischen Evaluation hantischer Medalle -
bild 25:	vorgenen zur medizinischen Evaluation naptischer Modelle 51
Bild 26:	Segmentierte Region für ein Gefäß-Modell abgeleitet aus dem Datensatz [138]: a) triangulierte Darstellung mit sichtbaren Netzkanten des Innenvolumen eines Gefäßes, b) interpoliert geglättete Darstellung des Innenvolumen eines Gefäßes 54
Bild 27:	Segmentierte Regionen für das Herz-Modell abgeleitet aus dem Datensatz [139]: a) alle Segmente, b) Herzvolumen, c) Innenvolumen des linken Atriums, d) Innenvolumen der linken Ventrikels, e) Innenvolumen des rechten Atriums, f) Innenvolumen des rechten Ventrikels, g) Innenvolumen der Aorta, h) Innenvolumen der V. cava superior, i) Innenvolumen der V. cava inferior, j) Innenvolumen der A. pulmonalis, k) Innenvolumen der V. pulmonalis, l) Innenvolumen der Herzkranzgefäße
Bild 28:	Segmentierte Regionen für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten- Modell abgeleitet aus dem Datensatz [140]: a) alle Segmente, b) Seitenansicht des gesamten Volumen des Segments, c) Frontalansicht des gesamten Volumen des Segments, d) Seitenansicht des Volumens des harten Gewebes des Segments, e) Frontalansicht des harten Gewebes des Segments
Bild 29:	Segmentierte Regionen für das Ventrikulozisternostomie- Modell abgeleitet aus dem Datensatz [141]: a) Lokalisierung des Ventrikelsystems im Schädel, b) alle Segmente, c) Volumen des Plexus choroideus, d) Innenvolumen V. thalamostriata am Foramen Monroi, e) Innenvolumen des Ventrikelsystems, f) Innenvolumen der Cisterna basalis, g) Innenvolumen der Hirnstammarterien, h) Volumen des Bodens des Ventriculus tertius zusammen mit der Hypophyse

- Bild 34: Integration von Pathologien in die modellierten Anatomien während der Phase der Geometriemanipulation: a) linksseitige durchgängige Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10 Q37.2,
 b) Ventrikelseptumdefekt (VSD) im Herz-Modell in Anlehnung an [P9], c) bikuspide Valva aortae.......60
- Bild 35:Konstruierte Segelklappen mit vereinfachter M. papillaris im
Herz-Modell in Anlehnung an [P9]60

- Bild 37: Finales auf Montage ausgelegtes digitales Modell einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10 Q37.2: a) Frontalansicht des Weichgewebe-Modells, b) Frontalansicht des Hartgewebe-Modells, c) Frontalansicht des Muskelgruppen-Modells, d) Aufsicht auf das Gesamtmodell, e) Frontalansicht des Weichgewebe-Modells überlagert mit dem transpatent dargestellten innenliegenden Hartgewebe-Modell, f) Frontalansicht des Weichgewebe-Modells überlagert mit dem transpatent dargestellten innenliegenden Muskelgruppen-Modell, **g**) Aufsicht auf das Hartgewebe-Modell überlagert mit dem dargestellten teilweise transpatent verdeckten
- Finales digitales angereichertes Ventrikelsystem-Modell: a) Bild 38: Seitenansicht des gesamten Modells als Vollkörper, b) Frontalansicht des Vollkörpers des Ventrikelsystems überlagert mit dem transparent dargestellten, teilweise im Modellinneren liegenden Hirnstammaterien und Plexus choroideus, c) Frontalansicht auf das für den Ventrikulozisternostomie-Simulator zugeschnittene Modell, d) Seitenansicht auf das für den Ventrikulozisternostomie-Simulator zugeschnittene Modell, e) Schnitt A-A mit Blick in das Ventrikelmodell und auf das Foramen Monroi, die V. thalamostriata und den modellierten Plexus choroideus; in
- Bild 40: Halterung des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells ohne Zukaufteile für die Befestigung an einer Oberfläche: a) Frontalansicht der Gesamtkonstruktion, b) seitliche Rückansicht der Gesamtkonstruktion mit Schnittstelle für die Befestigung, c) zweiteilige verstellbare Halterung des Lippen-

Kiefer-Gaumenspalten-Modells,	d)	Unterkiefer-Modell
inklusive Anschluss zur Halterung		

- Bild 46: Effekt der Beschichtung additiv gefertigter Bauteile zur Verbesserung der Transparenz: a) Platte (rot-transluzent), d) mit einem transluzenten Silikonelastomer (Shore A-Härte 15) beschichtete Platte (rot-transluzent), c) Gefäß-Modell (transluzent), d) mit einem transluzenten Silikonelastomer (Shore A-Härte 15) beschichtetes Gefäß-Modell (transluzent)
- Bild 47:Beschichtungen des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells
zur Simulation der Mundschleimhaut und des Lippenrots ... 72

Bild 49:	Aufbau der Halterung des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten- Modells inklusive des Modells: a) bei kleinen Mundöffnungswinkel, b) bei großen Mundöffnungswinkel, c) seitliche Rückansicht
Bild 50:	Aufbau des Ventrikulozisternostomie-Simulators ohne Befüllung; in Anlehnung an [P6]74
Bild 51:	AufbaudesVentrikulozisternostomie-SimulatorsmitBefüllungzurSimulationderGehirnmasseundderLiquorflüssigkeit;in Anlehnung an [P6]
Bild 52:	Probenvorbereitung für B4 und B5: a) Orientierung der Zugstäbe im Gewebe, b) Integration des Zugstabes in eine Halterung für den Zugversuch; in Anlehnung an [P4]81
Bild 53:	a) Abschnitte der Aorta, b) Versuchsaufbau für die Untersuchungen B8 zur Zugprüfung von Ringproben der porzinen Aorta; in Anlehnung an [P2]
Bild 54:	Shore A-Härte <i>ShA</i> der Aortensegmente AAO, ATH und ABB in Abhängigkeit der Anzahl der gestapelten Lagen n_{Lagen} und der Gesamtdicke t_{ges} mit exponentieller Approximation der Messpunkte (n = 4); in Anlehnung an [P2]
Bild 55:	a) Skizze des Aufbaus des Versuchs B9, b) Aufbau des Versuchs B9, c) Vernähen eines Zugstabes des AAO in B10; in Anlehnung an [P8]
Bild 56:	a) Aufbau des Versuchs B11, b) Aufbau des Versuchs B12; in Anlehnung an [P8]
Bild 57:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} aus K1 in Abhängigkeit der Shore A-Härte <i>ShA</i> und der Wandstärke <i>t</i> mit linearer und polynomischer Approximation des Verlaufs (n _{min} = 3, s. Anhang Tabelle 22) ; in Anlehnung an [P5]90
Bild 58:	Design des Rohrs für die Ringproben für K4 und die drei daraus entstehenden Typen an Ringformen; in Anlehnung an [P5].92
Bild 59:	Vergleich des Verlaufs der Spannungs-Dehnungskurve für den Verbund aus additiv gefertigten Silikon (ACEO [®] GP, <i>ShA</i> = 40) mit Silikonbeschichtung (<i>ShA</i> = 15), E. P7670 mit 40 % AK 100 zur Simulation der Lipidschicht und E. VARIO 40 mit 20 %

	CaO zur Simulation der Kalzifikation sowie seinen Einzelkomponenten; in Anlehnung an [P5]94
Bild 60:	Gerissene Ringprobe des Verbunds aus additiv gefertigter Silikonbasis (ACEO [®] GP, <i>ShA</i> = 40) mit Silikonbeschichtung (<i>ShA</i> = 15), E. P7670 mit 40 % AK 100 zur Simulation der Lipidschicht und E. VARIO 40 mit 20 % CaO zur Simulation der Kalzifikation nach dem erfolgreichen Zugversuch mit markierten Bereichen der Delamination
Bild 61:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Zugfestigkeit beim ersten Bruch $\sigma_{1ster Bruch}$ und der entsprechenden Dehnung ε_{1ster} $Bruch$ der Ringproben (n_{min} = 7, s. Anhang Tabelle 25) in Abhängigkeit des Innendurchmessers D_i mit linearer Approximation der Mittelwerte der Zugstäbe (n_{min} = 7) im Vergleich unabhängig von D_i
Bild 62:	a) Skizze des Aufbaus des Versuchs K9 und K10, b) Aufbau des Versuchs K10, c) Aufbau des Versuchs K11; in Anlehnung an [P8]97
Bild 63:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Schwächung der vernähten Zugstäbe im Vergleich zu intakten Proben in Abhängigkeit der Shore A-Härte <i>ShA</i> und der Beschichtung (B) längs (F) und entgegen (xF) der Kerbrichtung (KR) (n_{min} = 10, s. Anhang Tabelle 32 und Tabelle 33); in Anlehnung an [P8]98
Bild 64:	Vergleich als Boxplots der in K11 gemessenen Kennwerte für additiv gefertigte (10° Fertigungsneigung) Silikon-Zugstäbe (ACEO [®] GP) mit Werten aus den Datenblättern und ungekerbten Proben (n_{min} = 10)
Bild 65:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} der Silikonringproben aus K1 (n _{min} = 3, s. Anhang Tabelle 25) in Abhängigkeit des inneren Durchmessers D_{i} , der Wandstärke t und der Shore A Härte <i>ShA</i> im Vergleich zu den biologischen Aortenringproben aus B8 (n= 112)101
Bild 66:	Prozentuale Schwächung der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} der Silikonproben (n_{min} = 10, s. Anhang Tabelle 32 und Tabelle 33) in Abhängigkeit der Shore A-Härte <i>ShA</i> und der Beschichtung (B) längs (F) und entgegen (xF) der Kerbrichtung (KR) im Vergleich zur biologischen Referenz des AAO (n= 12); in Anlehnung an [P8]102

Bild 67:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Bewertung des Nahtverhaltens der unterschiedlichen Materialproben (additiv gefertigtes ACEO [®] GP Silikon) gemittelt aus dem Feedback von drei Operateuren (n= 3)
Bild 68:	Bewertung der Materialeigenschaften des Herz-Modells (additiv gefertigtes ACEO® GP Silikon, <i>ShA</i> = 20, unbeschichtet)
Bild 69:	Betrachtung der Innenräume des Herz-Modells mit einem Endoskop: a) Untersuchung, b) Sicht aus dem linken Ventrikel auf die Valva aortae und die Valva atrioventricularis sinistra und das sich darin befindene Endoskop, c) Sicht aus der Aorta auf die Valva aortae, d) Sicht aus dem linken Ventrikel auf den VSD, e) Sicht aus dem linken Atrium in ein abgehendes Herzkranzgefäß; in Anlehnung an [P9]
Bild 70:	Untersuchung des in Wasser gelagerten Herz-Modells im Rahmen einer Echokardiographie: a) Untersuchung, Aufnahmen der Echokardiographie: b) Valva aortae, c) Valva atrioventricularis sinistra mit M. papillaris, d) Zweikammerblick der linken Herzseite, e) Aorta; in Anlehnung an [P9]
Bild 71:	Simulation der Implantation eines okkluderähnlichen Systems zum Verschluss des VSD: a) gesamtes Herz-Modells, b) Vergrößerungsansicht des positionierten Implantats, c) Amplatzer® Vascular Plug 4 (8 mm); in Anlehnung an [P9]
Bild 72:	Verteilung des Feedbacks zur Realitätsnähe der anatomischen Geometrie, des modellierten Spaltverlaufs und der Lippenkontur auf einer Skala von o bis 10 mit 10 als maximale Realitätsnähe
Bild 73:	Verteilung des Feedbacks zur Härte, Elastizität und Rauigkeit bezüglich des modellierten Hartgewebe-Modells (additiv gefertigtes ACEO [®] GP Silikon, <i>ShA</i> = 60, unbeschichtet), Weichgewebe-Modells (additiv gefertigtes ACEO [®] GP Silikon, <i>ShA</i> = 10) und der simulierten Mundschleimhaut (ELASTOSIL [®] P7670)112
Bild 74:	Durchführung der Simulation einer Lippenrekonstruktion an einem Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen- Kiefer-Gaumenspalte: a) Öffnung der Haut, b) Vernähen der

	Muskelschicht (rot) und der Lippe, c) Rekonstruktion der Lippenkontur, d) Ergebnis einer erfolgreichen Lippenspaltenrekonstruktion; in Anlehnung an [P7]113
Bild 75:	Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer- Gaumenspalte a) vor und b) nach einer chirurgischen Simulation
Bild 76:	Verteilung des Feedbacks zur Realitätsnähe der Gesamtsimulation, des Schneidens und des Vernähens des Modells
Bild 77:	Durchführung der endoskopische Ventrikulozisternostomie am neurochirurgischen Simulator: a) Aufbohren der Schädeldecke, b) Zugang zum Ventrikel mittels Skalpell, c) Trokar eingeführt in das Ventrikelsystem, d) Optik eingeführt in das Ventrikelsystem, e) Foramen Monroi im Kamerabild, f) Schere über dem Boden des Ventriculus tertius im Kamerabild; in Anlehnung an [P6]15
Bild 78:	Bewertung der Materialeigenschaften der einzelnen Komponenten des neurochirurgischen Simulators117
Bild 79:	Bewertung der Realitätsnähe der chirurgischen Simulation und des Mehrwerts durch den Trainingseffekt; in Anlehnung an [P6]
Bild 80:	a) HGA-Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen- Kiefer-Gaumenspalte vor der medizinischen Evaluation, b) HGA-Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen- Kiefer-Gaumenspalte nach der medizinischen Evaluation mit eingearbeiteten Feedback bzgl. des Designs: breitere Nase, breite Nasenwände und größerer Abstand zwischen Nase und Lippe
Bild 81:	Vergleich der Klappenebene: a) Anatomie des Herzens in Anlehnung an [48], b) erstelltes Herz-Modell126
Bild 82:	Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer- Gaumenspalte nach der erfolgreichen Rekonstruktion der Gaumenspalte

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Vergleich virtueller, physischer und kombinierter Simulatoren anhand von fünf Kriterien9
Tabelle 2:	Übersicht der Fertigungshauptgruppen nach DIN 8580 [31] und entsprechende Anwendungsbeispiele für anatomische Modelle
Tabelle 3:	Auszug verfügbarer Verfahren zur Additiven Fertigung mit elastischen Materialen17
Tabelle 4:	Übersicht über die quantitativen Analysen von biologischem Gewebe bezüglich der Dichte ρ , der Länge l , der Dicke t , der Shore A-Härte <i>ShA</i> , der maximalen Zugsfestigkeit σ_{max} , der maximalen Dehnung ε_{max} , dem elastischen Anteil <i>Ef</i> (engl.: elastic friction), der Nahtausreißkraft F_{Naht} und der Maximalkraft F_{max}
Tabelle 5:	Übersicht über die quantitativen Analysen von künstlichen Modellen bezüglich der Shore A-Härte <i>ShA</i> , der maximalen Zugsfestigkeit σ_{max} , der maximalen Dehnung ε_{max} , der maximalen Kraft F_{max} und der Nahtausreißkraft F_{Naht} mit $D_{I=}$ Innendurchmesser, $t=$ Dicke
Tabelle 6:	Zuordnung der biologischen Proben zu den Silikonen, welche die ähnlichsten mechanischen Prüfwerte für die Shore A-Härte <i>ShA</i> , die maximale Zugfestigkeit σ_{max} , die maximale Dehnung ε_{max} , die prozentuale Schwächung der maximalen Zugfestigkeit durch eine Naht $\Delta \sigma_{max,Naht}$ und die prozentuale Schwächung der maximalen Dehnung durch eine Naht $\Delta \varepsilon_{max,Naht}$ aufweisen 103
Tabelle 7:	Übersicht über die qualitativen Analysen haptischer, generischer Modelle weicher anatomischer Strukturen 105
Tabelle 8:	Anzahl der Ärzte in Deutschland nach Fachbereich und deren potenzieller Bedarf an Trainingsmodellen in der Ausbildung in Anlehnung an [160]130
Tabelle 9:	Anzahl der Unternehmen im Bereich Medizintechnik in Deutschland und deren potenzieller Bedarf an Prüfmodellen

Tabelle 10:	Auszug an Kennwerten aus der Literatur für die Spannung von biologischem Herzgewebe141
Tabelle 11:	Auszug von Kennwerten aus der Literatur für die maximale Zugfestigkeit σ_{max} und die maximalen Dehnung ε_{max} von biologischem Aortengewebe mit oA= <35 Jahre alt, oB= >35 Jahre alt, BAV = bikuspide Aortenklappe (engl.: bicuspid aortic valve); in Anlehnung an [P2]141
Tabelle 12:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Dichtemessung B1 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten
Tabelle 13:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der geometrischen Vermessung B2 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten
Tabelle 14:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung B3 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten
Tabelle 15:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} aus den Zugversuchen B4 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten mit Zusammenfassung der statistisch sich bezüglich des t-Tests nicht signifikant (p > 0,05) unterscheidenden Prüfergebnisse
Tabelle 16:	Mittelwerte (\pm Standardabweichung) des aus den Relaxationsversuchen B5 abgeleiteten elastischem Anteil <i>Ef</i> von porzinem Herzgewebe nach Segmenten mit Zusammenfassung der statistisch sich bezüglich des t-Tests nicht signifikant (p > 0,05) unterscheidenden Prüfergebnisse 144
Tabelle 17:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung B6 von porzinem Aortengewebe nach Segmenten
Tabelle 18:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} aus den Zugversuchen B7 von porzinem AAO-Gewebe in zirkularer Richtung (F) und Längsrichtung (xF)144
Tabelle 19:	Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung

Tabelle 20: Mittelwerte (\pm Standardabweichung) der Ergebnisse der Nahtausreißkraft F_{Naht} eines einzelnen Stichs aus den Zugversuchen B9 von porzinem AAO-Gewebe in zirkularer Richtung (F) und Längsrichtung (xF).....145

- Tabelle 21: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Maximalkraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} von vernähten Zugstäbe aus den Zugversuchen B10 von porzinem AAO-Gewebe in zirkularer Richtung (F) und Längsrichtung (xF).....145
- Tabelle 23: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} für unbeschichtete Ringproben der Zugversuche K2 längs (F) und entgegen (xF) der Kerbrichtung (KR)147
- Tabelle 25: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} für die unterschiedliche Ringformen der Zugversuche K4
- Tabelle 26: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung K5 für die unterschiedlichen Silikongemische basierend auf ELASTOSIL[®] (E.) P7670 (*ShA*= 7) und E. VARIO 40 (*ShA*= 40) mit 5, 10, 20, 30, 40 und 50 % Additivanteil.....148
- Tabelle 28: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Zugfestigkeit $\sigma_{1ster Bruch}$ beim ersten Bruch und der

 \mathcal{E}_{1ster} Bruch des zweistufigen entsprechenden Dehnung teilfaktoriellen Versuchsplans K7 für Verbundmaterialen mit variierenden Anteilen an CaO und AK 100......150

- Tabelle 29: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Kraft $F_{1ter Bruch}$ beim ersten Bruch und der entsprechenden Dehnung ε_{1ster} Bruch der Zugversuche K8 der Ringproben des Verbundmaterials mit 20 % CaO und 40 % AK 100......150
- Tabelle 30: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Nahtausreißkraft F_{Naht} eines einzelnen Stichs der Zugversuche K9 mit gegossenen Platten der ShA= 20 mit 4-0 und 5-0-Fäden
- Tabelle 31: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Nahtausreißkraft F_{Naht} eines einzelnen Stichs aus den Zugversuchen K10 mit Prolene™ 4-0 Fäden für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte ShA, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)......
- Tabelle 32: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Kraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} von Zugstäben aus den Zugversuchen K11 für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte ShA, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)

Tabelle 33: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse maximalen Kraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} von vernähten Zugstäbe aus den Zugversuchen K11 für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte ShA, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)

- Tabelle 34: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Kraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung Emax von vernähten Rohren der Zugversuche K12 für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte ShA, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)
- Tabelle 35: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse für qualitativen Bewertung des Nahtverhalten M1 auf einer Skala
1 Einleitung

Die vorliegende Dissertationsschrift beschäftigt sich mit der Entwicklung haptischer, generischer Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation. Das hierzu ausgearbeitete Vorgehensmodell präsentiert drei miteinander agierende Forschungsschwerpunkte; die Erstellung digitaler, generischer anatomischer Modelle, deren Fertigung als weiche, geometrisch komplexe Bauteile sowie die quantitative und qualitative Evaluation der physischen Modelle. Die Ergebnisse der Evaluation fließen in einer rekursiven Optimierung in die ersten beiden Forschungsschwerpunkte ein. Abschnitt 1.1 erläutert die Motivation und den Hintergrund des Forschungsvorhabens und 1.2 befasst sich mit der Zielsetzung, bevor Abschnitt 1.3 abschließend das Vorgehen und den Aufbau der Arbeit darstellt.

1.1 Motivation und Hintergrund

Technische Lösungen für medizinische Problemstellungen führen zu innovativen neuen Produkten, Systemen und Prozessen. Ein Anwendungsgebiet ergibt sich bei der Entwicklung von Trainingsmöglichkeiten im medizinischen Fachbereich der Chirurgie. Besonders das taktile Feedback ist für die handwerklichen Fähigkeiten essentiell und beschleunigt die Lernkurve [1–3]. Verfügbare Trainingsmöglichkeiten erstrecken sich von originalen biologischen Körpern über biologische Replikate hin zu künstlichen Modellen. Als Goldstandard gilt die Arbeit an Leichnamen, deren Probleme die Lagerung, die Veränderung der Eigenschaften des Köpers nach Eintreten des Todes und das Fehlen spezieller pathologischer (krankhafter) Ausprägungen sind [4, 5]. Medizintechnische Unternehmen nutzen bei der Entwicklung neuer Produkte Evaluationsumgebungen ähnlich zu den chirurgischen Trainingsmöglichkeiten, wobei sie nur eingeschränkten Zugang zu biologischem Originalmaterial, wie Leichnamen oder auch Tiermodellen, haben. Die Evaluation von Prototypen ermöglicht eine frühzeitige Identifikation von Problemen und die Elimination von unpassenden Varianten, was zu reduzierten Entwicklungszeiten und somit geringeren Kosten führt.

Chirurgische Interventionen sind meist bei pathologischen Befunden notwendig, deren Charakteristika bei Leichnamen nach Möglichkeit künstlich eingebracht [6] oder für synthetische Modelle speziell erstellt werden können. Besonders für künstliche Modelle für die präoperative Planung, in welcher eine patientenindividuelle Pathologie (Krankheitsbild) im Vordergrund steht, findet die Ableitung der betroffenen anatomischen Region aus den patienteneigenen medizinischen Bilddaten steigenden Anklang. Für die Überführung in physische Bauteile hat sich die Additive Fertigung hier in vielen Bereichen als ideale Lösung herausgestellt. Ihre Vorteile bezüglich der Einzelstückfertigung und der Abbildung komplexer Geometrien decken sich mit den Anforderungen der anatomischen Modelle. Diese sind bisher jedoch hauptsächlich zum einmaligen Einsatz und zur reinen Darstellung gedacht und nehmen selten Rücksicht auf mechanische Eigenschaften, eine funktionale Geometrie oder die effiziente Skalierbarkeit der Entwicklungsprozesse. Das Ziel ist es den Aufwand der Entwicklung pro Modell bei steigender Modellanzahl zu reduzieren. Für patientenindividuelle Modelle bleibt dieser Aufwand konstant. [7–9]

Für ausgewählte Anwendungsszenarien sind solche haptischen Modelle oder ganze Simulatoren auch bereits für Trainingszwecke umgesetzt. Besonders der Fachbereich der Orthopädie nimmt hier durch häufig eingesetzte standardisierte biomechanische Prüfknochen eine Vorreiterrolle ein [10]. Aber auch weiche Strukturen rücken in den Fokus neuer Entwicklungen. Eine noch nicht bewältigte Herausforderung ist auch hier der Einklang der effizienten Skalierbarkeit der Fertigung auf große Stückzahlen mit der notwendigen Komplexität des Modells und der Adaptierbarkeit des Designs. Eine effiziente Fertigung benötigt automatisierte Lösungen. Zudem werden Weichgewebemodelle meist auf die reine geometrische Abbildung ihrer anatomischen Strukturen reduziert und die Simulation des Verhaltens bei der Handhabung ignoriert, da die Imitation der mechanischen Eigenschaften des biologischen Originals herausfordernd ist [11]. Für die Bestimmung, Einstellung und Überprüfung dieser Eigenschaften sind Evaluationen notwendig. Die wenigen vorhandenen Ansätze hierzu beschäftigen sich meist nur mit qualitativen Bewertungen und vernachlässigen nötige quantitative biomechanische Analysen.

1.2 Zielsetzung

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Stillung des Bedarfs an weichen, haptischen, anatomischen Modellen mit der Adaption, Weiterentwicklung und Kombination vorhandener technischer Lösungen. Hierfür ist ein standarisiertes Vorgehen nötig, welches drei zentrale Forschungsschwerpunkte und ihre Interaktionen (Bild 1) beinhaltet. Ziel des neuen Vorgehensmodells und seiner Forschungsschwerpunkte ist die Verbindung einer effizienten Produktion komplexer Geometrien, eines flexiblen Designs für Variantenvielfalt und validierten mechanischen Modelleigenschaften.



Bild 1: Angestrebte Interaktion drei zentraler Forschungsschwerpunkte: Modellerstellung, Modellfertigung und Modellevaluation

Der erste Forschungsschwerpunkt befasst sich mit der digitalen Modellerstellung basierend auf dreidimensionalen (3-D) medizinischen Bilddaten, Fachwissen und medizinischer Expertise. Entgegen der verbreiteten patientenindividuellen Modellierung ist das Ziel die Erstellung generischer, nicht personenspezifischer, Modelle, welche von der Originaldatenquelle abweichen. Die Daten dienen somit nur noch als Grundlage für die anatomisch korrekte Lagebeziehung und Ausprägung. Aus einem generischen Basismodell lassen sich beliebig viele Modelle mit unterschiedlicher pathologischer Ausprägung ableiten. Die verkürzte Modellerstellungszeit unterstützt die anvisierte effiziente Skalierbarkeit der Variantenvielfalt.

Das digitale Modell wird anschließend an die Fertigung, den zweiten Forschungsschwerpunkt, übergeben. Zur Realisierung einer gleichzeitig effizienten und flexiblen Produktion wird das geometrisch komplexe Bauteil automatisiert mittels Additiver Fertigung erstellt und in Nachbearbeitungsprozessen finalisiert. Sowohl die Erforschung einfacher, aus einem Material bestehender Modelle, als auch die Entwicklung und Herstellung hochkomplexer dynamisch angesteuerter Multi-Material-Simulatoren sind Teil dieses Forschungsschwerpunkts. Im Fokus steht die Abbildung von weichen, elastischen Gewebestrukturen, weshalb Silikon als Material im additiven Fertigungsprozess verwendet wird. Silikone eignen sich durch ihre mechanischen Eigenschaften ideal zur Modellierung anatomischer Weichgewebestrukturen.

Der letzte Forschungsschwerpunkt befasst sich mit der Evaluation der erstellten Modelle. Hierzu wird erstmals eine Methodik zu Quantifizierung der weichen Modelle erforscht. Da mechanische Werte von biologischem Gewebe als Bezugsgröße der Evaluation der Daten dienen, ist eine Vergleichbarkeit der mechanischen Eigenschaften mit elastischen Werkstoffen nötig. Hierfür werden Möglichkeiten der Übertragung von Standards für die Elastomer-Werkstoff-Prüfung auf die Untersuchung von biologischem Gewebe analysiert. Studien zu verschiedenen mechanischen Eigenschaften an künstlich gefertigten Proben ermöglichen Aussagen bezüglich des Einflusses unterschiedlicher Design- Material und Prozessparameter. Zuletzt ist noch durch den Einsatz der erstellten Modelle im medizinischen Kontext und ihrer qualitativen Bewertung der Kreis zum Bedarfsträger zu schließen. Die aus der quantitativen und qualitativen Bewertung abgeleiteten Design- Material- und Prozessänderungen erlauben eine rekursive Optimierung der Modellerstellung und -fertigung.

Das erforschte Vorgehensmodell ermöglicht systematisch und effizient die Bereitstellung haptischer, generischer Modelle weicher anatomischer Strukturen. Besonders geeignet sind diese Modelle für komplexe Anatomien mit eingeschränkten Trainingsmöglichkeiten und großem Einfluss ihrer pathologischen Befunde. Solche Anwendungsfälle finden sich unter anderem in der kardiovaskulären Chirurgie, der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Neurochirurgie.

1.3 Vorgehensweise und Aufbau der Arbeit

Zu Beginn der Arbeit wird in Kapitel 2 der aktuelle Stand der Technik und Forschung medizinischer Modelle und Simulatoren evaluiert. Der zweite Teil des Kapitels betrachtet die Erstellung und Fertigung, speziell die Additive Fertigung, der physischen Modelle.

In Kapitel 3 erfolgt eine fokussierte Einführung in die Anatomie und Pathologie der kardiovaskulären Chirurgie, der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Neurochirurgie. Über die jeweiligen Herausforderungen der Fachdisziplinen und die Analyse der bereits bestehenden Modelle lassen sich konkrete Handlungsbedarfe und Lösungskonzepte ableiten.

Eine Antwort auf den Bedarf an chirurgischen Simulationsmodellen stellt die neue Kombination der generischen Modellierung, der Additiven Fertigung und der fundierten Evaluation dar. Nach der Vorstellung des erforschten Gesamtkonzepts erläutert Kapitel 4 die methodischen Ansätze der einzelnen Bestandteile. Hierzu werden zunächst die Techniken zu Erstellung des digitalen generischen Modells erörtert, bevor auf den Prozess der Fertigung eingegangen wird. Der Evaluationsteil umfasst die quantitative Bewertung durch biomechanische Untersuchungen und die qualitative durch medizinische Untersuchungen.

Der erste Forschungsschwerpunkt ist die Modellerstellung, bei welcher sich der aktuelle Stand der Technik auf patientenindividuelle Anatomien fokussiert und die Potenziale der generischen Modellierung vernachlässigt. In Kapitel 5 werden daher neue generische Lösungsansätze und ihre Vorteile dargestellt. Der methodische Prozess geht von der Modellableitung aus medizinischen 3-D-Bilddaten über die Modellmanipulation hin zur Ableitung nötiger konstruktiver Maßnahmen für den späteren Einsatz und die Aufbereitung für die Additive Fertigung.

Neue technische Lösungen ermöglichen die Additive Fertigung mit Silikonelastomeren. Kapitel 6 zeigt deren Nutzung für anatomische Modelle und beleuchtet den methodischen Einsatz der Nachbearbeitung der gefertigten Bauteile zur Erfüllung spezieller Anforderungen. Auch die Option der Integration der Modelle in physische, umfangreichere Simulatoren, die komplexere Situationen abbilden können, wird hier untersucht.

In Kapitel 7 werden die Ergebnisse der erforschten Methodik zur biomechanischen Evaluation vorgestellt. Nach der Präsentation der Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften von biologischen und künstlichen Proben erfolgt ein Vergleich der gewonnenen Kennwerte. Die Ergebnisse dessen führen zur Ableitung von Empfehlungen für die Modellerstellung und -fertigung.

Bei der Entwicklung medizintechnischer Produkte dient die Einbeziehung medizinscher Experten der Vermeidung fachspezifischer Fehlannahmen und der Sicherstellung einer bedarfsgerechten Entwicklung. In Kapitel 8 stehen daher die Ergebnisse der simulierten operativen Versorgung und die qualitative Einschätzung der Chirurgen im Vordergrund. Hierzu werden Fallbeispiele aus der kardiovaskulären Chirurgie, der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Neurochirurgie vorgestellt.

Abschließend reflektiert Kapitel 9 das entwickelte Vorgehensmodell sowie die umgesetzten Ergebnisse der Modellerstellung, -fertigung und -evaluation und bewertet die entstandenen Prototypen, um anschließend mit einer wirtschaftlichen Betrachtung das Thema abzurunden. Kapitel 10 und 11 geben schließlich eine Zusammenfassung und leiten zukünftige Forschungspotenziale ab.

2 Stand der Technik und Forschung von Modellen in der Medizin

Digitale und physische Modelle sind in vielen Bereichen, wie der Architektur oder der Produktentwicklung, zu finden. Auch die Medizin stellt hier keine Ausnahme dar. Die aktuellen Varianten der Modelle in der Medizin beleuchtet das folgende Kapitel mit dem Fokus auf der Fertigung physischer Modelle. Hierzu gibt Abschnitt 2.1 zunächst einen ersten Überblick über die unterschiedlichen medizinischen Modelle. Die Erstellung physischer Modelle vom digitalen Vorbild bis hin zum fertigen Produkt behandelt Abschnitt 2.2. In Abschnitt 2.3 wird abschließend speziell der aktuelle Stand additiv gefertigter anatomischer Modelle vertieft.

2.1 Überblick über Modelle und Simulatoren in der Medizin

Modelle bilden definierte Eigenschaften eines realen oder geplanten Zustands ab. Sie können reinen Anschauungszwecken dienen oder in eine Simulation integriert werden. Ein Simulator beinhaltet hierbei dynamische Rahmenbedingungen und Prozesse oder ermöglicht eine Interaktion des Anwenders mit dem Modell. Eine mögliche Einteilung der medizinischen Modelle nach Komplexitätsstufe ist in Bild 2 dargestellt. Die Komplexität der Modelle ergibt sich hierbei aus den Anteilen des abgebildeten Körpervolumens und der abgebildeten Eigenschaften. Einfachste Modelle der Stufe I bilden nur einzelne Eigenschaften, wie beispielsweise die Geometrie, Farbe oder Mechanik ab, welche für den jeweiligen Zweck benötigt werden. In diese Kategorie fällt z.B. ein einfaches Nahtmodell [12] zum Üben von chirurgischen Nahttechniken. Modelle der Stufe II kombinieren die anatomische Geometrie mit einzelnen Eigenschaften, wie die Abbildung der Kortikales (harte Außenschicht des Knochens) und der Spongiosa (poröser Innenteil des Knochens) in Knochen-Modellen [13]. Die theoretische Abbildung aller Eigenschaften wie in IIIa, IV oder V ist in der Realität nur durch das biologische Original möglich. Mit der Komplexität eines Modells steigen meistens auch der Aufwand und die damit verbundenen Kosten. Da oft jedoch bereits einfache Modelle einen ähnlichen Mehrwert bieten wie komplexe Varianten, ist die Evaluation der tatsächlich für die Anwendung nötigen Komplexitätsstufe sinnvoll. Ist das Modell hingegen zu einfach ausgelegt, besteht die Gefahr der Verfehlung des angestrebten Mehrwerts.



Bild 2: Stufen der Komplexität und Realitätsnähe anatomischer Modelle abhängig von abgebildeten Körpervolumen und Eigenschaften

Modelle und Simulatoren lassen sich in drei Typen unterteilen: virtuelle, physische und kombinierte Varianten (Tabelle 1). Virtuelle Modelle und Simulatoren ermöglichen eine komplexe Darstellung des Indikationsbereichs und seiner Umgebung, geben jedoch kein haptisches Feedback, was auch Sensorik und Aktorik an der Benutzerschnittstelle nur bedingt kompensieren. Bei Anwendungen, wie einem Simulator zur Eröffnung des Mittelohrs [14], wird der Eingriff nur in Pseudo 3-D simuliert. Umgebungen in einer virtuellen Realität besitzen definierte, eingeschränkte Interaktionsmöglichkeiten und benötigen Zusatzausrüstung, was zu distanzierter Assoziation führen kann [15]. Virtuelle Varianten eignen sich daher gut für die Simulation von medizinischen Techniken, bei welchen auch in der Realität kein direkter visueller und haptischer Kontakt zwischen Anwender und Applikationsort besteht. Hierzu gehören endoskopische, laparoskopische, teleoperative oder mikrochirurgische Eingriffe. Physische Modelle und Simulatoren geben taktiles Feedback, dessen Qualität abhängig von der jeweiligen Realitätsnähe ist. Kosten- und fertigungsbedingt ist die Darstellung der Modelle und ihrer Umgebung jedoch oft limitiert [11]. Zudem sind Modelle, welche im Rahmen des simulierten Eingriffs nachhaltig verändert werden, zerstört und können kein weiteres Mal verwendet werden. So ist beispielsweise an einem orthopädischen Becken-Simulator [10] meist nur eine eingeschränkte Anzahl an Eingriffen möglich. Weiterhin sind Kombinationen von virtuellen und physischen Bestandteilen möglich, um sowohl eine komplexe Darstellung der Umgebung als auch haptisches Feedback im Zentrum der Applikation zu realisieren. Eine solche Kombination ermöglicht dem Anwender des gynäkologischen Simulators [16] aus Tabelle 1 eine physische Schnittstelle für die laparoskopische Intervention, während die eigentliche chirurgische Simulation in einer virtuellen Umgebung stattfindet und haptisches Feedback lediglich über die verwendeten Instrumente simuliert wird.

Kriterium	Virtuell		Physisch		Kombiniert
Komplexe Darstellung	+		0		+
Haptisches Feedback	_		+		+
Reales 3-D	_		+		0
Mehrfach- verwendun- gen	+		0		o/+
Kosten	0		0		-
Anwendungsbeispiele					
Virtuell: Operation am		Physisch: Orthopädische Ko Chirurgie des Beckens [10] sch		Kor	nbiniert: Gynäkologi-

Tabelle 1: Vergleich virtueller, physischer und kombinierter Simulatoren anhand von fünf Kriterien







Der Einsatz medizinischer Modelle und Simulatoren ist vielfältig, die sechs häufigsten nicht invasiven Anwendungsgebiete sind:

- 1. Aus- /Weiterbildung
- 2. Patientenaufklärung
- 3. präoperative Planung
- 4. Evaluation von Behandlungstechniken
- 5. Evaluation von medizinischen Produkten
- 6. allgemeine Demonstrationszwecke

In der medizinischen und speziell der chirurgischen Aus- und Weiterbildung können Modelle eingesetzt werden, um Übungsmöglichkeiten zur Verbesserung der Fähigkeiten zu schaffen [17]. Bei der Patientenaufklärung unterstützen physische Modelle die Veranschaulichung der Indikation und der bevorstehenden Behandlung und tragen somit zu einer besseren Kommunikation zwischen behandelnder Instanz und Patient bei. In der präoperativen Planung können Modelle zur Visualisierung oder Simulation des bevorstehenden chirurgischen Eingriffs eingesetzt werden. Besonders bei schwierigen Eingriffen ermöglicht dies eine fundierte Vorbereitung und die Absprache eines passenden Operationsplans. Einen weiteren Einsatzbereich stellt die Evaluation neuer Behandlungstechniken und medizinischer Produkte dar. An Modellen können standardisierte Machbarkeitsstudien und Vergleiche zum Stand der Technik durchgeführt werden. Abschließend gehören auch allgemeine Demonstrationszwecke, beispielsweise zur Vorstellung medizinischer Produkte, zu den Anwendungsbereichen von anatomischen Modellen und Simulatoren. [18, 19, 9, 20, 21]

Auch die Erzeugung von Köperersatzstrukturen, wie Implantaten im Körper oder Epithesen und Prothesen am Körper, ist durch künstlich erstellte anatomische Geometrien möglich [22, 23]. Aufgrund der stark abweichenden Randbedingungen ist dieser Bereich jedoch nicht Teil der Betrachtungen der vorliegenden Forschungsarbeit.

2.2 Erstellung physischer anatomischer Modelle

Die Erstellung physischer anatomischer Modelle gliedert sich in zwei Phasen. Zunächst wird das Modell digital entworfen und anschließend gefertigt. Für virtuelle Modelle kann das digitale Modell direkt in das entsprechende virtuelle System integriert werden. Ein patientenindividuelles digitales Modell kann zudem Teil eines medizinischen digitalen Zwillings sein, welcher durch die Simulation aller verfügbaren personenspezifischer Daten eine persönlich angepasste Behandlung des Patienten ermöglicht [24]. Der Entwurf des Modells kann unter anderem aus Abformungen, 3-D-Scans oder konstruktiv ohne Vorlage entstehen.

Vor allem für die Darstellung innerer organischer Strukturen hat sich die Erstellung basierend auf medizinischen 3-D-Bilddaten etabliert. Diese müssen die inneren Strukturen transparent und überlagerungsfrei darstellen, wie beispielsweise in der Computertomographie (CT) oder der Magnetresonanztomographie (MRT). Bei der Aufnahme eines 3-D-Körpers werden aus der Volumeninformation Schnittbilder mit unterschiedlicher Ausrichtung im Körper berechnet. Die Aneinanderreihung von Bilddaten mehrerer Schichten liefert einen Volumendatensatz, welcher typischerweise im klinischen Datenformat DICOM (digitale Bildgebung und Kommunikation in der Medizin, engl.: Digital Imaging and Communications in Medicine) gespeichert ist. [25–27]

Die volumetrischen Bilddaten dienen als Basis zur Erstellung anatomischer Modelle. Die Segmentierung leitet aus ihnen die geometrischen Zusammenhänge ab, indem ausgewählte Bereiche mittels eines Homogenitätskriteriums ausgewählt, zusammengefasst und z.B. farblich markiert werden. Das Homogenitätskriterium beschreibt eine Gleichheit bezüglich eines Merkmals. Beispiele hierfür sind die regionale Zuordnung oder der Wertebereich der in Graustufen visualisierten Skala der Hounsfield Unit (HU) der CT-Daten. Die HU-Werte beschreiben die Abschwächung der im CT verwendeten Röntgenstrahlung durch das durchleuchtete Gewebe, wobei dichtere Gewebe tendenziell mehr Strahlung aufnehmen. [25, 28, 29]



Bild 3: Grundprinzip der Erstellung eines 3-D-Modells aus medizinischen 3-D-Bilddaten mittels Segmentierung am Beispiel einer Leber; Datensatz: [30]

Bild 3 zeigt eine solche Segmentierung am Beispiel einer Leber aus den Schnittdaten eines CT-Datensatzes des Abdomens mit anschließendem Export des 3-D-Modells. Bei der Segmentierung wird über die Schichten der Schnittdaten hinweg in jedem Bild die Fläche der Leber farblich (hier grün) markiert. Die 3-D-Bilddaten verfügen über eine definierte Auflösung und Schichtdicke, jeder im zweidimensionalen (2-D) Bild markierte Pixel entspricht somit einem Voxel, einem Volumenpixel. Der Export aller markierter Voxel im Verbund ergibt im Anschluss das 3-D-Oberflächenmodell der Leber. Nach Bedarf lässt sich das entstandene Modell im Anschluss bearbeiten und mit anderen Geometrien kombinieren. Wird das Modell in der Nachbearbeitung geometrisch verändert, handelt es sich um ein generisches Modell, welches im Gegensatz zu patientenindividuellen Varianten nicht mehr exakt der Vorlage entspricht und somit nicht für die patientenindividuelle Simulation im Rahmen der präoperativen Planung eingesetzt werden kann.

Es eignen sich unterschiedliche Fertigungstechniken, um das entstandene digitale Modell in ein physisches Modell zu überführen. Die deutsche Industrienorm (DIN) 8580 [31] definiert sechs Hauptgruppen für Fertigungsverfahren. Die Auswahl des Verfahrens ist abhängig von der Geometrie des Modells, den benötigten Material- und Oberflächeneigenschaften sowie der Wirtschaftlichkeit des Prozesses. Vielfach werden auch unterschiedliche Verfahren miteinander kombiniert. Tabelle 2 präsentiert die sechs Fertigungshauptgruppen - Urformen, Umformen, Trennen, Fügen, Beschichten und Stoffeigenschaften ändern - mit jeweils einem Anwendungsbeispiel. Zur Gruppe des Urformens gehören das Gießen, Spritzgießen, Pressen oder die Additive Fertigung. Durch Gussverfahren können beispielsweise patientenindividuelle Dentalmodelle erstellt werden, an welchen dentale Implantate angepasst ausgelegt werden [32]. Die Abdrücke hierfür werden durch umformende Verfahren erzeugt [32]. Eine weitere Anwendung der Dentalindustrie ist im Bereich Trennen zu finden, welcher unter anderem das Zerteilen, Drehen und Fräsen beinhaltet. Durch Hochpräzisionsfräsen und -schleifen lassen sich dentale Implantate zum Einsatz am Patienten fertigen [33]. Zur Erstellung eines Multi-Material-Modells eines Schädels werden Fertigungsstrategien der Gruppe Fügen eingesetzt, die sowohl das Befüllen eines Schädelmodells mit Gelatine zur Simulation der Gehirnmasse, als auch das Zusammensetzen der einzelnen gefertigten Komponenten beinhaltet [34]. Die Hauptgruppe Beschichten umfasst mitunter das Tauchen, Spachteln und das Bemalen und wird häufig bei Schichtmodellen oder Modellen aus elastischen Materialen verwendet. Zur Generierung einer elastischen hohlen Struktur wird der Kern eines Modells eines Gehirnaneurysmas mit flüssigem Silikon beschichtet und nach der Vernetzung des Silikons wieder entfernt [35]. Die letzte Hauptgruppe fasst Verfahren wie das Sintern Brennen, Härten oder Bestrahlen zusammen, welche alle die Stoffeigenschaften des Werkstoffs verändern. So kann über Sinterverfahren die poröse Struktur der Spongiosa, des Innenteils des Knochens, imitiert werden [36]. [31]

Tabelle 2: Übersicht der Fertigungshauptgruppen nach DIN 8580 [31] mit entsprechenden Anwendungsbeispielen für anatomische Modelle

Urformen	Umformen		
Gussmodell für die Dentalimplantologie [32]	Abdruckmodell für die Dentalimplantolo- gie [32]		
(a)			
Trennen	Fügen		
Hochpräzessionsfräsen von Dentalgeo- metrien [33]	Multi-Material-Schädel-Modell [34]		
-torna			
Beschichten	Stoffeigenschaften ändern		
Elastische Abgussmodell eines Aneurys- mas [35]	Porosität für Knochen-Modelle [36]		
E			

2.3 Additiv gefertigte anatomische Modelle

Die Additive Fertigung (engl.: Additive Manufacturing (AM)) gehört zu der Gruppe der urformenden Fertigungsmethoden und beschreibt im Gegensatz zur subtraktiven Fertigung Prozesse, welche durch schritt- oder üblich schichtweise Anlagerung von Material ein Bauteil aufbauen. Bei vielen additiven Verfahren werden auch Elemente anderer Hauptgruppen verwendet, wie beispielsweise das Sintern beim Selektiven Laser Sintern (SLS). Die Additive Fertigung ist ein werkzeugloses Verfahren, welches durch direkten Materialauftrag die Bauteilgeometrie erstellt. Abhängig vom gewählten additiven Fertigungsverfahren kann diese Komplexitäten wie Freiformflächen, Hinterschnitte oder sogar geschlossene Kavitäten aufweisen. DIN EN ISO/ASTM 52900 [37] (EN= europäische Norm, ISO= internationale Organisation für Standardisierung, engl.: International Organization for Standardization, ASTM= amerikanische Gesellschaft für Prüfung und Materialien, engl.: American Society for Testing and Materials) unterteilt die additiven Prozesse in die sieben Kategorien: Bindemittelauftrag, gerichtete Energieeinbringung, Werkstoffextrusion, Werkstoffauftrag, pulverbettbasiertes Schmelzen, Schichtlaminierung und wannenbasierte Photopolymerisation. Bei der Additiven Fertigung mittels Bindemittelauftrag wird ein Pulverwerkstoff durch ein flüssiges Bindemittel vereinigt. Die zielgerichtete Einbringung ermöglicht die Erstellung definierter Geometrien. Die Verwendung fokussierter Wärmeenergie zur Verbindung von Werkstoffen durch Schmelzen während des Absetzens dieser ist als Additive Fertigung mittels gerichteter Energieeinbringung benannt. Die Werkstoffextrusion dosiert Werkstoffe gezielt über eine Düse oder Öffnung, wohingegen der Werkstoffauftrag den Aufbauwerkstoff gerichtet durch Tropfen positioniert. Beim pulverbettbasierten Schmelzen werden durch Wärmeenergie gezielt Bereiche eines Pulverbetts geschmolzen und so verbunden. Die Schichtlaminierung verbindet einzelne definierte Werkzeugstoffschichten zum Formen eines Bauteils. Bei der wannenbasierten Photopolymerisation führt eine durch Licht aktivierte Polymerisation zur gezielten Aushärtung eines flüssigen Photopolymers in einer Wanne. [37, 38]

Weiterhin gibt es eine Unterscheidung der Verfahren in ein- oder mehrstufige Prozesse. Bei einem mehrstufigen Prozess durchläuft das Bauteil zwei oder mehr Betriebsabläufe, wobei der erste in der Regel die Geometrie festlegt und die darauffolgenden die finalen Materialeigenschaften des Bauteils definieren. Eine weitere Möglichkeit der Charakterisierung der AM-Prozessprinzipien ist nach der verarbeiteten Materialgruppe: Metalle, Keramiken oder Polymere. [37] Die Umsetzung anatomischer Geometrien ist ein ideales Einsatzgebiet der Additiven Fertigung, da sich die Anforderungen der Bauteile mit den Vorteilen der Fertigung decken. Zunächst ist es mittels der Additiven Fertigung einfacher komplexe Geometrien abzubilden als mit konventionellen Fertigungsverfahren. Anatomische Strukturen haben keine klassisch technische Konstruktionsform, sondern bestehen aus Freiformflächen, welche mitunter auch Hinterschnitte und Kavitäten aufweisen und gelten daher als komplex. Besonders bei der zeitgleichen Fertigung mehrerer Materialien wird der Vorteil der dazu fähigen additiven Fertigungsverfahren für die Erstellung anatomischer Modelle klar erkennbar. Speziell für die Bauteilfertigung in geringer Stückzahl, z.B. für patientenspezifische präoperative Modelle, ist die Additive Fertigung meist auch kosten- und zeiteffektiver, da nicht zuerst ein Werkzeug, angefertigt werden muss wie beispielsweise für den Spritzguss. [38, 39]

Bild 4 zeigt sechs Anwendungen der Additiven Fertigung im Bereich der anatomischen Modellierung. Das Modell in a) zeigt eine additiv aus PLA (Polylactid, engl.: Polylactic acid) durch Werkstoffextrusion gefertigte Trachea (Luftröhre) zum Einsatz im Training einer flexiblen Bronchoskopie [40]. Mittels des durch Werkstoffauftrag entstandenen kraniofazialen (Kopf und Gesicht betreffend), patientenindividuellen Knochen-Modells in b) wird ein Implantat präoperativ an die Anatomie des Patienten angepasst [9]. Das präoperative Planungsmodell zwei verwachsener Herzen siamesischer Zwillinge (c) unterstützt die erfolgreiche operative Trennung der Patienten [41]. Durch die Fertigung in unterschiedlich farbigen rigiden Materialien ist das Gewebe der beiden Herzen von einander differenzierbar. Das patientenindividuelle Schädelmodell und das daraus abgeleitete Implantat für die kraniale Rekonstruktion in d) sind additiv mittels Bindemittelauftrag und pulverbettbasierten Schmelzens gefertigt [42]. Das Modell einer Herzklappe in e) besteht aus biologischen Material, wozu in Hydrogel gelöste Stammzellen mittels Werkstoffextrusion in eine 3-D-Geometrie überführt werden [43]. Das mittels Werkstoffauftrag additiv gefertigte, fein aufgelöste Lungengefäß-Modell in f) findet Anwendung in der Überprüfung der Bildauflösung unterschiedlicher CT-Bildaufnahme-Einstellungen [44].



Bild 4: Additiv gefertigte anatomische Modelle: a) Modell einer Trachea [40], b) kraniofaziales Modell [9], c) Modell zwei verwachsener Herzen von siamesischen Zwillingen [41], d) Modell eines kranialen Defekts [42], e) Modell einer Herzklappe aus Hydrogel und darin gelösten Stammzellen [43], f) Modell fein aufgelöster Lungengefäße [44]

Nicht jeder additive Prozess eignet sich für die Verarbeitung aller Materialgruppen. Auch innerhalb der Materialgruppe sind oftmals nur einzelne Werkstoffe für den jeweiligen Prozess geeignet. Die Verarbeitungsparameter werden individuell auf den Werkstoff angepasst. Eine besondere Herausforderung stellt die Fertigung von weichen, flexiblen, elastischen Polymeren (Elastomeren) dar. Elastomere zeichnen sich durch ihre reversible elastische und irreversible plastische Verformung aus. Oftmals werden daher für die Generierung komplexer elastischer Bauteile indirekte Fertigungsstrategien gewählt. Additive gefertigte Negativformen können infiltriert [45], aus- [46] oder abgegossen [35, 47] werden. Häufig finden in diesem Zusammenhang auch verlorene Kerne Anwendung [48, 49]. Diese indirekten Fertigungsprozesse können sehr aufwendig, zeitintensiv und in ihrer geometrischen Komplexität eingeschränkt sein.

Aufgrund der vielen Vorteile der direkten Additiven Fertigung auch weicher, flexibler und mitunter elastischer Materialen, bemüht sich der Markt Lösungen hierfür zu finden. Tabelle 3 zeigt einen Auszug der derzeit verfügbaren Verfahren zur Additiven Fertigung von elastischen Materialien.

Firma	Verfahren	Elastisches Material
Carbon	CLIP [™] [50] und DLS [™] [51]	Silikon-Urtehanelastomer-Mi- schung [52, 53]
Keyence	Ink-Jet [54]	Silikon-Acrylatmonomer-Mi- schung [55–57]
GermanRepRap	LAM [58]	Silikonelastomer [59, 60]
Stratasys	PolyJet [™] [61]	Flexibler Photopolymer [62–64]
Wacker Chemie	DoD [65]	Silikonelastomer [65, 66]

Tabelle 3: Auszug verfügbarer Verfahren zur Additiven Fertigung mit elastischen Materialen

Die Kombination der Continuous Liquid Interface Production (CLIP[™]) mit dem System Digital Light Synthesis (DLS™) ermöglicht den schnellen additiven Fertigungsprozess von Carbon Inc. (Redwood City, USA), bei welchem ein Bauteil kontinuierlich erstellt wird, während es aus einem Materialbad gezogen wird [50, 51]. Die bereichsweise Aushärtung mittels Belichtung definiert hierbei die Geometrie des Bauteils. Zu dem angebotenen Materialspektrum gehört auch die Silikon-Urtehanelastomer-Mischung SIL 30 mit einer Shore A-Härte (Härteskala für Elastomere) von 30 und einer Dehnung von 330 % [53]. Die Keyence Corp. (Osaka, Japan) hingegen verwendet in ihren Maschinen ein kontinuierliches Ink-Jet-Verfahren, in dem Material tropfenweise zur Bauteilerstellung aufgetragen wird [54]. Das System kann derzeit zwei Silikon-Acrylatmonomer-Mischungen in unterschiedlichen Härten verarbeiten [55-57]. Einen weiteren Prozess bietet das von der German RepRap GmbH (Feldkirchen, Deutschland) zusammen mit dem Materialhersteller Dow[®] Inc. (Midland, USA) entwickelte System für Liquid Additive Manufacturing (LAM) an. Dieser ähnelt Fertigungsverfahren basierend auf Werkstoffextrusion, mit dem Unterschied, dass der Ausgangswerkstoff in flüssiger Form vorliegt [58]. Die verwendeten Materialien sind Silikonelastomere mit einer finalen Härte von Shore A 46 und einer Dehnung von 410 % [58, 60]. Das vierte vorgestellte Verfahren, das Polyjet[™]-System von Stratasys, Ltd (Rehovot, Israel), ermöglicht die zeitgleiche Fertigung über mehrere Düsen, welche neben einer erhöhten Fertigungsgeschwindigkeit auch die parallele Fertigung mit mehreren Materialien erlauben [61]. Die vielfältige Auswahl an Werkstoffen beinhaltet ebenfalls flexible Photopolymere mit Shore A-Härten von 26 oder 62 und Dehnungen von 45 bzw. 270 % [62–64]. Das letzte additive Verfahren aus Tabelle 3 heißt Drop-on-Demand (DoD) und wird von der Wacker Chemie

AG (München, Deutschland) zur tröpfchenweisen Additiven Fertigung von Silikonelastomeren eingesetzt [65]. Das Verfahren verwendet Silikone in unterschiedlichen Farben von Shore A 10 bis Shore A 80, die mit einer Dehnung von 200 bis 800 % stark elastisch sind [66–69]. Da über unterschiedliche Düsen zeitgleich mit verschiedenen Materialen gefertigt werden kann, eignet sich auch dieses Verfahren zur Multi-Material-Fertigung [70]. Das Verfahren bietet derzeit das größte Spektrum an 100 %-igen Silikonelastomeren sowie die geringste Shore A-Härte und wird daher in der vorliegenden Dissertation für die Additive Fertigung der erstellten Modelle eingesetzt und genauer in Abschnitt 4.2 beleuchtet.

Neben den aufgezählten Verfahren beschäftigen sich ferner Firmen wie Fripp Design, Ltd. (Rotterham, England) oder die Spectroplast AG (Zürich, Schweiz) mit der Entwicklung additiver Fertigungsverfahren für silikonhaltige Materialien. Fripp Design, Ltd. verwendet hierbei ein Verfahren, bei welchem durch das Einbringen eines Katalysators in ein Silikonbad eine partielle Vernetzung erfolgt. Das Material von Spectroplast erlaubt hingegen die Licht aktivierte Polymerisation im Silikonbad. Auch im universitären Umfeld, wie dem Massachusetts Institute of Technology [71], der Technischen Universität Dresden [72], der Oregon State University [73] oder der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg [74, 75], laufen Forschungsarbeiten im Bereich der additiven Elastomerverarbeitung. Die Verfahren umfassen die direkte Extrusion, die Injektion in ein Gel bis hin zur kontaktlosen Aerosol Jet Technologie, die durch Aufsprühen feine Strukturen realisiert.

Zusätzlich zu den speziellen Verfahren zur Verarbeitung elastischer Materialien gibt es für Maschinen basierend auf der werkstoffextrudierenden Fused Filament Fabrication (FFF) noch eine Auswahl an flexiblen Filamenten, wie NinjaFlex der Fenner, Inc. (Manheim, USA), eFlex von Shenzhen Esun Industrial Co., Ltd. (Schenzhen, China) oder FilaFlex von Recreus Industries S.L. (Elda, Spaninen). Diese Filamente weisen zwar flexible Eigenschaften auf, sind in ihrer Elastizität jedoch stark eingeschränkt.

