

Philipp Schegner
Prozesskettenentwicklung für gewebte komplexe
3D-Schlauchstrukturen in Faserkunststoffverbund- und
Biomedizinanwendungen

Philipp Schegner

**Prozesskettenentwicklung für gewebte
komplexe 3D-Schlauchstrukturen
in Faserkunststoffverbund- und
Biomedizinanwendungen**

TUD*press*
2024

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.

Bibliographic information published by the Deutsche Nationalbibliothek
The Deutsche Nationalbibliothek lists this publication in the Deutsche
Nationalbibliografie; detailed bibliographic data are available in the
Internet at <http://dnb.d-nb.de>.

ISBN 978-3-95908-752-0

© 2024 Dresden und München
Thelem Universitätsverlag & Buchhandlung GmbH & Co. KG
<http://www.thelem.de>

TUDpress ist ein Imprint von Thelem
Alle Rechte vorbehalten. All rights reserved.
Gesetzt vom Autor.
Printed in Germany.

**Prozesskettenentwicklung für gewebte komplexe 3D-Schlauchstrukturen
in Faserkunststoffverbund- und Biomedizinanwendungen**

von der Fakultät Maschinenwesen
der Technischen Universität Dresden

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

angenommene Dissertation

vorgelegt von

Dipl.-Ing. Philipp Schegner

geboren am 02.08.1990 in Offenbach am Main

Tag der Einreichung: 10.09.2023

Tag der Verteidigung: 25.03.2024

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. habil. Dipl.-Wirt. Ing. Chokri Cherif
Prof. Dr.-Ing. Frank Ficker (Hochschule Hof)

Vorsitzender der Prüfungskommission:

Prof. Dr.-Ing. Jens-Peter Majschak

Vorwort

Die vorliegende Dissertation entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Textilmaschinen und Textile Hochleistungswerkstofftechnik (ITM) der Fakultät Maschinenwesen der Technischen Universität Dresden. Mein Dank gilt an erster Stelle meinem Doktorvater Herrn Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Dipl.-Wirt. Ing. Chokri Cherif für die intensive Betreuung und seine sehr engagierte und hilfreiche Unterstützung bei der Ausarbeitung dieser Arbeit. Ebenfalls möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Frank Ficker bedanken, der sich bereit erklärt hat, diese Arbeit zu begutachten.

Für die zahlreichen Anregungen, vielfachen Ideengebungen, stets hilfreichen und inspirierenden fachlichen Diskussionen und bei der Korrektur dieser Arbeit gilt mein besonderer und herzlicher Dank Herrn Dr.-Ing. Gerald Hoffmann und Frau Dr.-Ing. Cornelia Sennewald. Während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am ITM haben sie mich stets unterstützt und eine Arbeitsatmosphäre geschaffen, die sowohl fachlich als auch menschlich bereichernd war. Ihre Hilfe und Unterstützung haben maßgeblich dazu beigetragen, dass diese Dissertation erfolgreich verfasst werden konnte.

Weiterhin danke ich Theo Lehmann und Sebastian Berndt für die wertvollen Diskussionen und unermüdliche Unterstützung bei der praktischen Umsetzung der Bindungstechnik und allen damit verbundenen Herausforderungen.

Für weitere anregende Diskussionen und konstruktiven Hinweise für die, in dieser Dissertation entwickelten, Algorithmen in Matlab danke ich meiner Schwester Luise Rahm.

Außerdem möchte ich den Techniker:innen, den Mitarbeitenden der mechanischen Werkstatt, des textiltechnischen Prüflabors meinen Dank für die Unterstützung bei der Bewältigung der vielseitigen Herausforderungen, die mir während meiner Promotionszeit begegneten, aussprechen.

Insbesondere gilt eine zutiefst empfundene Dankbarkeit meiner Frau Johanna, die mit Geduld das Lektorieren übernahm und nicht müde wurde, mir die Wichtigkeit von Verben in Sätzen näher zu bringen und diese an gebotener Stelle einzufügen.

