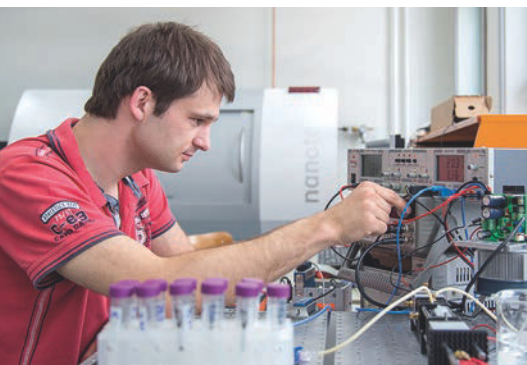


Sonderheft Medizintechnik

Hinrich Habeck Vorwort	Seite 3	Christian Stark, Felix Fiedler, Stefan Müller Optische Konzentrationsbestimmung von Laktat in Blutplasma mittels NIR-Spektroskopie	Seite 41
Henrik Botterweck, Stefan Fischer Der BioMedTec Wissenschaftscampus Lübeck - mehr als Bio, Med und Tec?	Seite 4	Benjamin Weber, Bodo Nestler Kalibration von Pulsoxymetern durch direkte Spektralmodulation	Seite 45
Christian Buj, Jens Horstmann, Ralf Brinkmann Kontaktfreie Photoakustische Tomographie	Seite 7	Matthias Weber, Klaas Bente, Anselm v. Gladiß, Matthias Graeser, Thorsten M. Buzug Magnetische Partikelbildgebung mit einer feldfreien Linie	Seite 50
Felix Fiedler, Christian Stark, Stefan Müller Magnetophorese zur Trennung der Blutbestandteile für die optische Bestimmung von Laktat	Seite 10	Christian Bollmeyer, Martin Mackenberg, Hartmut Gehring, Horst Hellbrück Entwicklung einer kompakten Sensorplattform für den prototypischen Einsatz in der Medizintechnik	Seite 53
Jens Hagenah, Michael Scharfschwerdt, Achim Schweikard Von Herzchirurgie und Support Vector Maschinen: Wie ein lernender Algorithmus helfen kann, Herzklappenprothesen zu individualisieren	Seite 14	Jürgen Grein, Mathias Beyerlein Ophthalmotechnologie in der Biomedizintechnik – „Sehen“ meets „Technik“	Seite 58
Stephan Klein, Lutz Wunsch, Sean Luenz, Hala El-Shaffey, Franziska Hainer Eine neue Repositionshilfe für die Kinderchirurgie	Seite 19	Bodo Nestler Horizontenerweiterung: Ein Forschungssemester am Technion in Haifa	Seite 60
Tobias Klepsch, Henrik Botterweck Gefäß-Gewebe-Transport von Wirkstoffen beschichteter Implantate: Modellierung der Transportvorgänge	Seite 22	Stephan Klein, Farina Steinert, Wen-Huang Wang, Stefanie Wichmann, Heike Wachenhausen, Folker Spitzenberger, Rolf Granow Online-Lehre für die Medizintechnik im Bereich Regulatory Affairs	Seite 63
Jan Krieger, Christian Damiani, Christian Hübner, Stephan Klein Gefäß-Gewebe-Transport von Wirkstoffen beschichteter Implantate: Phänomenologische Modellierung	Seite 26	Jürgen Tchorz, Markus Kallinger Der Studiengang Hörakustik an der FH Lübeck	Seite 66
Lars Kreutzburg, Vit Dolezal, Christian Hübner Dynamik nanoskaliger Partikel an Gefäßwänden	Seite 30	Silke Venker, Thorsten M. Buzug, Stephan Klein Der gemeinsame internationale Master-Studiengang Biomedical Engineering in Lübeck	Seite 69
Roma Kusche, Steffen Kaufmann, Ankit Malhotra, Paula Klimach, Martin Ryschka Wearable zur Langzeitbestimmung der arteriellen Gefäßsteifigkeit	Seite 34	Ullrich Wenkebach Kurz zurücklehnen und dann weiter... vorgestellt von Henning Schwarz Neuerscheinungen	Seite 71 Seite 74
Benjamin Redmer, Bodo Nestler Optische Messung von Hämoglobinderivaten in nicht-hämolyisiertem humanem Vollblut	Seite 38	Impressum	Seite 78



