

Aus der Klinik für Herzchirurgie
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. med. H.-H. Sievers

**Einfluss der Form und Dimension des
Sinusersatzes auf die Aortenklappenfunktion
bei klappenerhaltendem Aortenersatz mittels
unterschiedlich geformter Gefäßprothesen**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck
- Aus der Medizinischen Fakultät -



vorgelegt von
Matthias Leo Alexander Zirk
aus Lübeck 2008

1. Berichterstatter: Herr Prof. Dr. med. Martin Misfeld, PhD

2. Berichterstatter: Herr Priv.-Doz. Dr. med Gerhard Müller

Tag der mündlichen Prüfung: 14. Juni 2010

Zum Druck genehmigt: Lübeck, den 14. Juni 2010

1. Einleitung	1
1.1 Anatomie des linksventrikulären Auswurftraktes des Herzens	1
1.2 Pathologien der Aorta ascendens	3
1.2.1 Aortendissektion	3
1.2.2 Aortenaneurysma	3
1.2.3 Ätiologien der Aortenpathologien.....	5
1.3 Entwicklung der Operationstechniken zum Ersatz der Aorta ascendens.....	7
1.4 Zielsetzung und Arbeitshypothese	10
2. Material und Methoden	13
2.1 Vorbemerkungen.....	13
2.2 Materialien	13
2.3 Chirurgische Technik	13
2.4. Versuchsaufbau.....	22
2.4.1 Pulsduplikator	22
2.4.2 Datenerfassung.....	24
2.4.3 Transvalvulärer Druckgradient	24
2.4.4 Volumenfluss.....	24
2.4.5 Klappenbewegung.....	25
2.4.6 Veränderungen der Kreisfläche.....	25
2.5 Datenerhebung und Datenauswertung.....	26
2.5.1 Volumenfluss und Druckgradient	26
2.5.2 Klappenbewegung.....	27
2.5.3 Veränderungen der Kreisfläche.....	28
2.6 Versuchsdurchführung und Messreihen.....	29
2.7 Statistik.....	30
3. Ergebnisse.....	31
3.1 Transvalvulärer Druckgradient.....	31
3.2 Schlussvolumen und Leckvolumen	32
3.3 Bending- Deformation- Index	33
3.4 Veränderungen der Durchmesser der Aortenwurzelprothese.....	34
3.4.1 Veränderungen der Durchmesser auf halber Höhe der Kommissuren (COM)	35
3.4.2 Veränderungen der Durchmesser auf Höhe der Sinus (SIN)	36
3.5 Auffälligkeiten im Bildmaterial.....	37
4. Diskussion	40
4.1 Historischer Rückblick.....	40
4.2 Pathologien der Aortenwurzel.....	40
4.3 Operationstechniken.....	41
4.4 Dynamik der Aortenwurzel.....	42
4.5 Änderungen der Aortenwurzelgeometrie	44
4.6 Einfluss der Yacoub- und David- Technik auf die Aortenwurzeldynamik	45
4.7 Modifikationen der Yacoub-Operation.....	46
4.8 Grundlagen für die vorliegende Arbeit.....	47
4.9 Transvalvulärer Druckgradient.....	48
4.10 Schlussvolumina.....	49
4.11 Leckvolumina	50
4.12 Bending-Deformation-Index	50
4.13 Distensibilität.....	51
4.14 Ausgewertete Bildmaterialien	54
4.15 Klinische Relevanz der Ergebnisse.....	55
4.16 Limitationen der Arbeit	56
5. Zusammenfassung.....	58

Inhalt

6. Literaturverzeichnis.....	60
7. Anhang	73
7.1 Abkürzungsverzeichnis.....	73
7.2 Abbildungsverzeichnis.....	73
7.3 Tabellenverzeichnis	74
8. Curriculum vitae.....	75
9. Danksagung.....	76

1. Einleitung

1.1 Anatomie des linksventrikulären Auswurftraktes des Herzens

Das Herz besitzt im anatomischen Normalfall ein Gewicht von ca. 250- 300g. Es lässt sich in ein linkes und ein rechtes Herz-Kreislaufsystem unterteilen, wobei die rechte Herzhälfte den Lungenkreislauf arteriell mit Blut versorgt und die linke Herzhälfte das Blut dem Körperkreislauf zuführt.

Der linke Ventrikel wirft das Blut mit einem Druck von 120mm Hg durch die Aortenklappe in die Aorta aus. Die Aortenklappe, die den linken Ventrikel von der Aorta ascendens trennt, ist in einen Teil des aus Faserknorpel bestehenden Herzskeletts eingebunden. Unmittelbar von diesem Herzskelett ausgehend entspringt die Aorta mit ihrer Pars ascendens.

Die Pars ascendens aortae oder Aorta ascendens genannt ist der im Herzbeutel gelegene aufsteigende Teil der Aorta, der nach distal in den Arcus aortae übergeht.

Der Bulbus aortae ist der proximale aufgetriebene Teil der Aorta ascendens direkt über dem Herzskelett[5, 90].

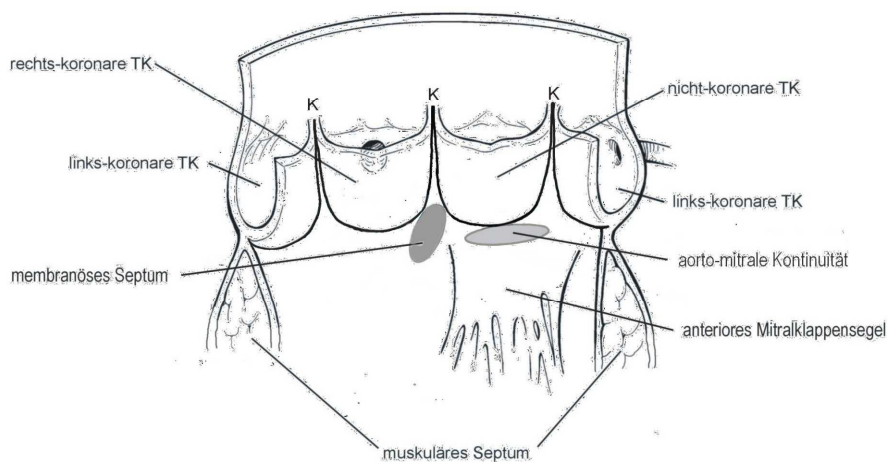
Er wird von den Sinus aortae gebildet, die auch nach dem italienischen Anatomen Antonio Valsalva als Sinus valsalvae bezeichnet werden und Aussackungen der Aorta darstellen [92]. Zwei der Sinus beherbergen je ein Ostium der linken oder rechten Koronararterie, die den Herzmuskel arteriell mit Blut versorgen. Aus dem dritten Sinus entspringt keine Koronararterie, deshalb wird dieser auch als nicht- koronarer Sinus bezeichnet[5, 92].

Die einzelnen Sinus sind jeweils von proximal her halbmondförmig von den Taschenklappen der Aortenklappe umschlossen, die hier mit der Aortenwand verwachsen sind. Die Taschenklappen laufen in den drei Kommissuren, den höchsten Klappenansatzstellen, der Aortenwurzel zusammen[7]. Die Kommissuren bilden das distale Ende der Aortenwurzel, die ihren Ursprung am Herzskelett hat [15, 71]. Der Übergang von dem Teil der Aorta, der von den Kommissuren umschrieben ist, zum kommissurenfreien Anteil der Aorta ascendens wird als sinotubulärer Übergang bezeichnet.

In der englischen Literatur taucht des Öfteren der Begriff „interleaflet triangles“ auf. Dieser Begriff beschreibt die dreieckige Fläche unterhalb der Kommissuren. Sie wird durch die Ursprungsstellen der Taschenklappen an der Aortenwand und dem Übergang

vom Ventrikel zur Aorta gebildet. Die „interleaflet triangles“ sind dem ventrikulären Abschnitt des Blutkreislaufes zuzuordnen, da sie unterhalb der Aortenklappe liegen. Der Übergang vom Ventrikel zur Aorta trägt auch in der herzchirurgischen Fachliteratur den Namen chirurgischer Anulus [94].