Meinen Eltern und Großeltern danke ich für die motivierenden Gespräche und den Glauben daran, dass ich die Arbeit fertigstellen werde.

Dresden, im August 2024

Philipp Schegner

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungs- und Symbolverzeichnis	III
1. Einleitung	1
2. Stand der Technik	4
2.1 Prozesskette der textiltechnischen Preformfertigung	4
2.1.1 Definition und Anwendung	4
2.1.2 Sequenzielles Preforming für FKV	7
2.1.3 Sequenzielles Preforming im Biomedizinbereich	11
2.1.4 Direktes Preforming	14
2.2 Gewebeentwicklung	18
2.2.1 Grundlagen der Gewebeentwicklung	18
2.2.2 3D-Schlauchstrukturen am Beispiel des T-Stückes	25
2.3 Zusammenfassende Betrachtungen und Ableitung des Forschungsbedarfes	27
3. Zielsetzung und Forschungsprogramm	29
4. Entwicklung einer CAE-gestützten Prozesskette für komplexe 3D-Schlauchstrukturen	31
4.1 Einführung	31
4.2 Entwicklung einer neuen Darstellungsform für Bindungen mit gestapelten Gewebelagen auf Basis einer vereinfachten Schnittdarstellung	35
4.2.1 Bestandteile und Methodik der vereinfachten Schnittdarstellung	35
4.2.2 Ableitung der Bindung aus der vereinfachten Schnittdarstellung am Beispiel des T-Knotens	49
4.2.3 FKV – T-Knoten ohne Kettlagentausch	53
4.2.4 FKV – Knoten mit homogener Wandstärke	55
4.2.5 FKV – vollständig durchströmbare Knoten	57
4.2.6 FKV – Knoten mit hochbelasteten Kreuzungsbereichen	60
4.2.7 Biomedizin – Stentgraft	65
4.2.8 Biomedizin – Herzklappen	67
4.3 Entwicklung des Farbmodells	70
4.3.1 Grundmodell - 3D-Bindungspunktmodell	70

4.3.2	Erweiterung – Hilfskörperanpassung.....	75
4.3.3	Erweiterung – Bindungspunktanpassung	78
4.3.4	Erweiterung - Farbbereichsanpassung	83
4.4	Entwicklung der vollständigen technischen Patrone und Ableitung der Maschinensteuerdatei.....	85
5.	Webtechnische Umsetzung, Ausformung	87
5.1	Einführung	87
5.2	Anpassungen der Webmaschine und webtechnische Umsetzung.....	87
5.2.1	Entwicklung für gleichmäßige Gewebebreite	87
5.2.2	Entwicklung für Schussüberlänge.....	90
5.3	Entwicklung und Umsetzung der Ausformeinheit	92
5.3.1	Positionierung des Halbzeuges.....	92
5.3.2	Ausformen mittels Fadenzug	95
5.3.3	Bewertung und Umsetzung der Lösungen	97
5.4	Fertigung, Ausformung der 3D-Schlauchstrukturen	99
6.	Zusammenfassung und Ausblick.....	104
7.	Literatur	106
8.	Abbildungen	116

Abkürzungs- und Symbolverzeichnis

Abkürzungen

CAE	Computer-aided engineering = Rechnergestützte Entwicklung
CFD Simulation	Computational Fluid Dynamics Simulation
d. h.	das heißt
EAT	EAT DesignScope Victor
FEM	Finite-Elemente-Methode
FKV	Faser-Kunststoff-Verbund
FKV-Rohren	Faser-Kunststoff-Verbund-Rohren
KIT	wbk Institut für Produktionstechnik des Karlsruher Instituts für Technologie
OECD	Organisation für wirtschaftliche Zusammenarbeit und Entwicklung
PET	Polyethylenterephthalat
PTFE	Polytetrafluorethylen
RTM	Resin Transfer Molding
z. B.	zum Beispiel