20. Jahrgang - März 2017

ISSN: 1618-5528

impulse

Aus Forschung und Lehre



FACH
HOCHSCHULE
LÜBECK

University of Applied Sciences

www.fh-luebeck.de

VON HERZCHIRURGIE UND SUPPORT VECTOR MASCHINEN: WIE EIN LERNENDER ALGORITHMUS HELFEN KANN, HERZKLAPPENPROTHESEN ZU INDIVIDUALISIEREN

JENS HAGENAH, MICHAEL SCHARFSCHWERDT, ACHIM SCHWEIKARD

1 Einleitung

„Ihre Aortenwurzel ist leider total verformt und kaputt. Aber keine Sorge, wir fertigen Ihnen einfach eine neue an!“ So oder so ähnlich könnte die Aussage eines Herzchirurgen zukünftig lauten, wenn er einen Patienten mit defekter Herzklappe untersucht, denn die Zukunft der Herzklappenchirurgie könnte von individualisierten Prothesen geprägt sein. Wie so etwas möglich werden könnte wollen wir in diesem Artikel vorstellen.

Die Herzklappen sind ein wichtiger Bestandteil des Blutkreislaufes. Sie verhindern den Rückfluss des Blutes und somit ein „Rückwärtslaufen“ des Kreislaufs. Die Aortenklappe nimmt dabei die wichtige Position zwischen dem Herz und der Aorta, also der Hauptschlagader, ein. Die Klappe selbst besteht aus drei Segeln, die in der Aortenwurzel, also dem Bereich, in dem die Aorta aus dem Herz entspringt, „aufgehängt“ sind. Legen sich diese Segel aneinander, ist die Klappe verschlossen, andernfalls ist sie geöffnet. Ist die Funktion der Klappe beeinträchtigt, kann es zu schweren Folgeerkrankungen kommen, die bis zum Herzversagen führen können.

Ein bekanntes Verfahren zur Behandlung einer Fehlfunktion der Aortenklappe ist der prothetische Ersatz der gesamten Klappe. Mittlerweile gibt es zwar eine breite Auswahl von Klappenprothesen, allerdings reichen diese in ihrer Funktionalität und Haltbarkeit nicht an die hohe Qualität der echten Klappe heran. Außerdem müssen die Patienten mit Klappenersatz dauerhaft Medikamente nehmen, um Blutgerinnsel an der Prothese zu vermeiden.

Daher wird versucht, bei bestimmten Krankheitsbildern auf einen kompletten Klappenersatz zu verzichten und die echte Klappe weitestgehend zu erhalten. Zu diesen Krankheitsbildern zählt auch die pathologische Dilatation der Aortenwurzel, also die Vergrößerung des Gewebes, an dem die Aortenklappe „aufgehängt“ ist. Da die Klappensegel selbst nicht von der Vergrößerung betroffen sind, wird die Geometrie der Klappe so verzerrt, dass diese nicht mehr richtig schließt und es somit zur Fehlfunktion kommt [1]. Wichtig ist dabei, dass die Klappensegel an sich unverändert vorliegen und die Krankheit nur durch die Änderung der „Aufhängung“ dieser Segel hervorgerufen wird. Eine solche Erkrankung tritt häufig bei jungen Patienten in Kombination mit Bindegewebsschwächen, z.B. dem Marfan-Syndrom auf [2].