Der chirurgische Anulus ist von dem anatomischen Anulus zu differenzieren. Der anatomische Anulus ist die halbmondförmige, fibröse Verbindungsstruktur der Taschenklappen mit der Aortenwand, die den Klappenansatz stabilisiert [16, 94].



Zz. 1: Anatomische Darstellung der Aortenwurzel

(TK = Taschenklappe, K = Kommissur)

1.2 Pathologien der Aorta ascendens

In der Herzchirurgie sind eine Reihe von pathologischen Veränderungen der Aorta ascendens bekannt, die den Chirurgen vor eine besondere Herausforderung stellen.

1.2.1 Aortendissektion

Die Aortendissektion wird nach Stanford in Typ A und B klassifiziert. Bei der Typ A Dissektion nach Stanford ist, unabhängig von dem Ausmaß der Dissektion, die Aorta ascendens betroffen. Bei der Typ B Dissektion handelt es sich um eine Dissektion im Bereich der Aorta descendens[17, 33, 37, 67].

Eine weitere Einteilung der Aortendissektion ist die DeBakey Klassifizierung. Bei der DeBakey Typ I Dissektion ist die gesamte Aorta betroffen. Der DeBakey Typ II beläuft sich auf eine Dissektion in der Aorta ascendens und die DeBakey Typ III Dissektion ist auf die Aorta descendens beschränkt[64].

Zu einer Dissektion der Aorta kommt es in 90% der Fälle durch einen Riss der Intima meist einige Zentimeter distal der Aortenklappen in der Aorta ascendens oder im Aortenbogen, wo die Gefäßwand windkesselartig die systolische Druckbelastung auffängt. Durch den Intimariss wird ein neuer Füllungsraum für den Blutstrom zwischen Intima und pathologisch aufgelockerter Media geschaffen[93]. Seltener ist eine Dissektion durch intramurale Blutungen eines rupturierten Vas vasorum bedingt, es findet sich hierzu in der Literatur eine Angabe von 10%. Derartige Dissektionen sind häufiger im absteigenden Teil der thorakalen Aorta und in der Aorta abdominalis beschrieben[93].

Die Überlebenszeit und Überlebenswahrscheinlichkeit nach einer Dissektion ohne ein Aortenaneurysma führte ein Forscherteam um Levinsson im Jahre 1950 auf.

21 von 58 Personen überlebten die ersten 48 Stunden nach einer Dissektion nicht (36,2%), innerhalb von 3 bis 10 Tagen nach einer Dissektion starben 13 Personen (22,4%), weitere 9 Personen verstarben innerhalb von 60 Tagen nach der Dissektion (15,5%) und 15 Personen lebten länger als 3 Monate und bis zu 8 Jahren nach einer Dissektion (25,9%)[69].

1.2.2 Aortenaneurysma

Bei dem Aortenaneurysma handelt es sich um eine pathologische Vergrößerung des Durchmessers der Aorta ascendens gegenüber dem Normalfall in Abhängigkeit von dem jeweiligen Body- Mass- Index[38, 59].

Als Folge führt dies oft dazu, dass die Aortenklappe insuffizient wird, selbst wenn die Taschenklappen nicht von ihrer Struktur her pathologisch verändert sind und bei einer normalkalibrigen Aorta ascendens voll funktionsfähig wären.

Eine genaue Ermittlung der Prävalenzrate des thorakalen Aneurysma in einem Bevölkerungskollektiv wie beispielsweise der Population der Vereinigten Staaten von Amerika erscheint nach der Bewertung der Autoren Kouchoukos und Dougenis schwierig [64]. Es blieben zu viele Prävalenzen von Aneurysmen in Verstorbenen unentdeckt, da diese nicht obduziert wurden [45, 64].

Es liegen aber Datenerhebungen aus Malmö in Schweden vor, die bei einer nahezu gleich bleibenden Bevölkerung und einer Obduktionsrate von 83 % eine Inzidenz von 489 thorakalen Aneurysmen auf 100.000 obduzierte Männer beschreiben [64, 102]. In der weiblichen verstorbenen sowie obduzierten Bevölkerung Malmö belief sich die Inzidenz der thorakalen Aneurysmen auf 437 von 100.000 verstorbenen Frauen [64, 102].

Die Malmö Studie zeigt zusätzlich, dass die Prävalenz eines asymptomatischen thorakalen Aneurysma bei 67-jährigen Personen sich auf ungefähr 400 Personen bei 100.000 Obduktionen beläuft. Bei den obduzierten 80-jährigen Personen haben 670 von 100.000 ein asymptomatisches Aneurysma besessen. Somit zeigt sich für die Ausbildung eines Aneurysmas eine Altersabhängigkeit [64, 102].

Da Aneurysmen die Gefahr einer Dissektion oder Ruptur in sich bergen, ist in vielen Fällen ein Aortenersatz indiziert.

In einer von Drott et al durchgeführten Studie an der schwedischen Bevölkerung wird von einer Mortalität aufgrund einer Ruptur eines thorakalen Aneurysma der Aorta in Höhe von 4 per 100.000 ausgegangen [32].

Ein Forscherteam um Szilagyí untersuchte im Jahre 1966 retrospektiv 223 Fälle, in denen die Aneurysmen nicht operiert wurden. Bezogen auf den Durchmesser der Aneurysmen lag die Fünf-Jahre-Überlebensrate bei 10 % in den Fällen, in denen der Durchmesser über 6cm betrug. Bei einem Durchmesser der Aneurysmen von unter 6cm wurde eine Fünf-Jahre-Überlebensrate von nahezu 50 % festgestellt. In einem Zeitintervall von 10 Jahren rupturierten 20 % der Aneurysmen mit einem Durchmesser von unter 6 cm und 43 % der Aneurysmen mit einem Durchmesser von über 6cm [19, 104].

In einer 5-jährigen Studie mit 721 Patienten im Durchschnittsalter von 65,8 Lebensjahren beschrieben Davies und Kollegen ein zunehmendes Risiko für eine Ruptur der Aorta mit zunehmender Größe ihres Durchmessers. Sie zeigten, dass verglichen mit einem Aneurysma, das zu Beginn der Studie einen Durchmesser von unter 4cm besitzt, sich das

Risiko der Ruptur um das Elffache erhöht, wenn es sich um ein Aneurysma mit einem Durchmesser zu Beginn von 5 cm bis 5,9 cm handelt. Das Risiko für ein Aneurysma mit einem Durchmesser über 6cm zu Studienbeginn im Verlauf der Fünf-Jahres-Studie zu rupturieren lag 27-mal höher als das Risiko für eine Ruptur eines Aneurysma mit einem Durchmesser unter 4 cm[28].