Da die direkte Additive Fertigung mit flexiblen Materialien sich teilweise noch in der Entwicklungsphase befindet, sind hier die Anwendungsfälle für anatomische Modelle nur in geringer Anzahl zu finden. Als ein Beispiel zeigt Bild 5 a) eine mit der Polyjet[™]-Technologie von Stratasys gefertigte Ohr-Epithese, welche aus einem flexiblen transparenten und einem magentafarbenen rigiden Material besteht [76]. Dieser Prozess ist auch die Basis für das patientenindividuelle Modell einer kanzerogenen Niere (b), in welchem der Tumor sowie die Gefäße zur Differenzierung aus rigidem farbigem Material und der Hauptnierenkörper aus flexiblem transparentem Werkstoff bestehen [77]. Die Nasenepithese in c) ist ein Silikonelastomer-Erzeugnis in einem hellen Hautton des DoD-Verfahrens der Wacker Chemie [78]. Bild 5 d) präsentiert ein mittels FFF mit flexiblem Filament gefertigtes Trainingsmodell eines hämorrhagischen (dauerhaft blutend) Gebärmutterhalskrebs [79]. Die letzte Anwendung stammt von der Universität Dresden in Zusammenarbeit mit der Stamos+Braun Prothesenwerk GmbH (Dresden, Deutschland) und zeigt eine additiv gefertigte elastische Füllstruktur innerhalb einer Fußprothese, über welche die Steifigkeit und somit das Abrollverhalten der Prothese gesteuert werden kann [72].



Bild 5: Direkt additiv gefertigte Modelle aus flexiblen Materialien: a) Multi-Material-Epithese eines linken Ohrs [76], b) Modell einer Niere mit einem Tumor [77], c) Epithese einer Nase [78], d) gynäkologisches Trainingsmodell eines hämorrhagischen Gebärmutterhalskrebs [79], e) Fußprothese mit funktionaler additiv gefertigter Gitterinnenstruktur [72]

3 Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte anatomischer Modelle

Der Goldstandard für die chirurgische Simulation ist das Training an Leichnamen, welches jedoch durch ethische Konflikte, mangelnde Pathologien, unsichere Umgebung, mangelnde Gewebeeigenschaften und hohe Lagerungskosten in der Kritik steht [4, 5]. Als Alternative oder Erweiterung des Simulationsportfolios zeigt Kapitel 2 eine Vielzahl an Modellen in der Medizin auf, deren Anwendungsspektrum sich seit der Einführung der Additiven Fertigung deutlich erweitert hat. Bei der Mehrzahl der Applikationen handelt es sich jedoch um einzelne Entwicklungen und patientenindividuelle Modelle mit je unterschiedlichen Vorgehensweisen. Dadurch muss jedes Modell und jede Variation davon einzeln entwickelt werden und die Abbildung von Anatomien und Pathologien, von welchen keine medizinischen 3-D-Bilddaten verfügbar sind, ist ausgeschlossen. Um Modelle in einem breiten Umfeld einsetzen zu können, besteht daher die Notwendigkeit eines standardisierten Vorgehens, welches für die mit ihm erstellten Modelle die folgenden sechs Anforderungen erfüllt:

- 1. universelle Anwendbarkeit für jede Anatomie oder Pathologie
- 2. anatomische Korrektheit
- 3. adaptierbares Design
- 4. effizient skalierbare Produktion
- 5. mechanisches Verhalten ähnlich dem biologischen Vorbild
- 6. validierte mechanische Eigenschaften

In den präsentierten Forschungsergebnissen liegt der Fokus auf Modellen von weichen Strukturen, da hier der Bedarf besonders hoch ist. Die Abbildung beliebiger Anatomien und Pathologien lässt sich durch die Erstellung generischer Geometrien realisieren. Durch die generische Veränderung der Originaldaten ist das Einsatzgebiet der präoperativen Planung nur noch mit ähnlicher anstatt exakter Modelle abzudecken. Im Bereich der Modelle von Weichgewebestrukturen sind heutzutage oft nur rigide Modelle verfügbar, an denen eine realistische Simulation unmöglich ist. Konventionell gefertigte elastische Modelle sind in ihrer Komplexität eingeschränkt und nicht automatisiert zu fertigen. Die Additive Fertigung weist hier eine mögliche effiziente Skalierbarkeit der Produktion und der Stückzahlen unter Beibehaltung der Designflexibilität auf, weswegen die generischen Modelle in dem neu entwickelten Vorgehensmodell aus Silikonelastomeren additiv gefertigt werden. Vereinzelt gibt es bereits qualitative medizinische Bewertungen der anatomischen Modelle, bislang wird jedoch die quantitative biomechanische Betrachtung weitestgehend vernachlässigt. Diese ist jedoch notwendig, um fundierte Aussagen zum Verhalten und der Ähnlichkeit zum biologischen Original der Modelle zu treffen. Neben der digitalen Modellerstellung und der Fertigung komplementiert daher die zweiteilige Evaluation aus quantitativer und qualitativer Bewertung das entwickelte und erforschte Vorgehensmodell der vorliegenden Forschungsarbeit.

Die folgenden Abschnitte beschreiben die konkrete Situation haptischer anatomischer Modelle in drei chirurgischen Fachdisziplinen basierend auf der jeweils betroffenen Anatomie und deren Pathologie. Die ausgewählten Fachdisziplinen weisen komplexe Anatomien, weitreichende Konsequenzen ihrer pathologischen Befunde und eingeschränkte chirurgische Trainingsmöglichkeiten auf und sind somit ideale Einsatzgebiete für additiv gefertigte anatomische Modelle. Der erste Bereich in Abschnitt 3.1 fokussiert sich in der kardiovaskulären Chirurgie auf das Herz und die Gefäße, 3.2 adressiert im Gebiet der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie die Notwendigkeit eines Modells für die Lippen-Kiefer-Gaumenspaltenrekonstruktion und 3.3 erörtert den Einsatz eines chirurgischen Simulators zum Training einer Ventrikulozisternostomie, einem endoskopischen Eingriff zur Therapie des Krankheitsbilds des Hydrozephalus.

3.1 Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte in der kardiovaskulären Chirurgie

Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems sind mit 17,65 Millionen Fällen weltweit 2016 die mit Abstand häufigste Todesursache, vor Krebserkrankungen mit 8,93 Millionen und Lungenkrankheiten mit 3,54 Millionen Fällen [80]. Aufgrund dieser Stellung ist die kontinuierliche Verbesserung der chirurgischen Versorgung kardiovaskulärer Defekte von großer Relevanz. Ein Ansatz kann hier die Integration von Übungsmodellen in die chirurgischen Ausbildung sein. Durch seine komplexe Geometrie und seine elastischen Eigenschaften ist das Herz prädestiniert für die Additive Fertigung mit Silikon. Um eine Funktionalität der Herzklappen zu integrieren, eignet sich die generische, konstruktive Manipulation eines aus medizinischen Bilddaten gewonnenen Basismodells. Ebenfalls sind generische, additiv gefertigte Modelle aus Silikon passend für die Abbildung komplexer hohler Gefäßgeometrien. Besonders die für dynamische Simulationen benötigte Elastizität des Silikons ist hier ein wichtiger Faktor.

Das Herz-Kreislauf-System des Menschen (Bild 6) verbindet über Arterien (med.: Arteria (A.)) und Venen (med.: Vena (V.)) die Organe des Körpers miteinander. Arterien führen vom Herzen weg und Venen zum Herzen hin.

Das im Körper zirkulierende Blut transportiert unter anderem Sauerstoff von der Lunge. Sauerstoffarme Blutbahnen sind in Bild 6 blau markiert und sauerstoffreiche rot. Der Gasaustausch findet in den Kapillaren, den kleinsten Gefäßen, statt. [81, 82]

Zentraler Punkt des Herz-Kreislauf-Systems ist das Herz, welches mittels Muskelkontraktionen das Blut durch den Körper pumpt. Es besteht aus zwei Ventrikeln (Kammern) mit je einem Atrium (Vorhof), welche durch das Septum (Herzwand) getrennt sind. Die V. cava leitet sauerstoffarmes Blut in das rechte Atrium. Durch die Valva atrioventricularis dextra (Trikuspidalklappe) gelangt das Blut in den rechten Herzventrikel. Nach dem Passieren der Valva trunci pulmonalis (Pulmonalklappe) befördert die A. pulmonaris (Pulmonalarterie) das Blut in die Lunge, in der der Gasaustausch stattfindet. Über die V. pulmonaris gelangt das Blut in das linke Atrium und von dort aus über die Valva atrioventricularis sinistra (Mitralklappe) in den linken Herzventrikel. Von diesem aus verlässt das Blut das Herz durch die Valva aorta (Aortenklappe) in die Aorta. Diese transportiert das Blut zur Versorgung aller Zellen in den Körperkreislauf. [81, 82]



Bild 6: Herz-Kreislauf-System im Überblick; in Anlehnung an [81]

Die Herzaußenwand besteht aus drei Schichten mit unterschiedlichen Zellund Gewebetypen. Das Epikard (EpiC, äußere Herzschicht) ist eine glatte Schicht bestehend aus Mesothelzellen sowie Fett- und Bindegewebe. Das Myokard (MyoC) ist die mittlere und größte Schicht und besteht aus gerichteten Muskelfasern, die für die Kontraktion des Herzens verantwortlich sind und die Anisotropie des Herzgewebes definieren. Im Inneren ist das Herz mit dem aus Endothel und Bindegewebe zusammengesetzten Endokard (EndC) ausgekleidet. Da im linken Ventrikel der Druck aufgebaut werden muss, um das Blut durch die Aorta in den gesamten Köperkreislauf zu pumpen, ist die Herzwand dieses durch ein stärker ausgeprägtes MyoC dicker. Das Septum besitzt, im Gegensatz zu den Außenwänden, zwei EndC und ein MyoC. [81, 82]

Bild 7 zeigt den inneren Aufbau der Herzens. Die vier Klappen sind die Ventile des Herzens und verhindern im gesunden Zustand durch ihren Aufbau einen Rückfluss des Blutes, während sie in Stromrichtung einen geringen Widerstand darstellen. Es gibt zwei Arten von Klappen: Segelklappen befinden sich zwischen den Ventrikeln und ihren Atrien und Taschenklappen zwischen den Ventrikeln und den anschließenden Gefäßen. Die Ansteuerung der Segelklappen erfolgt über feine Muskelstränge in den Herzkammern, der Papillarmuskulatur (med.: Musculus (M.) papillaris). Die Valva atrioventricularis sinistra besteht als einzige nur aus zwei anstatt aus drei Segeln. [81, 82]



Bild 7: Anatomie des Herzens: a) Ansicht des rechten Herzventrikels, b) Sicht auf die Klappenebene; in Anlehnung an [81]

Die Pathologien des Herzens sind vielfältig und werden in angeborene und im Laufe des Lebens erworbene unterschieden. Bild 8 a) zeigt das gesunde Herz im Vergleich zu drei (b-d) häufigen angeborenen Pathologien. 31 % der Defekte sind Ventrikelseptumdefekte (VSD) (b), bei welchen das Septum eine Öffnung zwischen den beiden Ventrikeln aufweist, durch die ein Teil des Blutes aus dem linken Ventrikel zurück in den rechten Ventrikel und den Lungenkreislauf anstatt den Körperkreislauf gepumpt wird. Das Blut folgt dabei dem natürlichen Druckgefälle und fließt vom Hochdrucksystem des linken Ventrikels zum Niederdrucksystem des rechten Ventrikels. Der in 9 % der Defekte auftretende persistierende Ductus arteriosus (PDA) (c) zeichnet sich durch einen verstärkten Rückfluss Aortenbluts durch eine Gefäßöffnung in den Truncus pulmonalis (Lungenstamm) aus. Jeder zehnte Defekt ist ein Atriumseptumdefekt (ASD) (d), welcher unterschiedliche Ausprägungen haben kann, jedoch je zu einer Durchflussmöglichkeit des Blutes vom linken in das rechte Atrium führt. Weitere angeborene Herzfehler können z.B. die Herzklappen durch Verwachsungen oder Unterentwicklung betreffen. Allen gemein ist, dass die Leistungsfähigkeit des Herzens stark beeinflusst wird und somit die Versorgung des Körpers nicht ausreichend gewährleistet ist. Durch moderne Diagnose und Therapie überleben mittlerweile 85 % der Patienten. [81, 83]



Bild 8: Angeborene Herzfehler: a) gesundes Herz, b) Ventrikelseptumdefekt, c) Persistierender Ductus arteriosus, d) Atriumseptumdefekt; in Anlehnung an [81]

Bei den erworbenen Defekten bilden sich zwei Hauptgruppen heraus, koronare Herzkrankheiten (KHK, Erkrankung von Herzkranzgefäßen) und Herzklappendefekte. Die Herzklappen sind mechanisch stark belastet und können durch Entzündungen oder degenerative Effekte wie z.B. Kalzifikationen beeinträchtigt werden. Ist die Öffnung der Klappe beeinträchtigt, ist aufgrund der verminderten Querschnittsfläche ein höherer Druck und somit eine stärkere Herzmuskulatur nötig. Eine fortgeschrittene Stenose (Verengung des Öffnungsquerschnitts) kann zu einer Herzinsuffizienz führen, bei welcher der Körper nicht mehr ausreichend mit sauerstoffreichem Blut versorgt werden kann. Die operative Therapie von Klappen beinhaltet die Implantation partieller oder totaler Prothesen zum Ersatz oder den Einsatz von Clips zur Verbesserung der Leistung der Herzklappe. [81, 83, 84]

Modelle des Herzens finden Einsatzmöglichkeiten in gesunder Form oder mit pathologischem Befund. Bild 9 zeigt hierzu vier unterschiedliche direkt und indirekt additiv gefertigte Herz-Modelle. Die Farbcodierung der unterschiedlichen anatomischen Bereiche eines patientenindividuellen pathologischen Visualisierungsmodells (a) ermöglicht eine verbesserte Planung des invasiven Eingriffs [85]. Das Modell ist ein Vollmodell des Innenvolumens des Herzens ohne Hohlräume, wodurch nicht die gesamte Anatomie ersichtlich ist. Durch das rigide Material ist zudem keine realistische chirurgische Simulation an dem Modell möglich. Bild 9 b) zeigt ein Modell eines gesunden Herzens für die medizinische Ausbildung, welches zur Betrachtung der Innenräume geöffnet werden kann [9]. Die Herzklappen, Koronararterien und umgebenden Gefäße sind nur angedeutet. Durch die partiell fehlende Anatomie und die fehlenden flexiblen Materialeigenschaften ist auch hier keine Simulation möglich und das Modell dient nur der Veranschaulichung der Anatomie. In c) ist ein hohles Modell eines Patienten mit angeborenen VSD zu sehen [86], das zwar eingeschränkte flexible Materialeigenschaften zeigt, jedoch nur eine Einzelfertigung für eine spezielle pathologische Ausprägung darstellt. Ein weiteres Beispiel hierfür ist das flexible Modell eines partiellen Herzens mit kalzifizierten Koronararterien und Thrombose der V. cava inferior (d) [87]. Das gegossene Silikonmodell in e) ermöglicht die Simulation eines Eingriffs mit einem Herzkatheter zur Implantation eines Okkluders, welcher genutzt wird, um die Öffnung zum Herzohr (Ausbuchtung des Atriums) zu verschließen [49]. Der manuelle Aufwand bei der Fertigung dieses Modells ist durch den Gießprozess, das Entformen und das Auflösen der verlorenen Kerne aufwändig und nicht effizient. Auch reduziert dieser Prozess die Flexibilität des möglichen Designs. Diese ersten fünf Modelle sind direkt aus medizinischen 3-D-Bilddaten abgeleitet, wohingegen f) ein konstruktives Design der M. papillaris der Segelklappen zeigt [88]. Die medizinische Evaluation des Modells ergibt jedoch, dass die mechanischen Eigenschaften des verwendeten Werkstoffs die Eigenschaften des Herzgewebes nicht ausreichend abbilden. Silikon wird hier als optimale Alternative diskutiert. Die Weiterverfolgung des konstruktiven Ansatzes stellt die Funktionalität des Modells vor die anatomische Geometrie, wie im Beispiel eines schlagenden Herz-Modells [48]. Durch die Verwendung von Silikon im Gussmodell sind auch die mechanischen Eigenschaften elastisch genug, dass das Modell im dynamischen Betrieb intakt bleibt. Da das Modell jedoch nicht anatomisch korrekt ist, ist es nicht für eine Anwendung in der chirurgischen Simulation ausgelegt.



Bild 9: Direkt und indirekt additiv gefertigte Modelle des Herzens: a) farbkodiertes patientenindividuelles rigides Modell eines pathologischen Herzens für die präoperative Planung [85], b) Modell eines gesunden Herzens für die Ausbildung [9], c) patientenindividuelles flexibles Modell eines halben Herzens mit angeborenen Ventrikelspetumdefekt [86], d) patientenindividuelles flexibles Modell eines partiellen Herzens mit kalzifizierten Koronararterien und Thrombose der V. cava inferior [87], e) Simulation einer Okkluderimplantation über einen Herzkatheter an einem gegossenen Silikon-Modell [49], f) flexibles Modell einer Valva atrioventricularis dextra mit generisch konstruierten M. papillaris [88]

Das in dieser Arbeit neu entwickelte Modell soll erstmals eine korrekte, funktionale Anatomie mit einem mechanisch realistischem Verhalten für eine effizient skalierbare Produktion verbinden, um sich so vom Stand der Technik abzuheben und den Mehrwert für die chirurgische Simulation zu maximieren. Ziel ist daher ein Modell, welches die Ventrikel, Atrien und relevanten umliegenden Gefäße sowie Koronararterien darstellt und zeitgleich die Funktionalität durch anatomisch konstruierte Klappenfunktionen und durchgehend hohle Gefäßstrukturen abbildet. Hierfür wird ein generisches Modell eines gesunden Herzens mit umgebenden Hauptgefäßen erstellt, welches pathologisch beliebig abgewandelt werden kann. Dadurch ergeben sich aus einem Basismodell unendlich viele generische Varianten, welche jegliche benötigte Form annehmen können und Unabhängigkeit von spezifischen Bilddaten schaffen. Durch die Additive Fertigung mit Silikon lassen sich bei Erhalt der geometrischen Komplexität die elastischen Eigenschaften des Herzgewebes abbilden. Die Einsatzmöglichkeiten in der chirurgischen Simulation erstrecken sich über die intraoperative Navigation, den Ersatz von pathologischen Herzklappen hin zum Verschluss eines Septumdefekts.

Neben dem Herz sind die Gefäße der zweite Hauptbestandteil des Herz-Kreislauf-Systems. Diese sind für den Bluttransport und somit die Versorgung der Organe zuständig, wie die Herzkranzgefäße für die Muskulatur des Herzens. Größere Gefäße bestehen aus drei Schichten: der Tunica interna, der Tunica media und der Tunica externa (Bild 10). [81]



Bild 10: Anatomie der Gefäße: a) Aufbau der unterschiedlichen Gefäßarten, b) Schichtaufbau der größeren Transportgefäße; in Anlehnung an [81]

Die einzelnen Schichten sind je mit einer elastischen Membran verbunden. Die Tunica interna ist innen mit Endothelzellen ausgekleidet, welche sich entsprechend dem Blutstrom ausrichten und den Austausch mit dem Blut regulieren. Die Tunica media besteht aus glatten Muskelzellen und ist bei arteriellen Gefäßen stärker ausgeprägt, da diese sich am Beginn des Körperkreislaufes befinden, an welchem mehr Widerstand gegen den dort höheren Blutdruck nötig ist. Die Anordnung der Muskelzellen führt zu einer Anisotropie der mechanischen Stabilität zugunsten der radialen Richtung. Da der Transport in den Venen meist passiv durch die Kontraktion der umliegenden Muskeln erfolgt, verhindern Venenklappen einen Rückfluss des Blutes. Die Tunica externa stellt die Schnittstelle des Gefäßes zur Umgebung dar und enthält Nerven, Blut- und Lymphgefäße. Die Kapillaren bestehen nur noch aus Endothel und der sehr dünnen Basalmembran. [81, 82]

Eine häufige Erkrankung der Gefäße ist die Arteriosklerose, welche meist in den Herzkranzgefäßen auftritt. Bei der Arteriosklerose kommt es durch die Einwirkung unterschiedlicher Randbedingungen zur Einlagerung von Lipiden (Fetten) in der inneren Gefäßschicht. Diese weiche, mechanisch instabile Anhäufung wächst und es bildet sich darüber eine dünne fibröse kalkhaltige Kappe. Der Verbund wird Plaque genannt. Die Arteriosklerose kann ein Aneurysma (Ausweitung des Gefäßlumens) bedingen. Hierbei werden echte Aneurysmen (Bild 11 a und b), bei denen alle Wandschichten an der Erweiterung beteiligt sind und die Kontinuität des Gefäßes erhalten wird, von falschen oder dissezierenden Aneurysmen (med.: Aneurysma dissecans) unterschieden. Falsche Aneurysmen entstehen häufig durch eine lokale Verletzung des Gefäßes, nach welchem sich ein rupturgefährdetes Hämatom (Blutansammlung) ausbildet. Bei einem dissezierenden Aneurysma entsteht durch einen Einriss der Tunica intima ein zweiter Strömungskanal. Eine weitere Konsequenz der Arteriosklerose ist eine Stenose (Verengung des Gefäßlumens). Kommt es nun in Folge von Plaqueeinrissen und -einblutungen zur Blutgerinnung, kann das Gefäß vollständig verschließen. Dies führt zu einer Unterversorgung der nachfolgenden Organe und nach kurzer Zeit zum Absterben dieser Bereiche. Tritt dies bei Koronargefäßen auf (e und f) kommt es zu einem Herzinfarkt, welcher ohne medizinische Versorgung meist zum Tod führt.



Bild 11: Pathologien von Gefäßen: a) und b) echtes Aneurysma, c) falsches Aneurysma, d) dissezierendes Aneurysma, e) gesundes Koronargefäß, f) arteriosklerotische verändertes Koronargefäß, g) stenosiertes Koronargefäß, h) Stent-Implantation: Einführung eines Ballonkatheter mit nicht expandierten Stent, i) Stent-Implantation: Stent-Expansion mittels Ballonkatheter, j) Koronargefäß mit expandierten Stent nach Entfernung des Ballonkatheters; in Anlehnung an [81]

Zum Erhalt des Gefäßlumens kann ein Stent (oft röhrenförmiges Metallgitter-Implantat) über einen Ballonkatheter (langes schlauchartiges chirurgisches Instrument mit expandierbarer Ballonspitze) eingesetzt werden (gj). Hierfür wird über einen minimalinvasiven Zugang der Ballonkatheter mit nichtexpandiertem Stent über die Gefäßbahn an die stenosierte Stelle positioniert. Durch die Expansion des Ballons und somit des Stents wird das Lumen des Gefäßes wieder geöffnet und der Stent in der Gefäßwand verankert. Bei der Positionierung und Eröffnung des Gefäßraums besteht die Gefahr, dass es zu einem Ablösen der Plaque kommt, was zum Verschluss weiterer kleinerer Gefäße führt. [81–83, 89]

Die bereits existierenden Modelle von Gefäßstrukturen in Bild 12 zeigen, bedingt durch ihr jeweiliges Verwendungsgebiet, unterschiedliche Eigenschaften. Für die präoperative Planung gibt es Anwendungen, wie ein patientenindividuelles Modell (a) eines Aneurysmas, welches mittels der Beschichtung eines verlorenen Wachskerns entsteht [90]. Durch den Wachskern ist die Effizienz der Produktion und die Flexibilität des Designs eingeschränkt. Das faserverstärkte Gussmodell eines Aneurysmas der abdominalen (den Bauchbereich betreffenden) Aorta (c) bemüht sich um die Abbildung einer variierenden Wandstärke und der anisotropen mechanischen Verstärkung in radialer Richtung [91]. Durch den hohen manuellen Aufwand in der Fertigung ist eine effiziente Skalierung der Produktion jedoch auch hier ausgeschlossen. Durch die Additive Fertigung eines flexiblen Modells eines kranialen Aneurysmas (b) kann das Verhalten beim Setzen eines Clips simuliert werden [92]. Zur Modellierung weiterer Pathologien besitzen die flexiblen Modelle der Koronararterie in d) und der A. carotis in e) rigide Ablagerungen, welche eine Stenose verursachen [93, 87]. Die simultane Fertigung des harten und weichen Photopolymers ermöglicht wie bei b) die Polyjet[™]-Technologie. Die Modelle b), d) und e) erfüllen einen Teil der Anforderungen an haptische anatomische Modelle für die chirurgische Simulation. Sie sind jedoch nicht auf Flexibilität im Design ausgelegt und das verwendete additive Verfahren ist bei der Auswahl der Shore A-Härte eingeschränkt [62–64]. Bild 12 f) zeigt ein additiv gefertigtes rigides Gefäß-Modell, welches Möglichkeiten des endovaskulären (den Gefäßinnenraum betreffenden) Trainings bietet [94]. Das rigide Material verhindert hier jedoch ein realistisches Feedback des Modells.

Die bereits vorhandenen Modelle zeigen, dass es einen Bedarf an diesen gibt. Sie können jedoch keine effizient skalierbare, flexible Produktion für elastische Modelle realisieren, sind nicht evaluiert oder sind starr in ihrem Design. Um alle Anforderungen zu ermöglichen, wird das standardisierte Vorgehen der vorliegenden Arbeit auch für die Erstellung von Gefäß-Modellen verwendet. Durch die Additive Fertigung mit Silikon ist es möglich, die Anisotropie, die Komplexität der Geometrie, die Elastizität des Gewebes und die Materialvarianz von mit Plaque erkrankten Gefäßen abzubilden.



Bild 12: Modelle von Gefäßstrukturen: a) flexibles patientenindividuelles Modell eines Aneurysmas zur präoperativen Planung [90], b) mit einem Clip verschossenes additiv gefertigtes flexibles Modell eines kranialen Aneurysmas [92], c) faserverstärktes Gussmodell eines Aneurysmas der abdominalen Aorta [91], d) additiv gefertigtes patientenindividuelles flexibles Modell einer Koronararterie mit rigider Plaque und Stenose [93], e) Modell eines Ausschnitts des AAO mit einer Kalzifikation in der abgehenden A. carotis [87], f) additiv gefertigtes rigides Gefäß-Modell zum endovaskulären Training [94]

3.2 Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte in der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie

Die chirurgische Versorgung von Fehlbildungen im Kiefer-Gesichtsbereich von Babys und Kleinkindern hat langzeitige Auswirkungen auf die Patienten. Dies zeigt sich auch darin, dass die Schadensersatzzahlungen in den USA bei Fehlbehandlungen im pädiatrischen Umfeld mit Abstand am höchsten sind [95]. Die Herausforderungen des operativen Eingriffs beinhalten neben der technischen Rekonstruktion, das noch nicht vollständig differenzierte Gewebe und die allgemein sehr kleinen Strukturen. Da es für die Ausbildung keine entsprechenden Körperspenden gibt, bieten Modelle einen vielversprechenden Ersatz. Da auch medizinische 3-D-Bilddaten von Kleinkindern selten aufgenommen werden, bietet sich die generische Modellerstellung hier besonders an.



Bild 13: Aufbau des Kiefers: a) Schnittansicht der Mundhöhle; b) Einsicht in die Mundhöhle; c) Muskulatur des weichen Gaumens, d) Frontalansicht der Lippen; in Anlehnung an [96]

Bild 13 a) zeigt das Schnittbild des Kiefers, bestehend aus dem Unter- und Oberkiefer. Die Zähne (med.: Dentes) sind in dem Processus alveolaris (Alveolarknochen oder Alveolarfortsatz), der Mandibula (Unterkieferknochen) und der Maxilla (Oberkieferknochen) verankert. Der Gaumen bezeichnet die Decke der Mundhöhle und unterteilt sich in den Palatum durum (harter Gaumen) der vorderen zwei Drittel und den Palatum mole (weicher Gaumen). Auf der Höhe des ersten Gaumenbogens (med.: Arcus palatopharyngeus) bildet die Uvula palatina (Gaumenzäpfchen) den Abschluss des Mundraums zum Rachen hin. Bild 13 c) zeigt die Lage der wichtigsten Muskeln des Gaumens, den M. uvulae, M. tensor veli palatini und M. levator veli palatini. In den Lippen befindet sich der M. orbicula oris. Bild 13 d) zeigt den Amorbogen als Abschluss des Philtrums, der Rinne zwischen Nase und Mund. Der Amorbogen definiert auch den Übergang der Haut zum trockenen Lippenrot. Die Innenseite der Lippe ist mit feuchter Mundschleimhaut überzogen und nennt sich Lippenweiß. [96–98]



Bild 14: Entstehung von Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten (nach SADLER ET AL. [99]): Gesichtswülste und deren Verschmelzung eines Embryos mit a) fünf, b) sechs, c) sieben und, d) zehn Wochen, Spaltbildungen: e) Normalzustand, f) einseitige Lippenspalte (links), g) einseitige Lippen-Kieferspalte (links), h) beidseitige Lippen-Kieferspalte, i) isolierte Gaumenspalte, j) einseitige Lippen-Kiefer-Gaumenspalte (links); in Anlehnung an [96]

Die embryonale Entwicklung des Gesichts erfolgt über die Verschmelzung von Gesichtswülsten (Bild 14 a-d). In der fünften Woche beginnt sich die erste Kontur zu entwickeln, über die nächsten Wochen nähern sich die sich stärker ausprägenden Umrisse von links und rechts der Gesichtsmitte, in welcher sie in der siebten Woche zu verschmelzen beginnen. In der zehnten Woche ist die Annäherungsbewegung abgeschlossen und die späteren Gesichtsmerkmale entsprechend Bild 14 d) ausgebildet. Kommt es im Laufe der Entwicklung jedoch zu Störungen, kann dies zu Furchen oder Spaltbildungen (f-j) führen. Abhängig von der Lokalisation der Spalten werden nach der internationalen Klassifikation für Krankheiten (engl.: International Classification of Diseases) ICD-10 [100] unter den Schlüsselnummern Q35.9, Q37.8 und Q37.9 insgesamt 19 Varianten aufgeführt [101]. Dabei kann die Spalte je die Lippe, den Aveolarknochen, den harten oder den weichen Gaumen betreffen. Mit Ausnahme des weichen Gaumens können die Bereiche sowohl einseitig links oder rechts, als auch beidseitig involviert sein. Der LAHSHAL-Kode von KRIENS [102] bezeichnet die Pathologien, indem nur die betroffenen Bereiche angegeben werden und die anderen ein "-" ersetzt. -----AL wäre damit die linksseitige Lippen-Kieferspalte aus Bild 14 g) [100]. Weiter lässt sich die Spaltbildung noch nach Ausprägungsgrad in Mikroform, unvollständig und vollständig unterteilen. [96–98]

Die Therapie mit dem Ziel der vollständigen funktionellen und ästhetischen Rehabilitation des Patienten teilt sich in primäre und sekundäre Behandlung. Die Primärbehandlung fokussiert den Verschluss der gespalteten und fehlgebildeten Strukturen, während die Sekundärbehandlung ästhetische und funktionelle Korrekturen umfasst. Während die ersten therapeutischen Maßnahmen bereits Tage nach der Geburt erfolgen, startet die chirurgische Behandlung frühestens im Alter von zwei Monaten. Der erste Schritt ist hierbei die Rekonstruktion der Lippe und die Korrektur der veränderten Nasenpartie. Von den unterschiedlichen Schnittführungen wird sich am häufigsten an der Lippenplastik von MILLARD [103] orientiert. Durch definierte Schnitte entstehen Gewebelappen, welche in neuer Positionierung zu einem Verschluss der Spalte mit korrektem Verlauf der Lippenkontur führen. Nach der Neuausrichtung des Nasenstegs erfolgt der jeweils schichtweise Verbund der Muskulatur, der Haut und der Schleimhaut der Lippeninnenseite in ihrer neuen Anordnung. Der Verschluss eines gespalteten harten oder weichen Gaumens erfolgt etwa im 12. bis 18. Lebensmonat durch eine chirurgische Öffnung und Verbindung der Schleimhäute der beiden Seiten. Mit acht Jahren finalisiert der operative Verschluss der Knochenspalte durch ein Implantat von patienteneigenem Knochenmaterial des Kiefers in den Spalt die Primärtherapie. [103, 97, 104, 98]

Als Übungsmöglichkeiten für den chirurgischen Verschluss von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten eigenen sich im Bereich des Gaumens bereits einfache Modelle [105, 106], wohingegen die Modellierung von Lippendefekten komplexere Modelle benötigt. Bild 15 a) und b) zeigen additiv gefertigte Fälle einer vollständigen Spalte des Hart- und Weichgaumens [107]. Während die rigide Variante (a) aus mehreren, zeitgleich gefertigten unterschiedlich farbigen Werkstoffen besteht, ist die elastische Variante nur aus einem Material gefertigt. Beide Modelle zeigen durch die Abbildung der gesamten Anatomie der Lippe und des Gaumens 3-D-Tiefeninformation, differenzieren innerlich jedoch keine anatomischen Strukturen und sind somit nur unzureichend für die Simulation des operativen Eingriffs zur Rekonstruktion von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten geeignet. Die über Gussverfahren großteils manuell erstellten weichen Anwendungen in c) und d) sind für die chirurgische Simulation ausgelegt [108–112]. Beide haben ein Kartuschensystem, welches dazu dient, die durch die simulierte Behandlung irreversibel veränderten Bereiche auszutauschen. Während es sich bei dem Modell in c) um eine oberflächige Abbildung aus nur einem Material handelt [108], integriert d) durch die Verwendung mehrerer Materialien Schichtinformationen und gibt durch zwei Kartuschen die Auswahl zwischen einem Gaumen- und Lippenspalten-Simulator [110-112]. Durch das verwendete Gussverfahren fehlt der Produktion jedoch die geforderte Flexibilität und effiziente Skalierbarkeit. Alle Versionen sind nur in einer Ausführung direkt von medizinischen 3-D-Bilddaten abgeleitet, wodurch es an Flexibilität und Varianz der Trainingsmöglichkeiten durch unterschiedliche Modelle mangelt.



Bild 15: Modelle von Gesichtspartien mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten: a) additiv gefertigtes, mehrfarbiges, hartes Modell einer durchgängigen Gaumenspalte [107], b) additiv gefertigtes, flexibles Modell einer durchgängigen Gaumenspalte [107], c) Mehrkomponenten-Prototyp eines Simulators einer durchgängigen linksseitigen Lippenspalte [108], d) Lippenrekonstruktion an einem Mehrkomponenten-Simulator einer durchgängigen linksseitigen Lippenspalte [109]

Das hier vorgestellte neue generische Vorgehen bietet hingegen die Möglichkeit, alle 19 Varianten der Spaltformen nach ICD-10 [100, 101] aus einem gesunden Basismodell abzuleiten. Auch individuelle Adaptionen der Ausprägungen stellen bei der Additiven Fertigung keinen zusätzlichen Aufwand dar. Diese kann auch die Anforderungen an die 3-D-Komplexität des Modells und erweiterte 3-D-Tiefeninformation durch die Abbildung durchgängiger Spaltformen ermöglichen. Weiter ist eine Differenzierung der wichtigsten anatomischen Strukturen durch unterschiedliches Material für ein realitätsnahes Feedback möglich. Durch die Verwendung von elastischen Werkstoffen wie Silikon, kann neben den haptischen Eigenschaften auch das notwendige Verhalten beim Schneiden und Vernähen adressiert werden.

3.3 Grundlagen, Handlungsbedarf und Lösungskonzepte in der Neurochirurgie

Noch vor der kardiovaskulären Chirurgie liegt die Neurochirurgie in den USA auf dem ersten Platz bei der Anzahl der gerichtlichen Klagen aufgrund von Fehlbehandlungen [95]. Dies zeigt das erhöhte Risiko der teilweise hochkomplexen Eingriffe. Modelle und Simulatoren können hier dabei helfen, die Ausbildung und Vorbereitung zu optimieren. Die Strukturen im Gehirn gehören zu den weichsten im menschlichen Körper und sind somit nur mit wenigen technischen Werkstoffen zu modellieren. Zudem stellen die feinen Strukturen extreme Anforderungen an die Fertigung.



Bild 16: Lage und Aufbau des Ventrikelsystems des Gehirns: a) Lage des Liquorsystems im Gehirn, b) Gruben des knochigen Schädels mit Lage des Os sphenoidale, c) Aufbau des Ventrikelsystems, d) Lage des Plexus choroideus und des Foramen Monroi innerhalb des Ventrikelsystems; in Anlehnung an [96]

Wie in Bild 16 a) präsentiert, befinden sich im Inneren des Gehirns mit Liquor cerebrospinalis (Gehirn-Rückenmarksflüssigkeit) gefüllte Hohlräume, die sogenannten Hirnventrikel. Der Liquor ist z.B. für die austarierte Lagerung des Gehirns, die schützende Pufferfunktion und den Transport von Nähr- und Abfallstoffen verantwortlich.
Der Liquorraum besteht aus vier Ventrikeln (c). Die zwei Seitenventrikeln (med.: Ventriculus lateralis) liegen je in einer Gehirnhälfte. Der dritte Ventrikel (med.: Ventriculus tertius) befindet sich im Zwischenhirn und neben der Hypophyse (Hirnanhangsdrüse). Auf Höhe des Cerebellums (Kleinhirn) liegt der vierte Ventrikel (med.: Ventriculus quartus), welcher kaudal (zur Körpermitte hin) den Übergang zum Zentralkanal (Liquor-gefüllter Kanal des Rückenmarks) darstellt. Gebildet wird der Liquor im Plexus choroideus (d), einem verzweigten Adergeflecht, welches sich in allen Ventrikeln, aber hauptsächlich in den beiden Seitenventrikeln befindet. Die Knochenstruktur des Schädels (b) weist an der Schädelbasis drei Gruben auf, in welchen das Gehirn gelagert ist. Die Kontur der mittleren Schädelgrube wird vom Os sphenoidale (Keilbein) geprägt, welches den Ventriculus tertius lagert. [96, 82]

Ein mögliches Krankheitsbild des Gehirns ist der Hydrozephalus, bei welchem es zu Störungen der Regulation des Liquors kommt. Befindet sich zu viel Flüssigkeit im Gehirn, weitet sich das Ventrikelsystem und der intrakraniale Druck steigt. Diese Pathologie tritt häufig bei Säuglingen und Kleinkindern auf, bei welchen die Schädelplatten noch weich und partiell nicht verwachsen sind. Weichen sie dem Druck aus, kommt es zu einem erhöhten Schädelwachstum. Richtet sich der Druck nach innen auf das Gehirn, können zunächst Kopfschmerzen, Schwindelgefühl oder andere Ausfallerscheinungen auftreten. Werden lebenswichtige Hirnareale eingeklemmt und die Funktionen des Herz-Kreislauf- oder Atemsystems nicht aufrechterhalten, kommt es zum Tod. [113, 114]

Ziel der Therapie für den Hydrozephalus ist die Entlastung des Hirndrucks, wozu für den Abtransport des überflüssigen Liquors klassischer Weise ein Shunt-System implantiert wird. Dieses leitet den Liquor über einen dünnen Schlauch mit einem Ventil aus einem der beiden Seitenventrikel in eine andere Körperhöhle, wie den Bauch oder das Herz. Aufgrund des hohen Infektionsrisikos und der hohen Kosten werden jedoch mittlerweile, wenn möglich, endoskopische Operationen bevorzugt. Bei der Endoskopie dringen starre oder flexible chirurgische Instrumente über minimale Hautschnitte in den Körper ein, um das Trauma für den Patienten zu reduzieren. Die Navigation im Körper erfolgt über Optiken, beispielsweise Miniaturkameras. Der häufigste endoskopische Eingriff zur Behandlung des Hydrozephalus ist die Ventrikulozisternostomie (engl.: endoscopic third ventriculostomy (ETV)), eine endoskopische Öffnung des Ventriculus tertius. Der Einsatz ist möglich, wenn eine Abflussstörung zwischen den inneren und äußeren Liquorräumen vorliegt. Der Zugang des Eingriffs (Bild 17) erfolgt durch ein Bohrloch in der Schädeldecke. Nach Öffnung der Dura mater, (Hirnhaut) und Punktierung des Seitenventrikels mit einer Kanüle kann das Endoskop eingebracht werden. Durch das Foramen Monroi (Öffnung zum Ventriculus tertius) wird das Endoskop vorbei an Teilen des Plexus choroideus und der V. thalamostriata in diesen geschoben. Die Punktierung des meist durchsichtigen Tuber cinereum, eines Bereichs des Ventrikelbodens, führt durch den Ablass des Liquors zu einem regulierten Innendruck. Direkt unter dem Boden des Ventriculus tertius, in dem Hohlraum Cisterna basalis, befindet sich die A. basalis (Basilararterie) und ihre abzweigenden Gefäße, deren Punktion und somit ein Ausbluten zu vermeiden ist. [114, 115]



Bild 17: Zugangsweg bei einer endoskopischen Ventrikulozisternostomie; Illustration der Anatomie des Gehirns in Anlehnung an [96]

Da der Erfolg des Eingriffs abhängig von der Erfahrung des behandelnden Chirurgen ist [116], hat das Training an Modellen einen direkten Mehrwert für den Patienten. Dadurch motiviert, verfolgen unterschiedliche Forschungsansätze die Entwicklung von Simulatoren für chirurgische Eingriffe in das Ventrikelsystem. Wie Bild 18 zeigt, kann der Detailgrad und Umfang der Simulatoren variieren. Alle vier dargestellten Modelle bestehen aus mehreren Komponenten, die direkt oder indirekt additiv gefertigt, gegossen oder manuell modelliert sind. Bild 18 a) zeigt ein einfaches aus Hydrogel gegossenes Modell zur Simulation eines endoskopischen Zugangs in das Ventrikelsystem [117]. Neben dem Zugang durch das Aufbohren der Schädeldecke wird die Punktierung des Ventrikels fokussiert. Der Schädel, der Gusskern, das Negativ des Ventrikelsystems und die Gussform, welche die Außenkontur der Gehirnmasse darstellt, sind additiv gefertigt. Der Simulator in b) weist eine höhere Komplexität auf und kann für eine ETV oder zur Entfernung von Tumoren und Zysten eingesetzt werden [118]. Zur Differenzierung der Gewebetypen werden unterschiedliche Polymere verwendet. Die Strukturen innerhalb des Ventrikelsystems bringt ein Künstler manuell ein. Da bei der ETV der Boden des Ventriculus tertius geöffnet wird und dieses somit nicht erneut verwendet werden kann, fokussieren die Modelle c) und d) die Wiederverwendung einzelner Komponenten durch die Nutzung eines Austauschsystems.



Bild 18: Simulatoren für die endoskopische Neurochirurgie: a) Mehrkomponenten-Simulator inklusive Schädelknochen bestehend aus additiv gefertigten und gegossenen anatomischen Strukturen mit über eine Pumpe regulierten Druck im Ventrikelsystem und simulierter Blutflüssigkeit [117], b) pädiatrischer gegossener Mehrkomponenten-Simulator mit simulierter Liquor- und Blutflüssigkeit [118], c) Mehrkomponenten-Simulator bestehend aus additiv gefertigten und gegossenen anatomischen Strukturen [119], d) realistischer adoleszenter Mehrkomponenten-Simulator bestehend aus additiv gefertigten, gegossenen und mit Spezialeffekten erstellten anatomischen Strukturen [120]

Das vereinfachte Modell (c) verzichtet auf die Gesichtskontur, ermöglicht jedoch durch die Versorgung mit Blut imitierender Flüssigkeit die Simulation von Blutungen der A. basalis und des Choroid plexus bei einer potenziellen Verletzung [119]. Der sehr realistische Simulator in d) nutzt hochaufgelöste Details, wobei die Evaluation zeigt, dass auch eine weniger umfassende Modellierung mit der Konzentration auf das wesentliche Einsatzgebiet denselben Trainingseffekt ergibt [120]. Die effiziente Skalierung der Produktion der vorgestellten Modelle b) bis d) für eine ETV ist bei Erhalt der notwendigen Komplexität nur sehr eingeschränkt möglich. Besonders die Fertigung der intraventrikulären Strukturen benötigt für die Details zeit- und somit kostenintensive manuelle Arbeit [118]. Hier eröffnet die Additive Fertigung mit Silikonen neue Möglichkeiten. Da nicht die gesamte Anatomie für die Simulation notwendig ist, soll das Modell zur Einsparung von Zeit und Kosten auf den wesentlichen Bereich fokussiert werden. Weiter verspricht die Kombination aus unterschiedlichen Materialien, Flüssigkeiten und Dynamik eine realitätsnahe Simulation.

4 Methodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung und Evaluation haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle

Zur Erstellung haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle wird im Rahmen der vorliegenden Dissertation ein dreiteiliges Vorgehensmodell konzipiert, welches im Überblick in Bild 19 skizziert ist. Der erste Teil (Abschnitt 4.1) umfasst die digitale Modellerstellung, in welcher medizinische 3-D-Bilddaten segmentiert, die abgeleiteten 3-D-Modelle anschließend manipuliert und ihrer Anwendung entsprechend adaptiert werden. Im Anschluss an die digitale Modellerstellung erfolgt die Fertigung des physischen Bauteils mittels der in Abschnitt 4.2 beschriebenen ACEO®-Technologie zur Additiven Fertigung mit Silikonelastomeren, welche die Herstellung komplexer, weicher Geometrien ermöglicht. Durch die Nachbearbeitung der gefertigten Bauteile und gegebenenfalls ihrer Integration in einen Simulator werden die Modelle finalisiert.



Bild 19: Vorgehensmodell zur Erstellung validierter HGA-Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation angeleht an das V-Modell der VDI 2206 [121] 4 Methodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung und Evaluation haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle

Der dritte, in Abschnitt 4.3 erörterte, Teil des Vorgehensmodells beschäftigt sich mit der Evaluation der physischen Modelle. Biomechanische und medizinische Untersuchungen erlauben Rückschlüsse auf die Design-, Material- und Prozessparameter, welche in das iterative Vorgehensmodell zur Annäherung eines möglichst realen Modellverhaltens einfließen, bis die optimale Auslegung erreicht ist. Die medizinischen Untersuchungen geben qualitatives Feedback über Design, Haptik und Verhalten der Modelle, wohingegen die biomechanischen Untersuchungen quantitativen Aufschluss über das biologische und künstliche Materialverhalten liefern. Durch den Vergleich der Kennwerte der biologischen Originalstruktur und des künstlichen Modells lassen sich Anforderungen quantifizieren sowie Material-, Prozess- und Designempfehlungen aussprechen.

Einzelne Bestandteile und Anwendungen des entwickelten Vorgehensmodells und der Ergebnisse der Kapitel 4 bis 8 wurden in dem Patent [P1] festgehalten oder dem internationalen Fachpublikum in den Konferenzbeiträgen [P2], [P3], [P4], [P5] und [P6] sowie in den Veröffentlichungen [P7], [P8], [P9] und [P10] in einschlägigen Fachzeitschriften vorgestellt.

4.1 Methodik zur Erstellung digitaler HGA-Modelle

Die Erstellung des digitalen Modells unterteilt sich in die Segmentierung, welche ein Modell aus medizinischen 3-D-Bilddaten ableitet, die Modellmanipulation und die Anpassung des Modells an die Anwendung (Bild 20).



Bild 20: Vorgehen zur Erstellung digitaler generischer anatomischer Modelle

Die Manipulation der Modelle beinhaltet hierbei drei Schritte: die Nachbearbeitung des segmentierten Entwurfs, die Ableitung der Anatomie und die Umgestaltung der Geometrie. Die Anpassung des Modells an ihre Zielanwendung und die Bestandteile der Manipulation erfolgen standardmäßig in der dargestellten Reihenfolge oder bedarfsangepasst in einer Variante dieser.

Die Segmentierung wird, wie in Abschnitt 2.2 eingeführt, zur Ableitung eines ersten anatomischen 3-D-Modells aus medizinischen 3-D-Bilddaten verwendet. Die Qualität des Modells ist abhängig von den zugrundeliegenden CT- oder MRT-Daten. Ist die Auflösung oder Kontrastierung zu gering, können nicht alle Bereiche klar erkannt werden, was besonders bei der Segmentierung weicher Gewebestrukturen eine Herausforderung darstellt. Neben der Auflösung beeinflusst auch die Schichtdicke der Schnittdaten die Qualität des abgeleiteten Modells, da dieses aus den markierten Bereichen der Schichten zusammengefügt ist. So können zum einen Details zwischen den Schichten nicht in den Bilddaten enthalten sein und zum anderen ergibt sich bei großen Schichtdicken ein stark stufiges Modell. Zur Entwicklung der anvisierten generischen 3-D-Modelle ist hier jedoch bereits eine grobe Segmentierung ausreichend und es müssen nur ausgewählte Strukturen segmentiert werden, um anschließend ein vollständiges Modell abzuleiten. Die segmentierten Bereiche können direkt oder indirekt eine anatomische Struktur beschreiben. Die direkte Abbildung konzentriert sich konkret auf die angezielte Anatomie, während die indirekte Abbildung über das Innenvolumen oder das umgebende Gewebe die Anatomie charakterisiert. Die medizinischen 3-D-Bilddaten unterstützen zum einem die anatomische Korrektheit und definieren zudem die Lagebeziehung unterschiedlicher anatomischer Strukturen zueinander. Für die Segmentierung eigenen sich eine Vielzahl an Software-Systemen, von welchen die vorliegende Arbeit 3DSlicer [28] und Brainlab Elements (Brainlab AG, München, Deutschland) verwendet.

Die Lagebeziehung der anatomischen Strukturen wird auch in der exportierten Modelldatei hinterlegt. Entsprechend der Anforderungen an das Modell werden verschiedene Gewebebestandteile einzeln segmentiert und exportiert, wobei unterschiedlich stark detaillierte Auflösungen zur Anwendung kommen. Der Export erfolgt im STL-Format (Standard-Triangulationssprache oder Standard-Tesselationssprache), welches Oberflächengeometrien durch Netze aus Dreiecksflächen beschreibt. Die Orientierung der Flächen nach innen oder außen ist durch einen Normalen-Vektor definiert. Aufgrund seiner Einfachheit ist das STL-Format mit den meisten 4 Methodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung und Evaluation haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle

Konstruktions-, Design- und Maschinensteuerungsprogrammen kompatibel. Nachteile des Formats sind die Fehleranfälligkeit und der Verlust an Information. Alternativen hierzu bieten derzeit unter anderem Formate wie AMF (engl.: Additive Manufacturing File Format) und 3MF (engl.: 3-D Manufacturing Format), deren Einsatz jedoch noch nicht flächendeckend möglich und deren Mehrwert daher noch zu gering ist. [122]

Im ersten Schritt der in der vorliegenden Arbeit präsentierten Modellmanipulation wird zunächst das abgeleitete grobe 3-D-Modell nachbearbeitet. Dies beinhaltet eine automatische oder manuelle Netzfehlerbereinigung und eine lokale oder globale Glättung der Oberflächen. Besonders bei einer globalen Glättung muss darauf geachtet werden, dass wichtige Geometrieinformationen nicht verloren gehen. Fortgeschrittene Werkzeuge ermöglichen dies teilweise bereits automatisiert unter Einsatz von künstlicher Intelligenz [123]. Die Bereinigung der Netzfehler ermöglicht die weitere Verwendung des Modells, da sonst die Gefahr besteht, dass Oberflächen und Volumen falsch oder gar nicht erkannt werden. Weiterhin wird das Netz bezüglich seiner Auflösung optimiert, detailreiche oder scharfkantige Bereiche benötigen eine größere Anzahl kleinerer Dreiecksflächen als große nicht-komplexe Flächen. Generell muss selbst bei geometrisch einfachen Flächen eine Mindestauflösung eingehalten werden, um Fehler in nachfolgenden Programmen zu verhindern. Bei der Glättung des Modells werden segmentierte Rauigkeiten normalisiert und ein homogenes Oberflächenbild geschaffen. Diese beiden Nachbearbeitungsschritte sind in unterschiedlichem Ausmaß im weiteren Verlauf des Aufbaus des digitalen Modells iterativ nötig.

Im nächsten Schritt erfolgt die tatsächliche Erstellung eines gesunden Basismodells aus den abgeleiteten 3-D-Modellen. Ziel ist die Erstellung eines generischen Modells auf Grundlage der Bilddaten, medizinischer Expertise und einschlägiger Literatur der entsprechenden Anatomie. Hierzu werden die erzeugten Modelle in dem erarbeiteten neuen Ansatz konstruktiv bearbeitet und neue anatomische Bestandteile aus den bestehenden Modellen abgeleitet. Da es sich bei den 3-D-Modellen im Regelfall um Oberflächenmodelle mit komplexen Freiformflächen handelt, sind entsprechend angepasste Modellierungswerkzeuge nötig. Über geometrische boolesche Operationen, wie Differenz, Durchschnitt und Vereinigung, kann durch die Kombination einzelner Modelle eine spezifische Geometrie erstellt werden. Boolesche Operatoren eigenen sich gut für Freiformflächen, an welchen Konstruktionselemente, wie definierte Kanten, Flächen oder Radien fehlen. Die Erzeugung von Wandstrukturen aus modellierten Lumen kann so entweder über einen Offset der Oberflächen des Lumens oder die Kombination von Extrusion und boolescher Subtraktion erfolgen. Durch Löschen, Hinzufügen oder Verschieben einzelner Netzbereiche können zusätzlich manuelle Anpassungen erfolgen.

Die globale oder lokale Skalierung sowie das Einbringen von pathologischen Ausprägungen ermöglicht die ebenfalls neuartige Umgestaltung der Geometrie der gesunden Anatomie. Ein gesundes Basismodell dient somit als Ausgangsgrundlage für beliebig viele unterschiedliche, abgeleitete Modelle gesunder oder pathologischer Anatomien.

Zum Abschluss der Modellerstellung erfolgt die Modelladaption, in welcher das Modell an die Fertigungsbedingungen angepasst wird. Für die Additive Fertigung mit Silikonen müssen Mindestwandstärken, Mindestinnendurchmesser sowie der Zugang zu allen inneren Hohlräumen sichergestellt sein. Gibt es Funktionsflächen, deren Fertigung in einer bestimmten Richtung erfolgen soll, ist dies in der Ausrichtung des Bauteils während der Fertigung zu berücksichtigen. Zusätzlich zur Anpassung an die Fertigungsbedingungen beachtet die letzte Phase die späteren Anwendungsbedingungen durch konstruktive Maßnahmen für die Nachbearbeitung der Modelle oder ihre Integration in Mehrkomponentensysteme. Dafür können zusätzliche Handhabungsflächen, Anschluss- oder Verbindungsstellen nötig sein.

Die Modellmanipulation und die -adaption können in allen CAD (engl.: computer-aided design) -Programmen durchgeführt werden, welche über entsprechendene Werkzeuge für die Bearbeitung der Oberflächennetze verfügen, wie die hier eingesetzten Autodesk® Meshmixer (Autodesk, Inc., San Rafael. CA, USA) und Autodesk® Netfabb (Autodesk, Inc.). Werden Volumenmodelle für die Konstruktion benötigt, müssen die Oberflächenmodelle mittels CAD-Programmen wie CATIA (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, Frankreich) über Flächenrückführungen umgewandelt werden.

4.2 Methodik zur Fertigung weicher HGA-Modelle

Für die Fertigung anatomischer Modelle oder ganzer Simulatoren sind die drei in Bild 21 gezeigten Schritte nötig. Im Anschluss an die Additive Fertigung nach Vorlage des digitalen Modells erfolgt eine Nachbearbeitung und gegebenenfalls eine Integration in einen Simulator. 4 Methodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung und Evaluation haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle



Bild 21: Vorgehen zur Fertigung weicher, komplexer anatomischer Modelle

Das erstellte digitale Modell wird zunächst an das Programm für die Additive Fertigung übergeben, welches abhängig von den Maschinenparametern die Anweisungen für die Fertigung in Maschinensprache übersetzt und an die Maschinensteuerung weitergibt. Der Zuschnitt des digitalen Bauteils zur sequenziellen Fertigung erfolgt nach anvisierter Schichtstärke.

Zur Abbildung elastischer Materialeigenschaften werden hier Silikonelastomere verwendet. Silikone (Poly(organo)siloxane) sind eine Gruppe synthetischer Polymere, bei welchen sich im Zentrum der Molekülketten oder –netze Silizium- und Sauerstoffatome befinden (Bild 22). Im Siloxangerüst können unterschiedliche Kohlenwasserstoffe enthalten sein. Abhängig von diesen Substituenten sind Silikone in nicht-, silicium- oder organofunktionell kategorisierbar. Zu den Silikontypen gehören Silikonharze, Fluorsilikone, Silikonöle und Silikonelastomere oder -kautschuke. Silikonelastomere liegen zunächst im viskos-flüssigen, unvernetzten, formlosen Zustand vor und müssen vulkanisiert werden, um sie in ihren irreversiblen, formdefinierten, elastomeren Zustand zu überführen. Diese Vernetzung kann mittels platinkatalysierter Additionsvernetzung, Peroxidvernetzung oder Kondensationsvernetzung erfolgen, wobei jeweils spezifische Vernetzter, Seitengruppen am Polymer sowie Katalysatoren eingesetzt werden. Hierdurch kann eine Vielzahl unterschiedlicher Elastomere formuliert werden. Bedingt durch die Art ihrer Polymerisation können Silikonelastomere Ein- oder Zweikomponentensysteme sein. [124–126]



Bild 22: Chemische Strukturformel von Polydimethylsiloxan

Um die Modelle additiv aus Silikonelastomeren zu fertigen, wird die ACEO[®]-Technologie (Bild 23) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein Drop-on-Demand-Verfahren, welches in einem mehrstufigen Prozess durch tropfenförmigen flüssigen Werkstoffauftrag aus einer Düse ein Bauteil schichtweise aufbaut und vernetzt. Die Verwendung eines Platinkatalysators im Silikon ermöglicht die schichtweise Vernetzung des einkomponentigen Silikons über ultraviolettes (UV) Licht (a). Die verwendeten Silikone sind für den Fertigungsprozess optimiert und haben variierende Materialeigenschaften, wie die Farbe oder die Shore A-Härte. Die Eindringhärte (Shore-Härte) der Skala A gilt für Elastomere im normalen Härtebereich. Ihre Messung nach DIN ISO 7619-1 [127] betrachtet die Eindringtiefe eines genormten Prüfkörpers bei einer definierten Kraft in einen Probenkörper. Um Überhänge in der Bauteilgeometrie zu realisieren, wird eine zweite Düse mit Stützmaterial verwendet, welches nach dem Fertigungsprozess mit Wasser gelöst wird (c-e). Zusätzlich können noch weitere Düsen mit unterschiedlichen Silikonen hinzugeschaltet werden, um so eine Multi-Material-Fertigung umzusetzen. Ist das Bauteil vom Stützmaterial befreit, wird es bei 200°C für vier Stunden zur Beseitigung flüchtiger Bestandteile und zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften im Ofen getempert. [65, 66]

Durch den schichtweisen Aufbau und den Kontakt zum Stützmaterial bei der Additiven Fertigung weisen die Bauteile eine raue, stufige Oberfläche auf, welche auch die Transparenz des Bauteils vermindert. Durch eine zusätzliche Beschichtung mit einem weiteren Silikonelastomer vor dem Tempern, lassen sich diese Effekte reduzieren. Besteht das Modell aus mehreren einzeln gefertigten Silikonbauteilen, ist der Zusammenbau dieser auch Teil der Nachbearbeitung. 4 Methodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung und Evaluation haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle



Bild 23: Grundprinzip der Additiven Fertigung mit Silikonelastomeren der ACEO®-Technologie: a) schichtweiser Aufbau des Bauteils mittels Drop-on-Demand-Verfahren mit UV-Aushärtung jeder Schicht, b) fertiges Bauteil, c) Fertigung mit Stützmaterial aus einer zusätzlichen Düse, d) fertiges Bauteil mit Stützmaterial, e) fertiges Bauteil nach Entfernung des Stützmaterials; in Anlehnung an [65]

Bei der Integration des Modells in einen Simulator werden zunächst alle weiteren Komponenten gefertigt und dann zusammen mit dem Silikonmodell als Simulator aufgebaut. Soll die Kombination mit harten organischen Strukturen dargestellt werden, eignet sich die Modellerstellung nach Abschnitt 4.1 und die Additive Fertigung dieser mit thermoplastischem Material. Ist das Modell in sehr weichem Gewebe, wie beispielsweise der Gehirnmasse, eingebettet, können Gele dieses abbilden. Handelt es sich um einen elektrisch angetriebenen dynamischen Simulator, müssen zusätzlich mechatronische Komponenten integriert und angeschlossen werden. Hierdurch können Atem- oder Pumpbewegungen des Herz-Kreislauf-Systems abgebildet werden.