Zur Behandlung dieses Krankheitsbildes wurde ein Operationsverfahren entwickelt, das sich „klappenerhaltende Aortenwurzelrekonstruktion“ nennt. Wie der Name vermuten lässt wird hierbei nicht die Klappe selbst durch eine Prothese ersetzt, sondern das umliegende, krankhaft vergrößerte Gewebe. So wird versucht, die ursprüngliche Form der Aortenwurzel mit Hilfe einer Gefäßprothese zu rekonstruieren [4]. Die patienteneigenen Klappensegel werden anschließend in diese Prothese eingenäht. Somit kann die individuelle Klappe erhalten bleiben. Abbildung 1 zeigt die Aortenwurzel im gesunden,

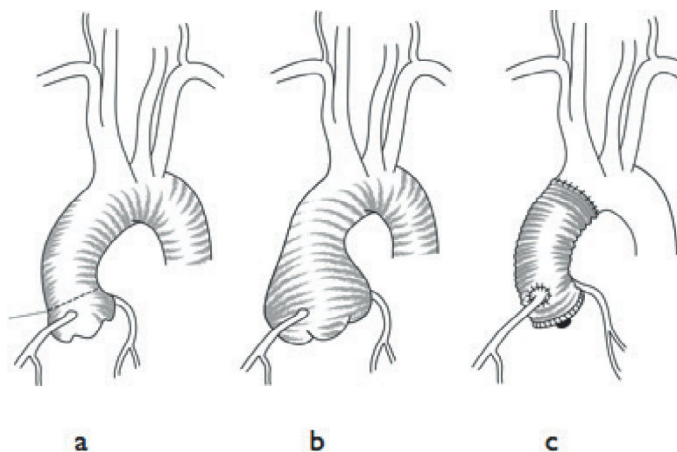


Abb. 1. Die Aortenwurzel. a) gesunder Zustand b) dilatierter Zustand c) rekonstruierter Zustand [3]

dilatierten und rekonstruierten Zustand.

Diese Operation wird bereits in der Klinik eingesetzt. Allerdings entpuppt sich die Auswahl der richtigen Prothesengröße und das Einnähen der Klappe in der korrekten Form als sehr schwierig. Das Problem ist, dass der Chirurg nur den kranken, also dilatierten, Zustand der Aortenwurzel sehen kann. Die ursprüngliche Größe und Form der Wurzel vor der Erkrankung (die ja durch die Prothese rekonstruiert werden sollen) müssen vom Arzt geschätzt werden. Diese Schätzung wird zusätzlich dadurch erschwert, dass der Patient während der Operation an eine Herz-Lungen-Maschine angeschlossen ist. Somit ist die Aortenwurzel blutleer, es lastet kein Druck auf dem sehr elastischen Gewebe. Dies führt dazu, dass schon die Erkennung der Wurzelform im kranken Zustand schwierig ist. Die Wahl der richtigen Prothese setzt also eine hohe Erfahrung des Operateurs voraus.

Daher könnte die Qualität der Operation und die Patientensicherheit gesteigert werden, wenn die Schätzung der optimalen Prothesengröße im Vorfeld der Operation mithilfe eines Planungstools erfolgen könnte. Bisherige Ansätze, eine solche Operationsplanung umzusetzen, zielen auf physikalische Simulationen ab. Die Idee dabei ist, das Schließverhalten der individuellen Aortenklappe unter Druck zu simulieren [5]. Hierzu werden Finite-Elemente-Methoden verwendet. Damit kann die Klappe virtuell in verschiedene Prothesen eingenäht werden, wodurch der Einfluss dieser Prothesen auf die Funktionalität der Klappe evaluiert werden kann. Dadurch kann der Chirurg im Vorfeld der Operation verschiedene Prothesengrößen virtuell ausprobieren und die optimale Prothese auswählen.

Das Problem dieses Ansatzes liegt in den sehr komplexen biomechanischen Eigenschaften der Aortenklappe. Das Zusammenspiel der beteiligten Gewebestrukturen, das zur korrekten Bewegung der Klappe im Blutfluss führt, ist noch immer nicht vollständig verstanden [6]. Außerdem sind die biomechanischen Parameter der Klappensegel größtenteils unbekannt, wodurch die Wahl biologisch sinnvoller Modellparameter schwierig ist. Hinzu kommen lange Rechenzeiten und die Tatsache, dass die hochaufgelöste, dreidimensionale Abbildung der individuellen Klappengeometrie eine große Herausforderung für die Bildgebung darstellt [7].