An der Yale University School of Medicine wurden von 1985 bis 1996 die Patientendaten von 230 Patienten, die aufgrund eines thorakalen Aneurysma behandelt wurden, analysiert. Die durchschnittliche Größe der Aneurysmen zu Beginn der Studie betrug 5,2 cm (von 3,5 cm bis 10cm). Es wurde beobachtet, dass sich die Aneurysmen im Mittel um 0,12cm pro Jahr vergrößerten. Die Ein- Jahr- Überlebensrate lag bei 85 %, die Fünf- Jahre- Überlebensrate lag bei 64 %. Signifikant unterschied sich die Fünf- Jahre- Überlebensrate von 46 % bei Patienten mit Dissektion von den Patienten mit Aneurysma ohne Dissektion, die eine Fünf- Jahres- Überlebensrate von 71 % besaßen. Die durchschnittliche Größe bei Ruptur oder Dissektion der Aorta ascendens Aneurysmen betrug 6 cm. Die Gefahr der Dissektion oder Ruptur stieg mit Zunahme der Größe des Aneurysma, dies lässt sich mit dem Gesetz von LaPlace erklären. Das Gesetz von LaPlace besagt, dass die Wandspannung sich mit dem zunehmenden Durchmesser des Gefäßes erhöht[14, 71]. Die Distensibilität der Aorta ist die Fähigkeit des Gefäßes sich bei steigendem intraluminalem Druck zu erweitern und die mit der Erweiterung absorbierte systolische Energie der Blutsäule wieder in Form von kinetischer Energie während der Diastole an die intraluminale Blutsäule zurückzugeben. Die Fähigkeit beruht auf der Zusammensetzung der Aorta mit elastischen und kollagenen Fasern. Mit der zunehmenden Größe eines Aneurysmas verliert die Aorta hier zunehmend ihre Distensibilität. Bei einer Aneurysmagröße von 6cm besitzt die Aorta nahezu keine Elastizität und Distensibilität mehr[66].

Aus den Untersuchungen von Koullias und Kollegen sowie Vorp und Kollegen geht hervor, dass ein 6cm oder größeres Aneurysma bei einem starken plötzlichen Anstieg des Blutdrucks auf 200 bis 220 mm Hg rupturiert oder dissektiert, weil die Aortenwand nicht mehr in der Lage ist, die kinetische Energie der Blutsäule zu absorbieren[66, 109].

1.2.3 Ätiologien der Aortenpathologien

Risikofaktoren, die eine Entstehung eines Aneurysma begünstigen können, sind Nikotinkonsum, arterielle Hypertonie, Athereosklerose, Adipositas, eine Atherogene Diät sowie weitere Störungen im Lipid- und Glukosestoffwechsel[39, 49, 55, 88, 89].

Des Weiteren sind verschiedene erbliche Erkrankungen, die mit Störungen des Bindegewebes einhergehen, für die Entstehung von Aneurysmen verantwortlich[39, 46, 86, 91].

Das Marfan Syndrom, benannt nach seinem Erstbeschreiber Antoine Marfan im Jahre 1896[47], beschreibt einen autosomal- dominant vererbaren Gendefekt im Fibrillin- Gen auf Chromosom 15. Aufgrund der defekten Fibrillinbildung kommt es zu Bindegewebsdefekten[31, 60, 82]. Die Pleiotropie dieses Gendefekts spiegelt sich in Erkrankungen einer Reihe verschiedener Organe wider[82].

Bevor es möglich war Patienten mit Marfan Syndrom am offenen Herzen zu operieren, verstarben diese Patienten häufig im Alter zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr an einer Ruptur der Aorta[46, 81]. Das Marfan Syndrom wird in einer Studie von Pyeritz und McKusick mit einer Prävalenz von 4 bis 6 Betroffenen pro 100.000 Personen beschrieben und ist keiner ethnischen Gruppe vermehrt zuzuordnen[91]. Unter Lebendgeborenen kommt es mit einer Häufigkeit von 0,04 % auf 1000 Geburten vor[82].

Eine weitere Erkrankung mit Defekten des Bindegewebes stellt das Ehler-Danlos Syndrom dar. Unter mehreren Subtypen des Ehler- Danlos Syndroms zeigt der Typ 4 eine besonders hohe Manifestation im kardiovaskulären System auf. Oftmals sind Rupturen arterieller Gefäße Todesursache für Patienten mit Ehler- Danlos Syndrom[86]. Das Ehler- Danlos Syndrom zählt zu den autosomal- dominant weitergegebenen Erbkrankheiten und besitzt eine Häufigkeit von 0,01 % auf 1000 Lebendgeborene[82].

Eine in letzter Zeit erst näher beschriebene und differenzierte Bindegewebserkrankung, die einem autosomal- dominanten Erbgang folgt, stellt das Loeys- Dietz Syndrom dar. Hierbei handelt es sich um eine Mutation im Gen für den Zytokinrezeptor des transforming growth factor- β type II (T β RII) oder transforming growth factor type I (T β RI). Durch die Mutation in diesen Genen wird das Zytokinrezeptorsignal am T β RII oder T β RI runterreguliert. Die Folge ist eine vermehrte Kollagenproduktion bei verminderter Elastinproduktion der Gefäßwand. Diese neigt hierdurch stärker zur Ausbildung eines Aneurysma und zur Dissektion[74, 75, 110]. Phenotypisch ähneln diese Patienten den Patienten, die das Marfan Syndrom besitzen[110].

Mit der Einführung der antibiotischen Therapie sind die Inzidenzen an kardiovaskulären Erkrankungen verursacht durch die Syphilis, deren Erreger die Spirochäte *Treponema pallidum* ist, erheblich zurückgegangen[54, 55, 58]. Bei an Lues erkrankten Patienten in einem Spätstadium der Krankheit ist das Aneurysma der Aorta ascendens eines der

Hauptmanifestationen der luetischen Aortitis[55]. Die Aneurysmen der Aorta ascendens machen 50 % der durch die Lues verursachten Aortenaneurysmen aus[55].

Dilatation der Aortenwurzel bzw. Aneurysmen der Aorta ascendens können eine Insuffizienz der Aortenklappen zur Folge haben, insbesondere wenn der sinotubuläre Übergang oder der Aortenannulus von der Dilatation betroffen ist[21, 61]. Die Insuffizienz der Aortenklappe tritt in diesem Falle auf, ohne dass die Taschenklappen selber in ihrer Struktur pathologisch verändert sind[21, 61].

1.3 Entwicklung der Operationstechniken zum Ersatz der Aorta ascendens

Im Jahre 1968 publizierten Bentall und DeBono eine revolutionäre Technik zum Ersatz der Aorta ascendens bei vorliegendem Aneurysma oder Aortendissektion[9]. In der Bentall-Operation wird die Aortenklappe mitsamt der Aorta ascendens durch eine Gefäßprothese ersetzt, in die eine mechanische Herzklappe bereits eingearbeitet ist. Diese Operationstechnik stellt den „Goldstandard“ für den gemeinsamen Ersatz der Aorta ascendens und der Aortenklappe dar[9, 42, 49].

Der mechanische Klappenersatz der Bentall- Operationstechnik macht eine lebenslange antikoagulative Therapie zur Vermeidung von Thromboembolien notwendig[84]. Eine lebenslange antikoagulative Therapie birgt aufgrund der Blutungsneigung besonders für Patienten mit Marfan- Syndrom oder Patienten mit einem ähnlichen Defekt des Bindegewebes Gefahren, da dieses Patientenkollektiv sich häufiger chirurgischen Operationen unterziehen muss[53]. Ebenso stellt eine antikoagulative Therapie aufgrund ihrer Teratogenität ein Risiko für Frauen mit Kinderwunsch dar[86].

Weitere Risiken der Antikoagulationstherapie bestehen bei Patienten mit einer mangelnden „Compliance“ oder bei Patienten mit einem Lebensstil, der mit einer lebenslangen antikoagulativen Therapie nicht vereinbar ist. Wiederum andere Patienten benötigen keine Aortenklappe, deren Halbwertszeit ihre Lebenserwartung überschreitet[78].

Obwohl die Bentall- Operationstechnik mehrfach modifiziert wurde[11, 65, 113], bleibt das Problem der lebenslangen antikoagulativen Therapie bestehen. Im Jahre 1981 stellten Kouchoukos und Kollegen mit der button-Bentall Methode eine weitere technische Verbesserung der Bentall- Operation vor. Die button-Bentall Methode zielt darauf ab, die potentielle Bildung von Pseudoaneurysmen entlang der Aortennähte oder an den

Implantationsstellen der Koronararterien zu vermeiden. Dies geschieht, indem die Ostien der Koronararterien mit einem einige Millimeter breiten Rand, der zur Aortenwand gehört, aus der Aorta heraus präpariert werden. Anschließend wird dieser Randsaum aus Aortenwand, der die koronaren Ostien umgibt, mittels einer Knopfloch- Technik in die Dacron- Prothese implantiert[65].