4.3 Methodik zur biomechanischen und medizinischen Evaluation physischer HGA-Modelle

Den Abschluss des vorgestellten Vorgehensmodells stellt die Evaluation der physischen Modelle dar. Aus ihr werden nötige Design-, Material- und Prozessänderungen abgeleitet, die wiederum die weitere Modellerstellung und -fertigung beeinflussen. Zur Quantifizierung der mechanischen Eigenschaften eigenen sich biomechanische Untersuchungen. Diese vergleichen die Eigenschaften der künstlichen Werkstoffe mit denen des originalen biologischen Gewebes. Zur qualitativen Bewertung wird eine medizinische Bewertung durch Fachexperten umgesetzt.

Biomechanische Evaluation physischer HGA-Modelle

Bei der Entwicklung haptischer Modelle für die chirurgische Simulation steht das biomechanische Verhalten des erstellten Modells im Fokus. Der Vergleich ausgewählter mechanischer Kenngrößen erlaubt die Umsetzung eines möglichst ähnlichen Verhaltens nach biologischem Vorbild. Bild 24 zeigt das Vorgehen der biomechanischen Evaluation, bei welcher sowohl die tatsächlichen mechanischen Eigenschaften des biologischen Gewebes, als auch die Einflüsse unterschiedlicher Parametervariationen auf das Verhalten der künstlichen Modelle betrachtet werden.



Bild 24: Vorgehen zur biomechanischen Evaluation haptischer Modelle

Falls bereits erhoben, können auf der biologischen Seite zunächst Kennwerte aus der Literatur (vgl. Tabelle 10 und Tabelle 11) herangezogen werden. Da diese jedoch unter unterschiedlichen nicht genormten Prüfungsbedingungen gewonnen wurden, ist ein Vergleich mit Materialparametern technischer Werkstoffe nur bedingt möglich. Um eine vergleichbare Basis zu schaffen, überträgt das hier erarbeite Verfahren erstmals standardisierte, genormte Methoden aus der Werkstoffprüfung auf das biologische Material. Hierzu erfolgt im ersten Schritt die Präparation des Probenmaterials in die vorgegebene Prüfgeometrie für die anschließende Untersuchung. Für das biologische Material ist die Erstellung und die Befolgung 4 Methodisches Vorgehen für die Entwicklung, Realisierung und Evaluation haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle

eines Protokolls nötig, welches die Erhaltung der mechanischen Eigenschaften während der Präparation sicherstellt.

Bei der Untersuchung der künstlichen Modelle stehen semi-additiv gefertigte Verbundstrukturen im Fokus, um sowohl den Einfluss der Designparameter und der Additiven Fertigung als auch den der Nachbearbeitung zu evaluieren. Für die Versuche muss zunächst entsprechend der Anforderungen des jeweiligen normierten, standardisierten Prüfverfahrens und des biologischen Originals eine Probengeometrie erstellt werden. Die Komplexität organischer Oberflächen wird zur Standardisierung hierbei nicht berücksichtigt. Im nächsten Schritt erfolgt die Festlegung der Einflussparameter, der betrachteten Varianten und die Auslegung der Versuchsplanung (engl.: Design of Experiments (DoE)) [128, 129]. Bei großen Parameterräumen wird ein teilfaktorieller Ansatz verfolgt, um durch die Auswahl weniger aussagekräftiger Parameterkombinationen die Anzahl der notwendigen Versuche zu reduzieren. Da es sich hier zunächst um die Entwicklung und Erprobung der Prüfsystematik handelt, wird sowohl für die biologischen als auch für die künstlichen Proben nicht immer eine signifikante Stichprobengröße erreicht. Der Einfluss der einzelnen Parameter auf die Ergebnisse wird jeweils mit dem t-Test auf das Signifikanzniveau von 95 % ($p \le 0.05$) überprüft [130].

Die standardisierten mechanischen Untersuchungen umfassen geometrische Vermessungen, Dichtemessungen basierend auf ISO 1183-1 [131], Zugversuche basierend auf DIN 53504 [132] oder ISO 37 [133], Relaxationsversuche basierend auf DIN ISO 3384-1 [134] und DIN EN 10319-1 [135] sowie Härtemessungen basierend auf ISO 7619-1 [127]. Bei Zugstabproben wird aufgrund der geringen Materialverfügbarkeit der Stabtyp S3a der DIN 53504 [132] verwendet, der dem Typ 3 der ISO 37 [133] entspricht. Durchmesser und Wandstärken der Ringproben werden individuell angepasst und die Einspannlänge entsprechend abgeleitet. Die Zugmessungen erfolgen entgegen der Norm ohne mechanische Messmarken, um bei dem biologischen Gewebe eine Schädigung auszuschließen. Auch bei den künstlichen Proben wird in der Folge ohne Messmarken gemessen und stattdessen die Dehnung über den Traversenweg der Zugprüfmaschine bestimmt. Durch den Vergleich der nach derselben Prüfvorschrift ermittelnden Kennwerte von biologischen und künstlichen Proben ist eine guantitativ validierte Empfehlung bezüglich der Design- und Fertigungsparameter für die Modelle möglich.

Medizinische Evaluation physischer HGA-Modelle

Für die medizinische Evaluation wird entsprechend Bild 25 ein Modell oder Simulator von medizinischen Fachkräften in einer chirurgischen Simulation eingesetzt. Die Untersuchungen geben Aufschluss über die Kompatibilität des Modells mit der medizinischen Intervention und somit ihre Eignung für die Simulation. Durch die Sammlung und Auswertung von Feedback in Fragenbögen lassen sich die qualitativen Bewertungen bezüglich des Designs, der Haptik und des Verhaltens des Modells oder Simulators erfassen. Diese wiederum fließen zusammen mit den quantitativen Evaluationsergebnissen zurück in die Modellerstellung und -fertigung.



Bild 25: Vorgehen zur medizinischen Evaluation haptischer Modelle

Die Erhebung der qualitativen Daten erfolgt stichprobenartig oder in einer statistisch signifikanten Probandengruppengröße. Für beide Fälle kommen Fragebögen zum Einsatz. Durch vorgegebene Antwortmöglichkeiten, lassen sich die Antworten vergleichen und Trends abbilden. Abhängig von der Intention der Frage und des daraus abgeleiteten Feedbacks bieten sich unterschiedliche Antwortmöglichkeiten in Form von Nominal-, Ordinal- und Intervallskalen an. Bei Nominalskalen schließen sich die unterschiedlichen Ausprägungen einer Variablen gegenseitig aus. Bei Ordinalskalen stehen diese Ausprägungen in einem relativen Zusammenhang. Bei Intervallskalen ist der Abstand dieser zusammenhängenden Ausprägungen konstant, wie beispielsweise für eine Likert-Skala von o bis 10 mit dem Intervall 1. Relative Skalen können polar (einseitig) oder bipolar (zweiseitig) angeordnet sein. Bipolare Skalen mit einem echten Nullpunkt werden auch als Ratioskalen bezeichnet. [136, 137]

5 Digitale Erstellung der generischen anatomischen Modelle

Die digitale Modellerstellung ist die Grundlage und der erste Forschungsschwerpunkt des entwickelten Gesamtkonzepts zur Erstellung haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle. Die Verfolgung eines generischen Ansatzes auf Basis von medizinischen 3-D-Bilddaten, dient der Erfüllung der Anforderungen aus Kapitel 3 zur universellen Anwendbarkeit für jede Anatomie oder Pathologie, zur anatomischen Korrektheit und zum adaptierbaren Designs. Dieser Ansatz grenzt sich vom aktuellen, vorrangig patientenindividuellen, Stand der Technik ab und ermöglicht eine uneingeschränkte Variantenvielfalt funktioneller Modelle.

Anhand von Modellen der kardiovaskulären Chirurgie, der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie und der Neurochirurgie präsentiert dieses Kapitel die Umsetzung der in Abschnitt 4.1 vorgestellten Vorgehensweise. Im Bereich der kardiovaskulären Chirurgie werden ein verzweigtes Gefäß-Modell und ein Modell des Herzens im gesunden oder pathologischen Zustand abgeleitet. Der Fokus in der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie liegt auf der Modellierung von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten in einem Multi-Material-Modell. Für die Neurochirurgie wird ein vollständiger Simulator für die Ventrikulozisternostomie entwickelt. Der anschließend additiv aus Silikon gefertigte Kern des Simulators ist das Modell eines Teils des Ventrikelsystems mit der angrenzenden Anatomie. Die aus medizinischen Bilddaten abgeleiteten Modelle werden in Abschnitt 5.1 vorgestellt, bevor sie in 5.2 durch Manipulationen in die angestrebte Geometrie transformiert werden. Abschnitt 5.3 zeigt die finalen Anpassungen für die Additive Fertigung, die Nachbearbeitung und die Erweiterung des Simulators um zusätzliche Komponenten. Der Detailgrad aller Modelle ist abhängig von allen drei Prozessschritten, wobei generell die Balance zwischen nötigen und technisch möglichen Details verfolgt wird.

5.1 Modellableitung aus medizinischen 3-D-Bilddaten

Im ersten Schritt der Modellerstellung wird mittels Segmentierung ein 3-D-Modell aus medizinischen 3-D-Bilddaten im Datenformat STL abgeleitet. Das neu erarbeitete Verfahren (s. Abschnitt 4.1) fokussiert hierbei nicht die direkte Ausleitung der patientenspezifischen Anatomie. Stattdessen erfolgt die direkte und indirekte Modellierung von Teilbereichen der Zielanatomie, die der nachfolgende Prozessschritt der Modellmanipulation konstruktiv bearbeitet und zu einem gesunden Basismodell zusammenfügt. Weiterhin ist aufgrund dieser generischen Modellerstellung ohne direkten Bezug auf den Patienten eine grobe, zeitsparende Segmentierung möglich, deren Strukturen erst in der Modellmanipulation optimiert werden.

Angewandt ergibt sich bei mit Fluiden durchströmten oder befüllten Strukturen (z.B. Gefäße) die Segmentierung des Innenvolumens. Diese indirekte Darstellung ist notwendig, da die Wandstruktur sehr dünn ist und aufgrund der ähnlichen Beschaffenheit in den Bilddaten nur bedingt von dem umliegenden Gewebe zu differenzieren ist. Bild 26 zeigt das abgeleitete Modell eines Gefäß-Innenvolumens in der triangulierten und der durch das Programm zur Visualisierung interpoliert geglätteten Version. Der verwendete Datensatz [138] weist keine Anomalien in dem dargestellten Bereich auf. Die generelle Struktur der Anatomie ist auf beiden Bildern zu erkennen; durch eine geringe Auflösung der Bilddaten oder eine nur grobe Segmentierung sind jedoch noch Ungenauigkeiten, Kanten und weitere Unstetigkeiten in dem Modell vorhanden.





Die folgenden Oberflächen-Modelle, wie die des Herz-Modells in Bild 27, werden jeweils in triangulierter Ansicht ohne Kanten dargestellt.

Als Grundlage für die zweite Anwendung aus dem Bereich der kardiovaskulären Chirurgie, dem Herz-Modell, dienen die in Bild 27 dargestellten zwölf segmentierten Teilbereiche des Herzens. Zu sehen sind die Innenvolumina der Ventrikel, Atrien und der angrenzenden Hauptgefäße sowie das Gesamtherzvolumen. Der zugrundeliegende Bilddatensatz [139] zeigt einen Patienten mit einer geweiteten Aorta im aufsteigendem Ast, dem herznahen Bereich bis zum Arcus aortae (Aortenbogen).



Bild 27: Segmentierte Regionen für das Herz-Modell abgeleitet aus dem Datensatz [139]:
a) alle Segmente, b) Herzvolumen, c) Innenvolumen des linken Atriums, d) Innenvolumen der linken Ventrikels, e) Innenvolumen des rechten Atriums, f) Innenvolumen des rechten Ventrikels, g) Innenvolumen der Aorta, h) Innenvolumen der V. cava superior, i) Innenvolumen der V. cava inferior, j) Innenvolumen der A. pulmonalis, k) Innenvolumen der V. pulmonalis, l) Innenvolumen der Herzkranzgefäße

Für die Erstellung des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells wird der Datensatz [140] eines gesunden Erwachsenenkiefers verwendet. Hieraus ist sowohl das Gesamtvolumen, als auch das Volumen des harten Gewebes segmentiert (Bild 28). Auf die Modellierung der Zähne wird verzichtet, da diese im Zielmodell, der Abbildung einer Lippen-Kiefer-Gaumenspalte bei einem zwei bis drei monatigen Kleinkind, nicht vorhanden sind.



Bild 28: Segmentierte Regionen für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell abgeleitet aus dem Datensatz [140]: a) alle Segmente, b) Seitenansicht des gesamten Volumens des Segments, c) Frontalansicht des gesamten Volumens des Segments, d) Seitenansicht des Volumens des harten Gewebes des Segments, e) Frontalansicht des harten Gewebes des Segments

Der segmentierte Bereich für das Ventrikulozisternostomie-Modell befindet sich im Inneren des Gehirns (Bild 29 a) und liegt in den verwendeten 3-D-Bilddaten [141] im gesunden Zustand vor. Die acht segmentierten Teilmodelle umfassen die Ventrikelräume, den darin liegenden Plexus choroideus, die Cisterna basalis und relevante Blutgefäßstrukturen.



Bild 29: Segmentierte Regionen für das Ventrikulozisternostomie-Modell abgeleitet aus dem Datensatz [141]: a) Lokalisierung des Ventrikelsystems im Schädel, b) alle Segmente, c) Volumen des Plexus choroideus, d) Innenvolumen der V. thalamostriata am Foramen Monroi, e) Innenvolumen des Ventrikelsystems, f) Innenvolumen der Cisterna basalis, g) Innenvolumen der Hirnstammarterien, h) Volumen des Bodens des Ventriculus tertius zusammen mit der Hypophyse

5.2 Modellmanipulation

Während der Phase der in der vorliegenden Arbeit neu eingeführten Modellmanipulation werden zunächst die erzeugten Modelle nachbearbeitet. Die Nachbearbeitung behebt Netzfehler, setzt eine gleichmäßige, an die Geometrie angepasste Vernetzung um und bessert nicht von der Anatomie vorgegebene Unebenheiten aus. Als Vorbild für die korrekte Anatomie dient Fachliteratur und Expertenwissen. In Bild 30 a) sind die typischen Stufen der segmentierten Modelle zu sehen, welche durch Glättungswerkzeuge zur Interpolation der Netzpunkte innerhalb einer definierten Toleranz in b) bereinigt sind.



Bild 30: Nachbearbeitung der segmentierten Oberflächenmodelle: a) Ausschnitt aus dem segmentierten Volumen für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell, b) identischer Ausschnitt aus dem nachbearbeiteten Volumen für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell

Weiterhin zeigt das Bild noch die Rekonstruktion der in den Bilddaten abgeschnittenen Nasenspitze. Die Ausbesserung solcher eindeutigen Fehlstellen ist der erste Teil zur konstruktiven Netzbearbeitung der Anatomieerstellung. Diese kann auch eingesetzt werden, um aus dem nachbearbeiteten Modell des Innenvolumens eines Gefäßes über Offsetfunktionen, Hüllgenerationen, Skalierungen, boolesche Operationen und/oder Zuschnitte ein Hohlgefäß mit einer definierten Wandstärke zu erstellen. Mittels einer Hüllerstellung mit einem Offset von 1 mm von der Oberfläche des segmentierten und nachbearbeiteten Lumens eines Gefäßes entsteht z.B. das hohle Gefäß-Modell in Bild 31. Die senkrechten Zuschnitte der Gefäßenden benötigen unterschiedliche lokale Ebenen, welche z.B. durch die boolesche Subtraktion von ausgerichteten Quadern oder definierte Schnittebenen umgesetzt werden.



Bild 31: Finales digitales Gefäß-Modell: a) normale Ansicht, b) transparente Ansicht

Eine komplexere Aufgabe stellt die Konstruktion der Herzklappen des Herz-Modells dar. Da diese nicht direkt aus den 3-D-Bilddaten abgeleitet werden, folgt eine halb manuelle Konstruktion. Die Modellierung der vereinfachten Anatomie orientiert sich an den segmentierten Strukturen und der medizinischen Fachliteratur. Aus dem Ende des segmentierten Lumens der Aorta (Bild 32 a) wird über Zuschneiden, Offsetfunktionen und lokale Oberflächennetzverformungen eine geschlossene Valva aortae (b und c) erstellt. Mittels der Trennung der Klappentaschen und der Erhöhung ihrer mittigen Ausläufe sind die intergierten Klappen in Bild 32 d) und e) in der Kombination mit der Fertigung aus Silikon später beweglich, wodurch ein Öffnen und Schließen dieser möglich ist. Der Herzgrundkörper, welcher die Klappen beinhaltet, entsteht durch Offsetfunktionen, Zuschneiden und boolesche Operationen der nachbearbeiteten segmentierten Herzsegmente.



Bild 32: Konstruktion der Valva aortae für das Herz-Modell: a) segmentiertes Innenvolumen der Aorta, b) Ansicht der modellierten, geschlossenen separaten Valva aortae von außerhalb des Herzens, c) Ansicht der modellierten, geschlossenen separaten Valva aortae von innerhalb des Herzens, d) Ansicht der integrierten funktionalen Valva aortae von außerhalb des Herzens, e) Ansicht der integrierten funktionalen Valva aortae von innerhalb des Herzens; in Anlehnung an [P9]

Zur Anatomieerstellung gehört neben der konstruktiven Netzbearbeitung noch die Ableitung weiterer Strukturen, welche ursprünglich weder direkt noch indirekt segmentiert wurden. So kann die für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell notwendige Muskulatur über Offsetfunktionen markierter Netzbereiche des Oberkiefermodells konstruiert werden. Des

a)

Weiteren erzeugt eine Volumenmuster-Funktion aus dem bereinigten Volumenmodell des Plexus choroideus des neurochirurgischen Modells eine poröse Struktur zur Annäherung an das biologische Vorbild.

Während die Anatomieerstellung sich an den ursprünglichen 3-D-Bilddaten orientiert, fokussiert sich die Geometriemanipulation auf die Anpassung der Anatomie entsprechend der Anforderungen. Die Veränderungen der Geometrie werden direkt an dem anatomischen Modell oder dessen zugrundeliegenden indirekten Modellen, wie Innenvolumina, angewandt. Dies kann im ersten Schritt dazu dienen, zunächst ein gesundes Basismodell zu erschaffen. Für das Herz-Modell korrigiert so die Verjüngung des Innenvolumens der Aorta deren pathologische Erweiterung auf Normalmaß [142]. Für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell erfolgt durch konstruktive Skalierungen eine Umwandlung des erwachsenen Oberkiefermodells in die Dimensionen eines zwei bis drei Monate alten Kleinkinds [143]. Bild 33 c) und d) zeigen das zusätzlich auf den Fokusbereich zugeschnittene gesunde Kiefermodell.



Bild 33: Entwicklung des Oberkiefermodells: a) segmentiertes Volumen des gesamten Bereichs, b) segmentiertes Volumen des harten Gewebes des Bereichs, c) nachbearbeitetes, skaliertes und zugeschnittenes Volumen des gesamtes Bereichs, d) nachbearbeitetes, skaliertes und zugeschnittenes Volumen des harten Gewebes des Bereichs; in Anlehnung an [P7]

Aus den gesunden Basismodellen lassen sich nun beliebig viele Modelle unterschiedlicher pathologischer Befunde ableiten. So zeigt Bild 34 drei Möglichkeiten zur Integration von Defekten in die Modelle. Durch das Einfügen eines Spalts in das skalierte, zugeschnittene Kiefer-Modell und die Deformation von Lippe und Nase entsteht eine linksseitige durchgängige Lippen-Kiefer-Gaumenspalte. Die Manipulation ist jeweils für alle betroffenen Modellbestandteile durchgeführt. Für das Herz-Modell zeigt das Bild zwei modellierte Pathologien. Durch das Entfernen und Neuverschließen von ausgewählten Netzbereichen lässt sich ein Defekt im Septum des Herz-Modells implementieren. Mittels einer künstlichen Verbindung von zwei der drei Taschenklappen bildet sich eine bikuspide Valva aortae (Bild 34 c), bei welcher zwei der drei Taschen verwachsen sind.



Bild 34: Integration von Pathologien in die modellierten Anatomien während der Phase der Geometriemanipulation: a) linksseitige durchgängige Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10 Q37.2, b) Ventrikelseptumdefekt (VSD) im Herz-Modell in Anlehnung an [P9], c) bikuspide Valva aortae

5.3 Aufbereitung für die Fertigung und Ableitung nötiger konstruktiver Anpassungen für die Anwendung

Der letzte Bereich der Modellerstellung setzt sich aus der Aufbereitung der digitalen Modelle für die Fertigung und der Ableitung nötiger konstruktiver Anpassungen basierend auf den Umgebungsanforderungen zusammen. Zur Entfernung von Stützmaterial aus Hohlräumen sind Zugänge zu diesen nötig. Die aktuellen Richtlinien der ACEO®-Technologie [66] für die Additive Fertigung fordern zudem eine Mindestwandstärke sowie einen minimalen Durchmesser von Hohlräumen von 1 mm. Die M. papillares der Segelklappen in Bild 35 beispielsweise, welche manuell während der Modellmanipulation aufgebaut werden, sind im biologischen Original sehr feingliedrig und widersprechen damit den Fertigungsbedingungen. Daher müssen sie für die die Fertigung jeweils als Stränge zusammengefasst werden, welche in der vereinfachten Geometrie die Funktion der M. papillaris ersetzen.



Bild 35: Konstruierte Segelklappen mit vereinfachten M. papillares im Herz-Modell; in Anlehnung an [P9]

Bild 36 zeigt das Gesamtmodell des gesunden Herzens. Der Abzug der Innenvolumina der Ventrikel und Atrien ergibt den vereinfachten Herzinnenraum mit Septum. Durch das Hinzufügen der, wie in Abschnitt 5.2 beschrieben, erstellten Gefäße und Herzklappen entsteht die Endgeometrie. Das wiederholte Abziehen der Innenvolumina und der Einsatz von Glättungswerkzeugen erzeugt kontinuierliche, gleichmäßige Übergänge zwischen den zusammengefügten Einzelsegmenten. Alle Wandstärken und Lumen sind entsprechend der Fertigungsanforderungen angepasst.



Bild 36: Finales digitales Modell eines gesunden Herzens: a) Frontalansicht des gesamten Herzens inklusive relevanter umgebender Blutgefäße, b) Rückansicht des gesamten Herzens inklusive relevanter umgebender Blutgefäße, c) Gesamtmodell mit Schnittlinien, d) Schnitt A-A mit Sicht auf die Ventrikel und Atrien inklusive M. papillaris, e) Schnitt B-B mit Sicht auf alle vier Klappen; in Anlehnung an [P9]

Modelle, die aus mehreren miteinander in Kontakt stehenden Einzelmodellen bestehen und später in unterschiedlichen Materialien gefertigt werden sollen, benötigen entsprechende Anpassungen. Eine Möglichkeit ist die Auslegung des Modells für die Multi-Material-Fertigung, in welcher alle Einzelteile in einem zeitgleichen Prozess aus unterschiedlichen Ausgangswerkstoffen gefertigt werden. Durch den Ausschluss von Überlagerungen der Einzelmodelle und der Vermeidung ungeplanter Hohlräume zwischen ihnen ist ein korrektes Fertigungserzeugnis sichergestellt. Geeignet für diese geometrische Anpassung sind boolesche Operatoren. Erfolgt eine Einzelfertigung der unterschiedlichen Bauteile, garantiert ein Offset zwischen den Einzelteilen die nötige Toleranz für die Montage. Für diese sind zusätzlich Zugänge nötig, welche bei dem Fertigungsmaterial Silikon aufgrund dessen Elastizität auch kleiner als das zu platzierende Bauteil sein können. Bild 37 zeigt ein Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell, welches auf die individuelle Fertigung der Baugruppen mit anschließender Montage ausgelegt ist. In d) bis f) ist die Position des Hartgewebe-Modells und der Muskelgruppe innerhalb des Weichgewebe-Modells zu sehen. Das Weichgewebe-Modell weist entsprechende Hohlräume auf. Zusätzlich beinhaltet das Modell einen Spalt auf der in der Ansicht d) linken Seite, welcher durch die elastische Öffnung des Weichgewebe-Modells die Platzierung des Hartgewebe-Modells ermöglicht.



Bild 37: Finales auf Montage ausgelegtes digitales Modell einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10 Q37.2: a) Frontalansicht des Weichgewebe-Modells, b) Frontalansicht des Hartgewebe-Modells, c) Frontalansicht des Muskelgruppen-Modells, d) Aufsicht auf das Gesamtmodell, e) Frontalansicht des Weichgewebe-Modells überlagert mit dem transpatent dargestellten innenliegenden Hartgewebe-Modell, f) Frontalansicht des Weichgewebe-Modells, überlagert mit dem transpatent dargestellten innenliegenden Muskelgruppen-Modell, g) Aufsicht auf das Hartgewebe-Modell überlagert mit dem transpatent dargestellten intenliegenden Muskelgruppen-Modell, g) Aufsicht auf das Hartgewebe-Modell überlagert mit dem transpatent dargestellten teilweise verdeckten Muskelgruppen-Modell

Insgesamt beinhaltet das Gesamtmodell sechs durch die Spaltung beeinflusste Muskeln; den jeweils linken und rechten M. orbicula oris, M. tensor palatini und M. levator veli palatini, von welchen der M. orbicula oris bei einer intakten Lippe einteilig ist. Die M. tensor veli palatini benötigen aufgrund ihrer Positionierung zwischen Hart- und Weichgewebe-Modell keinen zusätzlichen Montagezugang. Für die M. levator veli palatini wird der im Weichgaumen kreiert Hohlraum zum Hartgewebe hin geöffnet, um die Montage zu ermöglichen. Für die M. orbicula oris existiert kein Montagezugang. Die Auslegung sieht vor, dass hier der Hohlraum nach der Fertigung des Modells durch einen seitlichen Einschnitt eröffnet, präpariert und nach dem Einfügen der Muskeln wieder verschlossen wird.

Zur Integration in einen Simulator ist das neurochirurgische Modell (Bild 38) auf den nötigen Simulationsbereich zugeschnitten. Das Modell ist ein Verbund aus dem Ventrikelsystem mit der Hypophyse und der Cisterna basalis inklusive dem Plexus choroideus und den relevanten Blutgefäßen. Die Enden der Hirnstammarterien sind für den Anschluss an ein Pumpsystem ausgelegt und das Ventrikelsystem besitzt Öffnungen, durch welche künstliche Liquorflüssigkeit eingefüllt werden kann.



Bild 38: Finales digitales angereichertes Ventrikelsystem-Modell: a) Seitenansicht des gesamten Modells als Vollkörper, b) Frontalansicht des Vollkörpers des Ventrikelsystems überlagert mit den transparent dargestellten, teilweise im Hirnstammaterien Modellinneren liegenden und Plexus choroideus. Ventrikulozisternostomie-Simulator c) Frontalansicht auf das für den zugeschnittene Modell, d) Seitenansicht auf den das für Ventrikulozisternostomie-Simulator zugeschnittene Modell, e) Schnitt A-A mit Blick in das Ventrikelmodell und auf das Foramen Monroi, die V. thalamostriata und den modellierten Plexus choroideus; in Anlehnung an [P6]

Der dynamische neurochirurgische Simulator selbst besteht aus unterschiedlichen Baugruppen (Bild 39). Den Blutfluss durch die A. basalis simuliert ein Pumpsystem bestehend aus Pumpe, deren Ansteuerung, Schläuchen, Ventilen, Verbindungsstücken und Flüssigkeitsreservoirs. Der Großteil dieser Komponenten befindet sich im und am Sockel des entsprechend konstruierten Gehäuses. Den oberen Teil des Gehäuses stellen transparente Seitenwände dar. Ist zu Trainingszwecken die Transparenz nicht gewünscht, kann ein Sichtschutz den Einblick verhindern. Der Deckel des Gehäuses ist zugleich auch Teil der letzten Baugruppe, da er einen Ausschnitt der knochigen Schädeldecke abbildet. Genau wie das die Orientierung unterstützende, an das Hauptmodell angepasste Modell des Os sphenoidales wurde diese, wie in Abschnitt 5.1 und 5.2 beschrieben, aus medizinischen Bilddaten [144] abgeleitet und der Anwendung entsprechend manipuliert.



Bild 39: Finales Design des Ventrikulozisternostomie-Simulators: a) zusammengesetzter Simulator mit allen Komponenten, b) Ansicht in den Sockel mit sichtbaren mechatronischen Komponenten inklusvie der seitlich angebrachten Pumpe, c) Ansicht auf den Sockel mit sichtbaren Modell des Os sphenoidales und Anschlüsse zu Befüllung des Modells und des Simulators, d) Seitenwände und schädelförmiger Deckel des Simulators, e) angereichertes Ventrikelsystem-Modell; in Anlehnung an [P6]

Einer der Vorteile des dynamischen Simulators ist die Fixierung des Modells in einer künstlichen Umgebung, diese kann in einfacherer Form als Halterung realisiert werden. Bild 40 veranschaulicht die Auslegung einer Halterung für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell. Eine Saugnapfhalterung (nicht abgebildet) befestigt die Konstruktion auf einer Oberfläche, sodass das Modell während der chirurgischen Simulation nicht verrutscht. Die Einstellung der Neigungswinkel erfolgt über ein Kugelgelenk. Zur Abbildung der Mundöffnung erfolgt zusätzlich die Ableitung eines Unterkiefermodells. Abhängig von dem späteren Fertigungsmaterial ist das Zungenvolumen bei rigider Fertigung reduziert, da die Steifigkeit des Materials ein Verdrängen der Struktur durch den Chirurgen in einer Trainingssituation verhindert. Die Schraubverbindung der anpassbaren Einspannung des Oberkiefermodells und des Unterkiefermodells über ein Langloch ermöglicht die flexible Einstellung individueller Öffnungswinkel.



Bild 40: Halterung des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells ohne Zukaufteile für die Befestigung an einer Oberfläche: a) Frontalansicht der Gesamtkonstruktion, b) seitliche Rückansicht der Gesamtkonstruktion mit Schnittstelle für die Befestigung, c) zweiteilige verstellbare Halterung des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells, d) Unterkiefer-Modell inklusive Anschluss zur Halterung

6 Weiche Fertigung der haptischen anatomischen Modelle

Die Herstellung der digitalen Modelle aus Kapitel 5 als haptische, physische Bauteile erfolgt, wie in Abschnitt 4.2 eingeführt, mittels der Additiven Fertigung. Diese ermöglicht die in Kapitel 3 geforderte flexible und zugleich effizient skalierbare Produktion. Abschnitt 6.1 präsentiert die Ergebnisse für die ausgewählten chirurgischen Fachdisziplinen und untersucht die unterschiedlichen Effekte der Additiven Fertigung. Abhängig von den Anforderungen der späteren Anwendungen werden ein Teil der Modelle nachbearbeitet. Abschnitt 6.2 analysiert die unterschiedlichen Möglichkeiten und Effekte der Nachbearbeitung. Der Abschnitt 6.3 beschäftigt sich mit dem Aufbau der chirurgischen Simulatoren zur Abbildung der natürlichen anatomischen Umgebungen der Modelle.

6.1 Additive Fertigung anatomischer Modelle aus Silikon

Die additiv gefertigten Bauteile bestehen alle aus einkomponentigen Silikonen der ACEO[®] GP Serie, welche speziell für das DoD-Verfahren der ACEO[®]-Technologie (s. Abschnitt 4.2) entwickelt sind, additiv über Platin vernetzt werden und aus 100 % reinen Silikonelastomeren bestehen [67– 69]. Die Limitationen des Verfahrens betreffen eine notwendige Mindestwandstäke und einen Mindestinnenvolumendurchmesser von je 1 mm. durch welche Feinheiten eines Bauteils nicht real aufgelöst werden, eine eingeschränkte Materialauswahl und -heterogenität sowie klassische Herausforderungen der Additiven Fertigung, zu denen die geringe Produktivität und die hohen Kosten in der Großserienfertigung gehören.

Weiter weisen die HGA-Modelle alle den für additive Fertigungsverfahren typischen Stufen-Effekt auf. An Oberflächen, welche während des Fertigungsprozesses mit Stützmaterial in Kontakt waren, ist die Rauigkeit noch charakteristischer, da das Verlaufen der Materialtropfen an der Kontaktfläche durch das benachbarte Stützmaterial eingeschränkt ist. Den Unterschied zeigt Bild 41 a) an einer Oberfläche, die entsprechend ihrer Neigung zunächst unten mit Stützmaterial in Kontakt steht und weiter oben im Bauteil freistehend gefertigt werden kann. Der Übergang ist an der unterschiedlichen Beschaffenheit der Oberflächen zu erkennen. Die Stärke des Stufen-Effekts ist abhängig von der Schichthöhe und der Neigung der Oberfläche, daher zeigen flache, stark geneigte Oberflächen deutlichere Stufen (b). Zusätzlich wird die Transparenz bei transluzenten Silikonen, wie in Bild 41 c) zu sehen, durch die Lichtbrechung an den Stufen reduziert. Bild 41 zeigt zum Vergleich die Transparenz eines in der Ebene gefertigten Bauteils ohne Stufen. Bei diesem Bauteilteil ist das abgebildete 1-Cent-Stück während des Fertigungsprozesses eingelegt.



Bild 41: Ergebnisse der Additiven Fertigung mit Silikon: a) Stufen-Effekt an einer Bauteiloberfläche mit und ohne Kontakt zu Stützmaterial, b) Stufen-Effekt an einer stark geneigten Bauteiloberfläche, c) eingeschränkte Transparenz bei einem stufig additiv gefertigten Silikon-Bauteil, d) Transparenz bei einem in der Ebene additiv gefertigten Silikon-Bauteil mit einem während des Fertigungsvorgangs eingelegtem 1-Cent-Stück

Bild 42 zeigt ein additiv gefertigtes Gefäß-Modell mit einem Innendurchmesser von mindestens 1 mm und einer konstanten Wandstärke von 1 mm. Bei dem verwendeten Material handelt es sich um ein transluzentes Silikon der Shore A-Härte 20 mit einem geringen roten Farbanteil.





Aus dem in Kapitel 5 konzipierten gesamten gesunden oder pathologisch veränderten Herz-Modell können unterschiedliche Teilbereiche zugeschnitten und additiv aus Silikon gefertigt werden. Bild 43 a) präsentiert eine pathologisch veränderte Herzhälfte, welche additiv in einem rottransluzenten Silikon der Shore A-Härte 20 gefertigt ist. Der Zuschnitt beinhaltet den linken Ventrikel und dessen Atrium mit der Valva aortae und der Valva atrioventricularis sinistra. Das Septum des Herz-Modells weist einen Defekt zwischen den beiden Ventrikeln (VSD) und zwischen den beiden Atrien (ASD) auf. In b) ist die additiv in einem roten Silikon der Shore A-Härte 40 gefertigte Valva atrioventricularis dextra von zwei Ansichten zu sehen. Auf der Außenseite des Modells sind durchgängig hohle Herzkranzgefäße abgebildet. Im Vergleich dazu zeigt Bild 43 c) einen in einem rot-transluzenten Silikon der Shore A-Härte 40 gefertigten Ausschnitt des Herzens mit den beiden Taschenklappen, der Valva aortae und der Valva trunci pulmoalis.

Eine Besonderheit des Herz-Modells sind seine Herzklappen. Durch das entsprechende Design befindet sich ein etwa 1 mm großer Spalt zwischen den einzelnen Taschen bzw. Klappen. Dieser ermöglicht zusammen mit den elastischen Materialeigenschaften eine Bewegung und somit ein Öffnen und Schließen der simulierten Herzklappen.



Bild 43: Additiv aus Silikon gefertigte Ausschnitte und Varianten des Herz-Modells:
a) Modell einer pathologischen Herzhälfte (rot-transluzent, Shore A 20),
b) Herz-Ausschnitt mit Valva atrioventricularis dextra, zuggehöriger M. papillaris und Herzwand inklusive Herzkranzgefäßen (rot, Shore A 40), c) Herz-Ausschnitt mit Valva aortae und Valva trunci pulmoalis (rot-transluzent, Shore A 40)

Als Beispiel für ein aus mehreren Komponenten bestehendes HGA-Modell, dient das einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte. Seine Bestandteile sind einzeln in unterschiedlichen Farben und Shore A-Härten additiv aus Silikon gefertigt. Bild 44 a) zeigt das Weichgewebe-Modell in Shore A 10 Silikon in einem hellem Hautton, b) das weiße Hartgewebe-Modell in Shore A 60 Silikon und c) die rote Muskelgruppe, bestehend aus den jeweils rechten und linken M. orbicula oris, M. tensor veli palatini und M. levator veli palatini, in Shore A 10 Silikon.



Bild 44: Additiv aus Silikon gefertigte Teile des Modells einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10 Q37.2: a) Weichgewebe-Modell (heller Hautton, Shore A 10), b) Hartgewebe-Modell (weiß, Shore A 60), c) Muskelgruppen-Modell (rot, Shore A 10)

Der Zuschnitt des angereicherten Modells des neurochirurgischen Ventrikelsystems für den Ventrikulozisternostomie-Simulator, ist wie in Bild 45 zu erkennen, in transluzenten Silikon der Shore A-Härte 10 additiv gefertigt. Durch die minimale Wandstärke des Gesamtmodells von 1 mm und den minimalen Innendurchmesser der Hirnstammarterien von 1 mm, kann sowohl die Dichtheit gegenüber Flüssigkeiten sowie der gezielte durchgängige Durchfluss dieser realisiert werden.



Bild 45: Additiv aus Silikon (transluzent, Shore A 10) gefertigtes angereichertes Ventrikelsystem-Modell

Die Besonderheit des neurochirurgischen Modells sind die klar abgegrenzten Hohlräume. Die großen Stützmaterialmengen können aufgrund ihrer Wasserlöslichkeit durch die 1 mm schmalen Zugänge entfernt werden.

6.2 Nachbearbeitung physischer Modelle

Abhängig von den Anforderungen an das HGA-Modell bieten sich zusätzlich zur Entfernung des Stützmaterials nach der Additiven Fertigung noch direkte Nachbearbeitungen in Form von Beschichtungen oder Montageschritten an. Alle Nachbearbeitungen erfolgen vor dem Tempern der Silikonbauteile, welches die mechanischen Eigenschaften des Materials finalisiert. Durch eine Beschichtung eines in Silikon additiv gefertigten Bauteils mit einem weiteren Silikon lassen sich die fertigungsbedingten Stufen der Bauteiloberflächen glätten. Zur Beschichtung eignen sich Tauchverfahren oder der Auftrag des Beschichtungssilikons über ein Werkzeug, wie z.B. einen Pinsel. Bild 46 visualisiert den Effekt durch eine transluzente Beschichtung bezüglich der optischen Transparenz anhand von in rottransluzenten Silikon gefertigten Platten (a und b) und in transluzenten Silikon gefertigten Gefäß-Modellen (c und d). Die Platten sind im digitalen Modell um 10° zur Grundfläche des Werkstückträgers verkippt, so dass sie mit einer Steigung gefertigt werden und es zur Abbildung des Stufen-Effekts kommt. Besonders stark ist der Effekt der Beschichtung bei den Gefäß-Modellen mit den komplexeren Geometrien zu erkennen.



Bild 46: Effekt der Beschichtung additiv gefertigter Bauteile zur Verbesserung der Transparenz: a) Platte (rot-transluzent), d) mit einem transluzenten Silikonelastomer (Shore A-Härte 15) beschichtete Platte (rot-transluzent), c) Gefäß-Modell (transluzent), d) mit einem transluzenten Silikonelastomer (Shore A-Härte 15) beschichtetes Gefäß-Modell (transluzent)

Neben der Verbesserung der optischen Eigenschaften führt die Beschichtung zu einer reduzierten Oberflächenrauigkeit, welche für bestimmte Anwendungen gefordert ist. Zudem lässt sich durch die zusätzliche Schicht eine weitere anatomische Struktur darstellen oder ein Bereich der Oberfläche abgrenzen. In Bild 47 ist beispielsweise ein nachbearbeitetes Weichgewebesegment des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells zu sehen, welches zwei Beschichtungen aufweist. Zum einen ist im Mundinnenraum durch ein minimal rot eingefärbtes transluzentes Silikon die Mundschleimhaut abgebildet. Auf der Außenseite der Lippen simuliert ein etwas stärker rot eingefärbtes transluzentes Silikon das Lippenrot und unterstützt so die Erkennbarkeit des Verlaufs der Lippenkontur.



Bild 47: Beschichtungen des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells zur Simulation der Mundschleimhaut und des Lippenrots

Neben Farbstoffen können auch weitere Additive dem beschichtenden Silikon beigemischt werden. Diese können die Mechanik des Werksstoffs beeinflussen und so neue anatomische Bestandteile simulieren oder Funktionen integrieren. Das Hinzufügen von Silikonölen schwächt die mechanische Stabilität und vermindert die Shore A-Härte, wohingegen Festpartikeladditive zu einem spröderen Materialverhalten und erhöhten Shore A-Härtewerten führen können.

Der zweite Bereich der Nachbearbeitung ist der Zusammenbau von Modellen aus mehreren separat additiv gefertigten Bauteilen. Bei der Montage des in Bild 48 dargestellten Modells einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte sind sowohl das Hartgewebe-Modell als auch die sechs Muskel-Modelle in das Weichgewebe-Modell einzufügen. Die Montage der M. levator veli palatini erfolgt über das Weiten des entsprechenden Hohlraums im Weichgewebemodell und der Platzierung des Modells in diesem. Die Positionierung der M. tensor veli palatini im Weichgewebe-
Modell erfolgt mit der Montage der Hartgewebe-Modells, da sich diese zwischen den beiden befinden. Zum Einbringen der M. orbicula oris wird das Weichgewebe-Modell seitlich aufgeschnitten und das sich im Hohlraum befindende Stützmaterial entfernt. Die M. orbicula oris werden dann, wie zuvor die M. levator palatini, durch Weiten des Hohlraums im Weichgewebemodell und der Platzierung des Modells in diesem eingebracht. Die Schnitte werden nach erfolgter Montage durch eine adhäsive Verbindung (ELASTOSIL[®] E43, Wacker Chemie AG) wieder verschlossen.



Bild 48: Zusammengefügtes Modell einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10

6.3 Aufbau chirurgischer Simulatoren

Der Aufbau der Simulatoren setzt sich generell aus der Montage der Einzelkomponenten und der Integration des haptischen anatomischen Modells zusammen. Zusätzlich können noch weitere Fertigungsschritte wie das Befüllen mit Flüssigkeiten oder Gelen hinzukommen.



Bild 49: Aufbau der Halterung des Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells inklusive des Modells: a) bei kleinen Mundöffnungswinkel, b) bei großen Mundöffnungswinkel, c) seitliche Rückansicht Bei dem Aufbau der Halterung für das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell (Bild 49) sind die Einzelteile über einfache Schraubverbindungen aneinander befestigt. Mit dem Saugnapf wird die Gesamtkonstruktion an einer Oberfläche fixiert und über das am Saugnapf befestigte Kugelgelenk erfolgt die Einstellung des Neigungswinkels des Gesamtmodells. Das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell selbst befindet sich in einer zweiteiligen verstellbaren Halterung. Schraubverbindungen am oberen Ende und hinten an der Halterung spannen es ein und sichern es gegen Verrutschen. Das additiv mittels Werkstoffextrusion aus weißen PLA gefertigte Unterkiefermodell inklusive Halterung ist über eine Schraubverbindung mit langem Gewindestab an die Halterung des Oberkiefer-Modells angebracht. Mittels der Positionierung in den seitlichen Langlöchern und dem Kippen des Unterkiefermodells lassen sich unterschiedliche Mundöffnungswinkel (Bild 49 a) und b) realisieren.



Bild 50: Aufbau des Ventrikulozisternostomie-Simulators ohne Befüllung; in Anlehnung an [P6]

Beim Aufbau des Ventrikulozisternostomie-Simulators (Bild 50) sind die aus transparenten PMMA (Polymethylmethacrylat) zugeschnittenen Seitenwände des Gehäuses und der aus ABS (Acrylnitril-Butadien-Styrol-Copolymer) additiv mittels Werkstoffextrusion gefertigte schädelförmige Deckel mitteinander flüssigkeitsdicht verklebt. Die mechatronischen Komponenten zur Ansteuerung des dynamischen Pumpsystems sind im und am ebenfalls aus ABS additiv mittels Werkstoffextrusion gefertigten Sockel befestigt. Zum Anschluss des aus Silikon additiv gefertigen erweiterten Ventrikelsystem-Modells an das Flüssigkeitstransportsystem, bestehend aus Spritzen, Ventilen und Schläuchen, sind Anschlüsse in Form von Kanülen in die Decke des Sockels eingelassen. Die Fixierung der Position des Ventrikelsystem-Modells auf dem simulierten, additiv aus ABS gefertigten, Os sphenoidale erfolgt über die Klebeverbingung mit Silikonkleber (ELASTOSIL® E43, Wacker Chemie AG).



Bild 51: Aufbau des Ventrikulozisternostomie-Simulators mit Befüllung zur Simulation der Gehirnmasse und der Liquorflüssigkeit; in Anlehnung an [P6]

Sind die Einzelkomponenten des Simulators montiert und das Gehäuse über eine abgedichtete Schnappverbindung am Sockel befestigt, wird das Modell befüllt. Das aus Silikon gefertige Ventrikelsystem wird mit klarem Wasser zur Simulation des Liquors über eine Spritze befüllt, während eine zweite Spritze die Befüllung der Cisterna basalis übernimmt. Anschließend können die Spritzen entfernt und die Zugänge verschlossen werden. Während des Füllprozesses steht der Simulator auf dem Kopf, um das Entweichen der Luft aus den zu füllenden Hohlräumen zu ermöglichen. Zur Simulation der das Ventrikelsystem umgebenden Gehirnmasse füllt ein transparentes zweikomponentiges Silikongel (WACKER® SilGel® 612, Wacker Chemie AG), eingegossen durch eine Öffnung im Sockeldeckel, den restlichen Innenraum im Gehäuse. Eine Mischung der A- und B-Komponente im experimentell bestimmten Verhältnis von 1,25 zu 1 ergibt eine Shore Ao-Härte [127] von 1,2. Die Shore Ao-Skala wird für die Beschreibung der Härte von Werkstoffen im niedrigen Bereich verwendet, die Messung nach Shore A ergibt für das Gel den Wert o.o. Anschließend erfolgt der Anschluss der dritten Spritze an die Pumpe und das Pumpsystem durch die Hirnstammarterien (Bild 51). Durch Füllung dieser mit rot eingefärbtem

Wasser und die Aktivierung der Pumpe durch die Verbindung an den Netzstrom befindet sich der Simulator mit pulsierender Hirnstammarterie im dynamischen Betrieb. Abschließend können die transparenten Seitenwände des Simulators zur realistischen Darstellung des chirurgischen Eingriffs abgedeckt werden, um so die direkte Einsicht zu verhindern.

Neben dem additiv gefertigten Bauteil ist die Umsetzung der Auslegung des Simulators in dieser Form neu. Die Verwendung des weichen, transparenten Silikongels in Kombination mit den transparenten Wänden ermöglicht die Transparenz und somit einen neuartigen Einblick in das Modell. Durch den material- und kostensparenden Zuschnitt des Modells, ist die Fixierung der Position über die Anschlüsse und die adhäsive Verbindung zum Os sphenoidale des Modells im Bauteil notwendig. Eine weitere Besonderheit dieses Neurosimulators ist die mechatronische Ansteuerung des Flüssigkeitshaushalts. Während vorhandene Varianten zwar teilweise künstliches Blut [118, 120, 119] oder Liqourflüssigkeit [118, 120] integrieren, verwenden diese maximal eine manuelle Pumpe [120] zur Simulation der Pulsation der A. basalis.

Kapitel 3 fordert für die mit dem Vorgehensmodell erstellten anatomischen Modelle ein dem biologischen Vorbild ähnliches mechanisches Verhalten mit validierten mechanischen Eigenschaften. Hierfür ist eine quantitative Evaluation der Modelle nötig, welche im Stand der Technik meist nur qualitativ im medizinischem Umfeld erfolgt. Die quantitativen biomechanischen Untersuchungen erfolgen nach dem in Abschnitt 4.3 vorgestellten Vorgehen. Die physischen Modelle sollen ein haptisches Feedback ermöglichen, weswegen über die Variation der Parameter der Modellerstellung und -fertigung deren Einfluss auf das mechanische Verhalten analysiert und mit dem biologischen Original verglichen wird. Hierzu betrachtet Abschnitt 7.1 zunächst die grundlegenden mechanischen Kennwerte biologischen Gewebes. Zur Verbesserung der Vergleichbarkeit wird das biologische Gewebe in Anlehnung an Standards der genormten Elastomer-Prüfung untersucht. Abschnitt 7.2 präsentiert anschließend die Ergebnisse der Analyse künstlicher Proben nach denselben Standards mit Fokus auf semiadditiv gefertigten Verbundstrukturen. Abschnitt 7.3 zieht abschließend den Vergleich zwischen den biologischen und den künstlichen Proben.

7.1 Untersuchung mechanischer Kennwerte biologischen Gewebes nach technischen Standards

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in den Veröffentlichungen [P2], [P4] und [P8] der Autorin.

Zur Untersuchung von biologischem Gewebe (z.B. Herz oder Aorta) existieren nur vereinzelt Kennwerte in der Literatur (s. Anhang Tabelle 10 und Tabelle 11). Da diese die Ergebnisse unterschiedlicher Prüfmethoden sind, besteht der Bedarf eines vereinheitlichten Vorgehens. Um die Gegenüberstellung des biologischen Gewebes zu künstlichen Materialen zu ermöglichen, ist die Erhebung mit gemeinsamen Richtlinien zielführend. Da für technische Werkstoffe diese und ihre Werte bereits vorliegen, ist es zeit-, kosten- und ressourceneffizienter genormte Standards der Werkstoffprüfung auf biologisches Gewebe anzuwenden, anstatt neue Standards für alle

Materialien zu definieren. Für Weichgewebestrukturen bieten sich Richtlinien für die Bestimmung der mechanischen Kennwerte von Elastomeren an.

Tabelle 4: Übersicht über die quantitativen Analysen von biologischem Gewebe bezüglich der Dichte ρ , der Länge l, der Dicke t, der Shore A-Härte *ShA*, der maximalen Zugsfestigkeit σ_{max} , der maximalen Dehnung ε_{max} , dem elastischen Anteil *Ef* (engl.: elastic friction), der Nahtausreißkraft *F*_{Naht} und der Maximalkraft *F*_{max}

Nr.	Zielgrößen	Prüfung	Norm	Probe	Form
Bı	Dichte ρ	Dichtemes- sung	DIN EN ISO 1183-1	Herz	Seg- ment
B2	Länge <i>I</i> , Dicke <i>t</i> ,	Maßbe- stimmung		Herz	Seg- ment
B3	Shore A-Härte <i>ShA</i>	Härtemes- sung	ISO 7619-1	Herz	Seg- ment
B4	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung $arepsilon_{max}$	Zugversuch	DIN 53504/ ISO 37	Herz	Zugstab
B5	elastischer Anteil <i>Ef</i>	Relaxati- onsversuch	DIN ISO 3384-1 + DIN EN 10319-1	Herz	Zugstab
B6	Shore A-Härte ShA	Härtemes- sung	ISO 7619-1	Aorta	Seg- ment
B7	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung $arepsilon_{max}$	Zugversuch	DIN 53504/ ISO 37	Aorta	Zugstab
B8	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung $arepsilon_{max}$	Zugversuch	DIN 53504/ ISO 37	Aorta	Ring
B9	Nahtausreißkraft <i>F_{Naht}</i>	Naht-Zug- versuch	(DIN 53504/ ISO 37)	Aorta	Recht- eck
B10	Maximalkraft $F_{max,Naht}$, maximale Zugsfestigkeit $\sigma_{max,Naht}$, maximale Dehnung $\varepsilon_{max,Naht}$	Naht-Zug- versuch	DIN 53504/ ISO 37	Aorta	Zugstab
B11	Maximalkraft $F_{max,Naht}$, maximale Zugsfestigkeit $\sigma_{max,Naht}$, maximale Dehnung $\varepsilon_{max,Naht}$	Naht-Zug- versuch	(DIN 53504/ ISO 37)	Aorta	Gefäß
B12	Maximalkraft $F_{max,Naht}$, maximale Zugsfestigkeit $\sigma_{max,Naht}$, maximale Dehnung $\varepsilon_{max,Naht}$	Naht-Zug- versuch	(DIN 53504/ ISO 37)	Aorta	Gefäß- Pro- these

Anhand der 12 umgesetzten Analysen aus Tabelle 4 wird das entwickelte standardisierte Vorgehen zur biomechanischen Evaluation biologischen Gewebes gezeigt. Die Analysen unterscheiden sich bezüglich der Prüfung, der abgeleiteten Zielgrößen, des Gewebes und des Probenkörpers. Die biomechanischen Prüfungen konzentrieren sich hierbei zunächst auf klassische Zielwerte der Charakterisierung von elastischen Werkstoffen. Hierzu gehört die Dichte, die geometrischen Abmessungen, die Härte, die maximale Zugfestigkeit, die maximale Dehnung und der elastische Anteil. Erweitert werden die Untersuchungen des biologischen Grundmaterial durch anwendungsspezifische Untersuchungen zum Nahtverhalten, welches häufig ein Bestandteil der chirurgischen Simulation ist. Die Nahtausreißkraft sowie die maximale Zugfestigkeit und die maximale Dehnung von vernähten Proben sind dabei die relevanten Zielgrößen.

Alle biologischen Proben stammen vom Schwein (porzin), da diese leicht zugänglich sind und die Gewebestruktur der humanen stark ähnelnd. Das Gewebe stammt von etwa sechs Monate alten Tieren, wird direkt am Tag der Schlachtung untersucht und durchgehend in gekühlter 0,9 % NaCl-Lösung gelagert, um die mechanischen Eigenschaften des Gewebes zu erhalten. Die Proben sind bei der Analyse nicht vorkonditioniert (physikalisch oder chemisch vorbehandelt), um die Erstbelastung während des chirurgischen Eingriffs zu simulieren.

Quantitative Untersuchungen des porzinen Herzgewebes

Analyse B1 bis B5 aus Tabelle 4 untersuchen die Dichte, Geometrie, Shore A-Härte, Zugfestigkeit, Dehnung und den elastischen Anteil von Herzgewebe. Es werden Proben des linken Atriums (LA), des rechten Atriums (RA), des linken Ventrikels (LV), des rechten Ventrikels (RV) und des Septums (S) betrachtet.

Die Dichtemessung von Herzgewebe aus Analyse Bi orientiert sich an DIN EN ISO 1183-1 [131]. Die gemittelten Ergebnisse der gesamten Herzsegmente (s. Anhang Tabelle 12) zeigen eine homogen verteilt Dichte von 0,98 bis 1,09 $\frac{g}{cm^3}$. Der für das RA gemessene Wert von 0,98 (±0,14) $\frac{g}{cm^3}$. liegt unter der Dichte von Wasser (1 $\frac{g}{cm^3}$), da während der Volumenmessung mittels Wasserverdrängung Luft am und im faserigen Gewebe verbleibt. Diese Einschränkung kann nur durch ein anders Verfahren der DIN EN ISO 1183 [131, 145, 146] behoben werden. Das Septum mit der glattesten Oberfläche der Segmente zeigt die höchste gemessene Dichte. Die beiden Ventrikel haben eine Dichte ähnlich der des Gesamtherzens, welche 1,05 (±0,06) $\frac{g}{cm^3}$ beträgt.

Die geometrische Vermessung der separierten Herzsegmente in B2 beinhaltet je die Dicke *t* auf Klappenhöhe und am Apex. Für den LV, den RV und das S werden zusätzlich *t* am Zentrum und die Länge / dokumentiert. Die Resultate (s. Anhang Tabelle 13) zeigen den LV als größtes Herzsegment vor dem S und dem RV. Auch bei den Atrien ist das linke größer. In der Folge ist für mechanische Untersuchungen aus einem Herz eine über die Segmente inhomogen verteilte Anzahl an Proben zu gewinnen.

Die Analyse B3 der Shore A-Härte basierend auf ISO 7619-1 [127] untersucht die fünf Herzsegmente. Bei der Messung natürlichen Herzgewebes ergeben sich mehrere Herausforderungen in der normierten Umsetzung. Das Gewebe ist faserig und hat eine komplexe Geometrie mit gekrümmten Oberflächen, so dass eine ebene Aufsatzfläche für das Messgerät nicht garantiert ist. Eine weitere Einschränkung kann eine zu kleine Herzsegment- und daher Probengröße darstellen. Die Norm fordert eine Dicke von mindestens 6 mm und fünf Messpunkte pro Messung, die einen gemittelten Endwert ergeben. Die Messpunkte müssen mindestens 12 mm von den Kanten des Prüfkörpers und 6 mm voneinander entfernt sein. Bei kleinen Segmenten, wie den Atrien, kann mitunter die nutzbare Fläche zu gering für die normgerechte Verteilung der Messpunkte sein. Um der Anforderung der 6 mm Mindestdicke zu entsprechen, werden zu dünne Segmente des LA und des RA gestapelt oder gefaltet. Die gemittelten Werte der Herzsegmente liegen zwischen 8,8 und 13,9. Tabelle 14 des Anhangs zeigt für tendenziell dünnere (s. Anhang Tabelle 13) Herzsegmente härtere Werte, auch da der Einfluss des harten Untergrunds bei diesen größer ist.