Daher wollen wir einen neuen Ansatz vorstellen, der diese biomechanischen Unsicherheiten umgeht. Stattdessen sollen Methoden des maschinellen Lernens zum Einsatz kommen.

In diesem Artikel wollen wir die Grundidee des Ansatzes skizzieren und erste Ergebnisse vorstellen.

2 Material und Methoden

Die grundlegende Idee des Ansatzes ist die Beschreibung der Klappengeometrie durch geometrische Parameter, sog. Features. Damit lässt sich die individuelle Form der Klappe des jeweiligen Patienten, krank oder gesund, durch Zahlenwerte beschreiben. Dadurch lässt sich das Problem der Operationsplanung etwas mathematischer formulieren: Gesucht ist eine Funktion, die die Features der kranken Klappe auf die Features der gesunden Klappe abbildet. Ist diese Funktion bekannt, so kann man anhand der Features einer beliebigen kranken Klappe die Features dieser Klappe vor der Erkrankung, also im gesunden Zustand, berechnen. Mit Hilfe der so berechneten Features lässt sich die optimale Prothesengröße schätzen.

Das wirft die Frage auf, wie man diese Funktion finden kann. Hier können Methoden des maschinellen Lernens helfen. Wir können experimentell die Features einer Klappe sowohl

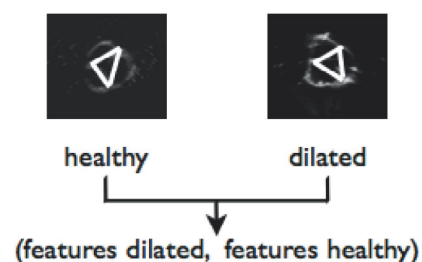
im kranken als auch im gesunden Zustand bestimmen. Somit kann eine Datenbank aufgebaut werden, die bestimmte kranke Features den entsprechenden gesunden Features zuordnet. Auf Grundlage dieser Datenbank kann ein Algorithmus trainiert werden, mit dessen Hilfe aus kranken Features die entsprechenden unbekanntes gesunden Features präzisiert werden können. Dies Verfahren wird Support Vector Regression (SVR) genannt.

Das genaue Vorgehen kann in vier Schritte unterteilt werden: Die Aufnahme der Bilddaten, die Bestimmung der Features, das Training des Modells und die Prädiktion der Features. Diese Schritte sind in Abbildung 2 dargestellt und werden in den folgenden Abschnitten genauer erläutert.

Step 1: Data acquisition



Step 2: Feature extraction



Step 3: Model training



Step 4: Feature estimation



Abb. 2. Die Schritte des vorgestellten Verfahrens. Zunächst werden Ultraschallbilder im gesunden und dilatierten Zustand aufgenommen. Aus diesen Daten werden geometrische Features extrahiert. Anhand dieser Feature-Paare wird ein SVR-Modell trainiert. Mit diesem Modell ist die Schätzung unbekannter gesunder Features möglich.

2.1 Aufnahme der Bilddaten

Um die Features der individuellen Klappe bestimmen zu können sind geeignete Bilddaten der Klappe erforderlich. Aufgrund der feinen Struktur der Klappensegel und ihrer schnellen Bewegung im Blutfluss ist die Bildgebung der Klappe in typischen volumetrischen Bildgebungsmodalitäten wie Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) schwierig. Daher nutzen wir Ultraschallbildgebung, genauer gesagt Transösophageale Echokardiographie (TEE). Hierbei handelt es sich um ein semiinvasives Verfahren, bei dem der Ultraschallkopf auf einem Endoskop sitzt, das in die Speiseröhre des Patienten eingeführt wird. Von dort aus bietet sich ein gutes Sichtfeld auf die Aortenwurzel. Neben der hohen zeitlich Auflösung und den geringen Untersuchungskosten ist die breite Verfügbarkeit im klinischen Einsatz ein großer Vorteil von TEE.