Im Jahre 1986 beschrieb Frater die Wiederherstellung der natürlichen Funktion der Aortenwurzel. In einem solchen Fall war die Aortenklappe nur durch eine Dilatation des sinotubulären Übergangs insuffizient geworden und besaß selbst keine pathologischen Veränderungen. Eine Korrektur der Dilatation des sinotubulären Übergangs reichte vielmals aus um die Aortenklappeninsuffizienz zu beheben, wenn keine Dilatation des chirurgischen Anulus vorlag[41].

Zuvor hatten schon Wolfe und Kollegen eine Reihe von Operationen in den Jahren 1980 und 1983 veröffentlicht, in denen durch einen prothetischen Ersatz des nicht- koronaren Sinus sowie Ersatz der Aorta ascendens bei proximalen Aortendissektionen chirurgisch vorgegangen wurde. Wolfe und Kollegen vernähten die Kommissuren, die den nicht- koronaren Sinus begrenzen, und die verbleibende Aortenwurzel mit der Dacron- Prothese. Zur Verstärkung der Nähte benutzten sie kollagenhaltigen Gewebeklebstoff[111, 112]. Auf einem gemeinsamen Kongress der Herz-, Gefäß- und Thoraxchirurgen in Stockholm im Jahre 1982 stellte eine Arbeitsgruppe um den Chirurgen Sir Magdi H. Yacoub eine neue klappenerhaltende Operationsmethodik zum Ersatz der pathologisch veränderten Aorta ascendens vor, die sie seit dem Jahr 1979 anwendeten[39, 78]. Wenige Jahre später, im Jahre 1993, veröffentlichten Mazin Sarsam und Magdi Yacoub ihre operativen Erfahrungen mit ihrer klappenerhaltenden Operationsmethode. Diese Operationstechnik hatte zum Ziel die natürlichen Gegebenheiten des anatomischen Anulus wiederherzustellen und das pathologisch veränderte, dilatierte Gewebe der Aorta durch Prothesenmaterial zu ersetzen. Durch Beseitigung der Dilatation der Aorta ascendens sollte es den Taschenklappen der Aortenklappe ermöglicht werden, wieder suffizient zu schließen. Die Sinus der Aortenwurzel wurden aus den zungenartig zugeschnittenen Enden der Dacron- Prothese nachgeahmt. Die Grundvoraussetzung für Sarsam und Yacoub waren makroskopisch intakte Taschenklappen[94]. Die klappenerhaltende Operationstechnik nach Sarsam und Yacoub wird in der Literatur als „remodeling- technique“ oder als „Yacoub- Operation“ bezeichnet[48, 62, 78, 83].

Ein anderer Ansatz zum Ersatz der Aorta ascendens mit klappenerhaltender Operationsmethode wurde im Jahre 1992 von den Chirurgen Tirone E. David und

Christopher E. Feindel vorgestellt[25]. Sie hatten seit 1988 bei einem Kollektiv von 10 ausgewählten Patienten ihre Operationstechnik angewandt[78]. David und Feindel resezierten das Aneurysma, ließen vom proximalen Anteil der Aorta ascendens die Kommissuren mit den Taschenklappen stehen und entfernten die Sinus sowie den restlichen Anteil der Aorta ascendens[25], ähnlich wie es Yacoub praktizierte[94]. Anschließend nähten David und Feindel die klappentragenden Kommissuren in eine mit Kollagen imprägnierte Dacron- Prothese ein, befestigten sie durch eine Naht am chirurgischen Anulus und verbanden die Dacron- Prothese distal mit dem Aortenbogen. Die Koronararterien wurden in die Prothesewand auf ursprünglicher Höhe eingebracht[25]. Diese Operationstechnik wird in der Literatur als „reimplantation- technique“ oder als „David- Operation “ bezeichnet[62, 83,].

David und Feindel beließen es nicht bei ihrer ursprünglichen Operationsmethode zum Ersatz der Aorta ascendens, sie wandten auch eine „remodeling- technique“ an, die dem Operationsverfahren nach Yacoub ähnelt[21]. Die Entscheidung, ob ein „Reimplantation“ oder ein „Remodeling“ durchgeführt werden soll, basierten bei David und Feindel auf dem Vorliegen einer Erweiterung des chirurgischen Anulus. War der chirurgische Anulus erweitert, wurde eine „Reimplantation“ durchgeführt. Patienten mit sehr geringer oder keiner Erweiterung des chirurgischen Anulus bekamen ein „Remodeling“.

Im Jahre 1996 wandelte David seine „Remodeling- Methode“ ab. Er benutzte eine dreizungenartig geformte Dacron- Prothese um die Sinus zu ersetzen und stabilisierte den chirurgischen Anulus durch einen Teflonstreifen, der durch seine Verbindung zum fibrösen Herzskelett der Klappenebene eine fortschreitende Dilatation des chirurgischen Anulus vermeiden sollte. Die Koronararterien implantierte David in die Gefäßprothese und füllte hierdurch die koronaren Sinus nahezu aus[20].

In den nachfolgenden Entwürfen seiner Operationsmethode kehrte David zur „reimplantation- technique“ zurück. Zum einen benutzte David eine größere Prothese, die er auf Höhe der Kommissuren raffte. In einer anderen Variante ließ David sich mehr Freiraum in Bezug auf die Größe der Prothese am Anulus, an den neu- geformten Sinus und dem sinotubulären Übergang[78].

In einem Artikel aus dem Jahre 2003 fasste Miller die verschiedenen Operationsmethoden von David und Feindel zusammen und nummerierte sie. Die ursprüngliche Reimplantation nannte Miller „David I“, die zwei Remodeling Ansätze von David bezeichnete er als „David II“ und „David III“. Die Reimplantationstechniken mit veränderter Größe und

Raffung der Dacron- Prothese von David beschrieb Miller als „David IV“ und „David V“ [78].

Die Arbeiten von Yacoub et al und David et al bildeten für viele Chirurgen die Grundlage für Weiterentwicklungen dieser Prothesen und Operationstechniken [29, 78].

DePaulis und Kollegen stellten eine neue Prothesenentwicklung vor. Die Prothese besitzt basal ein kurzes Anfangsstück, genannt „collar“, ähnlich wie bei einer herkömmlichen Prothese. Auf den „collar“ folgt ein der Länge nach geriffeltes, tropfenförmiges Zwischenstück, der „skirt“, das wiederum an eine herkömmliche Prothesenröhre grenzt [29, 76, 78, 108].

DePaulis verwendete diese Prothese für Yacoub-, David- und Bentall- Operationsmethoden, da es mit dieser Prothese möglich ist „Pseudosinus“ zu kreieren [29]. Thubrikar und Robicsek veröffentlichten im Jahre 2001 ihre Ergebnisse mit einer von ihnen entwickelten Prothese, mit der die Yacoub- oder die David- Technik durchgeführt werden kann. Ihre Prothese besitzt tropfenförmige Sinus mit individueller Anpassbarkeit [108].

Unter dem Namen „the jena technique“ betitelten Albes und Wahlers eine Operationsmethode, in der sie das dilatierte Gewebe der Sinus falteten und vernähten. Somit bleibt die natürliche Aortenwand als innere Oberfläche erhalten, oberhalb der Aortenwurzel wird die Aorta ascendens durch eine Dacron- Prothese ersetzt [3].

1.4 Zielsetzung und Arbeitshypothese

In der Herzchirurgie sind mittlerweile eine Vielzahl von klappenerhaltenden Operationsmethoden etabliert, alle Operationstechniken beruhen auf den zwei unterschiedlichen chirurgischen Vorgehensweisen, die Yacoub und David einführten. Grundlegend unterscheiden sich die beiden Operationsverfahren darin, dass die Yacoub- Operation versucht, die Anatomie und Physiologie der Aortenwurzel nachzuempfinden, indem die Sinus der Aortenwurzel durch Prothesenmaterial ersetzt werden. Dies soll der Modellierung von Neo- Sinus dienen.