Die Analysen B4 und B5 verwenden Zugstäbe der Herzsegmente, welche entsprechend der Richtung; längs (F) und quer (xF) der Faser (Bild 52 a), sowie der Herzschicht; Epikard (EpiC), Myokard (MyoC) oder Endokard (EndC), unterteilt werden. Hierfür werden die Schichten der Herzsegmente separiert und entsprechend DIN 53504 [139] oder ISO 37 [140] genormte Zugstäbe des Typs S3a bzw. Typs 3 gestanzt. Für die Versuche werden die filigranen Herzproben in eine spezielle Einspannhalterung eingeklebt (Bild 52 b). Für das LA und das RA kann aufgrund der geringen Wandstärke keine Separierung der Gewebeschichten bei Einhaltung der normgerechten Probendicke von 2 mm erfolgen. Anstelle einer separierten Prüfung erfolgt die Untersuchung der Schichten daher im Verbund.



Bild 52: Probenvorbereitung für B4 und B5: a) Orientierung der Zugstäbe im Gewebe, b) Integration des Zugstabes in eine Halterung für den Zugversuch; in Anlehnung an [P4]

Aus der Dicke der Zugstäbe mit einem Mittelwert von 2,3 (±0,8) mm und der Stegbreite mit einem Mittelwert von $3.8 (\pm 0.5)$ mm ergibt sich die durchschnittliche Querschnittsfläche von 8,6 (±3,6) mm². Die Dimensionen aller Stäbe sind normalverteilt. Tabelle 15 im Anhang zeigt die Ergebnisse für die maximale Spannung und Dehnung in (F) und gegen (xF) Faserrichtung. Statistisch sich bezüglich des t-Tests nicht signifikant (p > 0.05) unterscheidende Prüfergebnisse sind zusammengefasst. Durch die natürliche Heterogenität des biologischen Gewebes bedingt, weisen alle Ergebnisse im Vergleich zu technischen Werkstoffen relativ hohe Standardabweichungen auf. Die im Schichtverbund getesteten Proben von LA und RA weisen mit einer maximalen Zugfestigkeit von 0,62 (±0,37) $\frac{N}{mm^2}$ und 66,2 (±16,6) % Dehnung die höchsten Werte auf. Die Faserrichtung beeinflusst das Ergebnis dieser Proben nicht signifikant, auch da das gerichtete MyoC hier sehr dünn ausfällt. Die geringste mechanische Stabilität weisen mit 0,06 (±0,03) $\frac{N}{mm^2}$ und 0,08 (±0,05) $\frac{N}{mm^2}$ die Proben gegen die Faserrichtung des MyoC des LV sowie des MyoC von RV+S auf.

Die gestanzten Zugstäbe für die Relaxationsversuche von Herzgewebe in B5 sind wie in B4 vorbereitet. Ihre Dimensionen sind normalverteilt mit der gemittelten Dicke von 2,4 (±0,7) mm und einer Stegbreite mit einem Mittelwert von 3,8 (±0,5) mm, aus welchen sich die durchschnittliche Querschnittsfläche von 9,17 (±3,57) mm² ergibt. Die Relaxationsversuche basieren auf DIN ISO 3384-1 [134] und DIN EN 10319-1 [135] und werden für 10 % und 30 % Dehnung für die Dauer von 100 s durchgeführt. Der elastische Anteil *Ef* bildet sich aus dem Quotienten der Spannung am Ende der Haltezeit und der Spannung am Startzeitpunkt. Statistisch bezüglich des t-Test unterscheiden sich die Ergebnisse bei 10 % und 30 % Dehnung nicht signifikant (p > 0,05) und sind in Tabelle 16 des Anhangs zusammengefasst. Weiterhin lassen sich auch aufgrund nicht signifikanter Unterscheide die

Ergebnisse der LA und der RA sowie die Ergebnisse der LV, V und S bezüglich ihrer Schichten zusammenfassen. Hierbei zeigt wieder nur das MyoC der LV+RV+S mit 39,7 (\pm 5,09) % und 44,9 (\pm 9,6) % einen signifikanten Unterschied bezüglich des elastischen Anteils abhängig von der Faserrichtung der gestanzten Proben. Bei insgesamt absolut höheren Spannungswerten ist der prozentuale elastische Anteil in Faserrichtung (F) geringer.

Bei den Untersuchungen Bi bis B5 wird der Einfluss der Präparation der biologischen Proben vernachlässigt, besonders die Folgen durch die Auflösung des Schichtverbunds des Herzens. Dass die höchsten mechanischen Kennwerte für die im Verbund geprüften LA+RA vorliegen, bestätigt die Annahme der Schwächung durch die Separierung der Gewebeschichten, deren Ausmaß noch zu bestimmen ist.

Da Analysen der Härte und Dehnung von biologischem Gewebe selten sind, werden die Ergebnisse abschließend mit Spannungswerten aus der Literatur (s. Anhang Tabelle 10) verglichen. Die Proben der Literatur haben alle eine andere Geometrie und wurden vorkonditioniert. Die mehrheitlich biaxialen Zugversuche betrachten die Spannungen bei definierten Dehnungen, jedoch nicht - wie für Werkstoffe üblich - die Maximalwerte beider, wodurch ein Vergleich hier generell nur eingeschränkt möglich ist. Wenn auch die Werte der bovinen, vom Rind stammenden, und humanen Proben mit 0,01 bis 0,02 $\frac{N}{mm^2}$ niedriger als die hier gemessenen sind, ist doch die Größenordnung im selben Bereich, so dass die entwickelte Methode zur Prüfung des Herzgewebes positiv validiert werden kann. [147–149]

Zusammengefasst, beweisen die vorgestellten Methoden in B1 bis B5 allgemein die Möglichkeit der Adaption von Standards zur Prüfung von Elastomeren auf biologische Materialen. Dadurch ist zukünftig die Determination von standarisierten Vergleichswerten möglich.

Quantitative Untersuchungen des porzinen Aortengewebes

Die zweite Hälfte der Analysen umfasst die Messung der Shore A-Härte, der Zugfestigkeit, der Dehnung und der Nahtausreißkraft der porzinen Aorta. Es werden hierbei verschiedene Bereiche der Aorta untersucht (Bild 53 a), wie z.B. der direkt vom Herzen abgehende Arcus aortae. 7.1 Untersuchung mechanischer Kennwerte biologischen Gewebes nach technischen Standards



Bild 53: a) Abschnitte der Aorta, b) Versuchsaufbau für die Untersuchungen B8 zur Zugprüfung von Ringproben der porzinen Aorta; in Anlehnung an [P2]

Wie in B₃ für das Herzgewebe orientiert sich auch B6, die Messung der Shore A-Härte von Segmenten der Aorta, an ISO 7619-1 [7]. Durch die geringe Wandstärke des Gefäßes müssen bis zu vier gestapelte Lagen vermessen werden, um die geforderte Dicke von 6 mm zu erreichen. Der Ergebniswertebereich für die ShA liegt zwischen 12 und 18 (s. Anhang Tabelle 17). Die Prüfung von je einer, zwei, drei und vier Lagen dient der Untersuchung des Einflusses der Lagenanzahl und der Gesamtdicke der Messprobe. Bild 54 zeigt eine Gegenüberstellung der Betrachtung der ShA abhängig von der Schichtanzahl und der tatsächlichen Gesamtdicke des gemessenen Stapels. Beide Graphen zeigen eine geringere ShA bei höherer Lagenanzahl respektive Gesamtprobendicke, da der Einfluss der harten Unterlage zunehmend abnimmt. Bei Betrachtung des linken Graphen entsteht der Eindruck, dass die Segmente der Aorta unterschiedliches ShA-Verhalten aufweisen. Der rechte Graph zeigt jedoch durch die Verteilung der gemessenen ShA über die Gesamtprobendicke, dass lediglich die Wandstärken der Aortensegmente unterschiedlich sind und die ShA einen homogenen Verlauf aufweist. Der von der Norm angegebene Bereich von über 6 mm Gesamtdicke entspricht, wie zu erwarten, dem abgeflachten Bereich des Verlaufs. Da mitunter entgegen der Norm mehr als drei Lagen zum Erreichen der 6 mm nötig sind, sich die Ergebnisse jedoch in den Kurvenverlauf fügen, kann angenommen werden, dass der Einfluss der reinen Anzahl der Lagen gegenüber der Gesamtdicke zu vernachlässigen ist.

7 Biomechanische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle





Analyse B7 untersucht die maximale Spannung und Dehnung von Aortengewebe mit entsprechend DIN 53504 oder ISO 37 [9] genormten Zugstäben des Typs S3a bzw. Typs 3. Die Proben für Zugstäbe sind alle aus dem Arcus aortae (AAO) entnommen und unterscheiden sich in längs (xF) der Aorta und in radialer (F), mechanisch verstärkter, Richtung. Lediglich die Kontur der Zugstäbe kann nach Norm standardisiert werden. Die Dicke der Zugstäbe ist von der Wandstärke des AAO abhängig und hat einen Mittelwert von 2,3 (±0,2) mm in Längsrichtung der Aorta (xF) und 2,5 (±0,2) mm in radialer Richtung (F). Die Ergebnisse (s. Anhang Tabelle 18) zeigen, dass die maximale Zugfestigkeit und Dehnung in Umfangsrichtung (F) mit 1,55 (±0,69) $\frac{N}{mm^2}$ und 93,3 (±16,0) % um 151,7 % bzw. 33,4 % höher sind als längs (xF) der Aorta.

Die Analyse B8 betrachtet im Vergleich zu B7 Zugversuche mit variablen Ringgrößen basierend auf DIN 53504 [132] oder ISO 37 [133]. Hier unterteilen sich die Proben nach Aortenabschnitten (Bild 53 a), welche beim Präparieren unterschiedlich große Ringdurchmesser mit unterschiedlichen Wandstärken ergeben. Dadurch kann nur die Breite der Ringe nach Norm standardisiert werden. Die Ringe haben eine mittlere Schnittbreite von 4,3 (±0,7) mm und eine Wandstärke, die bei einem Mittelwert von 1,9 (±0,6) mm von 0,8 bis 3,2 mm variiert, was zu einer durchschnittlichen Querschnittsfläche von 8,2 (±3,2) mm² führt. Für die Prüfung werden sie, wie Bild 53 zeigt, auf den Dornen einer speziellen Halterung gelagert, eingespannt und gezogen. Die maximale Spannung (s. Anhang Tabelle 19) aller Segmente außer der Stichprobe (n_{CE} = 3) der CE unterscheiden sich statistisch nicht signifikant (p > 0,05) und können mit 1,52 (±0,45) $\frac{N}{mm^2}$ zusammengefasst werden. Die meisten Dehnungswerte weisen jedoch einen signifikanten Unterschied auf und befinden sich zwischen 82 und 140 %. Der Vergleich der Ringproben des AAO und den entsprechenden Zugstäben in F-Richtung aus B7 (s. Anhang Tabelle 18) zeigt, dass die Werte der maximalen Zugfestigkeit sich nicht signifikant unterscheiden, die maximale Dehnung hingegen für die Ringproben um 27,0 % signifikant höher ist. Dies weist auf eine Beeinträchtigung der radialen mechanischen Verstärkung des Gewebes durch die Probenpräparation der Zugstäbe hin.

Wie in Bi bis B5 berücksichtigen die Untersuchungen B6 bis B8 nur in Bezug auf die Probengeometrie den Einfluss der Präparation der Proben. Im Gegensatz zum Herzgewebe, bleibt der Schichtverbund der Aorta weitestgehend intakt. Dies führt jedoch zu Abweichungen in der Probendicke von der technischen Norm.

Als Vergleich zu den erfassten Werten zeigt Tabelle 11 im Anhang einen Auszug von Kennwerten der Literatur für die maximale Spannung und Dehnung von Gewebeproben der Aorta. Alle diese Proben sind vorkonditioniert und ihre Geometrien orientieren sich nicht an DIN 53504 [132] oder ISO 37 [133]. Ringproben sind lediglich für die canine (vom Hund stammende) A. carotis und A. iliaca (Beckenarterie) geprüft. Aufgrund der übereinstimmenden Größenordnung mit einer maximalen Zugfestigkeit zwischen 0,62 $\frac{N}{mm^2}$ und 2,18 $\frac{N}{mm^2}$ und einer maximalen Dehnung zwischen 48 % und 235 % der Literaturwerte, gilt die entwickelte Methode zur Prüfung von biologischen Aortengewebe als validiert. [150–152]

Abschließend zeigen auch die Prüfungen der Aorta, dass allgemein die Möglichkeit der Adaption von Standards zur Prüfung von Elastomeren auf biologische Materialen möglich ist. Durch die positive Evaluation mit zwei verschiedenen Gewebetypen, ist anzunehmen, dass mittels technischer Standards auch weitere biologische Materialien quantitativ untersucht werden können.

Quantitative Untersuchungen des Nahtausreißverhaltens an porzinem Aortengewebe

Die Analyse B9 untersucht das Ausreißverhalten eines einzelnen Stichs eines chirurgischen Prolene[™] 4-o-Fadens (Ethicon Inc., Somerville, USA) aus der Aorta. Hierzu wird eine rechteckige Probe (20 mm x 10 mm) mit 2 mm Abstand zur Kante mittig mit der Nadel durchstochen und der Faden durchgezogen. Dieser wird, wie in Bild 55 a) und b) dargestellt, in einem

Abstand von 40 mm mehrfach mit sich selbst verknotet und auf einer frei drehbaren Rolle in den oberen Spannbacken der Zugprüfmaschine gelagert. Die resultierenden Ausreißkräfte (s. Anhang Tabelle 20) für Proben längs (xF) der Aorta und in radialer Richtung (F) differenzieren sich nicht statistisch signifikant und können mit 4,67 (±1,64) N zusammengefasst werden.

Für den Zugversuch B10 werden Aortenzugstäbe mittig quer zerschnitten und von einem chirurgischen Experten mit zwei einzelnen Stichen in etwa 2 mm Entfernung von der Kante mit ProleneTM 4-0 Fäden wieder zusammengenäht (Bild 55 c). Die maximalen Spannungen der Proben zeigen einen durchschnittlichen Wert von 0,33 (±0,10) $\frac{N}{mm^2}$ in longitudinaler (xF) und 0,43 (±0,06) $\frac{N}{mm^2}$ in zirkularer (F) Richtung (s. Anhang Tabelle 21) und sind damit 46,8 % bzw. 72,3 % niedriger als intakte Proben.



Bild 55: a) Skizze des Aufbaus des Versuchs B9, b) Aufbau des Versuchs B9, c) Vernähen eines Zugstabes des AAO in B10; in Anlehnung an [P8]

B11 wiederholt B10 für eine Rundnaht einer Anastomose, der chirurgischen Verbindungen zweier Gefäßabschnitte im radialen Querschnitt, einer geteilten ATH. Die Proben werden für den Zugversuch entsprechend Bild 56 a) längs der Aorta eingespannt. Bei einer Stichprobe (n=3) ergibt sich eine maximale Zugfestigkeit von $0,43 (\pm 0,06) \frac{N}{mm^2}$ und eine Dehnung von 45,5 ($\pm 6,0$) %, was einer Verminderung um 32,8 % bzw. 15,6 % im Vergleich zu intakten Proben entspricht. Die Rundnaht führt somit zu einer geringeren Destabilisierung des Gewebes, als zwei einzelne Stiche (B10). Die Stichprobe (n=4) für eine Anastomose zwischen einer ATH und einer künstlichen medizinischen Prothese (Uni-Graft® K DV, 18 mm; B. Braun, Melsungen, Deutschland) in B12 (Bild 56 b) liefert eine maximale Zugfestigkeit von $0,48 (\pm 0,06) \frac{N}{mm^2}$ und eine Dehnung von $48,1 (\pm 7,8)$ % und differenziert sich nicht statistisch signifikant (p > 0,05) von den Ergebnissen aus B11, da beide Proben auf der biologischen Seite versagen.



Bild 56: a) Aufbau des Versuchs B11, b) Aufbau des Versuchs B12; in Anlehnung an [P8]

Die Untersuchungen B9 bis B12 zeigen Möglichkeiten das Nahtverhalten den biologischen Aortengewebes zu quantifizieren. B9 und B10 orientieren sich hierbei stark an der technischen Norm DIN 53504 [131] oder ISO 37 [132] und betrachten eine ausreichende Stückzahl, um eine validierte Größenordnung der Kennwerte zu liefern. Diese dienen als Grundlage für den Vergleich mit technischen Werkstoffen in Abschnitt 7.3.

7.2 Untersuchung mechanischer Kennwerte semiadditiv gefertigter Verbundstrukturen

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in den Veröffentlichungen [P5] und [P8] der Autorin.

Da die mechanischen Grundkennwerte der Dichte ρ , Shore A-Härte ShA, maximalen Zugspannung σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} aus den Datenblättern aller Werkstoffe zu entnehmen sind, betrachtet die Untersuchung der künstlichen Modelle hauptsächlich semi-additiv gefertigte Verbundstrukturen. Hierbei wird die Frage adressiert, in wie weit die standardisierten Verfahren auch für diese Verbundstrukturen zur Quantifizierung der mechanischen Kennwerte eingesetzt werden können. Ziel ist hier beispielhaft die Simulation von gesundem und pathologischem vaskulären Gewebe, durch die definierte Auswahl geeigneter Material- und Designparameter. Die für die 13 mechanischen Untersuchungen verwendeten Modelle besitzen zum Zweck der Standardisierung die einfache Geometrie von Ringen, Platten, Quadern, Zugstäben oder Rohren (Tabelle 5). Ki bis K3 untersuchen hierbei zunächst die Parameter für ein gesundes Gefäß, während sich K4 bis K8 mit der Abbildung einer Pathologie, einer Arteriosklerose mit Aneurysmabildung und leichter Stenose, beschäftigen und K9 bis K13 das Nahtausreißverhalten von Gefäßnähten in der Simulation betrachten.

- 7 Biomechanische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle
- Tabelle 5: Übersicht über die quantitativen Analysen von künstlichen Modellen bezüglich der Shore A-Härte *ShA*, der maximalen Zugsfestigkeit σ_{max} , der maximalen Dehnung ε_{max} , der maximalen Kraft F_{max} und der Nahtausreißkraft F_{Naht} mit $D_{I=}$ Innendurchmesser, t= Dicke

Nr.	Prüfung	Zielgrößen	Parameter	Form
Kı	Zugversuch	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung ε_{max}	Di, t, ShA	Ring
K2	Zugversuch	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung ε_{max}	Beschichtung, Ker- brichtung	Ring
K3	Härte- messung	Shore A-Härte <i>ShA</i>	Beschichtung	Platten
K4	Zugversuch	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung ε_{max}	D _i , Ringform	Ring
K5	Härte- messung	Shore A-Härte ShA	Kalziumkonzentra- tion	Quader
K6	Zugversuch	maximale Zugsfestigkeit <i>o_{max},</i> maximale Dehnung <i>e_{max}</i>	Kalzium-/Silikon- ölkonzentration	Zugstab
K7	Zugversuch	maximale Zugsfestigkeit σ_{max} , maximale Dehnung ε_{max}	Kalzium-, Silikon- ölkonzentration	Verbund Zugstab
K8	Zugversuch	Maximalkraft <i>F_{max}</i> , maximale Dehnung <i>ɛ_{max}</i>	Di	Verbund Ring
K9	Naht- Zugversuch	Nahtausreißkraft <i>F_{Naht}</i>	Fadenstärke	Rechteck
K10	Naht- Zugversuch	Nahtausreißkraft <i>F_{Naht}</i>	<i>ShA</i> , Beschichtung, Kerbrichtung	Rechteck
Kıı	Naht- Zugversuch	Maximalkraft $F_{max,Naht}$, maximale Zugsfestigkeit $\sigma_{max,Naht}$, maximale Dehnung $\varepsilon_{max,Naht}$	<i>ShA</i> , Beschichtung, Kerbrichtung	Zugstab
K12	Naht- Zugversuch	Maximalkraft $F_{max,Naht}$, maximale Zugsfestigkeit $\sigma_{max,Naht}$, maximale Dehnung $\varepsilon_{max,Naht}$	<i>ShA</i> , Beschichtung	Rohr
K13	Naht- Zugversuch	Maximalkraft $F_{max,Naht}$, maximale Zugsfestigkeit $\sigma_{max,Naht}$, maximale Dehnung $\varepsilon_{max,Naht}$	-	Rohr- Prothese

Quantitative Untersuchungen von silikonbasierten Modellen zur Simulation gesunder Gefäßstrukturen

Analyse Kı bildet mit einem dreistufigen teilfaktoriellen Versuchsplan die Basis der Untersuchungen der künstlichen Proben. Die Zugversuche untersuchen die maximale Zugfestigkeit und Dehnung von künstlichen Ringproben mit unterschiedlichen Parametern. Für die Proben sind Rohre aus Silikon (ACEO® GP) additiv der Länge nach gefertigt und anschließend zur Simulation der glatten Gefäßoberfläche mit einer durchschnittlichen Schichtdicke von 0,34 (±0,08) mm mit einem Silikon mit ShA= 15 tauchbeschichtet. Aus den Rohren werden entsprechend DIN 53504 [132] oder ISO 37 [133] 4,0 (±0,2) mm breite Ringproben für die Versuche zugeschnitten. Durch die Kerbrichtung längs des Rohrs wird die höchste Kerbwirkung für die Ringproben realisiert. Im Versuchsplan werden die Wandstärke t, der Innendurchmesser Di und die Shore A-Härte ShA des Grundkörpers des Rohrs variiert. Der Grundversuch des dreistufigen teilfaktoriellen Versuchsplans enthält die Varianten 10, 20 und 30 für ShA, 0,8 mm, 1,6 mm und 2,4 mm für t ohne Beschichtung und 10 mm, 18 mm und 26 mm für Di. t orientiert sich für die Untergrenze an der technischen Limitierung durch den additiven Fertigungsprozess und für die Obergrenze an der natürlichen Aorta [142]. D_irichtet sich nach oben auch nach dem natürlichen Vorbild der Aorta und wird nach unten durch die Konstruktion für die Zugprüfung der Ringproben (Bild 53) eingeschränkt.

Geprüft werden im teilfaktoriellen Versuchsplan jeweils die Eckpunkte des Versuchsplans (Extrema der Parametervariationen) und der Zentralpunkt, welcher jeweils die mittlere Parametervariante abbildet. Zusätzlich ist der Versuchsplan mit den Parametern *ShA*= 40 und t= 3,2 mm um vier entsprechende Versuche erweitert. Liegt dem dreistufigen teilfaktoriellen Versuchsplan ein lineares Einflussmodell für die untersuchten Parameter zugrunde, können die 18 und sechs weiteren Kombinationen des Grundversuchs bzw. der Erweiterung approximiert werden. Der über ein lineares Modell errechnete Wert für die maximale Zugfestigkeit des Zentralpunkts (*ShA*= 20, *t*=1,6 mm, *D_t*= 18 mm) ist mit 0,81 $\frac{N}{mm^2}$ um 20,6 % niedriger als der tatsächlich gemessene Wert (s. Anhang Tabelle 22). Die maximale Dehnung liegt mit 323,1 % um 41,4 % unter dem gemessenen Wert. Diese Abweichung beweist, dass ein lineares Einflussmodell für den ausgewählten Bereich nicht zulässig ist. Durch die Erweiterung des Grundversuchs lässt sich in Bild 57 der Einfluss von ShA und t auf die maximale Zugfestigkeit und Dehnung genauer beleuchten. Da Di durch die Geometrie des biologischen Originals des Modells festgelegt ist und beibehalten werden soll, ist

dieser Parameter zu Einstellung der mechanischen Eigenschaften nicht nutzbar, stellt jedoch die erste Randbedingung dar. Die Graphik zeigt, dass *ShA* den größeren Einfluss auf das mechanische Verhalten hat und sich der Einfluss von *t* nach dem Erreichen einer Mindestwandstärke, welche als >1 mm zu bestimmen ist, konstant verhält. Weiterhin ist zu erkennen, dass die lineare Approximation zwischen den Basiswerten von der polynomischen Näherung, welche auch die Erweiterung beinhält, abweicht.



Bild 57: Mittelwerte (± Standardabweichung) der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} aus K1 in Abhängigkeit der Shore A-Härte *ShA* und der Wandstärke *t* mit linearer und polynomischer Approximation des Verlaufs (n_{min}= 3, s. Anhang Tabelle 22); in Anlehnung an [P5]

Die Rohre für die Proben in K1 sind der Länge nach gefertigt, sodass die Ringe quer zur Fertigungsrichtung und somit Kerbrichtung der Geometrie untersucht werden. Um den genauen Einfluss der Kerbrichtung und der nachträglichen Beschichtung zu quantifizieren, untersucht K2 stichpunktartig für einige Parameterkombinationen die maximale Zugfestigkeit und Dehnung von unbeschichteten Ringproben, die als Rohr der Länge nach oder radial additiv gefertigt (ACEO® GP Silikon) sind. Die maximalen Zugfestigkeiten und Dehnungen (s. Anhang Tabelle 23) unterscheiden sich großteils signifikant ($p \le 0.05$) von den Ergebnissen aus K1. Alle zirkular gefertigten Proben weisen aufgrund der reduzierten Kerbwirkung und der gleichmäßigeren Wandstärke eine bis zu 256,4 % erhöhte maximale Zugfestigkeit und eine bis zu 79,8 % erhöhte maximale Dehnung auf. Dieser Effekt ist besonders stark bei dünnen Proben ausgeprägt, da die absolut konstant gleichgroßen Stufen hier relativ den größten Kerb-Effekt erzielen. Für diese Proben hat auch die Beschichtung grundsätzlich einen positiven Effekt auf die mechanische Stabilität, da sie die hohe Kerbwirkung partiell

kompensiert. Bei Wandstärken über 1 mm ist der Effekt der Beschichtung abhängig von dem Basismaterial der Probe. Ist dieses mechanisch stabiler als die Beschichtung, schwächt diese die Probe relativ auf die Querschnittfläche und andersherum.

Die Härtemessung K3 untersucht den Einfluss der Beschichtung auf die Härte der Probe anhand von additiv gefertigten (ACEO® GP), beschichteten und gestapelten Silikon-Platten. Bei Platten sowohl mit ShA= 30 als auch ShA= 40 zeigt sich eine Reduktion der Härte um etwa ein Drittel (s. Anhang Tabelle 24). Ab einer Mindeststapelhöhe von drei geschichteten Platten mit einer Mindesthöhe von 4,7 mm, die den Einfluss der Messunterlage neutralisiert, zeigen sich keine signifikanten (p > 0,05) Unterschiede mehr für die jeweiligen Härten. Die Ergebnisse der Messungen mit zwei gestapelten beschichteten ShA= 30 Platten mit t= 0.8 mm und *t*= 2,4 mm zeigen keinen signifikanten Unterschied, da für die dickeren Lagen die Beschichtung relativ einen geringeren Anteil hat und daher die Härte weniger reduziert und für die dünneren Proben bei nur zwei gestapelten Proben der harte Messuntergrund noch Einfluss nimmt. Da der Prüfkörper bei der Shore A-Härtemessung nur im Bereich der Kontaktoberfläche in den Werkstoff eindringt, ist der Einfluss weit entfernter Lagen jedoch allgemein schwer einzuschätzen.

Im Zentrum von K1 bis K3 stehen standardisierte Untersuchungen unterschiedlicher additiv gefertigter Silikonproben. Die Ringform weicht von den in den Datenblättern verwendeten Zugstäbe ab. Es wird der Einfluss der Shore A-Härte, des Innendurchmessers, der Wandstärke, der Fertigungsrichtung und der Beschichtung identifiziert. Hierbei haben die Fertigungsrichtung und die daraus resultierende Kerbrichtung sowie die Materialeigenschaften des Basis-Silikons der entsprechenden Shore A-Härte den Haupteinfluss.

Quantitative Untersuchungen von silikonbasierten Modellen zur Simulation pathologischer Gefäßstrukturen

Die Analyse K4 befasst sich erstmals mit einer pathologisch veränderten Geometrie. Hierzu werden die den Ringproben zugrundeliegenden längs additiv gefertigter *ShA*= 40 (ACEO[®] GP Silikon) Rohre ($D_{t=}$ 10 mm und t= 0,8 mm, $D_{t=}$ 18 mm und t= 1,6 mm sowie $D_{t=}$ 26 mm und t= 2,4 mm) zur Simulation eines Aneurysmas mit Ausbuchtungen mit Innendurchmessern von 5,2 mm, 9,2 mm bzw. 13,0 mm versehen. Durch das Zuschneiden der Ringproben ergeben sich drei Ringformen (Bild 58). Die Ergebnisse der

Zugversuche (s. Anhang Tabelle 25) zeigen nur für die maximale Zugfestigkeit von D = 26 mm Typ o und 1 oder 2 und D = 18 mm Typ o und 2 sowie für die maximale Dehnung Letzterer einen signifikanten ($p \le 0.05$) Unterschied. Da sich nur drei Varianten signifikant unterscheiden, kann der Einfluss der Ausbuchtung vernachlässigt werden. Es zeigt sich somit kein zusätzlicher Einfluss der Kerbwirkung durch die abweichende Geometrie.



Bild 58: Design des Rohrs für die Ringproben für K4 und die drei daraus entstehenden Typen an Ringformen; in Anlehnung an [P5]

Ein Verbund von Materialien, bestehend aus dem additiv gefertigten und beschichteten pathologischen Grundgefäß, einer weichen Lipidschicht und einer fibrösen Kalzifikation, wird zur Simulation eines pathologischen Gefäßes mit Plaque-Ablagerung ausgelegt. Für harte und weiche Plaqueschicht werden Silikonelastomeren jeweils Silikonöl oder Kalziumverbindungen beigemischt. Vor der Materialkombination werden in den Untersuchungen K5 und K6 die Plaqueschichten einzeln untersucht. Beide werden durch Gussverfahren auf Basis von Silikonelastomeren gefertigt.

Analyse K5 untersucht zunächst die Shore A-Härte der Kalzifikation und vergleicht dabei als künstliche Variante zwei Basissilikone; WACKER[®] ELASTOSIL[®] (E.) P7670 (Wacker Chemie AG) [153] mit *ShA*= 7 und WA-CKER[®] ELASTOSIL[®] VARIO 40 (Wacker Chemie AG) [154] mit *ShA*= 40, die je die Kalziumverbindungen CaO und CaCO₃ in unterschiedlicher Konzentration als Additive beinhalten. Die Untersuchungen zeigen, dass E. P7670 bis zu 50 % CaO oder 30 % CaCO₃ homogen aufnehmen kann, bei E. VARIO 40 sind es im Vergleich 40 % CaO bzw. 20 % CaCO₃. Die Differenzen sind auf die verschiedenen Dichten der Kalziumverbindungen und Viskositäten der Silikone zurückzuführen. Der höhere Anteil an CaO erreicht auch höhere Härten, wodurch für E. P7670 ein Zuwachs der *ShA* bis zu 41,3 (±0,8) bzw. 490 % erzielt werden kann. Für E. VARIO 40 wird eine Verhärtung von maximal 48 % erreicht, was mit dem Absolutwert *ShA*=73,5 (±2,1) das Maximum der Kombinationen ist (s. Anhang Tabelle 26).

Die Analyse K6 betrachtet die Zugfestigkeit und Dehnung bei unterschiedlichen Additivkonzentrationen des Silikonöls und der Kalziumverbindungen. Da mit CaO die höheren Konzentrationen und somit Härten erzielt werden, wird CaCO₃ in den Zugversuchen K6 als Additiv nicht weiter betrachtet. Neben der harten Plaqueschicht steht die weiche lipidhaltige Schicht in K6 im Fokus. Sie ist aus einer Mischung aus E. P7670 und dem Silikonöl WACKER® AK 100 (Wacker Chemie AG) [155] simuliert. Die Prüfproben sind aus 2 mm dicken gegossene Silikonplatten mit 10 %, 20 % und 30 % CaO/CaCO₃ bzw. 20 %, 40 % und 60 % für AK 100 entsprechend DIN 53504 [132] oder ISO 37 [133] gestanzte Zugstäben des Typs S3a bzw. Typs 3. Die Mischungen mit CaO/CaCO₃ auf Basis von E. VARIO 40 haben durchgehend eine höhere maximale Zugfestigkeit und eine niedrigere Dehnung (s. Anhang Tabelle 27) und eignen sich somit besser zur Simulation der festen, spröden Kalzifikation. Bei einer AK 100-Konzentration von 60 % sinkt der Wert der maximalen Zugfestigkeit auf 0,04 (±0,01) $\frac{N}{mm^3}$ wodurch sich bei einem CaO-Anteil von 30 % der harten Plaqueschicht basierend auf E. VARIO 40 eine relative Verhärtung zwischen den Schichten von 6.850 % abbilden lässt.

In einem zweistufigen teilfaktoriellen Versuchsplan prüft K7 die maximale Zugfestigkeit und Dehnung der Verbundkombinationen im Zugstab. Da mit einer Kalzifikation basierend auf E. VARIO 40 das sprödere Materialverhalten erzeugt wird, untersucht K7 nur Zugstäbe der Verbundstruktur mit dieser Variante. Die Zugstäbe bestehen aus einer additiv gefertigten Silikonbasis (ACEO[®] GP, ShA= 40) mit Silikonbeschichtung (ShA= 15), einer E. P7670 - AK 100-Schicht und einer E. VARIO 40 - CaO-Schicht. Zur Abbildung des Stufen-Effekts sind die Basisplatten mit 10° Steigung zum Werkstückträger gefertigt. Die Zugstäbe des Typs S3a/Typs 3 werden gegen (xF) und längs (F) der Kerbrichtung der Basisplatte gestanzt. Die gemittelte Dicke der Proben liegt mit 2,5 (±0,2) mm über der Norm. Der zweistufige teilfaktorielle Versuchsplan gibt Aufschluss über die Werte der vier Eckpunkte und des Zentralpunkts, wobei für CaO additive Anteile von 10 %, 20 % und 30 % sowie für AK 100 additive Anteile von 20 %, 40 % und 60 % betrachtet werden. Die Mehrzahl der Proben reißt zuerst in der Kalzifikation, nur bei der Kombination von 10 % CaO und 60 % AK 100 Anteil reißen 58,8 % der Proben zunächst in der Basisschicht. Hier liegt die simulierte Lipidschicht in ihrem instabilsten und die harte Plaqueschicht in ihrem elastischsten Zustand vor. Die meisten Kombinationen zeigen bezüglich der Zugfestigkeit beim ersten Bruch und der entsprechenden Dehnung (s. Anhang Tabelle 28) keinen signifikanten (p > 0.05) Unterschied zwischen der Kerbrichtung des Basissilikons, da das Versagen zunächst in der Kalzifikation auftritt. Bild 59 zeigt den Zusammenhang zwischen den Einzelkomponenten und deren Verbund am Beispiel des Zentralpunkts des Versuchsplans. Ist die maximale Dehnung der harten Plaqueschicht erreicht, kommt es zum ersten Bruch, bei welchem die weiche Plaqueschicht mitreißt und von der Basis delaminiert.



Bild 59: Vergleich des Verlaufs der Spannungs-Dehnungskurve für den Verbund aus additiv gefertigten Silikon (ACEO® GP, *ShA*= 40) mit Silikonbeschichtung (*ShA*= 15), E. P7670 mit 40 % AK 100 zur Simulation der Lipidschicht und E. VA-RIO 40 mit 20 % CaO zur Simulation der Kalzifikation sowie seinen Einzelkomponenten; in Anlehnung an [P5]

In der Versuchsreihe K8 wird der Verbund aus E. P7670 mit 40 % AK 100 und E. VARIO 40 mit 20 % CaO in die additiv gefertigten (ACEO® GP Silikon) und beschichteten, ausgebuchteten Rohre (s. K4 Bild 58) appliziert. Die daraus zugeschnittenen Ringproben werden wie in K4 untersucht, wobei die aufgetragene harte Plaqueschicht immer mit auf den Zugdornen aufliegt, um den gesamten Verbund zu prüfen.



Bild 60: Gerissene Ringprobe des Verbunds aus additiv gefertigter Silikonbasis (ACEO® GP, *ShA*= 40) mit Silikonbeschichtung (*ShA*= 15), E. P7670 mit 40 % AK 100 zur Simulation der Lipidschicht und E. VARIO 40 mit 20 % CaO zur Simulation der Kalzifikation nach dem erfolgreichen Zugversuch mit markierten Bereichen der Delamination

Wie bei den Zugstäben aus K9 ist auch bei den Ringproben die Kalzifikation maßgeblich für den ersten Bruch, bei welchem wieder die Lipidschicht mitreißt. Bild 60 zeigt neben dem Bruch der Probe die Delamination, welche zwischen der hier blau eingefärbten Lipidschicht und dem Basismodell teilweise bereits vor dem Bruch stattfindet. Das Endversagen der Ringproben erfolgt anschließend auf der gegenüberliegenden Seite, da diese nach der Delamination kürzer ist und somit mehr Spannung aufnimmt. Auch hier kann es zur Delamination der Beschichtung vom Basismaterial kommen.

Da der kraftaufnehmende Querschnitt bei der Geometrie der Ringproben nicht eindeutig bestimmbar ist, gibt die Kraft beim ersten Bruch die Hauptinformation bezüglich der Ablösung der simulierten Plaque. Die Lipidschicht scheint keinen Einfluss auf das Zugverhalten des Verbunds zu haben, da die Ergebnisse der Typen o bis 2 sich statistisch nicht signifikant differenzieren (p > 0,05) und somit in Tabelle 29 des Anhangs zusammengefasst werden können. Die Kraft beim ersten Bruch nimmt mit dem Ringdurchmesser zu und die entsprechende Dehnung nimmt ab, so wird bei $D_{=}$ 26 mm die Kraft von 11,06 (±3,69) N bei einem Dehnungswert von 65,0 (±13,4) % erreicht. Im Vergleich hierzu beträgt die Kraft beim ersten Bruch des entsprechenden Verbunds als Zugstab 15,93 (±2,68) N.



Bild 61: Mittelwerte (± Standardabweichung) mit linearer Approximation der Zugfestigkeit beim ersten Bruch $\sigma_{1ster Bruch}$ und der entsprechenden Dehnung $\varepsilon_{1ster Bruch}$ der Ringproben (n_{min} = 7, s. Anhang Tabelle 25) in Abhängigkeit des Innendurchmessers D_i sowie der Zugstäbe (n_{min} = 7) im Vergleich unabhängig vom Innendurchmesser D_i

Bild 61 greift diesen Vergleich für die Zugfestigkeit beim ersten Bruch und die entsprechende Dehnung der Ringproben in Abhängigkeit von D_i im Vergleich zu den Zugstäben auf. Als Referenz sind additiv gefertigte und beschichtete Proben ohne simulierte Plaque dargestellt. Bei den Ringproben des Verbunds ist die Spannung über den Querschnitt des Basismodells berechnet, um das vorzeitige Versagen aufgrund der Schwächung durch die Kalzifikation zu verdeutlichen. Dieses ist vor allem bei der Spannung eindeutig zu erkennen. Somit ist gezeigt, dass ein vorzeitiges Ablösen der Plaque, ähnlich dem biologischen Vorbild, simuliert und eingestellt werden kann [83].

Nach den grundlegenden Untersuchungen von K1 bis K3, evaluieren K4 bis K8 die Simulation von pathologischen Gefäßveränderungen. Die veränderte Kerbwirkung einer Gefäßausbuchtung kann nach K4 vernachlässigt werden. K5 bis K8 zeigen den Einfluss unterschiedlicher Schichtkombinationen für weiche und harte Schicht einer Plaque-Ablagerung. Insgesamt ist das vorzeitige Ablösen dieser unter Belastung gezeigt, für den quantitativen Vergleich mit der Realität sind jedoch noch Studien am biologischen Original notwendig.

Quantitative Untersuchungen des Nahtausreißverhaltens von Modellen aus Silikon

Der letzte Teil der Versuche betrachtet, wie für die biologischen Untersuchungen, das Nahtausreißverhalten. Analyse K9 evaluiert zunächst den Unterschied der zwei Fadenstärken ProleneTM 4-0 und ProleneTM 5-0, indem der Versuch B9 mit aus E. VARIO gegossenen Silikonplatten (*ShA*= 20, 10 mm x 20 mm, *t*= 2 mm) wiederholt wird. Wie in B9 wird die Probe mit 2 mm Abstand zur Kante mittig mit der Nadel einmal durchstochen, der Faden durchgezogen, anschließend in einem Abstand von 40 mm verknotet und auf einer frei drehbaren Rolle in den oberen Spannbacken der Zugprüfmaschine gelagert (Bild 62 a). Die resultierenden Nahtausreißkräfte des Materials (s. Anhang Tabelle 30) zeigen keinen statistisch signifikanten (*p* > 0,05) Unterschied und können mit 5,49 (±2,09) N zusammengefasst werden.

Analyse K10 charakterisiert den Einfluss der Shore A-Härte, der Beschichtung und fertigungsbedingten Kerbrichtung der Silikonprobe auf das Ausreißverhalten eines einzelnen Stichs eines chirurgischen Fadens (Prolene[™] 4-0) aus dem Silikon (Bild 62 b). Die Untersuchung beinhaltet aus Silikon (ACEO[®] GP) additiv gefertigte Proben (20 mm x 10 mm x 2 mm, 10° Fertigungsneigung) in den Shore A-Härten 20, 30 und 40, von denen die Hälfte mit Silikon (*ShA*= 15) beschichtet ist. Zudem variiert die Kerbrichtung längs (F) und quer (xF). Die Ergebnisse (s. Anhang Tabelle 31) zeigen keinen signifikanten (p > 0,05) Unterschied bedingt durch die Kerbrichtung oder die Beschichtung innerhalb einer Shore A-Härte. Die Platten mit *ShA*= 30 haben die höchsten Werte. Mit Werten unter 10 N sind die Nahtausreißkräfte der *ShA*= 40 Längsproben die geringsten, die Ergebnisse für die entsprechenden Querproben differenzieren sich nicht signifikant von denen für *ShA*= 20.



Bild 62: a) Skizze des Aufbaus des Versuchs K9 und K10, b) Aufbau des Versuchs K10, c) Aufbau des Versuchs K11; in Anlehnung an [P8]

Bild 62 c) zeigt den Aufbau von K11 zur Untersuchung der Schwächung von Zugstäben durch eine Naht. Hierzu dient ein Vergleich von, wie in B7, in der Mitte quer zerschnittenen und von drei chirurgischen Experten mit zwei einzelnen Stichen wieder zusammengenähten (Prolene™ 4-0) Zugstäben mit intakten Referenzen. Die Probenparameter entsprechen denen von K10, wobei aus den Platten Zugstäbe des Typs S3a oder Typs 3 der DIN 53504 [132] bzw. ISO 37 [133] gestanzt sind. Basierend auf den Messergebnissen (s. Anhang Tabelle 32 und Tabelle 33) zeigt Bild 63, dass die Proben um bis zu 84,0 % für die maximale Zugfestigkeit und bis zu 70,0 % für die maximale Dehnung geschwächt sind. Die Ergebnisse für die maximale Zugspannung der vernähten Proben unterscheiden sich größtenteils nur für die ShA= 40 Proben längs der Kerbrichtung signifikant von den restlichen Varianten. Bei der maximalen Dehnung unterscheiden sich die unterschiedlichen *ShA* meist signifikant ($p \le 0.05$) voneinander, zudem ist für *ShA*= 20 ein Einfluss der Beschichtung erkennbar. Die maximale Spannung und Dehnung der intakten Referenzproben unterscheiden sich alle signifikant.

7 Biomechanische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle



Bild 63: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Schwächung der vernähten Zugstäbe im Vergleich zu intakten Proben in Abhängigkeit der Shore A-Härte *ShA* und der Beschichtung (B) längs (F) und entgegen (xF) der Kerbrichtung (KR) (n_{min} = 10, s. Anhang Tabelle 32 und Tabelle 33); in Anlehnung an [P8]

Die Versuche K12 wiederholen K11 für beschichtete und unbeschichtete Rohre mit $D_{=}$ 26 mm, t= 2,4 mm sowie ShA= 20, ShA= 30 und ShA= 40. Die Silikon-Rohre sind der Länge nach additiv gefertigt (ACEO[®] GP), werden entlang des Umfangs entsprechend einer Aortenanastomose vernäht und längs für die Prüfung eingespannt. Die ermittelten Kennwerte (s. Anhang Tabelle 34) ergeben, dass die maximale Zugfestigkeiten der Proben sich statistisch nicht signifikant (p > 0,05) unterscheiden und mit 0,86 (±0,17) $\frac{N}{mm^2}$ zusammenfassbar sind. Die maximale Dehnung differenziert sich hingegen signifikant und führt bei Proben der Shore A-Härte 20 mit 621,8 (±26,9) % dazu, dass der Faden vor der Silikonprobe versagt.

In der Analyse K13 werden Rohre (D = 26 mm und ShA = 20, n = 3) mit medizinischen Prothesen (Uni-Graft[®] K DV, 30 mm; B. Braun) entsprechend B12 vernäht. Die Proben haben eine maximale Zugfestigkeit von 0,80 (±0,19) $\frac{N}{mm^2}$ und zeigen keinen signifikanten (p > 0,05) Unterschied aufgrund der Beschichtung oder im Vergleich zu vernähten Proben der Shore A-Härte 20 aus K12. Wie bei diesen versagt der Faden auch hier aufgrund der hohen Dehnung als Erstes.

Abschließend gibt der Vergleich der Werte der unbeschichteten intakten Zugstabproben aus K11 mit den Kennwerten der technischen Datenblätter [67, 68] der verwendeten Silikone Aufschluss über den Einfluss der Kerbwirkung durch die 10°-Steigung. Um zusätzlich die Konsequenzen durch die kleinere Zugstabgröße und den Verzicht auf Messmarken bei der Zugprüfung abzuschätzen, werden ungekerbte, in der Ebene additiv gefertigte entsprechend DIN 53504 [132] oder ISO 37 [129] gestanzte Zugstäbe des Typs S3a bzw. Typs 3 betrachtet.



Bild 64: Vergleich als Boxplots der in K11 gemessenen Kennwerte für additiv gefertigte (10° Fertigungsneigung) Silikon-Zugstäbe (ACEO $^{\circ}$ GP) mit Werten aus den Datenblättern und ungekerbten Proben (n_{min} = 10)

Die in der Ebene gefertigten (ACEO[®] GP Silikon) *ShA*= 20 Proben (*n*= 12) besitzen eine maximale Zugfestigkeit von 7,18 (±0,27) $\frac{N}{mm^2}$ und eine maximale Dehnung von 907,6 (±21,4) %. Bild 64 zeigt, dass die Spannung für die ebenen Proben im selben Bereich wie der Wert des Datenblatts liegt und die Dehnung leicht erhöht ist. Dies ist auf die fehlenden Messmarken zurückzuführen, wodurch die Länge der Probe leicht erhöht ist und die Bewegung der Probe aus den Spannbacken mitgemessen wird. Für die gekerbten Proben liegen die gemessenen Werte bis zu 53,7 % unter denen der Datenblätter. Dies kann auf den partiell reduzierten Querschnitt der Probe zurückzuführen sein. Durch die Kerbung des Stufen-Effekts ist das Material zusätzlich in xF-Richtung schwächer als in F-Richtung. Da das ACEO[®] GP

Silikon der Shore A-Härte 40 sich noch in der Entwicklung befindet, existiert hierfür noch kein Datenblatt und die mechanischen Eigenschaften können in den einzelnen durchgeführten Studien sowie zukünftig unterschiedlich sein.

Insgesamt zeigt sich für die Silikonmodelle ein Einfluss der Fertigungsrichtung und der daraus resultierenden Kerbrichtung auf ihre grundlegenden mechanischen Eigenschaften und die beim Nahtverhalten. Die Versuche zeigen zur Standardisierung einfache Modelle mit extremen Kerbrichtungen (vergleiche Analyse K2 und K11), in realen Modellen finden sich jedoch komplexe Geometrien wieder, wodurch das resultierende mechanische Verhalten heterogen und damit komplex wird. Die standardisierten Betrachtungen zeigen jedoch als ersten Schritt die Größenordnung und das Intervall der Kennwerte auf.

7.3 Vergleich der mechanischen Kennwerte der biologischen und künstlichen Proben

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in der Veröffentlichung [P8] der Autorin.

Für den Vergleich der biologischen und künstlichen Kennwerte werden zunächst die Basiskennwerte gegenübergestellt. Die Proben der Herzsegmente liegen in einem Shore A-Härte-Bereich von 8,8 bis 13,9 und die der Aortensegmente im Bereich von 13,4 bis 17,6. Damit befinden sich beide Gewebehärten im unteren Bereich der derzeit für die Additive Fertigung verfügbaren Silikone; zwischen ShA= 10 und ShA= 20. Die Zugfestigkeit der Herzsegmente verteilt sich von 0,06 (±0,03) bis 0,62 (±0,37) $\frac{N}{mm^2}$, die der Aorta zeigt bei der Zugstabmessung die Werte 0,62 (±0,17) und 1,55 (±0,69) $\frac{N}{mm^2}$, sowie für die Ringproben das Intervall zwischen 0,89 (±0,20) und 1,62 (±0,50) $\frac{N}{mm^2}$. Die niedrigste Zugfestigkeit von 2,23 (±0,16) $\frac{N}{mm^2}$, die damit am nächsten an den biologischen Werten liegt, zeigen die Zugstabversuche für *ShA*= 20. Für die beschichteten Querproben liegt der Wert bei 2,23 (±0,16) $\frac{N}{mm^2}$ und damit noch immer 43,9 % über den höchsten biologischen Zugstabwerten. Bild 65 visualisiert den Vergleich der biologischen und künstlichen Ringproben und zeigt, wie bereits in Abschnitt 7.1 erörtert, dass die biologischen Proben eine großteils konstante maximale Spannung und Dehnung über die Aorta und somit über unterschiedliche Innendurchmesser und Wandstärken besitzen, wie es auch für die Shore A-Härte der Fall ist. Besonders für kleine D_iliegen die Werte der

Spannung damit mehrheitlich leicht über denen der künstlichen Gefäße. Generell sind die gemessen Werte der beschichteten Ringproben (Anhang Tabelle 22) bezüglich der maximalen Spannung jedoch in einem ähnlichen Bereich wie die biologischen Proben. Während die Ringform die biologische Probe im Vergleich zum Zugstab durch das intakte Gewebe minimal mechanisch stärkt, schwächen Geometrie und Kerbwirkung das Silikonmodell. So lässt sich beispielsweise die maximale Zugfestigkeit des AAO mit 1,37 (±0,35) $\frac{N}{mm^2}$ für ein Modell mit $D_{f=}$ 26 mm und t= 2,4 mm gut durch ein *ShA*= 30 Silikon mit der maximalen Zugfestigkeit von 1,31 (±0,21) $\frac{N}{mm^2}$ oder durch ein *ShA*= 40 Silikon mit einem Wert von 1,43 (±0,34) $\frac{N}{mm^2}$ simulieren.



Bild 65: Mittelwerte (± Standardabweichung) der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} der Silikonringproben aus K1 (n_{min}= 3, s. Anhang Tabelle 25) in Abhängigkeit des inneren Durchmessers *Di*, der Wandstärke *t* und der Shore A-Härte *ShA* im Vergleich zu den biologischen Aortenringproben aus B8 (n= 112)

Bei der Dehnung werden für das Herz Werte im Bereich 33,1 (±13,7) bis 66,2 (±16,6) % gemessen, für die Zugstäbe der Aorta 69,96 (±12,7) und 93,3 (±16,0) % und für ihre Ringproben der Bereich von 82,3 (±11,5) bis 140,4 (±7,1) %. Die niedrigste Dehnung, die damit am nächsten an den biologischen Werten liegt, zeigen die Zugstabversuche für *ShA*= 40. Für die unbeschichteten xF-Proben liegt der Wert bei 145,2 (±24,7) % und ist somit

noch um 55,6 % höher als der des F-Zugstabes des AAO. Bei den Ringproben der Silikonmodelle liegen die Werte der maximalen Dehnung im Gegensatz zu der maximalen Zugspannung alle über den biologischen Werten. Die niedrigsten Werte erzielen hier *ShA*= 40 Materialien mit bis zu 168,5 (±18,2) % für eine Probe mit *D*= 26 mm und *t*= 2,4 mm. Für Ringproben zur Simulation einer Aorta ist somit momentan ein *ShA*= 40 Silikon als Empfehlung bezüglich des Spannungs-Dehnungsverhaltens am treffendsten. Dies steht im Kontrast zu der aus den Zugstabversuchen abgeleiteten Empfehlung für beschichtetes *ShA*= 20 Silikon.

Die Untersuchungen zum Nahtverhalten ergeben, dass sich die biologischen Proben weiterhin bezüglich ihrer Stanzrichtung unterscheiden, bei den Silikonproben die Unterschiede hingegen großteils nicht signifikant sind. Wie Bild 66 zeigt, ist jedoch die prozentuale Schwächung der maximalen Zugfestigkeit und Dehnung der Silikonproben sowie der biologischen Referenz jeweils in verstärkter (F) Richtung höher. Bezüglich der relativen Schwächung der maximalen Zugfestigkeit verhalten sich die unbeschichteten Proben der *ShA*= 30 am ähnlichsten.



Bild 66: Prozentuale Schwächung der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und maximalen Dehnung ε_{max} der Silikonproben (n_{min} = 10, s. Anhang Tabelle 32 und Tabelle 33) in Abhängigkeit der Shore A-Härte *ShA* und der Beschichtung (B) längs (F) und entgegen (xF) der Kerbrichtung (KR) im Vergleich zur biologischen Referenz des AAO (n= 12); in Anlehnung an [P8]

Schon der Vergleich einzelner Basiswerte zeigt, dass die mechanischen Eigenschaften für biologisches Herz- und Aortengewebe zwar angenähert werden können, jedoch nicht unbedingt durch nur ein Material (Tabelle 6). Abhängig von der Anwendung und Geometrie des Modells müssen somit momentan unterschiedliche Materialen gewählt werden. Durch die neue Verfügbarkeit der biologischen Materialkennwerte und die Erkenntnisse des Einflusses der Fertigungsbedingungen auf die Mechanik des Silikons kann ein weiterer Ansatz sein, ein Silikon entsprechend der mechanischen Eigenschaften des biologischen Gewebes zu entwickeln. Dies kann besonders die Realistik der abgebildeten Elastizität fördern.

Tabelle 6: Zuordnung der biologischen Proben zu den Silikonen, welche die ähnlichsten
mechanischen Prüfwerte für die Shore A-Härte ShA, die maximale Zugfestigkeit
 σ_{max} , die maximale Dehnung ε_{max} , die prozentuale Schwächung der maximalen
Zugfestigkeit durch eine Naht $\Delta \sigma_{max,Naht}$ und die prozentuale Schwächung der
maximalen Dehnung durch eine Naht $\Delta \varepsilon_{max,Naht}$ aufweisen

	ACEO® GP 10	ACEO® GP 20	ACEO® GP 30	ACEO® GP 40
Herz Zugstab	ShA	ShA, σ_{max}		<i>E</i> _{max}
AAO Zugstab	ShA	ShA, σ_{max}	$\Delta\sigma_{max,Naht,}\Deltaarepsilon_{max,Naht}$	<i>E_{max}</i>
AAO Ring	ShA	ShA	σ _{max}	σmax, Emax

Die qualitative Bewertung der entwickelten HGA-Modelle und Simulatoren erfolgt, wie in Abschnitt 4.4 eingeführt, durch Feedback von medizinischen Experten. Dieses fließt zusammen mit den Erkenntnissen der biomechanischen Untersuchungen in den Entwicklungszyklus der HGA-Modelle ein. Neben dem kontinuierlichen medizinischen Feedback zum Design lässt sich auch die Kompatibilität der haptischen Modelle im medizinischen Einsatz bewerten. Tabelle 7 zeigt hierzu vier qualitative Bewertungsstudien, denen je ein HGA-Modell oder Simulator aus den medizinischen Fachbereichen der kardiovaskulären Chirurgie, pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie oder Neurochirurgie zu Grunde liegt.

Nr.	Anatomie/Modell	Intervention	Probeköper
Mı	Aorta	Naht Gewebe-Gewebe/Pro- these	Zugstab, Rohr, Platte
M2	Herz	Endoskopie, Echokardiogra- phie, Verschluss eines Ventri- kelseptumdefekts	anatomisches Modell
M3	Lippen-Kiefer-Gau- menspalte	Lippenrekonstruktion	anatomisches Modell
M4	Angereichertes Ventrikelsystem	Endoskopische Ventrikulozis- ternostomie	Simulator mit Modell

Tabelle 7: Übersicht über die qualitativen Analysen haptischer, generischer Modelle weicher anatomischer Strukturen

Abschnitt 8.1 stellt die medizinischen Evaluationen im Bereich der kardiovaskulären Chirurgie vor. Der erste Teil M1 dieser Untersuchungen bezieht sich auf das Nahtverhalten der Modelle im Kontext der Aorta. Der zweite Teil M2 betrachtet die diagnostische Untersuchung und chirurgische Simulation an einem Modell einer pathologischen Herzhälfte. Abschnitt 8.2 befasst sich mit der Evaluation M3, in welcher Assistenzärzte in einer Unterrichtssituation die gespaltene Lippe eines linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modells rekonstruieren. Die medizinische Evaluation des neurochirurgischen Simulators für die Ventrikulozisternostomie (M4) zeigt Abschnitt 8.3.

8.1 Modellevaluation in der kardiovaskulären Chirurgie

In der kardiovaskulären Chirurgie wird zunächst das Nahtverhalten künstlichen Aortengewebes betrachtet. Der zweite Abschnitt beschreibt die diagnostische Untersuchung eines Modells einer pathologischen Herzhälfte mittels einer Endoskopie und einer Echokardiographie. Die Echokardiographie beschreibt die Untersuchung des Herzens mittels Ultraschall. Die abschließende Simulation der chirurgischen Versorgung eines VSD wird auf ihre Umsetzbarkeit und Realitätsnähe hin untersucht.

Nahtverhalten des künstlichen Aortengewebes

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in der Veröffentlichung [P8] der Autorin.