Wir haben einen Versuchsaufbau entwickelt, mit dem eine TEE-Untersuchung simuliert werden kann [8]. D.h. es können mit einer TEE-Sonde Bilder einer präparierten Aortenwurzel eines Schweins unter physiologischen Bedingungen aufgenommen werden. Die Klappe steht dabei mittels Wassersäule unter konstantem diastolischen Druck. Es wird also statisch der geschlossene Zustand abgebildet, da hier die Features am einfachsten zu erkennen sind. Es werden mehrere Bilder in verschiedenen Schnittebenen durch die Wurzel aufgenommen, sodass im Anschluss die Rekonstruktion eines dreidimensionalen Volumens möglich ist.

Wie oben bereits erwähnt haben wir ex-vivo (also isolierte) Aortenwurzeln von Schweinen untersucht. Um die Features im gesunden und im kranken Zustand bestimmen zu können wurden die Wurzeln nach der ersten Bildaufnahme (gesunder Zustand) modifiziert mit dem Ziel, eine Erkrankung der Wurzel zu simulieren. Dazu wurde zusätzliches Aortengewebe in Schnitte in der Wurzelwand eingenäht. Dadurch kann eine Dilatation der Aortenwurzel künstlich hervorgerufen werden.

Durch dieses experimentelle Vorgehen können dreidimensionale Volumenbilder einer Aortenwurzel sowohl im kranken als auch im gesunden Zustand aufgenommen werden.

2.2 Bestimmung der Features

Ziel dieses Schrittes ist es, Feature-Paare zu generieren, die die Aortenwurzel jeweils im kranken und im gesunden Zustand beschreiben. Hierfür müssen zunächst Features definiert werden, die die Klappengeometrie ausreichend beschreiben können.

Die ausgewählten Features sind die Kommissurabstände k_1 , k_2 und k_3 , die effektive Höhe $heff$ sowie die segelspezifischen charakteristischen Parameter F und α . Diese Features

sollen im Folgenden näher erläutert werden. Die effektive Höhe bezeichnet den Höhenunterschied zwischen der Kommissurebene (dort wo die Segel an der Wurzelwand aufgehängt sind) und der Koaptationsebene (dort, wo sich die Segel aneinander legen). Diese Höhendifferenz hat eine hohe Aussagekraft in Bezug auf die Funktionalität der Klappe [5]. Der segelspezifische Parameter F bezeichnet den Flächeninhalt des Dreiecks, das von den zwei Kommissurpunkten (die beiden höchsten Punkte der „Aufhängung“ des Segels) und dem Koaptationspunkt (der Punkt, an dem sich alle drei Segel treffen) gebildet wird (vgl. Abbildung 3). Folglich ist F ein Maß für die Größe des Segels. Einer der Winkel dieses Dreiecks wird durch den Parameter α beschrieben. Sowohl F als auch α stehen in direktem Zusammenhang mit der Klappenfunktionalität [9]. Die Kommissurabstände bezeichnen jeweils den Abstand zweier benachbarter Kommissurpunkte (vgl. Abbildung 3). Alle Features wurden in den Ultraschalldaten manuell bestimmt.

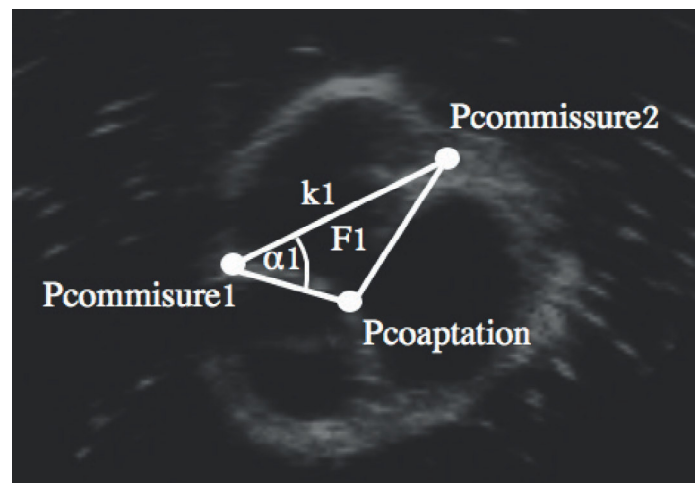


Abb. 3. Ultraschall-Schnittbild durch die Aortenklappe. Für ein Segel sind die beiden angrenzenden Kommissurpunkte, der Koaptationspunkt und die Features k_1 , F_1 sowie α_1 dargestellt.

