

Aus der Herzchirurgischen Klinik und Poliklinik der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. B. Reichart

**Dreidimensionale Modelle zur Planung
komplexer Eingriffe in der kardiovaskulären Chirurgie**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Sandra Häberle

aus

Esslingen am Neckar

Jahr

2011

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Ralf Sodian

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Doris Mayr
Prof. Dr. Friedrich-Wilhelm Kreth
Prof. Dr. Ulrich G. Mueller- Lisse

Dekan: Prof. Dr. Dr.h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 17.03.2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Allgemeine Einleitung	1
1.2	Rechnergestützte Organmodelle	2
1.2.1	Prinzip	3
1.3	Aktuell verwendete Techniken der rechnergestützten Modellbauverfahren	5
1.3.1	Überblick der verschiedenen Rapid Prototyping Prozesse	5
1.3.2	Selektive Lasersinterung	6
1.3.3	Fused Deposition Modeling	8
1.3.4	Stereolithographie	10
1.4	Bisherige Anwendung der Methode	12
1.5	Aktuelle Bildgebung in der Diagnostik von Herz-Kreislaufkrankungen	17
1.6	Fragestellung	19
2	Methoden	20
2.1	Herstellung der Modelle	21
2.1.1	Aufbereitung der MRT- und CT-Daten	23
2.1.2	3D-Printing-Prozess	26
2.1.3	Nachbearbeitung	28
2.2	Bildgebung	30
2.3	Indikationen für die Verwendung von 3D-Modellen in der Herzchirurgie	30
2.4	Patienten	31
2.4.1	Beispiele der Kinderherzchirurgie und Transplantationschirurgie	31
	- Patient mit vaskulärer Fehlbildung	31
	- Patient mit Fallot'scher Tetralogie	35
	- Transplantation nach univentrikulärer Korrektur – Patient mit HLHS	35
	- Transplantation nach univentrikulärer Korrektur – Patient nach Fontan-OP bei Pulmonalatresie	38

2.4.2	Beispiel: Erwachsenenherzchirurgie	40
	- Patient nach koronarer Bypass-OP (Re-Operation)	40
2.4.3	Beispiel: Interventionelle Kardiologie	43
	- Planung und Durchführung einer komplexen Katheterintervention bei perforierter Aortenbogenprothese	43
3	Ergebnisse	45
3.1	Allgemeine Ergebnisse	45
3.2	Kinderherzchirurgie und Transplantationschirurgie	45
3.2.1	Modell 1 (Kinderherzchirurgie)	46
3.2.2	Modell 2 (Kinderherzchirurgie)	50
3.2.3	Modell 3 (Herztransplantation bei Kindern mit univentrikulärem Herzen)	52
3.2.4	Modell 4 (Herztransplantation bei Kindern mit univentrikulärem Herzen)	56
3.3	Erwachsenenherzchirurgie	58
3.3.1	Modell 5 (Erwachsenenherzchirurgie)	58
3.4	Interventionelle Kardiologie	61
3.4.1	Modell 6 (Interventionelle Kardiologie)	67
3.5	Übereinstimmung der bildgebenden Verfahren mit den 3D-Modellen	67
3.6	Übersicht der erstellten Modelle	68
4	Diskussion	69
5	Zusammenfassung	82
6	Literaturverzeichnis	83
7	Anhang	92
7.1	Abbildungsverzeichnis	92
7.2	Abkürzungsverzeichnis	96
7.3	Veröffentlichungen und Kongressbeiträge	97
7.4	Lebenslauf	98

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Patientenspezifische, digitale und plastische dreidimensionale, anatomische Modelle, basierend auf CT- oder MRT-Daten, sind eine nützliche Ergänzung in medizinischen Bereichen, in denen Behandlungsstrategien auf einem genauen Verständnis komplexer anatomischer Verhältnisse beruhen.

Beispiele solcher Fachdisziplinen, für die sich 3D-Darstellung und Modellbau als sehr nützlich erwiesen haben, sind z.B. die Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, Neurochirurgie und Orthopädie.^{1 2 3}

In diesen Fachbereichen verbessert die dreidimensionale, plastische Darstellung die diagnostische Präzision, unterstützt die präoperative Planung und das chirurgische Vorgehen.

Ein Großteil der herzchirurgischen Eingriffe ist heutzutage standardisiert, allerdings treten Situationen auf, wo eine außergewöhnliche Anatomie vorliegt. Hier stößt man häufig auf diagnostische Konstellationen, die eine exakte präoperative Planung erschweren.

Es handelt sich dabei um komplexe anatomische Strukturen, deren Größe und räumliche Beziehung zueinander mit der konventionellen Diagnostik nicht immer ideal dargestellt werden können. Viele Patienten, besonders Patienten mit kongenitalen Herzfehlern, müssen mehrfach operiert werden und bedingt durch Vernarbungen und Verwachsungen wird die intraoperative Orientierung bei Re-Operationen erschwert.⁴

Die aktuelle Anatomie ist bisweilen komplex und anders, als bei einem bestimmten Defekt gewöhnlich zu erwarten ist.⁵

Der exakte Verlauf der Gefäße, vor allem im räumlichen Bezug zu anderen Strukturen ist in einer zweidimensionalen Abbildung teilweise schwer darstellbar und kann die Präparation sehr erschweren.⁶

Die Möglichkeit der plastischen 3D-Darstellung wurde in der Herzchirurgie bisher nur in sehr eingeschränktem Maße angewandt. Die präoperative Diagnostik vor komplexen Eingriffen und Re-Operationen beinhaltet gewöhnlich die Darstellung des Herzens mittels Echokardiographie, Angiographie, MRT und CT.^{7 8}

Jedoch sind diese Bilder in der Veranschaulichung komplexer anatomischer Strukturen begrenzt.

Zur übersichtlicheren Darstellung können aus diesen medizinischen Bilddaten am Computer Oberflächen- und Volumenvisualisierungen berechnet und angezeigt werden.

Durch dieses sogenannte „Surface-“ und „Volume-Rendering“ können virtuelle Modelle am Bildschirm gedreht, ausgemessen und in jeder Ebene betrachtet werden.

Diese Technik ist sehr ergiebig für Forschung, Lehre und virtuelle Präsentationen komplexer kardialer Strukturen.

Eine weitere Möglichkeit, eine patientenspezifische, komplexe, kardiale Anatomie zu verstehen, stellt ein reelles Modell des Patientenherzens dar.

Zur Verwirklichung dieser Möglichkeit nutzten wir ein Verfahren, mit dem individuell gefertigte Nachbildungen des Herzens aus CT, MRT und MR-Angiographie-Daten erstellt werden können. Die Modelle wurden mithilfe des rechnergestützten Rapid Prototyping Verfahrens „3D-Printing“ im Institut für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der TU München (Leiter: Prof. Dr. Tim Lueth) hergestellt.

Die Anfertigung verfolgt das Ziel einer verbesserten patientenspezifischen, präoperativen Planung, die der großen Breite anatomischer Variationen des Herzens gerecht wird, damit optimale Behandlungsstrategien und operative Vorgehensweisen gefunden werden können.

1.2 Rechnergestützte Organmodelle

Unter rechnergestütztem Organmodellbau versteht man die Herstellung maßgenauer, dreidimensionaler Modelle der menschlichen Anatomie, basierend auf medizinischen Bilddaten unter Verwendung verschiedenster Rapid Prototyping Techniken.

Diese rechnergestützte Modellbauverfahren, auch als „Rapid Prototyping“ bezeichnet, werden schon seit langem erfolgreich im Maschinenbauwesen und der Industrie eingesetzt. In der Literatur wird von Alberti (1980) erstmals eine Methode zur Realisierung dreidimensionaler Organmodelle basierend auf CT-Schichtdaten beschrieben. Die erfolgreiche Umsetzung der Methode gelang Brix und Lambrecht, die mithilfe einer rechnergesteuerten Fräsmaschine ein dimensionsgetreues Schädelmodell zur Operationsplanung herstellten.⁹ Die Frästechnik, eine substanzabtragende Technik, ermöglichte jedoch nur die Darstellung der äußeren Form. Erst mit der Entwicklung des Stereolithographieverfahrens, das auf der schichtweisen

Laserpolymerisation von flüssigem Kunststoff beruht und eines der ersten substanزانtragenden Verfahren war, konnten auch Hohlräume dargestellt werden. 1990 wurde von Mankovich et al. das erste Organmodell mit diesem Verfahren entwickelt¹⁰.

Mit diesen ersten Modellen begann eine rasante Entwicklung im Organmodellbau und heute werden in zahlreichen Fachdisziplinen Organmodelle eingesetzt, die mit verschiedensten Verfahren des Rapid Prototyping hergestellt werden.

Der Organmodellbau verfolgt mehrere Ziele:

- verbesserte Planung komplexer Eingriffe
- Optimierung der intraoperativen Orientierung
- Darstellung komplexer Anatomie
- Veranschaulichung von Operationsmethoden zu Lehrzwecken
- Herstellung von auf den Patienten zugeschnittener Implantate.

1.2.1 Prinzip

1. Die Modelle basieren sowohl auf CT-Daten, als auch auf MRT, MR-Angiographie und Sonographie-Daten.
2. Aus den Daten müssen mithilfe spezieller medizinischer Bildbearbeitungssoftware die anatomischen Strukturen bestimmt werden, die im Modell gezeigt werden sollen und aus den umgebenden Strukturen extrahiert werden.
3. In diesem Arbeitsprozess ist es möglich, gewünschte Strukturen farblich abzuheben und eventuelle Stützvorrichtungen für überhängende Strukturen einzuplanen.
4. Ist das gewünschte Modell in dieser virtuellen Form fertig gestellt, kann es als STL-Format (standard tessellation language Format) oder VRML (Virtual Reality Modeling Language) exportiert und in die jeweilige Rapid Prototyping Anlage eingespeist werden.

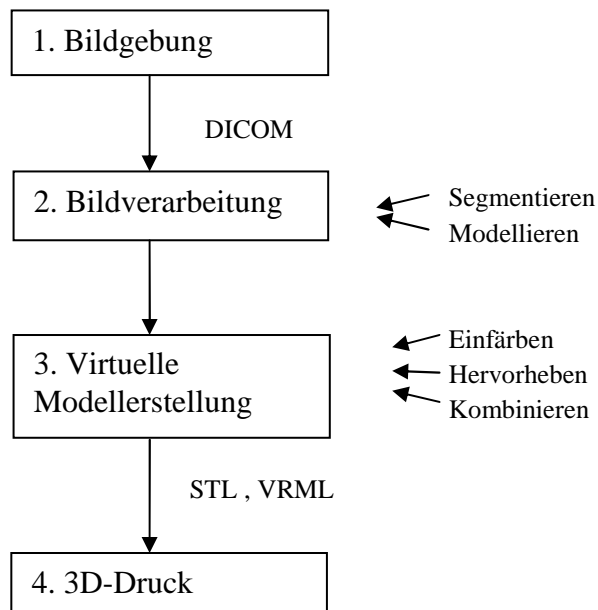


Abb. 1 Übersicht der Arbeitsschritte des Rapid Prototyping-Verfahrens.

Die Fertigungsverfahren beruhen im Allgemeinen auf dem schichtweisen Aufbau des Modells. Schicht für Schicht wird formloses Grundmaterial durch chemische und physikalische Prozesse, wie Erhitzen, Aushärten oder Kleben in eine feste Struktur gebracht. Diese strukturgebenden Arbeitsschritte werden so oft wiederholt, bis das Modell vollständig aufgebaut ist.

Dem Fertigungsprozess schließt sich eine Nachbearbeitungsphase an. Das lose Material sowie Stützstrukturen werden entfernt, das Modell wird teilweise noch vollständig ausgehärtet und unter Umständen muss die Oberfläche noch gereinigt und geglättet werden.

Die dreidimensionale, virtuelle Rekonstruktion ist bei allen Verfahren als erster Schritt notwendig. Der Unterschied der verschiedenen Fertigungsverfahren beruht in dem Aufbau der Modelle und der Nachbearbeitungsphase.

1.3 Aktuell verwendete Techniken der rechnergestützten Modellbauverfahren

1.3.1 Überblick der verschiedenen Rapid Prototyping Prozesse

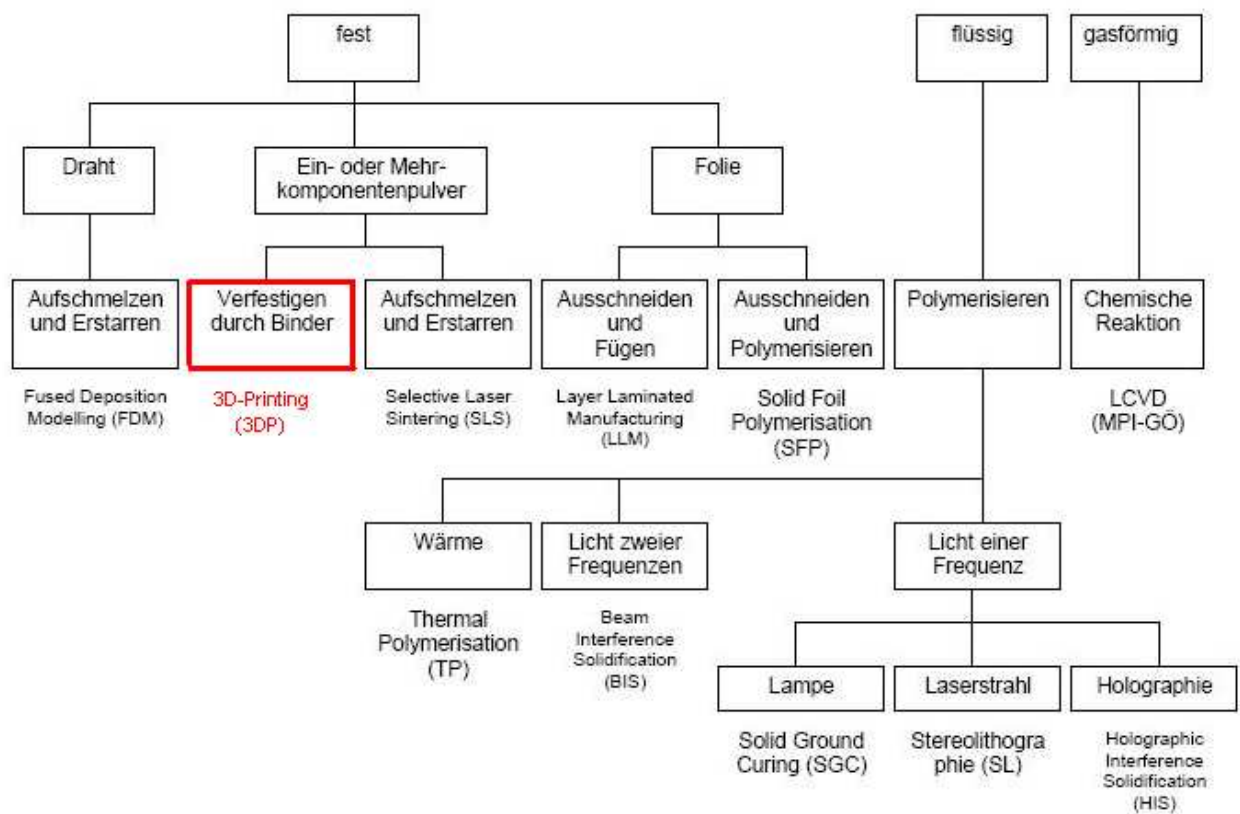


Abb. 2 Klassifizierung von Rapid Prototyping Verfahren nach dem Aggregatzustand des Ausgangsmaterials (Gebhard 2000,S. 76).

1.3.2 Selektive Lasersinterung

Beim selektiven Lasersinterung handelt es sich um ein Verfahren des Rapid Prototyping, bei dem ein pulverförmiges Ausgangsmaterial punktgenau durch einen hochenergetischen Laser angeschmolzen und durch anschließendes Erstarren gefestigt wird.

Die so generierte Schicht sinkt ab und bildet die Unterlage für die nächste Pulverschicht, die aufgebracht und wiederum erhitzt wird. Durch das Absinken des gesinterten Kunststoffgranulats entsteht Schicht für Schicht das Modell.¹¹

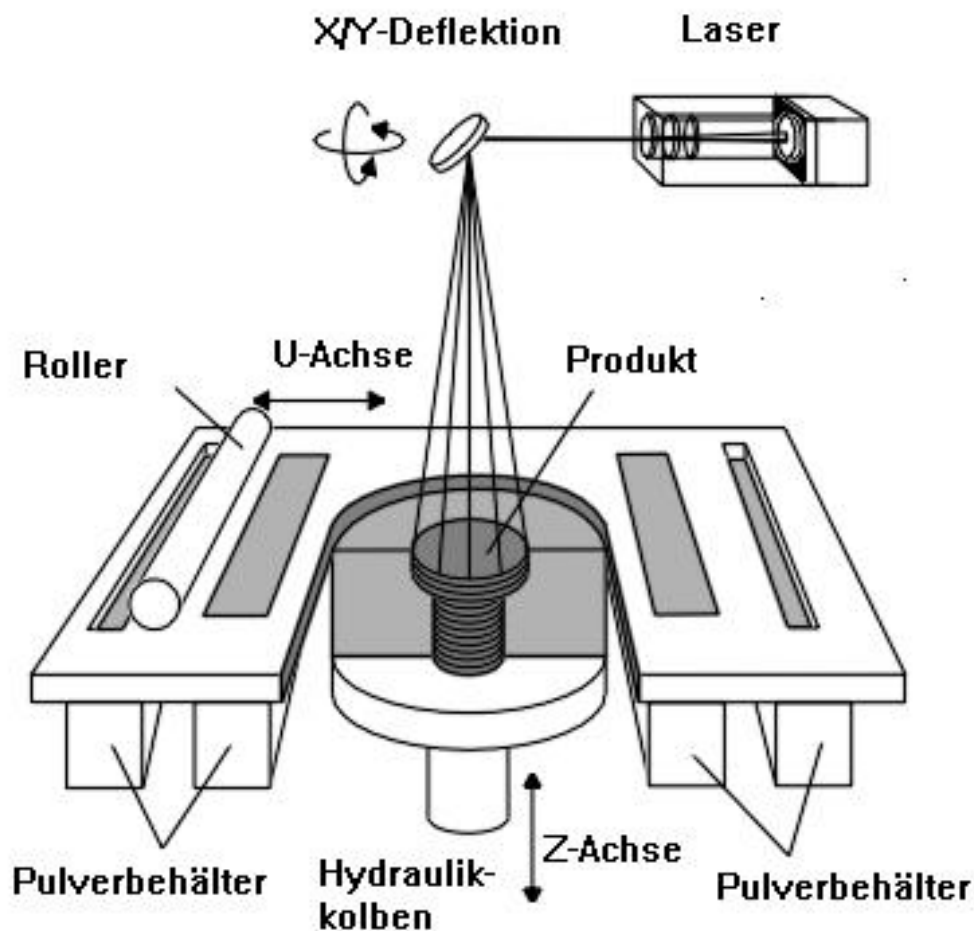


Abb. 3 Veranschaulichung des Arbeitsprozesses am Beispiel der DTM Sinterstation 2000

(Quelle: www.mech.kuleuven.be)

Als Ausgangsmaterialien werden hauptsächlich Wachs, Nylon, PVC, kunststoffbeschichteter Formsand und Metall- oder Keramikpulver verwendet, aber auch Hydroxyapatit kombiniert mit Polyvinylalkohol als Baumaterial für biokompatible Gerüste, kommt zum Einsatz.¹²

Bei den Lasern setzt man CO²-Laser, Nd:Yag-Laser oder Faserlaser ein. Mittlerweile können auch Metalle wie Edelstahl, Titan und Aluminium verwendet werden und direkt z.B. Hüftimplantate hergestellt werden.¹³

Die Vorteile der selektiven Lasersinterung liegen in der schnellen Fertigung der Teile und in der Möglichkeit, mehrere kleine Modelle parallel zu drucken, wodurch die Durchsatzrate gesteigert werden kann.

Zudem ermöglicht die große Auswahl an Werkstoffen, verschiedene Materialeigenschaften, die optimal auf das Produkt zugeschnitten werden können.

Allerdings sind die Kosten für die Beschaffung des Systems und die Instandhaltung sehr hoch, so dass dieses Verfahren hauptsächlich an großen Produktionsstandorten der verarbeitenden Industrie eingesetzt wird.¹⁴

Die Hauptindikationen in dieser Fachdisziplin sind die individuelle Fertigung von Bohrschablonen für die dentale Implantologie, Schädeldach- und Gesichtsschädel-Rekonstruktionen, Distractionsosteogenese, kraniofaziale Chirurgie und die Chirurgie der Dysgnathien.¹⁵

Auch für die chirurgische Ausbildung stehen mit dieser Methode neue Möglichkeiten zur Verfügung. So wurden originalgetreue Knochenmodelle des Schläfenbeins mit Hilfe der selektiven Lasersinterung entwickelt, an denen die operativen Verfahren der Mittelohrchirurgie trainiert werden können.¹⁶

Neue Ansätze für den Gebrauch des Lasersinterungsverfahrens finden sich mit der Entwicklung von speziellen Gerüsten für das Tissue Engineering von Knochengewebe, Lebergewebe und einer Matrix, die eine kontrollierte Arzneimittelabgabe für die gezielte Pharmakotherapie ermöglicht.^{17 18 19}

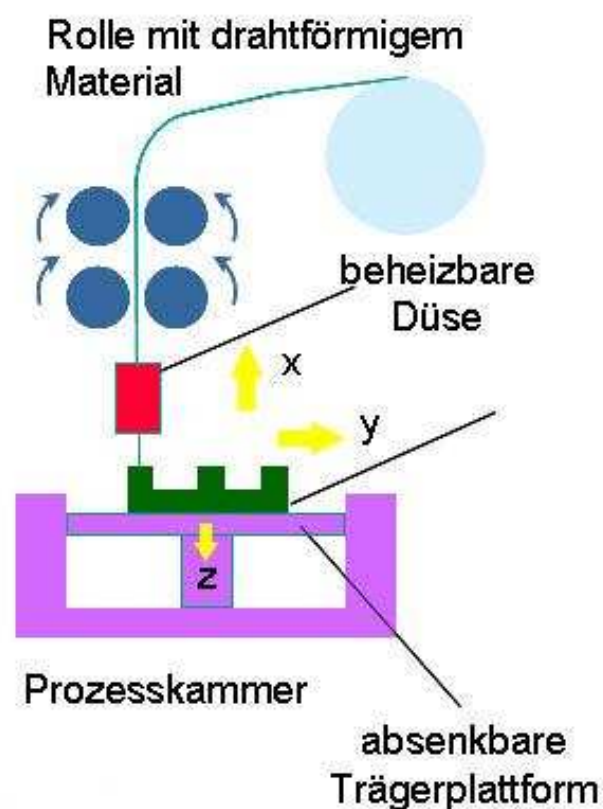
1.3.3 Fused Deposition Modeling

Beim Fused Deposition Modeling (FDM) wird als Ausgangsmaterial thermoplastischer Draht verwendet, der über eine Spule einer Düse zugeführt wird und in dieser bis knapp unter die Schmelztemperatur erhitzt wird. Das halbflüssige Material wird dann durch die Düse auf ein Trägermaterial aus Schaum aufgetragen.

Das Trägermaterial kann nach Abschluss des Druckprozesses wieder entfernt werden. Das Modell entsteht,

wie auch
selektiven

bei der



Lasersinterung, Schicht auf Schicht, wobei das erhitzte Material die jeweils untere Schicht anwärmt und somit eine feste Verbindung mit ihr eingeht.¹¹

Abb. 4 Schematische Darstellung des Fused Deposition Modeling-Prozesses (Quelle: VDMA)

Der Düsenkopf wird während des Bauprozesses in x-y-Richtung in der Herstellungsebene des Werkstücks bewegt, welches sich auf der Trägerplattform befindet. Die Trägerplattform senkt sich nach jeder Schicht um den Betrag einer Schichtdicke in z-Richtung, nach unten ab.

Als Material wird hauptsächlich Acrylnitril-Butadien-Styrol (ABS) verwendet, das sich durch seine Rigidität und Stabilität auszeichnet.²⁰ Aber auch biologisch abbaubare Kunststoffe wie Polycaprolacton können eingesetzt werden.²¹

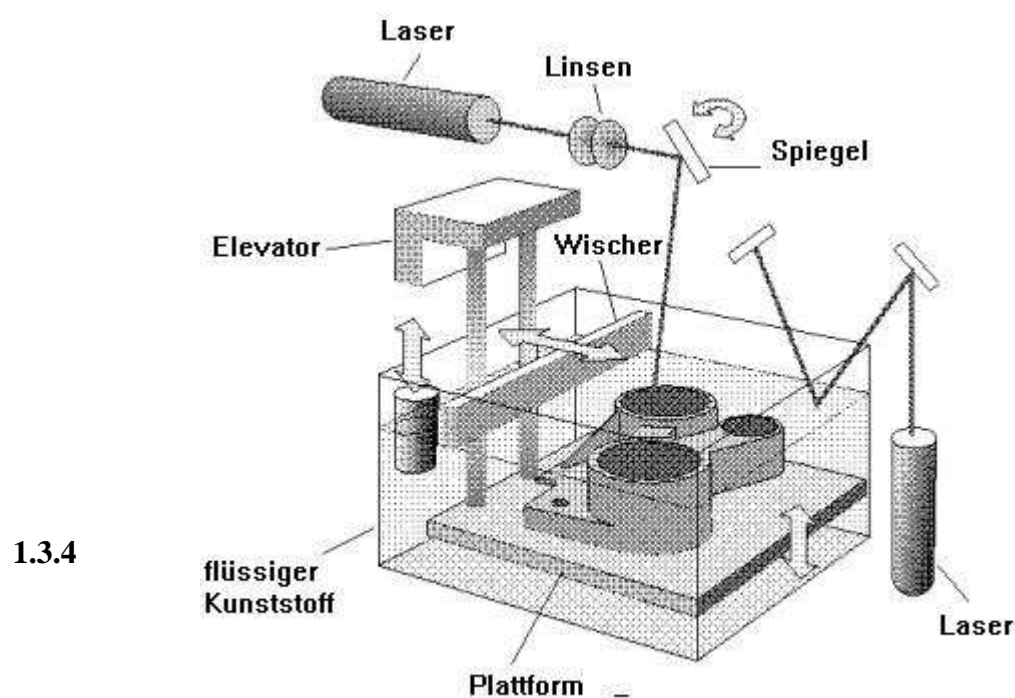
Für komplexere Modelle mit überhängenden Teilen und inneren Hohlräumen sind Stützvorrichtungen nötig. Diese werden aus einem weiteren Material hergestellt und stützen das Modell während des Fertigungsprozesses. Im Gegensatz zu den meisten anderen Verfahren können sie nach dem Fertigungsprozess schnell und ohne die Oberfläche zu gefährden, abgelöst werden.

Die verwendeten Materialien ermöglichen eine hohe Belastbarkeit und Hitzetauglichkeit der Modelle, so dass die Modelle sterilisiert und in den Operationssaal mitgenommen werden können. Auch die Nachbearbeitung der Modelle ist einfacher und weniger zeitaufwendig als bei anderen Verfahren.

Das Druckverfahren an sich erfordert allerdings, trotz neu entwickelter FDM-Systeme, immer noch mehr Zeit, als bei Laser-basierten Systemen nötig ist und auch bei filigranen Modellteilen kann sich das Fused Deposition Modeling bisher nicht durchsetzen, da es häufig zu Ungenauigkeiten kommt.¹⁴

Das Fused Deposition Modeling wird unter anderem für die Herstellung von Gerüsten für das Tissue Engineering von Knochengewebe verwendet.^{22 23 24}

Eine andere Anwendungsmöglichkeit ist die direkte, präoperative Fertigung von Implantaten für die Schädelrekonstruktion nach Trepanationen, wodurch die Operationszeit verkürzt werden kann.²⁵



Stereolithographie

Stereolithographie war eines der ersten rechnergestützten Modellbauverfahren, das 1987 vorgestellt wurde, und ist heutzutage eines der am meisten genutzten Verfahren weltweit. Im Bereich des Organmodellbaus wurde die Stereolithographie in der Literatur 1990 erstmals von Mankovich et al. Erwähnt.¹⁰

Das System besteht aus einem Monomervorratsbehälter mit einem absenkbaaren Boden, der lichtempfindliches, flüssiges Kunstharz enthält, einer Bauplatzform und einem UV-Laser.

Abb.5 Schematische Darstellung des Stereolithographieprozesses.

(Quelle: www.mne.psu.edu Stand 20.06.08)

Das Verfahren beruht auf der Aushärtung des lichtempfindlichen Kunstharzes, wenn dieser dem UV-Licht des Lasers ausgesetzt wird.

Das Modell wird vor dem eigentlichen Druck, wie auch bei den anderen Modellbauverfahren, mit einer rechnergestützten Konstruktion entwickelt und in ein passendes Format gebracht.

Dieses virtuelle Modell wird in das System der Maschine eingespeist und so verändert, dass es als direkte Vorlage für die einzelnen Schichten dienen kann.

Gemäß dem zugrunde liegenden Datensatz lenken computergesteuerte Spiegel den Laserstrahl auf eine dünne, zuvor in der Schichtdicke definierte Schicht aus flüssigem Kunstharz und härten diese Punkt für Punkt aus.

Die Bauplattform, mit den bereits gehärteten Schichten, wird nach jedem Schritt um eine Schichtdicke abgesenkt und ein Wischer verteilt gleichmäßig das flüssige Kunstharz auf dem Werkstück. Der Prozess des Aushärtens und Absenkens wird Schicht für Schicht wiederholt bis das Werkstück fertig gestellt ist.

Das Kunstharz ist nach diesem ersten Aushärtungsprozess noch verformbar, so dass überhängende Strukturen durch Stützvorrichtungen gesichert werden müssen, die bereits

während der rechnergestützten Konstruktion eingeplant werden. Das Stützmaterial muss in der Nachbearbeitungsphase von Hand entfernt werden.

Nach dem Bauprozess muss das Modell vom noch flüssigen Kunststoff befreit, mit Lösungsmitteln gewaschen und in einer UV-Licht-Kammer vollständig ausgehärtet werden.