Die Untersuchung M1 ist eine Erweiterung der biomechanischen Versuche K11 bis K13 des Abschnitts 7.2, welche das Vernähen von Silikon-Zugproben durch chirurgische Experten beschreiben. Den gleichen drei Experten werden zusätzlich noch Tastproben der Materialien in Plattenform zur qualitativen Feedback-Erhebung bereitgestellt. Es handelt sich hierbei wie in K10 und K11 um sechs unterschiedliche mit 10° Steigung zum Werkstückträger in ShA= 20, ShA= 30 und ShA= 40 additiv gefertigte (ACEO® GP Silikon) Platten, welche zur Hälfte nachträglich mit Silikon (ShA= 15) beschichtet sind. Die Experten geben ihre Einschätzung zur Realitätsnähe des Modellverhaltens im Vergleich zu Aortengewebe auf siebenstufigen bipolaren Skalen an. Für jede Probenart wird hierbei die Härte, die Elastizität, die Rauheit, der Widerstand beim Einstich und der Widerstand beim Durchzug des Fadens bewertet. Bild 67 und Tabelle 35 im Anhang zeigen, dass die Proben in ShA= 20 und ShA= 30 als realistischer als die in ShA= 40 eingeschätzt werden. Am besten von allen evaluierten Varianten simuliert das beschichtete ShA= 20 Silikon die Eigenschaften der Aorta, ähnlich verhält sich die beschichtete ShA= 30 Probe. Der Widerstand beim Durchzug des Fadens differenziert alle Proben am meisten vom biologischen Gewebe. Eine feuchte Umgebung kann die Haftung reduzieren und die Simulation realistischer gestalten. Auch Abschnitt 7.3 identifiziert die beschichteten Proben des ShA= 20 Silikons im Rahmen des Vergleichs der maximalen Zugfestigkeit von Zugstäben der Aorta (s. Anhang Tabelle 18) und der Silikone (s. Anhang Tabelle 32) als am ähnlichsten. Hier decken sich somit die quantitative und qualitative Bewertung.



Bild 67: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Bewertung des Nahtverhaltens der unterschiedlichen Materialproben (additiv gefertigtes ACEO® GP Silikon) gemittelt aus dem Feedback von medizinischen Experten (n= 3)

Chirurgische Simulation an einer pathologischen Herzhälfte

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in der Veröffentlichung [P9] der Autorin.

In der Untersuchung M2 werden an einem HGA-Modell (*ShA*= 20), welches die linke Hälfte eines Herzens mit einem VSD und ASD darstellt (s. Abschnitt 6.1 Bild 43 a), stichprobenartig durch je einen Chirurgen zwei diagnostische Untersuchungen und eine chirurgische Intervention durchgeführt. Zunächst wird der linke Ventrikel zur Überprüfung der inneren Strukturen des Herzens mit einem Endoskop untersucht und anschließend eine Echokardiographie (Untersuchung des Herzens mittels Ultraschall) angewandt. Abschließend wird der chirurgische Verschluss des VSD simuliert. Um die mehrfache Verwendung zu ermöglichen, soll das Modell dabei intakt bleiben.

Bild 68 zeigt die Bewertung der Materialeigenschaften des Modells auf bipolaren siebenstufigen Skalen durch einen medizinischen Experten. Qualitativ am realistischsten abgebildet sind die großen Gefäße. Bei den

kleinen Gefäßen und besonders den Herzklappen herrscht noch Optimierungsbedarf bezüglich der Härte und der Steifigkeit, da das Modell die filigranen Strukturen zu robust abbildet. Die Bewertung zeigt, dass die Taschen- und Segelklappen die weichesten und flexibelsten Strukturen des Herzens darstellen. Dies ist auch auf die dünne Beschaffenheit dieser im biologischen Original zurückzuführen, welche in dem additiv gefertigten Silikonmodell aufgrund der Restriktionen des Fertigungsprozesses nicht umzusetzen sind. Die Rauheit aller anatomischen Bestandteile des Modells wird als zu hoch eingestuft.



Bild 68: Bewertung der Materialeigenschaften des Herz-Modells (additiv gefertigtes ACEO[®] GP Silikon, *ShA*= 20, unbeschichtet)

Mit einem Endoskop werden die Innenstrukturen des Herz-Modells betrachtet (Bild 69). Das flexible Endoskop wird dabei über die Valva atrioventricularis sinistra in den linken Ventrikel geführt. Bild 69 b) zeigt die Ansicht aus dem Ventrikel auf die Valva aortae und die Valva atrioventricularis sinistra, in welcher auch das Endoskop zu erkennen ist. In c) ist die Valva aortae von der Aorta aus dargestellt, d) zeigt den VSD von innen und e) einen Einblick in ein aus dem linken Atrium abgehendes Herzkranzgefäß. Durch den Einblick ins Innere des Modells kann auch die innere anatomische Geometrie bewertet werden. Die Geometrie der großen Gefäße, der Herzkranzgefäße, der Taschenklappen des ASD und VSD wird dabei von dem befragten Fachexperten jeweils als realistisch eingestuft. Die Modellierung der Segelklappen mit der vereinfachten M. papillaris gilt als
ausreichend realistisch. Die Größe des Herzens ist realistisch und die anatomische Gesamtgeometrie trotz der Vereinfachung der M. papillaris und einem fehlenden Spalt zwischen Herz und Herzohr ausreichend realistisch.



Bild 69: Betrachtung der Innenräume des Herz-Modells mit einem Endoskop: a) Untersuchung, b) Sicht aus dem linken Ventrikel auf die Valva aortae und die Valva atrioventricularis sinistra und das sich darin befindende Endoskop, c) Sicht aus der Aorta auf die Valva aortae, d) Sicht aus dem linken Ventrikel auf den VSD, e) Sicht aus dem linken Atrium in ein abgehendes Herzkranzgefäß; in Anlehnung an [P9]

Zur Durchführung der Echokardiographie am Herz-Modell muss dieses in Wasser gelagert werden (s. Bild 70), um die natürlichen Gegebenheiten zu simulieren, den Ultraschall gut zu transportieren und so die Sicht in das Modell zu ermöglichen. In den Aufnahmen sind die Valva aortae (b) und die Valva atrioventricularis sinistra mit einem M. papillaris (c) sichtbar. Bild 70 d) zeigt den Zweikammerblick der linken Herzhälfte, den Blick von der Spitze des linken Ventrikels in das linke Atrium. Weiterhin kann das Lumen der Aorta (e) visualisiert werden. Bei der manuellen externen Kontraktion des Herzens öffnen und schließen sich die Herzklappen, wodurch in der Echokardiographie Bewegungen ähnlich wie beim realen Herzschlag zu erkennen sind. Die Echokardiographie ist Bestandteil vieler chirurgischer Interventionen und die Sichtbarkeit des Modells in dieser somit notwendig für eine realistische Simulation. 8 Medizinische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle



Bild 70: Untersuchung des in Wasser gelagerten Herz-Modells im Rahmen einer Echokardiographie: a) Untersuchung, Aufnahmen der Echokardiographie: b) Valva aortae, c) Valva atrioventricularis sinistra mit M. papillaris, d) Zweikammerblick der linken Herzseite, e) Aorta; in Anlehnung an [P9]

Bild 71 zeigt den simulierten Verschluss eines VSD. Anstatt eines Okkluders, welcher standardmäßig für die Behandlung verwendet wird, ist hier ein vom Funktionsprinzip ähnliches System (Amplatzer[®] Vascular Plug 4, 8 mm; St. Jude Medical, Saint Paul, USA) außerhalb seines zugelassenen Gebrauchs zu sehen. Für den Eingriff wird das Implantat über einen Katheter durch die Valva atrioventricularis sinistra in den linken Ventrikel eingeführt und durch den VSD im Septum navigiert. In einer Rückzugbewegung erfolgt die Öffnung des Metallgitterimplantats an der Spitze des Katheters. Die Herausforderung der Versorgung ist die Positionierung des zusammengefalteten Implantats über den Katheterdraht und seine Expansion im richtigen Moment, so dass dieser den Defekt von beiden Seiten verschließt. Die mittlere Kerbung des Implantats (c) teilt dieses in die Bereiche der zwei Septumsseiten und fixiert so die Position im expandierten Zustand. Die Expansion der zwei Bereiche erfolgt nacheinander kontinuierlich über denselben Zugang. Die Simulierung der Schwierigkeit der korrekten Positionierung und Expansion an dem Modell wird als realistisch bewertet.

Zusammengefasst, zeigt die medizinische Evaluation, dass das Design des Herzmodells anatomisch realistisch ist, das verwendete Material hingegen noch Optimierungsbedarf aufweist. Insgesamt eignet sich das derzeitige Modell bereits für die Simulation von medizinischen Untersuchungen und Eingriffen.



Bild 71: Simulation der Implantation eines okkluderähnlichen Systems zum Verschluss des VSD: a) gesamtes Herz-Modells, b) Vergrößerungsansicht des positionierten Implantats, c) Amplatzer® Vascular Plug 4 (8 mm); in Anlehnung an [P9]

8.2 Modellevaluation in der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in den Veröffentlichungen [P7] und [P10] der Autorin.

Im Bereich der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie dient eine Studie mit 20 Assistenzärzten der medizinischen Evaluation M3. Diese führen während einer Ausbildungseinheit eine Rekonstruktion der gespaltenen Lippe an je einem Modell einer linksseitigen durchgängigen Lippen-Kiefer-Gaumenspalte, ähnlich Abschnitt 6.2 Bild 48, durch. Ihre Fachbereichsleiter instruieren sie dabei über das chirurgische Vorgehen. Durch die Beantwortung von Feedbackbögen wird Information gesammelt. Zunächst wird der Hintergrund der Assistenzärzte und ihr erster Eindruck des Modells fokussiert. Nach dem Training erhebt der zweite Teil des Fragebogens Feedback über die Handhabung und das Verhalten des Modells, sowie die Einschätzung des Mehrwerts durch das haptische Training.

Die Befragung ergibt eine gemittelte Berufserfahrung der Assistenzärzte von 2,5 (\pm 1,6) Jahren. 74 % dieser schätzen die Modellgröße als realitätsnah im Vergleich mit einem zwei bis drei Monate alten Säugling ein und 84 % die relativen Dimensionen als fast realitätsnah. Bild 72 zeigt Einschätzungen bezüglich der Realitätsnähe der anatomischen Geometrie, des modellierten Spaltverlaufs und der Lippenkontur. Die Werte sind auf einer Likert-Skala von o bis 10 aufgetragen, wobei 10 die maximale Realitätsnähe abbildet. Für alle drei Kategorien bildet sich ein Maximum bei 8 von 10 ab.

8 Medizinische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle



Bild 72: Verteilung des Feedbacks zur Realitätsnähe der anatomischen Geometrie, des modellierten Spaltverlaufs und der Lippenkontur auf einer Skala von o bis 10 mit 10 als maximale Realitätsnähe

Bezüglich der qualitativ empfundenen mechanischen Eigenschaften der Modellbestandteile des Hart- und Weichgewebes ergibt sich die in Bild 73 aufgezeigte Verteilung.



 Bild 73: Verteilung des Feedbacks zur Härte, Elastizität und Rauigkeit bezüglich des modellierten Hartgewebe-Modells (additiv gefertigtes ACEO® GP Silikon, *ShA*= 60, unbeschichtet), Weichgewebe-Modells (additiv gefertigtes ACEO® GP Silikon, *ShA*= 10) und der simulierten Mundschleimhaut (ELASTOSIL® P7670)

Das Material des Hartgewebemodells (*ShA*= 60) ist hiernach leicht zu weich und bei der Elastizität sind die Ergebnisse nicht eindeutig. Das Material des Weichgewebemodells (*ShA*= 10) ist hingegen leicht zu hart und leicht zu steif. Bezüglich der Oberflächenrauheit sind 42 % der Probanden der Meinung, dass das additiv gefertigte Weichgewebemodell leicht zu rau ist, 32 % bezeichnen die Oberflächeneigenschaften hingegen als ausreichend. Für die durch eine Beschichtung simulierte Mundschleimhaut sind 47 % dieser Meinung und 26 % beschreiben sie als zu klebrig. Bild 74 dokumentiert schrittweise das Vorgehen der Rekonstruktion der Lippenspalte am künstlichen Modell. Die Operationstechnik beinhaltet dabei das exakte Zuschneiden (a), Zusammenfügen und Vernähen von Hautlappen zur gezielten Neupositionierung dieser. Die Rekonstruktion erfolgt dabei über die einzelnen Schichten (b). So wird erst die Muskelschicht vernäht, anschließend die Lippenkontur rekonstruiert (c) und final die Nase positioniert und die restliche Haut vernäht (d).



 Bild 74: Durchführung der Simulation einer Lippenrekonstruktion an einem Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer-Gaumenspalte: a) Öffnung der Haut, b) Vernähen der Muskelschicht (rot) und der Lippe, c) Rekonstruktion der Lippenkontur, d) Ergebnis einer erfolgreichen Lippenspaltenrekonstruktion; in Anlehnung an [P7]

In der verwendeten Version des Modells ist die Oberlippe zu nah an der Nase positioniert, so dass der Behandlung nur wenig Material zur Verfügung steht und Lücken, wie in dem genähten Modell in Bild 75 b), entstehen können. Die dadurch erhöhte Spannung des Materials kann ein Ausreißen des Fadens verursachen. Weiter tritt ein Problem der Dislokation der Muskelmodelle der M. orbicula oris auf, da diese nicht ausreichend in 8 Medizinische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle

dem Weichgewebemodell befestigt sind. Insgesamt geben trotzdem 83 % der Teilnehmer die erfolgreiche Reparatur der Spalte an.



Bild 75: Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer-Gaumenspalte a) vor und b) nach einer chirurgischen Simulation

Die Bewertung der Realitätsnähe der Gesamtsimulation und der Handhabung beim Schneiden und Vernähen des Modells stellt Bild 76 auf einer Likert-Skala von 1 bis 10 dar. Während das Schneiden noch einen Mittelwert von 6,7 (\pm 1,9) und die Gesamtsimulation einen Mittelwert von 6,1 (\pm 1,5) erreichen, liegt das Vernähen bei durchschnittlich 4,4 (\pm 2,3). Dies ist mitunter auf die hohen Spannungen aufgrund des fehlenden Materials und den dadurch bedingten Nahtausriss zurückzuführen. Insgesamt sind jedoch 100 % der Teilnehmer der Meinung, dass die Simulation an dem Modell ihre chirurgischen Fähigkeiten verbessert.



Bild 76: Verteilung des Feedbacks zur Realitätsnähe der Gesamtsimulation, des Schneidens und des Vernähens des Modells

Neben der qualitativen Bewertung des entwickelten Modells bestätigten weitere im Rahmen der Studie durchgeführte Untersuchungen den allgemeinen Mehrwert eines Simulationsmodells für die Lippenrekonstruktion. Die auszubildenden Teilnehmer zeigen eine signifikante Verbesserung ihres allgemeinen Fachwissens und ihrer Selbstsicherheit in der Beschreibung und Durchführung des operativen Eingriffs. [P1]

8.3 Modellevaluation in der Neurochirurgie

Ausführliche Betrachtungen einzelner Aspekte des folgenden Abschnitts finden sich in der Veröffentlichung [P6] der Autorin.

Zentrum der Evaluation M4 ist der dynamische neurochirurgische Simulator aus Abschnitt 6.3 Bild 51, an dem stichprobenartig durch einen Chirurgen eine endoskopische Ventrikulozisternostomie vorgenommen wird. Der hierfür verwendete Simulator beinhaltet ein aus Silikon additiv gefertigtes (ACEO[®] GP, *ShA*= 10) Modell eines Teils des Ventrikelsystems und der angrenzenden anatomischen Strukturen. Zusätzlich sind aus anderen Materialen und Fluiden innerhalb des Simulators Knochenfragmente, Hirnmasse, Liquorflüssigkeit und Blut modelliert. Eine mechatronische Ansteuerung simuliert über Pumpbewegungen dynamisch den Blutfluss. Der Zugang des endoskopischen Eingriffs erfolgt durch die Schädeldecke, welche, wie in Bild 77 a), zunächst mit einem chirurgischen Bohrer geöffnet wird.



Bild 77: Durchführung der endoskopische Ventrikulozisternostomie am neurochirurgischen Simulator: a) Aufbohren der Schädeldecke, b) Zugang zum Ventrikel mittels Skalpell, c) Trokar eingeführt in das Ventrikelsystem, d) Optik eingeführt in das Ventrikelsystem, e) Foramen Monroi im Kamerabild, f) Schere über dem Boden des Ventriculus tertius im Kamerabild; in Anlehnung an [P6]

8 Medizinische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle

In der Realität wird anschließend und nach Öffnung der Dura (Hirnhaut) die simulierte Gehirnmasse mit einem Trokar (eine Art Rohr, durch welches endoskopische Instrumente positioniert werden) durchdrungen, der Ventrikel punktiert und so der Liquorraum eröffnet. Da dies aufgrund der zu hohen Elastizität des Silikongels und des Silikons nicht möglich ist, wird der Zugang mit einem Skalpell geschaffen (b). Anschließend kann der Trokar in den Seitenventrikel eingeführt werden (c). Durch den Seitenventrikel gelangt das Endoskop durch das Foramen Monroi zum Boden des Ventriculus tertius. Die Navigation im Ventrikel erfolgt über eine Optik (d); e) zeigt das Foramen Monroi und f) eine Schere über dem Boden des Ventriculus tertius im Kamerabild. Da der Boden des Ventriculus tertius nicht wie in der Realität über Eiweißkoagulation punktiert werden kann, übernimmt die Öffnung die Schere. Mit ihr kann das Loch auch erweitert werden. Ist die Eröffnung erfolgreich, ist der geregelte Abfluss der Liquorflüssigkeit wiederhergestellt. Unter dem Boden des Ventriculus tertius liegt die A. basalis, welche im Simulator pulsierend mit roter Flüssigkeit durchflossen wird. Wird das Gefäß bei der Punktion verletzt, strömt rote Flüssigkeit aus und der Eingriff gilt als misslungen.

Im Anschluss an den simulierten Eingriff wird Feedback bezüglich der geometrisch anatomischen Korrektheit, des Materialverhaltens, der Realitätsnähe der Simulation und des Mehrwerts des Trainingseffekts mittels bipolaren siebenstufigen Skalen gesammelt. Für die anatomische Geometrie ergibt das Feedback, dass Schädeldecke, Ventrikelsystem und der Boden des Ventriculus tertius realistisch sind. Der Plexus choroideus und die V. thalamostriata des verwendeten Modells sind in der Fertigung nicht korrekt abgebildet worden und können daher nicht bewertet werden. Zusätzlich fehlt das Corpus mamillare, eine paarige Erhebung an der Unterseite des Gehirns, welches partiell als Landmarke zu Navigation verwendet wird und hier nicht im Design beachtet ist. Trotzdem waren die vorhandenen Landmarken, wie das Foramen Monroi, ausreichend für die Navigation im Ventrikelsystem.

Bild 78 zeigt, dass das Material des Schädels als einziges bezüglich Härte, Dehnbarkeit und Widerstand beim Bohren als realistisch beurteilt wird. Die erhöhte Rauheit bedingt jedoch, dass der Bohrer zu Beginn der Simulation leichter anzusetzen ist, als in der Realität. Dies wird zusätzlich durch den generellen Unterschied zwischen der trockenen künstlichen Simulation und der realen, feuchten Operationsumgebung unterstützt. Die Oberfläche des additiv gefertigten Ventrikelsystems, dem Kern des Simulators, ist zwar auch zu rau, jedoch mit dem Vermerk, dass dies hier keinen Einfluss hat. Insgesamt werden alle Silikon- und Silikongelstrukturen als zu hart und zu elastisch eingeschätzt. Dies äußert sich besonders bei den in der Realität einer Punktur gegenüber sehr anfälligen Blutgefäßen, welche im Simulator zu robust sind und so das potenzielle Risiko einer Punktur nur unzureichend simulieren. Die Rückmeldung zum Silikongel ist zusätzlich, dass dieses zu klebrig ist. Die Liquorflüssigkeit gilt als realistisch, die Blutflüssigkeit als ausreichend realistisch und die Frequenz des Pulses der A. basalis als realistisch. Die Amplitude wirkt leicht zu gering, da sie und somit die A. basalis nicht durch den Boden des Ventriculus tertius erkennbar sind und nach dessen Öffnung zwar das Gefäß, aber kein Plusschlag in der endoskopischen Optik sichtbar ist.

Härte	2			۵	
Elastizität	:	- † -			
Rauheit				±	٠
Widerstand bei Einstich/Bohren	l	- † -		٠	•
Widerstand bei Durchführen	ı				* •
-3 Härte Elastizität Rauheit	-2 -1 zu weich zu biegeschlaff zu glatt	o Bewertung	1	2 zu h zu s zu	art teif rau
Widerstand bei Einstich/Bohren Widerstand bei Durchführen	zu gering zu gering	reali		zu ho zu ho	och och
•	Schädeldecke Gehirnmasse	▲ Ventrikel ▲ Boden de	system es Ventric	■ Blı ulus tert	utgefäße ius

Bild 78: Bewertung der Materialeigenschaften der einzelnen Komponenten des neurochirurgischen Simulators

Insgesamt wird die Simulation als realistisch und als einen deutlichen Mehrwert erbringend bewertet. In Bild 79 ist ersichtlich, dass für die Punktierung des Ventrikels und die Öffnung des Bodens des Ventriculus tertius noch Verbesserungsbedarf besteht, vor allem Zweitere ist von großer Relevanz. Der Boden muss leichter durchtrennbar sein und die A. basalis besser durch diesen ersichtlich. Die Gefäße müssen zudem fragiler sein, sodass genau die Vermeidung der kritischen Punktierung des Gefäßes geübt werden kann. Der Ausschnitt des Simulators wird als minimal zu schmal eingeschätzt, da der Zugang durch die Schädeldecke so am äußerem Rand dieser erfolgen muss, um noch den nötigen Winkel für das starre Endoskop 8 Medizinische Evaluation der physischen haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle

der ETV zu realisieren. Die Umsetzung des Simulators in transparenter, jedoch abdeckbarer Form, wird positiv bewertet, da hierdurch sowohl anschauliche Demonstrationen als auch realistische verdeckte Simulationen möglich sind.



Bild 79: Bewertung der Realitätsnähe der chirurgischen Simulation und des Mehrwerts durch den Trainingseffekt; in Anlehnung an [P6]

9 Diskussion der Erstellung der haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer Wirtschaftlichkeit

Das präsentierte Vorgehensmodell zur Erstellung validierter, haptischer, generischer anatomischer (HGA-) Modelle beinhaltet drei interagierende Forschungsschwerpunkte. Die digitale Modellerstellung unterscheidet sich vom weit verbreiteten Standard der patientenindividuellen Gestaltung anatomischer Modelle, indem ein generisches Vorgehen verfolgt wird. Anschließend werden diese HGA-Modelle erstmals in einem hochentwickelten additiven Fertigungsverfahren aus Silikonelastomeren gefertigt und funktionell nachbearbeitet. Die letzte Komponente des Vorgehensmodells umfasst neben der im Stand der Technik punktuell eingesetzten qualitativen medizinischen Evaluation zusätzlich die biomechanische Prüfung zur quantitativen Einordung und Ableitung von Empfehlungen bezüglich Material-, Prozess- und Designparametern. Abschnitt 9.1 reflektiert die Einzelkomponenten im Gesamtkonzept und prüft dessen Limitationen, Adaptierbarkeit und effiziente Skalierbarkeit. Weiterhin wird überprüft, ob das Vorgehensmodell die zu Beginn von Kapitel 3 aus dem Stand der Technik abgeleiteten Anforderungen erfüllt. Ideale Einsatzmöglichkeiten des aufgezeigten Vorgehens bergen die kardiovaskuläre Chirurgie, die pädiatrische Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie und die Neurochirurgie, daher vergleicht 9.2 die hier entwickelten Prototypen mit aktuellen Alternativen. Zur Identifikation des Anwendungspotenzials des neuen Vorgehensmodells betrachtet 9.3 mögliche wirtschaftliche Implikationen.

9.1 Reflektion des entwickelten Vorgehensmodells und seiner Bestandteile

Basis der entwickelten Vorgehensweise zur Erstellung validierter HGA-Modelle ist die Ableitung digitaler 3-D-Oberflächenmodelle aus medizinischen 3-D-Bilddaten. Die Modellerstellung von weichen Gewebestrukturen ist im Vergleich zu harten Strukturen, wie Knochen, besonders anspruchsvoll. Aufgrund der ähnlichen Beschaffenheit sind Weichgewebeorgane in medizinischen Bilddaten schwer von den benachbarten ähnlichen Strukturen zu differenzieren und meist ohne scharfe Außenkontur abgebildet. Durch die elastischen Eigenschaften und die enge Anordnung der Organe

sind diese zusätzlich oft entsprechend deformiert. Hinzu kommen Bewegungsartefakte durch die Atmung, den Herzschlag, die Bewegung der Herzklappen, den Blutfluss und das Pulsieren der Gefäße. Hier bietet das Vorgehen der generischen Modellerstellung eine Lösung zur effizienten Ableitung eines fehlerbehobenen, vollständigen digitalen Modells. Durch die generische Vorgehensweise sind keine spezifischen 3-D-Bilddaten mehr nötig. Aus nahezu jedem Datensatz einer bestimmten Körperregion kann dasselbe Modell abgeleitet werden; die in Kapitel 5 verwendeten Datensätze sind somit nur exemplarisch für eine unbegrenzte Anzahl an Möglichkeiten. Auch wenn kein spezieller Datensatz benötigt wird, ist trotzdem ein 3-D-Bilddatensatz zur Modellerstellung notwendig. Über ihn werden die grobe anatomische Geometrie und die Lagebeziehungen einzelner anatomischer Strukturen zueinander abgeleitet. Abhängig von dem Ausmaß der Manipulation sind die abgeleiteten 3-D-Modelle jedoch nicht mehr auf den verwendeten Datensatz zurückzuführen und sind somit anonymisiert, was bezüglich des Datenschutzes Vorteile bieten kann. Da weiterhin beliebige Formen, Varianten und Pathologien aus einem Basismodell erstellt werden können, ist nur ein zugrundeliegender 3-D-Bilddatensatz und eine Segmentierung je anatomischer Region notwendig. Dies erfüllt die Anforderung aus Kapitel 3 an das Vorgehensmodell, universell für jede Anatomie und Pathologie einsetzbar zu sein. So ist es unter anderem möglich, aus einem abgeleiteten Basismodell die 19 verschieden Ausprägungen der Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach ICD-10 zu generieren. Unter Einbezug der eingeschränkten Verfügbarkeit von medizinischen Bilddaten ist dies ein großer Vorteil. Da die Daten Eigentum der Patienten sind, müssen immer spezielle Aufklärungen und Freigaben zur wissenschaftlichen oder kommerziellen Nutzung erfolgen.

Die Verwendung der medizinischen 3-D-Bilddaten tragen somit zur Erfüllung der Anforderung an das Vorgehensmodell, anatomisch korrekte HGA-Modelle zu erstellen, bei. Jedoch ist bei der generischen Modellerstellung das Risiko der anatomisch inkorrekten Darstellung gegenüber patientenindividuell erstellten Modellen erhöht. Um dieses zu minimieren, ist der Einbezug von Fachliteratur und Fachexperten schon während der digitalen Modellerstellung und somit am Anfang des Produktentwicklungszyklus notwendig. Generell ist bei Modellen immer auch der Zweck dieser mit einzubeziehen. Durch die medizinische Evaluation der physischen Prototypen bezüglich ihrer Anwendung ergibt sich dann das endgültige Feedback zum HGA-Modell und die anatomische Korrektheit kann so sichergestellt werden. Durch Randbedingungen und Restriktionen ist eine ideale Kopie des biologischen Originalgewebes nicht möglich, weshalb es sinnvoll ist, Modelle immer auf ihre Anwendung hin zu optimieren. Intuitiv ist der Fokus des Anwenders meist die anatomische Geometrie und Härte des Modells, bei genauerer Betrachtung sind diese jedoch für die meisten Eingriffe weniger wichtig und andere Eigenschaften wie die Dehnung oder das Nahtverhalten von größerer Relevanz. Vereinfachungen und geometrische Anpassungen sind also vertretbar, wenn diese einer höher priorisierten Anforderung zu Gute kommen oder durch Rahmenbedingungen gefordert sind.

Einige dieser Rahmenbedingungen kommen aus der Fertigung, deren zentraler Kern das additiv gefertigte Silikonmodell ist. Um die komplexe Geometrie aus reinen Silikonelastomeren zu realisieren, fordert der Prozess vom Design eine Mindestwandstäke und einen Mindestinnenvolumendurchmesser von 1 mm. Feine Strukturen, wie Gefäße, Herzklappen oder Muskelstränge, sind dadurch nicht realitätsgetreu umzusetzen und müssen konstruktiv angepasst werden.

Die Additive Fertigung selbst ist ein automatisierter Vorgang und daher effizient skalierbar. Nachbearbeitungsschritte der physischen HGA-Modelle, wie das Beschichten, sind derzeit noch manuelle Arbeiten. Ziel ist jedoch die Umsetzung einer möglichst automatisierten, zeit- und kosteneffizienten Fertigung der Modelle und Simulatoren, um so höhere Stückzahlen zu ermöglichen und einen Weg weg von Einzellösungen zu realisieren. Die variierenden Geometrien, welche im Fokus der Anwendung stehen, sind durch die Additive Fertigung bereits vollautomatisiert zu fertigen. Ein Vorteil ist, dass individuelle Lösungen oder ein breites Angebotsspektrum keinen Mehraufwand durch einen speziellen Bedarf an neuen Werkzeugen, Gussformen oder Kernen verursachen. Auch Multi-Material-Modelle aus verschiedenen Silikonen sind zukünftig in einem einzigen Fertigungsprozess umzusetzen [70], wodurch sich Vorteile gegenüber Gussverfahren mit eingeschränkten Möglichkeiten und komplizierter, zeitaufwendiger Positionierung von Kernen ergeben. Durch die zeitgleiche Fertigung der Komponenten entsteht ein Verbund. Dadurch wird auch beispielsweise die bei der medizinischen Evaluation der Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modelle auftretende Problematik der sich demontierenden Muskelmodelle gelöst. Durch eine entsprechende Ergänzung im Software-Bereich ist mit dieser Technologie längerfristig auch die Abbildung von Farb- oder Härtegradienten möglich.

Bei Kombinationsmodellen mit Hartgewebe, wie Knochen, bietet sich die automatisierte Additive Fertigung mit rigiden Polymeren, wie ABS, an. Für

9 Diskussion der Erstellung der haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer Wirtschaftlichkeit

in eine sehr weiche Umgebung eingebettete Modelle, wie es bei dem Ventrikulozisternostomie-Simulator der Fall ist, eigenen sich Gussverfahren, welche derzeit einen geringen manuellen Aufwand verursachen. Eine Additive Fertigung wäre hier zwar aufgrund des extrem weichen Materials nicht möglich, aber vor allem aufgrund der geometrischen Einfachheit nicht notwendig und durch das große Volumen zu zeit- und kostenintensiv. Bei dem Befüllen von Kavitäten mit weichen formunspezifischen Gelen kann perspektivisch auf standardisierte Prozesse zurückgegriffen werden, da weder manuelle Einlege- oder Positionierungsschritte noch ein Ausformen der Struktur nötig sind. Weitere Bauteile der Simulatoren, um die das additiv gefertigte HGA-Modell erweitert ist, wie beispielsweise Halterungen, PMMA-Rahmen oder mechatronische Komponenten, stellen Standardbauteile dar und können in klassischer Serienfertigung erstellt werden. Die Optimierung der derzeit manuellen Montage für eine effiziente Produktion stellt eine Standardaufgabe dar, die jedoch nicht produktspezifisch ist und somit nicht speziell für diese Anwendung mit der Effizienz im Konflikt steht.

Die größte Herausforderung bezüglich der Automatisierung, Skalierung und Optimierung stellt derzeit daher das Beschichten der Silikonbauteile dar. Bei dem manuellen Prozess können zudem Probleme wie Lufteinschlüsse oder ungleich dicke Beschichtungen auftreten. Tauch und Sprühverfahren mit optimierten Silikonen werden hier zukünftig Lösungen anbieten, benötigen dazu jedoch noch Forschungs- und Entwicklungsaufwand. Bis auf diese momentane Einschränkung ermöglicht das entwickelte Vorgehensmodell jedoch eine effizient skalierbare Produktion und erfüllt somit auch diese Anforderung aus Kapitel 3.

Silikone zeigen durch ihre mechanischen Eigenschaften viele Vorteile gegenüber anderen additiv zu verarbeitenden Werkstoffen, vor allem durch ihre bessere Annäherung der elastischen Materialeigenschaften von weichen biologischen Strukturen. Dies entspricht der Anforderung nach einem ähnlichen mechanischen Verhalten. Die verwendeten Silikone differenzieren sich jedoch noch von den Eigenschaften biologischer Materialien. Die durchgeführten biomechanischen Untersuchungen zeigen, dass es schwierig ist, einen künstlichen Werkstoff zu identifizieren, der in allen mechanischen Eigenschaften dem biologischen Vorbild gleicht. Durch die entwickelten Methoden lassen sich jedoch die jeweiligen mechanischen Kennwerte bestimmen und so die Anforderung der validierten mechanischen Eigenschaften der Modelle erfüllen. Für den Umgang mit der Abweichung der biologischen und künstlichen Kennwerte gibt es zukünftig zwei Ansätze; die Optimierung von Material auf die biologischen Eigenschaften oder die Auswahl der Werkstoffe basierend auf den für die Anwendung relevanten mechanischen Eigenschaften. Für beide Varianten ist zunächst die Determination der Eigenschaften des biologischen Gewebes notwendig. Zur Erfassung dieser zeigen Abschnitt 4.3 und 7.1 neue Methoden, welche normierte Standards für die Prüfung von technischen Werkstoffen auf biologische Materialen übertragen. Dies ist wichtig, um eine gemeinsame Datenbasis für einen quantitativen Vergleich zu schaffen. Grundsätzlich zeigen die Ergebnisse, dass die Umsetzung möglich und das Material objektiv vergleichbar zu beschreiben ist. Die Heterogenität und geringe Verfügbarkeit des Materials führen jedoch zu Abweichungen von der Norm und potenziellen Beeinflussungen der Ergebnisse. So kann nicht aus jedem Gewebe genug Material für eine Probe entnommen werden, Ringdurchmesser und Probendicken sind nicht immer konform mit der Norm und die Heterogenität faserigen Gewebes führt zu abweichenden Ergebnissen beispielsweise bei der Härtemessung. Der Einfluss der Präparation der Proben ist ohne weitere Untersuchungen schwer einzuschätzen. Die Frische der Proben wird durch die sofortige Bearbeitung und gekühlte Lagerung in NaCl-Lösung sichergestellt. Durch das Freilegen der jeweils zu untersuchenden Struktur können jedoch Beschädigungen an dieser durch Schnittwerkzeuge erfolgen. Abschließend führt das Stanzen und Zuschneiden in die Prüfgeometrie zur Instabilität des Probenmaterials durch Verletzungen der Verbundstrukturen der Fasern oder Schichten. Der Einfluss dieser auf das mechanische Verhalten der Probe ist in zukünftigen Untersuchungen zu quantifizieren.

Für technische Werkstoffe gibt es im Regelfall Datenblätter mit deren nach Norm geprüften mechanischen Eigenschaften. Durch den Einbezug neuer Rahmenbedingen in die Materialprüfung in Abschnitt 7.2 können neue Erkenntnisse gewonnen werden. Generell sind die Zugversuche durch den Verzicht auf Messmarken leicht adaptiert. Weiter differenzieren sich die Zugstabproben bezüglich des Typs; so wird Typ S3a anstatt wie üblich Typ S2 der DIN 53504 [132] verwendet. Diese beiden Änderungen haben jedoch nur geringen Einfluss auf die Ergebnisse. Die Ringproben differenzieren sich bezüglich des Durchmessers von der Norm und weichen, wie auch die Zugstäbe, teilweise für die Wandstärke ab. Zusätzlich kommt bei additiv gefertigten Proben die Kerbwirkung der stufigen Oberfläche und bei Verbundproben der Einfluss der Heterogenität hinzu. Die neuen Werte der reinen Silikonproben liegen bis zu 53,7 % unter den Kennwerten der Datenblätter. Dies weist darauf hin, dass die Kerbung und deren Einfluss auf die effektive Querschnittsfläche mit in die Analyse einbezogen werden müssen. Besonders der Einfluss komplexer Geometrien mit unterschiedlich 9 Diskussion der Erstellung der haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer Wirtschaftlichkeit

heterogenerem Kerbverlauf bedarf weiterer Untersuchungen. Durch die durchgeführte Evaluation sind die Extrema bekannt, das konkrete Einflussmodell zwischen diesen ist jedoch noch zu bestimmen.

Die medizinische Evaluation rundet das Vorgehensmodell durch qualitatives Feedback von medizinischen Fachexperten ab. Diese beweist unter anderem das gute Schnitt- und Nahtverhalten des Silikons. Bezüglich jeder untersuchten Anwendung hat sich Optimierungsbedarf auf Materialseite ergeben. Ein Faktor, der hier rein haptisch das realistische Empfinden steigern kann, ist die Befeuchtung der trockenen Simulationsumgebung. Besonders für neurochirurgische Anwendungen ergibt die Evaluation weiter, dass noch weichere und weniger elastische Materialen den qualitativen Mehrwert steigern würden. Ähnliche Untersuchungen ermöglichen zukünftig auch die Bewertung der Einsatzmöglichkeiten weiterer chirurgischer Instrumente, wie die potenzielle Verwendung elektrochirurgischer Messer zum Schneiden von Silikonstrukturen, die durch Füllstoffe leitfähige Eigenschaften aufweisen [156]. Weiter zeigt Abschnitt 8.2 bereits die Kompatibilität der Silikonmodelle mit der Ultraschalluntersuchung, die für die realistische Simulation vieler chirurgischer Eingriffe notwendig ist. Auch röntgenbasierte Verfahren, die oft während der Behandlung eingesetzt werden, konnten bereits an konventionell gefertigten Silikonmodellen evaluiert werden [49]. Entsprechende weitere Untersuchungen der neuen HGA-Modelle sind somit naheliegend.



Bild 80: a) HGA-Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer-Gaumenspalte vor der medizinischen Evaluation, b) HGA-Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach der medizinischen Evaluation mit eingearbeiteten Feedback bzgl. des Designs: breitere Nase, breite Nasenwände und größerer Abstand zwischen Nase und Lippe

Neben Erkenntnissen über die Materialeigenschaften können in der Evaluation vor allem Informationen über das Design und die anatomische Validität gesammelt werden. So lassen sich beispielsweise die Ergebnisse der Studie zum HGA-Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer-

a)

Gaumenspalte direkt in die weitere Entwicklung des Modells integrieren. Eine Konsequenz ist die Entwicklung der Halterung aus Abschnitt 6.3 Bild 49. Weitere Änderungen am Modelldesign zeigt Bild 80. Neben der Verbreiterung der Nase und ihrer Konturen ist auch der Abstand zwischen Nase und Lippe vergrößert.

Das präsentierte Vorgehensmodell ermöglicht insgesamt durch die neuartige Kombination und Weiterentwicklung etablierter Verfahren die flexible Erstellung validierter haptischer Modelle beliebiger anatomischer Strukturen. Die Übertragbarkeit und Flexibilität der Anwendung sowie die qualitative und quantitative Einordnung sind in dieser Form neu. Die Evaluation ermöglicht die auch quantitative Einschätzung der Abweichung vom Original, wodurch sowohl in der chirurgischen Ausbildung, als auch in der Evaluation von medizintechnischen Prototypen eine klare Einstufung und Übertragbarkeit der gewonnenen Erkenntnisse erreichbar ist. Das Vorgehensmodell erfüllt alle in Kapitel 3 aus dem Stand der Technik abgeleiteten Anforderungen an die mit ihm erstellten HGA-Modelle.

9.2 Bewertung der entwickelten Prototypen in den drei chirurgischen Fachbereichen

Zur Veranschaulichung des entwickelten Vorgehensmodells sind HGA-Modelle in drei chirurgischen Fachdisziplinen umgesetzt. Diese bieten im Vergleich zu anderen Modellen unterschiedliche Vor- und Nachteile oder haben einen anderen Fokus mit neuen Funktionalitäten.

Die additiv aus Silikon gefertigte Gefäß-Modelle können eine beliebige Geometrie abbilden und besitzen zugleich weiche, elastische Eigenschaften, sodass sie der mechanischen Belastung bei Durchflusssimulationen standhalten können. Eine der beiden Eigenschaften fehlt jeweils bei vergleichbaren Modellen aus dem Stand der Technik [44, 90, 92, 91, 94, 35, 9, 87]. Ein weiterer Vorteil ist die einfache Fertigung variabler Wandstärken mit Materialanisotropien wie im biologischen Original. Für über Gussverfahren erstellte Gefäß-Modelle ist dies im Vergleich deutlich aufwendiger [91]. Andere additive, flexible Fertigungsmaterialen weisen eine höhere Shore A-Härte bei einer geringeren maximale Reißfestigkeit oder Dehnung auf [53, 56, 57, 63, 64, 60]. Der Vergleich mit dem biologischen Original zeigt sowohl in der quantitativen, als auch der qualitativen Bewertung, dass bei den Kennwerten für die Dehnung noch Optimierungsbedarf besteht, während die Zugfestigkeit durch künstliche Silikonmodelle bereits gut simuliert werden kann. Auch das Nahtverhalten kann bereits jetzt qualitativ 9 Diskussion der Erstellung der haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer Wirtschaftlichkeit

durch beschichtete Modelle der Shore A-Härten 20 und 30 angenähert werden. Lediglich der Durchzug des Fadens ist nicht ganz realistisch, was eine feuchte Umgebung gegebenenfalls optimieren kann. Fertigungsbedingte Restriktionen führen zu größeren Innendurchmessern und Wandstärken als im biologischen Vorbild, welche durch Beschichtungen für Transparenz und Glättung noch erhöht werden. Das Einbringen von künstlicher Plaque, bestehend aus einer weichen, lipidhaltigen und einer harten, kalzifizierten Schicht, simuliert Arteriosklerosen und daraus entstehende Stenosen, welche für die Simulation einer Stentimplantation nutzbar sind. Durch die gemeinsame Silikonbasis ist ein Verbund der Schichten möglich und die Integration von mit Additiven versetzten Silikongemischen in den additiven Fertigungsprozess denkbar. Dies ermöglicht eine direkte automatisierte Fertigung in einem einzigen Prozess.

Das entwickelte HGA-Modell eines gesunden Herzens stellt zum ersten Mal das gesamte anatomisch korrekte Organ in Hohlstrukturen mit funktionalen Klappen in einem elastischen Material dar. Vergleichbare Modelle bilden entweder die Materialeigenschaften unzureichend ab [85, 9, 88], sind nicht effizient skalierbar zu produzieren [49] und/oder sind nicht flexibel in ihrem Design [86, 87]. Die Klappen des neuen Modells zeigen in unbelastetem Zustand einen kleinen Spalt zwischen den Taschen oder Segeln. Bei Kraftaufbringung in Richtung des Blutflusses öffnen sich die elastischen Klappen in Richtung der Herz- oder Gefäßwand. Erfolgt hingegen eine Kraftaufbringung entgegen der Richtung des Blutflusses werden die Klappen oder Segel aneinandergepresst und verschließen den Durchgang. Die durchgängigen Koronararterien sind eine weitere Besonderheit des Modells.



Bild 81: Vergleich der Klappenebene: a) Anatomie des Herzens in Anlehnung an [48], b) erstelltes Herz-Modell

Trotz der Integration der Funktionalität und der durch die Fertigung bedingten Restriktionen bestätigt die medizinische Evaluation dem Modell die notwendige anatomische Nähe und Korrektheit. Bild 81 präsentiert einen Vergleich der Klappenebene des modellierten Herzens mit einer anatomischen Zeichnung eines Lehrbuchs [48] und zeigt eine Übereinstimmung der anatomischen Lagebeziehungen. Konstruktive Adaptionen und das Einbringen von Kalzifikationen in das generische gesunde Basismodell erlauben zukünftig beliebige pathologische Ausprägungen.

In der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie werden bereits vereinzelt realitätsnahe anatomische Modelle von Gesichtspartien mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten entwickelt [107, 108, 110, 112]. Die additiv gefertigten Modelle fokussieren sich hierbei jedoch nur auf die Außengeometrie der Anatomie [107]. Die anderen beiden Ansätze aus Abschnitt 3.1 Bild 15 beruhen hauptsächlich auf manuellen Fertigungsprozessen, wodurch ihre Produktion nicht effizient skalierbar ist [108, 110, 112]. Das hier entwickelte HGA-Modell fokussiert, um Zeit und Kosten in der Fertigung zu sparen, nur die für den Eingriff relevante Region. Die Verwendung von Silikonen ermöglicht das Schneiden und Nähen während der Simulation. Die unterschiedlichen Komponenten erlauben die Abbildung der einzelnen Schritte des Eingriffs. Durch die Kombination der generischen Modellierung und der Additiven Fertigung ist, im Gegensatz zur Entwicklung und Herstellung anderer Modelle, die Erstellung einer Bandbreite an unterschiedlichen Ausprägungen der Pathologie mit geringem Mehraufwand möglich. Da das Modell den gesamten Oberkieferbereich abbildet, können neben der Rekonstruktion der Lippenspalte auch weitere Eingriffe der Behandlungen simuliert werden. So zeigt Bild 82 das Ergebnis einer erfolgreichen Rekonstruktion der modellierten Gaumenspalte. Bei dem Eingriff ist speziell der begrenzte Platz im kleinen Mundraum eine Herausforderung. Durch die Halterung aus Abschnitt 6.3 Bild 49 können Mundwinkel und -öffnung individuell an das Erfahrungslevel des Benutzers angepasst werden.



Bild 82: Modell einer linksseitigen durchgehenden Lippen-Kiefer-Gaumenspalte nach der erfolgreichen Rekonstruktion der Gaumenspalte

9 Diskussion der Erstellung der haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer Wirtschaftlichkeit

Neben den allgemeinen Vorteilen des neuen Vorgehens, unterscheidet den entwickelten neurochirurgischen Simulator für eine ETV vor allem der Zuschnitt der anatomischen Region von existierenden Varianten. Während diese das gesamte Gehirn bis hin zu Details von Schädel und Gesicht [120] modellieren, fokussiert sich die präsentierte Variante zur Kostenreduktion auf relevante Strukturen. Das Zentrum des Simulators ist das additiv gefertigte HGA-Modell des Ventrikelsystems, in welchem sich ohne manuelle Nachbearbeitung durch die Multi-Material-Fertigung zukünftig anatomische Landmarken, wie der Plexus choroideus, auch farblich differenzieren lassen. Die Verwendung transparenten Materials für das Modell, die Gehirnmasse und das Gehäuse ermöglicht einen Einblick in den Eingriff, welcher unter anderem für Demonstrationszwecke in Ausbildungsszenarien Vorteile birgt. Keiner der vergleichbaren Simulatoren [117-120] aus Abschnitt 3.3 Bild 18 hat hierfür ein Konzept. Für die Simulation der Endoskopie unter realen Bedingungen sorgt ein zusätzlicher Sichtschutz. Neben den einzelnen Materialkomponenten hat auch die dynamische Modellierung noch Optimierungsbedarf. Weiter stellt sich die Frage, inwieweit die Simulation der Koagulation des Gewebes zukünftig möglich und nötig ist.

9.3 Ableitung potenzieller wirtschaftlicher Implikationen

Die Kosten für die Additive Fertigung der entwickelten Bauteile sind abhängig von dem Volumen der anatomischen Modelle. So liegen die Produktionskosten für ein kleines Gefäß (s. Abschnitt 6.1 Bild 42) derzeit bei 70 Euro, für ein Modell eines AAO bei 550 Euro und für einen etwa faustgroßen Ausschnitt eines Herz-Modells mit der Valva atrioventricularis dextra (s. Abschnitt 6.1 Bild 43 b) bei 600 Euro [157]. Bei einer hypothetischen relativen Marge von 40 % ergeben sich hieraus Preise von 98, 770 und 840 Euro. Im Vergleich dazu starten die Beträge für Leichname, mit Vernachlässigung der Unterhaltskosten, bei 1.000 US-Dollar [158]. Vollständige vereinfachte künstliche Leichname für den Anatomieunterricht bietet die Firma SynDaver™ (Tampa, USA) für 70.000 bis 190.000 US-Dollar an [159]. Auch künstliche elastische Modelle für die Fachbereiche der kardiovaskulären Chirurgie, der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie und der Neurochirurgie sind vereinzelt kommerziell erwerblich. Die Firma Materialise NV (Leuven, Belgien) bietet z.B. additiv aus einem flexiblen HeartprintFlex Material gefertigte Gefäß- und Herz-Modelle an [87]. Der Preis für ein partielles Herz-Modell (Abschnitt 3.1 Bild 9 d) mit den Dimensionen 110 x 110 x 110 mm3 beträgt 773 Euro und für einen Ausschnitt des AAO mit einer Kalzifikation in der abgehenden A. carotis (Abschnitt 3.1 Bild 12 e) mit den Dimensionen 220 x 75 x 60 mm³ 1.710 Euro [87]. Simulare Medical Corp. (Toronto, Canada) bietet das Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modell [110] aus Abschnitt 3.2 Bild 15 d) als Komponenten-Paket an. Eine neue Kartusche für die Gaumenspalte ist für 275 US-Dollar und für die Lippenspalte für 195 US-Dollar erhältlich, wodurch sich ein Gesamtpreis von 470 US-Dollar ergibt [160]. Für den neurochirurgischen Simulator ist noch kein kommerzielles Produkt bekannt, jedoch geben BREIMER ET AL. [119] (Abschnitt 3.3 Bild 18 c) Materialkosten von 160,50 US-Dollar für jeden neuen Guss und 10 bis 15 Stunden reine manuelle Arbeitszeit an. Bei einem approximierten Stundenlohn von 40 US-Dollar und einer hypothetischen Marge von 40 % ergibt sich ohne Berücksichtigung der weiteren Produktionskosten ein Gesamtpreis von etwa 925 US-Dollar.

Der Nutzen der Modelle muss diese Kosten rechtfertigen. Generische anatomische Modelle zur chirurgischen Simulation können mehrfach, wie zur Patientenaufklärung, oder als Verbrauchsmaterial zur einmaligen Nutzung eingesetzt werden. Wie in Tabelle 8 aufgeführt, gab es im Jahr 2018 allein in Deutschland insgesamt 41.982 berufstätige Chirurgen, welche einmalig Modelle zur Patientenaufklärung benötigen könnten [161]. 2.182 Chirurgen wurde 2018 nach erfolgreichem Abschluss ihrer Ausbildung ihr Facharzt anerkannt [161]. Die dem Studium und dem praktischen Jahr folgende Facharztausbildung dauert fünf bis sechs Jahre. Während dieser Zeit werden die Assistenzärzte unter anderem während der operativen Eingriffe unterrichtet [162]. Die Erfahrung des Chirurgen beeinflusst grundsätzlich die Dauer einer Operation und Untersuchungen zeigen, dass die Operationszeiten durch den integrierten Unterricht um durchschnittlich 22 % steigen [163]. Bei Kosten von 15 [164] bis 30 Euro [165] pro Operationsminute führt eine Verkürzung der Operationszeit, neben einer geringeren Belastung für die Patienten, auch zur Senkung der Kosten und zur effizienteren Auslastung der Operationssäle. Der nötige Erfahrungsgewinn zur Verkürzung der intraoperativen Zeiten kann durch den Einsatz von Trainingsmodellen während der Facharztausbildung unterstützt werden.

Tabelle 8 zeigt, dass sich beispielsweise 3 % der auszubildenden Chirurgen in Deutschland im Bereich der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie spezialisieren. Verwenden diese je fünf Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modelle in ihrer gesamten Ausbildungszeit, führt dies zu einem Bedarf von 335 Modellen jährlich. Für die 7 % in der Neurochirurgie und die 10 % in der kardiovaskulären Chirurgie liegt das Potenzial bei 720 und 1.125 Modellen pro Jahr. Wird nach dem präsentieren Vorgehensmodell das Modellspektrum für die gesamte Chirurgie erweitert, ergibt sich allein in Deutschland ein Markt von rund 10.000 Modellen im Jahr für die chirurgische Ausbildung. 9 Diskussion der Erstellung der haptischen, generischen anatomischen (HGA-) Modelle und Analyse ihrer Wirtschaftlichkeit

Tabelle 8: Anzahl der Ärzte in Deutschland nach Fachbereich und deren potenzieller Bedarf an Trainingsmodellen in der Ausbildung in Anlehnung an [161]

Fachbereich	Fachärzte gesamt	Neue Fach- ärzte pro Jahr	Modelle pro Jahr (5 Stück pro neuer Facharzt)
Gesamt	392.402	13.336	66.680
Gesamte Chirurgie	41.982	2.182	10.910
Mund-Kiefer-Ge- sichtschirurgie	1.766	71	355
Neurochirurgie	3.134	144	720
Kardiovaskuläre Chirurgie	2.199	225	1.125

Eine weitere Herausforderung, mit der sich die medizinische Ausbildung konfrontiert sieht, ist der drohende Ärztemangel [166]. Bedingt durch den demographischen Wandel und strukturelle Trends in der Arbeitskapazität zeichnet sich ein steigender Bedarf an Medizinern ab, um einer medizinischen Unterversorgung in Deutschland entgegenzuwirken. Durch die Beeinträchtigung der Arbeitnehmer hätte diese neben gesellschaftlichen auch wirtschaftliche Negativfolgen. Anatomische Trainingsmodelle können hier helfen, die eingeschränkten Kapazitäten von Anatomielaboren zu erweitern und partiell Fernstudien zu ermöglichen, um mehr medizinisches Fachpersonal auszubilden.

Neben der Ausbildung ist die Evaluation von Medizinprodukten ein weiterer Markt für Modelle als Verbrauchsgüter. Der Anteil des Markts für Medizinprodukte an der Gesamtwirtschaft steigt kontinuierlich und gilt zudem mit einem überdurchschnittlichen Wachstum der Forschung und Entwicklung und 9 % Reinvestition des Umsatzes in diese zu einem der innovativsten Märkte Deutschlands [167-169]. Die Entwicklung medizinischer Produkte ist ein zeitintensiver Prozess, was unter anderem an der Notwendigkeit der Zulassung liegt. Hierbei werden die Medizinprodukte abhängig von ihrem Risiko in die Klassen I, IIa, IIb und III eingeordnet, wobei Klasse III das höchste Risiko darstellt. Für jede Klasse sind ein Qualitätsmanagement, technische Tests und eine klinische Bewertung nötig. Sind klinische Studien notwendig, können allein diese bis zu vier Jahre dauern. Besonders für Produkte der Klassen II und III kann daher die Verwendung validierter standardisierter anatomischer Modelle in frühzeitigen Produkttests zur Reduktion von Entwicklungszeiten und somit -kosten führen. Medizinprodukte werden beim deutschen Institut für medizinische Dokumentation und Information (DIMDI) gemeldet. Dieses verzeichnet für 2017 30 % der Anmeldungen im Bereich der Klassen II und III [170]. Tabelle 9 zeigt, dass sich, unter der Annahme, dass entsprechend der DIMDI-Anmeldungen 30 % der Unternehmen einen jährlichen Bedarf von 100 Modellen für die Prüfung haben, ein jährliches Potenzial von 369.000 Modellen ergibt. [171–173]

Tabelle 9: Anzahl der Unternehmen im Bereich Medizintechnik in Deutschland und deren potenzieller Bedarf an Prüfmodellen

	Anzahl der Unternehmen	30 % der Unternehmen	Modelle pro Jahr (100 Stück pro Unternehmen)
Gesamt	12.300	3.690	369.000
> 20 Mitarbeiter	1.300	390	39.000
< 20 Mitarbeiter	11.000	3.300	330.000

Durch eine Platzierung auf dem globalen Markt erweitert sich das Potenzial sowohl im Bereich der chirurgischen Ausbildung als auch der Evaluation von Medizinprodukten beträchtlich. Neben diesen beiden Hauptmärkten sind noch weitere (s. Abschnitt 2.1), wie der für Demonstrationsumgebungen für neue Behandlungstechniken auf Messen, denkbar.

10 Zusammenfassung und Ausblick

Modelle anatomischer Strukturen kommen im medizinischen Kontext in der Aus- und Weiterbildung, in der präoperativen Planung, zur Patientenaufklärung, zur Evaluation von Behandlungstechniken und medizinischen Produkten sowie zu allgemeinen Demonstrationszwecken zum Einsatz. Physische Modelle mit realistischen mechanischen Eigenschaften können zur chirurgischen Simulation genutzt werden. Besonders für Modelle weicher organischer Strukturen, welche das Training von vollständigen operativen Eingriffen, Schnitt- oder Nahttechniken ermöglichen, besteht ein hoher Entwicklungsbedarf. Um die Komplexität der anatomischen Geometrie abzubilden, werden oft additive Fertigungstechniken eingesetzt, für welche elastische Materialen noch nicht industrieller Standard sind. Dies führt zu einem Mangel an technisch ausgereiften Applikationen im Bereich der Weichgewebemodelle. Der zweite Grund ist die digitale Modellerstellung basierend auf medizinischen Bilddaten, die für Weichgewebe deutlich aufwendiger ist als beispielsweise für Knochen. Die vorliegende Dissertation zeigt ein anwendungsunabhängiges Vorgehensmodell für die standardisierte Entwicklung generischer, haptischer Modelle anatomischer Weichgewebestrukturen. Hierbei ergeben sich die drei interagierenden Forschungsschwerpunkte der Modellerstellung, Modellfertigung und Modellevaluation.

Im Bereich der digitalen Modellerstellung wird ein generischer Ansatz verfolgt, der die Ableitung unterschiedlicher anatomischer und pathologischer Ausprägungen von einem beliebigen medizinischen 3-D-Bilddatensatz ermöglicht. Durch die Unabhängigkeit von spezifischen Bilddaten, die Integration von Funktionalität und die große Modellvarianz differenziert sich das Vorgehen deutlich von etablierten Einzelansätzen. Die grobe Segmentierung zur Ableitung eines digitalen 3-D-Oberflächenmodells aus medizinischen Bilddaten dient nur der Definition der geometrischen Kontur und der relativen Lagebeziehung unterschiedlicher anatomischer Bereiche. In der nachfolgenden Modellmanipulation wird konstruktiv aus dem segmentieren Modell mittels Fachwissen aus der Literatur und medizinischer Expertise ein gesundes Basismodell generiert, aus welchem sich unterschiedliche gesunde und pathologische Varianten ohne erneute Segmentierung eines spezifischen 3-D-Bilddatensatzes ableiten. Zur Finalisierung des digitalen Modells erfolgt die konstruktive Integration der Anforderungen aus Fertigung, Montage und Anwendung in das Design.