Zurzeit sind die in der Klinik verwendeten Prothesen schlauchförmig. D.h., dass das erste Ziel einer Operationsplanung die Schätzung des optimalen Prothesendurchmessers ist. Dieser Durchmesser lässt sich berechnen als Umkreisdurchmesser des Dreiecks, das durch die drei Kommissurabstände gebildet wird. Folglich sind die drei Kommissurabstände wichtige Features und das Hauptaugenmerk der ersten Versuche liegt auf einer guten Approximation dieser.

2.3 Training des Modells

Nach der Durchführung der ersten beiden Schritte steht nun eine Datenbank zur Verfügung, die für verschiedene Aortenklappen jeweils die kranken und die gesunden Features beinhaltet. Wie oben erwähnt liegt die Idee darin, auf Grundlage dieser Datenbank eine Funktion zu finden, die kranken Features einer

beliebigen Klappe die entsprechenden unbekanntes gesunden Features zuordnet. Mathematisch formuliert muss also eine Regression durchgeführt werden. Eine bekannte Form der Regression ist z.B. die Ausgleichsgerade. Dabei werden die beiden Parameter einer Gerade, also Steigung und Achsenabschnitt, so an die Daten angepasst, dass die Gerade im Mittel den geringsten Abstand zu allen Punkten hat. Diese Anpassung ist prinzipiell auch mit anderen parametrisierten Funktionsklassen möglich. Für unser Operationsplanungs-Problem kennen wir aber initial nicht den Zusammenhang zwischen kranken und gesunden Features (z.B. linear, quadratisch, exponentiell, ...). An dieser Stelle kann uns maschinelles Lernen helfen. Im Speziellen kommt eine Support Vector Regression zum Einsatz. Der große Vorteil dieses Verfahrens ist, dass keine initialen Annahmen über den gesuchten Zusammenhang getroffen werden müssen [10]. Der Algorithmus passt die Funktion also ausschließlich auf Grundlage der gegebenen Datenpunkte, in diesem Fall der zusammengehörigen kranken und gesunden Features, an.

Das Ergebnis dieses Schrittes ist eine Funktion, die basierend auf dem experimentell gewonnenen Wissen kranke Features auf gesunde Features abbildet.

2.4 Prädiktion der Features

Nach dem dritten Schritt ist es möglich, die unbekanntes gesunden Features einer Klappe und dadurch die optimale Prothesengröße für diese Klappe anhand ihrer kranken Features zu schätzen. Es wurden sechs Aortenklappen experimentell untersucht. Das SVR-Modell wurde auf Grundlage von fünf Klappen trainiert und anschließend zur Prädiktion der gesunden Features der sechsten Klappe anhand ihrer kranken Features genutzt. Die gesunden Features der sechsten Klappe dienen als Referenz. Um die Genauigkeit der Schätzung zu evaluieren wurden die relativen Abweichungen der so geschätzten Features

zur Referenz berechnet. Außerdem wurde der optimale Prothesendurchmesser einerseits geschätzt und andererseits anhand der Referenz berechnet.

Diese Evaluationsmethodik wurde sechsmal angewandt, wobei jeweils die gesunden Features einer anderen Klappe geschätzt wurden, während die Features der anderen fünf Klappen als Trainingsdatensätze dienen (Leave-One-Out-Methodik).

3 Ergebnisse

Mit dem oben beschriebenen Verfahren wurden die gesunden Features von sechs Aortenklappen prädiziert. In Tabelle 1 sind die relativen Abweichungen dieser Features zur Referenz sowie die mittlere Abweichung jedes Features dargestellt. Außerdem wurde für alle sechs Klappen die optimale Prothesengröße geschätzt. Diese sind, zusammen mit der Referenz, in Tabelle 2 aufgeführt.

Da die klinisch genutzten Prothesen in geraden 2-mm-Schritten angefertigt werden (z.B. 24 mm, 26 mm, 28 mm...) haben wir die geschätzten Prothesengrößen entsprechend gerundet.