Bei dem von David entwickelten Operationsverfahren wird die Aortenwurzel in eine starre Prothesenröhre implantiert um der Aortenwurzel ein höheres Maß an Stabilität zu verleihen.

Weitere Abwandlungen der klassischen David- Operationsmethode zielen darauf ab, die physiologischen Eigenschaften der starren Gefäßprothese zu verbessern. Hierbei werden

z.B. in die Prothesenröhre Ausstülpungen auf der Höhe der Sinus eingearbeitet, wie in den von DePaulis oder Thubrikar entworfenen Prothesen, um Neo- Sinus zu schaffen.

Bislang ist für beide Operationsverfahren keine optimale Form des Prothesenmaterials für den Ersatz der Sinus gefunden. Der überwiegende Anteil der Studien zu beiden Operationsmethoden beläuft sich auf retrospektive klinische Studien, die die einzelnen Ergebnisse der Techniken anhand klinischer Parameter miteinander vergleichen.

Eine Beurteilung der verschiedenen Formen der Prothesenzungen zum Sinusersatz findet hier nur in geringem Umfang oder überhaupt nicht statt. Ob und in welchem Ausmaß eine Gefäßprothese die Fähigkeit besitzt, Neo- Sinus zu modellieren und welche weiteren Auswirkungen die Form des Prothesenmaterials auf die Dynamik der Aortenwurzel hat, ist bislang nicht ausreichend untersucht.

Eine Versuchsreihe in- vitro unter reproduzierbaren Bedingungen zum Vergleich der einzelnen Prothesenformen erscheint sinnvoll. Hierbei können im Rahmen einer Yacoub-Operation Daten gesammelt werden. Diese Daten ermöglichen eine Beurteilung der Auswirkungen unterschiedlicher Prothesenzungen auf das Verhalten von Taschenklappen und Aortenwurzeldynamik.

Ein derartiges Wissen kann des Weiteren hilfreich bei der Wahl einer bestimmten Prothesenform zum Sinusersatz in der Herzchirurgie sein.

Ziel dieser Arbeit ist es, verschiedene Varianten an Prothesenzungen miteinander in Hinblick auf hydrodynamische Parameter zu vergleichen und anhand des Bildmaterials eine Aussage über die Belastung der Aortenklappe unter den jeweiligen Modifikationen des zum Sinusersatz dienenden Prothesenmaterials zu treffen.

Es wurden untersucht:

- Der transvalvuläre Druckgradient und das Schlussvolumen, da der transvalvuläre Druckgradient ein wichtiger Parameter hinsichtlich der Belastung des linken Ventrikels und der Aortenklappe ist und das Schlussvolumen, welches Rückschlüsse auf die Physiologie des Klappenschlusses zulässt.

- Die Verformbarkeit der Aortenwurzel auf Höhe der Sinus und der halben Höhe der Kommissuren während des Herzzyklus

Dies erlaubt Rückschlüsse auf die Physiologie und Langlebigkeit der Klappe und kann auch zur Beurteilung der Bildung von Neo- Sinus herangezogen werden.

- Die Bewegung der Aortenklappe mittels bildgebender Verfahren

Dies ermöglicht die Beurteilung der Taschenklappen hinsichtlich ihrer Verformung während des Herzzyklus sowie ihres Schließverhaltens.

Es wurden drei unterschiedliche Prothesenzungenformen, die im Rahmen einer Yacoub-Operation zur Anwendung kommen können, untersucht. Hierbei handelt es sich um eine spitzförmig zulaufende Prothesenvariante, eine U-förmige Normalvariante und eine tropfenförmige Variante der Prothesenzungen.

2. Material und Methoden

2.1 Vorbemerkungen

Die im Verlauf der Arbeit verwendeten Volumina werden in Milliliter (= ml), die Längenangaben in Millimeter (=mm) und die Flächenangaben in Quadratmillimeter (=mm²) angegeben. Um eine klinische Vergleichbarkeit zu schaffen, werden die gemessenen und verwendeten Drücke in mm-Hg (Referenzhöhe der Quecksilbersäule) angegeben. Ein 1mm Referenzhöhe der Quecksilbersäule (Hg) entspricht einem Druck von 133Pa (=133 kg·m⁻¹·s⁻²).

2.2 Materialien

Die Experimente wurden an Schweineherzen durchgeführt. Die Schweineherzen stellte ein örtlicher Schlachthof (Todesfelde, Germany) zur Verfügung, ihre Lieferung ins herzchirurgische Labor erfolgte direkt nach der Schlachtung der Tiere, sodass ausschließlich frische Herzen verwendet wurden. Es handelte sich bei den Schweinen um herkömmliche, ca. 100kg schwere Hausschweine, die zur Lebensmittelgewinnung gezüchtet und im Alter von ca. 5 Monaten geschlachtet wurden.

Die Schweineherzen waren alle völlig intakt, ohne jegliche pathologische Veränderungen. Ihr Gewicht betrug im Durchschnitt ca. 300g.

Laut Untersuchungen von Crick und Kollegen eignen sich die Schweineherzen besonders hinsichtlich ihrer Vergleichbarkeit aus anatomischen sowie physiologischen Gesichtspunkten mit dem menschlichen Herzen[15].

Bei den in den Versuchen verwendeten Gefäßprothesen handelte es sich um Dacronprothesen (Boston Scientific Corp, Wayne, NJ -USA) mit unterschiedlichen Durchmessern.

Als Nähte wurden monofile 4-0 oder 5-0 Prolene Fäden (Ethicon, Norderstedt, Germany) verwendet.

2.3 Chirurgische Technik

Nach Lieferung wurde das Schweineherz im herzchirurgischen Labor gesäubert und auf seine Unversehrtheit sowie auf evtl. vorliegende Pathologien überprüft.

Es erfolgte eine Trennung von Truncus pulmonalis und Aorta ascendens bis zum Trigonum fibrosum durch eine Präparation des Bindegewebes{ Abb. 1 }.

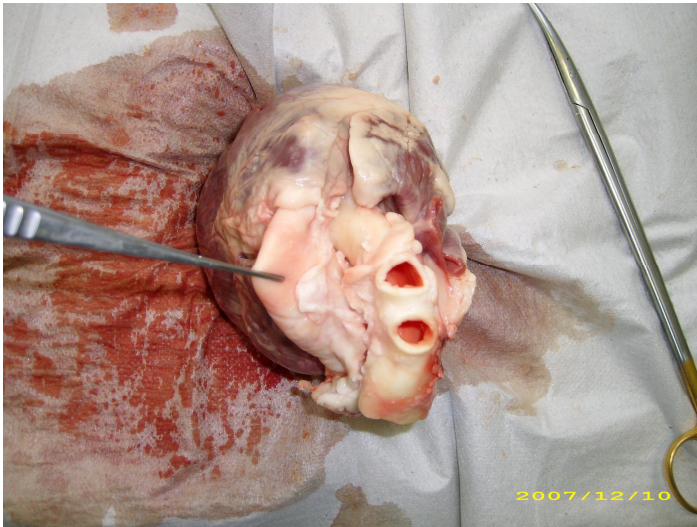


Abb. 1: Blick auf das Schweineherz von kranial nach kaudal. Pinzette hält Truncus pulmonalis, daneben ist der Aortenbogen dargestellt.

Nach der freien Darstellung der Aorta schloss sich hieran die Eröffnung des linken Ventrikels beginnend an der Herzspitze durch einen Schnitt in Richtung der Herzbasis an. Die Aortenwurzel ließ sich somit von kaudal nach kranial betrachten{ Abb. 2 }.