Im Bereich der Modellfertigung findet erstmals ein additives Verfahren mit reinen Silikonelastomeren für die Fertigung komplexer anatomischer Geometrien Anwendung. Durch die Verwendung unterschiedlicher Farben und Shore A-Härten sind Gewebetypen visuell und mechanisch differenzierbar. Die untersuchte Nachbearbeitung mit Beschichtungsverfahren kann genutzt werden, um zusätzliche Gewebeschichten zu simulieren, um die durch den Stufen-Effekt der Additiven Fertigung verlorene Transparenz wiederherzustellen oder um raue Oberflächen zu glätten. Für die Erweiterung der Modelle um eine angenäherte anatomische Umgebung oder die Integration in einen Simulator, bieten sich klassische Fertigungsverfahren oder additive Verfahren mit rigiden Materialien an.

Der letzte Schwerpunkt des Vorgehensmodells ist die Evaluation der Modelle. Standardisierte validierte Modelle geben ein reproduzierbares Feedback, welches fundierte Schlussfolgerungen ermöglicht. Der erste Teil der Evaluation betrachtet die biomechanischen Eigenschaften biologischen Gewebes und technischer Werkstoffe. Die Übertragung technischer Prüfstandards auf biologisches Gewebe verfolgt hier erstmal eine Lösung zur Vergleichbarkeit der mechanischen Kennwerte. In diesem Zusammenhang ergeben sich zahlreiche neue Methoden für die Evaluation von biologischem und künstlichem Material. Trotz Einschränkungen ergibt die Prüfung der porzinen Proben, dass eine standardisierte Methode nach technischem Vorbild umsetzbar ist. Die Kennwerte können für die Materialauswahl der Modelle genutzt werden. Da derzeit kein technisches Material alle Eigenschaften des Gewebes optimal abbildet, ist die Wahl des Werkstoffs abhängig von den für die Anwendung benötigten Eigenschaften. Trotz Diskrepanz der Kennwerte lässt sich über die Quantifizierung dieser erstmals eine validierte Aussage bezüglich der chirurgischen Simulation treffen.

Die Anwendung des entwickelten Vorgehensmodells erfolgt in den chirurgischen Fachbereichen der kardiovaskulären Chirurgie, der pädiatrischen Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgie und der Neurochirurgie. In allen drei Bereichen finden sich Weichgewebestrukturen mit komplexen Geometrien und Hochrisikopathologien mit wenig Übungsmöglichkeiten. In der medizinischen Evaluation verwenden und bewerten Fachexperten die entwickelten Modelle und Simulatoren. Der Optimierungsbedarf der Modellerstellung und -fertigung leitet sich aus dieser Beurteilung ab und final entstehen auf dieser Basis validierte anatomische Modelle. Generell wird der Mehrwert der Modelle bestätigt. Neben geringen Designänderungen ergeben sich auch Anforderungen an das Material und die Fertigung. Diesen kann zukünftig mit noch weicheren oder speziell entwickelten Materialien auf Silikonbasis begegnet werden, da Silikone sehr variabel bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften adaptierbar sind. Weiteres Potenzial bietet die Weiterentwicklung des additiven Fertigungsverfahrens. Auch wenn die zeitgleiche Fertigung mit mehreren Materialen mittlerweile möglich ist, besteht noch Optimierungsbedarf bezüglich des Fertigungsprozesses. Eine höhere Auflösung führt zur Reduktion der Mindestwandstärke von 1 mm und der Rauigkeit durch den Stufen-Effekt. Eine Beschleunigung der Prozessgeschwindigkeit führt zu kürzeren Fertigungszeiten und somit geringeren Kosten. Auch für die Nachbearbeitung und Montage der Modelle und Simulatoren ist zukünftig zur effizienten Skalierbarkeit der Fertigung eine für die Automatisierung optimierte Lösung notwendig. Weiter können auch andere additive Verfahren und Materialen abhängig von ihrer Weiterentwicklung zukünftig für die Fertigung der Modelle eingesetzt werden.

Im Bereich der biomechanischen Evaluation ist der nächste Schritt die Anwendung der neuen Methoden auf höhere Probenzahlen für statistisch valide Kennzahlen und die Durchführung humaner Studien, da die jungen porzinen Proben nicht vollständig mit diesen übereinstimmen. Zudem sind Untersuchungen des Effekts der Probenpräparation und bezüglich des Unterschieds der mechanischen Eigenschaften in situ und in vitro (inner- und außerhalb des Körpers) notwendig, um die biomechanischen Kennwerte des Gewebes während eines chirurgischen Eingriffs final zu quantifizieren.

Abschließend lassen sich mit dem entwickelten Vorgehensmodell weitere Anwendungen in unterschiedlichen chirurgischen Fachbereichen ableiten. Für weiches Gewebe weisen interkraniale Modelle beispielsweise einen großen Bedarf auf. Das neue Vorgehensmodell kann mittels Anpassungen im Bereich der Fertigung und der biomechanischen Evaluation zudem auch auf die Erstellung von Modellen harter Gewebestrukturen übertragen werden. Unterstützung für die Ableitung unterschiedlicher Modelle versprechen zahlreiche Forschungsansätze im Bereich der Automatisierung der Segmentierung [174]. Werden zusätzlich konstruktive Annahmen und Randbedingungen durch lernende Systeme automatisch in die Modellerstellung intergiert, ergibt dies auch neue Möglichkeiten zur schnellen Erstellung patientenindividueller Modelle für die präoperative Planung. Ein letzter Punkt ist die Überarbeitung des derzeitigen Schnittstellen-Datenformats STL, das nur Oberflächeninformationen beinhaltet. In einem verbesserten Modellformat könnten Volumeninformationen hinterlegt werden und damit komplexe heterogene Modelle, bespielweise mit Härtegradienten, entsprechend dem biologischem Vorbild modelliert werden. [122]

11 Summary and outlook

Models of anatomical structures can be used in the medical context in education and training, in preoperative planning, for patient education, for the evaluation of treatment techniques and medical products, and for general demonstration purposes. Physical models with realistic mechanical properties can be used for surgical simulation. There is a high need for development specifically for models of soft tissue structures, which allow the training of complete surgical interventions, cutting or suturing techniques. In order to illustrate the complexity of anatomical geometry, additive manufacturing techniques are often used, for which elastic materials are not yet industrial standard. This leads to a lack of sophisticated soft tissue applications. The second reason is the digital modelling based on medical image data, which is much more complex for soft tissue than for bone, for example. This dissertation shows an application-independent procedure model for the standardized development of generic, haptic models of anatomical soft tissue structures. This results in the three interacting main research areas of model creation, model production and model evaluation.

In the field of digital model generation, a generic approach is pursued deliberately. This enables the derivation of different anatomical and pathological characteristics from any medical 3-D image data set. Due to the independence from specific image data, the integration of functionality and the large model variance, the procedure clearly differentiates from established individual approaches. The rough segmentation for deriving a digital 3D surface model from medical image data serves only to define the geometric contour and the relative positional relationship of different anatomical areas. In the following model manipulation, a healthy basic model is constructively generated from the segmented model using specialist knowledge from the literature and medical expertise, from which different healthy and pathological variants are derived without further segmentation of a specific image data set. To finalize the digital model, the constructive integration of the requirements from production, assembly and application into the design takes place.

In the area of model production, for the first time an additive manufacturing process with pure silicone elastomers is used for the production of complex anatomical geometries. By using different colours and Shore A hardnesses, fabric types can be visually and mechanically differentiated. The examined post-processing with coating can be used to simulate additional tissue layers, to restore the transparency lost by the step defect of additive manufacturing, or to smooth rough surfaces. Classic manufacturing processes or additive processes with rigid materials are useful to extend the models with a sewn anatomical environment or to integrate them into a simulator.

The last focus of the procedure model is the evaluation of the models. Standardized validated models provide reproducible feedback, which enables well-founded conclusions to be drawn. The first part of the evaluation considers the biomechanical properties of biological tissue and technical materials. The transfer of technical testing standards to biological tissue follows a solution for the comparability of mechanical parameters. In this context, numerous new methods for the evaluation of biological and artificial material have been developed. Despite limitations, the testing of porcine samples shows that a standardized method based on a technical model can be implemented. The characteristic values can be used for the material selection of the models. Since currently no technical material optimally reproduces all characteristics of the tissue, the choice of material depends on the properties required for the application. In spite of the discrepancy of the characteristic values, a validated statement regarding the surgical simulation can be made for the first time by quantifying it.

The developed procedure model is applied in the surgical specialties of cardiovascular surgery, pediatric maxillofacial surgery and neurosurgery. In all three areas, soft tissue structures with complex geometries and high-risk pathologies with little practice opportunities are found. During the medical evaluation, experts use and assess the developed models and simulators. The need for optimization in model creation and production is derived from this evaluation and ultimately validated anatomical models are created on this basis. In general, the benefit of the models is confirmed. In addition to few design changes, there are also requirements for the materials and production.

In the future, these could be met with even softer or specially developed silicone-based materials, since silicones can be adapted very variably with regard to their mechanical properties. The ongoing development of the additive manufacturing process offers further potential. Even if simultaneous production with several materials is possible, there is still a need for optimization of the production process. A higher resolution leads to a reduction of the minimum wall thickness of 1 mm and of the roughness due to the step effect. An acceleration of the process speed leads to shorter production times and thus lower costs. In the future, a solution optimized for automation will also be necessary for the post-processing and assembly of

models and simulators in order to efficiently scale production. Furthermore, other additive methods and materials can also be used for the production of models in the future, depending on their further development.

In the field of biomechanical evaluation, the next step is to apply the developed methods to higher sample numbers for statistically valid property values and to carry out human studies, since the young porcine samples do not match these completely. Furthermore, investigations of the effect of sample preparation and of the difference in mechanical properties in situ and in vitro (inside and outside the body) are necessary in order to ultimately quantify the biomechanical characteristics of the tissue during a surgical intervention.

Finally, further applications in different surgical fields can be derived with the developed procedure model. For soft tissue, intercranial models, for example, have a great need. The new procedure model can also be transferred to the creation of models of hard tissue structures by means of adaptations in the area of production and biomechanical evaluation. The numerous research approaches in the field of automated segmentation promise support for the derivation of different models [174]. If additional constructive assumptions and boundary conditions are automatically integrated into the model creation by learning systems, this also results in new possibilities for the rapid creation of patient-individual models for preoperative planning. A final point is the revision of the current interface data format STL, which only contains surface information. In an improved model format, volume information could be stored and thus complex heterogeneous models, for example with hardness gradients, could be modelled according to the biological original. [122]

Anhang

Material	Probe	Test	$\sigma[\frac{N}{mm^2}]$
Bovin [147]	Quadrat	Zugversuch uni-/biaxial	0,01 (±0,00)
Human [148]	Streifen (F)	Zugversuch uniaxial	0,02 (±0,01)
Human [149]	Quadrat (F)	Zugversuch biaxial	0,02
Human [149]	Quadrat (xF)	Zugversuch biaxial	0,01

Tabelle 10: Auszug an Kennwerten aus der Literatur für die Spannung von biologischem Herzgewebe

Tabelle 11: Auszug von Kennwerten aus der Literatur für die maximale Zugfestigkeit σ_{max} und die maximalen Dehnung ε_{max} von biologischem Aortengewebe mit oA= <35 Jahre alt, oB= >35 Jahre alt, BAV = bikuspide Aortenklappe (engl.: bicuspid aortic valve); in Anlehnung an [P2]

Material	Probe	$\sigma_{\max,F}$ in $rac{N}{mm^2}$	$\sigma_{\max,xF}$ in $rac{N}{mm^2}$	<i>E_{max,F}</i> in %	Emax,xF in %
Porzin [150]	Zugstab	1,55 (±0,69)	0,62 (±0,17)	93,3 (±16,0)	70,0 (±12,7)
Human, oA [151]	Zugstab	2,18 (±0,24)	1,14 (±0,10)	235 (±10)	200 (±10)
Human, oB [151]	Zugstab	1,20	0,66	180*	180*
Human, BAV [151]	Zugstab	1,23 (±0,15)	0,84 (±0,10)	180 (±8)	158 (±6)
Human, Aneurysma [151]	Zugstab	1,19 (±0,13)	0,88 (±0,12)	175*	175*
Canin, A. carotis [152]	Ring	1,18 (±0,12)	-	56 (±0,0)	-
Canin, A. iliaca [152]	Ring	1,41 (±0,07)	-	48 (±0,0)	-

*aus Grafik entnommen

Tabelle 12: Mittelwerte (± Standardabweichung) der	Ergebnisse der Dichtemessung B1 von
porzinem Herzgewebe nach Segmenten	

Herzsegment	Gewicht in g	rel. Gewicht in %	$\rho in \frac{g}{cm^3}$
gesamt	407,91 (±35,15)		1,05 (±0,06)
LV	159,41 (±18,2)	39,14 (±3,57)	1,05 (±0,04)
RV	84,41 (±9,38)	20,69 (±1,43)	1,06 (±0,15)
S	83,14 (±12,57)	20,40 (±2,57)	1,09 (±0,11)
LA	39,09 (±7,83)	9,54 (±1,44)	1,02 (±0,17)
RA	35,5 (±5,23)	8,69 (±0,91)	0,98 (±0,14)

*I*I= 22

Tabelle 13: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der geometrischen Vermessung B2 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten

Herzseg- ment	<i>t_{Klappe}</i> in mm	<i>t_{Zentrum}</i> in mm	t _{Apex} in mm	/in mm
LV	22,15 (±2,29)	18,90 (±2,53)	2,52 (±1,08)	91,08 (±3,85)
RV	11,43 (±1,94)	6,38 (±1,85)	2,69 (±1,53)	70,22 (±6,30)
S	12,51 (±4,14)	15,69 (±3,60)	12,72 (±4,33)	80,44 (±9,32)
LA	2,66 (±1,46)		3,81 (±1,55)	
RA	2,18 (±1,55)		3,12 (±1,49)	

n= 18

Herzsegment	ShA
LV	9,5 (±3,3)
RV	13,4 (±2,9)
S	8,8 (±3,2)
LA	13,3 (±4,8)
RA	13,9 (±3,2)

Tabelle 14: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung B3 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten

n= 5

Tabelle 15: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} aus den Zugversuchen B4 von porzinem Herzgewebe nach Segmenten mit Zusammenfassung der statistisch sich bezüglich des t-Tests nicht signifikant (p > 0,05) unterscheidenden Prüfergebnisse

Herz- segment	$\sigma_{max,F} in rac{N}{mm^2}$	$\sigma_{max,xF}$ in $\frac{N}{mm^2}$	Emax,Fin %	Emax,xF in %	
EndC LV+RV+S	0,23 (±0,10)	0,18 (±0,09)	54,0 (±14,6)	28,4 (±13,8)	
EpiC LV+RV	0,31 (±0,13)	0,38 (±0,21)	55,0 (±15,4)	33,1 (±13,7)	
MyoC LV	0,21 (±0,10)	0,06 (±0,03)	62,3 (±17,3)	45,0 (±15,2)	
MyoC RV		$\mathbf{P}(\cdot,\cdot)$			
MyoC S	0,15 (±0,08)	0,08 (±0,05)	49,7 (±13,8)	42,0 (±11,0)	
LA+RA	0,62 (±0,37)		66,2 (±16,6)		

 $n_{EndC,LV+RV+S,F} = 9$, $n_{EndC,LV+RV+S,xF} = 26$, $n_{EpiC,LV+RV,F} = 20$, $n_{EpiC,LV+RV,xF} = 26$, $n_{MyoC,LV,F} = 89$, $n_{MyoC,LV,xF} = 129$, $n_{MyoC,RV,xF} = 27$, $n_{MyoC,RV,xF} = 38$, $n_{MyoC,S,F} = 31$, $n_{MyoC,S,xF} = 90$, $n_{LA+RA} = 33$

Tabelle 16: Mittelwerte (± Standardabweichung) des aus den Relaxationsversuchen B5 abgeleiteten elastischem Anteil *Ef* von porzinem Herzgewebe nach Segmenten mit Zusammenfassung der statistisch sich bezüglich des t-Tests nicht signifikant (p > 0,05) unterscheidenden Prüfergebnisse

Herzsegment	Efrin %	<i>Ef_{xF}</i> in %	
EndC LV+RV+S	49,7 (±8,2)		
EpiC LV+RV	58,8 (±12,1)		
MyoC LV+RV+S	39,7 (±5,1) 44,9 (±9,6)		
LA+RA	45,3 (±11,7)		

 $n_{EndC,LV+RV+S}=49$, $n_{EpiC,LV+RV}=29$, $n_{MyoC,LV+RV+S,F}=61$, $n_{MyoC,LV+RV+S,XF}=65$, $n_{LA+RA}=16$

Tabelle 17: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung B6 von porzinem Aortengewebe nach Segmenten

Aortensegment	<i>ShA</i> _{4 Lagen}	<i>ShA</i> _{6+ mm}
AAO	12,0 (±1,1)	13,4 (±1,9)
АТН	16,5 (±1,3)	17,1 (±1,4)
AAB	17,6 (±1,2)	17,6 (±1,2)

N4 Lagen= 5, *NAA0,6+ mm*= 10, *NATH,6+ mm*= 7, *NAAB,6+ mm*= 5

Tabelle 18: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} aus den Zugversuchen B7 von porzinem AAO-Gewebe in zirkularer Richtung (F) und Längsrichtung (xF)

Richtung	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	Emax in %
F	1,55 (±0,69)	93,3 (±16,0)
xF	0,62 (±0,17)	70,0 (±12,7)

I|= 12
Tabelle 19: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zu	ıgfestig-
keit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} aus den Zugversuchen B8 vo	n porzi-
nem Aortengewebe nach Segmenten	

Aortensegment	$\sigma_{max} \operatorname{in} \frac{N}{mm^2}$	Emax in %
AAO	1,37 (±0,35)	118,5 (±14,0)
ATH1	1,5 (±0,37)	104,0 (±11,3)
ATH2	1,44 (±0,49)	96,6 (±12,9)
AAB	1,62 (±0,50)	82,3 (±11,5)
ТВ	1,52 (±0,43)	140,4 (±7,1)
SD	1,41 (±0,37)	139,7 (±16,2)
СІ	1,59 (±0,53)	141,3 (±20,3)
SS	1,56 (±0,48)	113.0 (±9,4)
СЕ	0,89 (±0,20)	115,8 (±5,6)

nAAO= 11, *nATH1*= 19, *nATH2*= 19, *nAAB*= 26, *nTB*= 8, *nSD*= 5, *nC*= 6, *nSS*= 15, *nC*= 3

Tabelle 20:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Nahtausreißkraft F_{Naht} eines einzelnen Stichs aus den Zugversuchen B9 von porzinem AAO-Gewebe in zirkularer Richtung (F) und Längsrichtung (xF)

Richtung	F _{Naht} in N
F	4,06 (±1,82)
xF	5,28 (±1,33)

I|= 12

Tabelle 21: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Maximalkraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} von vernähten Zugstäbe aus den Zugversuchen B10 von porzinem AAO-Gewebe in zirkularer Richtung (F) und Längsrichtung (xF)

Richtung	<i>F_{max,Naht}</i> in N	$\sigma_{max,Naht} ext{in} rac{ ext{N}}{ ext{mm}^2}$	Emax,Naht in %
F	3,86 (±0,65)	0,43 (±0,06)	52,6 (±8,4)
xF	2,87 (±1,00)	0,33 (±0,10)	63,9 (±6,7)

I|= 12

VP _{K1}	ShA	<i>t</i> in mm	<i>D</i> _i in mm	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	<i>E_{max}</i> in %	
1	30	0,8	10	0,96 (±0,23)	292,4 (±31,6)	
2	30	0,8	26	0,75 (±0,02)	221,7 (±3,5)	
3	30	2,4	10	1,17 (±0,169)	408,7 (±28,8)	
4	30	2,4	26	1,31 (±0,21)	299,6 (±17,3)	
5	10	0,8	10	0,66 (±0,14)	380,5 (±27,1)	
6	10	0,8	26	0,55 (±0,17)	278,5 (±35,6)	
7	10	2,4	10	0,54 (±0,09)	399,5 (±23,2)	
8	10	2,4	26	0,55 (±0,09)	303,6 (±25,0)	
9	20	1,6	18	1,02 (±0,16)	551,6 (±67,2)	
10	40	0,8	10	1,12 (±0,19)	218,2 (±22,6)	
11	40	2,4	26	1,43 (±0,34)	168,5 (±18,2)	
12	10	3,2	26	0,49 (±0,10)	300,7 (±21,5)	
13	30	3,2	26	1,32 (±0,20)	301,3 (±13,9)	

Tabelle 22:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} des dreistufigen teilfaktoriellen Versuchsplans K1 mit Erweiterung VP 10 bis 13

 $n_1=8, n_2=3, n_3=25, n_4=17, n_5=15, n_6=7, n_7=6, n_8=5, n_9=9, n_{10}=14, n_{11}=12, n_{12}=7, n_{13}=4$

Zugversuene n2 nings (1) und entgegen (x) uer nerbitentung (niv)						
VP _{K1}	ShA	<i>t</i> in mm	<i>D_i</i> in mm	KR	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	Emax in %
1	30	0,8	10	F	2,78 (±0,25)	455,2 (±22,3)
1	30	0,8	10	xF	0,78 (±0,01)	253,1 (±24,2)
4	30	2,4	26	xF	1,53 (±0,10)	304,1 (±7,9)
5	30	2,4	26	хF	0,42 (±0,07)	380,5 (±29,1)
8	10	2,4	26	xF	0,37 (±0,07)	239,6 (±17,1)
9	20	1,6	18	F	2,96 (±0,37)	816,2 (±26,9)
9	20	1,6	18	хF	1,74 (±0,01)	744,5 (±35,2)

Tabelle 23: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} für unbeschichtete Ringproben der Zugversuche K2 längs (F) und entgegen (xF) der Kerbrichtung (KR)

 $n_{1,xF}=4, n_{1,F}=3, n_{4,xF}=8, n_{5,xF}=5, n_{8,xF}=5, n_{9,xF}=3, n_{9,F}=2$

Tabelle 24:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung K3 zur Bestimmung des Einflusses der Beschichtung

ShAbasis	<i>t_{Platte}</i> in mm	n _{Lagen}	t _{ges} in mm	ShA
30	0,8	2	3,2	22,9 (±1,1)
30	0,8	3	4,7	20,3 (±0,5)
30	0,8	4	6,4	19,5 (±0,5)
30	2,4	2	7,1	23,2 (±1,3)
40	0,8	2	3,4	31,5 (±1,6)
40	0,8	3	5,1	26,1 (±2,3)
40	0,8	4	6,5	24,3 (±2,4)

 $n_1 = 9, n_2 = 3, n_3 = 3, n_4 = 12, n_5 = 6, n_6 = 3, n_7 = 3$

Tabelle 25:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestig-
keit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} für die unterschiedliche Ringformen
der Zugversuche K4

VP_{K_4}	<i>D</i> _i in mm	<i>t</i> in mm	Тур	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	<i>E_{max}</i> in %
1	10	0,8	0	1,13 (±0,37)	196,7 (±33,8)
2	10	0,8	1	1,19 (±0,41)	195,5 (±37,7)
3	10	0,8	2	1,02 (±0,27)	181,3 (±22,7)
4	18	1,6	0	1,62 (±0,28)	198,2 (±21,1)
5	18	1,6	1	1,26 (±0,24)	183,2 (±19,0)
6	18	1,6	2	1,10 (±0,19)	177,5 (±16,1)
7	26	2,4	0	1,27 (±0,18)	159,0 (±12,1)
8	26	2,4	1	1,46 (±0,17)	164,8 (±8,5)
9	26	2,4	2	1,34 (±0,11)	165,6 (±8,0)

 $n_1 = 20, n_2 = 4, n_3 = 9, n_4 = 20, n_5 = 12, n_6 = 8, n_7 = 20, n_8 = 10, n_9 = 7$

Tabelle 26:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Härtemessung K5 für die unterschiedlichen Silikongemische basierend auf ELASTOSIL[®] (E.) P7670 (*ShA*= 7) und E. VARIO 40 (*ShA*= 40) mit 5, 10, 20, 30, 40 und 50 % Additivanteil

Material	ShA5%	ShA10%	ShA20%	ShA30%	ShA40%	ShA50%
E. P7670 - CaO	10,7 (±0,2)	11,7 (±0,3)	15,5 (±0,8)	20,1 (±0,6)	30,0 (±0,5)	41,3 (±0,8)
E. P7670 - CaCO ₃	10,5 (±0,2)	12,9 (±0,5)	14,1 (±0,3)	20,7 (±0,5)	-	-
E. VARIO 40 - CaO	50,0 (±0,8)	52,2 (±1,0)	60,2 (±0,7)	67,7 (±0,6)	73,5 (±2,1)	-
E. VARIO 40 - CaCO ₃	47,4 (±0,9)	51,4 (±2,1)	53,6 (±1,0)	-	-	-

n= 5

Tabelle 27: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} der Zugversuche K6 für unterschiedliche Silikongemische basierend auf ELASTOSIL[®] (E.) P7670 und E. VARIO 40 mit 10, 20 und 30 % sowie 20 %, 40 % und 60% Additivanteil

Material		10 %	20 %	30 %
	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	1,04 (±0,24)	1,19 (±0,18)	1,31 (±0,13)
E. P7670 - CaO	Emax in %	397,2 (±58,0)	425,1 (±25,6)	464,6 (±33,9)
	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	2,86 (±0,24)	2,75 (±0,50)	2,78 (±0,18)
E. VARIO 40 - CaO	Emax in %	154,0 (±13,0)	120,4 (±23,6)	113,1 (±12,8)
		20 %	40 %	60 %
E. P7670 - AK 100	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	0,36 (±0,07)	0,09 (±0,02)	0,04 (±0,01)
	Emax in %	298,9 (±25,4)	300,9 (±24,6)	290,9 (±31,8)

n= 10

Tabelle 28:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Zugfestigkeit $\sigma_{1ster Bruch}$ beim ersten Bruch und der entsprechenden Dehnung $\varepsilon_{1ster Bruch}$ des zweistufigen teilfaktoriellen Versuchsplans K7 für Verbundmaterialen mit variierenden Anteilen an CaO und AK 100

VP _{K7}	CaO in %	AK 100 in %	$\sigma_{1terBruch} in rac{N}{mm^2}$	Elter Bruch in %
1 _{xF}	10	20	1,73 (±0,15)	170,3 (±13,6)
2 _{xF}	30	60	1,21 (±0,11)	112,3 (±24,5)
3xF	30	20	1,40 (±0,21)	133,7 (±16,1)
3 xF [*]	30	20	1,38 (±0,21)	131,0 (±15,4)
4xF	10	60	1,71 (±0,35)	159,3 (±15,4)
4 x F *	10	60	1,72 (±0,30)	161,5 (±14,8)
5xF	20	40	1,55 (±0,22)	151,2 (±11,9)
1 _F	10	20	1,97 (±0,43)	177,4 (±25,9)
2 _F	30	60	1,01 (±0,16)	106,2 (±5,3)
3f	30	20	1,79 (±0,32)	141,3 (±15,0)
4F	10	60	1,74 (±0,27)	160,0 (±19,3)
4 [°]	10	60	1,66 (±0,34)	154,3 (±23,3)
5f	20	40	1,68 (±0,31)	167,2 (±19,6)

 $n_{1,xF}=8$, $n_{2,xF}=7$, $n_{3,xF}=8$, $n_{3,xF}=7$, $n_{4,xF}=8$, $n_{4,xF}=3$, $n_{5,xF}=17$, $n_{1,F}=8$, $n_{2,F}=4$, $n_{3,F}=8$, $n_{4,F}=9$, $n_{4,F}=4$, $n_{5,F}=20$; * bereinigte Werte ohne Proben bei denen das Basissilikon zuerst reißt

Tabelle 29:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Kraft $F_{1ter Bruch}$ beim ersten Bruch und der entsprechenden Dehnung $\varepsilon_{1ster Bruch}$ der Zugversuche K8 der Ringproben des Verbundmaterials mit 20 % CaO und 40 % AK 100

<i>D</i> _l in mm	Fiter Bruch in N	Elter Bruch in %
10	8,07 (±2,67)	118,3 (±23,3)
18	10,21 (±5,70)	98,2 (±33,0)
26	11,06 (±3,69)	65,0 (±13,4)

n10= 11, *n18*= 29, *n26*= 15

Fabelle 30:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Nahtausreißkraft F_{Na}	aht
eines einzelnen Stichs der Zugversuche K9 mit gegossenen Platten der ShA= 2	20
mit 4-0 und 5-0-Fäden	

Fadenstärke	F _{Naht} in N
4-0	6,05 (±2,53)
5-0	4,81 (±1,05)
<i>n</i> = 12	

Tabelle 31: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der Nahtausreißkraft *F_{Naht}* eines einzelnen Stichs aus den Zugversuchen K10 mit Prolene™ 4-0 Fäden für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte *ShA*, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)

ShA	B	KR	F _{Naht} in N
20	-	F	10,99 (±1,17)
20	-	xF	10,68 (±1,82)
20	X	F	11,52 (±1,62)
20	x	хF	10,88 (±1,09)
30	-	F	13,90 (±1,52)
30	-	xF	13,61 (±1,82)
30	x	F	13,35 (±1,33)
30	x	хF	12,95 (±1,04)
40	-	F	9,90 (±0,92)
40	-	xF	10,29 (±2,25)
40	x	F	9,25 (±2,26)
40	x	хF	10,79 (±1,90)

n = 12, außer $n_{ShA40,F} = n_{ShA40,B,F} = n_{ShA40,B,xF} = 11$

Tabelle 32: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Kraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} von Zugstäben aus den Zugversuchen K11 für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte *ShA*, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)

ShA	B	KR	F _{max} in N	$\sigma_{max} in \frac{N}{mm^2}$	Emax in %
20	-	F	48,85 (±5,03)	5,90 (±0,35)	823,9 (±25,9)
20	-	xF	28,81 (±1,89)	3,30 (±0,14)	600,3 (±19,3)
20	Х	F	41,22 (±1,12)	3,63 (±0,08)	654,5 (±34,8)
20	Х	xF	25,06 (±1,77)	2,23 (±0,16)	440,4 (±30,7)
30	-	F	32,10 (±4,49)	3,65 (±0,54)	365,9 (±42,7)
30	-	xF	25,09 (±3,06)	2,78 (±0,29)	311,2 (±28,9)
30	Х	F	53,78 (±7,46)	4,88 (±0,81)	434,7 (±52,5)
30	Х	xF	33,01 (±4,30)	2,85 (±0,38)	300,8 (±31,2)
40	-	F	36,08 (±2,78)	4,04 (±0,33)	198,8 (±13,6)
40	-	xF	22,22 (±6,67)	2,61 (±0,65)	145,2 (±24,7)
40	Х	F	48,35 (±4,90)	4,57 (±0,52)	218,2 (±17,3)
40	Х	xF	39,60 (±6,16)	3,68 (±0,58)	194,4 (±22,5)

NShA30,F= NShA30,BxF= NShA40,xF= NShA40,BF= NShA40,BxF= 12, NShA20= 11, NShA30,xF= NShA30,B,F= NShA40,F= 10

Tabelle 33: Mittelwerte (\pm Standardabweichung) der Ergebnisse maximalen Kraft F_{max} , der
maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung $arepsilon_{max}$ von vernähten
Zugstäbe aus den Zugversuchen K11 für die variierenden Fertigungsparameter
Shore A-Härte ShA, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)

ShA	B	KR	F _{max} in N	$\sigma_{max} in rac{N}{mm^2}$	Emax in %	
20	-	F	10,48 (±1,02)	1,22 (±0,12)	281,0 (±19,6)	
20	-	xF	8,26 (±1,44)	1,02 (±0,17)	252,1 (±23,3)	
20	Х	F	9,64 (±1,55)	0,91 (±0,15)	196,1 (±22,1)	
20	Х	xF	9,16 (±2,32)	0,80 (±0,20)	183,3 (±37,7)	
30	-	F	9,54 (±0,92)	1,10 (±0,11)	146,3 (±12,1)	
30	-	xF	9,09 (±0,90)	1,05 (±0,11)	144,2 (±7,7)	
30	Х	F	9,83 (±1,15)	0,92 (±0,11)	141,6 (±15,0)	
30	Х	xF	10,49 (±1,08)	0,93 (±0,09)	140,3 (±10,7)	
40	-	F	8,11 (±1,75)	0,90 (±0,21)	67,9 (±11,5)	
40	-	xF	7,61 (±1,40)	0,87 (±0,16)	65,2 (±9,9)	
40	Х	F	7,57 (±1,65)	0,73 (±0,16)	70,1 (±12,6)	
40	Х	xF	7,64 (±1,78)	0,73 (±0,17)	72,3 (±12,9)	

n= 12, außer *nshA20,F*= 11

Tabelle 34:Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse der maximalen Kraft F_{max} , der maximalen Zugfestigkeit σ_{max} und der maximalen Dehnung ε_{max} von vernähten Rohren der Zugversuche K12 für die variierenden Fertigungsparameter Shore A-Härte *ShA*, Kerbrichtung (KR) und Beschichtung (B)

ShA	В	F _{max,Naht} in N	$\sigma_{max,Naht} \operatorname{in} rac{\mathrm{N}}{\mathrm{mm}^2}$	Emax,Naht in %
20	-	194,16 (±18,45)	0,79 (±0,13)	543,5 (±71,1)
20	Х	265,84 (±4,80)	1,07 (±0,13)	621,8 (±26,9)
30	-	211,94 (±5,93)	0,97 (±0,03)	299,0 (±11,8)
30	х	211,18 (±13,43)	0,78 (±0,08)	289,4 (±49,9)
40	-	195,59 (±17,96)	0,87 (±0,08)	140,4 (±10,6)
40	Х	184,90 (±20,43)	0,67 (±0,11)	169,4 (±16,4)
<i>n</i> = 3				

Tabelle 35: Mittelwerte (± Standardabweichung) der Ergebnisse für qualitativen Bewertung des Nahtverhalten M1 auf einer Skala von -3 bis 3 mit einem Intervall von 1

ShA	20	20	30	30	40	40
В	-	X	-	x	-	X
Härte	-0,7 (±0,5)	0,0 (±0,0)	0,3 (±0,5)	0,0 (±0,0)	1,3 (±0,5)	1,3 (±0,5)
Elastizität	0,0 (±0,0)	0,0 (±0,0)	0,3 (±0,5)	0,3 (±0,5)	1,3 (±0,5)	1,3 (±0,5)
Rauheit	0,0 (±0,8)	0,0 (±0,0)	0,7 (±0,5)	0,0 (±0,0)	1,7 (±0,5)	0,3 (±1,2)
Widerstand bei Einstich	-0,3 (±0,5)	0,0 (±0,0)	0,3 (±0,5)	0,0 (±0,0)	2,3 (±0,5)	2,0 (±0,8)
Widerstand bei Durchzug	1,3 (±0,5)	1,3 (±0,9)	1,3 (±0,5)	1,7 (±0,5)	2,7 (±0,5)	2,7 (±0,5)
		-	3 -2	-1 0	1	2 3
Härte Dehnbarkeit Rauheit Widerstand bei Einstich/Bohren Widerstand bei Durchführen			u weich u gering u glatt u gering u gering	realistisch		zu hart zu hoch zu rau zu hoch zu hoch

n= 3

Literaturverzeichnis

- STRÖM, P., L. HEDMAN, L. SÄRNÅ, A. KJELLIN, T. WREDMARK und L. FELLÄNDER-TSAI. Early exposure to haptic feedback enhances performance in surgical simulator training: a prospective randomized crossover study in surgical residents [online]. Surgical endoscopy, 2006, 20(9), S. 1383-1388. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00464-005-0545-3
- [2] PANAIT, L., E. AKKARY, R.L. BELL, K.E. ROBERTS, S.J. DUDRICK und A.J. DUFFY. The role of haptic feedback in laparoscopic simulation training [online]. *The Journal of surgical research*, 2009, **156**(2), S. 312-316. ISSN 0022-4804. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jss.2009.04.018
- [3] STIRLING, E.R.B., T.L. LEWIS und N.A. FERRAN. Surgical skills simulation in trauma and orthopaedic training [online]. *Journal* of orthopaedic surgery and research, 2014, **9**, S. 126. Verfügbar unter: doi:10.1186/s13018-014-0126-z
- [4] YIASEMIDOU, M., E. GKARAGKANI, D. GLASSMAN und C.S.
 BIYANI. Cadaveric simulation: a review of reviews [online]. *Irish journal of medical science*, 2018, 187(3), S. 827-833. Verfügbar unter: doi:10.1007/S11845-017-1704-y
- [5] PRICE, A., L. SAVASTANO, W.-C. LIN, B. BELMONT und A. SHIH. Manufacturing of Anatomically Accurate Cerebral Arteries for the Brain Aneurysm Surgical Simulator. In: ASME, Hg. *11th International Manufacturing Science and Engineering Conference*, 2016, V002T03A014. ISBN 978-0-7918-4990-3
- [6] MATILDA JORDANOVA-DUDA. Die Knochenbrecher [online]. VDI nachrichten, 16. April 2018, (16) [Zugriff am: 3. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.vdinachrichten.com/Technik/Die-Knochenbrecher
- PUCCI, J.U., B.R. CHRISTOPHE, J.A. SISTI und E.S. CONNOLLY. Three-dimensional printing: technologies, applications, and limitations in neurosurgery [online]. *Biotechnology advances*, 2017, 35(5), S. 521-529. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.biotechadv.2017.05.007

- [8] VAKHARIA, V.N., N.N. VAKHARIA und C.S. HILL. Review of 3-Dimensional Printing on Cranial Neurosurgery Simulation Training [online]. World neurosurgery, 2016, 88, S. 188-198. ISSN 1878-8750. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.wneu.2015.12.031
- [9] MATSUMOTO, J.S., J.M. MORRIS, T.A. FOLEY, E.E.
 WILLIAMSON, S. LENG, K.P. MCGEE, J.L. KUHLMANN, L.E.
 NESBERG und T.J. VRTISKA. Three-dimensional Physical
 Modeling: Applications and Experience at Mayo Clinic [online].
 Radiographics : a review publication of the Radiological Society of
 North America, Inc, 2015, 35(7), S. 1989-2006. ISSN 0271-5333.
 Verfügbar unter: doi:10.1148/rg.2015140260
- [10] KOLLER, H. und Z.J. BALOGH. Single training session for first time pelvic C-clamp users: correct pin placement and frame assembly [online]. *Injury*, 2012, 43(4), S. 436-439. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.injury.2011.06.026
- [11] RATINAM, R., M. QUAYLE, J. CROCK, M. LAZARUS, Q. FOGG und P. MCMENAMIN. Challenges in creating dissectible anatomical 3D prints for surgical teaching [online]. *Journal of anatomy*, 2019, 234(4), S. 419-437. Verfügbar unter: doi:10.1111/joa.12934
- [12] WEEKS, D., M.L. KASDAN und B.J. WILHELMI. An Inexpensive Suture Practice Board. *Eplasty*, 2015, **15**
- [13] CRISTOFOLINI, L. und M. VICECONTI. Mechanical validation of whole bone composite tibia models [online]. *Journal of biomechanics*, 2000, 33(3), S. 279-288. ISSN 0021-9290. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0021-9290(99)00186-4
- [14] VAROQUIER, M., C.P. HOFFMANN, C. PERRENOT, N. TRAN und C. PARIETTI-WINKLER. Construct, Face, and Content Validation on Voxel-Man[®] Simulator for Otologic Surgical Training [online]. *International journal of otolaryngology*, 2017, 2017, S. 2707690. ISSN 1687-9201. Verfügbar unter: doi:10.1155/2017/2707690
- SHERMAN, W.R. und A.B. CRAIG. Understanding virtual reality. Interface, application, and design. Second edition. Cambridge, MA: Morgan Kaufmann, 2019. The Morgan Kaufmann series in computer graphics. ISBN 978-0-12-818399-1

- SZÉKELY, G., C. BRECHBÜHLER, J. DUAL, R. ENZLER, J. HUG, R. HUTTER, N. IRONMONGER, M. KAUER, v. MEIER, P. NIEDERER, A. RHOMBERG, P. SCHMID, G. SCHWEITZER, M. THALER, v. VUSKOVIC, G. TRÖSTER, U. HALLER und M. BAJKA. Virtual Reality-Based Simulation of Endoscopic Surgery [online]. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 2000, 9(3), S. 310-333. ISSN 1054-7460. Verfügbar unter: doi:10.1162/105474600566817
- [17] ENTSFELLNER, K., I. KURU, G. STRAUSS und T.C. LUETH. A new physical temporal bone and middle ear model with complete ossicular chain for simulating surgical procedures. In: IEEE-ROBIO, Hg. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2015, S. 1654-1659. ISBN 978-1-4673-9675-2
- KIM, G.B., S. LEE, H. KIM, D.H. YANG, Y.-H. KIM, Y.S. KYUNG, C.-S. KIM, S.H. CHOI, B.J. KIM, H. HA, S.U. KWON und N. KIM. Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology [online]. *Korean journal of radiology*, 2016, 17(2), S. 182-197. ISSN 1229-6929. Verfügbar unter: doi:10.3348/kjr.2016.17.2.182
- [19] MALIK, H.H., A.R.J. DARWOOD, S. SHAUNAK, P.
 KULATILAKE, A.A. EL-HILLY, O. MULKI und A. BASKARADAS. Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications [online]. *The Journal of surgical research*, 2015, 199(2), S. 512-522. ISSN 0022-4804. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jss.2015.06.051
- BAUERMEISTER, A.J., A. ZURIARRAIN und M.I. NEWMAN. Three-Dimensional Printing in Plastic and Reconstructive Surgery: A Systematic Review. [online]. *Annals of Plastic Surgery*, 2016, 2016(77(5)), S. 569-576. Verfügbar unter: doi:10.1097/SAP.00000000000671
- [21] CHAE, M.P., W.M. ROZEN, P.G. MCMENAMIN, M.W. FINDLAY, R.T. SPYCHAL und D.J. HUNTER-SMITH. Emerging Applications of Bedside 3D Printing in Plastic Surgery [online]. *Frontiers in surgery*, 2015, 2, S. 25. ISSN 2296-875X. Verfügbar unter: doi:10.3389/fsurg.2015.00025
- [22] DI PRIMA, M., J. COBURN, D. HWANG, J. KELLY, A. KHAIRUZZAMAN und L. RICLES. Additively manufactured medical products – the FDA perspective [online]. *3D Printing in*

Medicine, 2015, **2**(1), S. 2043. ISSN 2365-6271. Verfügbar unter: doi:10.1186/s41205-016-0005-9

- [23] POPOV, V.V., G. MULLER-KAMSKII, A. KOVALEVSKY, G. DZHENZHERA, E. STROKIN, A. KOLOMIETS und J. RAMON. Design and 3D-printing of titanium bone implants: brief review of approach and clinical cases [online]. *Biomedical engineering letters*, 2018, 8(4), S. 337-344. Verfügbar unter: doi:10.1007/S13534-018-0080-5
- BRUYNSEELS, K., F. SANTONI DE SIO und J. VAN DEN HOVEN. Digital Twins in Health Care: Ethical Implications of an Emerging Engineering Paradigm [online]. Frontiers in genetics, 2018, 9, S. 31. ISSN 1664-8021. Verfügbar unter: doi:10.3389/fgene.2018.00031
- [25] LEHMANN, T., W. OBERSCHELP, E. PELIKAN und R. REPGES. Bildverarbeitung für die Medizin. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1997. ISBN 978-3-540-61458-6
- [26] JÄHNE, B. Digitale Bildverarbeitung. 6. überarbeitete und erweiterte Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005. ISBN 9783540249993
- [27] VAN EIJNATTEN, M., R. VAN DIJK, J. DOBBE, G. STREEKSTRA, J. KOIVISTO und J. WOLFF. CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing [online]. *Medical Engineering & Physics*, 2018, 51, S. 6-16. ISSN 13504533. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.medengphy.2017.10.008
- [28] FEDOROV, A., R. BEICHEL, J. KALPATHY-CRAMER, J. FINET, J.-C. FILLION-ROBIN, S. PUJOL, C. BAUER, D. JENNINGS, F. FENNESSY, M. SONKA, J. BUATTI, S. AYLWARD, J.V. MILLER, S. PIEPER und R. KIKINIS. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network [online]. *Magnetic resonance imaging*, 2012, 30(9), S. 1323-1341. ISSN 0730-725X. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.mri.2012.05.001
- [29] CHENG, G.Z., R. SAN JOSE ESTEPAR, E. FOLCH, J. ONIEVA, S. GANGADHARAN und A. MAJID. Three-dimensional Printing and 3D Slicer [online]. Powerful Tools in Understanding and Treating Structural Lung Disease. *Chest*, 2016, 149(5), S. 1136-1142. ISSN 1931-3543. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.chest.2016.03.001

- [30] OSIRIX DICOM IMAGE LIBRARY. *PANORAMIX* [online]. *Abdominal CT angiogram acquired on a 16 detector scanner in a patient with abdominal aortic aneurysm (AAA)* [Zugriff am: 15. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.osirixviewer.com/resources/dicom-image-library/
- [31] DIN Deutsches Institut für Normung e. V. 8580: 09.2003, *Fertigungsverfahren.* Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [32] WISMEIJER, D., R. MANS, M. VAN GENUCHTEN und H.A. REIJERS. Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants [online]. *Clinical oral implants research*, 2014, **25**(10), S. 113-1118. Verfügbar unter: doi:10.1111/clr.12234
- [33] WILLER, J., A. ROSSBACH und H.-P. WEBER. Computerassisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system [online]. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1998, **80**(3), S. 346-353. Verfügbar unter: doi:10.1016/S0022-3913(98)70136-2
- [34] WARAN, V., V. NARAYANAN, R. KARUPPIAH, S.L.F. OWEN und T. AZIZ. Utility of multimaterial 3D printers in creating models with pathological entities to enhance the training experience of neurosurgeons [online]. *Journal of neurosurgery*, 2014, 120(2), S. 489-492. ISSN 0022-3085. Verfügbar unter: doi:10.3171/2013.11.JNS131066
- [35] MASHIKO, T., K. OTANI, R. KAWANO, T. KONNO, N. KANEKO, Y. ITO und E. WATANABE. Development of three-dimensional hollow elastic model for cerebral aneurysm clipping simulation enabling rapid and low cost prototyping [online]. World neurosurgery, 2015, 83(3), S. 351-361. ISSN 1878-8750. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.wneu.2013.10.032
- [36] MUTLU, I. Sinter-coating method for the production of TiN-coated titanium foam for biomedical implant applications
 [online]. Surface and Coatings Technology, 2013, 232, S. 396-402.
 ISSN 02578972. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.surfcoat.2013.05.041
- [37] DIN Deutsches Institut für Normung e. V. 52900: 06.2017, *Additive Fertigung -Grundlagen-Terminologie.* Berlin: Beuth Verlag GmbH

- [38] RICHARD, H.A., B. SCHRAMM und T. ZIPSNER. *Additive Fertigung von Bauteilen und Strukturen*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2017. ISBN 978-3-658-17779-9
- [39] THOMAS, D. Costs, Benefits, and Adoption of Additive Manufacturing: A Supply Chain Perspective [online]. *The International journal, advanced manufacturing technology*, 2016, 85(5-8), S. 1857-1876. ISSN 0268-3768. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00170-015-7973-6
- [40] GHAZY, A., R. CHABAN, C.-F. VAHL und B. DORWEILER. Development and evaluation of 3-dimensional printed models of the human tracheobronchial system for training in flexible bronchoscopy [online]. *Interactive cardiovascular and thoracic surgery*, 2019, 28(1), S. 137-143. ISSN 1569-9285. Verfügbar unter: doi:10.1093/icvts/ivy215
- [41] BATEMAN, M.G., W.K. DURFEE, T.L. ILES, C.M. MARTIN, K. LIAO, A.G. ERDMAN und P.A. IAIZZO. Cardiac patient-specific three-dimensional models as surgical planning tools [online]. Surgery, 2019. ISSN 0039-6060. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.surg.2018.11.022
- [42] JARDINI, A.L., M.A. LAROSA, R. MACIEL FILHO, ZAVAGLIA, CECÍLIA AMÉLIA DE CARVALHO, L.F. BERNARDES, C.S. LAMBERT, D.R. CALDERONI und P. KHARMANDAYAN. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing [online]. Journal of craniomaxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2014, 42(8), S. 1877-1884. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jcms.2014.07.006
- [43] HOCKADAY, L.A., K.H. KANG, N.W. COLANGELO, P.Y.C. CHEUNG, B. DUAN, E. MALONE, J. WU, L.N. GIRARDI, L.J. BONASSAR, H. LIPSON, C.C. CHU und J.T. BUTCHER. Rapid 3D printing of anatomically accurate and mechanically heterogeneous aortic valve hydrogel scaffolds [online]. *Biofabrication*, 2012, 4(3), S. 35005. ISSN 1758-5090. Verfügbar unter: doi:10.1088/1758-5082/4/3/035005
- [44] JOEMAI, R.M.S. und J. GELEIJNS. Assessment of structural similarity in CT using filtered backprojection and iterative reconstruction: a phantom study with 3D printed lung vessels

[online]. *The British journal of radiology*, 2017, **90**(1079), S. 20160519. Verfügbar unter: doi:10.1259/bjr.20160519

- [45] MARKERT, M., S. WEBER und T.C. LUETH. A beating heart model 3D printed from specific patient data. In: IEEE, Hg. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007, S. 4472-4475. ISBN 9781424407880
- [46] KAVANAGH, K.R., V. COTE, Y. TSUI, S. KUDERNATSCH, D.R. PETERSON und T.A. VALDEZ. Pediatric laryngeal simulator using 3D printed models: A novel technique [online]. *The Laryngoscope*, 2017, 127(4), S. E132-E137. ISSN 1531-4995. Verfügbar unter: doi:10.1002/lary.26326
- [47] HELL, M.M., S. ACHENBACH, I.S. YOO, J. FRANKE, F.
 BLACHUTZIK, J. ROETHER, V. GRAF, D. RAAZ-SCHRAUDER, M. MARWAN und C. SCHLUNDT. 3D printing for sizing left atrial appendage closure device: head-to-head comparison with computed tomography and transoesophageal echocardiography [online]. EuroIntervention : journal of EuroPCR in collaboration with the Working Group on Interventional Cardiology of the European Society of Cardiology, 2017, 13(10), S. 1234-1241. Verfügbar unter: doi:10.4244/EIJ-D-17-00359
- [48] COHRS, N.H., A. PETROU, M. LOEPFE, M. YLIRUKA, C.M. SCHUMACHER, A.X. KOHLL, C.T. STARCK, M. SCHMID DANERS, M. MEBOLDT, V. FALK und W.J. STARK. A Soft Total Artificial Heart-First Concept Evaluation on a Hybrid Mock Circulation [online]. Artificial organs, 2017. ISSN 1525-1594. Verfügbar unter: doi:10.1111/aor.12956
- [49] GRAF, E.C., D.B. ROPPENECKER, K. TIEMANN, V. d. SAMPER und T.C. LUETH. Development of an anatomic heart model for the minimally-invasive closure of the left atrial appendage. In: IEEE, Hg. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2014, S. 607-612. ISBN 978-1-4799-7397-2
- [50] CARBON3D. Carbon3D introduces CLIP, breakthrough technology for layerless 3D printing. Vancuver Canada, 16. März 2015
- [51] RAWAL AHMED. Carbon Launches L1 Digital Light Synthesis System, 1. Februar 2019

- [52] CARBON3D. An Industry First: Carbon Introduces New 3D Printing Silicone And Biocompatibility of Six Other Materials. Redwood city, Kalifornien, USA, 9. November 2017 [53] CARBON3D. CarbonResin SIL 30 technical datasheet, 15. August 2018 [54] KEYENCE DEUTSCHLAND GMBH. Hochauflösender 3D-Drucker. Modellreihe AGILISTA-3000, 2017 KEYENCE DEUTSCHLAND GMBH. Der AGILISTA bietet neue [55] Möglichkeiten für den 3D-Druck mit Silikonen, 2017 [56] KEYENCE DEUTSCHLAND GMBH. AR-G1L Sicherheitsdatenblatt, 1. Januar 2017. Hochauflösender 3D-Drucker AGLISTA-3200W/3110W Benutzerhandbuch
- [57] KEYENCE DEUTSCHLAND GMBH. AR-H1L
 Sicherheitsdatenblatt, 1. Januar 2017. Hochauflösender 3D-Drucker AGLISTA-3200W/3110W Benutzerhandbuch
- [58] GERMANREPRAP. Der German RepRap L280: Erster 3D-Drucker für Liquid Additive Manufacturing (LAM), 2. November 2018
- [59] DOW[®]. Dow Unveils New Product Line of High-Performance Materials for 3D Printing. Midland, Michigan, 13. November 2017
- [60] DOW[®]. EVOLV3D[™] LC 3335 Liquid Silicone Rubber technical datasheet
- [61] STRATASYS LTD. FDM and PolyJet 3D Printing. Determining wich technology is right for your application, 2017
- [62] STRATASYS LTD. PolyJet Materials. A Range of Possibilities, 2018
- [63] STRATASYS LTD. Agilus30 technical datasheet, 2018
- [64] STRATASYS LTD. Tango technical datasheet, 2018
- [65] WACKER CHEMIE AG. Imagine Flyer. Burghausen, 2017
- [66] WACKER CHEMIE AG. ACEO® Design Guidelines. 3D printing with silicones. 3. Auflage. Burghausen, 2017
- [67] WACKER CHEMIE AG. ACEO[®] Silicone GP Shore A 20 technical datasheet, (Version: 1.0), 25. Mai 2018
- [68] WACKER CHEMIE AG. ACEO[®] Silicone GP Shore A 30 technical datasheet, (Version: 1.1), 21. September 2017

- [69] WACKER CHEMIE AG. ACEO[®] Silicone GP Shore A 60 technical datasheet, (Version: 1.1), 21. September 2017
- [70] WACKER CHEMIE AG. *Multi-Material 3D Printing with Silicones*, 20. Oktober 2017
- [71] WATKIN, H. Inflatable Future. MIT and BMW Develop "Liquid Printed Pneumatics" for Inflatable Car Interiors, 23. Mai 2018
- [72] WRICKE, E. und C. BRAUN. 3D-Druck von biokompatiblen Silikonen. Herstellung von Silikonprothesen mittels additiver Fertigungstechnologien. Dresdner Transferbrief: Leuchtturm Biotechnologie, 2016(2)
- YIRMIBESOGLU, O.D., J. MORROW, S. WALKER, W.
 GOSRICH, R. CANIZARES, H. KIM, U. DAALKHAIJAV, C.
 FLEMING, C. BRANYAN und Y. MENGUC. Direct 3D printing of silicone elastomer soft robots and their performance comparison with molded counterparts. In: IEEE, Hg. 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft), 2018, S. 295-302. ISBN 978-1-5386-4516-1
- [74] REITELSHOFER, S., M. LANDGRAF, D. GRAF, L. BUGERT und J. FRANKE. A new production process for soft actuators and sensors based on dielectric elastomers intended for safe human robot interaction. In: IEEE, Hg. *IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, 2015, S. 51-56. ISBN 978-1-4673-7242-8
- [75] REITELSHÖFER, S., M. GÖTTLER, P. SCHMIDT, P. TREFFER, M. LANDGRAF und J. FRANKE. Aerosol-Jet-Printing silicone layers and electrodes for stacked dielectric elastomer actuators in one processing device. In: SPIE, Hg. *Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, 2016, 97981Y. ISBN 9781510600393
- [76] MOHAMMED, M.I., J. TATINENI, B. CADD, G. PEART und I.
 GIBSON. Advanced auricular prosthesis development by 3D
 modelling and multi-material printing [online]. *KnE Engineering*, 2017, 2(2), S. 37. Verfügbar unter: doi:10.18502/keg.v2i2.593
- [77] WAKE, N., T. RUDE, S.K. KANG, M.D. STIFELMAN, J.F. BORIN, D.K. SODICKSON, W.C. HUANG und H. CHANDARANA. 3D printed renal cancer models derived from MRI data: application in pre-surgical planning [online]. Abdominal radiology (New

York), 2017, **42**(5), S. 1501-1509. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00261-016-1022-2

- [78] UNKOVSKIY, A., S. SPINTZYK, J. BROM, F. HUETTIG und C. KEUTEL. Direct 3D printing of silicone facial prostheses: A preliminary experience in digital workflow [online]. *The Journal* of prosthetic dentistry, 2018. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.prosdent.2017.11.007
- [79] BARTELLAS, M., S. RYAN, G. DOUCET, D. MURPHY und J. TURNER. Three-Dimensional Printing of a Hemorrhagic Cervical Cancer Model for Postgraduate Gynecological Training [online]. *Cureus*, 2017, 9(1), S. e950. ISSN 2168-8184. Verfügbar unter: doi:10.7759/cureus.950
- [80] SEATTLE, UNITED STATES: INSTITUTE FOR HEALTH METRICS AND EVALUATION. Global Burden of Disease Collaborative Network. Global Burden of Disease Study 2016 (GBD 2016) Results. [online], 2017. Verfügbar unter: http://ghdx.healthdata.org/gbd-results-tool
- [81] SCHÜNKE, M., E. SCHULTE und U. SCHUMACHER. Innere Organe. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2015. ISBN 9783131395344
- [82] TILLMANN, B. Atlas der Anatomie des Menschen. 2., überarb.
 Aufl. Heidelberg: Springer, 2010. Springer-Lehrbuch. ISBN 978-3-642-02679-9
- [83] RIEDE, U.-N. und M. WERNER. Allgemeine und Spezielle Pathologie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2017. ISBN 978-3-662-48724-2
- [84] SCHMID, C. Leitfaden Erwachsenenherzchirurgie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-34588-3
- [85] EJAZ, F., J. RYAN, M. HENRIKSEN, L. STOMSKI, M. FEITH, M. OSBORN, S. POPHAL, R. RICHARDSON und D. FRAKES. Colorcoded patient-specific physical models of congenital heart disease [online]. *Rapid Prototyping Journal*, 2014, 20(4), S. 336-343. ISSN 1355-2546. Verfügbar unter: doi:10.1108/RPJ-11-2012-0105
- [86] LAU, I.W.W., D. LIU, L. XU, Z. FAN und Z. SUN. Clinical value of patient-specific three-dimensional printing of congenital heart disease: Quantitative and qualitative assessments [online]. *PloS*

one, 2018, **13**(3), S. e0194333. ISSN 1932-6203. Verfügbar unter: doi:10.1371/journal.pone.0194333