Klappe	Referenz	Schätzung
1	24	26
2	18	20
3	16	20
4	28	28
5	20	20
6	22	24

Tabelle 2. Geschätzter und Referenz-Prothesendurchmesser in mm.

Feature	Klappe 1	Klappe 2	Klappe 3	Klappe 4	Klappe 5	Klappe 6	Mittelwert
k_1	23,07	14,10	3,76	1,38	18,61	2,73	$10,61 \pm 9,23$
k_2	21,00	16,89	1,81	9,02	7,42	17,18	$12,22 \pm 7,28$
k_3	10,96	24,68	77,64	27,63	4,52	4,94	$25,06 \pm 27,56$
h_{eff}	50,90	69,77	9,30	38,65	29,93	10,13	$34,78 \pm 23,58$
α_1	8,81	47,18	54,85	6,31	45,82	5,25	$28,04 \pm 23,51$
α_2	16,24	26,18	4,48	2,18	3,04	12,20	$10,72 \pm 9,41$
α_3	0,87	3,41	1,24	16,76	41,00	48,68	$18,60 \pm 21,24$
F_1	38,22	50,70	17,64	27,40	51,06	18,06	$33,85 \pm 15,18$
F_2	26,64	85,92	110,83	33,21	27,44	23,81	$51,31 \pm 37,42$
F_3	38,77	39,02	100,82	18,00	80,71	27,72	$50,84 \pm 32,52$

Tabelle 1. Relative Abweichungen zwischen den geschätzten Features und der Referenz für sechs Aortenklappen.

4 Diskussion

Tabelle 1 zeigt teilweise große Unterschiede zwischen geschätzten Features und Referenz. Dies liegt vor Allem an dem kleinen Trainingsdatensatz von jeweils nur fünf Klappen, durch den nicht genügend Informationen bereitgestellt werden können.

Allerdings zeigt Tabelle 2, dass zweimal die richtige Prothesengröße geschätzt wurde, während in drei Fällen der Unterschied nur eine Prothesengröße betrug. Folglich ist sogar auf Grundlage einer solch kleinen Datenbank eine gute Schätzung der optimalen Prothesengröße möglich.

Natürlich sind die hier dargestellten Ergebnisse nur ein erster Schritt. Unsere weitere Arbeit wird sich auf die Vergrößerung der Datenbank und die Optimierung des SVR-Verfahrens fokussieren.

Ein weiterer wichtiger Schritt wäre die Verknüpfung der Features mit einem dreidimensionalen, geometrischen Modell der Aortenwurzel. Damit wäre es möglich, anhand der geschätzten gesunden Features die gesunde Aortenwurzel dreidimensional am Rechner zu rekonstruieren. Anschließend könnte eine Prothese in genau dieser Form angefertigt werden. Somit könnte der Herzchirurg Recht behalten, wenn er dem Patienten verspricht, ihm einfach eine neue Aortenwurzel anzufertigen.

Danksagung

Diese Publikation ist ein Ergebnis der laufenden Arbeiten im vom BMBF geförderten Forschungskolleg LUMEN - Luebeck Medical Engineering der Fachhochschule Lübeck und der Universität zu Lübeck. LUMEN ist ein eigener Zweig der Graduiertenschule für Informatik in Medizin und Lebenswissenschaften der Universität zu Lübeck.

Literatur

- [1] M. Scharfschwerdt, HH. Sievers, A. Hussein, ED. Kraatz and M. Misfeld, Impact of progressive sinotubular junction dilatation on valve competence of the 3F Aortic and Sorin Solo stentless bioprosthetic heart valves. Eur J Cardiothorac Surg, 37:631-634, 2010.
- [2] A. Schuerhaus, Aortale Eingriffe bei Patienten mit MarfanSyndrom. PhD thesis, Universität zu Lübeck, 2008.
- [3] P. Nataf and E. Lansac, Dilation thoracic aorta: medical surgical management. Heart 92(9), pp. 1345-1352, 2006.
- [4] J. Bechtel, A. Erasmı, M. Misfeld and HH. Sievers, Rekonstruktive Aortenklappenchirurgie: Ross-, David- und Yacoubverfahren. Herz 31(5), pp. 413-422, 2006.
- [5] G. Marom, R. Haj-Ali, M. Rosenfeld, HJ. Schäfers and E. Raa-

nani, Aortic root numeric model: annulus diameter prediction of effective height and coaptation in post-aortic valve repair. J Thorac Cardiovasc Surg 145(2),406-411, 2013.