Stereolithographiemodelle verfügen über eine sehr hohe Oberflächenqualität und Exaktheit.²⁶

Filigrane Teile können problemlos hergestellt werden und die stetig zunehmende Auswahl an Werkstoffen ermöglicht Modelle mit den unterschiedlichsten Werkstoffeigenschaften.

Der Hauptnachteil liegt in der zeit- und arbeitsintensiven Nachbearbeitungsphase, die ein sehr sorgfältiges Arbeiten erfordert.¹⁴

Stereolithographie wird schon seit 1992 in der Operationsplanung der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie eingesetzt.^{27 28}

Mittlerweile wird das Verfahren auch in der Neurochirurgie^{29 30}, Orthopädie^{31 32} und in der Gefäßchirurgie^{33 34} eingesetzt.

1.4 Bisherige Anwendung der Methode

Die umfassendste Anwendung der rechnergestützten Modellbauverfahren findet sich in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie.³

Die Einsatzmöglichkeiten in diesem Bereich sind sehr vielfältig.

Die Modelle werden verwendet, um chirurgische Implantate herzustellen, zur Verbesserung der Operationsplanung, zur intraoperativen Orientierung und um die Qualität der diagnostischen Möglichkeiten zu verbessern. Sie haben sich außerdem in der Beratung der

Patienten über einen geplanten, operativen Eingriff und der präoperativen Simulation des Operationsablaufes als nützlich erwiesen.¹⁵

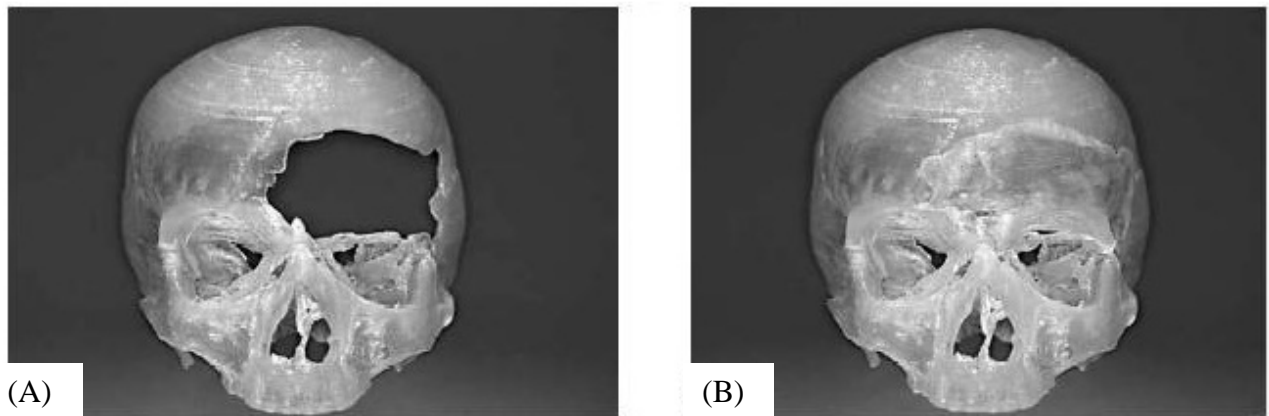


Abb. 6 (A) Stereolithographiemodell eines Patientenschädels mit beidseitigem, die Mediane überschreitendem Stirnschädel- und Orbitadachdefekt. (B) Dasselbe Modell mithilfe des Überlagerungsalgorithmus stereolithographisch hergestellter und eingliederter Plastik.

(Quelle: Bill JS, Reuther JF Rechnergestützte Modellbauverfahren zur Planung ausgedehnter Rekonstruktionseingriffe im Schädelbereich; Mund Kiefer Gesichtschir. 2004 May; 8(3): 135-53)

In der Orthopädie werden die dreidimensionalen Modelle besonders in der Planung und Durchführung komplexer Hüftrekonstruktionen, pädiatrischer Becken- und Wirbelsäulenchirurgie eingesetzt (Abb. 7).^{35 2} Auch in der Herstellung von Hüft- und Kniegelenksprothesen finden sich Anwendungsmöglichkeiten.³⁶

Mittels Rapid Prototyping können exakt auf den Patienten zugeschnittene Prothesen und Implantate hergestellt werden.

Dies ist besonders hilfreich bei einer von der Norm abweichenden Gelenkanatomie, da in solchen Fällen Standardprothesen häufig nicht zufriedenstellend sind.³⁷

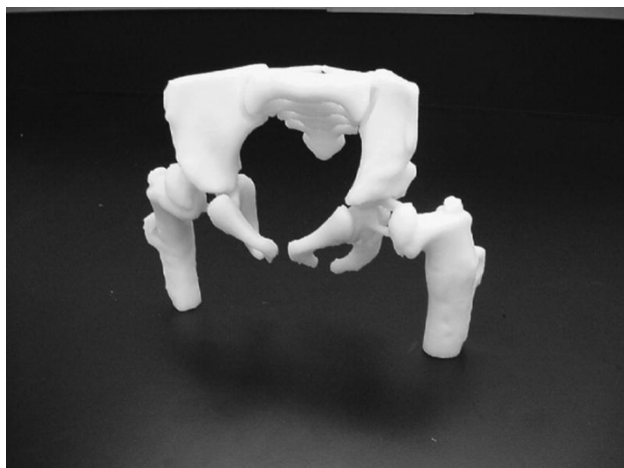


Abb. 7 Fused deposition modeling-Modell des Beckens.

(Quelle: Guarino: J. pediatr. Orthop. Volume 7(8).December2007.955-960)

In der Gefäß- und Herzchirurgie wurden die rechnergestützten Modellbauverfahren bisher nur in begrenzter Anzahl verwendet.

In der Gefäßchirurgie sind mithilfe der Modellbauverfahren Modelle von Bauch-Aorten-Aneurysmata und intrakraniellen Aneurysmata hergestellt worden. Sie dienen vor allem der Auswahl des Operationsverfahrens, der Simulation des Operationsablaufes und dem Training der Stentimplantation.^{38 39}

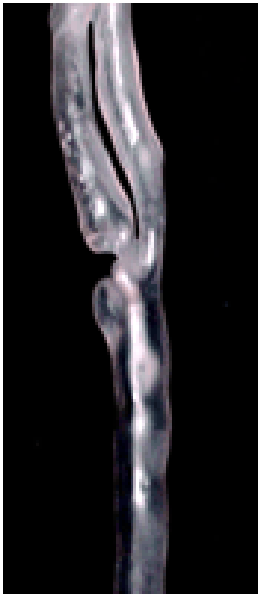


Abb. 8 Silikon-Nachbildung der rechten Karotis-Bifurkation bei hochgradiger Karotisstenose zur Messung der Flusseigenschaften.

(Quelle: Knox K, Kerber CW, Singel SA, Bailey MJ, Imbesi SG.

Stereolithographic vascular replicas from CT scans: choosing treatment strategies, teaching, and research from live patient scan data. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2005 Jun-Jul;26(6):1428-31)

Die Idee mittels Stereolithographie endovaskuläre Gefäßprothesen individuell für den Patienten herzustellen, ist nur eine von zukünftigen Anwendungsmöglichkeiten.³⁴

In der Herzchirurgie wurde die Methode unter anderem für folgende Indikationen beschrieben:

Die Darstellung der thorakalen Aorta und der großen aortopulmonalen Kollateralarterien bei Patienten mit Pulmonalatresie und bestehendem Ventrikelseptumsdefekt (Abb.4).⁴⁰

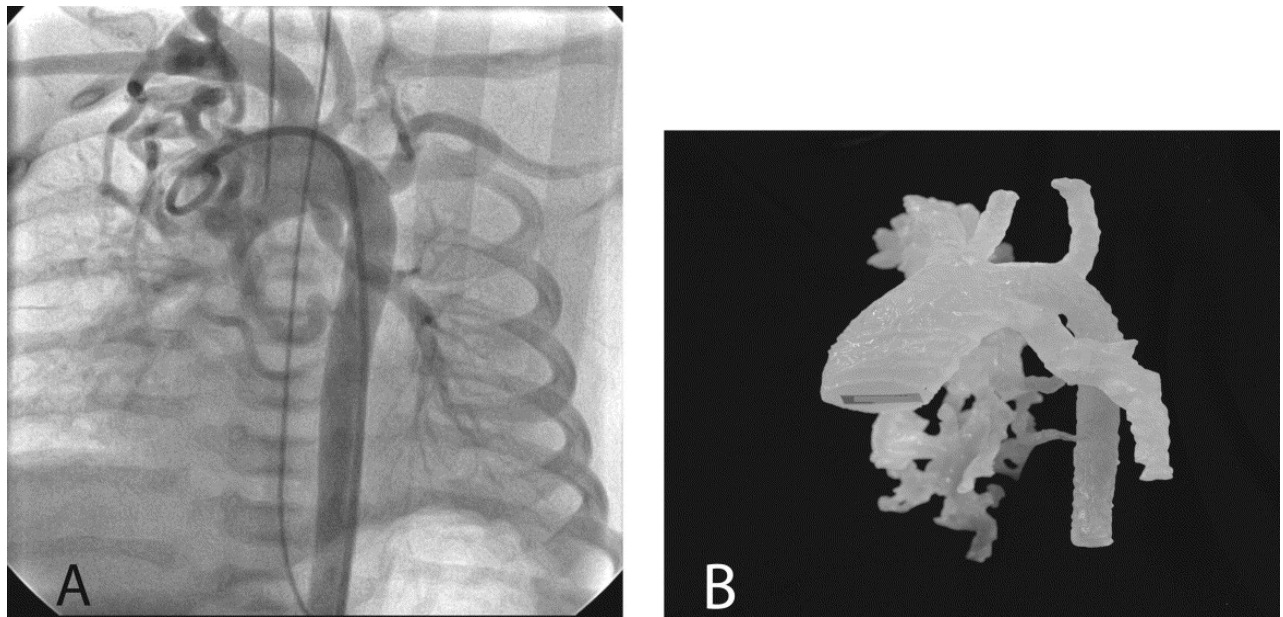


Abb. 9 Vergleich des Angiogramms (A) mit dem Modell (B) der thorakalen Aorta und MAPCAs bei einem Patienten mit Pulmonalatresie.

(Quelle: Ngan EM, Rebeyka IM, Ross DB, Hirji M, Wolfaardt JF, Seelaus R, Grosvenor A, Noga ML: The rapid prototyping of anatomic models in pulmonary atresia. J Thorac Cardiovasc Surg. 2006 Aug;132(2):264-9.)

Darstellung primärer Herztumoren zur erleichterten Bestimmung der genauen Position des Tumors und der räumlichen Beziehungen zu anderen wichtigen Strukturen. Veranschaulichung der Lage und der Infiltration des Tumors im Ventrikel.⁴¹

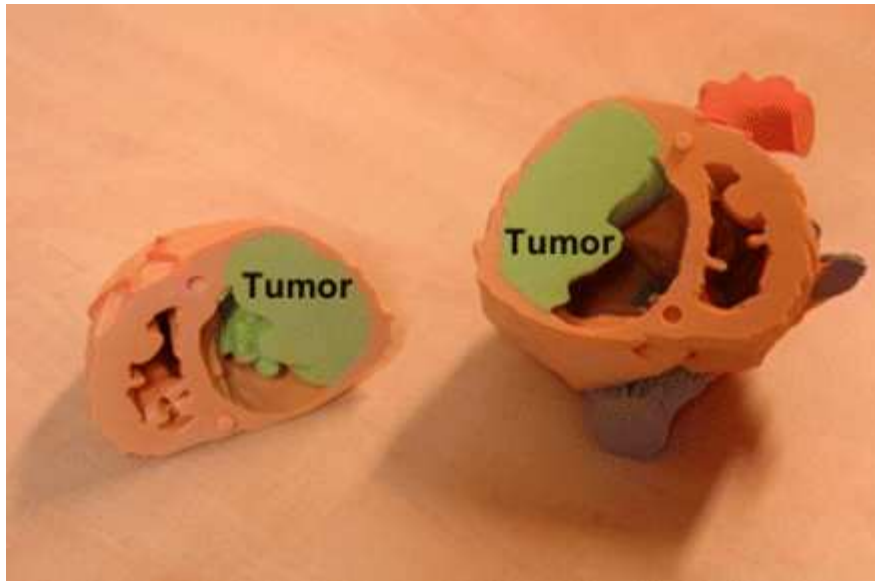


Abb. 10 Rapid Prototyping Modell zur Darstellung eines massiven Herztumors mit Infiltration der rechten Ventrikelwand und der Trikuspidalplatte.

(Quelle: Jacobs S, Grunert R, Mohr FW, Falk V. 3D-Imaging of cardiac structures using 3D heart models for planning in heart surgery: a preliminary study. *Interact Cardio Vasc Thorac Surg* 2008;7:6-9)

Herstellung dreidimensionaler Modelle zur Entwicklung neuer, auf den Patienten zugeschnittener Assist-Devices, insbesondere für Neugeborene.⁴²

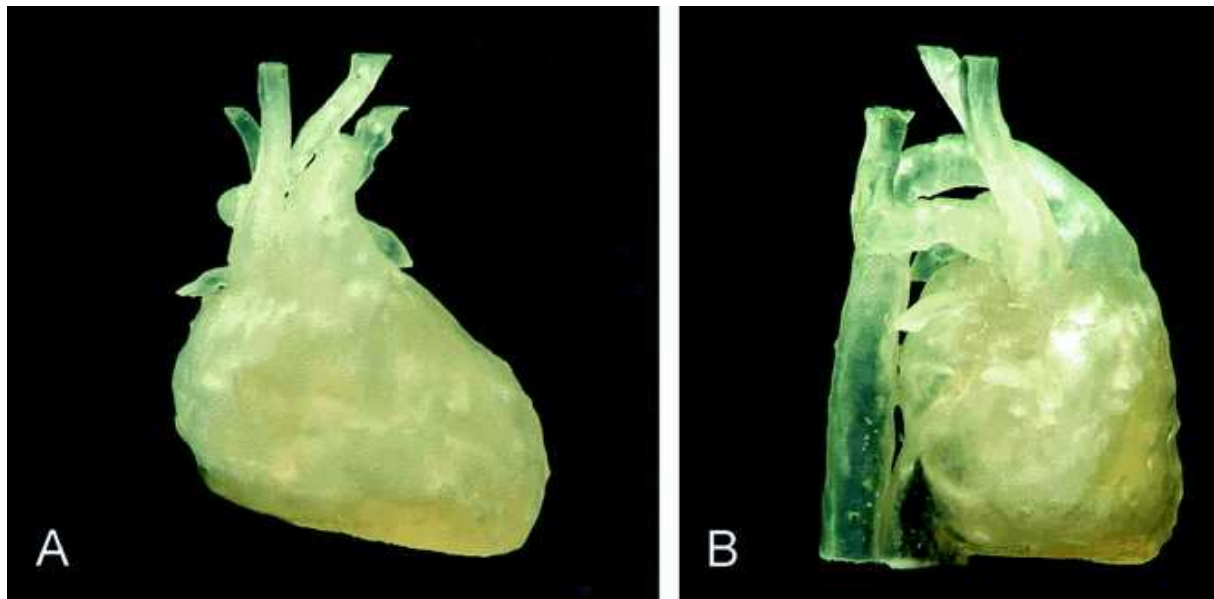


Abb. 11 Anteriore (A) und laterale (B) Ansicht eines Stereolithographiemodells eines Kindes mit doppeltem Aortenbogen und einer bilateralen Aortenbogenunterbrechung.

(Quelle: Noecker et al. Development of Patient-Specific Three-Dimensional Pediatric Cardiac Models. ASAIO J, Volume 52(3).May/June 2006.349-353)

Weitere Einsatzmöglichkeiten der Technik liegen in der Entwicklung und Evaluation von Assist Devices bei terminaler Herzinsuffizienz.^{43 44}

1.5 Aktuelle Bildgebung bei Herz-Kreislaferkrankungen

Die aktuelle Bildgebung zur Diagnostik von Herz-Kreislaufkrankungen hat eine spektakuläre Entwicklung durchlaufen. Heutzutage stehen verschiedenste invasive und nichtinvasive bildgebende Methoden wie Echokardiographie, CT, MRT, Herzkatheter und Angiographie in exzellenter Qualität zur Verfügung. Damit kann ein Großteil aller kardiovaskulären Erkrankungen, die mit morphologischen Veränderungen einhergehen, diagnostiziert werden.

Mit der Echokardiographie ist eine nichtinvasive Beurteilung funktioneller und morphologischer Herzparameter möglich. Die Doppler-Technik liefert unter anderem Aussagen über Fluss- und Druckverhältnisse. Und zur genaueren Darstellung der Vorhöfe und verbesserten Detektion intrakardialer Defekte ist zusätzlich zur transthorakalen Echokardiographie (TTE) die transösophageale Echokardiographie (TEE) möglich.

Die MRT stellt in der Diagnostik des Herzens eine ebenfalls nichtinvasive Variante ohne Strahlenbelastung dar. Man erhält Aussagen über die Pathologie der Herzhöhlen, der großen Gefäße und der zentralen Koronararterienabschnitte. Funktionelle Messungen umfassen die Beurteilung der Myokardkontraktion, ermöglichen volumetrische Bestimmungen und Aussagen über Flussverhältnisse und Myokardperfusion.

Die Spiral-CT wird aufgrund der Strahlenbelastung nur bei bestimmten Fragestellungen eingesetzt, ermöglicht aber insbesondere in der Multi-Slice-Technik Aussagen zur Anatomie und Funktion des Herzens, ähnlich der Echokardiographie. Sie wird besonders in der Notfalldiagnostik eingesetzt.

Zur Diagnostik der morphologischen Verhältnisse der Gefäße und Darstellung der Hämodynamik wird die Angiographie angewandt. Dieses, sowohl invasive, als auch strahlenbelastendes Verfahren, kann heutzutage in vielen Fragestellungen durch die MR-Angiographie ersetzt werden.

Die Herzkatheteruntersuchung ist eine minimalinvasive Untersuchung, die eine Vielzahl von diagnostischen Möglichkeiten und Interventionen bietet. Messungen von Druck, Sauerstoffsättigung und elektrischer Aktivität in den Herzhöhlen und großen Gefäße gehören ebenso wie die selektive Darstellung der Ventrikel und Koronargefäßen, zum großen, diagnostischen Spektrum der Herzkatheteruntersuchung.

Alle Methoden haben Vor- und Nachteile und werden für spezielle Fragestellungen und Indikationen verwendet.

Ein gemeinsamer Nachteil dieser Methoden ist, dass es sich meist um Stapel zweidimensionaler Bilder handelt, die maximal mit spezieller Software dreidimensional rekonstruiert werden können.

Keine der Methoden schafft eine dreidimensionale, naturgetreue Nachbildung, die taktil erfasst und prä-, peri- und postoperativ begutachtet und untersucht werden kann.

1.6 Fragestellung

In der Chirurgie findet ein chirurgischer Planungsprozess hauptsächlich auf der Basis bildgebender Verfahren statt. Bei der Verwendung von Bildern aus zweidimensionalen

(Röntgen) oder dreidimensionalen bildgebenden Verfahren (CT, MRT) werden dort unter Kenntnis des Abbildungsmaßstabes Parameter des menschlichen Körpers abgenommen, operative Zugangswege bestimmt und die Größe von eventuellen Implantaten bestimmt. Diese Vorgehensweise wird in allen Bereichen der Chirurgie durchgeführt.

In vielen chirurgischen Disziplinen hat sich aufgrund der hohen Verfügbarkeit von Bildgebungsverfahren wie z.B. CT und MRT die Möglichkeit der computerbasierten Eingriffsplanung durchgesetzt.

Eine große Rolle spielt hierbei der direkte Vergleich verschiedener Operationsstrategien und den sich daraus ergebenden Resultaten, sowie die Auswahl von Implantaten im passenden Größenverhältnis.

Auf der Suche nach einer erweiterten Darstellung bei komplexen anatomischen Verhältnissen in der Herzchirurgie stellen dreidimensionale, plastische Modelle eine zusätzliche Möglichkeit der erweiterten Diagnostik dar.

Es wurden zwei Schwerpunkte in der Anwendungsmöglichkeit festgelegt:

1. Die Korrektur von angeborenen Herzfehlern in der Kinderherzchirurgie und
2. die Planung spezieller Eingriffe in der Erwachsenenherzchirurgie.

Ziel des Modellbaus ist eine realistische und exakte Abbildung anatomischer Verhältnisse, mit deren Hilfe die Planung von komplexen Operationen, die intraoperative Orientierung und die Veranschaulichung kardialer Defekte in der Lehre und bei Patientengesprächen verbessert werden soll.

Im ersten Teil meiner Arbeit beschäftige ich mich mit der Herstellung der Modelle. Von besonderer Bedeutung sind hier die Erstellung der virtuellen 3D-Rekonstruktion und das sich anschließende Druckverfahren.

Im zweiten Teil soll zum einen in genauen Fallbeschreibungen die Indikation zur Modellherstellung und die anschließende Anwendung der Modelle aufgezeigt werden und zum anderen soll evaluiert werden, ob die Modelle mit den bildgebenden Verfahren, auf denen sie beruhen, übereinstimmen.

2 Methoden

In der Herzchirurgie ist der Gebrauch dreidimensionaler Organmodelle bei komplexen anatomischen Verhältnissen bisher kein routinemäßig angewandtes Verfahren. Aktuell dienen bildgebende Verfahren wie z.B. CT, MRT, Angiographie, Echokardiographie und Herzkatheter der primären Diagnostik, der präoperativen Planung und der peri- und postoperativen Kontrolle.

Diese Methoden werden bereits seit vielen Jahren erfolgreich genutzt.

Die genaue Darstellung anatomischer Veränderungen ist durch den raschen Fortschritt der Computertechnik und der Entwicklung graphischer Programme in Verbindung mit modernen bildgebenden Verfahren ermöglicht worden.

Die Daten können dreidimensional rekonstruiert werden und schaffen somit die Möglichkeit zur Entwicklung individueller Organmodelle.

Organmodelle werden bereits seit mehreren Jahren in verschiedenen Fachdisziplinen eingesetzt und stellen auch für die Herzchirurgie eine neue Möglichkeit der Eingriffsplanung dar.

2.1 Herstellung der Modelle

Die Modelle wurden mittels eines 3D-Druckers (ZCorp, USA) im Institut für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik der TU München entwickelt.

Beim 3D-Printing handelt es sich, ähnlich dem selektiven Lasersintering, um ein Verfahren, das ein pulverförmiges Ausgangsmaterial durch punktgenaues Auftragen eines Bindemittels Schicht für Schicht verfestigt und somit das Modell aufbaut.

Die Abbildung zeigt das verwendete 3D-Drucker-System der Firma ZCorp, das zum einen aus dem „3D Printer“, dem eigentlichen Drucker und zum anderen aus einer „Depowdering Station“ besteht, in der überschüssiges Pulver von den fertigen Modellen entfernt wird.

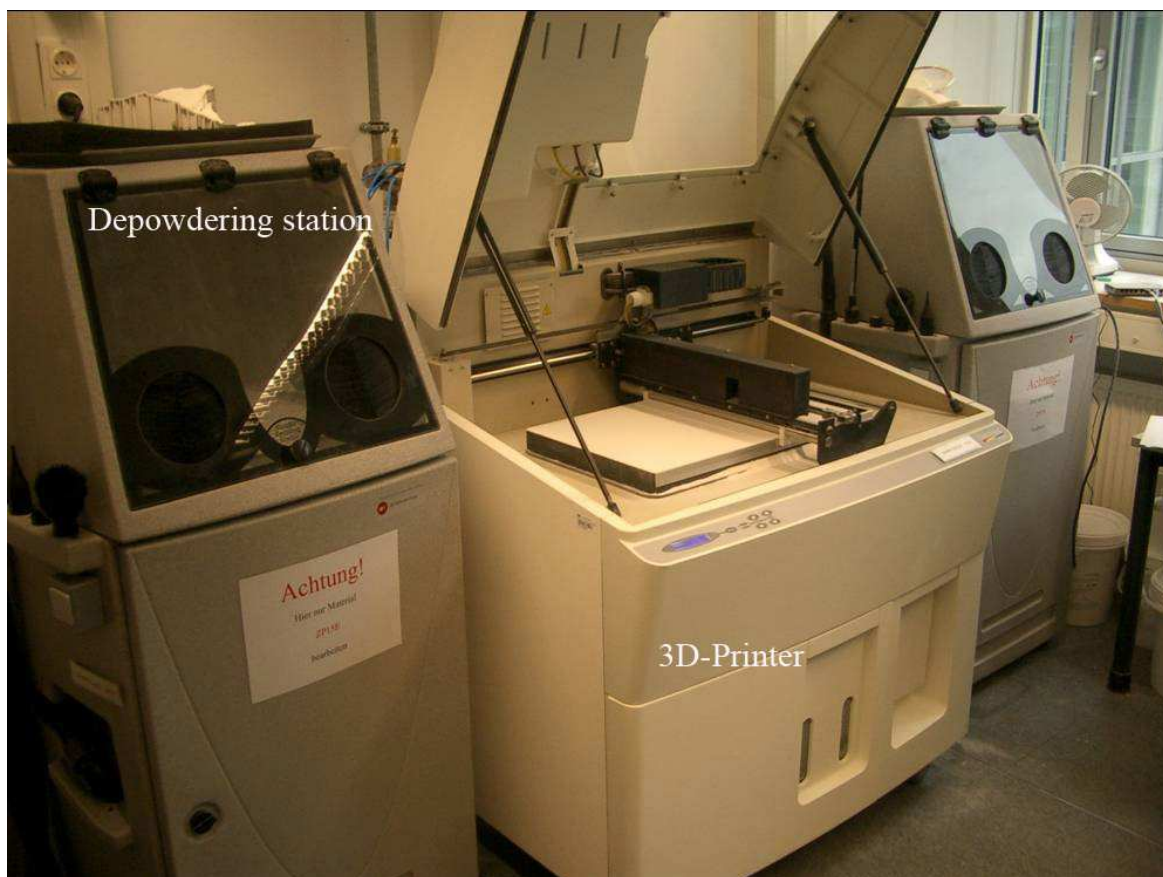


Abb. 12 3D-Printer-System im Institut für Mikrotechnologie und Medizingerätetechnik

(Quelle: Weber S, Sodian R, Markert M, Reichart B, Däbritz S, Lüth TC. 3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery. CARS 2007)

Der verwendete 3D-Printer (Z.Corp, Burlington, MA, USA) besteht aus folgenden wichtigen Komponenten:

1. *Druckkopf*: Ein handelsüblicher Tintenstrahldrucker
2. *Bau- und Pulverplattform*: Die Bauplattform senkt sich nach jeder Schicht um eine Schichtdicke ab, während der Boden der Versorgungskammer angehoben wird, so dass Schicht für Schicht neues Material zugeliefert wird.
3. *Fertigungsebene*: Sie enthält den Druckkopf, der in x- und y- Richtung bewegt werden kann, die Reinigungsstation des Druckers und eine Walze, um das Pulver in Form einer dünnen Schicht auf der Bauplattform zu verteilen.
4. *Überlaufbehälter*: Er befindet sich gegenüber der Pulverplattform und fängt das überschüssige Pulver auf.
5. *Binder Abgabe/Wiederaufnahme System*: Das flüssige Bindemittel wird aus einem Behälter zum Druckkopf transportiert und der Überschuss wird durch die Reinigungsstation in einen separaten Behälter abgeleitet.

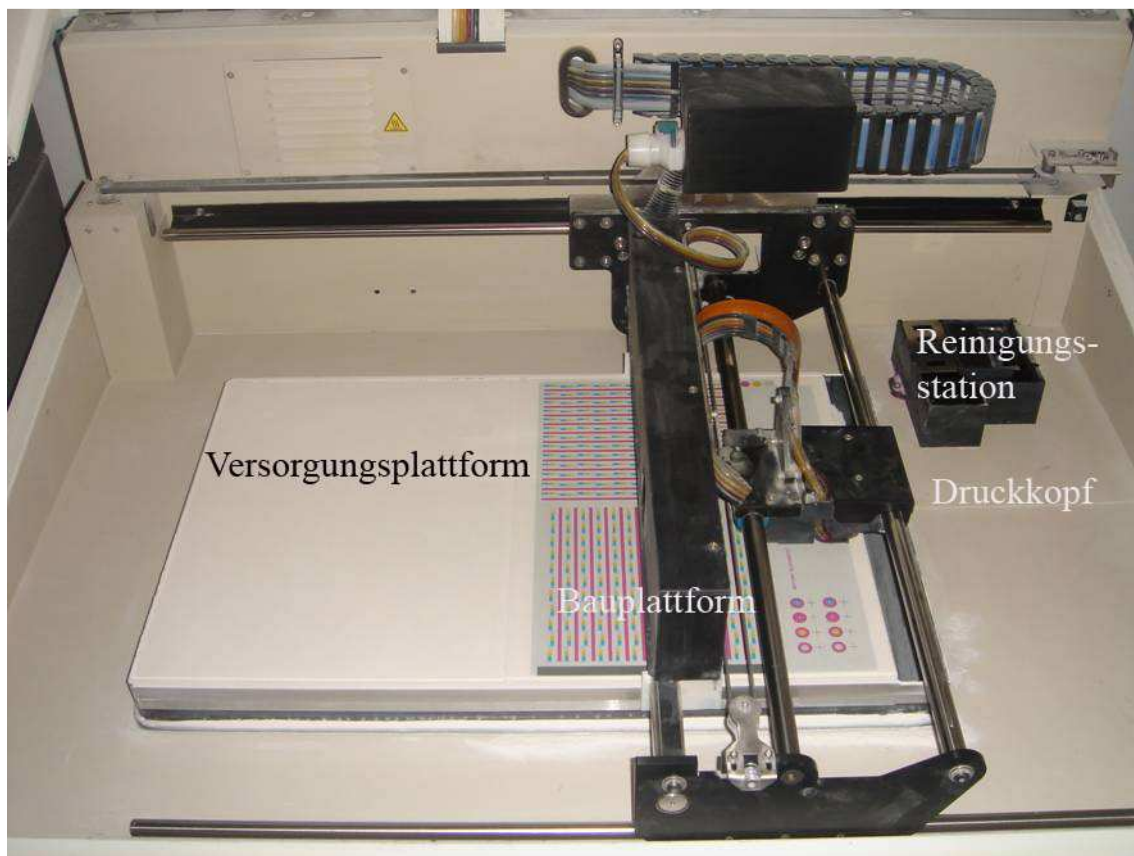


Abb. 13 Aufbau des 3D-Druckers

(Quelle: Weber S, Sodian R, Markert M, Reichart B, Däbritz S, Lüth TC. 3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery. CARS 2007).