- [87] MATERIALISE. Materialise HeartPrint. 3D Printing Services for Cardiovascular Anatomy, 2018
- [88] YOO, S.-J., T. SPRAY, E.H. AUSTIN, T.-J. YUN und G.S. VAN ARSDELL. Hands-on surgical training of congenital heart surgery using 3-dimensional print models [online]. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 2017, **153**(6), S. 1530-1540. ISSN 0022-5223. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jtcvs.2016.12.054
- [89] LUTHER, B. Techniken der offenen Gefäßchirurgie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-21265-9
- [90] SULAIMAN, A., L. BOUSSEL, F. TACONNET, J.M. SERFATY, H. ALSAID, C. ATTIA, L. HUET und P. DOUEK. In vitro non-rigid life-size model of aortic arch aneurysm for endovascular prosthesis assessment [online]. European journal of cardiothoracic surgery : official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery, 2008, 33(1), S. 53-57. ISSN 1010-7940. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.ejcts.2007.10.016
- [91] RUIZ DE GALARRETA, S., R. ANTÓN, A. CAZON, G.S.
 LARRAONA und E.A. FINOL. Anisotropic abdominal aortic aneurysm replicas with biaxial material characterization [online]. *Medical Engineering & Physics*, 2016, **38**(12), S. 1505-1512. ISSN 13504533. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.medengphy.2016.09.010
- [92] LAN, Q., A. CHEN, T. ZHANG, G. LI, Q. ZHU, X. FAN, C. MA und T. XU. Development of Three-Dimensional Printed Craniocerebral Models for Simulated Neurosurgery [online]. World neurosurgery, 2016, 91, S. 434-442. ISSN 1878-8750. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.wneu.2016.04.069
- [93] SUN, Z., C.K.C. NG und A. SQUELCH. Synchrotron radiation computed tomography assessment of calcified plaques and coronary stenosis with different slice thicknesses and beam energies on 3D printed coronary models [online]. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 2019, **9**(1), S. 6-22. ISSN 2223-4292. Verfügbar unter: doi:10.21037/qims.2018.09.11
- [94] MAFELD, S., C. NESBITT, J. MCCASLIN, A. BAGNALL, P. DAVEY, P. BOSE und R. WILLIAMS. Three-dimensional (3D)

printed endovascular simulation models: a feasibility study [online]. *Annals of Translational Medicine*, 2017, **5**(3). ISSN 2305-5839. Verfügbar unter: doi:10.21037/atm.2017.01.16

- [95] JENA, A.B., S. SEABURY, D. LAKDAWALLA und A. CHANDRA. Malpractice risk according to physician specialty [online]. *The New England journal of medicine*, 2011, **365**(7), S. 629-636. Verfügbar unter: doi:10.1056/NEJMsa1012370
- [96] SCHÜNKE, M., E. SCHULTE und U. SCHUMACHER. *Kopf, Hals und Neuroanatomie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2015. ISBN 9783131395443
- [97] HAUSAMEN, J.-E., E. MACHTENS, J. REUTHER, H. EUFINGER, A. KÜBLER und H. SCHLIEPHAKE. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Operationslehre und -atlas. 4. vollständig überarbeitete Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012. ISBN 978-3-642-17800-9
- [98] SCHWENZER, N. und M. BACHER, Hg. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. 4. vollst. überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2011. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Lehrbuchreihe zur Aus- und Weiterbildung / hrsg. von Norbert Schwenzer; Bd. 2. ISBN 9783135935041
- [99] SADLER, T.W., J. LANGMAN und U. DREWS. Medizinische Embryologie. Die normale menschliche Entwicklung und ihre Fehlbildungen. 11. aktualis. u. erw. Aufl. Stuttgart: Thieme, 2008. ISBN 9783134466119
- [100] WHO, DIMDI 1994 2019. Internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme. 10. Revision, German Modification, Version 2019, 21. September 2018
- [101] WHO, DIMDI 1994 2019. Kapitel XVII, Angeborene Fehlbildungen, Deformitäten und Chromosomenanomalien (Qoo-Q99). Lippen-, Kiefer- und Gaumenspalte (Q35-Q37). In: Internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme. 10. Revision, German Modification, Version 2019, 21. September 2018
- [102] KRIENS, O.L. LAHSHAL-A concise documentation system for cleft lip, alveolus and palate diagnoses. What is a cleft lip and

palate? A multidisciplinary update. *Proc. of an advanced workshop, Bremen*, **1987**, S. 30-34

- [103] MILLARD, D.R. *The unilateral deformity*. Boston: Little, Brown, 1976. Cleft craft. the evolution of its surgery / D. Ralph Millard ; 1. ISBN 0-316-57137-7
- [104] DEUTSCHER INTERDIZIPLINÄRER ARBEITSKREIS LIPPEN-KIEFER-GAUMENSPALTEN/KRANIOFAZIALE ANOMALIEN. Elterninformation Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten, 05.2016
- [105] VADODARIA, S., N. WATKIN, F. THIESSEN und A. PONNIAH. The first cleft palate simulator [online]. *Plastic and reconstructive surgery*, 2007, **120**(1), S. 259-261. ISSN 0032-1052. Verfügbar unter: doi:10.1097/01.prs.0000264394.27150.0d
- [106] NAGY, K. und M.Y. MOMMAERTS. Advanced s(t)imulator for cleft palate repair techniques [online]. The Cleft palatecraniofacial journal : official publication of the American Cleft Palate-Craniofacial Association, 2009, 46(1), S. 1-5. ISSN 1055-6656. Verfügbar unter: doi:10.1597/08-004.1
- [107] LIOUFAS, P.A., M.R. QUAYLE, J.C. LEONG und P.G.
 MCMENAMIN. 3D Printed Models of Cleft Palate Pathology for Surgical Education [online]. *Plastic and reconstructive surgery*. *Global open*, 2016, 4(9), S. e1029. ISSN 2169-7574. Verfügbar unter: doi:10.1097/GOX.00000000001029
- [108] ROGERS-VIZENA, C.R., F.Y.L. SALDANHA, A.L. HOSMER und P.H. WEINSTOCK. A New Paradigm in Cleft Lip Procedural Excellence: Creation and Preliminary Digital Validation of a Lifelike Simulator [online]. *Plastic and reconstructive surgery*, 2018, 142(5), S. 1300-1304. ISSN 0032-1052. Verfügbar unter: doi:10.1097/PRS.00000000004924
- [109] SIMULARE MEDICAL CORP. Cleft Lip Simulator brochure, 2017
- PODOLSKY, D.J., D.M. FISHER, K.W. WONG, T. LOOI, J.M. DRAKE und C.R. FORREST. Evaluation and Implementation of a High-Fidelity Cleft Palate Simulator [online]. *Plastic and reconstructive surgery*, 2017, 139(1), S. 85-96. ISSN 0032-1052. Verfügbar unter: doi:10.1097/PRS.0000000002923
- PODOLSKY, D.J., D.M. FISHER, K.W. WONG RIFF, P. SZASZ, T. LOOI, J.M. DRAKE und C.R. FORREST. Assessing Technical Performance and Determining the Learning Curve in Cleft Palate

Surgery Using a High-Fidelity Cleft Palate Simulator [online]. *Plastic and reconstructive surgery*, 2018, **141**(6), S. 1485-1500. ISSN 0032-1052. Verfügbar unter: doi:10.1097/PRS.000000000004426

- [112] PODOLSKY, D.J., K.W. WONG RIFF, J.M. DRAKE, C.R.
 FORREST und D.M. FISHER. A High Fidelity Cleft Lip Simulator [online]. *Plastic and reconstructive surgery. Global open*, 2018, 6(9), S. e1871. ISSN 2169-7574. Verfügbar unter: doi:10.1097/GOX.00000000001871
- [113] KLÖPPEL, G., H.H. KREIPE, W. REMMELE, W. PAULUS und J.M. SCHRÖDER. *Pathologie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012. ISBN 978-3-642-02323-1
- [114] ALBRIGHT, A.L., I.F. POLLACK und P.D. ADELSON, Hg. *Principles and practice of pediatric neurosurgery*. Third edition. New York: Thieme, 2014. ISBN 9781604067996
- JUNG, T.-Y., S. CHONG, I.-Y. KIM, J.Y. LEE, J.H. PHI, S.-K. KIM, J.-H. KIM und K.-C. WANG. Prevention of Complications in Endoscopic Third Ventriculostomy [online]. *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 2017, 60(3), S. 282-288. ISSN 2005-3711. Verfügbar unter: doi:10.3340/jkns.2017.0101.014
- BEEMS, T. und J.A. GROTENHUIS. Is the success rate of endoscopic third ventriculostomy age-dependent? An analysis of the results of endoscopic third ventriculostomy in young children [online]. *Child's nervous system : ChNS : official journal of the International Society for Pediatric Neurosurgery*, 2002, 18(11), S. 605-608. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00381-002-0652-6
- [117] RYAN, J.R., T. CHEN, P. NAKAJI, D.H. FRAKES und L.F. GONZALEZ. Ventriculostomy Simulation Using Patient-Specific Ventricular Anatomy, 3D Printing, and Hydrogel Casting [online]. World neurosurgery, 2015, 84(5), S. 1333-1339. ISSN 1878-8750. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.wneu.2015.06.016
- [118] COELHO, G., S. ZYMBERG, M. LYRA, N. ZANON und B. WARF. New anatomical simulator for pediatric neuroendoscopic practice [online]. *Child's nervous system : ChNS : official journal* of the International Society for Pediatric Neurosurgery, 2015, 31(2), S. 213-219. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00381-014-2538-9
- [119] BREIMER, G.E., V. BODANI, T. LOOI und J.M. DRAKE. Design and evaluation of a new synthetic brain simulator for endoscopic

third ventriculostomy [online]. *Journal of neurosurgery*. *Pediatrics*, 2015, **15**(1), S. 82-88. ISSN 1933-0715. Verfügbar unter: doi:10.3171/2014.9.PEDS1447

- WEINSTOCK, P., R. REHDER, S.P. PRABHU, P.W. FORBES, C.J. ROUSSIN und A.R. COHEN. Creation of a novel simulator for minimally invasive neurosurgery [online]. Fusion of 3D printing and special effects. *Journal of neurosurgery. Pediatrics*, 2017, 20(1), S. 1-9. ISSN 1933-0715. Verfügbar unter: doi:10.3171/2017.1.PEDS16568
- [121] Verein deutscher Ingeneure. 2206: 06.2004, Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme
- [122] HECKNER, H. und M. WIRTH. Vergleich von Dateiformaten für 3D-Modelle. CEDIFA Arbeitsbericht 7, 13. Mai 2014
- [123] SAPRE, M.S., A.J. KULKARNI, L. CHETTIAR, I. DESHPANDE und B. PIPRIKAR. Mesh smoothing of complex geometry using variations of cohort intelligence algorithm [online]. *Evolutionary Intelligence*, 2018, 20(1), S. 27. ISSN 1864-5909. Verfügbar unter: doi:10.1007/s12065-018-0166-0
- [124] NOLL, W. Zur Chemie und Technologie der Silicone [online]. Angewandte Chemie, 1954, 66(2), S. 41-55. ISSN 00448249. Verfügbar unter: doi:10.1002/ange.19540660202
- [125] ACKERMANN, J. und V. DAMRATH. Chemie und Technologie der Silicone II. Herstellung und Verwendung von Siliconpolymeren [online]. *Chemie in unserer Zeit*, 1989, 23(3), S. 86-99. ISSN 0009-2851. Verfügbar unter: doi:10.1002/ciuz.19890230304
- [126] LECHNER, M.D., K. GEHRKE und E.H. NORDMEIER, Hg. Makromolekulare Chemie. Ein Lehrbuch für Chemiker, Physiker, Materialwissenschaftler und Verfahrenstechniker. 5th ed. Berlin: Springer Berlin Heidelberg, 2014. ISBN 978-3-642-41768-9
- [127] DIN Deutsches Institut für Normung e. V. 7619-1: 02.2012, Elastomere oder thermoplastische Elastomere -Bestimmung der Eindringhärte. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- STAHEL, W.A. Versuchsplanung. In: W.A. STAHEL, Hg. Statistische Datenanalyse. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2002, S. 295-303. ISBN 978-3-528-36653-7

- [129] GEIGER, W. und W. KOTTE. Statistische Versuchsplanung. In: VIEWEG, Hg. *Handbuch Qualität.* 5. Auflage. Wiesbaden: Friedr. Vieweg & Sohn Verlag | GWV Fachverlage GmbH, 2008, S. 457-461. ISBN 978-3-8348-0273-6
- [130] STAHEL, W.A. Tests. In: W.A. STAHEL, Hg. Statistische Datenanalyse. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag, 2002, S. 174-204. ISBN 978-3-528-36653-7
- [131] DIN Deutsches Institut für Normung e. V. 1183-1: 09.2019, Kunststoffe – Verfahren zur Bestimmung der Dichte von nicht verschäumten Kunststoffen. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [132] DIN Deutsches Institut f
 ür Normung e. V. 53504: 03.2017, Pr
 üfung von Kautschuk und Elastomeren - Bestimmung von Reißfestigkeit, Zugfestigkeit, Reißdehnung und Spannungswerten im Zugversuch. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [133] International Organization for Standardization. 37: 11.2017, Rubber, vulcolized or thermoplastic-Determination of tensile stress-strain properties. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [134] DIN Deutsches Institut für Normung e. V. 3384-1: 12.2015,
 Elastomere oder thermoplastische Elastomere Bestimmung der Spannungsrelaxation unter Druck. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [135] DIN Deutsches Institut für Normung e. V. 10319-1: 09.2003, Metallische Werkstoffe - Relaxationsversuch unter Zugbeanspruchung - Teil 1: Prüfverfahren für die Anwendung in Prüfmaschinen;. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [136] HOLLENBERG, S. *Fragebögen*. Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden, 2016. ISBN 978-3-658-12966-8
- [137] PORST, R. *Fragebogen*. Wiesbaden: VS Verlag für Sozialwissenschaften, 2011. ISBN 978-3-531-17902-5
- [138] OSIRIX DICOM IMAGE LIBRARY. CETAUTOMATIX [online]. Normal cardiac MRI and MRA study. Mild Aortic and tricuspid valves regurgitation [Zugriff am: 15. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/
- [139] OSIRIX DICOM IMAGE LIBRARY. ARTIFIX [online]. CT, Dilated aorta [Zugriff am: 15. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/

- BSHIGLEY. *MW skull 1.o.o.* [online], 2017 [Zugriff am: 15. Mai 2018]. Verfügbar unter: https://www.embodi3d.com/files/file/7977-mw-skull
- [141] OSIRIX DICOM IMAGE LIBRARY. BRAINIX [online]. MR, Brain tumor. [Zugriff am: 15. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/
- [142] PRIETO-GONZÁLEZ, S., P. ARGUIS, A. GARCÍA-MARTÍNEZ, G. ESPÍGOL-FRIGOLÉ, I. TAVERA-BAHILLO, M. BUTJOSA, M. SÁNCHEZ, J. HERNÁNDEZ-RODRÍGUEZ, J.M. GRAU und M.C. CID. Large vessel involvement in biopsy-proven giant cell arteritis: prospective study in 40 newly diagnosed patients using CT angiography [online]. *Annals of the rheumatic diseases*, 2012, **71**(7), S. 1170-1176. Verfügbar unter: doi:10.1136/annrheumdis-2011-200865
- [143] BAUER, F.X., F.D. GÜLL, M. ROTH, L.M. RITSCHL, A. RAU, D. GAU, M. GRUBER, M. EBLENKAMP, B. HILMER, K.-D. WOLFF und D.J. LOEFFELBEIN. A prospective longitudinal study of postnatal dentoalveolar and palatal growth: The anatomical basis for CAD/CAM-assisted production of cleft-lip-palate feeding plates [online]. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, 2017, 30(7), S. 846-854. Verfügbar unter: doi:10.1002/ca.22892
- [144] OSIRIX DICOM IMAGE LIBRARY. MANIX [online]. Head CTA with contrast [Zugriff am: 2. September 2019]. Verfügbar unter: https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/
- [145] DIN Deutsches Institut f
 ür Normung e. V. 1183-2: 06.2019, Kunststoffe – Verfahren zur Bestimmung der Dichte von nichtverschäumten Kunststoffen. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [146] DIN Deutsches Institut f
 ür Normung e. V. 1183-3: 05.2000, Kunststoffe – Verfahren zur Bestimmung der Dichte von nichtverschäumten Kunststoffen. Berlin: Beuth Verlag GmbH
- [147] GHAEMI, H., K. BEHDINAN und A.D. SPENCE. In vitro technique in estimation of passive mechanical properties of bovine heart part I. Experimental techniques and data [online]. *Medical Engineering & Physics*, 2009, 31(1), S. 76-82. ISSN 13504533. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.medengphy.2008.04.008
- [148] FATEMIFAR, F., M. FELDMAN, M. OGLESBY und H.-C. HAN. Comparison of Biomechanical Properties and Microstructure of

Trabeculae Carneae, Papillary muscles, and Myocardium in Human Heart [online]. *Journal of biomechanical engineering*, 2018. ISSN 0148-0731. Verfügbar unter: doi:10.1115/1.4041966

- SOMMER, G., A.J. SCHRIEFL, M. ANDRA, M. SACHERER, C.
 VIERTLER, H. WOLINSKI und G.A. HOLZAPFEL. Biomechanical properties and microstructure of human ventricular myocardium [online]. *Acta biomaterialia*, 2015, 24, S. 172-192. ISSN 1742-7061. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.actbio.2015.06.031
- [150] SHAH, S.B., C. WITZENBURG, M.F. HADI, H.P. WAGNER, J.M. GOODRICH, P.W. ALFORD und V.H. BAROCAS. Prefailure and failure mechanics of the porcine ascending thoracic aorta: experiments and a multiscale model [online]. *Journal of biomechanical engineering*, 2014, **136**(2), S. 21028. ISSN 0148-0731. Verfügbar unter: doi:10.1115/1.4026443
- [151] GARCÍA-HERRERA, C.M., J.M. ATIENZA, F.J. ROJO, E. CLAES, G.V. GUINEA, D.J. CELENTANO, C. GARCÍA-MONTERO und R.L. BURGOS. Mechanical behaviour and rupture of normal and pathological human ascending aortic wall [online]. *Medical & biological engineering & computing*, 2012, **50**(6), S. 559-566. ISSN 0140-0118. Verfügbar unter: doi:10.1007/S11517-012-0876-x
- [152] COX, R.H. Comparison of arterial wall mechanics using ring and cylindrical segments [online]. *The American journal of physiology*, 1983, 244(2), S. H298-303. ISSN 0002-9513. Verfügbar unter: doi:10.1152/ajpheart.1983.244.2.H298
- [153] WACKER CHEMIE AG. ELASTOSIL® P 7670 A/B technical datasheet, 2018
- [154] WACKER CHEMIE AG. ELASTOSIL® VARIO A/B technical datasheet, (Version: 3.00), 2. August 2012
- [155] WACKER CHEMIE AG. WACKER® AK 100 SILICONE FLUID technical datasheet, (Version: 1.3), 6. November 2014
- [156] WACKER CHEMIE AG. ACEO® Introduces 3D Printing With Electrically Conductive Silicone Rubber. Burghausen, 13. November 2018
- [157] WACKER CHEMIE AG. 3D Printing Catalog [online]. Haptic Anatomic Models [Zugriff am: 25. Juli 2019]

- BRODER. In Science's Name, Lucrative Trade in Body Parts. *The New York Times*, 12. März 2004, 2004
- [159] WAGNER, S. Künstliche Kadaver [online]. Die Menschenbauer aus Florida, 25. Januar 2019, 2019 [Zugriff am: 12. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.sueddeutsche.de/gesundheit/kuenstliche-kadaverdie-menschenbauer-aus-florida-1.4302598
- [160] SIMULARE MEDICAL CORP. *Cleft Palate and Lip Price List US\$*, 15. Juli 2018
- [161] BUNDESÄRZTEKAMMER. Ärztestatistik zum 31. Dezember 2018,
 31. Dezember 2018
- [162] BUNDESÄRZTEKAMMER. (*Muster-*)Weiterbildungsordnung 2003, 23. Oktober 2015
- [163] VINDEN, C., R. MALTHANER, J. MCGEE, J.A. MCCLURE, J. WINICK-NG, K. LIU, D.M. NASH, B. WELK und L. DUBOIS. Teaching surgery takes time: the impact of surgical education on time in the operating room. *Canadian journal of surgery. Journal canadien de chirurgie*, 2016, **59**(2), S. 87-92
- [164] WAESCHLE, R.M., J. HINZ, F. BLEEKER, B. SLIWA, A. POPOV, C.E. SCHMIDT und M. BAUER. Mythos OP-Minute : Leitfaden zur Kalkulation von DRG-Erlösen pro Op-Minute [online]. Der Anaesthesist, 2016, 65(2), S. 137-147. Verfügbar unter: doi:10.1007/s00101-015-0124-5
- [165] TARSITANO, A., L. CIOCCA, R. CIPRIANI, R. SCOTTI und C. MARCHETTI. Mandibular reconstruction using fibula free flap harvested using a customised cutting guide: how we do it. Acta otorhinolaryngologica Italica : organo ufficiale della Societa italiana di otorinolaringologia e chirurgia cervico-facciale, 2015, 35(3), S. 198-201
- [166] HELMUT LASCHET. Die Sorge um Ärztemangel wächst [online]. Neue Ärztestatistik. Ärzte Zeitung online, 29. März 2019 [Zugriff am: 2. Juni 2019]. Verfügbar unter: https://www.aerztezeitung.de/politik_gesellschaft/berufspolitik/ article/983976/trotz-steigender-arztzahlen-baek-warntaerztemangel.html
- [167] BOHNET-JOSCHKO, S. und L.M. JANDECK. Erfolg durch Innovation: Das Innovationsmanagement der deutschen

Medizintechnikhersteller. Ergebnisse einer Untersuchung zur Unternehmensstruktur, zum Innovations- und Kooperationsverhalten sowie zu Innovationshürden in der Medizintechnik. ISBN 978-3-00-036690-1

- [168] BUNDESMINISTERIUM FÜR WIRTSCHAFT UND ENERGIE. Gesundheitswirtschaftliche Gesamtrechnung (GGR), 2017
- [169] BUNDESMINISTERIUM FÜR WIRTSCHAFT UND ENERGIE (BMWI). Gesundheitswirtschaft – Fakten & Zahlen. Ergebnisse der Gesundheitswirtschaftlichen Gesamtrechnung, 2017
- [170] DIMDI INFORMATIONSYSTEM MEDIZINPRODUKTE. Produktanzeigen beim DIMDI nach Klassen, 22. September 2017
- [171] BUNDESVERBAND MEDIZINTECHNOLOGIE. Der lange Weg eines Medizinprodukts von der Idee bis zur Anwendung am Patienten. - Medizinprodukte sind sicher, leistungsfähig und wirksam -, 20. Januar 2016
- [172] HARER, J. und C. BAUMGARTNER. Anforderungen an Medizinprodukte. München: Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG, 2018. ISBN 978-3-446-45377-7
- [173] BUNDESVERBAND MEDIZINTECHNOLOGIE. Branchenbericht Medizintechnologien 2019, 9. Mai 2019
- [174] LANGLOTZ, C.P., B. ALLEN, B.J. ERICKSON, J. KALPATHY-CRAMER, K. BIGELOW, T.S. COOK, A.E. FLANDERS, M.P. LUNGREN, D.S. MENDELSON, J.D. RUDIE, G. WANG und K. KANDARPA. A Roadmap for Foundational Research on Artificial Intelligence in Medical Imaging: From the 2018 NIH/RSNA/ACR/The Academy Workshop [online]. *Radiology*, 2019, 291(3), S. 781-791. Verfügbar unter: doi:10.1148/radiol.2019190613

Verzeichnis promotionsbezogener, eigener Publikationen

- [P1] WACKER CHEMIE AG. Anatomische Silicon-Modelle und deren additive Herstellung. Erfinder: H. RIEDLE UND V. SEITZ. Anmeldung: 29. September 2017. Deutschland, USA. WO 2019/063105
- [P2] RIEDLE, H., B. MUKAI, P. MOLZ und J. FRANKE. Determination of the Mechanical Properties of Aortic Tissue for 3D Printed Surgical Models. In: IEEE, Hg. *The 11th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, 2018, S. 1-5. ISBN 978-1-5386-5724-9
- [P3] RIEDLE, H., V. SEITZ, L. SCHRAUDOLF und J. FRANKE. Generation of 3D Silicone Models of Anatomic Soft Tissue Structures - A Comparison of Direct 3D Printing and Molding Techniques. In: IEEE, Hg. 2018 IEEE-EMBS conference on biomedical engineering and sciences (IECBES). Proceedings, 2018, S. 539-543. ISBN 978-1-5386-2471-5
- [P4] RIEDLE, H., P. MOLZ und J. FRANKE. Determination of the Mechanical Properties of Cardiac Tissue for 3D Printed Surgical Models. In: IEEE, Hg. 2018 IEEE-EMBS conference on biomedical engineering and sciences (IECBES). Proceedings, 2018, S. 171-176. ISBN 978-1-5386-2471-5
- [P5] RIEDLE, H., K. BRAUNIAS, B. MUKAI und J. FRANKE. Experimental mechanical examination of artificial 3D printed and post processed vascular silicone models. In: IEEE, Hg. 41st Annual International Conference of the IEEE, 2019
- [P6] RIEDLE, H., P. WITTMANN, K. RÖSSLER, J. FRANKE, J. FRANKE und K. ROSSLER. Design and Fabrication of a Multi-Material Neurosurgical Simulator for an Endoscopic Third Ventriculostomy. In: 2019 12th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON): IEEE, 19. November 2019 -22. November 2019, S. 1-5. ISBN 978-1-7281-3752-0
- [P7] RIEDLE, H., A.E. BURKHARDT, V. SEITZ, B. PACHALY, R.R. REID, J.C. LEE und J.E. FRANKE. Design and Fabrication of a Generic 3D Printed Silicone Unilateral Cleft Lip and Palate Model [online]. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS,* 2019, 72(10), S. 1669-1674. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.bjps.2019.06.030

- [P8] RIEDLE, H., R. CHABAN, A. GHAZY, C. PIPLAT, B. DORWEILER und J. FRANKE. Experimental determination of the suture behavior of aortic tissue in comparison to 3D printed silicone modelling material [online]. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 2020, 112, S. 104033. ISSN 1878-0180. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.jmbbm.2020.104033
- [P9] RIEDLE, H., A. SEUFERT, A. GHAZY, B. DORWEILER und J. FRANKE. Generic Design of an Anatomical Heart Model Optimized for Additive Manufacturing with Silicone [online]. *Journal of Rapid Prototyping*, 2020. Verfügbar unter: doi:10.1108/RPJ-11-2019-0283
- [P10] RIEDLE, H., J.C. LEE und J.E. FRANKE. Letter of Response Re: "Design and fabrication of a generic 3D printed silicone unilateral CLP model" [online]. *Journal of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS,* 2019. Verfügbar unter: doi:10.1016/j.bjps.2019.11.037
- [P11] NAHABET, E., A.A. BERTRAND, R. ULMA, M.J. PFAFF, J.R. AYEROFF, H. RIEDLE, H.'i.M.K. POTEMRA, J. LIN, J. E. FRANKE, R.R. REID und J.C. LEE. Multi-Institutional Testing of a 3D Printed Cleft Lip Model for Plastic Surgical Training. *Journal* of plastic, reconstructive & aesthetic surgery : JPRAS, 2019, (submitted)
- [P12] BUSCHHAUS, A. und H. RIEDLE. Kraft- und Momentenmesssung. In: R. MÜLLER, J.E. FRANKE, D. HENRICH, B. KUHLENKÖTTER, A. RAATZ und A. VERL, Hg. Handbuch Mensch-Roboter-Kollaboration: Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG, 2019, S. 102-108. ISBN 9783446460232

Verzeichnis betreuter und promotionsbezogener studentischer Arbeiten^{*}

- [S1] BARTELS, D., H. RIEDLE und J. FRANKE. Implementierung einer externen Ansteuerung eines biomechanischen Tastprüfstandes mittels ROS. Projektarbeit. Erlangen, 3. Juli 2017
- [S2] BRAUN, M., H. RIEDLE und J. FRANKE. Aufbau eines Tastprüfstandes zur biomechanischen Prüfung medizinischer Modelle. Projektarbeit. Erlangen, 2. November 2016
- [S3] BRAUNIAS, K., H. RIEDLE und J. FRANKE. Entwicklung und Evaluierung additiv gefertigter Silikongefäßmodelle mit Plaqueablagerungen zur Simulation von Pathologien. Masterarbeit. Erlangen
- [S4] BURKHARDT, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Erstellung digitaler Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modelle unterschiedlicher Ausprägungen für die additive Fertigung. Masterarbeit. Erlangen, 2. November 2017
- [S5] BUSCH, M., H. RIEDLE und J. FRANKE. Integration mechatronischer Komponenten in eine Roboterperipherie und Weiterentwicklung eines Abtastprogramms. Masterarbeit. Erlangen
- [S6] DÜRNHÖFER, M., H. RIEDLE und J. FRANKE. *Theoretische und praktische Evaluation von Multimaterial-3D-Druck-Formaten*. Projektarbeit. Erlangen
- [S7] EDMEIER, M., H. RIEDLE und J. FRANKE. Entwicklung einer multimodalen, flexiblen Probenhalterung zur Handhabung medizinischer Modelle. Projektarbeit. Erlangen, 30. März 2017
- [S8] GLINDEMANN, C., H. RIEDLE und J. FRANKE. Einbettung kardiologischer Strukturen in eine Finite-Elemente-Umgebung. Masterarbeit. Erlangen
- [S9] HARTMANN, K.M., H. RIEDLE und J. FRANKE. *Entwicklung* eines dynamischen künstlichen Zwerchfells basierend auf weichen, pneumatischen Aktorsystemen. Masterarbeit. Erlangen
- [S10] HARTZ, B., H. RIEDLE und J. FRANKE. Externe Ansteuerung des Mitsubishi Industrial Roboter RV3SDB zur Inbetriebnahme eines

^{*}Die Autorin an zweiter Stelle bezeichnet die Betreuerin der studentischen Arbeit und der Autor an letztgenannter Stelle den Lehrstuhlinhaber.

Tastsystems für biomechanische Prüfungen. Bachelorarbeit. Erlangen, 30. September 2016

- [S11] HASLBAUER, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Erstellung eines Unterkiefermodelles mit individuell verstellbarer Halterung zur Ergänzung eines Lippen-Kiefer-Gaumenspalten-Modelles. Forschungspraktikum. Erlangen, 2. Mai 2019
- [S12] KAISER, I., H. RIEDLE und J. FRANKE. Untersuchung des Nahtverhaltens von Silikonelastomeren. --. Erlangen
- [S13] LOKTEV, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Bestimmung der marktspezifischen KPIs für neue additiv gefertigte medizintechnische Anwendungen. Projektarbeit. Erlangen, 2. November 2016
- [S14] LORZ, A.-J., H. RIEDLE und J. FRANKE. Konzepterstellung und Evaluation Silikon-3D-gedruckte Sizer für die plastische Gesichtschirurgie. Bachelorarbeit. Erlangen
- [S15] MEYER, T., H. RIEDLE und J. FRANKE. *Konzipierung einer magnetorheologischen Universalhalterung für weiche, flexible Strukturen.* Bachelorarbeit. Erlangen
- [S16] MOLZ, P., H. RIEDLE und J. FRANKE. Konzepterstellung für die biomechanische Prüfung von additv gefertigten Modellen.
 Forschungspraktikum. Erlangen, 1. April 2016
- [S17] MOLZ, P., H. RIEDLE und J. FRANKE. Biomechanical testing of soft tissue structures and determination of the corresponding mechanical properties. Masterarbeit. Erlangen, 1. August 2017
- [S18] MUKAI, B., H. RIEDLE und J. FRANKE. Entwicklung und Charakterisierung von Blutgefäßmodellen aus 3D-gedruckten Silikon-Elastomer. Masterarbeit. Erlangen
- [S19] NIEßLBECK, T., H. RIEDLE und J. FRANKE. Ermittlung spezieller KPIs für neue additiv gefertigte medizintechnische Anwendungen in Bezug auf den Sonderfall des medizintechnischen Markts.
 Projektarbeit. Erlangen, 1. Dezember 2016
- [S20] SCHRAUDOLF, L., H. RIEDLE und J. FRANKE. Fertigungsoptimierte Entwicklung eines anatomischen 3D-Modells aus Silikon am Beispiel der Lippen-Kiefer-Gaumenspalte. --. Erlangen, 4. April 2017

- [S21] SEIDENS, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Bestimmung der produktbezogenen KPI für neue additiv gefertigte medizintechnische Anwendungen. Bachelorarbeit. Erlangen, 30. September 2016
- [S22] SEUFERT, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Fertigungsoptimierte digitale Modellerstellung kardiovaskulärer Strukturen für die additive Fertigung. Masterarbeit. Erlangen
- [S23] STENGER, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Studie zur Definition von Anwendungsszenarien für die additive Fertigung mit elastischen Materialien in der Medizintechnik. Forschungspraktikum. Erlangen
- [S24] WIEDEMANN, A., H. RIEDLE und J. FRANKE. Einbindung eines Kraftsensors in einen Tastprüfstand zur Messung und Visualisierung von Härteprofilen. Masterarbeit. Erlangen
- [S25] WITTMANN, P., H. RIEDLE und J. FRANKE. Fertigungsoptimierte Entwicklung eines intrakraniellen Operationssimulators am Beispiel einer endoskopischen Ventrikulozisternostomie. Masterarbeit. Erlangen
Reihenübersicht

Koordination der Reihe (Stand 2020): Geschäftsstelle Maschinenbau, Dr.-Ing. Oliver Kreis, www.mb.fau.de/diss/

Im Rahmen der Reihe sind bisher die nachfolgenden Bände erschienen.

Band 1 – 52 Fertigungstechnik – Erlangen ISSN 1431-6226 Carl Hanser Verlag, München

Band 53 – 307 Fertigungstechnik – Erlangen ISSN 1431-6226 Meisenbach Verlag, Bamberg

ab Band 308 FAU Studien aus dem Maschinenbau ISSN 2625-9974 FAU University Press, Erlangen

Die Zugehörigkeit zu den jeweiligen Lehrstühlen ist wie folgt gekennzeichnet:

Lehrstühle:

Lehrstuhl für Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik
Lehrstuhl für Konstruktionstechnik
Lehrstuhl für Fertigungstechnologie
Lehrstuhl für Photonische Technologien

Band 1: Andreas Hemberger Innovationspotentiale in der rechnerintegrierten Produktion durch wissensbasierte Systeme FAPS, 208 Seiten, 107 Bilder. 1988. ISBN 3-446-15234-2.

Band 2: Detlef Classe Beitrag zur Steigerung der Flexibilität automatisierter Montagesysteme durch Sensorintegration und erweiterte Steuerungskonzepte FAPS, 194 Seiten, 70 Bilder. 1988. ISBN 3-446-15529-5.

Band 3: Friedrich-Wilhelm Nolting Projektierung von Montagesystemen FAPS, 201 Seiten, 107 Bilder, 1 Tab. 1989. ISBN 3-446-15541-4.

Band 4: Karsten Schlüter Nutzungsgradsteigerung von Montagesystemen durch den Einsatz der Simulationstechnik FAPS, 177 Seiten, 97 Bilder. 1989. ISBN 3-446-15542-2.

Band 5: Shir-Kuan Lin Aufbau von Modellen zur Lageregelung von Industrierobotern FAPS, 168 Seiten, 46 Bilder. 1989. ISBN 3-446-15546-5.

Band 6: Rudolf Nuss Untersuchungen zur Bearbeitungsqualität im Fertigungssystem Laserstrahlschneiden LFT, 206 Seiten, 115 Bilder, 6 Tab. 1989. ISBN 3-446-15783-2. Band 7: Wolfgang Scholz Modell zur datenbankgestützten Planung automatisierter Montageanlagen FAPS, 194 Seiten, 89 Bilder. 1989. ISBN 3-446-15825-1.

Band 8: Hans-Jürgen Wißmeier Beitrag zur Beurteilung des Bruchverhaltens von Hartmetall-Fließpreßmatrizen LFT, 179 Seiten, 99 Bilder, 9 Tab. 1989. ISBN 3-446-15921-5.

Band 9: Rainer Eisele Konzeption und Wirtschaftlichkeit von Planungssystemen in der Produktion FAPS, 183 Seiten, 86 Bilder. 1990. ISBN 3-446-16107-4.

Band 10: Rolf Pfeiffer Technologisch orientierte Montageplanung am Beispiel der Schraubtechnik FAPS, 216 Seiten, 102 Bilder, 16 Tab. 1990. ISBN 3-446-16161-9.

Band 11: Herbert Fischer Verteilte Planungssysteme zur Flexibilitätssteigerung der rechnerintegrierten Teilefertigung FAPS, 201 Seiten, 82 Bilder. 1990. ISBN 3-446-16105-8.

Band 12: Gerhard Kleineidam CAD/CAP: Rechnergestützte Montagefeinplanung FAPS, 203 Seiten, 107 Bilder. 1990. ISBN 3-446-16112-0. Band 13: Frank Vollertsen Pulvermetallurgische Verarbeitung eines übereutektoiden verschleißfesten Stahls LFT, XIII u. 217 Seiten, 67 Bilder, 34 Tab. 1990. ISBN 3-446-16133-3.

Band 14: Stephan Biermann Untersuchungen zur Anlagen- und Prozeßdiagnostik für das Schneiden mit CO2-Hochleistungslasern LFT, VIII u. 170 Seiten, 93 Bilder, 4 Tab. 1991. ISBN 3-446-16269-0.

Band 15: Uwe Geißler Material- und Datenfluß in einer flexiblen Blechbearbeitungszelle LFT, 124 Seiten, 41 Bilder, 7 Tab. 1991. ISBN 3-446-16358-1.

Band 16: Frank Oswald Hake Entwicklung eines rechnergestützten Diagnosesystems für automatisierte Montagezellen FAPS, XIV u. 166 Seiten, 77 Bilder. 1991. ISBN 3-446-16428-6.

Band 17: Herbert Reichel Optimierung der Werkzeugbereitstellung durch rechnergestützte Arbeitsfolgenbestimmung FAPS, 198 Seiten, 73 Bilder, 2 Tab. 1991. ISBN 3-446-16453-7.

Band 18: Josef Scheller Modellierung und Einsatz von Softwaresystemen für rechnergeführte Montagezellen FAPS, 198 Seiten, 65 Bilder. 1991. ISBN 3-446-16454-5. Band 19: Arnold vom Ende Untersuchungen zum Biegeumforme mit elastischer Matrize LFT, 166 Seiten, 55 Bilder, 13 Tab. 1991. ISBN 3-446-16493-6.

Band 20: Joachim Schmid Beitrag zum automatisierten Bearbeiten von Keramikguß mit Industrierobotern FAPS, XIV u. 176 Seiten, 111 Bilder, 6 Tab. 1991. ISBN 3-446-16560-6.

Band 21: Egon Sommer Multiprozessorsteuerung für kooperierende Industrieroboter in Montagezellen FAPS, 188 Seiten, 102 Bilder. 1991. ISBN 3-446-17062-6.

Band 22: Georg Geyer Entwicklung problemspezifischer Verfahrensketten in der Montage FAPS, 192 Seiten, 112 Bilder. 1991. ISBN 3-446-16552-5.

Band 23: Rainer Flohr Beitrag zur optimalen Verbindungstechnik in der Oberflächenmontage (SMT) FAPS, 186 Seiten, 79 Bilder. 1991. ISBN 3-446-16568-1.

Band 24: Alfons Rief Untersuchungen zur Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden und -schweißen in der Rohkarosseriefertigung LFT, VI u. 145 Seiten, 58 Bilder, 5 Tab. 1991. ISBN 3-446-16593-2. Band 25: Christoph Thim Rechnerunterstützte Optimierung von Materialflußstrukturen in der Elektronikmontage durch Simulation FAPS, 188 Seiten, 74 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17118-5.

Band 26: Roland Müller CO2 -Laserstrahlschneiden von kurzglasverstärkten Verbundwerkstoffen LFT, 141 Seiten, 107 Bilder, 4 Tab. 1992. ISBN 3-446-17104-5.

Band 27: Günther Schäfer Integrierte Informationsverarbeitung bei der Montageplanung FAPS, 195 Seiten, 76 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17117-7.

Band 28: Martin Hoffmann Entwicklung einer CAD/CAM-Prozeßkette für die Herstellung von Blechbiegeteilen LFT, 149 Seiten, 89 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17154-1.

Band 29: Peter Hoffmann Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden und –schweißen: Prozeßführung und Systemtechnik in der 3D-Laserstrahlbearbeitung von Blechformteilen LFT, 186 Seiten, 92 Bilder, 10 Tab. 1992. ISBN 3-446-17153-3.

Band 30: Olaf Schrödel Flexible Werkstattsteuerung mit objektorientierten Softwarestrukturen FAPS, 180 Seiten, 84 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17242-4. Band 31: Hubert Reinisch Planungs- und Steuerungswerkzeuge zur impliziten Geräteprogrammierung in Roboterzellen FAPS, XI u. 212 Seiten, 112 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17380-3.

Band 32: Brigitte Bärnreuther Ein Beitrag zur Bewertung des Kommunikationsverhaltens von Automatisierungsgeräten in flexiblen Produktionszellen FAPS, XI u. 179 Seiten, 71 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17451-6.

Band 33: Joachim Hutfless Laserstrahlregelung und Optikdiagnostik in der Strahlführung einer CO2-Hochleistungslaseranlage LFT, 175 Seiten, 70 Bilder, 17 Tab. 1993. ISBN 3-446-17532-6.

Band 34: Uwe Günzel Entwicklung und Einsatz eines Simulationsverfahrens für operative und strategische Probleme der Produktionsplanung und –steuerung FAPS, XIV u. 170 Seiten, 66 Bilder, 5 Tab. 1993. ISBN 3-446-17604-7.

Band 35: Bertram Ehmann Operatives Fertigungscontrolling durch Optimierung auftragsbezogener Bearbeitungsabläufe in der Elektronikfertigung FAPS, XV u. 167 Seiten, 114 Bilder. 1993. ISBN 3-446-17658-6.

Band 36: Harald Kolléra Entwicklung eines benutzerorientierten Werkstattprogrammiersystems für das Laserstrahlschneiden LFT, 129 Seiten, 66 Bilder, 1 Tab. 1993. ISBN 3-446-17719-1. Band 37: Stephanie Abels Modellierung und Optimierung von Montageanlagen in einem integrierten Simulationssystem FAPS, 188 Seiten, 88 Bilder. 1993. ISBN 3-446-17731-0.

Band 38: Robert Schmidt-Hebbel Laserstrahlbohren durchflußbestimmender Durchgangslöcher LFT, 145 Seiten, 63 Bilder, 11 Tab. 1993. ISBN 3-446-17778-7.

Band 39: Norbert Lutz Oberflächenfeinbearbeitung keramischer Werkstoffe mit XeCl-Excimerlaserstrahlung LFT, 187 Seiten, 98 Bilder, 29 Tab. 1994. ISBN 3-446-17970-4.

Band 40: Konrad Grampp Rechnerunterstützung bei Test und Schulung an Steuerungssoftware von SMD-Bestücklinien FAPS, 178 Seiten, 88 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18173-3.

Band 41: Martin Koch Wissensbasierte Unterstützung der Angebotsbearbeitung in der Investitionsgüterindustrie FAPS, 169 Seiten, 68 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18174-1.

Band 42: Armin Gropp Anlagen- und Prozeßdiagnostik beim Schneiden mit einem gepulsten Nd:YAG-Laser LFT, 160 Seiten, 88 Bilder, 7 Tab. 1995. ISBN 3-446-18241-1. Band 43: Werner Heckel Optische 3D-Konturerfassung und on-line Biegewinkelmessung mit dem Lichtschnittverfahren LFT, 149 Seiten, 43 Bilder, 11 Tab. 1995. ISBN 3-446-18243-8.

Band 44: Armin Rothhaupt Modulares Planungssystem zur Optimierung der Elektronikfertigung FAPS, 180 Seiten, 101 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18307-8.

Band 45: Bernd Zöllner Adaptive Diagnose in der Elektronikproduktion FAPS, 195 Seiten, 74 Bilder, 3 Tab. 1995. ISBN 3-446-18308-6.

Band 46: Bodo Vormann Beitrag zur automatisierten Handhabungsplanung komplexer Blechbiegeteile LFT, 126 Seiten, 89 Bilder, 3 Tab. 1995. ISBN 3-446-18345-0.

Band 47: Peter Schnepf Zielkostenorientierte Montageplanung FAPS, 144 Seiten, 75 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18397-3.

Band 48: Rainer Klotzbücher Konzept zur rechnerintegrierten Materialversorgung in flexiblen Fertigungssystemen FAPS, 156 Seiten, 62 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18412-0. Band 49: Wolfgang Greska Wissensbasierte Analyse und Klassifizierung von Blechteilen LFT, 144 Seiten, 96 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18462-7.

Band 50: Jörg Franke Integrierte Entwicklung neuer Produkt- und Produktionstechnologien für räumliche spritzgegossene Schaltungsträger (3-D MID) FAPS, 196 Seiten, 86 Bilder, 4 Tab. 1995. ISBN 3-446-18448-1.

Band 51: Franz-Josef Zeller Sensorplanung und schnelle Sensorregelung für Industrieroboter FAPS, 190 Seiten, 102 Bilder, 9 Tab. 1995. ISBN 3-446-18601-8.

Band 52: Michael Solvie Zeitbehandlung und Multimedia-Unterstützung in Feldkommunikationssystemen FAPS, 200 Seiten, 87 Bilder, 35 Tab. 1996. ISBN 3-446-18607-7.

Band 53: Robert Hopperdietzel Reengineering in der Elektro- und Elektronikindustrie FAPS, 180 Seiten, 109 Bilder, 1 Tab. 1996. ISBN 3-87525-070-2.

Band 54: Thomas Rebhahn Beitrag zur Mikromaterialbearbeitung mit Excimerlasern - Systemkomponenten und Verfahrensoptimierungen LFT, 148 Seiten, 61 Bilder, 10 Tab. 1996. ISBN 3-87525-075-3. Band 55: Henning Hanebuth Laserstrahlhartlöten mit Zweistrahltechnik LFT, 157 Seiten, 58 Bilder, 11 Tab. 1996. ISBN 3-87525-074-5.

Band 56: Uwe Schönherr Steuerung und Sensordatenintegration für flexible Fertigungszellen mit kooperierenden Robotern FAPS, 188 Seiten, 116 Bilder, 3 Tab. 1996. ISBN 3-87525-076-1.

Band 57: Stefan Holzer Berührungslose Formgebung mit Laserstrahlung LFT, 162 Seiten, 69 Bilder, 11 Tab. 1996. ISBN 3-87525-079-6.

Band 58: Markus Schultz Fertigungsqualität beim 3D-Laserstrahlschweißen von Blechformteilen LFT, 165 Seiten, 88 Bilder, 9 Tab. 1997. ISBN 3-87525-080-X.

Band 59: Thomas Krebs Integration elektromechanischer CA-Anwendungen über einem STEP-Produktmodell FAPS, 198 Seiten, 58 Bilder, 8 Tab. 1997. ISBN 3-87525-081-8.

Band 60: Jürgen Sturm Prozeßintegrierte Qualitätssicherung in der Elektronikproduktion FAPS, 167 Seiten, 112 Bilder, 5 Tab. 1997. ISBN 3-87525-082-6. Band 61: Andreas Brand Prozesse und Systeme zur Bestückung räumlicher elektronischer Baugruppen (3D-MID) FAPS, 182 Seiten, 100 Bilder. 1997. ISBN 3-87525-087-7.

Band 62: Michael Kauf Regelung der Laserstrahlleistung und der Fokusparameter einer CO2-Hochleistungslaseranlage LFT, 140 Seiten, 70 Bilder, 5 Tab. 1997. ISBN 3-87525-083-4.

Band 63: Peter Steinwasser Modulares Informationsmanagement in der integrierten Produkt- und Prozeßplanung FAPS, 190 Seiten, 87 Bilder. 1997. ISBN 3-87525-084-2.

Band 64: Georg Liedl Integriertes Automatisierungskonzept für den flexiblen Materialfluß in der Elektronikproduktion FAPS, 196 Seiten, 96 Bilder, 3 Tab. 1997. ISBN 3-87525-086-9.

Band 65: Andreas Otto Transiente Prozesse beim Laserstrahlschweißen LFT, 132 Seiten, 62 Bilder, 1 Tab. 1997. ISBN 3-87525-089-3.

Band 66: Wolfgang Blöchl Erweiterte Informationsbereitstellung an offenen CNC-Steuerungen zur Prozeß- und Programmoptimierung FAPS, 168 Seiten, 96 Bilder. 1997. ISBN 3-87525-091-5. Band 67: Klaus-Uwe Wolf Verbesserte Prozeßführung und Prozeßplanung zur Leistungs- und Qualitätssteigerung beim Spulenwickeln FAPS, 186 Seiten, 125 Bilder. 1997. ISBN 3-87525-092-3.

Band 68: Frank Backes Technologieorientierte Bahnplanung für die 3D-Laserstrahlbearbeitung LFT, 138 Seiten, 71 Bilder, 2 Tab. 1997. ISBN 3-87525-093-1.

Band 69: Jürgen Kraus Laserstrahlumformen von Profilen LFT, 137 Seiten, 72 Bilder, 8 Tab. 1997. ISBN 3-87525-094-X.

Band 70: Norbert Neubauer Adaptive Strahlführungen für CO2-Laseranlagen LFT, 120 Seiten, 50 Bilder, 3 Tab. 1997. ISBN 3-87525-095-8.

Band 71: Michael Steber Prozeßoptimierter Betrieb flexibler Schraubstationen in der automatisierten Montage FAPS, 168 Seiten, 78 Bilder, 3 Tab. 1997. ISBN 3-87525-096-6.

Band 72: Markus Pfestorf Funktionale 3D-Oberflächenkenngrößen in der Umformtechnik LFT, 162 Seiten, 84 Bilder, 15 Tab. 1997. ISBN 3-87525-097-4. Band 73: Volker Franke Integrierte Planung und Konstruktion von Werkzeugen für die Biegebearbeitung LFT, 143 Seiten, 81 Bilder. 1998. ISBN 3-87525-098-2.

Band 74: Herbert Scheller Automatisierte Demontagesysteme und recyclinggerechte Produktgestaltung elektronischer Baugruppen FAPS, 184 Seiten, 104 Bilder, 17 Tab. 1998. ISBN 3-87525-099-0.

Band 75: Arthur Meßner Kaltmassivumformung metallischer Kleinstteile - Werkstoffverhalten, Wirkflächenreibung, Prozeßauslegung LFT, 164 Seiten, 92 Bilder, 14 Tab. 1998. ISBN 3-87525-100-8.

Band 76: Mathias Glasmacher Prozeß- und Systemtechnik zum Laserstrahl-Mikroschweißen LFT, 184 Seiten, 104 Bilder, 12 Tab. 1998. ISBN 3-87525-101-6.

Band 77: Michael Schwind Zerstörungsfreie Ermittlung mechanischer Eigenschaften von Feinblechen mit dem Wirbelstromverfahren LFT, 124 Seiten, 68 Bilder, 8 Tab. 1998. ISBN 3-87525-102-4.

Band 78: Manfred Gerhard Qualitätssteigerung in der Elektronikproduktion durch Optimierung der Prozeßführung beim Löten komplexer Baugruppen FAPS, 179 Seiten, 113 Bilder, 7 Tab. 1998. ISBN 3-87525-103-2. Band 79: Elke Rauh Methodische Einbindung der Simulation in die betrieblichen Planungs- und Entscheidungsabläufe FAPS, 192 Seiten, 114 Bilder, 4 Tab. 1998. ISBN 3-87525-104-0.

Band 80: Sorin Niederkorn Meßeinrichtung zur Untersuchung der Wirkflächenreibung bei umformtechnischen Prozessen LFT, 99 Seiten, 46 Bilder, 6 Tab. 1998. ISBN 3-87525-105-9.

Band 81: Stefan Schuberth Regelung der Fokuslage beim Schweißen mit CO2-Hochleistungslasern unter Einsatz von adaptiven Optiken LFT, 140 Seiten, 64 Bilder, 3 Tab. 1998. ISBN 3-87525-106-7.

Band 82: Armando Walter Colombo Development and Implementation of Hierarchical Control Structures of Flexible Production Systems Using High Level Petri Nets FAPS, 216 Seiten, 86 Bilder. 1998. ISBN 3-87525-109-1.

Band 83: Otto Meedt Effizienzsteigerung bei Demontage und Recycling durch flexible Demontagetechnologien und optimierte Produktgestaltung FAPS, 186 Seiten, 103 Bilder. 1998. ISBN 3-87525-108-3.

Band 84: Knuth Götz Modelle und effiziente Modellbildung zur Qualitätssicherung in der Elektronikproduktion FAPS, 212 Seiten, 129 Bilder, 24 Tab. 1998. ISBN 3-87525-112-1. Band 85: Ralf Luchs Einsatzmöglichkeiten leitender Klebstoffe zur zuverlässigen Kontaktierung elektronischer Bauelemente in der SMT FAPS, 176 Seiten, 126 Bilder, 30 Tab. 1998. ISBN 3-87525-113-7.

Band 86: Frank Pöhlau Entscheidungsgrundlagen zur Einführung räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3-D MID) FAPS, 144 Seiten, 99 Bilder. 1999. ISBN 3-87525-114-8.

Band 87: Roland T. A. Kals Fundamentals on the miniaturization of sheet metal working processes LFT, 128 Seiten, 58 Bilder, 11 Tab. 1999. ISBN 3-87525-115-6.

Band 88: Gerhard Luhn Implizites Wissen und technisches Handeln am Beispiel der Elektronikproduktion FAPS, 252 Seiten, 61 Bilder, 1 Tab. 1999. ISBN 3-87525-116-4.

Band 89: Axel Sprenger Adaptives Streckbiegen von Aluminium-Strangpreßprofilen LFT, 114 Seiten, 63 Bilder, 4 Tab. 1999. ISBN 3-87525-117-2.

Band 90: Hans-Jörg Pucher Untersuchungen zur Prozeßfolge Umformen, Bestücken und Laserstrahllöten von Mikrokontakten LFT, 158 Seiten, 69 Bilder, 9 Tab. 1999. ISBN 3-87525-119-9. Band 91: Horst Arnet Profilbiegen mit kinematischer Gestalterzeugung LFT, 128 Seiten, 67 Bilder, 7 Tab. 1999. ISBN 3-87525-120-2.

Band 92: Doris Schubart Prozeßmodellierung und Technologieentwicklung beim Abtragen mit CO2-Laserstrahlung LFT, 133 Seiten, 57 Bilder, 13 Tab. 1999. ISBN 3-87525-122-9.

Band 93: Adrianus L. P. Coremans Laserstrahlsintern von Metallpulver -Prozeßmodellierung, Systemtechnik, Eigenschaften laserstrahlgesinterter Metallkörper LFT, 184 Seiten, 108 Bilder, 12 Tab. 1999. ISBN 3-87525-124-5.

Band 94: Hans-Martin Biehler Optimierungskonzepte für Qualitätsdatenverarbeitung und Informationsbereitstellung in der Elektronikfertigung FAPS, 194 Seiten, 105 Bilder. 1999. ISBN 3-87525-126-1.

Band 95: Wolfgang Becker Oberflächenausbildung und tribologische Eigenschaften excimerlaserstrahlbearbeiteter Hochleistungskeramiken LFT, 175 Seiten, 71 Bilder, 3 Tab. 1999. ISBN 3-87525-127-X.

Band 96: Philipp Hein Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren: Modellierung, Prozeßauslegung und Prozeßführung LFT, 129 Seiten, 57 Bilder, 7 Tab. 1999. ISBN 3-87525-128-8. Band 97: Gunter Beitinger Herstellungs- und Prüfverfahren für thermoplastische Schaltungsträger FAPS, 169 Seiten, 92 Bilder, 20 Tab. 1999. ISBN 3-87525-129-6.

Band 98: Jürgen Knoblach Beitrag zur rechnerunterstützten verursachungsgerechten Angebotskalkulation von Blechteilen mit Hilfe wissensbasierter Methoden LFT, 155 Seiten, 53 Bilder, 26 Tab. 1999. ISBN 3-87525-130-X.

Band 99: Frank Breitenbach Bildverarbeitungssystem zur Erfassung der Anschlußgeometrie elektronischer SMT-Bauelemente LFT, 147 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab. 2000. ISBN 3-87525-131-8.

Band 100: Bernd Falk Simulationsbasierte Lebensdauervorhersage für Werkzeuge der Kaltmassivumformung LFT, 134 Seiten, 44 Bilder, 15 Tab. 2000. ISBN 3-87525-136-9.

Band 101: Wolfgang Schlögl Integriertes Simulationsdaten-Management für Maschinenentwicklung und Anlagenplanung FAPS, 169 Seiten, 101 Bilder, 20 Tab. 2000. ISBN 3-87525-137-7.

Band 102: Christian Hinsel Ermüdungsbruchversagen hartstoffbeschichteter Werkzeugstähle in der Kaltmassivumformung LFT, 130 Seiten, 80 Bilder, 14 Tab. 2000. ISBN 3-87525-138-5. Band 103: Stefan Bobbert Simulationsgestützte Prozessauslegung für das Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren LFT, 123 Seiten, 77 Bilder. 2000. ISBN 3-87525-145-8.

Band 104: Harald Rottbauer Modulares Planungswerkzeug zum Produktionsmanagement in der Elektronikproduktion FAPS, 166 Seiten, 106 Bilder. 2001. ISBN 3-87525-139-3.

Band 105: Thomas Hennige Flexible Formgebung von Blechen durch Laserstrahlumformen LFT, 119 Seiten, 50 Bilder. 2001. ISBN 3-87525-140-7.

Band 106: Thomas Menzel Wissensbasierte Methoden für die rechnergestützte Charakterisierung und Bewertung innovativer Fertigungsprozesse LFT, 152 Seiten, 71 Bilder. 2001. ISBN 3-87525-142-3.

Band 107: Thomas Stöckel Kommunikationstechnische Integration der Prozeßebene in Produktionssysteme durch Middleware-Frameworks FAPS, 147 Seiten, 65 Bilder, 5 Tab. 2001. ISBN 3-87525-143-1. Band 108: Frank Pitter Verfügbarkeitssteigerung von Werkzeugmaschinen durch Einsatz mechatronischer Sensorlösungen FAPS, 158 Seiten, 131 Bilder, 8 Tab. 2001. ISBN 3-87525-144-X.

Band 109: Markus Korneli Integration lokaler CAP-Systeme in einen globalen Fertigungsdatenverbund FAPS, 121 Seiten, 53 Bilder, 11 Tab. 2001. ISBN 3-87525-146-6.

Band 110: Burkhard Müller Laserstrahljustieren mit Excimer-Lasern -Prozeßparameter und Modelle zur Aktorkonstruktion LFT, 128 Seiten, 36 Bilder, 9 Tab. 2001. ISBN 3-87525-159-8.