Symbolverzeichnis

Formelzeichen	Einheit	Bedeutung
α	Grad	Winkel zwischen zwei benachbarten Kettfäden auf dem Schlauchumfang
r	mm	Radius des Schlauches
p	dimensionslos	Dichtefaktor
n	dimensionslos	Laufvariable ($n \in \mathbb{Z}$)
SD	Fäden / cm	Schussdichte
SAB	mm	Abstand zweier benachbarter Schüsse.
KD	Fäden / cm	Kettdichte
DG	%	Gewebedichte
ζ	Grad	Verrundungsradius im Winkel
δ	Grad	welcher zwischen der x-y-Ebene und der Schnittebene der Verrundung
$S_{m,n}$	dimensionslos	Für jede Spalte des Kettfadenschnittes wird ein Schussschnitt erstellt. Dabei ist jeder Schussschnitt eine Matrix mit Zellen „ $S_{m,n}$ “ und jeweils einer zusätzlichen Spalte am Anfang „ $S_{m,0}$ “ und Ende „ $S_{m,n+1}$ “
$P.Farbe$	dimensionslos	die Matrix für das Farbmodell
LS	mm	Länge der Schläuche
$K_{m,n}$	dimensionslos	einzelnen Keffadenscharen in vereinfachten Schnittdarstellung
KAZ	dimensionslos	Anzahl der Kettfäden (KAZ) im Umfang
γ_n	Grad	Winkel in der y-z-Ebene
β_n	Grad	Winkel in der x-z-Ebene
d_s	mm	Durchmesser Schuss
d_k	mm	Durchmesser Kette
$P_{xyz,n}$	dimensionslos	Beliebiger Punkt des später zu webenden Zylinders

1. Einleitung

Stetige Veränderungen formen den Alltag, in welchem wir leben und arbeiten. Die beschleunigte Nachfrage nach Mobilität, Energie, Urbanisierung und Gesundheit verlangt nach völlig neuen Lösungen, die nur durch den konsequenten Einsatz neuer Materialien, intelligenter Konstruktionen und nachhaltiger Gestaltung erreicht werden können. Ein Beispiel dafür sind Leichtbaukonstruktionen, insbesondere Faser-Kunststoff-Verbunde (FKV). „Noch in den 1990er-Jahren lag der Anteil von kohlefaserverstärkten Kunststoffen bei Passagiermaschinen bei nur zehn Prozent. Die Boeing 787 – vielen besser als Dreamliner bekannt – besteht zu mehr als der Hälfte aus diesem neuen Kunststoff. Der Kerosinverbrauch sinkt dadurch um rund 20 Prozent.“ [1] Für flächige Konstruktionen haben sich eine Vielzahl an Verfahren etabliert. Für komplexe Konstruktionen, wie zum Beispiel Schläuche und Rohrstrukturen, fehlen jedoch technische Lösungen für effiziente faserbasierte Leichtbaukonstruktionen. Dabei kommen Schläuche und Rohrstrukturen in nahezu allen technischen, industriellen und medizinischen Bereichen zum Einsatz (vgl. Abbildung 1-1). Sie dienen als Träger von Flüssigkeiten, Gasen sowie als Strukturbauteile.

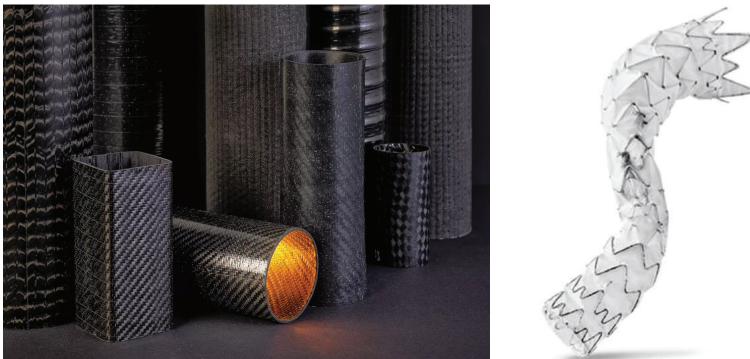


Abbildung 1-1: Rohrstrukturen: links: FKV für den Einsatz als Strukturbauteil [2], rechts: Stentgraft (gewebter Graft mit aufgenähten Stents aus Nitinol [3])