2.1.1 Aufbereitung der MRT- und CT-Daten

Um ein plastisches Modell zu entwickeln, ist als erster Schritt die Aufbereitung der CT- und MRT- Daten und die Erstellung eines virtuellen, dreidimensionalen Modells notwendig. Die Bildbearbeitung erfolgt mit der MeVisLab- Software (MeVisResearch, Bremen, Dtl.).

Das Arbeitsdiagramm zeigt einen Überblick der Arbeitsschritte und Möglichkeiten bei der Bildbearbeitung mit MeVisLab.

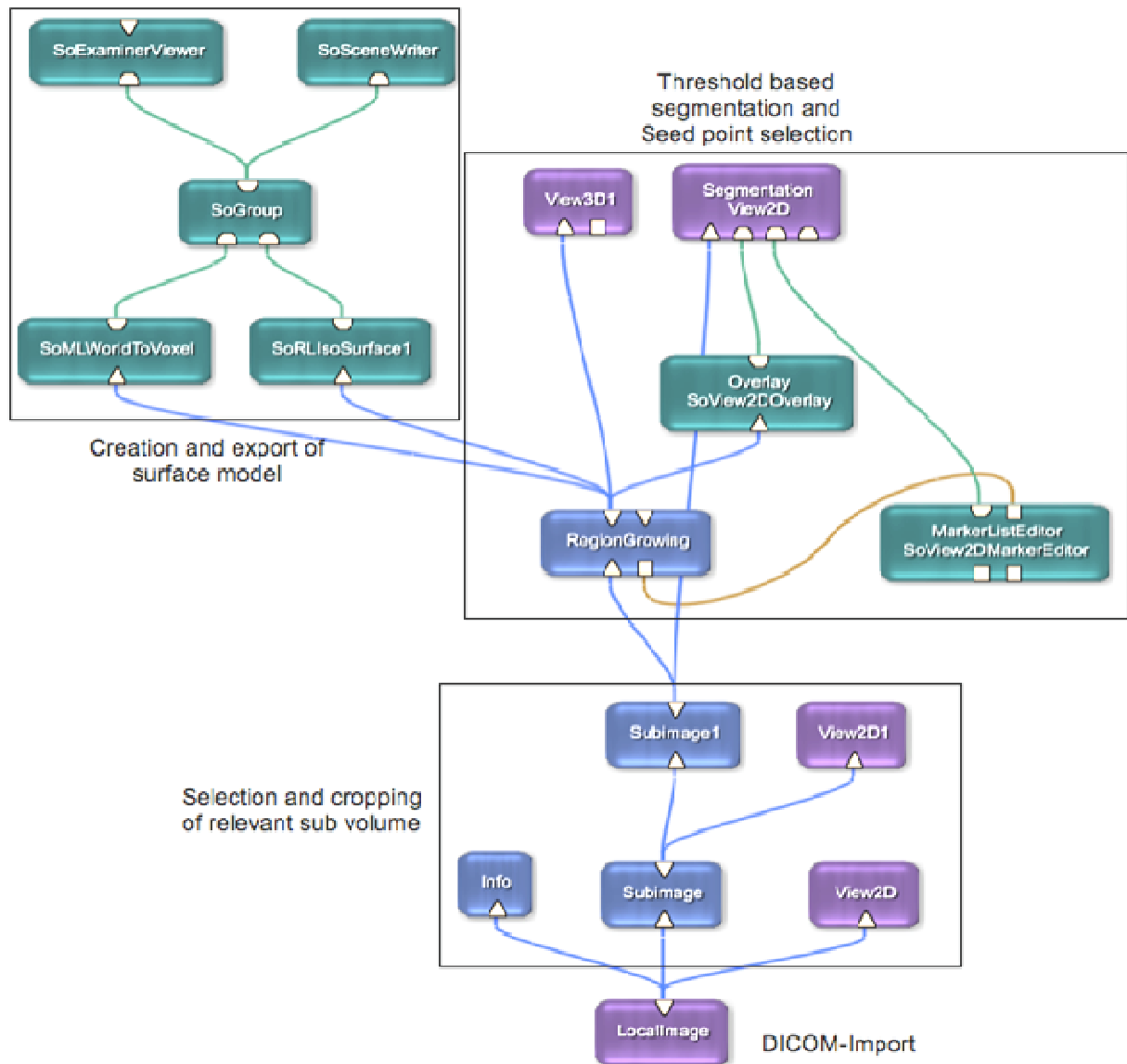


Abb. 14 Überblick der Arbeitsschritte in der Bildbearbeitung mit der MeVisLab-Software.

(Quelle: S. Weber, R. Sodian, M. Markert, B. Reichart, S. Daebritz, T.C. Lueth. 3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery. CARS 2007).

„DICOM-Import“: Die medizinischen Bilddaten im DICOM-Format (Digital Imaging and Communications in Medicine) werden mit der MeVisLab Software eingelesen und geöffnet.

„**Subvolume**“: Die klinischen Bilddatensätze beschränken sich in der Regel nicht auf ein Organ, sondern umfassen die komplette Körperregion, in diesem Fall den gesamten Thorax. Aus diesem Grund ist es notwendig, manuell die Schichten des Datensatzes auszuwählen, in denen die relevanten anatomischen Strukturen dargestellt sind. Zusätzlich wird ein gesonderter leerer Bereich um diese Strukturen herum definiert, um die Rahmenbedingungen des 3D-Druckers zu erfüllen. Die ausgewählten Schichten können anschließend betrachtet werden.

Segmentierung: Die Segmentierung von Bilddaten dient der Erzeugung von inhaltlich zusammenhängenden Flächen nach bestimmten Homogenitätskriterien und ist in dieser Arbeit mit einem regionorientierten Verfahren („region-growing-segmentation“) erfolgt. Dazu werden initiale Bildpunkte gewählt, welche automatisch mit benachbarten Bildpunkten verglichen werden. Findet sich eine Übereinstimmung der Bildpunkte innerhalb eines definierten Grenzbereiches, verschmelzen sie zu einer Region, die alle homogenen Bildpunkte umfasst und so eine bestimmte Struktur darstellt (Abb.15).

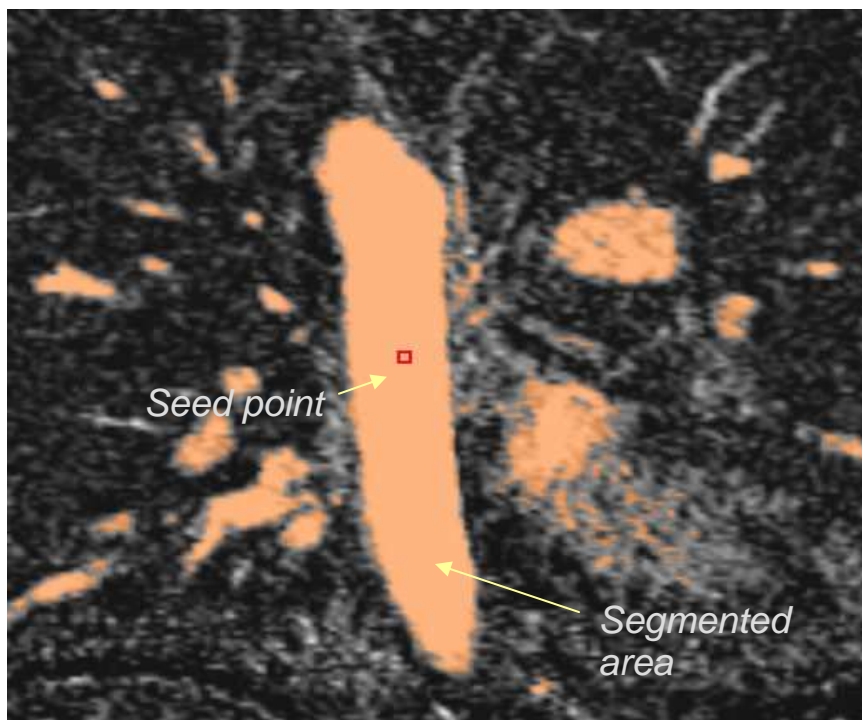


Abb. 15 Region-orientierte Segmentierung eines CT-Bildes

(Quelle: Weber S, Sodian R, Markert M, Reichart B, Däbritz S, Lüth TC. 3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery.CARS 2007)

Die Grenzwerte werden in Hounsfield-Einheiten angegeben und müssen dynamisch abgeglichen werden, um diese anspruchsvolle Segmentierung zu bewältigen. Für die farbige

Gestaltung bestimmter Strukturen im Modell sind zusätzliche Segmentierungsschritte notwendig.

Oberflächenmodellierung: Nach der Segmentierung muss als letzter Schritt ein Oberflächenmodell konstruiert werden. Die Konstruktion wird mit einem „Marching Cubes“-Algorithmus durchgeführt. Die zuvor ausgewählten und segmentierten Strukturen werden in Form einer polygonalen Oberfläche modelliert, indem Dreiecke so aneinandergesetzt werden, dass sie die Oberfläche des Objekts nachbilden. Das Modell wird nun nicht mehr in „Voxel“, sondern in Oberflächendreiecken präsentiert. Um eine ebene Oberfläche zu erreichen, muss je nach Auflösung der Bilddaten ein Parameter zur Glättung der Oberfläche definiert werden. Das Oberflächenmodell kann nun im VRML (Virtual Reality Modeling Language) oder im STL (Standard Tessellation Language) Dateiformat geschrieben werden.

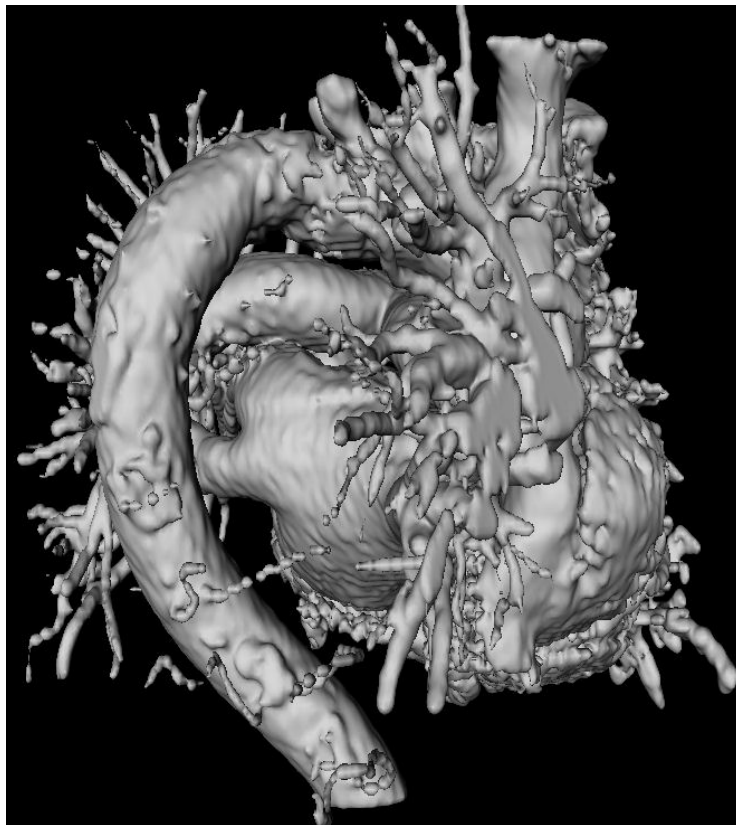


Abb. 16 Beispiel eines dreidimensionalen Oberflächenmodells.

Data export: Das Modell kann im VRML- oder STL - Format exportiert und in den 3D-Printer (Zcorp Spectrum 150, Burlington, MA, USA) eingelesen werden.

2.1.2 3D-Printing-Prozess

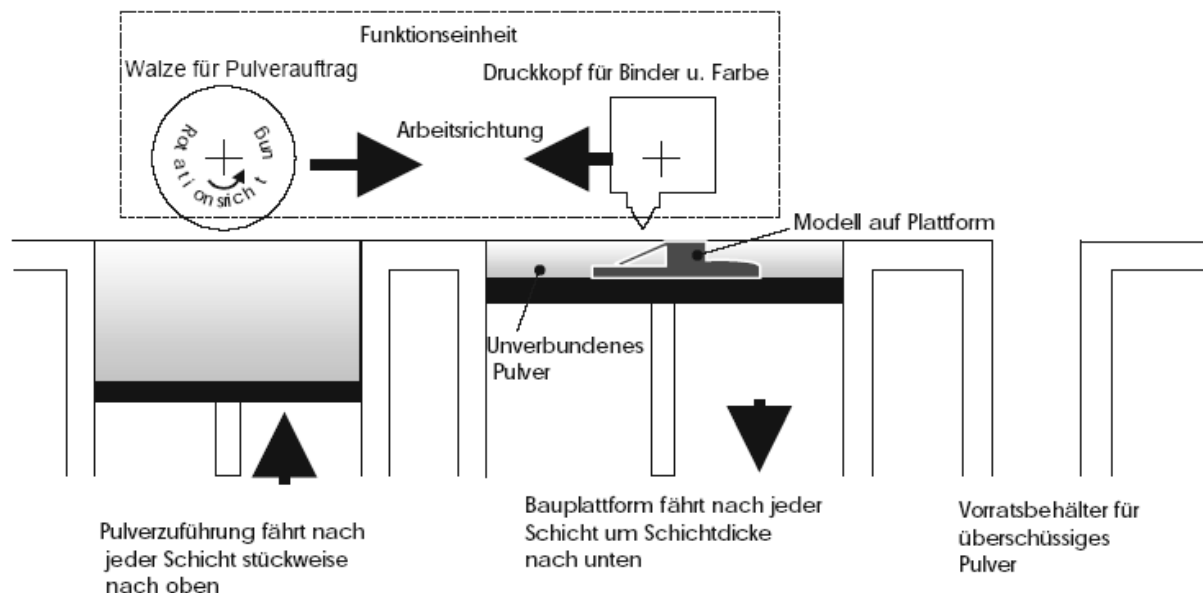


Abb. 17 Schematische Prozessabfolge beim 3D-Printing (Z-Corporation 2000)

Der Druckprozess startet mit dem Auftragen einer dünnen Pulverschicht auf der Bauplattform, die mit der Walze gleichmäßig verteilt wird. An die Stellen, die verfestigt werden sollen, wird vom Druckkopf Bindemittel eingespritzt. Dadurch entsteht lokal eine feste Verbindung der einzelnen Teilchen, auch mit der darunter liegenden Schicht. Das überschüssige Pulver verbleibt zunächst auf der Bauplattform und stützt die folgenden Schichten ab, so dass in der Regel keine Stützvorrichtungen nötig sind. Es wird nach Ende des Bauprozesses entfernt.

Im nächsten Schritt senkt sich die Bauplattform um eine Schichtdicke von 0,1- 0,2 mm Höhe ab, der Boden der Versorgungskammer wird angehoben und eine neue Pulverschicht wird mit der Walze aufgetragen, die ebenfalls an den definierten Stellen verfestigt wird.

Diese Arbeitsschritte wiederholen sich bis zur Fertigstellung der letzten Schicht, mit der, der Druckprozess endet.

Es werden bis zu 180 Schichten pro Stunde hergestellt, so dass auch größere Modelle innerhalb eines Arbeitstages fertig gestellt werden können. Diese Zeitersparnis stellt einen

großen Vorteil gegenüber anderen Rapid Prototyping-Technologien dar. Während des Druckprozesses ist keine Überwachung oder manuelle Steuerung nötig, so dass die Modelle auch zeitsparend über Nacht gedruckt und am nächsten Tag nachbearbeitet werden können.

Zur Modellherstellung können je nach gewünschten Materialeigenschaften unterschiedliche Baustoffe verwendet werden. Die Baustoffe stammen wie auch der Drucker, von der Firma Z Corporation.

Für Modelle mit einer hohen Stabilität wird eine Mischung aus Gips, Gießsand und weiteren Zusatzstoffen verwendet (Produktbezeichnung: Pulver: Zcorp zb 58; Infiltrationsmaterial: Axson PX 100).

Um eine möglichst hohe Flexibilität zu erreichen, benutzt man als Ausgangspulver eine Feingussmasse, die aus Zellulose, Spezialfasern und Zusatzstoffen besteht (Produktbezeichnung: Zcorp zp 15E). Das fertige Modell wird in der Nachbearbeitungsphase mit einem speziellen Polymer infiltriert und härtet nach Polymerisation aus (Infiltrationsmaterial: Por-A-Mould (Hyperlast)).

2.1.3 Nachbearbeitung

Die Modelle sind direkt nach der Fertigung noch porös und zerbrechlich und müssen mit Sorgfalt weiterbearbeitet werden. Es schließt sich eine Nachbearbeitungsphase an:

Nachdem die Modelle aus dem Drucker entnommen worden sind, muss das überschüssige Pulver entfernt werden.

In einer Pulverentfernungseinheit („Depowdering Station“) befindet sich ein Luftdüsen-System mit dem das Pulver einfach und behutsam vom Modell weggeblasen und anschließend mit einem dazugehörigen Staubsauger entfernt werden kann. Kleinere Reste müssen unter Umständen manuell mit einem feinen Druckluftspray gelöst werden (Abb. 18).

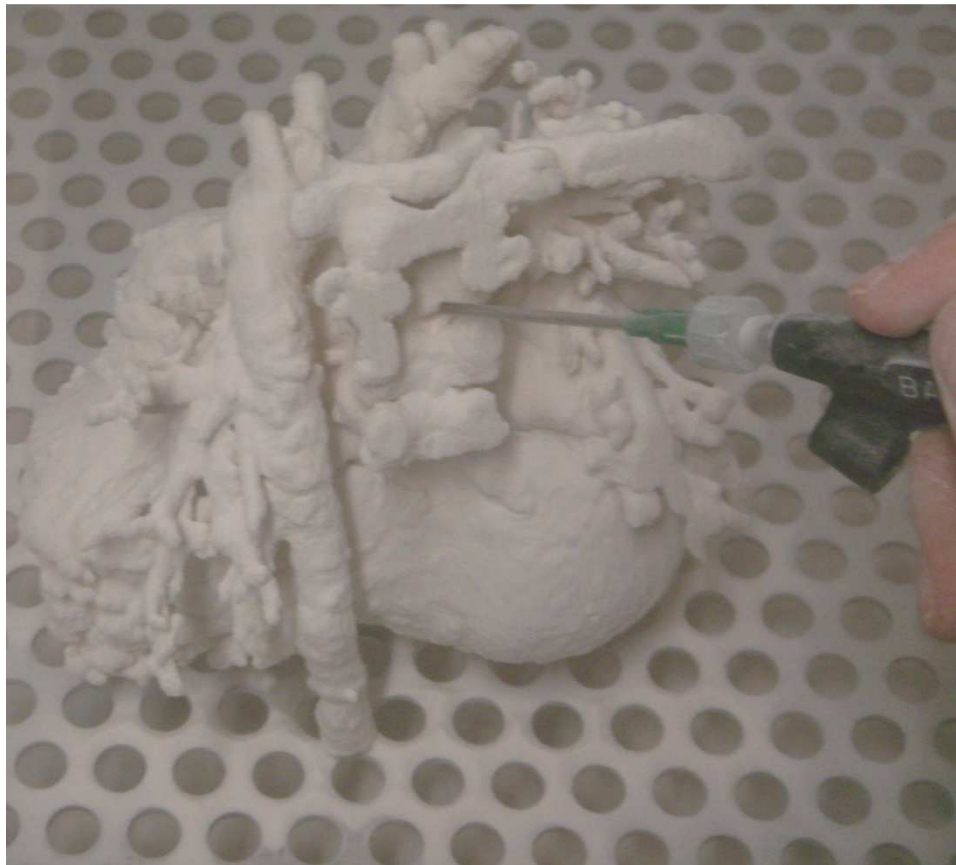


Abb. 18 Entfernung des überschüssigen Pulvers

(Quelle: Weber S, Sodian R, Markert M, Reichart B, Däbritz S, Lüth TC. 3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery. CARS 2007)

Sobald das Pulver entfernt ist, wird das Modell in einem Ofen bei 70°C getrocknet.

Im letzten Schritt dieser Nachbearbeitungsphase wird das Modell infiltriert (Abb. 19).

Ein Zwei-Komponenten-Polymer wird über das Modell gegossen.

Je nach verwendetem Pulvertyp kann das Modell mit Polyurethan oder mit einem Elastomer infiltriert werden. Polyurethan verleiht dem Modell mehr Starrheit, wohingegen Elastomere eine höhere Biegsamkeit erreichen. Das Modell kann hinterher ohne besondere Vorsichtsmaßnahmen verwendet werden.



Abb. 19 Infiltration eines Werkstückes.

(Quelle: Weber S, Sodian R, Markert M, Reichart B, Däbritz S, Lüth TC. 3D printing of anatomical heart models for surgical planning in cardiac surgery. CARS 2007)

2.2 Bildgebung

Alle nachfolgend präsentierten Patienten erhielten im Rahmen der präoperativen Diagnostik die übliche und standardmäßige Diagnostik wie z.B. Echo, Röntgen, CT, MRT, Herzkatheter.

2.3 Indikationen für die Erstellung dreidimensionaler Modellen in der Herzchirurgie

Bei der Indikationswahl für die Erstellung der Modelle haben wir uns auf komplexe kardiovaskuläre, anatomische Situationen beschränkt. Alle Patienten stellen aufgrund unterschiedlicher Besonderheiten außergewöhnliche Anforderungen an die präoperative Planung der Eingriffe und die Operation selbst.

Die Patienten sind teilweise bereits mehrfach voroperiert worden, weisen kardiovaskuläre Fehlbildungen auf oder stellen eine postoperative Komplikation dar.

Für die Planung folgender kardiovaskulärer Eingriffe wurden Modelle erstellt:

- Korrektur einer angeborene vaskuläre Fehlbildung
- Korrektur einer Fallot'schen Tetralogie
- Planung einer Herztransplantation bei HLHS nach mehrfacher Korrektur
- Planung einer Herztransplantation bei Pulmonalatresie nach Fontan-Komplettierung
- Re-Eingriff bei einer Patientin nach aortokoronarer Bypassoperation
- Katherterintervention bei Perforation einer Aortenbogenprothese

2.4 Patienten

2.4.1 Beispiele: Kinderherzchirurgie und Transplantationschirurgie

Alle vier Patienten weisen angeborene Herzfehler auf. Bei den ersten beiden Patienten, handelt es sich um Kinder bei denen, aufgrund ihrer Symptomatik, eine operative Korrektur indiziert ist. Bei den beiden anderen Patienten (Patienten 3 und 4) wurden bereits mehrere palliative Eingriffe durchgeführt, jedoch musste aufgrund der ventrikulären Funktion und AV-Klappeninsuffizienz (Pat. 3) oder einer Protein-Losing-Enteropathie (Pat. 4) die Indikation zur Herztransplantation gestellt werden.

Patientin mit vaskulärer Fehlbildung

Die erste Patientin ist eine 16-jährige Patientin mit einer symptomatischen, abnorm verlaufenden linken Arteria subclavia, einem Kommerell'schen Divertikel und einer rechts deszendierenden Aorta.

Die isoliert aus der Aorta abgehende linke Arteria subclavia (Arteria lusoria) verläuft retroösophageal und verursacht dadurch eine Einengung der Luft- und Speiseröhre.

Bei der Patientin wurde bereits eine Durchtrennung des obliterierten Ductus durchgeführt, jedoch ist einige Monate nach diesem ersten Eingriff eine schwerwiegende Einengung der Luftröhre festgestellt worden.

Die Patientin leidet weiterhin unter schwerer Dyspnoe und Dysphagie.

Die Diagnose ist neben der Durchführung einer routinemäßigen Echokardiographie, zusätzlich mit einer Bronchoskopie und einer MR-Angiographie, als Bestandteil des normalen klinischen Vorgehens, gesichert worden.

Bronchoskopischer Befund:

Lokale Einengung der Trachea auf über 70% ca. 3cm oberhalb der Bifurkation.

Bronchoskopisch zeigen sich bereits diskrete Zeichen der Tracheomalazie.



Abb. 20 Modellbeispiel 1: Bronchoskopie der Patientin. Darstellung der Trachealstenose

Der Ausschnitt aus der MR-Angiographie der Patientin zeigt einen sagittalen Schnitt der thorakalen Gefäße mit Kontrastmittel. In der Aufnahme ist der Abgang der der A. lusoria [5] (Pfeil) mit dem Kommerell'schen Divertikel [2] aus dem Aortenbogen [3] zu sehen. Des Weiteren erkennt man den Verlauf der Aorta descendens [1] und des Truncus pulmonalis [4].



Abb. 21 Modellbeispiel 1: Kontrastmittel-verstärkte MR-Angiographie. Darstellung der Arteria lusoria (Pfeil)

Die folgende Abbildung zeigt die Segmentierung der MR-Daten. Dabei werden die, durch das Kontrastmittel hervorgehobenen Gefäße aus dem umliegenden Gewebe extrahiert und dreidimensional aufgearbeitet.

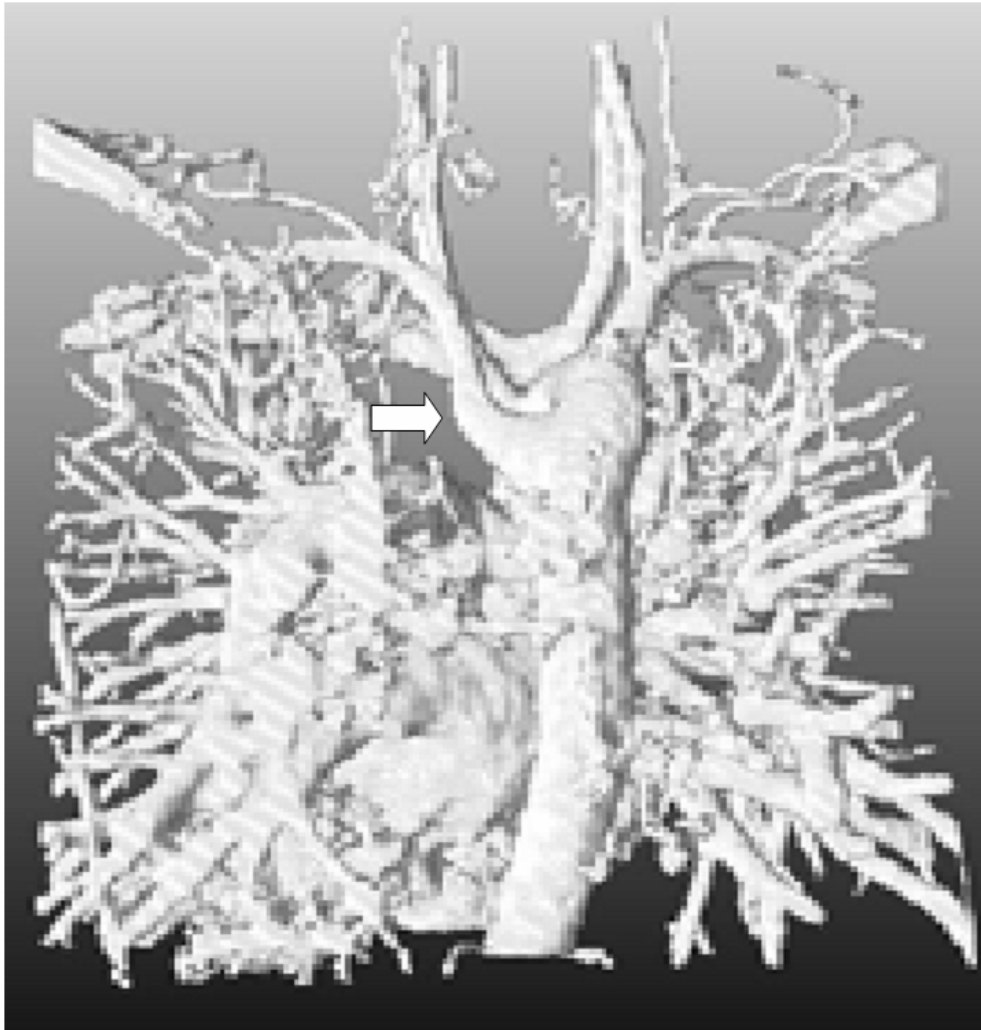


Abb. 22 Modellbeispiel 1: Dreidimensionale Segmentierung der MRT-Daten. Darstellung der Arteria Lusoria (Pfeil).

Die Symptomatik und die diagnostischen Befunde indizieren eine weitere chirurgische Behandlung.

Aufgrund der Befundkonstellation und der komplexen Anatomie in diesem voroperierten Situs wird ein dreidimensionales Modell des Herzens und der herznahen Gefäße hergestellt.

Patient mit Fallot'scher Tetralogie

Bei dem zweiten Patienten handelt es sich um einen 3 Monate alten Jungen mit Fallot'scher Tetralogie.

Diese komplexe Herzfehlbildung erfordert eine frühe chirurgische Intervention, die heutzutage auch bei Kindern unter 6 Monaten erfolgreich durchgeführt wird.⁴⁵ Die frühe Korrektur ist technisch anspruchsvoll und die intraoperative Lokalsituation des VSD kann problematisch sein.

Zur Diagnosestellung sind eine Echokardiographie und eine Computertomographie durchgeführt worden.

Die zunehmende kardiale Dekompensation des Patienten macht einen frühen, operativen Eingriff notwendig, so dass, basierend auf dem CT-Datensatz mit der 3D-Printing-Technologie, ein dreidimensionales Modell hergestellt wird, um die exakte intrakardiale Lage des Ventrikelseptumsdefektes zu bestimmen.

Transplantation nach univentrikulärer Korrektur - Patient mit HLHS

Patient 3 ist ein zweijähriger Junge, bei dem ein hypoplastisches Linksherzsyndrom (HLHS) diagnostiziert wurde und die dreistufige Palliation nach Norwood durchgeführt werden sollte. Der Patient hat sich der Norwood Stage 1-Operation in der ersten Lebenswoche unterzogen. Bei dieser ersten Operation wurde die hypoplastische Aorta erweitert und mit dem rechten Ventrikel verbunden und ein modifizierter Blalock-Taussig-Shunt für die Lungenperfusion angelegt.