Band 111: Jürgen Göhringer Integrierte Telediagnose via Internet zum effizienten Service von Produktionssystemen FAPS, 178 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2001. ISBN 3-87525-147-4.

Band 112: Robert Feuerstein Qualitäts- und kosteneffiziente Integration neuer Bauelementetechnologien in die Flachbaugruppenfertigung FAPS, 161 Seiten, 99 Bilder, 10 Tab. 2001. ISBN 3-87525-151-2.

Band 113: Marcus Reichenberger Eigenschaften und Einsatzmöglichkeiten alternativer Elektroniklote in der Oberflächenmontage (SMT) FAPS, 165 Seiten, 97 Bilder, 18 Tab. 2001. ISBN 3-87525-152-0. Band 114: Alexander Huber Justieren vormontierter Systeme mit dem Nd:YAG-Laser unter Einsatz von Aktoren LFT, 122 Seiten, 58 Bilder, 5 Tab. 2001. ISBN 3-87525-153-9.

Band 115: Sami Krimi Analyse und Optimierung von Montagesystemen in der Elektronikproduktion FAPS, 155 Seiten, 88 Bilder, 3 Tab. 2001. ISBN 3-87525-157-1.

Band 116: Marion Merklein Laserstrahlumformen von Aluminiumwerkstoffen - Beeinflussung der Mikrostruktur und der mechanischen Eigenschaften LFT, 122 Seiten, 65 Bilder, 15 Tab. 2001. ISBN 3-87525-156-3.

Band 117: Thomas Collisi Ein informationslogistisches Architekturkonzept zur Akquisition simulationsrelevanter Daten FAPS, 181 Seiten, 105 Bilder, 7 Tab. 2002. ISBN 3-87525-164-4.

Band 118: Markus Koch Rationalisierung und ergonomische Optimierung im Innenausbau durch den Einsatz moderner Automatisierungstechnik FAPS, 176 Seiten, 98 Bilder, 9 Tab. 2002. ISBN 3-87525-165-2.

Band 119: Michael Schmidt Prozeßregelung für das Laserstrahl-Punktschweißen in der Elektronikproduktion LFT, 152 Seiten, 71 Bilder, 3 Tab. 2002. ISBN 3-87525-166-0. Band 120: Nicolas Tiesler Grundlegende Untersuchungen zum Fließpressen metallischer Kleinstteile LFT, 126 Seiten, 78 Bilder, 12 Tab. 2002. ISBN 3-87525-175-X.

Band 121: Lars Pursche Methoden zur technologieorientierten Programmierung für die 3D-Lasermikrobearbeitung LFT, 111 Seiten, 39 Bilder, o Tab. 2002. ISBN 3-87525-183-0.

Band 122: Jan-Oliver Brassel Prozeßkontrolle beim Laserstrahl-Mikroschweißen LFT, 148 Seiten, 72 Bilder, 12 Tab. 2002. ISBN 3-87525-181-4.

Band 123: Mark Geisel Prozeßkontrolle und -steuerung beim Laserstrahlschweißen mit den Methoden der nichtlinearen Dynamik LFT, 135 Seiten, 46 Bilder, 2 Tab. 2002. ISBN 3-87525-180-6.

Band 124: Gerd Eßer Laserstrahlunterstützte Erzeugung metallischer Leiterstrukturen auf Thermoplastsubstraten für die MID-Technik LFT, 148 Seiten, 60 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-171-7.

Band 125: Marc Fleckenstein Qualität laserstrahl-gefügter Mikroverbindungen elektronischer Kontakte LFT, 159 Seiten, 77 Bilder, 7 Tab. 2002. ISBN 3-87525-170-9. Band 126: Stefan Kaufmann Grundlegende Untersuchungen zum Nd:YAG- Laserstrahlfügen von Silizium für Komponenten der Optoelektronik LFT, 159 Seiten, 100 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-172-5.

Band 127: Thomas Fröhlich Simultanes Löten von Anschlußkontakten elektronischer Bauelemente mit Diodenlaserstrahlung LFT, 143 Seiten, 75 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-186-5.

Band 128: Achim Hofmann Erweiterung der Formgebungsgrenzen beim Umformen von Aluminiumwerkstoffen durch den Einsatz prozessangepasster Platinen LFT, 113 Seiten, 58 Bilder, 4 Tab. 2002. ISBN 3-87525-182-2.

Band 129: Ingo Kriebitzsch 3 - D MID Technologie in der Automobilelektronik FAPS, 129 Seiten, 102 Bilder, 10 Tab. 2002. ISBN 3-87525-169-5.

Band 130: Thomas Pohl Fertigungsqualität und Umformbarkeit laserstrahlgeschweißter Formplatinen aus Aluminiumlegierungen LFT, 133 Seiten, 93 Bilder, 12 Tab. 2002. ISBN 3-87525-173-3.

Band 131: Matthias Wenk Entwicklung eines konfigurierbaren Steuerungssystems für die flexible Sensorführung von Industrierobotern FAPS, 167 Seiten, 85 Bilder, 1 Tab. 2002. ISBN 3-87525-174-1. Band 132: Matthias Negendanck Neue Sensorik und Aktorik für Bearbeitungsköpfe zum Laserstrahlschweißen LFT, 116 Seiten, 60 Bilder, 14 Tab. 2002. ISBN 3-87525-184-9.

Band 133: Oliver Kreis

Integrierte Fertigung - Verfahrensintegration durch Innenhochdruck-Umformen, Trennen und Laserstrahlschweißen in einem Werkzeug sowie ihre tele- und multimediale Präsentation

LFT, 167 Seiten, 90 Bilder, 43 Tab. 2002. ISBN 3-87525-176-8.

Band 134: Stefan Trautner Technische Umsetzung produktbezogener Instrumente der Umweltpolitik bei Elektro- und Elektronikgeräten FAPS, 179 Seiten, 92 Bilder, 11 Tab. 2002. ISBN 3-87525-177-6.

Band 135: Roland Meier Strategien für einen produktorientierten Einsatz räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3-D MID) FAPS, 155 Seiten, 88 Bilder, 14 Tab. 2002. ISBN 3-87525-178-4.

Band 136: Jürgen Wunderlich Kostensimulation - Simulationsbasierte Wirtschaftlichkeitsregelung komplexer Produktionssysteme FAPS, 202 Seiten, 119 Bilder, 17 Tab. 2002. ISBN 3-87525-179-2.

Band 137: Stefan Novotny Innenhochdruck-Umformen von Blechen aus Aluminium- und Magnesiumlegierungen bei erhöhter Temperatur LFT, 132 Seiten, 82 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-185-7. Band 138: Andreas Licha Flexible Montageautomatisierung zur Komplettmontage flächenhafter Produktstrukturen durch kooperierende Industrieroboter FAPS, 158 Seiten, 87 Bilder, 8 Tab. 2003. ISBN 3-87525-189-X.

Band 139: Michael Eisenbarth Beitrag zur Optimierung der Aufbau- und Verbindungstechnik für mechatronische Baugruppen FAPS, 207 Seiten, 141 Bilder, 9 Tab. 2003. ISBN 3-87525-190-3.

Band 140: Frank Christoph Durchgängige simulationsgestützte Planung von Fertigungseinrichtungen der Elektronikproduktion FAPS, 187 Seiten, 107 Bilder, 9 Tab. 2003. ISBN 3-87525-191-1.

Band 141: Hinnerk Hagenah Simulationsbasierte Bestimmung der zu erwartenden Maßhaltigkeit für das Blechbiegen LFT, 131 Seiten, 36 Bilder, 26 Tab. 2003. ISBN 3-87525-192-X.

Band 142: Ralf Eckstein Scherschneiden und Biegen metallischer Kleinstteile - Materialeinfluss und Materialverhalten LFT, 148 Seiten, 71 Bilder, 19 Tab. 2003. ISBN 3-87525-193-8.

Band 143: Frank H. Meyer-Pittroff Excimerlaserstrahlbiegen dünner metallischer Folien mit homogener Lichtlinie LFT, 138 Seiten, 60 Bilder, 16 Tab. 2003. ISBN 3-87525-196-2. Band 144: Andreas Kach Rechnergestützte Anpassung von Laserstrahlschneidbahnen an Bauteilabweichungen LFT, 139 Seiten, 69 Bilder, 11 Tab. 2004. ISBN 3-87525-197-0.

Band 145: Stefan Hierl System- und Prozeßtechnik für das simultane Löten mit Diodenlaserstrahlung von elektronischen Bauelementen LFT, 124 Seiten, 66 Bilder, 4 Tab. 2004. ISBN 3-87525-198-9.

Band 146: Thomas Neudecker Tribologische Eigenschaften keramischer Blechumformwerkzeuge- Einfluss einer Oberflächenendbearbeitung mittels Excimerlaserstrahlung LFT, 166 Seiten, 75 Bilder, 26 Tab. 2004. ISBN 3-87525-200-4.

Band 147: Ulrich Wenger

Prozessoptimierung in der Wickeltechnik durch innovative maschinenbauliche und regelungstechnische Ansätze FAPS, 132 Seiten, 88 Bilder, o Tab. 2004. ISBN 3-87525-203-9.

Band 148: Stefan Slama

Effizienzsteigerung in der Montage durch marktorientierte Montagestrukturen und erweiterte Mitarbeiterkompetenz FAPS, 188 Seiten, 125 Bilder, o Tab. 2004. ISBN 3-87525-204-7.

Band 149: Thomas Wurm

Laserstrahljustieren mittels Aktoren-Entwicklung von Konzepten und Methoden für die rechnerunterstützte Modellierung und Optimierung von komplexen Aktorsystemen in der Mikrotechnik LFT, 122 Seiten, 51 Bilder, 9 Tab. 2004. ISBN 3-87525-206-3. Band 150: Martino Celeghini Wirkmedienbasierte Blechumformung: Grundlagenuntersuchungen zum Einfluss von Werkstoff und Bauteilgeometrie LFT, 146 Seiten, 77 Bilder, 6 Tab. 2004. ISBN 3-87525-207-1.

Band 151: Ralph Hohenstein Entwurf hochdynamischer Sensor- und Regelsysteme für die adaptive Laserbearbeitung LFT, 282 Seiten, 63 Bilder, 16 Tab. 2004. ISBN 3-87525-210-1.

Band 152: Angelika Hutterer Entwicklung prozessüberwachender Regelkreise für flexible Formgebungsprozesse LFT, 149 Seiten, 57 Bilder, 2 Tab. 2005. ISBN 3-87525-212-8.

Band 153: Emil Egerer Massivumformen metallischer Kleinstteile bei erhöhter Prozesstemperatur LFT, 158 Seiten, 87 Bilder, 10 Tab. 2005. ISBN 3-87525-213-6.

Band 154: Rüdiger Holzmann Strategien zur nachhaltigen Optimierung von Qualität und Zuverlässigkeit in der Fertigung hochintegrierter Flachbaugruppen FAPS, 186 Seiten, 99 Bilder, 19 Tab. 2005. ISBN 3-87525-217-9.

Band 155: Marco Nock Biegeumformen mit Elastomerwerkzeugen Modellierung, Prozessauslegung und Abgrenzung des Verfahrens am Beispiel des Rohrbiegens LFT, 164 Seiten, 85 Bilder, 13 Tab. 2005. ISBN 3-87525-218-7. Band 156: Frank Niebling Qualifizierung einer Prozesskette zum Laserstrahlsintern metallischer Bauteile LFT, 148 Seiten, 89 Bilder, 3 Tab. 2005. ISBN 3-87525-219-5.

Band 157: Markus Meiler

Großserientauglichkeit trockenschmierstoffbeschichteter Aluminiumbleche im Presswerk Grundlegende Untersuchungen zur Tribologie, zum Umformverhalten und Bauteilversuche LFT, 104 Seiten, 57 Bilder, 21 Tab. 2005.

ISBN 3-87525-221-7.

Band 158: Agus Sutanto Solution Approaches for Planning of Assembly Systems in Three-Dimensional Virtual Environments FAPS, 169 Seiten, 98 Bilder, 3 Tab. 2005. ISBN 3-87525-220-9.

Band 159: Matthias Boiger Hochleistungssysteme für die Fertigung elektronischer Baugruppen auf der Basis flexibler Schaltungsträger FAPS, 175 Seiten, 111 Bilder, 8 Tab. 2005. ISBN 3-87525-222-5.

Band 160: Matthias Pitz Laserunterstütztes Biegen höchstfester Mehrphasenstähle LFT, 120 Seiten, 73 Bilder, 11 Tab. 2005. ISBN 3-87525-223-3.

Band 161: Meik Vahl Beitrag zur gezielten Beeinflussung des Werkstoffflusses beim Innenhochdruck-Umformen von Blechen LFT, 165 Seiten, 94 Bilder, 15 Tab. 2005. ISBN 3-87525-224-1. Band 162: Peter K. Kraus Plattformstrategien - Realisierung einer varianz- und kostenoptimierten Wertschöpfung FAPS, 181 Seiten, 95 Bilder, o Tab. 2005. ISBN 3-87525-226-8.

Band 163: Adrienn Cser Laserstrahlschmelzabtrag - Prozessanalyse und -modellierung LFT, 146 Seiten, 79 Bilder, 3 Tab. 2005. ISBN 3-87525-227-6.

Band 164: Markus C. Hahn Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung von Leichtbauverbundstrukturen mit Aluminiumschaumkern LFT, 143 Seiten, 60 Bilder, 16 Tab. 2005. ISBN 3-87525-228-4.

Band 165: Gordana Michos Mechatronische Ansätze zur Optimierung von Vorschubachsen FAPS, 146 Seiten, 87 Bilder, 17 Tab. 2005. ISBN 3-87525-230-6.

Band 166: Markus Stark Auslegung und Fertigung hochpräziser Faser-Kollimator-Arrays LFT, 158 Seiten, 115 Bilder, 11 Tab. 2005. ISBN 3-87525-231-4.

Band 167: Yurong Zhou

Kollaboratives Engineering Management in der integrierten virtuellen Entwicklung der Anlagen für die Elektronikproduktion FAPS, 156 Seiten, 84 Bilder, 6 Tab. 2005. ISBN 3-87525-232-2. Band 168: Werner Enser Neue Formen permanenter und lösbarer elektrischer Kontaktierungen für mechatronische Baugruppen FAPS, 190 Seiten, 112 Bilder, 5 Tab. 2005. ISBN 3-87525-233-0.

Band 169: Katrin Melzer Integrierte Produktpolitik bei elektrischen und elektronischen Geräten zur Optimierung des Product-Life-Cycle FAPS, 155 Seiten, 91 Bilder, 17 Tab. 2005. ISBN 3-87525-234-9.

Band 170: Alexander Putz Grundlegende Untersuchungen zur Erfassung der realen Vorspannung von armierten Kaltfließpresswerkzeugen mittels Ultraschall LFT, 137 Seiten, 71 Bilder, 15 Tab. 2006. ISBN 3-87525-237-3.

Band 171: Martin Prechtl Automatisiertes Schichtverfahren für metallische Folien - System- und Prozesstechnik LFT, 154 Seiten, 45 Bilder, 7 Tab. 2006. ISBN 3-87525-238-1.

Band 172: Markus Meidert Beitrag zur deterministischen Lebensdauerabschätzung von Werkzeugen der Kaltmassivumformung LFT, 131 Seiten, 78 Bilder, 9 Tab. 2006. ISBN 3-87525-239-X.

Band 173: Bernd Müller Robuste, automatisierte Montagesysteme durch adaptive Prozessführung und montageübergreifende Fehlerprävention am Beispiel flächiger Leichtbauteile FAPS, 147 Seiten, 77 Bilder, o Tab. 2006. ISBN 3-87525-240-3. Band 174: Alexander Hofmann Hybrides Laserdurchstrahlschweißen von Kunststoffen LFT, 136 Seiten, 72 Bilder, 4 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-243-9.

Band 175: Peter Wölflick Innovative Substrate und Prozesse mit feinsten Strukturen für bleifreie Mechatronik-Anwendungen FAPS, 177 Seiten, 148 Bilder, 24 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-246-0.

Band 176: Attila Komlodi Detection and Prevention of Hot Cracks during Laser Welding of Aluminium Alloys Using Advanced Simulation Methods LFT, 155 Seiten, 89 Bilder, 14 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-248-4.

Band 177: Uwe Popp Grundlegende Untersuchungen zum Laserstrahlstrukturieren von Kaltmassivumformwerkzeugen LFT, 140 Seiten, 67 Bilder, 16 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-249-1.

Band 178: Veit Rückel Rechnergestützte Ablaufplanung und Bahngenerierung Für kooperierende Industrieroboter FAPS, 148 Seiten, 75 Bilder, 7 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-250-7.

Band 179: Manfred Dirscherl Nicht-thermische Mikrojustiertechnik mittels ultrakurzer Laserpulse LFT, 154 Seiten, 69 Bilder, 10 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-251-4. Band 180: Yong Zhuo Entwurf eines rechnergestützten integrierten Systems für Konstruktion und Fertigungsplanung räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3D-MID) FAPS, 181 Seiten, 95 Bilder, 5 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-253-8.

Band 181: Stefan Lang Durchgängige Mitarbeiterinformation zur Steigerung von Effizienz und Prozesssicherheit in der Produktion FAPS, 172 Seiten, 93 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-257-6.

Band 182: Hans-Joachim Krauß Laserstrahlinduzierte Pyrolyse präkeramischer Polymere LFT, 171 Seiten, 100 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-258-3.

Band 183: Stefan Junker Technologien und Systemlösungen für die flexibel automatisierte Bestückung permanent erregter Läufer mit oberflächenmontierten Dauermagneten FAPS, 173 Seiten, 75 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-259-0.

Band 184: Rainer Kohlbauer Wissensbasierte Methoden für die simulationsgestützte Auslegung wirkmedienbasierter Blechumformprozesse LFT, 135 Seiten, 50 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-260-6. Band 185: Klaus Lamprecht Wirkmedienbasierte Umformung tiefgezogener Vorformen unter besonderer Berücksichtigung maßgeschneiderter Halbzeuge LFT, 137 Seiten, 81 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-265-1.

Band 186: Bernd Zolleiß Optimierte Prozesse und Systeme für die Bestückung mechatronischer Baugruppen FAPS, 180 Seiten, 117 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-266-8.

Band 187: Michael Kerausch Simulationsgestützte Prozessauslegung für das Umformen lokal wärmebehandelter Aluminiumplatinen LFT, 146 Seiten, 76 Bilder, 7 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-267-5.

Band 188: Matthias Weber Unterstützung der Wandlungsfähigkeit von Produktionsanlagen durch innovative Softwaresysteme FAPS, 183 Seiten, 122 Bilder, 3 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-269-9.

Band 189: Thomas Frick Untersuchung der prozessbestimmenden Strahl-Stoff-Wechselwirkungen beim Laserstrahlschweißen von Kunststoffen LFT, 104 Seiten, 62 Bilder, 8 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-268-2. Band 190: Joachim Hecht Werkstoffcharakterisierung und Prozessauslegung für die wirkmedienbasierte Doppelblech-Umformung von Magnesiumlegierungen LFT, 107 Seiten, 91 Bilder, 2 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-270-5.

Band 191: Ralf Völkl

Stochastische Simulation zur Werkzeuglebensdaueroptimierung und Präzisionsfertigung in der Kaltmassivumformung LFT, 178 Seiten, 75 Bilder, 12 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-272-9.

Band 192: Massimo Tolazzi Innenhochdruck-Umformen verstärkter Blech-Rahmenstrukturen LFT, 164 Seiten, 85 Bilder, 7 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-273-6.

Band 193: Cornelia Hoff Untersuchung der Prozesseinflussgrößen beim Presshärten des höchstfesten Vergütungsstahls 22MnB5 LFT, 133 Seiten, 92 Bilder, 5 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-275-0.

Band 194: Christian Alvarez Simulationsgestützte Methoden zur effizienten Gestaltung von Lötprozessen in der Elektronikproduktion FAPS, 149 Seiten, 86 Bilder, 8 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-277-4.

Band 195: Andreas Kunze Automatisierte Montage von makromechatronischen Modulen zur flexiblen Integration in hybride Pkw-Bordnetzsysteme FAPS, 160 Seiten, 90 Bilder, 14 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-278-1. Band 196: Wolfgang Hußnätter Grundlegende Untersuchungen zur experimentellen Ermittlung und zur Modellierung von Fließortkurven bei erhöhten Temperaturen LFT, 152 Seiten, 73 Bilder, 21 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-279-8.

Band 197: Thomas Bigl

Entwicklung, angepasste Herstellungsverfahren und erweiterte Qualitätssicherung von einsatzgerechten elektronischen Baugruppen FAPS, 175 Seiten, 107 Bilder, 14 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-280-4.

Band 198: Stephan Roth Grundlegende Untersuchungen zum Excimerlaserstrahl-Abtragen unter Flüssigkeitsfilmen LFT, 113 Seiten, 47 Bilder, 14 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-281-1.

Band 199: Artur Giera Prozesstechnische Untersuchungen zum Rührreibschweißen metallischer Werkstoffe LFT, 179 Seiten, 104 Bilder, 36 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-282-8.

Band 200: Jürgen Lechler Beschreibung und Modellierung des Werkstoffverhaltens von presshärtbaren Bor-Manganstählen LFT, 154 Seiten, 75 Bilder, 12 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-286-6.

Band 201: Andreas Blankl Untersuchungen zur Erhöhung der Prozessrobustheit bei der Innenhochdruck-Umformung von flächigen Halbzeugen mit vor- bzw. nachgeschalteten Laserstrahlfügeoperationen LFT, 120 Seiten, 68 Bilder, 9 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-287-3. Band 202: Andreas Schaller Modellierung eines nachfrageorientierten Produktionskonzeptes für mobile Telekommunikationsgeräte FAPS, 120 Seiten, 79 Bilder, o Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-289-7.

Band 203: Claudius Schimpf Optimierung von Zuverlässigkeitsuntersuchungen, Prüfabläufen und Nacharbeitsprozessen in der Elektronikproduktion FAPS, 162 Seiten, 90 Bilder, 14 Tab. 2009.

ISBN 978-3-87525-290-3.

Band 204: Simon Dietrich

Sensoriken zur Schwerpunktslagebestimmung der optischen Prozessemissionen beim Laserstrahltiefschweißen LFT, 138 Seiten, 70 Bilder, 5 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-292-7.

Band 205: Wolfgang Wolf Entwicklung eines agentenbasierten Steuerungssystems zur Materialflussorganisation im wandelbaren Produktionsumfeld FAPS, 167 Seiten, 98 Bilder. 2009. ISBN 978-3-87525-293-4.

Band 206: Steffen Polster Laserdurchstrahlschweißen transparenter Polymerbauteile LFT, 160 Seiten, 92 Bilder, 13 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-294-1.

Band 207: Stephan Manuel Dörfler Rührreibschweißen von walzplattiertem Halbzeug und Aluminiumblech zur Herstellung flächiger Aluminiumschaum-Sandwich-Verbundstrukturen LFT, 190 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-295-8. Band 208: Uwe Vogt Seriennahe Auslegung von Aluminium Tailored Heat Treated Blanks LFT, 151 Seiten, 68 Bilder, 26 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-296-5.

Band 209: Till Laumann Qualitative und quantitative Bewertung der Crashtauglichkeit von höchstfesten Stählen LFT, 117 Seiten, 69 Bilder, 7 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-299-6.

Band 210: Alexander Diehl Größeneffekte bei Biegeprozessen-Entwicklung einer Methodik zur Identifikation und Quantifizierung LFT, 180 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-302-3.

Band 211: Detlev Staud Effiziente Prozesskettenauslegung für das Umformen lokal wärmebehandelter und geschweißter Aluminiumbleche LFT, 164 Seiten, 72 Bilder, 12 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-303-0.

Band 212: Jens Ackermann Prozesssicherung beim Laserdurchstrahlschweißen thermoplastischer Kunststoffe LPT, 129 Seiten, 74 Bilder, 13 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-305-4.

Band 213: Stephan Weidel Grundlegende Untersuchungen zum Kontaktzustand zwischen Werkstück und Werkzeug bei umformtechnischen Prozessen unter tribologischen Gesichtspunkten LFT, 144 Seiten, 67 Bilder, 11 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-307-8. Band 214: Stefan Geißdörfer Entwicklung eines mesoskopischen Modells zur Abbildung von Größeneffekten in der Kaltmassivumformung mit Methoden der FE-Simulation LFT, 133 Seiten, 83 Bilder, 11 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-308-5. Band 219: Andreas Dobroschke Flexible Automatisierungslösungen für die Fertigung wickeltechnischer Produkte FAPS, 184 Seiten, 109 Bilder, 18 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-317-7.

Band 215: Christian Matzner Konzeption produktspezifischer Lösungen zur Robustheitssteigerung elektronischer Systeme gegen die Einwirkung von Betauung im Automobil FAPS, 165 Seiten, 93 Bilder, 14 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-309-2.

Band 216: Florian Schüßler Verbindungs- und Systemtechnik für thermisch hochbeanspruchte und miniaturisierte elektronische Baugruppen FAPS, 184 Seiten, 93 Bilder, 18 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-310-8. Band 220: Azhar Zam Optical Tissue Differentiation for Sensor-Controlled Tissue-Specific Laser Surgery LPT, 99 Seiten, 45 Bilder, 8 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-318-4.

Band 221: Michael Rösch Potenziale und Strategien zur Optimierung des Schablonendruckprozesses in der Elektronikproduktion FAPS, 192 Seiten, 127 Bilder, 19 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-319-1.

Band 217: Massimo Cojutti Strategien zur Erweiterung der Prozessgrenzen bei der Innhochdruck-Umformung von Rohren und Blechpaaren LFT, 125 Seiten, 56 Bilder, 9 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-312-2.

Band 218: Raoul Plettke Mehrkriterielle Optimierung komplexer Aktorsysteme für das Laserstrahljustieren LFT, 152 Seiten, 25 Bilder, 3 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-315-3. Band 222: Thomas Rechtenwald Quasi-isothermes Laserstrahlsintern von Hochtemperatur-Thermoplasten - Eine Betrachtung werkstoff-prozessspezifischer Aspekte am Beispiel PEEK LPT, 150 Seiten, 62 Bilder, 8 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-320-7.

Band 223: Daniel Craiovan

Prozesse und Systemlösungen für die SMT-Montage optischer Bauelemente auf Substrate mit integrierten Lichtwellenleitern FAPS, 165 Seiten, 85 Bilder, 8 Tab. 2011.

ISBN 978-3-87525-324-5.

Band 224: Kay Wagner Beanspruchungsangepasste Kaltmassivumformwerkzeuge durch lokal optimierte Werkzeugoberflächen LFT, 147 Seiten, 103 Bilder, 17 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-325-2.

Band 225: Martin Brandhuber Verbesserung der Prognosegüte des Versagens von Punktschweißverbindungen bei höchstfesten Stahlgüten LFT, 155 Seiten, 91 Bilder, 19 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-327-6.

Band 226: Peter Sebastian Feuser Ein Ansatz zur Herstellung von pressgehärteten Karosseriekomponenten mit maßgeschneiderten mechanischen Eigenschaften: Temperierte Umformwerkzeuge. Prozessfenster, Prozesssimulation und funktionale Untersuchung LFT, 195 Seiten, 97 Bilder, 60 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-328-3.

Band 227: Murat Arbak Material Adapted Design of Cold Forging Tools Exemplified by Powder Metallurgical Tool Steels and Ceramics LFT, 109 Seiten, 56 Bilder, 8 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-330-6.

Band 228: Indra Pitz Beschleunigte Simulation des Laserstrahlumformens von Aluminiumblechen LPT, 137 Seiten, 45 Bilder, 27 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-333-7. Band 229: Alexander Grimm Prozessanalyse und -überwachung des Laserstrahlhartlötens mittels optischer Sensorik LPT, 125 Seiten, 61 Bilder, 5 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-334-4.

Band 230: Markus Kaupper Biegen von höhenfesten Stahlblechwerkstoffen - Umformverhalten und Grenzen der Biegbarkeit LFT, 160 Seiten, 57 Bilder, 10 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-339-9.

Band 231: Thomas Kroiß Modellbasierte Prozessauslegung für die Kaltmassivumformung unter Brücksichtigung der Werkzeug- und Pressenauffederung LFT, 169 Seiten, 50 Bilder, 19 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-341-2.

Band 232: Christian Goth Analyse und Optimierung der Entwicklung und Zuverlässigkeit räumlicher Schaltungsträger (3D-MID) FAPS, 176 Seiten, 102 Bilder, 22 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-340-5.

Band 233: Christian Ziegler Ganzheitliche Automatisierung mechatronischer Systeme in der Medizin am Beispiel Strahlentherapie FAPS, 170 Seiten, 71 Bilder, 19 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-342-9. Band 234: Florian Albert Automatisiertes Laserstrahllöten und -reparaturlöten elektronischer Baugruppen LPT, 127 Seiten, 78 Bilder, 11 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-344-3.

Band 235: Thomas Stöhr Analyse und Beschreibung des mechanischen Werkstoffverhaltens von presshärtbaren Bor-Manganstählen LFT, 118 Seiten, 74 Bilder, 18 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-346-7.

Band 236: Christian Kägeler Prozessdynamik beim Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche im Überlappstoß LPT, 145 Seiten, 80 Bilder, 3 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-347-4.

Band 237: Andreas Sulzberger Seriennahe Auslegung der Prozesskette zur wärmeunterstützten Umformung von Aluminiumblechwerkstoffen LFT, 153 Seiten, 87 Bilder, 17 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-349-8.

Band 238: Simon Opel Herstellung prozessangepasster Halbzeuge mit variabler Blechdicke durch die Anwendung von Verfahren der Blechmassivumformung LFT, 165 Seiten, 108 Bilder, 27 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-350-4. Band 239: Rajesh Kanawade In-vivo Monitoring of Epithelium Vessel and Capillary Density for the Application of Detection of Clinical Shock and Early Signs of Cancer Development LPT, 124 Seiten, 58 Bilder, 15 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-351-1.

Band 240: Stephan Busse Entwicklung und Qualifizierung eines Schneidclinchverfahrens LFT, 119 Seiten, 86 Bilder, 20 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-352-8.

Band 241: Karl-Heinz Leitz Mikro- und Nanostrukturierung mit kurz und ultrakurz gepulster Laserstrahlung LPT, 154 Seiten, 71 Bilder, 9 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-355-9.

Band 242: Markus Michl Webbasierte Ansätze zur ganzheitlichen technischen Diagnose FAPS, 182 Seiten, 62 Bilder, 20 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-356-6.

Band 243: Vera Sturm Einfluss von Chargenschwankungen auf die Verarbeitungsgrenzen von Stahlwerkstoffen LFT, 113 Seiten, 58 Bilder, 9 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-357-3. Band 244: Christian Neudel Mikrostrukturelle und mechanisch-technologische Eigenschaften widerstandspunktgeschweißter Aluminium-Stahl-Verbindungen für den Fahrzeugbau LFT, 178 Seiten, 171 Bilder, 31 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-358-0. Band 249: Paul Hippchen Simulative Prognose der Geometrie indirekt pressgehärteter Karosseriebauteile für die industrielle Anwendung LFT, 163 Seiten, 89 Bilder, 12 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-364-1.

Band 245: Anja Neumann Konzept zur Beherrschung der Prozessschwankungen im Presswerk LFT, 162 Seiten, 68 Bilder, 15 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-360-3.

Band 246: Ulf-Hermann Quentin Laserbasierte Nanostrukturierung mit optisch positionierten Mikrolinsen LPT, 137 Seiten, 89 Bilder, 6 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-361-0.

Band 247: Erik Lamprecht Der Einfluss der Fertigungsverfahren auf die Wirbelstromverluste von Stator-Einzelzahnblechpaketen für den Einsatz in Hybrid- und Elektrofahrzeugen

FAPS, 148 Seiten, 138 Bilder, 4 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-362-7.

Band 248: Sebastian Rösel Wirkmedienbasierte Umformung von Blechhalbzeugen unter Anwendung magnetorheologischer Flüssigkeiten als kombiniertes Wirk- und Dichtmedium LFT, 148 Seiten, 61 Bilder, 12 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-363-4. Band 250: Martin Zubeil Versagensprognose bei der Prozesssimulation von Biegeumform- und Falzverfahren LFT, 171 Seiten, 90 Bilder, 5 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-365-8.

Band 251: Alexander Kühl Flexible Automatisierung der Statorenmontage mit Hilfe einer universellen ambidexteren Kinematik FAPS, 142 Seiten, 60 Bilder, 26 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-367-2.

Band 252: Thomas Albrecht Optimierte Fertigungstechnologien für Rotoren getriebeintegrierter PM-Synchronmotoren von Hybridfahrzeugen FAPS, 198 Seiten, 130 Bilder, 38 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-368-9.

Band 253: Florian Risch Planning and Production Concepts for Contactless Power Transfer Systems for Electric Vehicles FAPS, 185 Seiten, 125 Bilder, 13 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-369-6. Band 254: Markus Weigl Laserstrahlschweißen von Mischverbindungen aus austenitischen und ferritischen korrosionsbeständigen Stahlwerkstoffen LPT, 184 Seiten, 110 Bilder, 6 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-370-2.

Band 255: Johannes Noneder Beanspruchungserfassung für die Validierung von FE-Modellen zur Auslegung von Massivumformwerkzeugen LFT, 161 Seiten, 65 Bilder, 14 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-371-9.

Band 256: Andreas Reinhardt Ressourceneffiziente Prozess- und Produktionstechnologie für flexible Schaltungsträger FAPS, 123 Seiten, 69 Bilder, 19 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-373-3.

Band 257: Tobias Schmuck Ein Beitrag zur effizienten Gestaltung globaler Produktions- und Logistiknetzwerke mittels Simulation FAPS, 151 Seiten, 74 Bilder. 2014. ISBN 978-3-87525-374-0.

Band 258: Bernd Eichenhüller Untersuchungen der Effekte und Wechselwirkungen charakteristischer Einflussgrößen auf das Umformverhalten bei Mikroumformprozessen LFT, 127 Seiten, 29 Bilder, 9 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-375-7. Band 259: Felix Lütteke Vielseitiges autonomes Transportsystem basierend auf Weltmodellerstellung mittels Datenfusion von Deckenkameras und Fahrzeugsensoren FAPS, 152 Seiten, 54 Bilder, 20 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-376-4.

Band 260: Martin Grüner Hochdruck-Blechumformung mit formlos festen Stoffen als Wirkmedium LFT, 144 Seiten, 66 Bilder, 29 Tab. 2014. ISBN 978-3-87525-379-5.

Band 261: Christian Brock Analyse und Regelung des Laserstrahltiefschweißprozesses durch Detektion der Metalldampffackelposition LPT, 126 Seiten, 65 Bilder, 3 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-380-1.

Band 262: Peter Vatter Sensitivitätsanalyse des 3-Rollen-Schubbiegens auf Basis der Finite Elemente Methode LFT, 145 Seiten, 57 Bilder, 26 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-381-8.

Band 263: Florian Klämpfl Planung von Laserbestrahlungen durch simulationsbasierte Optimierung LPT, 169 Seiten, 78 Bilder, 32 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-384-9. Band 264: Matthias Domke Transiente physikalische Mechanismen bei der Laserablation von dünnen Metallschichten LPT, 133 Seiten, 43 Bilder, 3 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-385-6.

Band 265: Johannes Götz Community-basierte Optimierung des Anlagenengineerings FAPS, 177 Seiten, 80 Bilder, 30 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-386-3.

Band 266: Hung Nguyen Qualifizierung des Potentials von Verfestigungseffekten zur Erweiterung des Umformvermögens aushärtbarer Aluminiumlegierungen LFT, 137 Seiten, 57 Bilder, 16 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-387-0.

Band 267: Andreas Kuppert Erweiterung und Verbesserung von Versuchs- und Auswertetechniken für die Bestimmung von Grenzformänderungskurven LFT, 138 Seiten, 82 Bilder, 2 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-388-7.

Band 268: Kathleen Klaus

Erstellung eines Werkstofforientierten Fertigungsprozessfensters zur Steigerung des Formgebungsvermögens von Aluminiumlegierungen unter Anwendung einer zwischengeschalteten Wärmebehandlung LFT, 154 Seiten, 70 Bilder, 8 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-391-7. Band 269: Thomas Svec Untersuchungen zur Herstellung von funktionsoptimierten Bauteilen im partiellen Presshärtprozess mittels lokal unterschiedlich temperierter Werkzeuge LFT, 166 Seiten, 87 Bilder, 15 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-392-4.

Band 270: Tobias Schrader Grundlegende Untersuchungen zur Verschleißcharakterisierung beschichteter Kaltmassivumformwerkzeuge LFT, 164 Seiten, 55 Bilder, 11 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-393-1.

Band 271: Matthäus Brela

Untersuchung von Magnetfeld-Messmethoden zur ganzheitlichen Wertschöpfungsoptimierung und Fehlerdetektion an magnetischen Aktoren FAPS, 170 Seiten, 97 Bilder, 4 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-394-8.

Band 272: Michael Wieland Entwicklung einer Methode zur Prognose adhäsiven Verschleißes an Werkzeugen für das direkte Presshärten LFT, 156 Seiten, 84 Bilder, 9 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-395-5.

Band 273: René Schramm Strukturierte additive Metallisierung durch kaltaktives Atmosphärendruckplasma FAPS, 136 Seiten, 62 Bilder, 15 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-396-2. Band 274: Michael Lechner Herstellung beanspruchungsangepasster Aluminiumblechhalbzeuge durch eine maßgeschneiderte Variation der Abkühlgeschwindigkeit nach Lösungsglühen LFT, 136 Seiten, 62 Bilder, 15 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-397-9.

Band 275: Kolja Andreas Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit auf das Werkzeugeinsatzverhalten beim Kaltfließpressen LFT, 169 Seiten, 76 Bilder, 4 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-398-6.

Band 276: Marcus Baum Laser Consolidation of ITO Nanoparticles for the Generation of Thin Conductive Layers on Transparent Substrates LPT, 158 Seiten, 75 Bilder, 3 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-399-3.

Band 277: Thomas Schneider Umformtechnische Herstellung dünnwandiger Funktionsbauteile aus Feinblech durch Verfahren der Blechmassivumformung LFT, 188 Seiten, 95 Bilder, 7 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-401-3.

Band 278: Jochen Merhof Sematische Modellierung automatisierter Produktionssysteme zur Verbesserung der IT-Integration zwischen Anlagen-Engineering und Steuerungsebene FAPS, 157 Seiten, 88 Bilder, 8 Tab. 2015. ISBN 978-3-87525-402-0. Band 279: Fabian Zöller Erarbeitung von Grundlagen zur Abbildung des tribologischen Systems in der Umformsimulation LFT, 126 Seiten, 51 Bilder, 3 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-403-7.

Band 280: Christian Hezler Einsatz technologischer Versuche zur Erweiterung der Versagensvorhersage bei Karosseriebauteilen aus höchstfesten Stählen LFT, 147 Seiten, 63 Bilder, 44 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-404-4.

Band 281: Jochen Bönig Integration des Systemverhaltens von Automobil-Hochvoltleitungen in die virtuelle Absicherung durch strukturmechanische Simulation FAPS, 177 Seiten, 107 Bilder, 17 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-405-1.

Band 282: Johannes Kohl Automatisierte Datenerfassung für diskret ereignisorientierte Simulationen in der energieflexibelen Fabrik FAPS, 160 Seiten, 80 Bilder, 27 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-406-8.

Band 283: Peter Bechtold Mikroschockwellenumformung mittels ultrakurzer Laserpulse LPT, 155 Seiten, 59 Bilder, 10 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-407-5. Band 284: Stefan Berger Laserstrahlschweißen thermoplastischer Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe mit spezifischem Zusatzdraht LPT, 118 Seiten, 68 Bilder, 9 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-408-2.

Band 285: Martin Bornschlegl Methods-Energy Measurement - Eine Methode zur Energieplanung für Fügeverfahren im Karosseriebau FAPS, 136 Seiten, 72 Bilder, 46 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-409-9.

Band 286: Tobias Rackow Erweiterung des Unternehmenscontrollings um die Dimension Energie FAPS, 164 Seiten, 82 Bilder, 29 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-410-5.

Band 287: Johannes Koch Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung zyklisch-symmetrischer Bauteile mit Nebenformelementen durch Blechmassivumformung LFT, 125 Seiten, 49 Bilder, 17 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-411-2.

Band 288: Hans Ulrich Vierzigmann Beitrag zur Untersuchung der tribologischen Bedingungen in der Blechmassivumformung - Bereitstellung von tribologischen Modellversuchen und Realisierung von Tailored Surfaces LFT, 174 Seiten, 102 Bilder, 34 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-412-9. Band 289: Thomas Senner Methodik zur virtuellen Absicherung der formgebenden Operation des Nasspressprozesses von Gelege-Mehrschichtverbunden LFT, 156 Seiten, 96 Bilder, 21 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-414-3.

Band 290: Sven Kreitlein Der grundoperationsspezifische Mindestenergiebedarf als Referenzwert zur Bewertung der Energieeffizienz in der Produktion FAPS, 185 Seiten, 64 Bilder, 30 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-415-0.

Band 291: Christian Roos Remote-Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche in Kehlnahtgeometrie LPT, 123 Seiten, 52 Bilder, o Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-416-7.

Band 292: Alexander Kahrimanidis Thermisch unterstützte Umformung von Aluminiumblechen LFT, 165 Seiten, 103 Bilder, 18 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-417-4.

Band 293: Jan Tremel Flexible Systems for Permanent Magnet Assembly and Magnetic Rotor Measurement / Flexible Systeme zur Montage von Permanentmagneten und zur Messung magnetischer Rotoren FAPS, 152 Seiten, 91 Bilder, 12 Tab. 2016. ISBN 978-3-87525-419-8. Band 294: Ioannis Tsoupis Schädigungs- und Versagensverhalten hochfester Leichtbauwerkstoffe unter Biegebeanspruchung LFT, 176 Seiten, 51 Bilder, 6 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-420-4.

Band 295: Sven Hildering Grundlegende Untersuchungen zum Prozessverhalten von Silizium als Werkzeugwerkstoff für das Mikroscherschneiden metallischer Folien LFT, 177 Seiten, 74 Bilder, 17 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-422-8.

Band 296: Sasia Mareike Hertweck Zeitliche Pulsformung in der Lasermikromaterialbearbeitung – Grundlegende Untersuchungen und Anwendungen LPT, 146 Seiten, 67 Bilder, 5 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-423-5.

Band 297: Paryanto Mechatronic Simulation Approach for the Process Planning of Energy-Efficient Handling Systems FAPS, 162 Seiten, 86 Bilder, 13 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-424-2.

Band 298: Peer Stenzel Großserientaugliche Nadelwickeltechnik für verteilte Wicklungen im Anwendungsfall der E-Traktionsantriebe FAPS, 239 Seiten, 147 Bilder, 20 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-425-9. Band 299: Mario Lušić Ein Vorgehensmodell zur Erstellung montageführender Werkerinformationssysteme simultan zum Produktentstehungsprozess FAPS, 174 Seiten, 79 Bilder, 22 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-426-6.

Band 300: Arnd Buschhaus Hochpräzise adaptive Steuerung und Regelung robotergeführter Prozesse FAPS, 202 Seiten, 96 Bilder, 4 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-427-3.

Band 301: Tobias Laumer Erzeugung von thermoplastischen Werkstoffverbunden mittels simultanem, intensitätsselektivem Laserstrahlschmelzen LPT, 140 Seiten, 82 Bilder, o Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-428-0.

Band 302: Nora Unger Untersuchung einer thermisch unterstützten Fertigungskette zur Herstellung umgeformter Bauteile aus der höherfesten Aluminiumlegierung EN AW-7020 LFT, 142 Seiten, 53 Bilder, 8 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-429-7.

Band 303: Tommaso Stellin Design of Manufacturing Processes for the Cold Bulk Forming of Small Metal Components from Metal Strip LFT, 146 Seiten, 67 Bilder, 7 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-430-3. Band 304: Bassim Bachy Experimental Investigation, Modeling, Simulation and Optimization of Molded Interconnect Devices (MID) Based on Laser Direct Structuring (LDS) / Experimentelle Untersuchung, Modellierung, Simulation und Optimierung von Molded Interconnect Devices (MID) basierend auf Laser Direktstrukturierung (LDS) FAPS, 168 Seiten, 120 Bilder, 26 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-431-0.

Band 305: Michael Spahr Automatisierte Kontaktierungsverfahren für flachleiterbasierte Pkw-Bordnetzsysteme FAPS, 197 Seiten, 98 Bilder, 17 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-432-7.

Band 306: Sebastian Suttner Charakterisierung und Modellierung des spannungszustandsabhängigen Werkstoffverhaltens der Magnesiumlegierung AZ31B für die numerische Prozessauslegung LFT, 150 Seiten, 84 Bilder, 19 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-433-4.

Band 307: Bhargav Potdar A reliable methodology to deduce thermo-mechanical flow behaviour of hot stamping steels LFT, 203 Seiten, 98 Bilder, 27 Tab. 2017. ISBN 978-3-87525-436-5.

Band 308: Maria Löffler Steuerung von Blechmassivumformprozessen durch maßgeschneiderte tribologische Systeme LFT, viii u. 166 Seiten, 90 Bilder, 5 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-133-1. Band 309: Martin Müller

Untersuchung des kombinierten Trennund Umformprozesses beim Fügen artungleicher Werkstoffe mittels Schneidclinchverfahren

LFT, xi u. 149 Seiten, 89 Bilder, 6 Tab. 2018. ISBN: 978-3-96147-135-5.

Band 310: Christopher Kästle Qualifizierung der Kupfer-Drahtbondtechnologie für integrierte Leistungsmodule in harschen Umgebungsbedingungen FAPS, xii u. 167 Seiten, 70 Bilder, 18 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-145-4.

Band 311: Daniel Vipavc Eine Simulationsmethode für das 3-Rollen-Schubbiegen LFT, xiii u. 121 Seiten, 56 Bilder, 17 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-147-8.

Band 312: Christina Ramer Arbeitsraumüberwachung und autonome Bahnplanung für ein sicheres und flexibles Roboter-Assistenzsystem in der Fertigung FAPS, xiv u. 188 Seiten, 57 Bilder, 9 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-153-9.

Band 313: Miriam Rauer Der Einfluss von Poren auf die Zuverlässigkeit der Lötverbindungen von Hochleistungs-Leuchtdioden FAPS, xii u. 209 Seiten, 108 Bilder, 21 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-157-7.

Band 314: Felix Tenner

Kamerabasierte Untersuchungen der Schmelze und Gasströmungen beim Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche

LPT, xxiii u. 184 Seiten, 94 Bilder, 7 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-160-7.

Band 315: Aarief Syed-Khaja Diffusion Soldering for High-temperature Packaging of Power Electronics FAPS, x u. 202 Seiten, 144 Bilder, 32 Tab. 2018. ISBN 978-3-87525-162-1.

Band 316: Adam Schaub

Grundlagenwissenschaftliche Untersuchung der kombinierten Prozesskette aus Umformen und Additive Fertigung LFT, xi u. 192 Seiten, 72 Bilder, 27 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-166-9.

Band 317: Daniel Gröbel

Herstellung von Nebenformelementen unterschiedlicher Geometrie an Blechen mittels Fließpressverfahren der Blechmassivumformung

LFT, x u. 165 Seiten, 96 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-168-3.

Band 318: Philipp Hildenbrand

Entwicklung einer Methodik zur Herstellung von Tailored Blanks mit definierten Halbzeugeigenschaften durch einen Taumelprozess

LFT, ix u. 153 Seiten, 77 Bilder, 4 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-174-4.

Band 319: Tobias Konrad

Simulative Auslegung der Spann- und Fixierkonzepte im Karosserierohbau: Bewertung der Baugruppenmaßhaltigkeit unter Berücksichtigung schwankender Einflussgrößen

LFT, x u. 203 Seiten, 134 Bilder, 32 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-176-8.

Band 320: David Meinel

Architektur applikationsspezifischer Multi-Physics-Simulationskonfiguratoren am Beispiel modularer Triebzüge FAPS, xii u. 166 Seiten, 82 Bilder, 25 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-184-3.

Band 321: Andrea Zimmermann

Grundlegende Untersuchungen zum Einfluss fertigungsbedingter Eigenschaften auf die Ermüdungsfestigkeit kaltmassivumgeformter Bauteile

LFT, ix u. 160 Seiten, 66 Bilder, 5 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-190-4.

Band 322: Christoph Amann

Simulative Prognose der Geometrie nassgepresster Karosseriebauteile aus Gelege-Mehrschichtverbunden LFT, xvi u. 169 Seiten, 80 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-194-2.

Band 323: Jennifer Tenner

Realisierung schmierstofffreier Tiefziehprozesse durch maßgeschneiderte Werkzeugoberflächen

LFT, x u. 187 Seiten, 68 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-196-6.

Band 324: Susan Zöller Mapping Individual Subjective Values to Product Design KTmfk, xi u. 223 Seiten, 81 Bilder, 25 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-202-4.

Band 325: Stefan Lutz Erarbeitung einer Methodik zur semiempirischen Ermittlung der Umwandlungskinetik durchhärtender Wälzlagerstähle für die Wärmebehandlungssimulation LFT, xiv u. 189 Seiten, 75 Bilder, 32 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-209-3.

Modellbasierte Prozesskettenabbildung

rührreibgeschweißter Aluminium-

halbzeuge zur umformtechnischen

Herstellung höchstfester Leichtbau-

2019. ISBN 978-3-96147-217-8.

LFT, xii u. 167 Seiten, 68 Bilder, 17 Tab.

Band 326: Tobias Gnibl

strukturteile

Band 330: Stephan Rapp Pump-Probe-Ellipsometrie zur Messung transienter optischer Materialeigenschaften bei der Ultrakurzpuls-Lasermaterialbearbeitung LPT, xi u. 143 Seiten, 49 Bilder, 2 Tab.

Band 331: Michael Scholz Intralogistics Execution System mit

2019. ISBN 978-3-96147-235-2.

integrierten autonomen, servicebasierten Transportentitäten FAPS, xi u. 195 Seiten, 55 Bilder, 11 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-237-6.

Band 332: Eva Bogner

text der Digitalisierung

2019. ISBN 978-3-96147-246-8.

2019. ISBN 978-3-96147-250-5.

Band 327: Johannes Bürner Technisch-wirtschaftliche Optionen zur Lastflexibilisierung durch intelligente elektrische Wärmespeicher FAPS, xiv u. 233 Seiten, 89 Bilder, 27 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-219-2.

Band 328: Wolfgang Böhm Verbesserung des Umformverhaltens von mehrlagigen Aluminiumblechwerkstoffen mit ultrafeinkörnigem Gefüge LFT, ix u. 160 Seiten, 88 Bilder, 14 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-227-7.

Band 329: Stefan Landkammer Grundsatzuntersuchungen, mathematische Modellierung und Ableitung einer Auslegungsmethodik für Gelenkantriebe nach dem Spinnenbeinprinzip LFT, xii u. 200 Seiten, 83 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-229-1. Band 333: Daniel Benjamin Krüger Ein Ansatz zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse der Mensch-Maschine-Interaktion KTmfk, x u. 217 Seiten, 102 Bilder, 7 Tab.

Strategien der Produktindividualisierung

in der produzierenden Industrie im Kon-

FAPS, ix u. 201 Seiten, 55 Bilder, 28 Tab.

Band 334: Thomas Kuhn Qualität und Zuverlässigkeit laserdirektstrukturierter mechatronisch integrierter Baugruppen (LDS-MID) FAPS, ix u. 152 Seiten, 69 Bilder, 12 Tab. 2019. ISBN: 978-3-96147-252-9. Band 335: Hans Fleischmann Modellbasierte Zustands- und Prozessüberwachung auf Basis sozio-cyber-physischer Systeme FAPS, xi u. 214 Seiten, 111 Bilder, 18 Tab.

2019. ISBN: 978-3-96147-256-7.

Band 336: Markus Michalski Grundlegende Untersuchungen zum Prozess- und Werkstoffverhalten bei schwingungsüberlagerter Umformung LFT, xii u. 197 Seiten, 93 Bilder, 11 Tab. 2019. ISBN: 978-3-96147-270-3.

Band 337: Markus Brandmeier Ganzheitliches ontologiebasiertes Wissensmanagement im Umfeld der industriellen Produktion FAPS, xi u. 255 Seiten, 77 Bilder, 33 Tab. 2020. ISBN: 978-3-96147-275-8.

Band 338: Stephan Purr Datenerfassung für die Anwendung lernender Algorithmen bei der Herstellung von Blechformteilen LFT, ix u. 165 Seiten, 48 Bilder, 4 Tab. 2020. ISBN: 978-3-96147-281-9.

Band 339: Christoph Kiener Kaltfließpressen von gerad- und schrägverzahnten Zahnrädern LFT, viii u. 151 Seiten, 81 Bilder, 3 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-287-1.

Band 340: Simon Spreng Numerische, analytische und empirische Modellierung des Heißcrimpprozesses FAPS, xix u. 204 Seiten, 91 Bilder, 27 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-293-2. Band 341: Patrik Schwingenschlögl Erarbeitung eines Prozessverständnisses zur Verbesserung der tribologischen Bedingungen beim Presshärten LFT, x u. 177 Seiten, 81 Bilder, 8 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-297-0.

Band 342: Emanuela Affronti Evaluation of failure behaviour of sheet metals LFT, ix u. 136 Seiten, 57 Bilder, 20 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-303-8.

Band 343: Julia Degner Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung hochfester Aluminiumblechbauteile in einem kombinierten Umformund Abschreckprozess LFT, x u. 172 Seiten, 61 Bilder, 9 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-307-6.

Band 344: Maximilian Wagner Automatische Bahnplanung für die Aufteilung von Prozessbewegungen in synchrone Werkstück- und Werkzeugbewegungen mittels Multi-Roboter-Systemen FAPS, xxi u. 181 Seiten, 111 Bilder, 15 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-309-0.

Band 345: Stefan Härter Qualifizierung des Montageprozesses hochminiaturisierter elektronischer Bauelemente FAPS, ix u. 194 Seiten, 97 Bilder, 28 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-314-4.

Band 346: Toni Donhauser Ressourcenorientierte Auftragsregelung in einer hybriden Produktion mittels betriebsbegleitender Simulation FAPS, xix u. 242 Seiten, 97 Bilder, 17 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-316-8. Band 347: Philipp Amend Laserbasiertes Schmelzkleben von Thermoplasten mit Metallen LPT, xv u. 154 Seiten, 67 Bilder 2020. ISBN 978-3-96147-326-7.

Band 348: Matthias Ehlert Simulationsunterstützte funktionale Grenzlagenabsicherung KTmfk, xvi u. 300 Seiten, 101 Bilder, 73 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-328-1.

Band 349: Thomas Sander

Ein Beitrag zur Charakterisierung und Auslegung des Verbundes von Kunststoffsubstraten mit harten Dünnschichten

KTmfk, xiv u. 178 Seiten, 88 Bilder, 21 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-330-4

Band 350: Florian Pilz Fließpressen von Verzahnungselementen an Blechen LFT, x u. 170 Seiten, 103Bilder, 4 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-332-8

Band 351: Sebastian Josef Katona Evaluation und Aufbereitung von Produktsimulationen mittels abweichungsbehafteter Geometriemodelle

KTmfk, ix u. 147 Seiten, 73 Bilder, 11 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-336-6

Band 352: Jürgen Herrmann Kumulatives Walzplattieren. Bewertung der Umformeigenschaften mehrlagiger Blechwerkstoffe der ausscheidungshärtbaren Legierung AA6014 LFT, x u. 157 Seiten, 64 Bilder, 5 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-344-1 Band 353: Christof Küstner Assistenzsystem zur Unterstützung der datengetriebenen Produktentwicklung KTmfk, xii u. 219 Seiten, 63 Bilder, 14 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-348-9

Band 354: Tobias Gläßel

Prozessketten zum Laserstrahlschweißen von flachleiterbasierten Formspulenwicklungen für automobile Traktionsantriebe FAPS, xiv u. 206 Seiten, 89 Bilder, 11 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-356-4.

Band 355: Andreas Meinel

Experimentelle Untersuchung der Auswirkungen von Axialschwingungen auf Reibung und Verschleiß in Zylinderrollenlagern KTmfk, xii u. 162 Seiten, 56 Bilder, 7 Tab.

2020. ISBN 978-3-96147-358-8

Band 356: Hannah Riedle

Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation

FAPS, xxx u. 179 Seiten, 82 Bilder, 35 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-367-0

Abstract

In the fields of medical education and training as well as the development of new medical devices, the simulation of surgical procedures is an important tool for the evaluation and improvement of professional skills or product performance. As a result, training as well as product development times and thus costs can be reduced by the knowledge gained. The work on cadavers is currently considered the gold standard of surgical simulation, but other biological and simplified synthetic models are also used.

In order to expand this portfolio, the share of synthetic anatomical models with complex geometry and realistic material properties is growing. A special challenge is the representation of soft tissue structures (e.g. heart), for which the model developed in this dissertation presents a new solution. A generic digital model generation enables the illustration of any adaptable anatomy and pathology due to the high resulting design flexibility. The additive manufacturing with silicone enables the efficient scalable production of these variable complex models. The process model is finalized by biomechanical and medical investigations, which validate the anatomical correctness and evaluate the mechanical behavior in comparison to the biological original. In den Bereichen der medizinische Aus-und Weiterbildung sowie der Entwicklung von neuen Medizinprodukten ist die Simulation von chirurgischen Eingriffen ein wichtiges Werkzeug zur Evaluation und Verbesserung fachlicher Fertigkeiten oder Produktleistungen. In der Folge können durch die gewonnen Erkenntnisse Ausbildungs- sowie Produktentwicklungszeiten und somit auch Kosten gesenkt werden. Die Arbeit an Leichnamen gilt aktuell als Goldstandard der chirurgischen Simulation, aber auch andere biologische und vereinfachte synthetische Modelle werden eingesetzt.

Zur Erweiterung dieses Portfolios wächst der Anteil an synthetischen anatomischen Modellen mit komplexer Geometrie und realistischen Materialeigenschaften. Eine besondere Herausforderung ist hierbei die Abbildung weicher Gewebestrukturen (z.B. Herz), für welche das in der vorliegenden Dissertationsschrift entwickelte Vorgehensmodell eine neue Lösung präsentiert. Eine generische digitale Modellerstellung ermöglicht über die hohe resultierende Designflexibilität die Abbildung beliebiger adaptierbarer Anatomien und Pathologien. Die Additive Fertigung mit Silikon realisiert die effizient skalierbare Produktion dieser variablen komplexen Modelle. Finalisiert wird das Vorgehensmodell wird durch biomechanische und medizinische Untersuchungen, welche die anatomische Korrektheit validieren und das mechanische Verhalten im Vergleich zum biologischen Vorbild evaluieren.