Im Bereich der Medizin werden Schläuche und Rohre häufig als Stützstruktur oder zur Medienleitung eingesetzt. Ein anschauliches Beispiel hierfür sind die häufig zur Anwendung kommenden Stentgrafts. Durch den demografischen Wandel steigt die Anzahl an behandlungsbedürftigen Erkrankungen des Herz-Kreislauf-Systems. Kardiovaskuläre Erkrankungen sind bereits heute mit über 340.000 Fällen die häufigste Todesursache in Deutschland [4]. Zur Verbesserung des Patientenwohls und der Lebensqualität werden Stentgrafts verwendet, um ausgesackte Gefäßbereiche (Aneurysmen) zu überbrücken (vgl. Abbildung 1-1 rechts). Diese werden aktuell individuell

im Reinraum mit hohem manuellem Aufwand einzeln gefertigt, was sowohl zu hohen Fertigungsdauern als auch zu hohen Fertigungskosten führt. Es fehlen Lösungen für eine wirtschaftliche Fertigung patientenindividueller Stentgrafts mit minimierten manuellen Eingriffen.

Neben Aneurysmen stellen defekte Herzklappen, Herzklappenstenose oder Herzklappeninsuffizienz, weitere Varianten der tödlichen Herz-Kreislaufkrankungen dar. Aktuell gibt es zwei Arten künstlicher Herzklappen als Behandlungsoptionen. Ein Nachteil der mechanischen Klappen ist die lebenslange Notwendigkeit einer Antikoagulationstherapie. Biologische Herzklappen haben eine deutlich kürzere Lebensdauer und erfordern ebenfalls einen hohen manuellen Fertigungsaufwand.

Im Leitungsbau und in Tragwerksstrukturen finden Rohrstrukturen durch den Einsatz von Faser-Kunststoff-Verbund-Rohren (FKV-Rohren, vgl. Abbildung 1-1 links) Anwendung, die im sequenziellen Preforming hergestellt werden, wodurch das Leichtbaupotential nicht ausgeschöpft wird. Die Prozesskette zur Herstellung von Rohrstrukturen im sequenziellen Preforming beinhaltet dabei die folgenden Schritte. Mit einem hohen manuellen Aufwand wird die zugeschnittene Bahnware zu einer Preform zusammengefügt, welche nachfolgend durch Infiltration mit Epoxidharz zu einem Faserkunststoffverbund gefertigt wird. Aufgrund des hohen manuellen Aufwands erweist sich der betreffende Vorgang als äußerst kosten- und zeitintensiv.

In den vergangenen Jahrzehnten wurden umfangreiche Forschungsanstrengungen unternommen, um das direkte Preforming in allen textilen Flächenbildungsverfahren zu ermöglichen. Das Ziel des direkten Preformings ist dabei die Eliminierung von manuellen Prozessschritten. In der Wickeltechnik und der Flechttechnik wurden, insbesondere bei der Umwicklung oder dem Umflechten von komplex verzweigten Kernen, signifikante Fortschritte erzielt. Dem ungeachtet erfordert die Herstellung noch immer den Einsatz von komplexen Werkzeugen. Die Stricktechnik ermöglicht ebenfalls die Herstellung von komplexen biaxialen faserverstärkten Preformen, jedoch ist der erreichbare Faservolumengehalt aufgrund des maschenbildenden Verfahrens begrenzt.