Im Alter von fünf Monaten wurde der nächste Schritt der Palliation, die Glenn-Anastomose durchgeführt. Zusätzlich musste eine Rekonstruktion der Trikuspidalklappe vorgenommen werden.

Nach diesen Eingriffen, denen sich die Fontan-Komplettierung anschließen sollte, entwickelte der Patient eine schwerwiegende Trikuspidalinsuffizienz und ein zunehmendes Herzversagen. In dieser Situation (Abnahme der Ejektionsfraktion, AV-Klappeninsuffizienz, Rhythmusstörungen und Proteinverlust-Syndrom) stellt die Transplantation die einzige Therapieoption dar.

Transplantationen in diesem speziellen Patientenkreis bringen ein hohes Risiko mit sich, da die Patienten schon mehrfach voroperiert sind und die oft sehr ausgeprägten Verwachsungen

und Gewebeveränderungen die Operationsplanung und intraoperative Orientierung erschweren.⁴⁶

Die komplexe Anatomie dieser Patienten stellt eine Herausforderung dar und die üblicherweise angewendeten Implantationstechniken müssen unter Umständen neu bedacht und abgewandelt werden. Der technische Schwierigkeitsgrad der Operation wird dadurch erhöht.⁴⁷

Aufgrund dieser besonderen Voraussetzungen wird zur präoperativen Planung und intraoperativen Orientierung ein naturgetreues, dreidimensionales Modell mit Hilfe des 3D-Printing-Verfahren hergestellt. Als Ausgangsdaten werden in diesem Fall eine Computertomographie genutzt, die im Rahmen der Routinediagnostik erstellt worden ist.

Das CT zeigt den extrem dilatierten Vorhof und einen ebenso dilatierten Ventrikel. Die für die Transplantation wichtigen Strukturen (wie Aorta, Pulmonalarterie, Glenn-Anastomose und Vena cava inf.) sind nur teilweise zuverlässig zu erkennen.

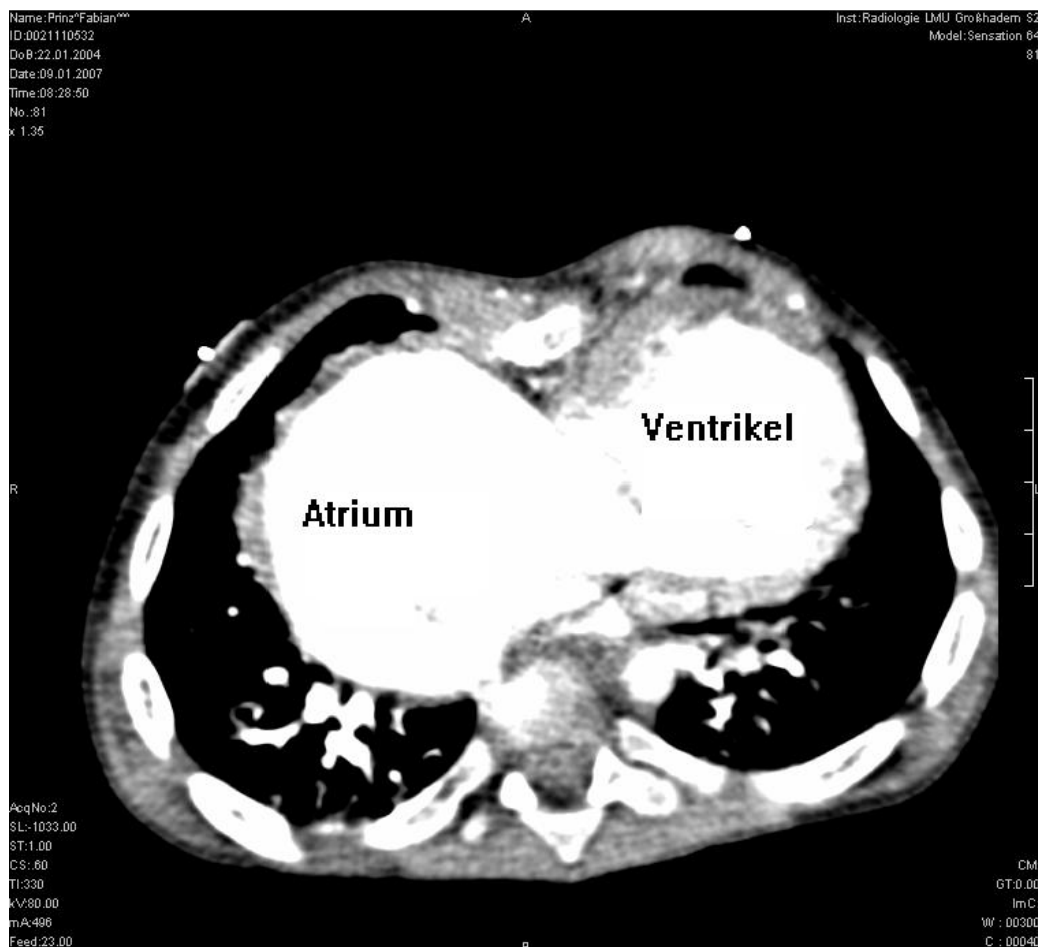


Abb. 23 Modellbeispiel 3: CT-Bild des Patienten. Darstellung des dilatierten rechten Vorhofs.

Abb. 24 stellt die Segmentierung der CT-Daten dar. In dieser virtuellen 3D-Rekonstruktion ist es möglich bestimmte Strukturen farblich hervorzuheben und diese auch auf das plastische Modell zu übertragen. Die 3D-Rekonstruktion zeigt rot hervorgehoben das Sternum [1], den stark dilatierten Vorhof [2], den ebenfalls dilatierten Ventrikel [3] und angeschnitten die V. cava inf.[4]. Man erkennt sowohl im CT Bild (Abb. 23) als auch in der 3D-Rekonstruktion die enge räumliche Beziehung der Herzvorderfläche zur Rückseite des Sternums. Dies ist aufgrund der Narbenbildung bei den letzten Eingriffen für den geplanten Re-Re-Re-Eingriff (Herztransplantation) von großer Bedeutung.

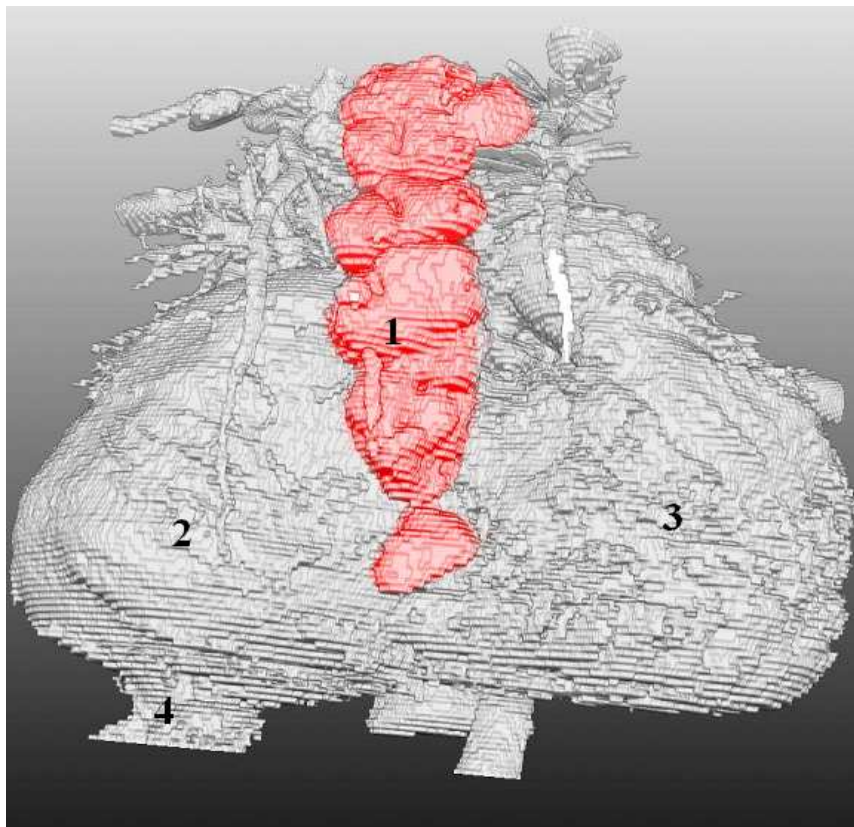


Abb. 24 Modellbeispiel 2: Virtuelle 3D-Rekonstruktion des univentrikulären Herzens. Rot hervorgehoben: Sternum.

Transplantation nach univentrikulärer Korrektur – Patientin nach Fontan-OP bei Pulmonalatresie

Bei der heute 14-jährigen Patientin wurde postnatal eine Pulmonalatresie mit hypoplastischen rechtem Ventrikel ohne Ventrikelseptumsdefekt diagnostiziert.

In einer anderen Institution wurde im ersten Lebensmonat eine modifizierte Blalock-Taussig-Anastomose auf der rechten Seite durchgeführt. Anschließend entschied man sich im Alter von sechzehn Monaten zur Anlage eines aortopulmonalen Shunts.

Im Alter von zwanzig Monaten erhielt die Patientin eine Erweiterungsplastik der linken Pulmonalarterie.

Aufgrund der weiterbestehenden Pulmonalatresie wurde zu einem späteren Zeitpunkt eine univentrikuläre Korrektur angestrebt.

Mit neun Jahren wurde eine bidirektionale Glenn-Anastomose durchgeführt.

Ein Jahr später wurde mit der Verbindung der unteren Hohlvene über eine 18 mm breite Gore-Tex Gefäßprothese an die Pulmonalarterie die Fontan-Komplettierung abgeschlossen.

Fünf Jahre nach Abschluss der Fontan-Operation ist die Patientin mit Symptomen einer schwerwiegenden Protein-Losing-Enteropathie in die kardiologische Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München überwiesen worden.

Die durchgeführte konservative Behandlung ist erfolglos geblieben, so dass die Patientin schließlich für eine Herztransplantation gelistet worden ist.

Die geplante Herztransplantation stellt den sechsten Eingriff für diese Patientin dar und es ist aufgrund von Narbenbildungen und Verwachsungen zusätzlich zu der komplexen Anatomie mit einer erschwerten intraoperativen Orientierung zu rechnen.⁴⁶

Zur präoperativen Planung der Herztransplantation ist daher, zusätzlich zur erfolgten Routinediagnostik (Echokardiographie, MRT), die Herstellung eines dreidimensionalen Modells beschlossen worden.

Der MRT-Datensatz wird dazu umprogrammiert und aufbereitet, so dass er von dem 3D-Printer gelesen werden kann.

In der 3D-Rekonstruktion, die basierend auf den MRT-Daten erstellt worden ist, erkennt man den extrakardialen Tunnel [1] zwischen der Aorta [2] und der Vena cava inf. [3], weiter distal ist der linke Ventrikel [4] angeschnitten

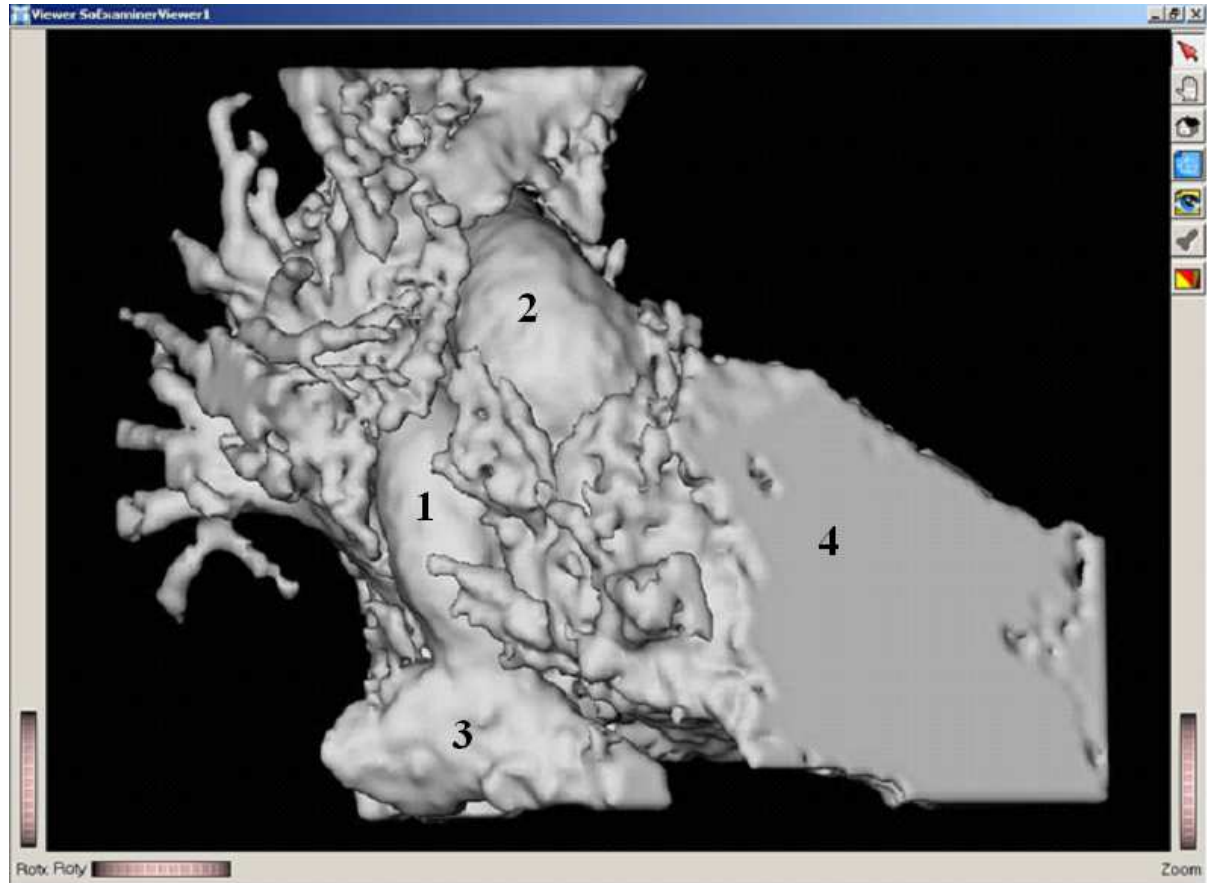


Abb. 25 Modellbeispiel 4: Aufbereitung der Bilddaten zur Darstellung der Pulmonalatresie bei hypoplastischem rechten Ventrikel.

2.4.2 Beispiel: Erwachsenenherzchirurgie

Patientin nach aortokoronarer Bypass-OP (Re-Operation)

Bei Modellbeispiel 5 handelt es sich um eine 81-jährige Patientin mit einer symptomatischen Aortenklappenstenose. Bei der Patientin wurde fünf Jahre zuvor, aufgrund einer koronaren Herzkrankheit (KHK), eine Bypass-Operation durchgeführt. Dabei wurde die linke Brustwandarterie zur Versorgung des Ramus interventricularis anterior (RIVA) und ein Venentransplantat zur Versorgung der rechten Koronararterie (RCA) verwendet.

Beide Bypässe waren offen und zeigten in der Angiographie gute Strömungsparameter.

Im Rahmen des üblichen klinischen Vorgehens ist zur Diagnosesicherung zusätzlich zu einer Echokardiographie, eine Herzkatheteruntersuchung und eine Computertomographie durchgeführt worden.

Das CT-Bild mit Kontrastmittel der Patientin (Abb. 26) zeigt wie der RCA-Bypass (Pfeil) direkt an der Rückseite des Sternums [3] verläuft. In dem Bildausschnitt sieht man außerdem die Aorta asc. [1] und Aorta desc [2].

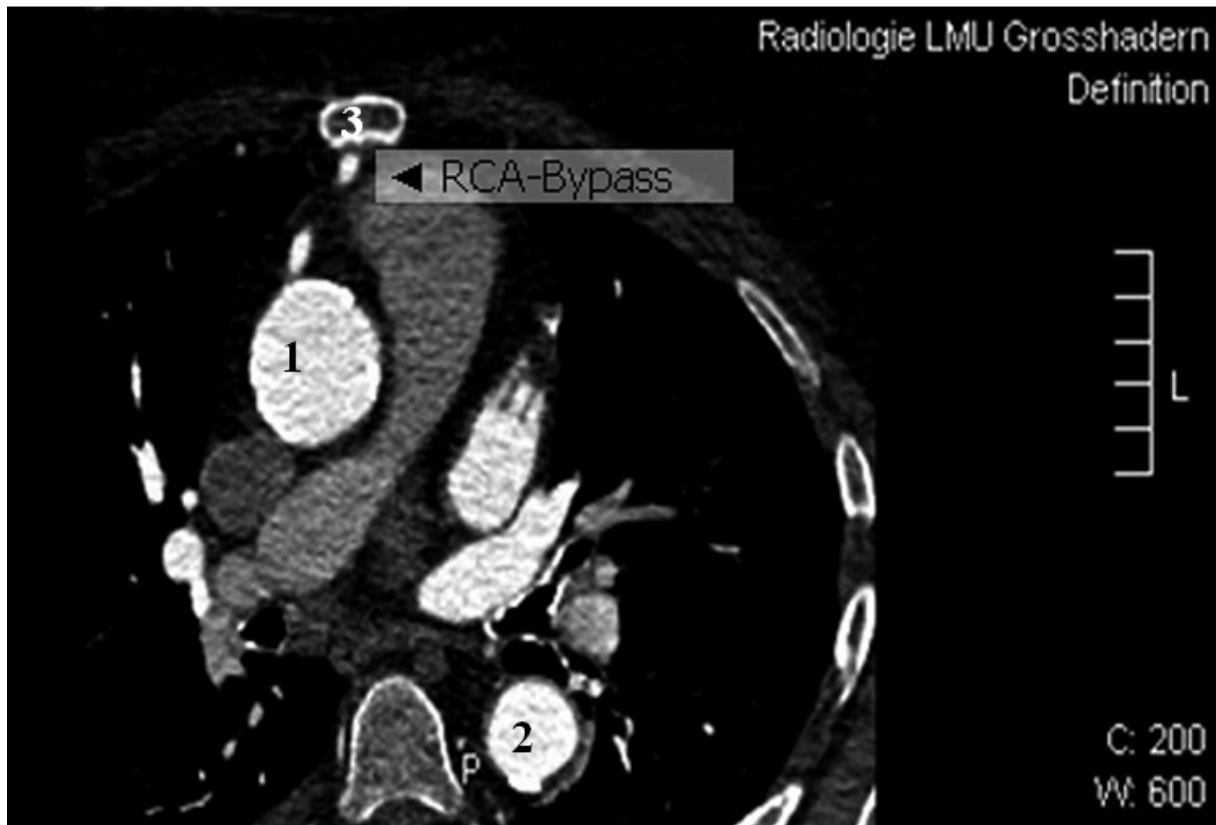


Abb. 26 Modellbeispiel 5: CT-Bild der Patientin mit Z. n. offener Bypass-Operation. Darstellung des rechten Koronararterienbypasses.

Aufgrund der Symptome und den diagnostischen Befunden (Dyspnoe, NYHA 3-4, LVEF = 43%, Aortenklappeninsuffizienz Grad 2 und Aortenklappenstenose: $\Delta p_{\max} = 100 \text{ mmHg}$, Durchmesser der Aortenklappenöffnung $0,7 \text{ cm}^2$) ist bei der Patientin ein Aortenklappenersatz indiziert.

Re-Operationen zur Durchführung des Aortenklappenersatzes können bei Patienten, die bereits Koronararterienbypässe erhalten haben, erschwert sein, da die tatsächliche anatomische Anordnung bisweilen komplex ist. Wiederholte Sternotomien haben bei diesen Patienten ein erhöhtes Risiko für Verletzungen der Bypässe, Gefäß- und Herzstruktur. Die Sterblichkeit wird in der Literatur immer noch als hoch angegeben.^{48 49}

Aus diesen Gründen ist es wichtig, präoperativ hochqualitative Daten zu erstellen um somit eine optimale Operationsplanung und intraoperative Orientierung zu erreichen und die Sterblichkeitsrate zu senken.

Eine Möglichkeit zur Verbesserung der präoperativen Diagnostik, stellen dreidimensionale Modelle dar. Im Gegensatz zur virtuellen 3D-Rekonstruktion können sie auch im Operationssaal eingesetzt werden. Das durchgeführte 128-Schicht-CT bildet die Grundlage des erstellten Modells. Die Daten werden wie bereits beschrieben mit spezieller Software bearbeitet und in das 3D-Printing-Gerät eingelesen.

In Abb. 27 wird das segmentierte virtuelle Modell dargestellt.

Bereits im virtuellen Modell wird der langstreckige Verlauf des RCA-Bypasses [1] an der Rückseite des Sternums [4] deutlich. In dieser Ansicht des Modells von links lateral blickt man auf den linken Ventrikel [3], den rechten Ventrikel [5], den Truncus pulmonalis [6] und die Aorta asc. [7] die in den Aortenbogen [2] übergeht.

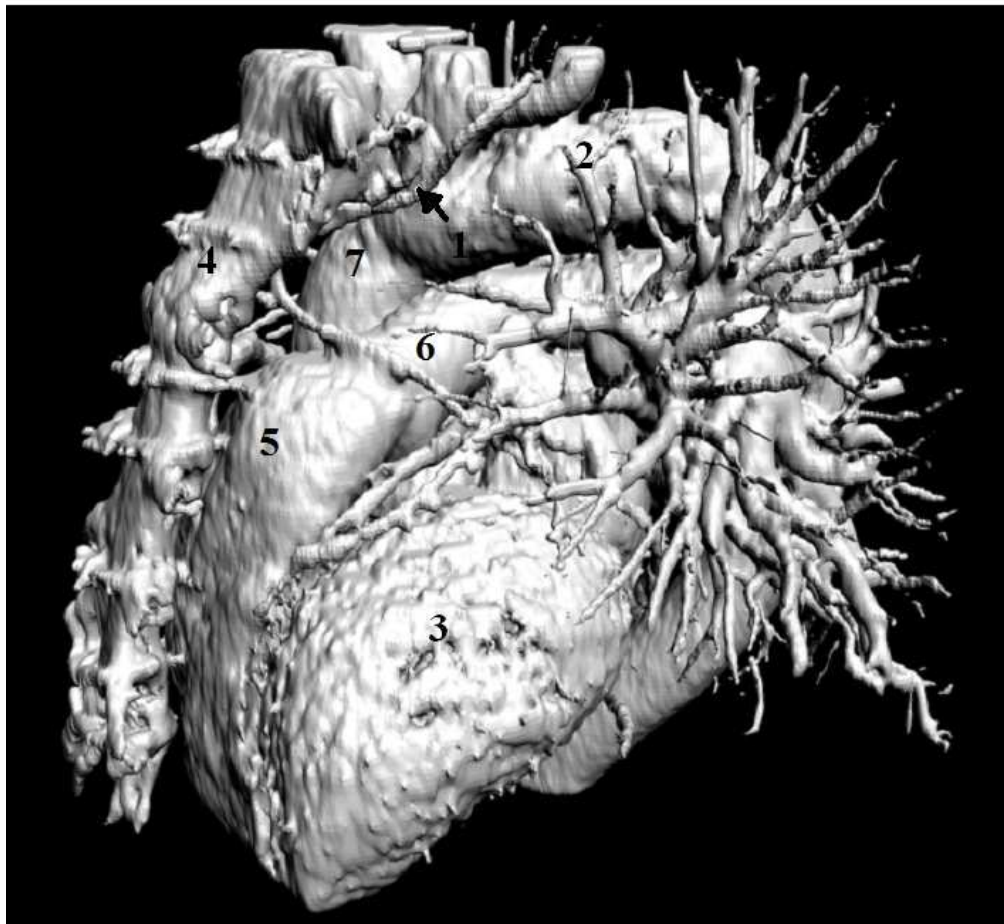


Abb. 27 Modellbeispiel 5: Dreidimensionale Segmentierung der CT-Daten.

2.4.3 Beispiel: Interventionelle Kardiologie

Planung und Durchführung einer komplexen Katheterintervention bei perforierter Bogenprothese

Das zweite Modellbeispiel aus der Erwachsenenherzchirurgie zeigt einen 55-jährigen Patienten mit einer gedeckten Perforation einer Aortenbogenprothese. Die Prothese wurde einige Jahre zuvor aufgrund einer Typ A-Dissektion implantiert.

Zur Diagnosesicherung sind eine Computertomographie und eine transösophageale Echokardiographie durchgeführt worden. In der CT ist deutlich das große, gut perfundierte Aneurysma [Kreuz] das aus dem Aortenbogen [1] hervorgeht zu erkennen (Abb. 28).

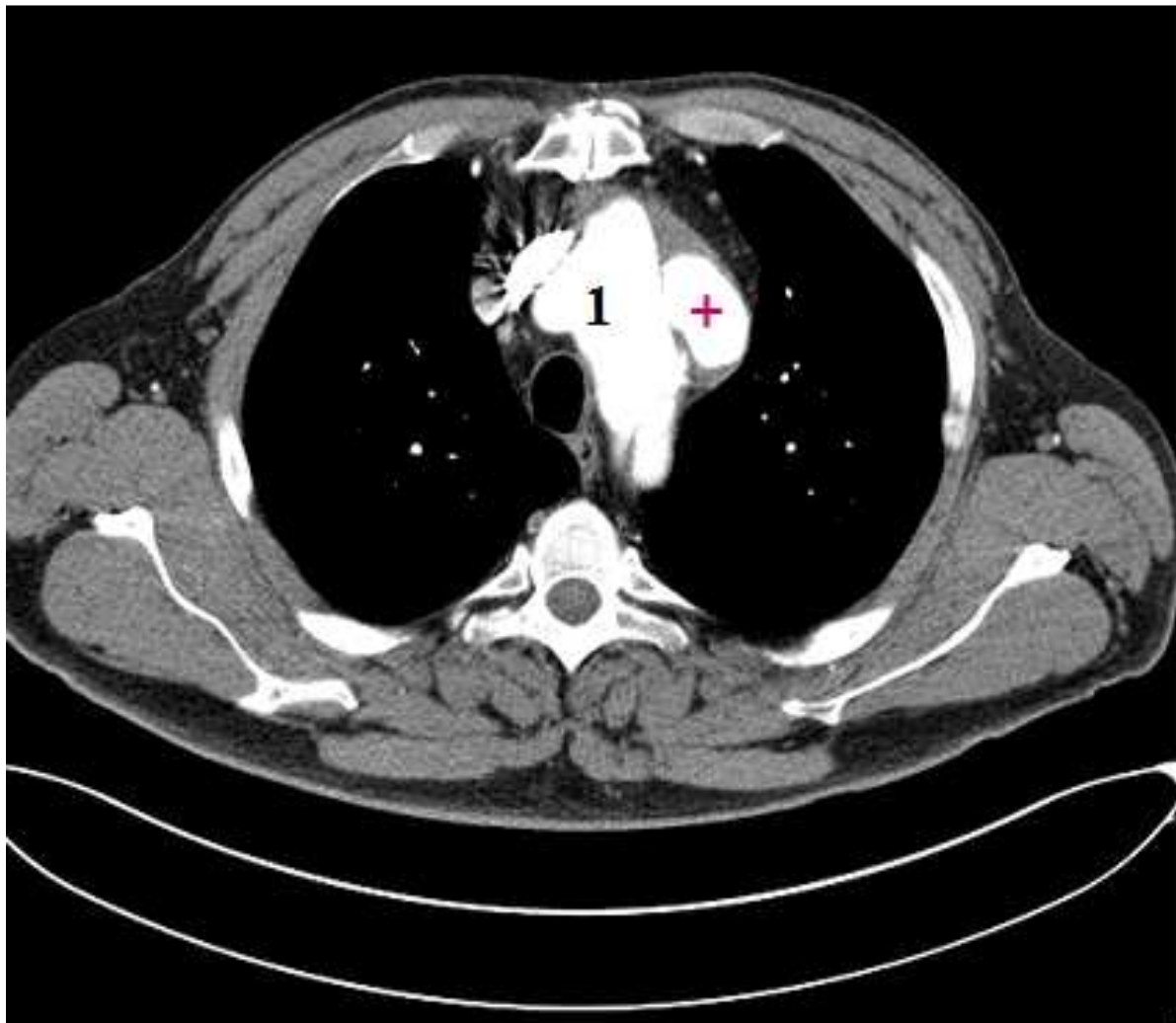


Abb. 28 Modellbeispiel 6: CT-Bild des Patienten mit Darstellung des Aortenbogens und des daraus entspringenden Aneurysmas.

Aufgrund der großen Perforationsgefahr bei einer wiederholten Re-Sternotomie wurde zum Verschluss des Entry in diesem Defekt ein interventioneller Katheterverschluss geplant. Jedoch handelt es sich hierbei um kein Standardverfahren und sowohl Katheter, als auch Verschluss-Device müssen extra für den Patienten angefertigt werden.

Die Indikationen zum Modellbau bei diesem Patienten sind zum einen die Device-Auswahl und zum anderen die präinterventionelle Planung.

Der Defekt und die Vorerkrankung des Patienten, Z. n. HIV-Infektion, bedingen eine sehr präzise, präoperative Planung, in die mehrere Teams aus verschiedenen Fachdisziplinen, wie Herzchirurgie, Kardiologie, Radiologie und Medizintechnik involviert sind.

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeine Ergebnisse

Es wurden insgesamt für sechs Patienten mit unterschiedlichsten kardiovaskulären Erkrankungen dreidimensionale Modelle mit der 3D-Printing-Technologie entwickelt. Die Modelle wurden bei fünf Patienten zur präoperativen Planung und intraoperativen Orientierung eingesetzt.

Zunächst konnte in meiner Arbeit gezeigt werden, dass die üblichen bildgebenden Methoden, wie CT, MRT und MR-Angiographie aus dem DICOM-Format eingelesen, mit der MeVisLab-Software bearbeitet und aus den Daten ein dreidimensionales Oberflächenmodell erstellt werden kann. Es ist uns gelungen, die bisweilen sehr komplexe Segmentierung der Daten in interdisziplinärer Zusammenarbeit mit Computerspezialisten durchzuführen.