[6] P. Hammer, C. Pacak, R. Howe and P. Nido, Collagen bundle orientation explains aortic valve leaflet coaptation. Functional Imaging and Modeling of the Heart, pp. 409-415, 2013.

[7] J. Hagenah, M. Scharfschwerdt, C. Metzner, A. Schlaefer, HH. Sievers, and A. Schweikard, An approach for patient specific modeling of the aortic valve leaflets. Biomedizinische Technik (BMT 2014), 2014.

[8] J. Hagenah, M. Scharfschwerdt, B. Stender, S. Ott, R. Friedl, HH. Sievers and A. Schlaefer, A setup for ultrasound based assessment of the aortic root geometry. Biomedizinische Technik (BMT 2013), 2013.

[9] J. Hagenah, Erstellung eines patientenindividuellen Modells der Aortenklappe, Bachelor thesis, Universität zu Lübeck, 2013.

[10] AJ. Smola and B. Schölkopf, A tutorial on support vector regression, Statistics and Computing 14(3), pp. 199-222, 2004.

Autoren

Jens Hagenah

Universität zu Lübeck

Institut für Robotik und kognitive Systeme

(korrespondierender Autor)

Ratzeburger Allee 160

23562 Lübeck

E-Mail: hagenah@rob.uni-luebeck.de

Dr. Michael Scharfschwerdt

Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Lübeck

Klinik für Herz- und thorakale Gefäßchirurgie

Prof. Dr.-Ing. Achim Schweikard

Universität zu Lübeck

Institut für Robotik und kognitive Systeme

bildlich gesprochen, vom Kopf zu den Füßen, indem sie nach Kopfverletzungen und Verletzungen der Wirbelsäure, nach Thoraxverletzungen und solchen des Abdomens schließlich mit Verletzungen der Extremitäten enden. Jedes Kapitel ist zudem in sich strukturiert. Stets folgt einer Beschreibung der jeweiligen Anatomie eine Analyse der Verletzungen und, wo möglich, ein Abschnitt zur Prävention. Den Schluß bilden jeweils eine Zusammenfassung mit Aufgaben und ein zumeist umfangreiches Literaturverzeichnis. Am Ende des Buches finden sich die Lösungen der gestellten Aufgaben sowie ein vergleichsweise kurz gehaltenes Sachverzeichnis. Der untadelige Text wird, fast überflüssig zu betonen, durch eine Vielzahl sehr anschaulicher Bilder und Graphiken unterstützt. Selbst der Einband unterscheidet sich wohltuend von so mancher heute leider immer öfter anzutreffenden Seitenverpackung. Fest, robust und dauerhaft tritt dieser Band dem Leser entgegen, der ihn getrost nach Hause tragen kann in der Gewißheit, eine Fülle an Inhalt schwarz auf weiß zu besitzen.

IMPRESSUM

HERAUSGEBER

Präsidium der Fachhochschule Lübeck
Mönkhofer Weg 239
23562 Lübeck
www.fh-luebeck.de

REDAKTION

Autoren/-innen
Schlussredaktion:

Prof. Dr.-Ing. Stephan Klein
Labor für Medizinische Sensor- und Gerätetechnik
Fachhochschule Lübeck
www.msgt.fh-luebeck.de

Frank Mindt, M.A.
Pressestelle
Fachhochschule Lübeck
Telefon: 0451 300 - 5305
Fax: 0451 300 - 5470
E-mail: presse@fh-luebeck.de

SATZ UND LAYOUT

Thowo - Thorben Wolkowski
E-mail: info@thowo.de
www.thowo.de

FOTOS

Autoren/-innen, Pressestelle

ISSN 1618 5528

AUFLAGE
600 Exemplare