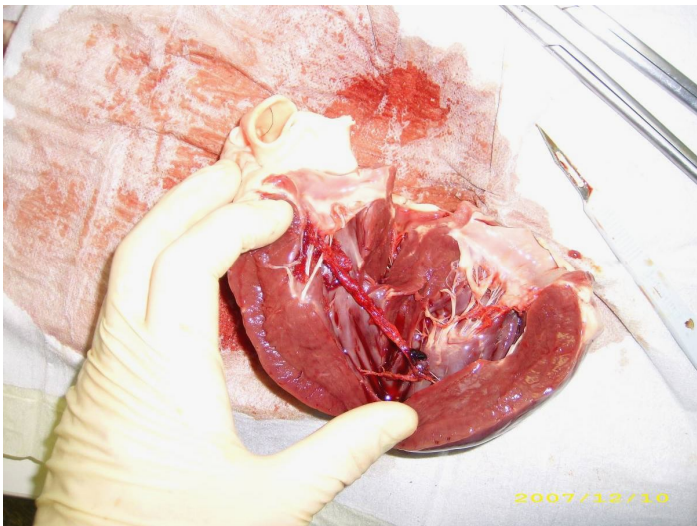


Abb. 2: Eröffneter linker Ventrikel

Die Aorta ascendens wurde ca.10mm oberhalb des sinotubulären Übergangs durchtrennt. Die Aortenwurzel wurde mit einer ca. 10 bis 15mm breiten Umgebungsfläche aus dem Herzskelett herausgeschnitten, der linksventrikuläre Herzmuskel sowie das

Mitralklappensegel wurden somit entfernt. An den ventrikulären Anteilen der Aortenwurzel wurde ca. 15mm unterhalb der Aortenklappe eine 26mm im Durchmesser betragende Dacronprothese durch eine 4-0 Prolene Naht befestigt {Abb. 3}. Diese Dacronprothese diente als Hilfsmittel zur Verbindung der Aortenwurzel mit dem Pulsduplikator.

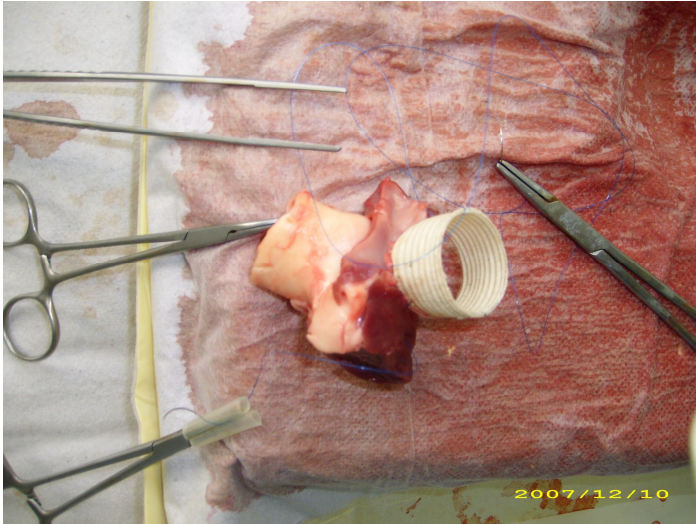


Abb. 3: Aortenwurzel mit Umgebungssaum + Dacronprothese

Die Aortenwurzel saß, durch herkömmliche Kabelbinder befestigt, auf dem für sie vorgesehenen Sockel des Pulsduplikators. Zur Messdatenerhebung wurde sie so in den Pulsduplikator eingebracht {Abb. 4}.

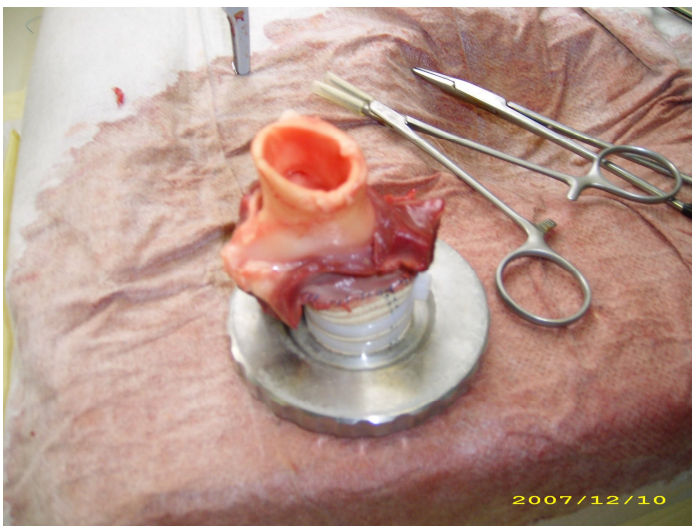


Abb. 4

Um die entsprechende Größe der „Prothesenzungen“ zu bestimmen, wurde zunächst in dieser Phase des Versuchs der Durchmesser des sinotubulären Übergangs mittels des „Mechanical Heart Valve Sizer Set Model 905“ (Firma: St. Jude Medical) bestimmt {Abb. 5 }.

Üblicherweise findet der „Mechanical Heart Valve Sizer Set Model 905“ Anwendung in der Herzchirurgie zur Bestimmung des Durchmessers des chirurgischen Anulus beim Aortenklappenersatz.

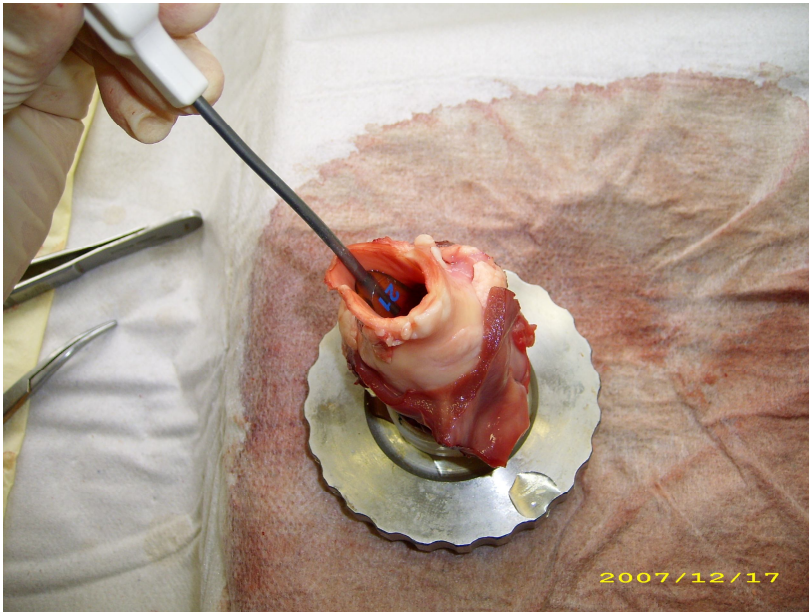


Abb. 5:Sizing des sinotubulären Übergangs

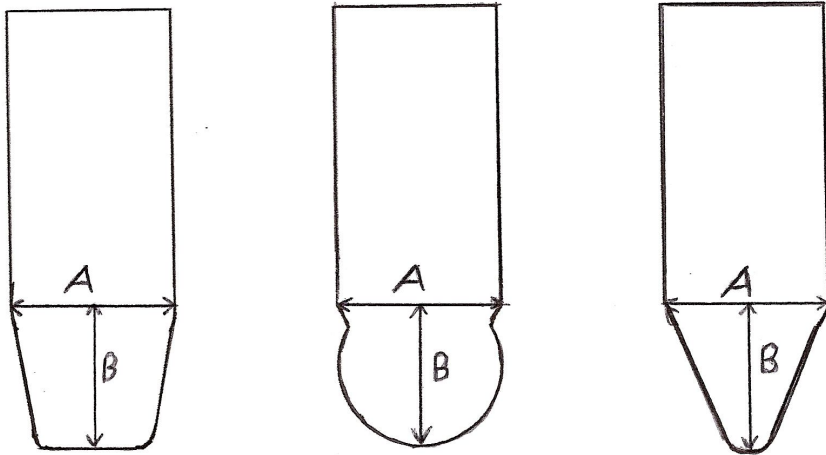
Anschließend wurden die Sinus valsalvae bis auf einen 2mm breiten Rand zum Ansatz der Klappensegel und den Kommissuren hin reseziert. Hiermit war die Ausgangspräparation für alle in der Arbeit verwendeten Varianten der „Remodeling- Technik“ abgeschlossen{ Abb. 6}.