Es gelang basierend auf dem dreidimensionalen virtuellen Modell mit dem 3D-Printing-Verfahren exakte Modelle herzustellen, die der realen Anatomie entsprachen. Weiterhin wurden die Modelle digital vermessen und mit dem jeweiligen Datensatz verglichen und erwiesen sich als geometrisch exakt. Anhand der Modelle war es möglich alle, für die Eingriffe wichtigen Strukturen eindeutig zu identifizieren. Wobei besonders relevante Strukturen bereits im Segmentierungsprozess farbig hervorgehoben werden konnten und dadurch am Modell leichter erkennbar waren. Des Weiteren war es für die intraoperative Orientierung wichtig die Modelle zu sterilisieren und damit intraoperativ anzuwenden.

Anhand der Modelle konnten den Patienten und ihren Angehörigen die Eingriffe verständlich erklärt werden und so die Kommunikation und die Therapieplanung vereinfacht werden. Die Modelle wurden außerdem erfolgreich in der Lehre zur Veranschaulichung komplexer kardialer Anatomie und zum besseren Verständnis herzchirurgischer Eingriffe angewandt.

3.2 Kinderherzchirurgie

3.2.1 Modell 1 (Kinderherzchirurgie)

Modell 1 stellt die kardiale Anatomie der 16-jährigen Patientin dar, die infolge einer retroösophageal verlaufenden A. subclavia und einer rechts deszendierenden Aorta, an Dysphagie und Dyspnoe leidet. Aufgrund dieser Beschwerden war eine operative Behandlung indiziert.

Um die komplexen anatomischen Verhältnisse besser darzustellen und dem Chirurgen einen besseren Überblick zu gewähren, fiel die Entscheidung, eine dreidimensionale Nachbildung der Lumina der Gefäße und des Herzens herzustellen.

Das Modell wurde, basierend auf den MR-Angiographie-Daten (Schichtdicken 0,1 bis 0,2 mm), mit der bereits beschriebenen 3D-Printing-Technologie im Institut für Mikrotechnologie und Medizingerätetechnik der TU München entwickelt.

In diesem neu entwickelten, dreidimensionalen Modell können die wichtigen Strukturen und ihr Verlauf klar dargestellt und einfach identifiziert werden.

In der ventralen Ansicht des Modells, Abb. 29 sieht man einen sagittalen Schnitt durch die beiden Herzkammern und Vorhöfe mit Augenmerk auf die herznahe vaskuläre Anatomie. Angeschnitten sind der linke Ventrikel [10], daneben liegend der linke Vorhof [11], der rechte Vorhof [12] und die rechtsventrikuläre Ausflussbahn [9], die in den Truncus pulmonalis [13] übergeht. Im Verlauf des Aortenbogens [4] erkennt man die Gefäßabgänge der A. carotis com. dextra [6], der A. carotis com. sin. [8] und der linken A. subclavia (A. lusoria) [1] aus dem Kommerell'schen Divertikel [2] entspringend. Im Vordergrund verläuft die V. brachiocephalica[7]. Jeweils seitlich sind die Aufzweigungen der Aa. pulmonales [5] angedeutet.

In Abb. 30 blickt man von dorsal auf die Aorta desc. [3], den Übergang zum Aortenbogen [4] und erhält eine deutliche Darstellung der genauen Lage des Kommerell'schen Divertikels und des weitergehenden Verlaufes der A. lusoria.

Man kann sich so die Lage der Strukturen zueinander deutlicher vor Augen führen und den optimalen operativen Zugangsweg wählen.

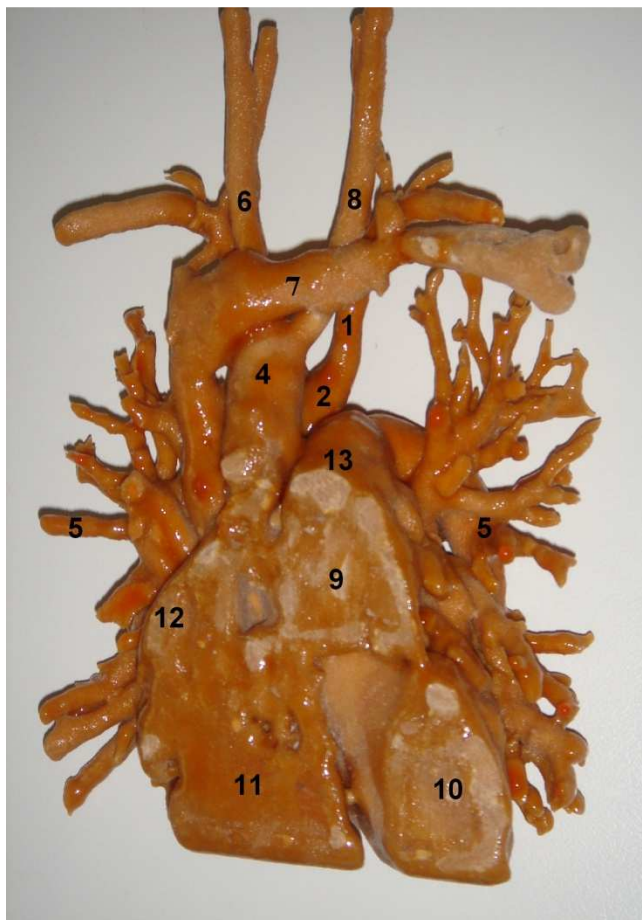


Abb. 29 Modell 1: 3D-Printing-Modell des kongenitalen Defekts (ventrale Ansicht).

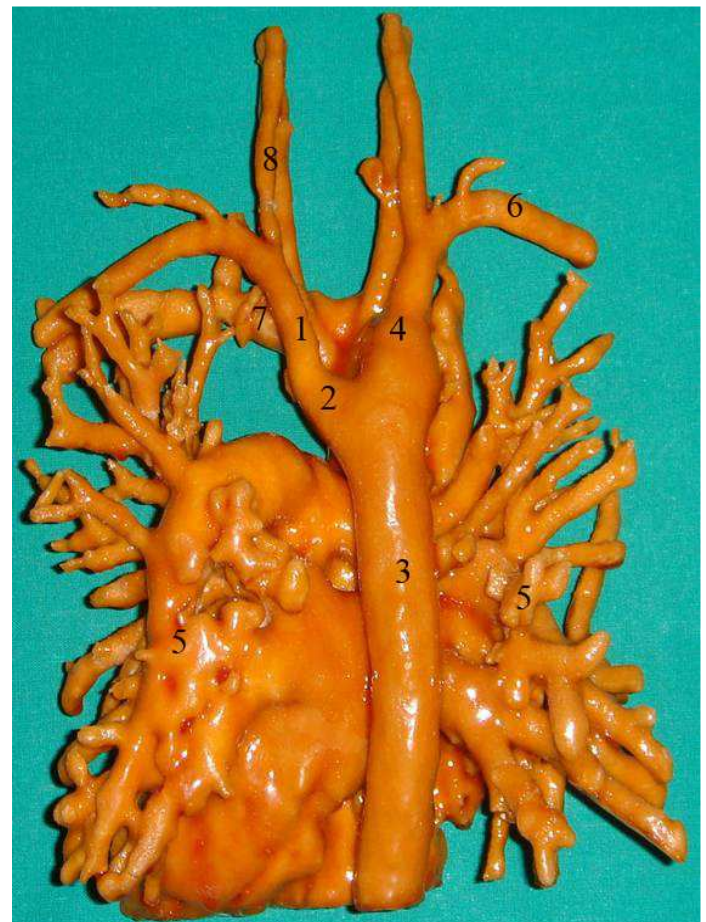


Abb. 30 Modell 1: 3D-Printing-Modell des kongenitalen Defekts (dorsale Ansicht).

Basierend auf diesem anatomischen Verständnis wurde das Vorgehen bei der Reoperation bestimmt.

Zur Unterstützung der intraoperativen Orientierung wurde das Modell sterilisiert und konnte so in den Operationssaal mitgenommen werden.

Bei der Patientin wurde eine posterolaterale Thorakotomie links durchgeführt und die fibrösen Stränge, die Speise- und Luftröhre umgaben, entfernt.

Die linke Arteria subclavia wurde End-zu-Seit mit der die linke Arteria carotis communis anastomosiert und Speise- und Luftröhre konnten mobilisiert werden.



Abb. 31 Modell1: Intraoperative Anwendung des Modells bei der Korrektur der A. lusoria.

Abb. 32 Übereinstimmung des Modells mit dem MRT-Datensatz

Anatomische Struktur	MRT (mm)	3D-Modell (mm)	Abweichung pro Längenmessung
Aorta asc.	20	19,5	0,5
Aorta desc., auf Höhe A. Pulmonalis	19	19	0
Aorta desc., Unterrand d. Divertikels	20	19,7	0,3
Aorta desc., Oberrand d. Divertikels	20	19,5	0,5
Aorta desc., Abgang d. A. lusoria	19	19,2	0,2
A. lusoria, Übergang von Divertikel zur A.	6	8	2
Max. Durchmesser d. Vorhof u. Ventrikel	12,65	12,6	0,05
Pulmoalart. Re.	6,7	7	0,3
A. brachiocephalica	9,9	9,5	0,4
Aortenbogen, Abgang d. Tr. brachioceph.	10,1	10	0,1
Aortenbogen, Abgang d. A. carotis com. re	12,4	12,5	0,1

Die vaskulären Strukturen des Modells stimmten zu 96,09 % \pm 4,7 mit den Messungen der MRT-Daten überein.

3.2.2 Modell 2 (Kinderherzchirurgie)

Dieses Modell dient der Darstellung eines kleinen subpulmonalen Ventrikelseptumdefektes bei Fallot'scher Tetralogie im Neugeborenenalter, um zu demonstrieren, dass kleine intrakardiale Strukturen ebenfalls mit der Methode dargestellt werden können.

Diese sind oft schwer lokalisierbar im intraoperativen, kardioplegischen Situs und können mit Hilfe des Modells anhand von anatomischen Leitstrukturen leichter identifiziert werden.

Am Modell konnte präoperativ die genaue Lokalisation des Defektes sondiert werden und die umgebenden Strukturen identifiziert werden:

Linker Ventrikel [1], Ventrikelseptum [2], rechter Ventrikel [3], Ventrikelseptumsdefekt [4].

Das Modell wurde sterilisiert und anschließend in den Operationssaal mitgenommen. Der Ventrikelseptumdefekt wurde in der üblichen Vorgehensweise mit einem Patch verschlossen und nachfolgend wurde eine Erweiterung der rechtsventrikulären Ausflussbahn durchgeführt.

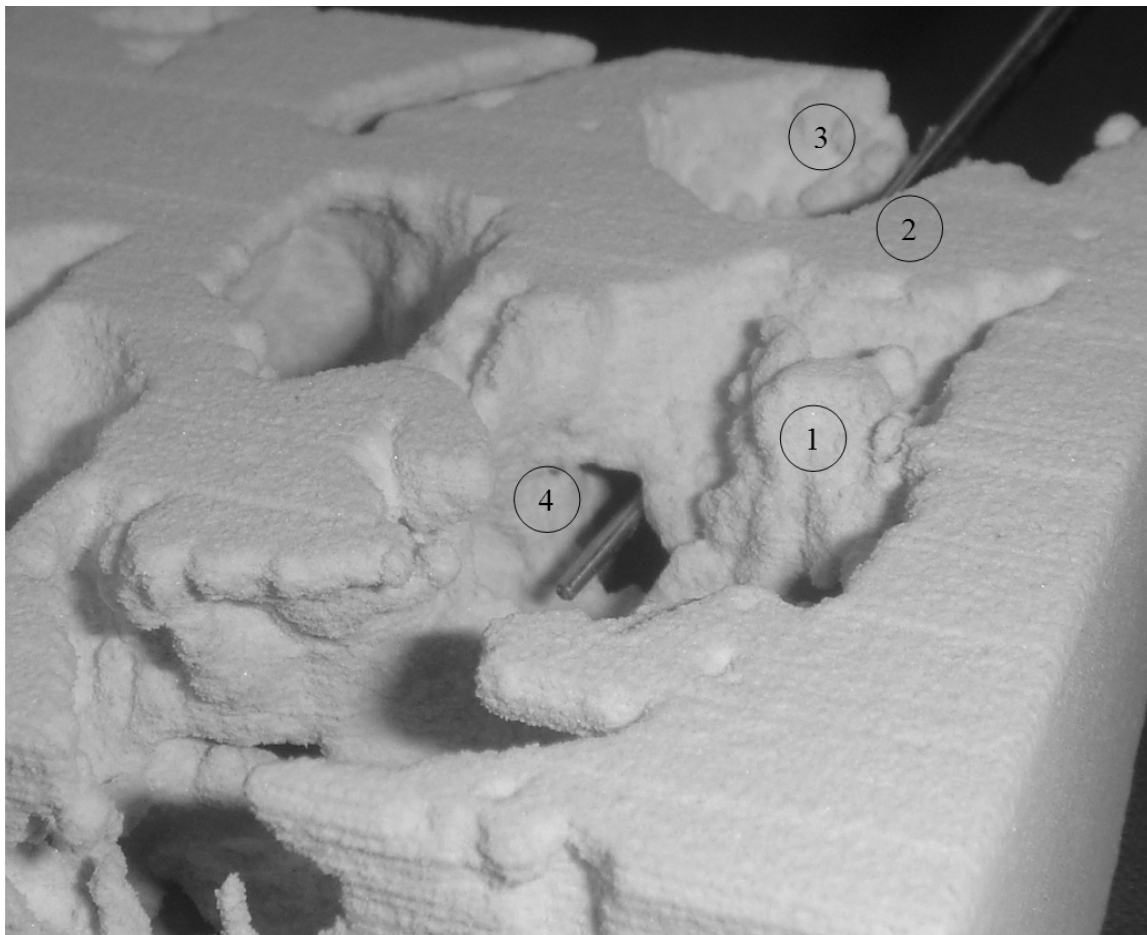


Abb. 1 Modell 2: 3D-Printing-Modell des intrakardialen Defekts.

Bei diesem Patienten wurde das Modell nicht ausgemessen und mit dem CT-Datensatz verglichen, da das Modell in starker Vergrößerung zur besseren Darstellung des sehr kleinen Defektes angefertigt worden ist. Zudem lassen sich die Strukturen in diesem Fall am Modell nur schwer, exakt im Durchmesser bestimmen, so dass sich keine aussagekräftigen Ergebnisse erstellen lassen.

3.2.3 Modell 3 (Herztransplantation bei Kindern mit univentrikulärem Herzen)

Patient 3, ein zweijähriger Junge mit hypoplastischem Linksherzsyndrom, wurde nach univentrikulärer Korrektur (Glenn-OP) für eine Herztransplantation gelistet. Der Patient litt unter einer hochgradigen AV-Klappeninsuffizienz, sowie ventrikulärem Versagen. Der Patient war zum Zeitpunkt der HTX bereits fünffach voroperiert

Wie bereits im Methodenteil dargelegt, bergen Herztransplantationen bei bereits mehrfach voroperierten Patienten mit einer so komplexen Anatomie, wie in diesem Fall, ein erhöhtes Risiko. Aus diesem Grund fiel die Entscheidung, mit der 3D-Printing-Technologie eine naturgetreue Nachbildung des Herzens zu erstellen.

Das Modell des Herz- und Gefäßlumens dieses Patienten stellt die für eine Herztransplantation wichtigen Strukturen wie den Ventrikel [1], die Aorta ascendens [2], den Aortenbogen, mit den Abgängen der Kopf-Hals-Gefäße [5, 6, 7] die Pulmonalarterien, die Glenn-Anastomose [3], die Vena brachiocephalica und die obere und untere Hohlvene dar

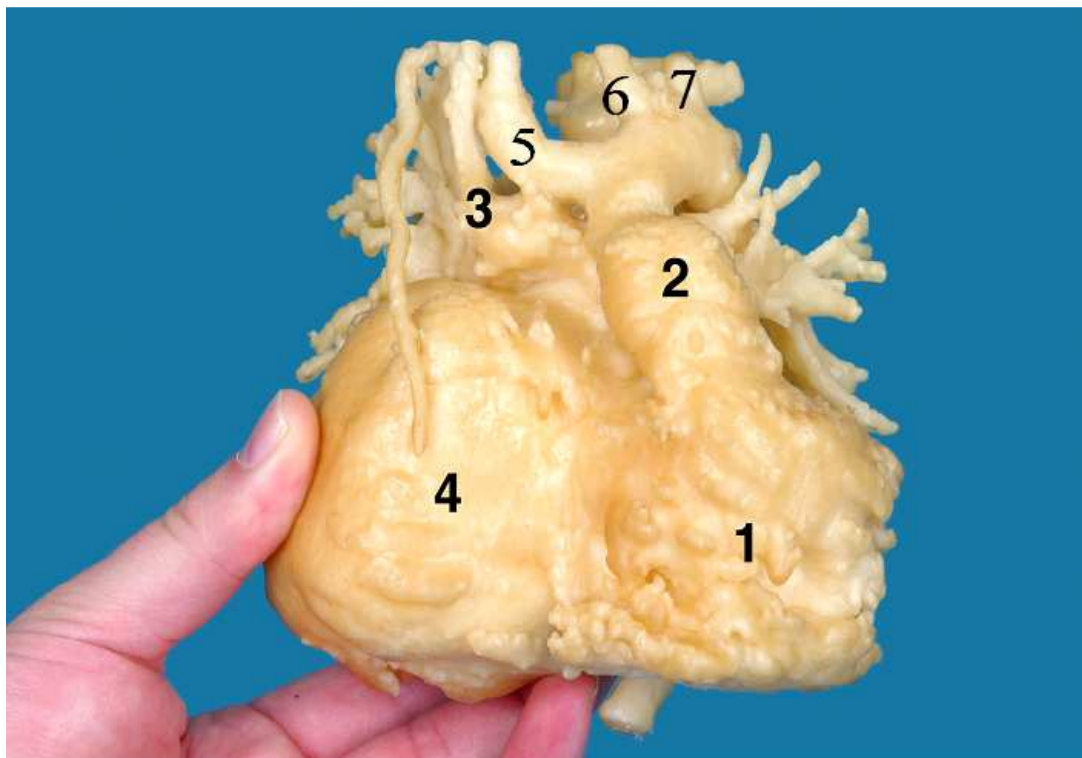


Abb. 34 Modell 3: 3D-Printing-Modell des univentrikulären Herzens von ventral: Ventrikel [1], Aorta asc. [2], Glenn-Anastomose [3], dilatierter rechter Vorhof [4].

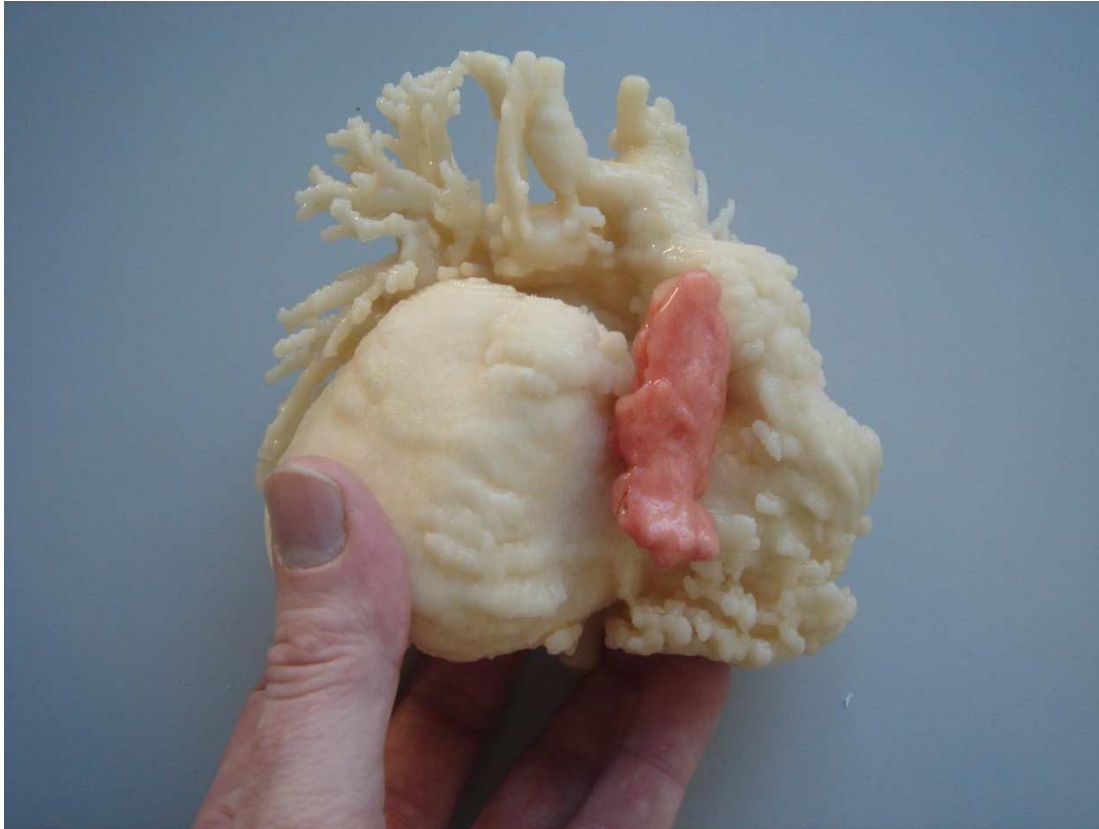


Abb. 2 Modell 3: 3D-Printing-Modell des univentrikulären Herzens von ventral. Rot hervorgehoben: Sternum.

Im zweiten Modell des Patienten wurde zur besseren Veranschaulichung, der sehr engen Beziehung des Ventrikels zur Rückseite des Sternums, dieses während der Segmentierung rot hervorgehoben.

Anhand von diesem Modell und der dadurch erreichten Anschaulichkeit der anatomischen Strukturen wurde die Herztransplantation als vierten Eingriff am Patienten geplant. Das Modell wurde sterilisiert und konnte zur Orientierung in den Operationssaal mitgenommen werden.



Abb. 3 Modell 3: Verwendung des Modells im Operationssaal.

Die Herztransplantation wurde erfolgreich durchgeführt und der Patient wies einen unauffälligen Verlauf im „follow-up“ auf.

Abb. 37 Übereinstimmung des Modells mit dem CT-Datensatz

Anatomische Struktur	CT (mm)	3D-Modell (mm)	Abweichung pro Längenmessung
Beginn d.Aorta asc.	17,8	18	0,2
Abgang d. A. brachiocephalica	9,6	10	0,4
Aorta desc., Höhe d. A. pulmonalis sin.	10,9	11	0,1
Aorta desc. am Übergang zum Zwerchfell	10,3	9,7	0,6
Max. Durchmesser re Vorhof	75,6	7,2	0,36

Das Modell wurde mit einer digitalen ausgemessen und mit dem CT-Datensatz verglichen. Die Übereinstimmung von dem Modell mit dem zugrundeliegenden CT beträgt $96,7\% \pm 5,1$.

3.2.4 Modell 4 (Herztransplantation bei Kindern mit univentrikulärem Herz)

Modell 4 stellt die kardiale Anatomie einer 14-jährigen Patientin mit Pulmonalatresie und hypoplastischem rechtem Ventrikel ohne Ventrikelseptumsdefekt nach Fontan-Komplettierung dar. Infolge einer schwerwiegenden Protein-Losing-Enteropathie wurde die Indikation zu Herztransplantation gestellt.

Aufgrund der mehrfachen Voroperationen (fünffach) erwartete man eine technisch aufwendige Transplantation und stellte daher eine naturgetreue, exakte Kopie des Herz- und Gefäßlumens her.

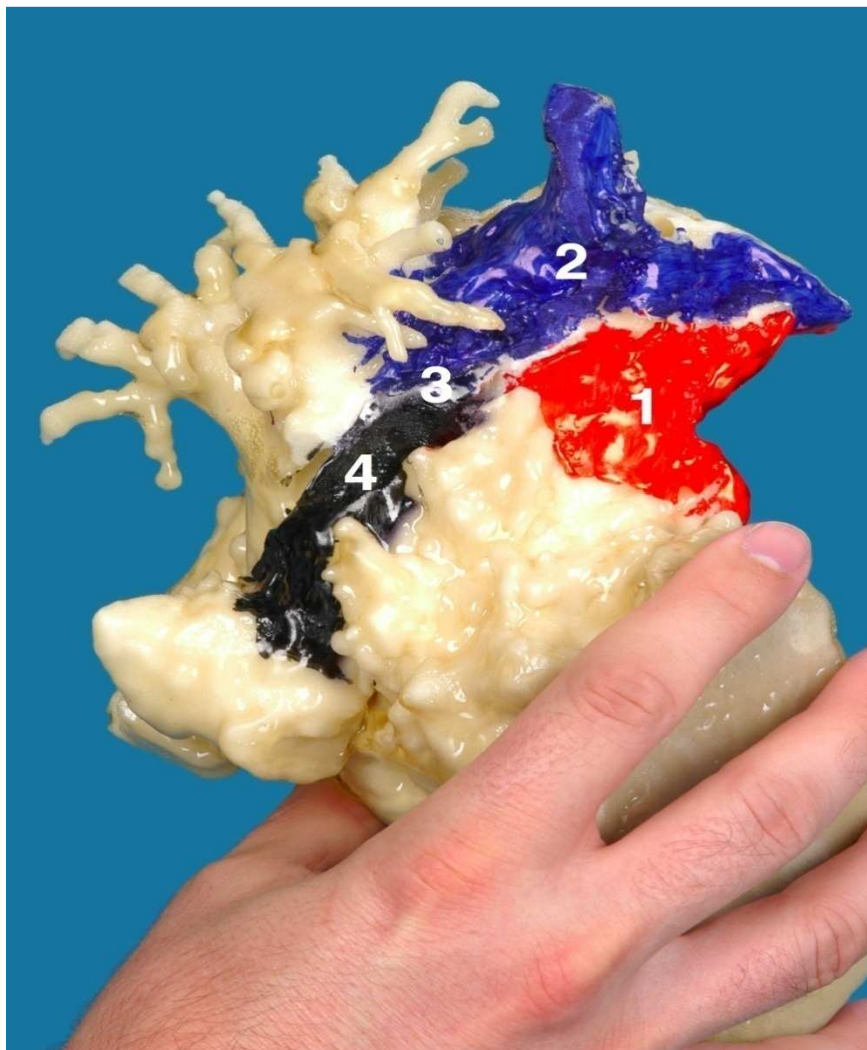


Abb. 38 Modell 4: 3D-Printing-Modell nach Fontan-Komplettierung: Aorta asc. [1], Vena cava superior [2], Glenn-Anastomose [3], extrakardialer Fontan (18 mm) [4]

Hier konnten alle für eine Transplantation wichtigen Strukturen dargestellt werden und ihre räumlichen Verhältnisse zueinander deutlich gemacht werden. Die Abbildung 38 zeigt die Aorta asc. [2, blau], Vena cava superior [1, rot], Glenn-Anastomose [3], extrakardialer Fontan (18 mm) [4, schwarz]. Das Modell konnte nachträglich manuell angefärbt werden um somit die relevanten Strukturen besser hervorzuheben.

Diese Strukturen sind sehr wichtig, da die Spenderaorta an die rekonstruierte Aorta des Empfängers anastomosiert werden muss.

Weiterhin muss der Fontan-Tunnel entfernt werden, damit die V. cava inferior angeschlossen werden kann und ebenfalls die Glenn-Anastomose durchtrennt werden, damit die V. cava sup. angeschlossen werden kann. Weiterhin gelingt es dann meist die Spender-Pulmonalarterie an die eröffnete (Glenn und Fontan) rechte Pulmonalarterie anzuschließen.

Bei dieser Umwandlung der univentrikulären Situation in eine weitgehende normale physiologische Anatomie sind die erworbenen, dreidimensionalen Eindrücke durch das Modell hilfreich

Die CT-Daten, auf denen das Modell basiert, konnten leider zur Messung der Übereinstimmung nicht herangezogen werden, da die Patientin, das von extern mitbrachte CT, wieder zurückerhielt und damit nicht mehr zur Verfügung stand.

3.3 Erwachsenenherzchirurgie

3.3.1 Modell 5 (Erwachsenenherzchirurgie)

Modell 5 wurde zur Darstellung der Gefäßverläufe bei einer 81-jährigen Patientin mit Zustand nach offener Koronararterien-Bypassoperation der RCA und RIVA bei bestehender Aortenklappenstenose hergestellt.

Der durchzuführende Aortenklappenersatz ist bei dieser Konstellation nicht unkompliziert, da eine Rekonstruktion die offenen Bypässe schonen und erschaffen muss.

Im Modell kann man den Verlauf der Bypässe genau verfolgen und die Adhäsion der Bypässe an der Rückseite des Sternums exakt lokalisieren und kontrolliert präparieren.