In der Webtechnik wurden weitere bedeutende Fortschritte im Bereich des direkten Prefomings erzielt. Insbesondere die Forschungsarbeit von Fazeli [5] hat gezeigt, dass Knoten für die Verbindung von Rahmentragwerken erstmals in einem Stück und nahtlos hergestellt werden können. Gewebte Schlauchstrukturen bieten zudem die Vorteile einer dimensionsstabilen Umfangsform und eines effizienten Fertigungsverfahrens, bei dem zusätzliche Fäden in radialer Richtung eingebracht werden können, die die Umfangs- und Achsrichtungen ergänzen. Darüber hinaus können diese Produkte auf kommerziell verfügbaren Jacquard-Webmaschinen hergestellt werden.

Die Prozesskette für die Fertigung von patientenindividuellen Stentgrafts erfolgt ebenfalls ähnlich der Herstellung von Rohrstrukturen. Aus einem Scan des Aneurysmas werden die notwendigen Maße des Grafts abgeleitet. Dieser wird manuell aus Schlauchgewebe konfektioniert. Abschließend erfolgt nicht die Konsolidierung, sondern das Aufnähen der Stents (vorgebogene Nitinolringe) zum Expandieren des Stentgrafts beim minimalinvasiven Einsatz.

Ein innovativer Ansatzpunkt zur Herstellung dieser, auf den ersten Blick unterschiedlichen 3D-Schlauchstrukturen, kann der Einsatz von komplexen Spulenschützengeweben sein. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden 3D-Schlauchstrukturen als Überbegriff verwendet, welche auch schlauchförmige Strukturen mit Funktionalisierungen bezeichnen, beispielsweise durch Verzweigungen, Öffnungen oder Klappen.

In dieser Arbeit soll eine automatisierte Methode zur Generierung solcher Modelle vorgestellt werden. Die Methode wird durch die Entwicklung von Demonstratoren begleitet, um die Validität der verwendeten Methodik zu zeigen. Diese Demonstratoren nutzen komplexe faserbasierte Schlauchstrukturen, die aufgrund der Anisotropie der Fasern ideal für die Herstellung leichter und leistungsfähiger Bauteile geeignet sind. Das Ziel ist es, Energieeinsparungen in der Herstellung und manuelle Eingriffe zu reduzieren, während Fehler im Fertigungsprozess minimiert werden. Durch die vollständige Digitalisierung können leistungsstarke Preformen ab einer Losgröße 1 hergestellt werden, die sowohl das Material (Carbon, Glasgewebe), die Struktur (Geometrie) als auch den Funktionsleichtbau (z. B. Rückschlagventile) vereinen.

Abbildung 5-14:	Fehlerbilder bei der Ausformung Flottierungen nicht weit genug gezogen (links); Knoten mit fehlerfreien Stoßkanten (rechts).....	100
Abbildung 5-15:	Teilweise ausgeformter offener Knoten; grün die noch nicht gezogene Kettfadenschlaufe (Textil wurde auf einem Rohr stabilisiert);	100
Abbildung 5-16:	Ausgeformter zweiseitig lastangepasster T-Knoten	101
Abbildung 5-17:	Links: Stentgraft mit eingewebter Nitinol-Stützstruktur.....	101
Abbildung 5-18:	Ventilstruktur mit drei Klappen. a: Oberseite des hergestellten Gewebes mit Faltenflottungen, b: innen verlaufende Fäden zur Bildung der Anbindungspunkte, c: ausgeformte Schlauchstruktur mit Markierung der gezogenen Fäden.....	102
Abbildung 5-19:	Durch Ziehen der Flottungsfäden ausgeformte Ventilstruktur in Schussrichtung mit a) drei integrierten Klappen, mit b) Ansicht von oben im geschlossenen Zustand und c) im geöffneten Zustand.....	102
Abbildung 5-20:	Oben: Herzklappe direkt nach der Entnahme mit erkennbaren offenliegenden Flottungsfäden und vorgeformtem Nitinoldraht. unten: ausgeformter Schlauch mit Nitinoldraht und dichten Ventilkappen.....	103