Abb. 6: Native Aortenwurzel nach Entfernung der Sinus valsalvae + resezierter nicht- koronarer Sinus

Mit der folgenden Berechnung, basierend auf den Ergebnissen von Hansen et al [52], wurde die Größe der „Prothesenzunge“ ermittelt.

In den Formeln stellt die Variabel A die Breite der „Prothesenzunge“ auf Höhe des sinotubulären Übergangs dar, die Variabel B gibt die Tiefe der „Prothesenzunge“ an{Abb. 7 + Abb.8}. Die Konstante K steht für die Breite der Kommissuren, sie beträgt 4mm{Abb. 8}.



Y – Variante

Z – Variante,

X - Variante

Abb. 7: Unterschiedliche Varianten der Gefäßprothesenform

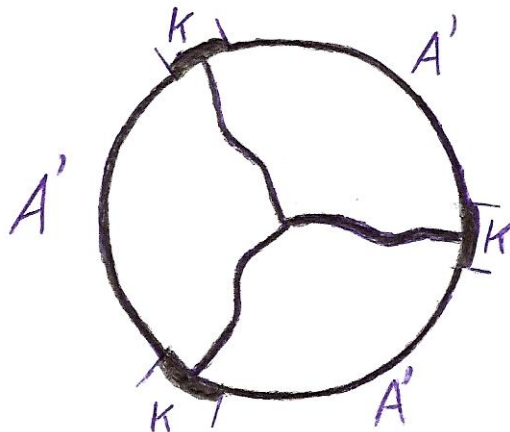


Abb. 8: Skizze der Aortenwurzel, Blickrichtung von kranial nach kaudal

Anhand des Durchmessers (D) des sinotubulären Übergangs kann der Umfang (U) des sinotubulären Übergangs mit folgender Formel ermittelt werden:

$$U = D \times \pi$$

Von dem gesamten Umfang des sinotubulären Übergangs wurden 12 mm subtrahiert. Diese 12 mm ergeben sich aus der Addition der drei Kommissuren K . Die restliche Länge stellt das 3-fache der Strecke A' (blau) dar {Abb. 8}.

Die restliche Länge vom Umfang des sinotubulären Übergangs (L), die Strecke $3A'$, wird mit dem Koeffizienten 1,3 multipliziert um ihre Ausdehnung bei systemischem Druck zu bestimmen [52]. Die so berechnete Länge vom Umfang des sinotubulären Übergangs zur Zeit eines vorliegenden systemischen Drucks in der Aorta wird in der Rechnung als Variabel H angegeben.

$$U - 12 \text{ mm} = 3 \times A' = L$$

$$L \times 1,3 = H$$

$$H = 1,3 \times (U - 12 \text{ mm})$$

Um die Breite der einzelnen „Prothesenzungen“ (A) zu bestimmen {Abb. 7}, wurde zunächst die Länge H durch den Faktor 3 dividiert. Dies ergab die Länge A' , zu ihr wurden pro Ende 2 mm als Nahtrand addiert. Somit ist die Breite der „Prothesenzunge“ (A) berechnet {Abb. 7}.

$$H / 3 = A''$$

$$A'' + 2 \text{ mm} + 2 \text{ mm} = A$$

Zur Bestimmung der Breite der „Prothesenzunge“ anhand der Messung des Aortendurchmessers auf Höhe des sinotubulären Übergangs ohne vorliegenden systemischen Druck wurde folgende Tabelle mit den, wie oben beschrieben, berechneten Werten zu Hilfe genommen {Tab. 1}.

D in mm	L in mm	A in mm
17	41,407	22
19	47,690	25
21	53,973	27
23	60,256	30
25	66,539	33
27	72,823	36
29	79,106	38

Tab. 1

Die Tiefe der „Prothesenzunge“ (B) wird gemessen, indem man die Tiefe der resezierten Sinus valsalvae vermisst{Abb. 9}.

Hier ist exemplarisch die Messung der Tiefe eines nicht- koronaren Sinus demonstriert{Abb. 9}:

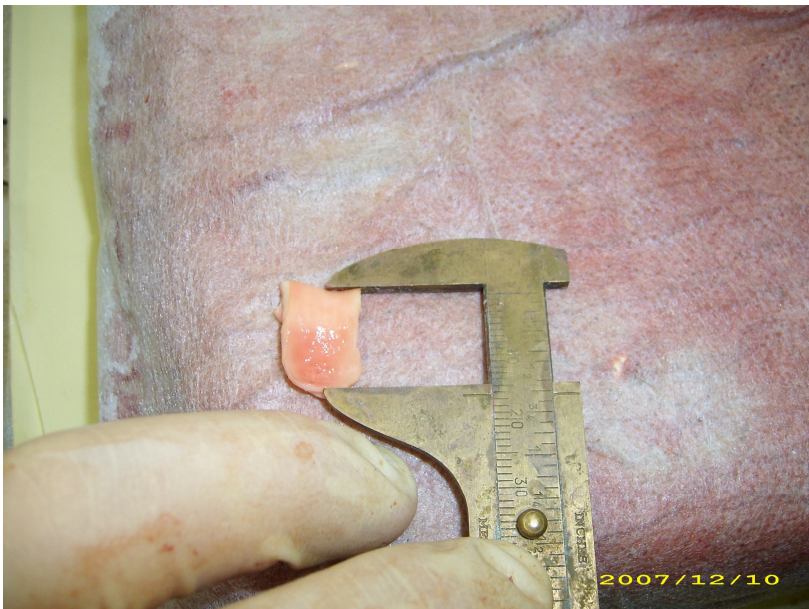


Abb. 9: Messung der Tiefe eines nicht- koronaren Sinus

Nach Ermittlung der variablen Größen, sprich die Breite (A) und Tiefe (B), für eine Aortenwurzel nach dem beschriebenen Verfahren erfolgte der Zuschnitt der entsprechenden „Prothesenzungen“ aus einer Dacronprothese{Abb. 10}.

Hier exemplarisch an einer X – Variante durchgeführt {Abb. 7 + Abb. 10}:

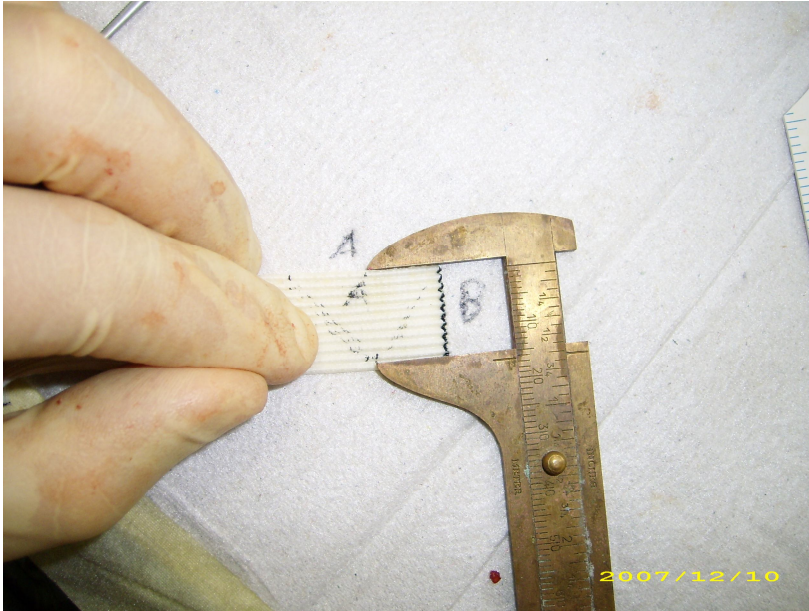


Abb. 10: Sizing der Prothesenzungen, X - Variante

Die Prothesenzungen wurden am oberen Pol der Kommissuren fixiert um sie dann mittels einer fortlaufenden Naht 4-0 Prolene mit dem 2mm breiten Nahtrand zu vernähen{Abb. 11}. Die fortlaufende Naht begann am tiefsten Punkt des resezierten Sinus und verlief von dort aus auf beiden Seiten bis zum oberen Pol der Kommissuren{Abb. 12}.