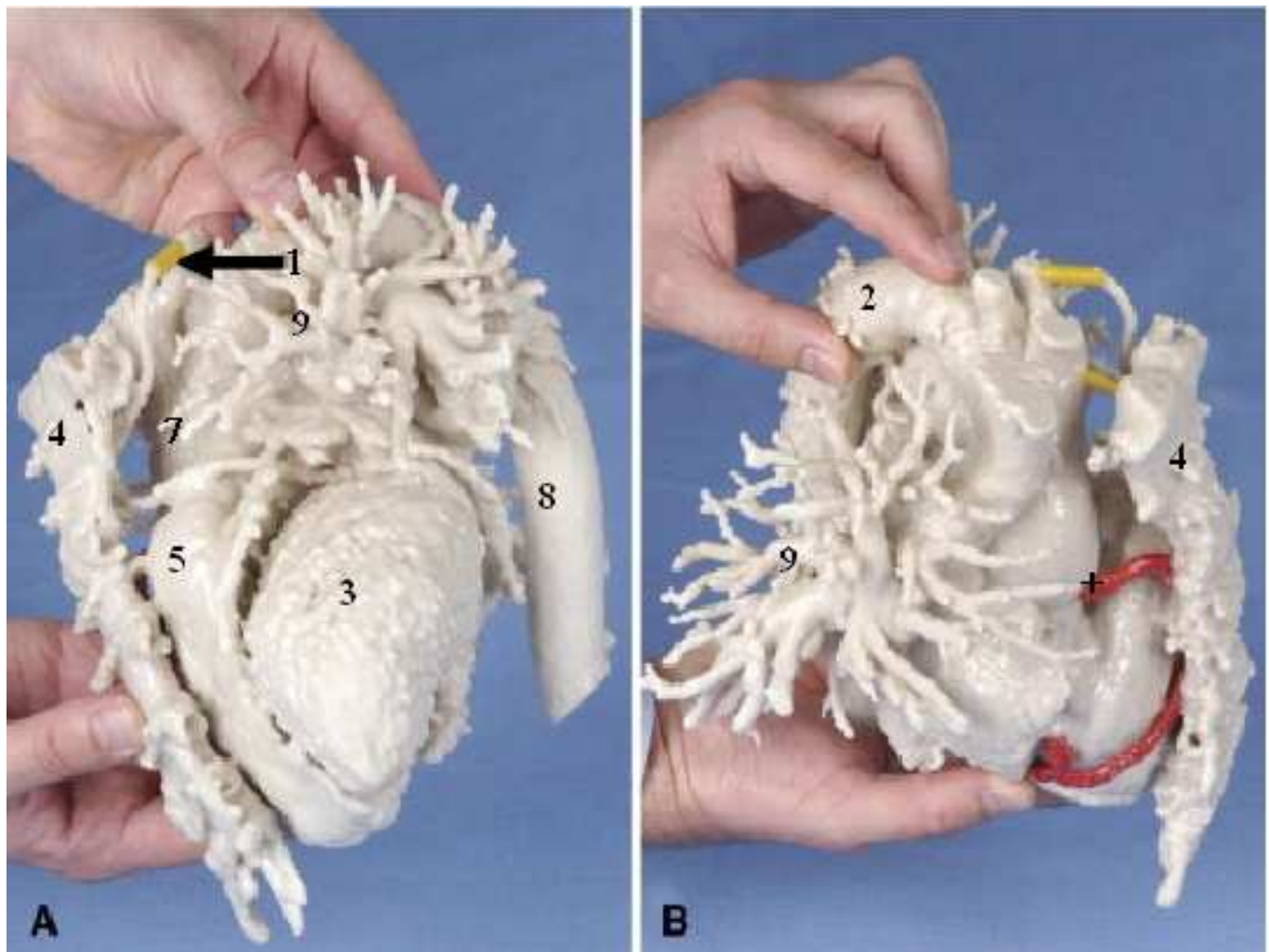


Abb. 39 Modell 5: (A) 3D-Printing-Modell des linken Brustwandarterienbypasses (Pfeil). (B) 3D-Printing-Modell des rechten Koronararterienbypasses (rot hervorgehoben) dorsal des Sternums, von rechts gesehen.

Im Modell wird sichtbar, wie vor allem der RIVA-Bypass [rot], mit einem Kreuz markiert, über eine weite Strecke an der Rückseite des Sternums [4] verläuft und diesem anhaftet. Auch der RCA-Bypass [1] läuft bogenförmig entlang des Sternums. Der Blick von links lateral (A) auf das Modell zeigt den linken Ventrikel [3], den rechten Ventrikel [5] und den Verlauf der Aorta asc. [7] und desc. [8]. In der Ansicht von rechts (B) sind besonders die Bypässe gut zu beurteilen. Zudem wird der Aortenbogen [2] dargestellt und die Pulmonalgefäße [9] sind angeschnitten.

Durch die im Modell verbesserte Darstellung konnte der optimale Zugangsweg ohne Gefährdung der Bypässe geplant werden und während der Operation wurden die Bypässe unter Zuhilfenahme des Modells vom Sternum freipräpariert, so dass anschließend der Aortenklappenersatz durchgeführt werden konnte.

Die Patientin konnte erfolgreich behandelt werden und die Bypässe zeigten in der postoperativen Kontrolle gute Flussparameter.

Abb. 40 Übereinstimmung des Modells mit dem CT-Datensatz

Anatomische Struktur	CT (mm)	3D-Modell (mm)	Abweichung pro Längenmessung
Aorta desc. prox.	26	26,2	0,2
Aorta desc. dist..	25	23,9	1,1
Aortenbogen dist.	26,5	26,5	0
Aorta asc., Abgang d. Bypasses	35	34,4	0,6
Truncus pulmonalis	22	22,5	0,5
Bypass RCA	4,5	4,9	0,4
A. pulmonalis li.	22	23,1	1,1
A. pulmonalis re.	20,5	21	0,5
Abstand re Ventrikel – Rückseite Sternum	1	3,5	2,5

Das Modell wurde mit dem CT-Datensatz verglichen. Die Übereinstimmung von dem Modell mit dem zugrundeliegenden CT beträgt $89,4\% \pm 30$.

3.4 Interventionelle Kardiologie

3.4.1 Modell 6 (Interventionelle Kardiologie)

Modell 6 dient dem interventionellen Verschluss eines Anastomosenlecks nach Aortenbogensersatz.

Insgesamt wurden zwei Modelle hergestellt, ein flexibles Modell aus Stärke und Elastomer zur Darstellung der Lumina des Aortenbogens und des Aneurysmas und ein starres Modell aus Gips und Polyurethan, das in der Mitte aufklappbar ist und so den Zugang zum Aneurysma darstellt (Abb. 41 und 42).

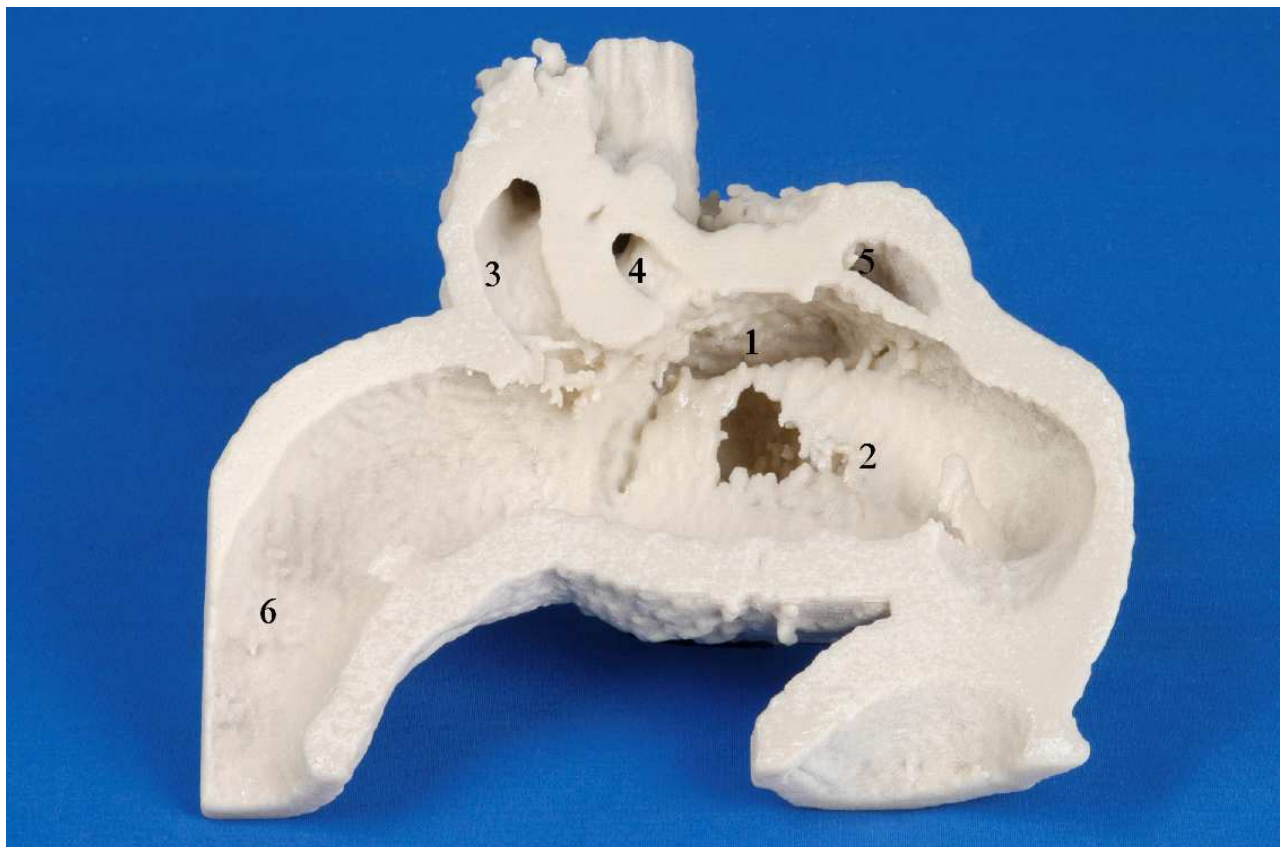


Abb. 41 Modell 6 Starres Modell zur Darstellung des Aortenlumens und des Entrys in das Aneurysma.



Abb. 42 Modell 6: Flexibles Modell des Aortenbogens und Aneurysmas.

Im aufklappbaren Modell blickt man in das Lumen des Aortenbogens [2], direkt auf den schlitzförmigen Eingang des Pseudoaneurysmas [1]. Unterhalb des Entrys ist eine weitere Öffnung zu erkennen, die aber lediglich ein Artefakt darstellt. Da beim 3D-Printing eine gewisse Dicke der Strukturen Voraussetzung für den Druckvorgang ist, konnte die extrem dünne Wand des Pseudoaneurysmas nicht vollständig dargestellt werden.

Im Modell wird die sehr enge Lagebeziehung des Aneurysmas zu den Kopf-Halsgefäßen deutlich: Der Eingang des Aneurysma liegt zwischen der A. carotis com. sin. [3], des Truncus brachiocephalicus [4] und der angeschnittenen Vena brachiocephalica [5]. Im Modell wird die Aorta-ascendens-Prothese und die Aorta desc. [6] mit dargestellt.

Im flexiblen Modell, Blick von außen auf den Aortenbogen [2], die Aorta asc. [3], den linken Ventrikel [4] und den distalen Aortenbogen. [4], kann man unter einfachen Bedingungen die genauen Dimensionen, Lage und Morphologie des Aneurysmas bestimmen, um so den Eingriff optimal zu planen. Des Weiteren kann auch in dieser Darstellungsweise die Beziehung der Kopf-Halsgefäße [6,7] zum Aneurysma verdeutlicht werden.

Aufgrund der in den Modellen gut sichtbaren, schwierigen anatomischen Situation war es uns unmöglich ein kommerziell hergestelltes Verschlussdevice zu verwenden.

Die Probleme lagen hier in Größe des Aneurysmas (4,5 x 4,3 x 2cm), dem schmalen, schlitzförmigen Eingang und der engen anatomischen Beziehung zu den Öffnungen der supraaortalen Gefäße. Ein normalerweise verwendetes Amplatz-Device würde aufgrund seiner runden Form die längliche Öffnung nicht komplett verschließen, ein größeres Device würde jedoch wiederum auch zum Teil die Öffnungen der supraaortalen Gefäße verlegen und ist aus diesem Grund nicht geeignet.

Das für den Patienten hergestellte Device, besteht analog zum Amplatz-Device aus Nitinol. Es wurde aus einem einzigen Draht angefertigt. Dank seiner Verformbarkeit und flexiblen Befestigung am Transportsystem, kann es sich einfach an den Defekt anpassen. Im Zentrum des Device ist ein Führungsdraht, durch einen feineren Draht am Device befestigt. Das Entfernen des zentralen Drahts löst das System aus.

Im Inneren des Verschluss-Device sind drei dünne Polyester-Membranen befestigt. Der 10 F-Katheter, durch den das Device eingebracht wird, ist von einem kürzeren 12 F-Katheter am Ende bedeckt um eine homöostatische Klappenfunktion zu erreichen. Das Verschlussdevice wurde von PFM (Köln)hergestellt.

Dieses System konnte präinterventionell ausführlich am Modell auf seine Funktionalität und Passgenauigkeit getestet werden (43 A, B). In der ersten Abbildung ist das Device vollständig entfaltet vor dem Eingang in das Pseudoaneurysma zu sehen.

Anschließend wurde das Device wieder im Katheter versenkt und das Aneurysma konnte probeweise sondiert werden. Bereits am Modell lässt sich erkennen, dass das System über eine große Flexibilität verfügt und das Device gut in durch die Öffnung in das Aneurysma einführbar ist (Abb. 43B)

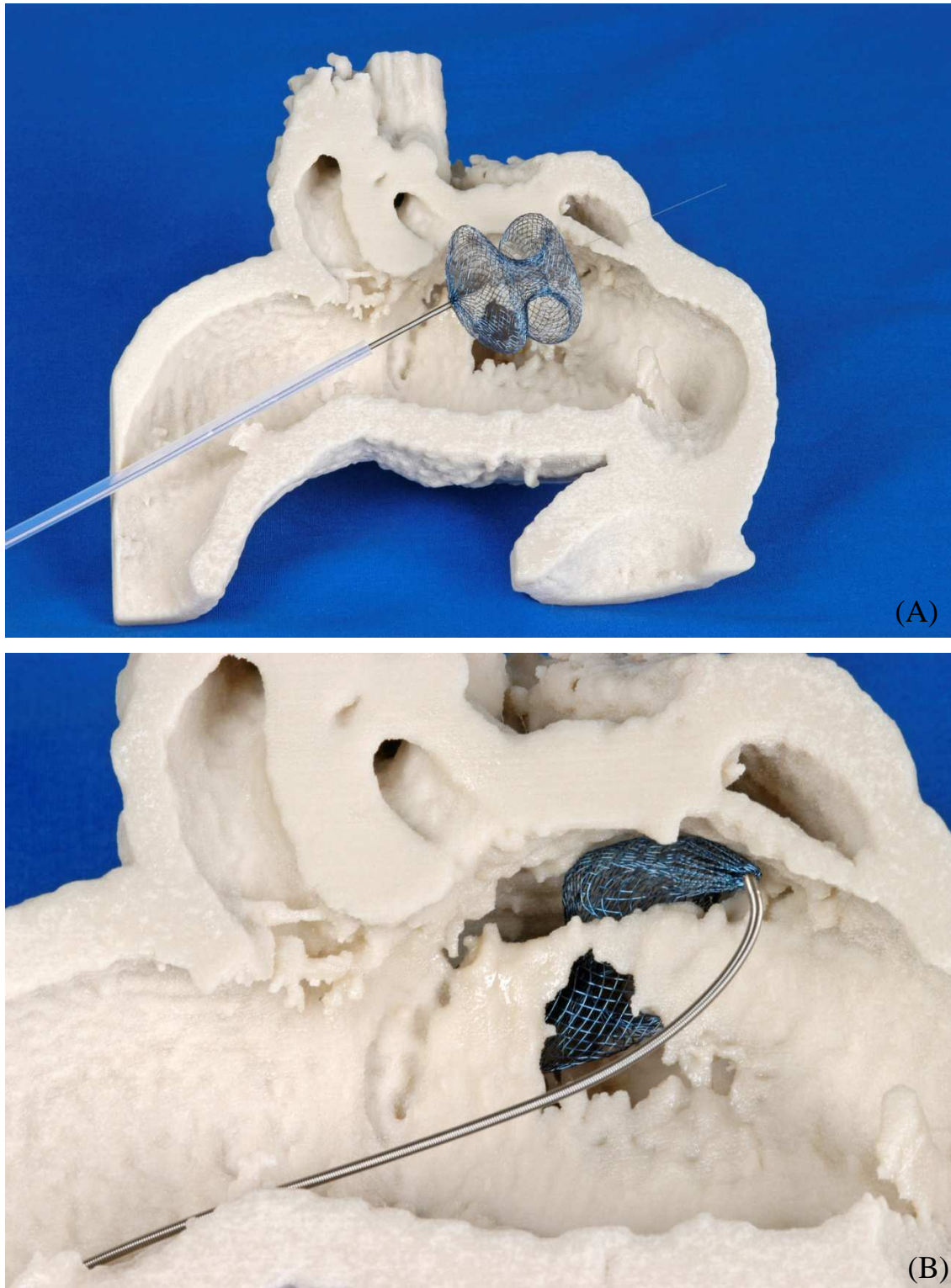


Abb. 43 Modell 6: (A, B) Starres Modell des Aortenbogens und maßgeschneidertes Verschluss-Device, präoperative Planung des Eingriffes.

Die Modelle konnten sterilisiert und mit in das Herzkatheter-Labor zur besseren Orientierung während des Eingriffes genommen werden.

Die rechte Femoralarterie wurde mit einer 10-French-Kanüle punktiert.

Mit einem Pigtail-Katheter wurden mehrere Angiogramme durchgeführt um die Öffnung des Pseudoaneurysmas besser darzustellen. Das Aneurysma wurde anschließend mit einem 6-F-Judkins-Katheter von transfemorale rechts sondiert und ein J-förmiger langer Draht wurde im Aneurysma platziert. Anschließend konnte der 6 F-Judkins-Katheter gegen eine 10 F-Katheter ausgetauscht werden, welcher vorsichtig am distalen Ende des Aneurysmas positioniert wurde. Das Verschlussdevice wurde eingefädelt, zur Spitze des Katheters vorgeschoben und von distal nach proximal im Aneurysma in Position gebracht.

Das nachfolgende Kontroll-Angiogramm zeigte einen beinahe perfekten Sitz des Devices im Aneurysma und am Entry des Aneurysmas.

Drei Monate später in der Kontroll-CT stellte sich ein vollständig thrombosiertes Aneurysma (rotes Kreuz) bei normaler KM-Anreicherung des Aortenbogens [1] dar (Abb. 44).

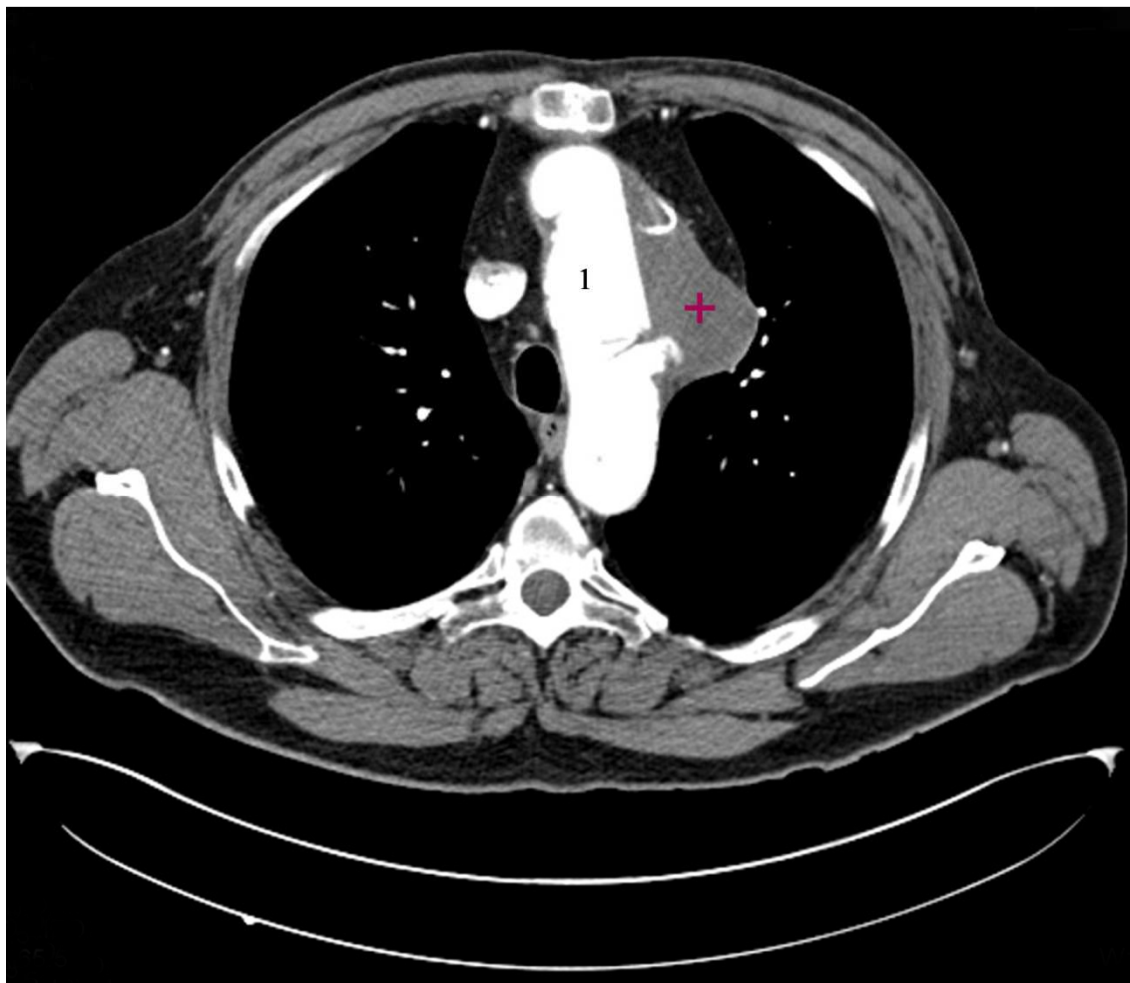


Abb. 44 Modell 6: Kontroll-CT 3 Monate postoperativ, vollständige Thrombosierung des Aneurysmas

Leider haben sich im Verlauf weitere falsche Aneurysmata gebildet und der Patient musste nochmals konventionell operiert werden.

Abb. 45 Modell 6: Übereinstimmung des Modells mit dem CT-Datensatz

Anatomische Struktur	CT (in mm)	3D-Modell (mm)	Abweichung pro Längenmessung
Aorta asc.	32	31	1
Aortenbogen	34	36	2
Entry des Aneurysma	38	37	1
Pseudoaneurysma	43/45/20	42/47/21	1/2/1
Truncus brachiocephalicus	17	16	1
A. carotis sin.	11	10,5	0,5
A. carotis dx.	9,4	9	0,6
Aorta desc.	33	31	1

Das Modell wurde digital ausgemessen und anschließend mit dem CT-Datensatz verglichen. Die Übereinstimmung von dem Modell mit dem zugrundeliegenden CT beträgt $96,26\% \pm 3,8$.

3.5 Übereinstimmung der bildgebenden Verfahren mit den 3D-Modellen

Bei allen verwendeten CT-, MRT- und MR-Angiographie-Datensätzen wurden in definierten Regionen die Gefäßdurchmesser mit Hilfe der CT-bzw. MRT- eigenen Software gemessen.

Die Gefäßdurchmesser der entsprechenden Region am Modell wurden mit einer digitalen Schieblehre vermessen.

Die zu messenden Strukturen wurden zuvor exakt definiert und klar identifiziert.

Schwerpunkt der Messungen waren die folgenden vaskulären Strukturen:

Aorta ascendens, Aortenbogen, Aorta descendens, Kommerell'sches Divertikel, Arteria lusoria, Arteria pulmonalis dextra et sinistra, Vorhöfe, Ventrikel und gesamter Herzdurchmesser.

Die Abweichung zwischen Modellen und CT-Daten wurden prozentual erhoben und als Mittelwert \pm Standardabweichung angegeben. Dabei ergab sich eine Übereinstimmung der Modelle mit den verwendeten bildgebenden Verfahren von $94,5\% \pm 21\%$.

3.6 Übersicht der erstellten Modelle

	Diagnose	Alter	OP-Indikation	OP	Diagnostik	Modell-Indikation
Modell 1	Rechts deszendierende Aorta, A. lusoria, Komerell'sches Divertikel	16 J.	Dysphagie, Dyspnoe	Re-OP: Implantation d. A. Subclavia in die A. carotis com. Sin., Mobilisation von Ösophagus und Trachea	Echo, MR-Angio, Bronchoskopie	Re-OP bei komplexer Anatomie
Modell 2	Fallot'sche Tetralogie	3 M.	Kardiale Dekompensation	Korrektur: VSD- Verschluss, Erweiterung der Ausflussbahn des re. Ventrikels	Echo, CT	Frühkorrektur bei Fallot'scher Tetralogie, klare Identifikation des Defekts
Modell 3	Hypoplastisches Linksherz- Syndrom	2 J.	Verschlechterung d. ventrikulären Funktion; AV- Klappen-Insuffizienz	HTX	Echo CT	HTX als 4. Eingriff bei komplexer Anatomie
Modell 4	Protein-Losing Enteropathie; Z.n. Fontan	14 J.	PLE		Echo MRT	Geplante HTX als 6. Eingriff bei komplexer Anatomie
Modell 5	Aortenstenose	81 J.	Aortenstenose nach Koronararterien Bypass mit offenem Bypass	Aortenklappen- ersatz (Re-OP)	Echo Herzkatheter CT	Aortenklappenersatz bei offenen Bypässen; Identifikation der Lokalisation vor Re- Sternotomie
Modell 6	Z.n. Typ A Dissektion , aktuell gedeckte Perforation der Aortenbogen- prothese, HIV	55 J.	Gedeckte Perforation der Prothese nach Typ A-Dissektion	Katheter- verschluss	TEE CT	Präinterventionelle Planung, Device- Auswahl, ungewöhnlicher Defekt für Interventionen

4 Diskussion

Eine entscheidende Voraussetzung zur Diagnose eines großen Anteils von Erkrankungen ist eine korrekte bildgebende Diagnostik.

Heutzutage existieren hervorragende bildgebende Möglichkeiten, um die unterschiedlichen diagnostischen Anforderungen in den einzelnen Fachdisziplinen zu erfüllen.

Mit der Entwicklung der Mehrschicht-Spiral-CT lassen sich hochqualitative Schnittbilder erzeugen, aus denen zwei- und dreidimensionale Rekonstruktionen erstellt werden können.

Im Bereich der Herzchirurgie haben sich unter anderem Röntgen, CT, MRT, Echokardiographie und Angiographie im Alltag etabliert.

Die angewandten Technologien sind alle zusammen meist ausreichend, um zuverlässig eine kardiovaskuläre Erkrankung zu diagnostizieren und einen chirurgischen Eingriff zu planen.

Allerdings haben alle Methoden gemeinsam, dass sie entweder am Monitor, auf Folien oder zweidimensional auf Papier dargestellt werden und ein hohes Maß an Fachwissen und Erfahrung notwendig ist, um die Bilder zu verstehen, zu interpretieren und schließlich die optimale Therapie zu planen.

Weiterhin ist häufig lediglich die Darstellung einer bestimmten Schicht und damit nur eine begrenzte Region eines Organs möglich. Damit können diese Bilder meist nur mit entsprechender medizinischer Sachkenntnis erkannt und dementsprechend interpretiert werden, sie können nur visuell erfasst werden und bieten keine Möglichkeit der haptischen Wahrnehmung.

Um diese Nachteile zu überwinden, hat man begonnen, die zu beurteilenden anatomischen Strukturen als dreidimensionale Modelle darzustellen.

Marsh et al und Vannier et al. stellten 1983, ausgehend von CT-Schichtdaten, ein Organmodell aus entsprechend zugeschnittenen Aluminiumscheiben her.^{50 51}

Bereits zwei Jahre später konnte mit einer computergesteuerten mechanischen Fräsmaschine ein dimensionsgetreues Schädelmodell aus einem Styroporblock zur Operationsplanung in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie angefertigt werden.⁹

Durch ständige Entwicklung der bildgebenden Verfahren und der Computertechnologie wurde die Herstellung von Modellen für die Industrie und die medizinische Anwendung möglich. Hier haben sich parallel verschiedene Verfahren etabliert: z.B. Stereolithographie, Fused Deposition Modeling, Selective Laser Sintering und 3D-Printing.

Die ersten Anwendungen fanden sich in Fachbereichen, bei denen die anatomischen Grenzen klar voneinander zu unterscheiden waren und sich z.B. Knochen vom umgebenden Gewebe

abgegrenzt. Hier waren vor allem Fächer wie z.B. Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie³, plastische Chirurgie⁵², Orthopädie² und Neurochirurgie¹ richtungsweisend.

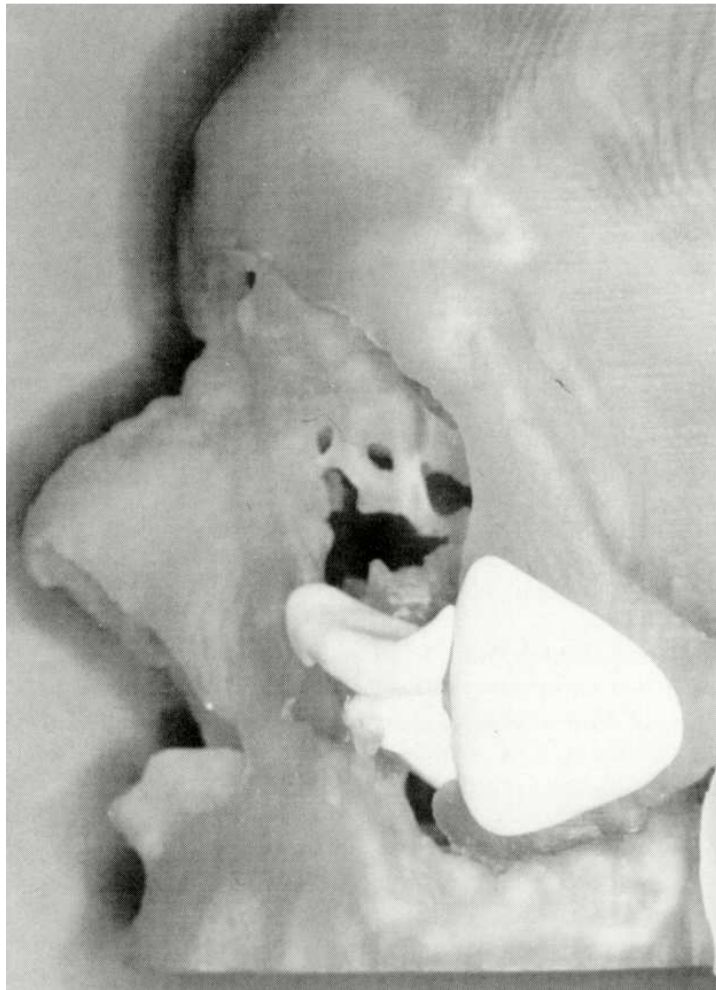


Abb. 46 Plastische Rekonstruktion der infraorbitalen Begrenzung und des Os zygomaticus nach Fraktur d. Os zygomaticus und Dystopie d. linken Bulbus.

(Quelle: Hoffmann J, Cornelius CP, Groten M, Pröbster L, Pfannenberg C, Schwenzer N. Orbital reconstruction with individually copy-milled ceramic implants. *Plast Reconstr Surg.* 1998 Mar; 101(3):604-12)

Ein weiterer Grund warum diese Fachdisziplinen anatomische Strukturen dreidimensional aufbereitet und daraus Modelle geschaffen haben, war, dass hier teilweise große knöcherne Defekte rekonstruiert werden müssen. In dieser Situation sind 3D-Modelle hilfreich für die operative Planung, die Implantatherstellung und den operativen Eingriff.

Darüber hinaus wurde bereits eine Vielzahl unterschiedlicher Indikationen realisiert und die Methode hat sich für bestimmte Fragestellungen in diesen Fachdisziplinen etabliert. Heutzutage gibt es jedoch immer noch vereinzelt Situationen, in denen der Gebrauch

dreidimensionaler, lebensechter Modelle hilfreich zur präoperativen Planung und zur intraoperativen Orientierung sein könnte.

Mit der Weiterentwicklung von Bildgebung, Computertechnologie und 3D-Bildbearbeitungsprogrammen können seit einigen Jahren auch Gefäße und Weichteilgewebe dargestellt werden. Durch diesen Fortschritt haben sich neue Anwendungsmöglichkeiten des Rapid Prototyping-Verfahrens ergeben und die Technik wird zur Darstellung von Organen, vaskulären und kardialen Strukturen in der Gefäß-, Herz- und Viszeralchirurgie vereinzelt verwendet.

Die ersten, mittels Rapid Prototyping hergestellten Modelle der kardialen Anatomie, die in der Literatur beschrieben sind, wurden zur Verbesserung der präoperativen Planung und intraoperativen Orientierung bei Patienten mit kongenitalen Herzfehlbildungen entwickelt. Ngnan et al. beschrieben die Methode bei pädiatrischen Patienten mit Pulmonalatresie, VSD und großen aortopulmonalen Kollateralarterien.⁴⁰ Diese anatomische Konstellation stellt in der Kinderherzchirurgie eine größere Herausforderung dar, da MAPCAs leicht verletzt werden können und zu großen perioperativen Problemen führen können. Weiterhin ist die genaue Lage wichtig um gegebenenfalls eine Unifokalisation anzustreben. In diesen Fällen können die Modelle äußerst hilfreich sein und entscheidend zum Erfolg der Operation beitragen.

Eine parallel dazu entstandene Forschungsarbeit zeigt eine weitere Anwendungsmöglichkeit der Modelle auf: die Entwicklung der Pedipump, eines ventrikulären Assist Device für Neugeborene. Die Implantation von Assist Devices bei Säuglingen und Kleinkindern ist technisch anspruchsvoll, da zum Einen die Gefäßlumina sehr klein sind und die Gefäße, während der Kanülierung rupturieren können und zum Anderen die Brusthöhle wenig Platz bietet für ein intrathorakales Assist Device. Die PediPump hat einen max. Durchmesser von 7 mm und verfügt über sehr schmale Kanülen und passt sich damit der speziellen Anatomie von Säuglingen und Kleinkindern an. Anhand von 3D-Modellen wird die Passform und verschiedene Kanülierungsstrategien getestet.⁵³

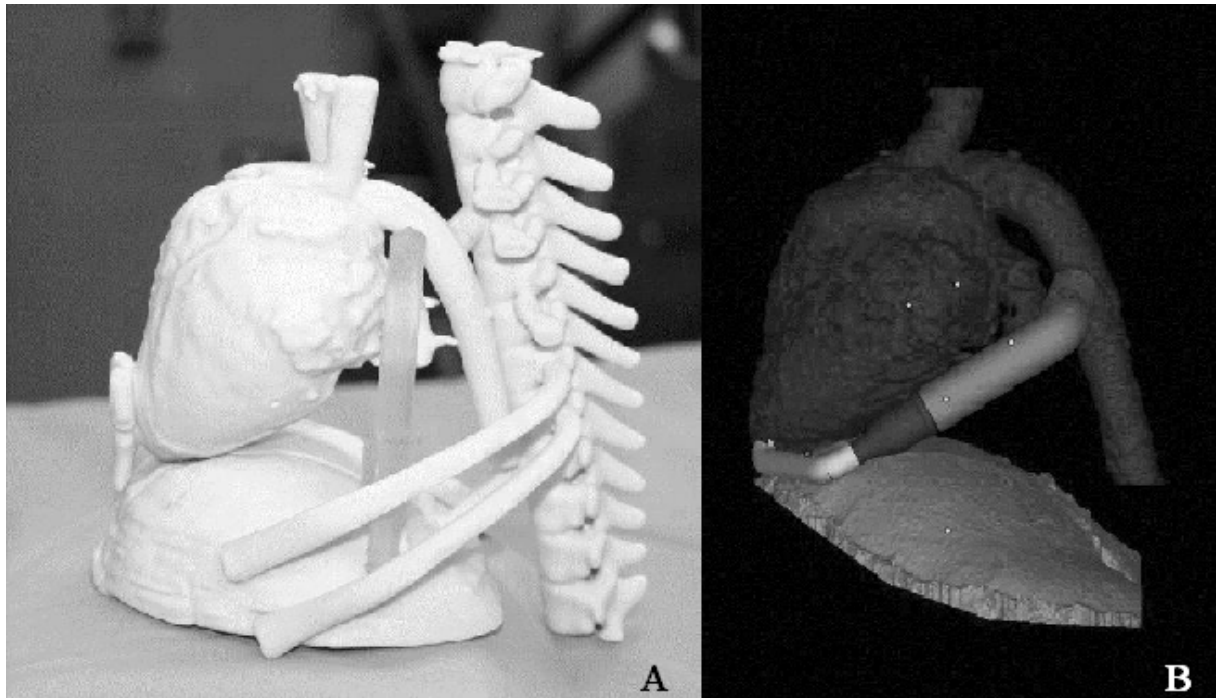


Abb. 47 (A) RP-Modell der Lamm-Anatomie und der PediPump.(B)Bestimmung der geeigneten Kanülierungslänge, -breite und Konfiguration am 3D-Modell im Tierversuch.

(Noecker AM, Cingoz F, Ootaki Y, Liu J, Kuzmiak S, Kopcak MW, Fuakamachi K, Duncan BW. The Cleveland Clinic Pedi Pump: anatomic modelling and virtual fitting studies in a lamb model. ASAIO J 2007 Nov-Dec:53(6):716-9)

Zudem wurde die Anwendung von Rapid Prototyping Modellen für die Operationsplanung bei ventrikulären Aneurysmata und primären malignen Herztumoren beschrieben.⁴¹

Weiterhin wurden die Anwendungsmöglichkeiten auf die herzchirurgische Forschung erweitert und es konnten entsprechende Organmodelle für das Tissue Engineering von kardiovaskulären Geweben mittels RP hergestellt werden. Diese Modelle dienen dazu eine exakte funktionelle Anatomie (z.B. Herzklappen) oder Gefäßprothesen herzustellen.

Diese biologisch abbaubare, biokompatible und physiologisch geformte Gerüste für das Tissue Engineering von Herzklappen hergestellt werden, die eine neue Möglichkeit bei der Rekonstruktion von Herzklappen bieten.^{54 55}



Abb. 48 Herzklappenkonstrukt aus porösem Poly-4-Hydroxybutyrat basierend auf dem Stereolithographieverfahren

(Sodian R, Lueders C, Kraemer L, Kuebler W, Shakibaei M, Reichart B, Daebritz S, Hetzer R. Tissue engineering of autologous human heart valves using cryopreserved vascular umbilical cord cells. *Ann Thorac Surg.* 2006 Jun;81(6):2207-16.)

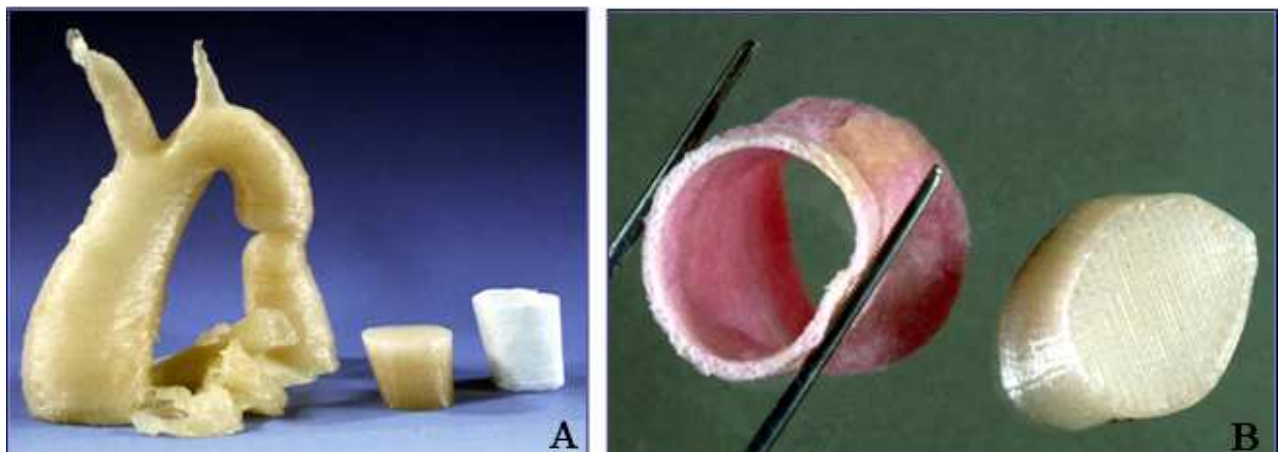


Abb. 49(A) Stereolithographiemodell d. Aortenbogens mit Isthmusstenose und dem dazu rekonstruierten vaskulären Segment zur Überbrückung d. Stenose. (B) Gefäßprothese basierend auf dem Stereolithographiemodell.

Sodian R, Fu P, Lueders C, Szymanski D, Fritsche C, Gutberlet M, Hoerstrup SP, Hausmann H, Lueth T, Hetzer R. Tissue engineering of vascular conduits: fabrication of custom-made scaffolds using rapid prototyping techniques. *Thorac Cardiovasc Surg.* 2005 Jun;53(3):144-9.

In der vorliegenden Dr.-Arbeit wurden plastische Modelle mit unterschiedlichen Indikationsstellungen in der Herzchirurgie entwickelt. Die Schwerpunkte lagen in der Etablierung der Methode für spezielle anatomische Voraussetzungen in der Kinderherzchirurgie, Transplantationschirurgie, Erwachsenenherzchirurgie und interventionellen Kardiologie.

In der Kinderherzchirurgie sind die chirurgische Planung und die operative Durchführung der Eingriffe oft sehr komplex und stellen eine Herausforderung für das behandelnde Team dar. Insbesondere in Fällen mit komplizierten Gefäßverläufen und Reoperationen wird die intraoperative Orientierung durch Narbenbildung und Verwachsungen erschwert.

Es ist daher häufig nicht einfach, die anatomischen Strukturen klar zu identifizieren und Dimensionen genau abzuschätzen.

Um diese Herausforderungen besser zu bewältigen, entwickelten wir in zwei Fällen mit dem 3D-Printing-Verfahren dreidimensionale Modelle der kardialen Anatomie dieser Patienten.

Die Indikation für das erste Modell stellte die Korrektur einer retroösophageal verlaufenden, symptomatischen A. subclavia (A. lusoria) bei rechts deszendierender Aorta dar. Das Modell wurde basierend auf MR-Angiographie-Daten erstellt.

Die Arteria lusoria wird mit einer Inzidenz von 1 bis 2 % als die häufigste intrathorakale Anomalie der Aorta beschrieben und ist häufig mit Dysphagie assoziiert.^{56 57} Die aktuell verwendete Diagnostik zur Detektion einer solchen Anomalie, wie CT und MR-Angiographie, liefert eine zuverlässige Diagnosestellung und ermöglicht eine einigermaßen genaue präoperative Planung.^{58 59}

Die erfolgreiche chirurgische Behandlung der Dysphagia lusoria wurde bereits 1946 von Gross beschrieben.⁶⁰ Heutzutage werden verschiedene chirurgische Vorgehensweisen beschrieben, die bei jedem Patienten individuell angepasst werden sollten.

Meist entspringt die Arteria lusoria aus einem Aortenbogendivertikel der proximalen Aorta descendens, erstmals von Kommerell beschrieben.⁶¹ Diese anatomische Situation macht einen proximalen Verschluss durch eine einfache Ligatur der Arterie an ihrem Ursprung schwierig. Es wurden daher, gemäß der vorliegenden vaskulären Anatomie, verschiedene Operationstechniken mit einem proximalen Verschluss der A. lusoria, in Kombination mit einer Transposition der Arterie beschrieben. Als mögliche Zugangswege dienten der zervikale Zugang, die mediane Sternotomie oder eine links- bzw. rechtsseitige Thorakotomie. In

einigen Fällen war das Abklemmen der Aorta, mit und ohne kardiopulmonalen Bypass notwendig.^{62 63 64}

In unserem beschriebenen Fall wurde bereits der Ductus durchtrennt und damit der Ring, welcher die Dysphagie hervorruft, geöffnet und auf diese Weise die Kompression auf Trachea und Ösophagus gelöst. Allerdings hat sich durch Verwachsungen und Narbenbildung schnell ein Rezidiv gebildet und die einzige Korrekturmöglichkeit war die Durchtrennung der A. lusoria und anschließende Anastomosierung in die A. carotis sinistra über eine anterolaterale Thorakotomie.

Hierbei ist der Eingriff einerseits durch massive Verwachsungen erschwert und andererseits sind die Abstände und Dimensionen der Umanastomosierung der A. lusoria unklar. In dieser Situation haben wir uns entschieden ein 3D-Modell zur besseren Verdeutlichung der Anatomie und intraoperativen Orientierung herzustellen.

Das Modell kann während der Operation in Hand genommen werden und Strukturen im Situs können anhand des Modells identifiziert und frei präpariert werden (siehe Abb. 31). Hier war, ein dreidimensionales Modell eine Hilfestellung bei der Wahl der geeigneten Operationstechnik, besonders bei Verfahren, die nicht routinemäßig durchgeführt werden und bei denen die Operationsmethode stark von der vorhandenen Anatomie abhängt. Weiterhin konnte mit dem Modell in hervorragender Weise die problematische Anatomie mit der Patientin und ihren Eltern besprochen werden.

Das zweite Modell, das für einen pädiatrischen Patienten angefertigt wurde, diente dem Verschluss eines subpulmonalen Ventrikelseptumdefektes bei Fallotscher Tetralogie (prim. Korrektur im Neugeborenenalter).

Bei 3,5 % aller Kinder, die mit einem angeborenen Herzfehler zur Welt kommen, wird Fallot'sche Tetralogie diagnostiziert.⁶⁵ Eine elektive Korrektur sollte im Alter zwischen drei und sechs Monaten durchgeführt werden, da der postoperative Verlauf bei Säuglingen unter drei Monaten erschwert und häufig eine längere intensivmedizinische Behandlung nötig ist.⁶⁶ Eine verzögerte Korrektur resultiert wiederum in einer schlechteren linksventrikulären Funktion und gehäuft auftretenden Arrhythmien.^{67 68} Der Verschluss des Septumdefektes und die Rekonstruktion der rechtsventrikulären Ausflussbahn werden heutzutage über einen transatrialen-transpulmonalen Zugang durchgeführt. Wenn möglich vermeidet man so eine

Ventrikulotomie, die häufig mit Narbenbildung und einer daraus resultierenden Dysfunktion und Rhythmusstörungen einhergeht.⁶⁹

Die primäre Frühkorrektur wird nicht in allen Zentren standardmäßig durchgeführt. Da die sehr kleinen Herzvolumina und die in Relation zum Volumen und zu den kardialen Strukturen sehr ausgedehnte Myokarddicke eine chirurgische technische Herausforderung sein können. Die Lokalisation und genaue Darstellung der intrakardialen Defekte, wie der Ventrikelseptumdefekt, ist häufig schwierig und mit der Routinediagnostik nur bedingt darstellbar. Die genaue Konformation und Größe der intrakardialen Defekte ist präoperativ schwer zu bestimmen und teilweise intraoperativ am kardioplegierten Herzen schwer nachvollziehbar.

Eine Möglichkeit diese Schwierigkeiten zu überwinden sind virtuelle und plastische 3D-Rekonstruktionen. Mit Hilfe der dreidimensionalen Darstellung lassen sich Lokalisation und Konformation intrakardialer Defekte präoperativ leichter bestimmen und geben dem Chirurgen ein besseres Verständnis für die individuell vorliegende Anatomie (siehe Abb.33). Das dreidimensionale Modell, das zur Darstellung des VSD angefertigt wurde, konnte zusätzlich zur bloßen Betrachtung sondiert werden und der Zugangsweg für den Patchverschluss konnte so simuliert werden.

Eine weitere Indikation für die dreidimensionale plastische Darstellung stellte die komplexe Transplantationschirurgie bei Kindern mit kongenitalen Herzfehlbildungen dar. Denn trotz beträchtlicher Fortschritte der Operationstechniken und des perioperativen Managements, bleibt die orthotope Herztransplantation die einzige therapeutische Option für Patienten, die nach einer fehlgeschlagenen, palliativen univentrikulären Korrektur (Norwood, Glenn, Fontan) ein Herzversagen entwickeln.⁷⁰

Während allerdings der Erfolg von Herztransplantationen für pädiatrische Empfänger mit isolierter Kardiomyopathie unbestreitbar ist, hat die Anwendung bei Patienten mit angeborenen Herzfehlbildungen, von denen sich die meisten mehrfachen Voroperationen unterzogen haben, ebenfalls gute Ergebnisse, allerdings sind sie prä-, intra-, postoperative deutlich aufwendiger.

Herztransplantationen bei Versagen der Fontan-Zirkulation sind technisch sehr anspruchsvoll. Sie erfordern die Rekonstruktion der Pulmonalarterien, die Redirektion der systemischen venösen Verbindungen und die Positionierung eines häufig zu großen Spenderherzens.⁷¹ Für solche sehr komplexe Re-Operationen ist eine exakte präoperative Darstellung der kardialen Anatomie und der Gefäßverläufe entscheidend.

Die für die Transplantation wichtigen Strukturen sind aufgrund der abweichenden anatomischen Verhältnisse jedoch in der herkömmlichen bildgebenden Diagnostik, wie CT, MRT und Angiographie teilweise nur schwer zu identifizieren.

Wir haben daher für zwei solcher komplexen Fälle vor der geplanten Transplantation dreidimensionale Modelle erstellt und den Eingriff mit Hilfe der Modelle geplant. Wir glauben nicht, dass dreidimensionale Modelle für alle Herztransplantationen bei Kindern notwendig sind, aber bei diesen Fällen geben sie dem Chirurgen ein besseres Verständnis der patientenspezifischen Anatomie bei diesem komplexen Patientengut.

Wir haben in meiner Arbeit daher einen Patienten mit univentrikulärer Korrektur und Zustand nach Glenn-OP evaluiert, als auch eine Patientin nach Fontan-O bei ursprünglicher Pulmonalatresie. Beide Patienten waren bereits fünffach voroperiert und somit erwartete man zu den Fehlanschlüssen noch starke Verwachsungen. Hinzu kommt, dass die Anatomie vor Herztransplantation bei diesen Fällen genau bekannt sein sollte, um die Präparationszeit nach Sternotomie kurz zu halten und somit die Ischämiezeit des Transplantats ebenfalls möglichst kurz zu halten.

Dies ist ein wichtiger Faktor für den letztendlichen Erfolg des Eingriffs.

Darüber hinaus kann der Chirurg an einer exakten Nachbildung des Patientenherzens mögliche Operationstechniken planen, testen und das Herz aus verschiedenen Blickwinkeln untersuchen (siehe Abb.36 und 38). Dies erlaubt den Herzchirurgen und Kinderkardiologen, einen optimalen operativen Zugang zu wählen, und eventuelle Probleme, die während der Präparation oder Implantation auftreten können, vorzusehen.

Auch in der Erwachsenenchirurgie werden sehr häufig Eingriffe durchgeführt, die durch Voroperationen und Begleiterkrankungen erschwert sind und ein erhöhtes Operationsrisiko haben. Um den Nutzen einer dreidimensionalen Darstellung bei solchen Eingriffen zu untersuchen, haben wir zwei Eingriffe anhand der Modelle geplant und diese intraoperativ eingesetzt.

Ein bekanntes Problem in der Erwachsenenherzchirurgie sind Patienten mit offenen Bypässen, die sich z. B. einer Klappenoperation unterziehen müssen.⁷² Die Bypässe sind zwar in der CT zu lokalisieren, allerdings ist der gesamte Verlauf oft schwer nachzuvollziehen und ist bei der Präparation wenig hilfreich.

Besonders wiederholte Sternotomien bergen bei Z.n. koronaren Bypassoperation, das Risiko einer Verletzung des Vena saphena- oder Arteria mammaria interna sowie aller großen Gefäße und dem rechten Ventrikel.

Die perioperative Morbidität und Mortalität wird daher immer noch als hoch angegeben.⁷³ Odell und Kollegen untersuchten 145 Patienten, die einen Aortenklappenersatz nach vorangegangener, koronarer Bypassoperation erhielten.

Von diesen Patienten unterzogen sich 143 einer Resternotomie und in 23 Fällen (16%) traten hierbei Komplikationen auf. Bei 21 Patienten (15%) wurden während der Resternotomie oder der Präparation das Herz und die versorgenden Gefäße beschädigt: In 13 (9%) der Fälle wurden die Bypässe durchtrennt, bei 3 Patienten (2%) die Vena brachiocephalica, bei 2 Patienten(1%) das rechte Atrium und in jeweils einem Fall wurden die Pulmonalarterie, die Aorta und der rechte Ventrikel beschädigt.⁷²

Um das perioperative Risiko zu minimieren, ist es auch hier wichtig hochqualitative präoperative Daten zu gewinnen, und so eine optimale Planung der Eingriffe und eine optimale intraoperative Orientierung zu erreichen. Dieses präoperative Management ist bei jenen Patienten häufig erschwert und mit bedeutenden Einschränkungen verbunden. Um diese Unzulänglichkeiten zu überwinden, wendeten wir die 3D-Printing-Technologie an, um ein Modell der kardiovaskulären Anatomie dieser Patientin zu erstellen (siehe Abb. 39). Es wurde nicht angenommen, dass die Anwendung des Modells die chirurgische Planung grundlegend ändert oder dass die Operation ansonsten nicht durchführbar sei, aber die genaue Position von kritischen Strukturen zu kennen und bestimmte Schwierigkeiten vorauszusehen, könnte das perioperative Risiko auf ein Minimum senken. Diese Technik ist in der Erwachsenenherzchirurgie nicht etabliert und es existiert zum jetzigen Zeitpunkt keine umfassende Evaluation zum Einsatz von dreidimensionalen Modellen.

Allerdings hat sich auch hier das Modell bei mehreren Chirurgen als äußerst nützlich und hilfreich erwiesen.

Die Indikation für das zweite Modell aus der Erwachsenenherzchirurgie wurde für einen Patienten mit einer gedeckten Perforation einer Aortenbogenprothese und Zustand nach HIV-Infektion gestellt.

Die operative Behandlung von Aortenbogenaneurysmata und Dissektionen kann mit bestimmten Komplikationen assoziiert sein. Die Entwicklung eines Pseudoaneurysmas nach Ersatz der Aorta ascendens und des Aortenbogens mit Reimplantation der supra-aortalen Gefäße stellt dabei eine seltene, jedoch schwerwiegende postoperative Komplikation dar. Als

therapeutische Optionen bei symptomatischen und asymptomatischen Patienten stehen die Resektion des Pseudoaneurysmas oder das endovaskuläre Stenting zur Verfügung.⁷⁴

Größtenteils wird die Behandlung solcher Pseudoaneurysmata und Lecks operativ durchgeführt und ist mit einer hohen Morbiditäts- und Mortalitätsrate assoziiert.⁷⁵ Auch endovaskuläre, interventionelle Techniken bergen hohe Risiken beim Verschluss von Aneurysmata, besonders wenn diese von der Aorta ascendens oder dem Aortenbogen ausgehen.⁷⁶

Die Wahl des adäquaten Verfahrens ist bei diesen Patienten oftmals erschwert, da die Möglichkeit, die genauen Dimensionen des Aneurysmas, seine topographische Lage zu den supraaortalen Gefäßen und die Form der Öffnung ins Gefäßlumen abzuschätzen, eingeschränkt ist. Die Entscheidungsfindung hängt von der individuellen Anatomie der kardiovaskulären Pathologie und der Konstitution des einzelnen Patienten ab.

Heutzutage ist es möglich, in Ausnahmefällen (erhöhtes perioperatives Risiko solche Defekte interventionell mittels Kathetertechniken zu verschließen. Da es sich hierbei um nicht standardisierte Verfahren handelt ist die Größe, Dimension und damit die Wahl des Verschlusssystems ausschlaggebend. In unserem Fall mussten diese sogar, basierend auf unserem Modell maßgeschneidert angepasst werden.

Die Anwendung von dreidimensionalen Modellen zum interventionellen Verschluss eines Aortenbogen-Pseudoaneurysmas nach Aorta ascendens und Aortenbogensersatz erlauben dem Chirurgen oder Interventionalisten ein besseres Verständnis der patientenspezifischen Anatomie und bietet die Möglichkeit, solche exakt angepasste Devices herzustellen und diese präoperativ zu testen (siehe Abb. 43).

Bei unserem Patienten ist das Aneurysma nach dem interventionellem Verschluss in der postoperativen Kontrolle, bereits teilweise thrombosiert und das Verschlusssystem hat sich in dem Aneurysma entfaltet, so dass nur noch eine spärliche Perfusion im Aneurysma vorhanden ist. Weiterhin ist es wichtig zu beachten, dass wie bei anderen Aneurysmata ein Risiko für lebensbedrohende Komplikationen, wie Ruptur, Fistelbildung und Kompression benachbarter Organe vorhanden ist und somit die Intervention in diesem Fall eine gefahrlosere Therapie darstellte.

Das Rupturrisiko ist auf diese Weise stark verringert und somit, diese Behandlungsoption für diesen Hochrisikopatienten erfolgreich durchgeführt werden konnte.

Unglücklicherweise stellten wir bei dem Patienten nach sechs Monaten ein Rezidiv fest, welches allerdings an einer anderen Stelle lokalisiert war und dann konventionell chirurgische verschlossen wurde.

Eine aussagekräftige Evaluation des tatsächlichen Nutzens dreidimensionaler Modelle ist bislang in der Herzchirurgie nicht möglich. Es handelt sich bei allen Veröffentlichungen, zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit, lediglich um Anwendungsbeispiele, die bei einzelnen komplexen Fragestellungen erfolgreich angewandt wurden. Für einen objektiven Vergleich der Eingriffe mit und ohne den Einsatz dreidimensionaler Modelle wäre eine sehr große Fallzahl an Patienten mit exakt derselben Pathologie notwendig. Dies ist aufgrund der relativen Seltenheit kongenitaler Vitien und den zahlreichen Variationen der einzelnen Krankheitsbilder schwierig zu realisieren. Die größte Anzahl von Modellen, die für die Korrektur einer Pathologie erstellt wurden, stammt von Ngan et al. und dient der Darstellung von sechs Patienten mit Pulmonalatresie. Die Modelle wurden anhand eines Fragebogens evaluiert und als „sehr nützlich“ bewertet.⁴⁰ Um eine allgemeine Aussage über den Nutzen der Modelle zu treffen, ist die Anzahl der Patienten jedoch zu gering.

Eine mögliche Lösung wäre eine über einen Zeitraum von mehreren Jahren laufende multizentrische Studie.

Eine solche Studie wurde für die Evaluation von Modellen in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie durchgeführt. In einer europaweiten, multizentrischen Studie zur Bewertung des klinischen Nutzens von dreidimensionalen Modellen zwischen 1998 und 2002 wurden 466 Fälle mit einem 50 Items umfassenden Fragebogen ausgewertet und als positive Hilfsmittel beurteilt.⁷⁷

Aktuell untersuchen wir, in welchem Rahmen eine solche Studie auch in der Herzchirurgie realisierbar ist.

Als Limitation der Methode wird die Vorbereitungs- und Herstellungszeit angesehen.

Die Herstellung von dreidimensionalen Modellen umfasst mehrere Arbeitsschritte, wobei besonders die Gestaltung des virtuellen 3D-Modells sehr zeitintensiv ist und Expertenwissen sowohl im Bereich der kardialen Anatomie, der klinischen Medizin wie auch im Umgang mit speziellen Softwareprogrammen voraussetzt. Der eigentliche Druck eines Herzmodells dauert ca. 12 h und kann meist über Nacht durchgeführt werden, so dass am zweiten Tag die Nachbearbeitung des Modells durchgeführt wird. Nach Durchführung der notwendigen Diagnostik, wie CT, MRT oder MR-Angiographie, dauert die Erstellung eines Modells mindestens zwei Tage.

Aus diesem Grund sind die Modelle nicht zur Anwendung in Notfallsituationen geeignet, sondern können nur bei längerfristig geplanten Eingriffen angewendet werden.

Der zeitliche, personelle und finanzielle Aufwand in der Herstellung von 3D-Modellen beschränkt die Anwendung momentan auf einzelne, komplexe Fälle, auch wenn die Technik, ungeachtet der zugrunde liegenden Pathologie, leicht reproduzierbar ist.

5 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war, mit Hilfe von dreidimensionalen, plastischen Modelle komplexe anatomische Situation zu veranschaulichen und die chirurgische Planung zu vereinfachen.

Die durchgeführte Routinediagnostik ist im Allgemeinen ausreichend, um kardiale Pathologien exakt zu veranschaulichen, Diagnosen zu stellen und Behandlungsstrategien zu entwerfen. Bei sehr komplexen anatomischen Situationen mit vaskulären und kardialen Fehlbildungen und zusätzlicher Narbenbildung ist es jedoch mitunter schwierig die kardiale Anatomie vollständig zu verstehen und die relevanten Strukturen zu identifizieren.

Unter diesen Umständen kann eine dreidimensionale Darstellung hilfreich sein.

Zusätzlich zu virtuellen 3D-Rekonstruktionen, die lediglich am Computer betrachtet werden können, bieten plastische Modelle die Möglichkeit, Eingriffe zu simulieren, Devices zu testen und die Modelle zur intraoperativen Orientierung mit in den Operationssaal zu nehmen.

Fortschritte in der medizinischen Bildgebung und der Bildbearbeitungssoftware haben die Anwendung von anatomischen Modellbau-Verfahren in der Herzchirurgie ermöglicht.

Basierend auf routinemäßig erstellter Diagnostik, wie CT, MRT und MR-Angiographie gelang es für unterschiedliche Indikationen in der Herzchirurgie mittels spezieller Software und dem 3D-Printing Verfahren dreidimensionale Modelle zu erstellen.

Die in dieser Arbeit realisierten Indikationen umfassen Pathologien aus den Bereichen der Kinderherzchirurgie, Transplantationschirurgie, Erwachsenenherzchirurgie und der interventionellen Kardiologie.

Die Modelle wurden zur präoperativen Planung und intraoperativen Orientierung im Operationssaal eingesetzt. Anhand der Modelle konnten maßgeschneiderte Devices für die interventionelle Kardiologie entwickelt werden und deren Einbringen präoperativ getestet werden.

Es hat sich gezeigt, dass die Anwendung von plastischen Modellen zusätzlich zur Routinediagnostik in komplexen Fällen gerechtfertigt ist und dem behandelnden Team die Operationsplanung und die Orientierung im Situs vereinfachen kann.

6 Literaturverzeichnis

1. **D'Urso PS, Thompson RD, Atkinson RL, Weidmann MJ, Redmond MJ, Hall BI, Jeavons SJ, Benson MD, Earwaker WJ.** Cerebrovascularbiomodelling: a technical note. *Surg Neurol* 52: 490-500, 1999.
2. **Guarino J, Tennyson S, McCain G, Bond L, Shea K, King H.** Rapid prototyping technology for surgeries of the pediatric spine and pelvis: benefits analysis. *J Pediatr Orthop.* 2007 Dec; 27(8):955-60.
3. **Papadopoulos MA, Christou PK, Athanasiou AE, Boettcher P, Zeilhofer HF, Sader R, Papadopoulos NA.** Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging. *Oral Pathol Oral Radiol Endod* 93: 382-393, 2002.
4. **Chaudhari M, Sturman J, O'Sullivan J, Smith J, Wrightson N, Parry G, Bolton D, Haynes S, Hamilton L, Hasan A.** Rescue cardiac transplantation for early failure of the Fontan-type circulation in children. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005 Feb;129(2):416-22.
5. **Kirklin JW, Barrat-Boyes BG.** *Cardiac Surgery*, 3rd edit, New York: Elsevier Science, 2003.
6. **McEnany MT, Austen WG.** Life-threatening hemorrhage from inadvertent cervical arteriotomy. *Ann Thorac Surg.* 1977 Sep; 24(3):233-6.
7. **Gilkeson RC, Markowitz Ah and L. Ciancibello L.** Multisection CT evaluation of the reoperative cardiac surgery patient. *Radiographics* 23 (2003), pp. S3–S17.
8. **Didier D, Ratib O, Beghetti M, Oberhaensli I, Friedli B.** Morphologic and functional evaluation of congenital heart disease by magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging.* 1999 Nov;10(5):639-55.
9. **Brix F, Lambrecht JT.** Individuelle Schädelmodelle auf der Grundlage computertomographischer Informationen. *Fortschr Kiefer Gesichts Chir* 1987; 32:74-77.

10. **Mankovich NJ, Cheeseman AM, Stoker NG.** The display of threedimensional anatomy with stereolithographic models. *J Digit Imaging* 3, 200-203 (1990).
11. **Gebhardt A.** Grundlagen des Rapid Prototyping. Eine Kurzdarstellung der Rapid Prototyping Verfahren. *RTEjournal* 1/2004.
12. **Wiria FE, Cua CK, Leong KF, Quah ZY, Chandrasekaran M, Lee MW.** Improved biocomposite development of poly(vinyl alcohol) and hydroxyapatite for tissue engineering scaffold fabrication using selective laser sintering. *J Mater Sci Mater Med.* 2007 Aug.
13. **Dai KR, Yan MN, Zhu ZA, Sun YH.** Computer-Aided Custom-Made Hemipelvic Prosthesis Used in Extensive Pelvic Lesions. *J Arthroplasty.* 2007 Oct; 22(7):981-6.
14. **Cooper K.**
Rapid Prototyping technology: Selection and Application. Dekker Inc. Published 2001.
15. **Bill JS, Reuther JF.** Rechnergestützte Modellbauverfahren zur Planung ausgedehnter Rekonstruktionseingriffe im Schädelbereich. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2004 May; 8(3): 135- 53.
16. **Suzuki M, Ogawa Y, Kawano A, Hagiwara A, Yamaguchi H, Ono H.** Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta Otolaryngol.* 2004 May; 124(4):400-2.
17. **Smith MH, Flanagan CL, Kemppainen JM, Sack JA, Chung H, Das S, Hollister SJ, Feinberg SE.** Computed tomography-based tissue-engineered scaffolds in craniomaxillofacial surgery. *Int J Med Robot.* 2007 July 16.
18. **Huang H, Oizumi S, Kojima N, Niino T, Sakai Y.** Avidin-biotin binding-based cell seeding and perfusion culture of liver-derived cells in a porous scaffold with a three-dimensional interconnected flow-channel network. *Biomaterials.* 2007 Sep; 28(26):3815-3823.

19. **Leong KF, Wiria FE, Chua CK, Li SH.** Characterization of a poly-epsilon-caprolactone polymeric drug delivery device built by selective laser sintering. *Biomed Mater Eng.* 2007; 17(3):147-57.
20. **Winder J, Bibb R.** Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Volume 63, Issue 7, July 2005, Pages 1006-1015.
21. **Ramanath HS, Chandrasekaran M, Chua CK, Leong, KF, Shah KD**
Modeling of extrusion behavior of biopolymer and composites in fused deposition Modelling. *Advances in composite materials and structures; PTS 1 and 2; Volume: 334-335; Pages 1241-1244; Part 1-2; Published: 2007.*
22. **Swieszkowski W, Ho Saey Tuan B, Kurzydowski KJ, Hutmacher DW.** Repair and regeneration of osteochondral defects in the articular joints. *Biomolecular Engineering*, Volume 24, Issue 5, November 2007, Pages 489-495.
23. **Zhongzhong Chen, Dichen Li, Bingheng Lu, Yiping Tang, Minglin Sun, Songfeng Xu**
Fabrication of osteo-structure analogous scaffolds via fused deposition modeling *Scripta Materialia*, Volume 52, Issue 2, January 2005, Pages 157-161.
24. **Choong C, Triffitt JT, Cui ZF.** Polycaprolactone Scaffolds for Bone Tissue Engineering: Effects of a Calcium Phosphate Coating Layer on Osteogenic Cells. *Food and Bioproducts Processing*, Volume 82, Issue 2, June 2004, Pages 117-125.
25. **Schantz JT, Lim TC, Ning C, Teoh SH, Tan KC, Wang SC, Hutmacher DW.**
Cranioplasty after trephination using a novel biodegradable burr hole cover: technical case report. *Neurosurgery.* 2006 Feb;58.
26. **Gebhardt A.** Rapid Prototyping. Hanser Verlag, Munich 2003.
27. **Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, Ohhata N, Uchiyama Y, Watanabe Y, Tanaka F.** Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *J Craniomaxillfac Surg* 20:49-60.

28. **Stoker NG, Mankovich NJ, Valentino D.** Stereolithographic models for surgical planning, preliminary report. *J Oral Maxillofac Surg* 50:466-71.
29. **Paiva WS, Amorim R, Bezerra DA, Masini M.** Application of the stereolithography technique in complex spine surgery. *Arq Neuropsiquiatr.* 2007 Jun;65(2B):443-5.
30. **Staffa G, Nataloni A, Compagnone C, Servadei F.** Custom made cranioplasty prostheses in porous hydroxy-apatite using 3D design techniques: 7 years experience in 25 patients. *Acta Neurochir.* 2007 Feb;149(2):161-70; discussion 170. Epub 2007 Jan.
31. **Fukui N, Ueno T, Fukuda A, Nakamura K.** The use of stereolithography for an unusual patellofemoral disorder. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Apr; (409):169-74.
32. **Brown GA, Milner B, Firoozbakhsh K.** Application of computer-generated stereolithography and interpositioning template in acetabular fractures: a report of eight cases. *J Orthop Trauma.* 2002 May; 16(5):347-52.
33. **Lermusiaux P, Leroux C, Tasse JC, Castellani L, Martinez R.** Aortic aneurysm: construction of a life-size model by rapid prototyping. *Ann Vasc Surg.* 2001 Mar; 15(2):131-5.
34. **Sulaiman A, Boussel L, Taconnet F, Serfaty JM, Alsaid H, Attia C, Huet L, Douek P.** In vitro non-rigid life-size model of aortic arch aneurysm for endovascular prosthesis assessment. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2008 Jan; 33(1):53-7.
35. **Munjal S, Leopold SS, Kornreich D, Shott S, Finn HA.** CT generated 3D models for complex acetabular reconstruction. *J Arthrop* 15 (2000), p. 644.
36. **Minns RJ, Bibb R and Banks R, Sutton RA.** The use of a reconstructed three-dimensional solid model from CT to aid surgical management of a total knee arthroplasty. A case study. *Med Eng Phys* 25 (2003), p. 523.

37. **Harrysson OL, Hosni YA, Nayfeh JF.** Custom-designed orthopedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007 Sep13; 8:91.
38. **Berry E, Marsden A, Dalgarno KW, Kessel D, Scott DJ.** Flexible tubular replicas of abdominal aortic aneurysms. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2002; 216(3):211-4.
39. **Knox K, Kerber CW, Singel SA, Bailey MJ, Imbesi SG.** Rapid prototyping to create vascular replicas from CT scan data: making tools to teach, rehearse, and choose treatment strategies. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2005 May; 65(1):47-53.
40. **Ngan EM, Rebeyka IM, Ross DB, Hirji M, Wolfaardt JF, Seelaus R, Grosvenor A, Noga ML.** The rapid prototyping of anatomic models in pulmonary atresia. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2006 Aug; 132(2):264-9.
41. **Jacobs S, Grunert R, Mohr FW, Falk V.** 3D-Imaging of cardiac structures using 3D heart models for planning in heart surgery: a preliminary study. *Interact Cardio Vasc Thorac Surg* 2008; 7:6-9.
42. **Noecker, AM, Chen JF, Zhou Q, White RD, Kopcak MW, Arruda MJ, Duncan BW.** Development of patient-specific three-dimensional pediatric cardiac models. *ASAIO J*, Volume 52(3). May/June 2006. 349-353.
43. **Throckmorton AL, Lim DS, McCulloch MA, Jiang W, Song X, Allaire PE, Wood HG, Olsen DB.** Computational design and experimental performance testing of an axial-flow pediatric ventricular assist device. *ASAIO J.* 2005 Sep-Oct; 51(5):629-35.
44. **Chan WK, Wong YW, Chua CK, Lee CW, Feng C.** Rapid manufacturing techniques in the development of an axial blood pump impeller. *Proc Inst Mech Eng [H].* 2003; 217(6):469-75.
45. **Kantorova A, Zbieranek K, Sauer H, Lilje C, Haun C, Hraska V.** Primary early correction of tetralogy of Fallot irrespective of age. *Cardiol Young.* 2008 Apr; 18(2): 153-7. Epub 2008 Feb 6.

-
46. **Chaudhari M, Sturman J, O'Sullivan J, Smith J, Wrightson N, Parry G, Bolton D, Haynes S, Hamilton L, Hasan A.** Rescue cardiac transplantation for early failure of the Fontan-type circulation in children. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005 Feb; 129(2): 416-22.
47. **Menkis AH, McKenzie FN, Novick RJ, KostukWJ, Pflugfelder PW, Goldbach M et al.** Expanding applicability of transplantation after multiple prior palliative procedures. The Pediatric heart transplantation group. *Ann Thorac Surg* 1991; 52:722-6.
48. **Fighali SF, Avendano A, Elayda MA, Lee VV, Hernandez C, Siero V, Laechman RD, Cooley DA.** Early and late mortality of patients undergoing aortic valve replacement after previous coronary bypass graft surgery. *Circulation* 1995; 92(Supp12): 163-8.
49. **Collins JJ Jr, Aranki SF.** Management of mild aortic stenosis during coronary artery bypass graft surgery. *J Cardiac Surg* 1994; 9: 145-7.
50. **Marsh JL, Vannier MW.** The „third“-dimension in craniofacial surgery. *Plast Reconstr Surg* 1983;71:759-767.
51. **Vannier MW, Marsh JL, Gado MH, Totty WG, Gilola LA, Evens RG.** Clinical applications of three-dimensional surface reconstruction from CT-scans: experience with 250 patient-studies. *Electromedica* 1983;51:122.
52. **Hoffmann J, Cornelius CP, Groten M, Pröbster L, Pfannenbergr C, Schwenzer N.** Orbital reconstruction with individually copy-milled ceramic implants. *Plast Reconstr Surg.* 1998Mar;101(3)604-12.
53. **Noecker AM, Cingoz F, Ootaki Y, Liu J, Kuzmiak S, Kopcak MW, Fuakamachi K, Duncan BW.** The Cleveland Clinic Pedi Pump: anatomic modelling and virtual fitting # studies in a lamb model. *ASAIO J* 2007 Nov-Dec;53(6):716-9.
54. **Sodian R, Fu P, Lueders C, Szymanski D, Fritsche C, Gutberlet M, Hoerstrup SP, Hausmann H, Lueth T, Hetzer R.** Tissue engineering of vascular conduits: fabrication of custom-made scaffolds using rapid prototyping techniques. *Thorac Cardiovasc Surg.* 2005 Jun;53(3):144-9.

55. **Sodian R, Lueders C, Kraemer L, Kuebler W, Shakibaei M, Reichart B, Daebritz S, Hetzer R.** Tissue engineering of autologous human heart valves using cryopreserved vascular umbilical cord cells. *Ann Thorac Surg.* 2006 Jun;81(6):2207-16.)
56. **Richardson JV, Doty DB, Rossi NP, Ehrenhaft JL.** Operation for aortic arch anomalies. *Ann Thorac Surg* 1981;31:426–32.
57. **Carrizo GJ, Marjani MA.** Dysphagia lusoria by an aberrant right subclavian artery. *Tex Heart Int J* 2004; 31: 168-171.
58. **Alper F, Akgun M, Kantarci M, Eroglu A, Ceyhan E, Onbas O, Duran C, Okur A.** Demonstration of vascular abnormalities compressing esophagus by MDCT: special focus on dysphagia lusoria. *Eur J Radiol.* 2006 Jul;59(1):82-7. Epub 2006 Mar 2.
59. **Vogl TJ, Juergens M, Harms J, Pegios W, Zimmermann A, Hetzer R, Felix R.** MR-angiography in diagnosis and follow-up of therapy: arteria lusoria. *Radiologe.* 1994 May;34(5):275-8.
60. **Gross RE.** Surgical treatment for dysphagia lusoria. *Ann Surg* 1946;124:532–4.
61. **Kommerell B.** Verlagerung des Ösophagus durch eine abnorm verlaufende Arteria subclavia dextra (arteria lusoria). *Fortschr Geb Röntgenstr Nuklearmed* 1936;54:590–5.
62. **Richardson JV, Doty DB, Rossi NP, Ehrenhaft JL.** Operation for aortic arch anomalies. *Ann Thorac Surg* 1981;31:426–32.
63. **von Saegesser L, Faidutti B.** Symptomatic aberrant retroesophageal subclavian artery: considerations about the surgical approach, management and results. *Thorac Cardiovasc Surg* 1984;32:307–10.
64. **Kieffer E, Bahnini A, Koskas F.** Aberrant subclavian artery: surgical treatment in thirty-three adult patients. *J Vasc Surg* 1994;19:100–9.

65. **Shinebourne EA, Anderson RH.** Fallot's tetralogy. In: Paediatric cardiology. Anderson RH, Baker EJ, Macartney FJ, Rigby ML, Shinebourne EA, Tynan M, eds. 2nd edn. Toronto: Churhcill Livingstone, London: 2002: 1213-502.
66. **Van Arsdell GS, Maharaj GS, Tom J, Rao VK, Coles JG, Freedom RM, Williams WG, McCrindle BW.** What is the optimal age for repair of tetralogy of fallot? *Circulation* 2000; 102 (suppl 3): 3.123-29.
67. **BorrowKM, Green LH, Castaneda AR , Keane JF.** Left ventricular function after repair of Tetralogy of Fallot and its relationship to age t surgery. *Circulation* 1980 Jun; 61(6): 1150-8.
68. **Walsh EP, Rockenmacher S, Keane JF, Hougen TJ, Lock JE, Cstaneda AR.** Late results in patients with tetralogy of Fallot repaired during infancy *Circulation* 1988 May; 77(5): 1062-1067.
69. **Karl TR, Sano S, Pornviliwan S, Mee RB.** Tetralogy of Fallot: favorable outcome of nonneonatal transatrial, transpulmonary repair. *Ann Thorac Surg* 1992;54:903-07.
70. **d'Udekem Y, Iyengar AJ, Cochrane AD, Grigg LE, Ramsay JM and Wheaton GR.** The Fontan procedure: contemporary techniques have improved long-term outcomes. *Circulation* 2007 ;116 (11 Suppl), 157–164.
71. **Gamba A, Merlo M, Fiocchi R, Terzi A, Mammana C, Sebastiani R, Ferrazzi P.** Heart transplantation in patients with previous Fontan operations. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2004;127:555-62.
72. **Odell JA, Mullany CJ, Schaff HV, Orszulak TA, Daly RC, Morris JJ.** Aortic valve replacement after previous coronary artery bypass grafting. *Ann Thorac Surg* 1996; 62:1424-30.

73. **Hoff SJ, Merill WH, Stewart JR, Bender HW Jr.** Safety of remote aortic valve replacement after prior coronary artery bypass grafting. *Ann Thorac Surg* 1996; 61:1689-91; discussion 1691-2.
74. **Cawley PJ, Gill E, Goldberg S.** Successful percutaneous closure of an aortic graft pseudo-aneurysm with a patent foramen ovale occluder device. *J Invasive Cardiol* 2008;20: E19-22.
75. **Mohammadi S, Bonnet N, Leprince O, Kolsi M, Rama A, Pavie A, Gandjbakhch I.** Reoperation for false aneurysm of the ascending aorta after its prothetic replacement: surgical strategy. *Ann Thorac Surg* 2005; 79:147-52.
76. **Angeli E, Pacini D, Martin-Suarez S, Dell'amore A, Fattori R, Di Bartolomeo R.** Stent repair of aortic perianastomotic leak after aortic arch and descending aorta replacement. *Ital Heart J* 2004; 5:951-3.
77. **Wulf J, Vitt KD, Erben CM, Bill JS, Busch LC.** Medical biomodelling in surgical applications: results of a multicentric European validation of 466 cases. *Stud Health Technol Inform.* 2003;94:404-6.

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Übersicht der einzelnen Arbeitsschritte des Rapid Prototyping Verfahrens	4
Abb. 2 Klassifizierung von Rapid Prototyping Verfahren nach dem Aggregatzustand des Ausgangsmaterials	5
Abb. 3 Veranschaulichung des Arbeitsprozesses am Beispiel der DTM Sinterstation 2000.....	6
Abb. 4 Schematische Darstellung des Fused Deposition Modeling-Prozesses.....	8
Abb. 5 Schematische Darstellung des Stereolithographieprozesses	10
Abb. 6 (A) Stereolithographiemodell eines Patientenschädels mit beidseitigem, die Mediane überschreitendem Stirnschädel- und Orbitadachdefekt. (B) Dasselbe Modell mithilfe des Überlagerungsalgorithmus stereolithographisch hergestellter und eingegliedert Plastik.	12
Abb. 7 Fused deposition modeling Modell des Beckens.	13
Abb. 8 Silikon-Nachbildung der rechten Karotis-Bifurkation bei hochgradiger Karotisstenose zur Messung der Flusseigenschaften.	13
Abb. 9 Vergleich des Angiogramms (A) mit dem Modell (B) der thorakalen Aorta und MAPCAs bei einem Patienten mit Pulmonalatresie.	14
Abb. 10 Rapid Prototyping Modell zur Darstellung eines massiven Herztumors mit Infiltration der rechten Ventrikelwand und der Trikuspidalplatte.....	15
Abb. 11 Anteriore (A) und laterale (B) Ansicht eines Stereolithographiemodells eines Kindes mit doppeltem Aortenbogen und einer bilateralen Aortenbogenunterbrechung.	16

Abb. 12 3D-Printer-System im Institut für Mikrotechnologie und Medizingerätetechnik	21
Abb. 13 Aufbau des 3D-Druckers.....	22
Abb. 14 Überblick der Arbeitsschritte in der Bildbearbeitung mit der MeVisLab-Software..	23
Abb. 15 Region-orientierte Segmentierung eines CT-Bildes.....	24
Abb. 16 Beispiel eines dreidimensionalen Oberflächenmodells.....	25
Abb. 17 Schematische Prozessabfolge beim 3D-Printing (Z-Corporation 2000).....	26
Abb. 18 Entfernung des überschüssigen Pulvers	28
Abb. 19 Infiltration eines Werkstückes.....	29
Abb. 20 Modellbeispiel 1: Bronchoskopie der Patientin. Darstellung der Trachealstenose....	32
Abb. 21 Modellbeispiel 1: Kontrastmittel-verstärkte MR-Angiographie. Darstellung der Arteria lusoria.....	33
Abb. 22 Modellbeispiel 1: Dreidimensionale Segmentierung der MRT-Daten. Darstellung der Arteria Lusoria.	34
Abb. 23 Modellbeispiel 3: CT-Bild des Patienten. Darstellung des dilatierten rechten Vorhofs.....	36
Abb. 24 Modellbeispiel 2: Virtuelle 3D-Rekonstruktion des univentrikulären Herzens. Rot hervorgehoben: Sternum.	37
Abb. 25 Modellbeispiel 4: Aufbereitung der Bilddaten zur Darstellung der Pulmonalatresie bei hypoplastischem rechten Ventrikel.	39
Abb. 26 Modellbeispiel 5: CT-Bild der Patientin mit Z.n. offener Bypass-Operation. Darstellung des rechten Koronararterienbypasses.	41

Abb. 27 Modellbeispiel 5: Dreidimensionale Segmentierung der CT-Daten.	42
Abb. 28 Modellbeispiel 6: CT-Bild des Patienten mit Darstellung des Aortenbogens und des daraus entspringenden Aneurysmas.	43
Abb. 29 Modell 1: 3D-Printing-Modell des kongenitalen Defekts (ventrale Ansicht)	47
Abb. 30 Modell 1: 3D-Printing-Modell des kongenitalen Defekts (dorsale Ansicht)	47
Abb. 31 Modell 1: Intraoperative Anwendung des Modells bei der Korrektur der A. lusoria.	48
Abb. 32 Modell 1: Übereinstimmung des Modells mit dem MRT-Datensatz	49
Abb. 33 Modell 2: 3D-Printing-Modell des intrakardialen Defekts	50
Abb. 34 Modell 3: 3D-Printing-Modell des univentrikulären Herzens von ventral	52
Abb. 35 Modell 3: 3D-Printing-Modell des univentrikulären Herzens von ventral	53
Abb. 36 Modell 3: Verwendung des Modells im Operationssaal.	54
Abb. 37 Modell 3: Übereinstimmung des Modells mit dem CT-Datensatz	55
Abb. 38 Modell 4: 3D-Printing-Modell nach Fontan-Komplettierung	56
Abb. 39 Modell 5: (A) 3D-Printing-Modell des linken Brustwandarterienbypasses.....	58
Abb. 40 Modell 5: Übereinstimmung des Modell mit dem CT-Datensatz.	60
Abb. 41 Modell 6: Starres Modell zur Darstellung des Aortenlumens und des Entry in das Aneurysma.	61
Abb. 42 Modell 6: Flexibles Modell des Aortenbogens und Aneurysmas.	62

Abb. 43 Modell 6: (A, B) Starres Modell des Aortenbogens und maßgeschneidertes Verschluss-Device, präoperative Planung des Eingriffes.	64
Abb. 44 Modell 6: Kontroll-CT 3 Monate postoperativ, vollständige Thrombosierung des Aneurysmas	65
Abb. 45 Modell 6: Übereinstimmung des Modells mit dem CT-Datensatz.....	66
Abb. 46 Plastische Rekonstruktion der infraorbitalen Begrenzung und des Os zygomaticus und Dystopie des Bulbus.....	70
Abb. 47 (A) RP-Modell der Lamm-Anatomie und der PediPump. (B) Bestimmung der geeigneten Kanülierungslänge,- breite und Konfiguration am 3D-modell im Tierversuch.....	72
Abb. 48 Herzklappenkonstrukt aus porösem Poly-4-Hydroxybutyrat basierend auf dem Stereolithographieverfahren	73
Abb. 49 (A) Stereolithographiemodell d. Aortenbogens mit Isthmusstenose und dem dazu rekonstruierten vaskulären Segment zur Überbrückung d. Stenose. (B) Gefäßprothese basierend auf dem Stereolithographiemodell.....	73

7.2 Abkürzungsverzeichnis

3DP	Three dimensional Printing
ABS	Acrylnitril-Butadien-Styrol
AV-Klappe	Atrioventrikular-Klappe
CT	Computertomographie
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FDM	Fused Deposition Modeling
HIV	Humanes Immundefizienz-Virus
HLHS	Hypoplastisches Linksherz-Syndrom
HTX	Herztransplantation
KHK	Koronare Herzkrankheit
LVEF	Linksventrikuläre Ejektionsfraktion
MAPCA	Major Aortopulmonary Collateral Arteries
MRT	Magnetresonanztomographie
Ndyag-Laser	Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser
NYHA	New York Heart Association
PVC	Polyvinylchlorid
RCA	Rechte Koronararterie
RIVA	Ramus interventricularis anterior
RP	Rapid Prototyping
SL	Stereolithographie
SLS	Selective Laser Sintering
STL	standard tessellation language
TE	Tissue engineering
TEE	Transösophageale Echokardiographie
TTE	Transthorakale Echokardiographie
UV	Ultraviolett
VSD	Ventrikelseptumsdefekt
VRML	Virtual Reality Modeling Language

7.3 Veröffentlichungen und Kongressbeiträge

Publikationen:

Haeberle S, Markert M, Lueth T, Reichart B, Sodian R. Medical rapid prototyping in cardiac surgery. Submitted for peer review.

Sodian R, Schmauss D, Schmitz C, Bigdeli A, Haeberle S, Schmoeckel M, Markert M, Lueth T, Freudenthal F, Reichart B, Kozlik-Feldmann R. 3-dimensional printing of models to create custom-made devices for coil embolization of an anastomotic leak after aortic arch replacement. *Ann Thorac Surg.* 2009 Sep;88(3):974-8.

Sodian R, Schmauss D, Markert M, Weber S, Nikolaou K, Haeberle S, Vogt F, Vicol C, Lueth T, Reichart B, Schmitz C. Three-dimensional printing creates models for surgical planning of aortic valve replacement after previous coronary bypass grafting. *Ann Thorac Surg.* 2008 Jun;85(6):2105-8.

Vorträge

Sandra Haeberle, C. Schmitz, T. Lueth, A. Beiras-Fernandez, D. Schmauss, B. Reichart, R. Sodian. 3D-Printing of models for surgical planning in cardiovascular surgery. 28.10.2009. Doktorandenkolloquium des Institutes für Klinische Forschung Chirurgie, Klinikum Großhadern, unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. K.-W. Jauch.

Sandra Haeberle, C. Schmitz, T. Lueth, A. Beiras-Fernandez, D. Schmauss, B. Reichart, R. Sodian. 3D-Printing of models for surgical planning in cardiovascular surgery. 17.02.2009. 38. Jahrestagung der deutschen Gesellschaft für Thorax-, Herz- und Gefäßchirurgie. Stuttgart.

7.4 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Sandra Häberle
 Geburtsdatum: 28. März 1984
 Geburtsort: Esslingen

Bildungsweg

Mai 2010 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 April 2006 – Mai 2010 Ludwig-Maximilians-Universität München
 Hauptstudium Humanmedizin
 März 2006 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
 April 2004 - März 2005/06 Freie Universität Berlin
 Grundstudium Humanmedizin
 1994 – 2003 Welfengymnasium Ravensburg
 Abitur (01.07.2003)
 1990-1994 Grundschule Schmalegg

Praktische Erfahrungen

Feb 2009 – Jan 2010 Praktisches Jahr im Regionalkrankenhaus Bozen,
 Abteilung für Orthopädie, Innere Medizin, Viszeralchirurgie
 und im Universitätsklinikum München, Großhadern,
 Abteilung für Unfallchirurgie
 Feb 2008 Famulatur in der Universitätsklinik für Anästhesiologie,
 LMU München; Fachbereich Anästhesie
 Sep 2007 Famulatur im Unfallkrankenhaus Berlin- Marzahn;
 Fachbereich Unfallchirurgie
 Feb 2007 Famulatur in der Universitätsklinik Viet-Duc-Hospital,
 Hanoi, Vietnam; Fachbereich Chirurgie
 Sep 2006 Famulatur in der Frauenklinik Josefinum, Augsburg;
 Fachbereich Gynäkologie
 Sep 2003 – März 2004 freiwilliges soziales Jahr in der BG-Unfallklinik
 Tübingen

7.5 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich herzlich bei allen bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Ganz besonders danke ich Herr Prof. Dr. med. Ralf Sodian für die Überlassung dieses spannenden Themas und die exzellente Betreuung. Durch seine Begeisterung und fortwährende Motivation weckte und bestärkte er in mir das Interesse für die wissenschaftliche Forschung. Er ermöglichte es mir Teilbereiche dieser Arbeit zu publizieren und auf Kongressen vorzustellen.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. med. Bruno Reichart für die Möglichkeit, diese Doktorarbeit in seiner Klinik durchführen zu können.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. Tim Lüth, Herrn Prof. Dr.-Ing. Stefan Weber und Herrn Dipl.Inf. Mathias Markert danke ich für die gute Zusammenarbeit bei der Erstellung der Modelle.

Mein besonderer Dank gilt meinen Eltern und meiner Schwester, die mich während meiner gesamten Studienzeit unterstützt und motiviert haben.