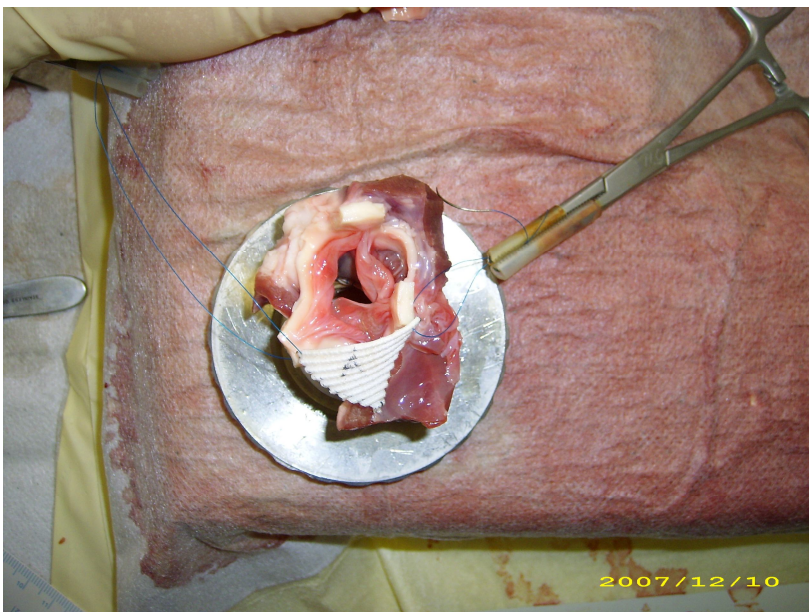


Abb. 11: Prothesenzunge am oberen Pol der Kommissuren fixiert

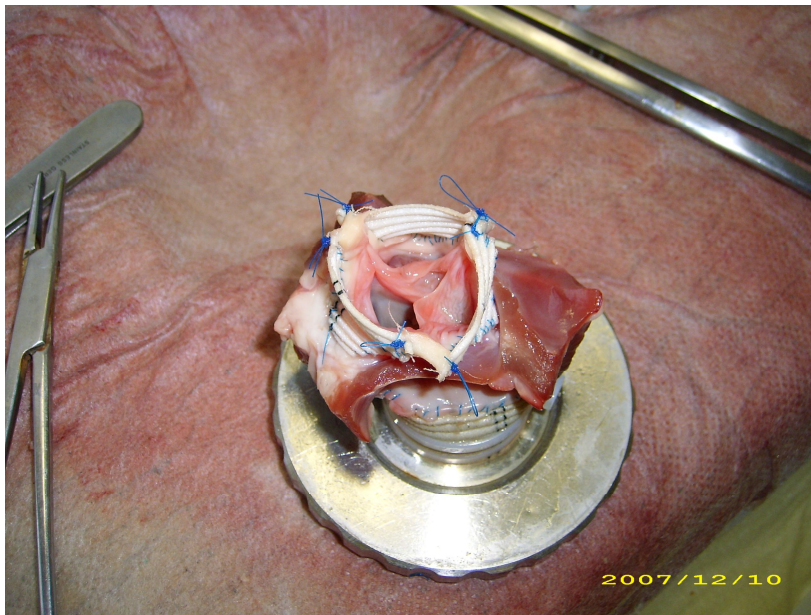


Abb. 12: Alle drei Prothesenzungen sind vernäht

Um die Größe der Dacronprothese bestimmen zu können, die auf die Aortenwurzel nach Annahrt der „Prothesenzungen“ aufgesetzt wurde, addierte man die drei Breiten der Prothesenzungen (A). Man erhielt somit den Umfang des artifiziell erschaffenen sinotubulären Übergangs(aU). Anhand folgender Formel konnte der Durchmesser der Dacronprothese(aD) berechnet werden, die auf die „remodellierte“ Aortenwurzel aufgesetzt wird:

$$A + A + A = 3 \times A = aU$$

$$aU / \pi = aD$$

Die unterschiedlichen Größen der Dacronprothesen sind nach ihren Durchmessern (aD) sortiert, unten ablesbar { Tab. 2 }:

A in mm	aU in mm	aD in mm
22	66	21
25	75	24
27	81	26
30	90	29
33	99	32
36	108	34
38	114	36

Tab. 2

Nachdem die Dacronprothese auf die Aortenwurzel aufgenäht war, wurden die Ultraschallkristalle (Ultrasonic micrometer transceiver / receiver crystals, Sonometrics Corp., London, Kanada) an den festgelegten Stellen mit einer 5-0 Prolene Naht vernäht {Abb.15 + Abb. 13}. Nach oben hin wurde die Prothese an einem Plexiglaszylinder fixiert, die „remodellierte“ Aortenwurzel konnte somit in den Pulsduplikator eingebracht werden.

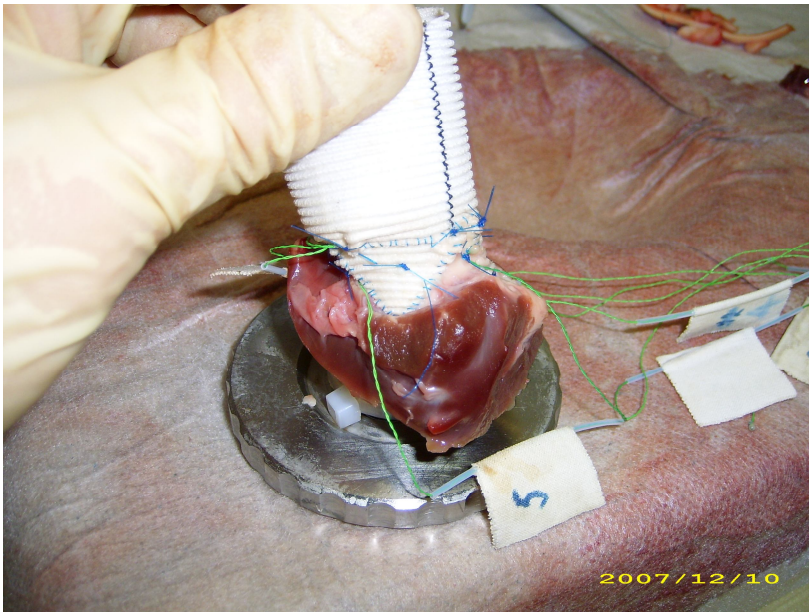


Abb. 13: Sonomikrometer an der Aortenprothese befestigt

2.4. Versuchsaufbau

2.4.1 Pulsduplikator

Der Aufbau des Pulsduplikators wird in Abbildung {Abb. 14} illustriert. Die zur Erläuterung des Systemaufbaus vom Pulsduplikator verwendeten Nummerierungen (P1 bis P13) beziehen sich auf die in der Abbildung {Abb. 14} hinzugefügten Nummerierungen. Der Pulsduplikator kann die Herzaktion des linksventrikulären Auswurftraktes simulieren. Er setzt sich zusammen aus einer kurvengesteuerte Kolbenpumpe (P1), die einen pulsatilen Fluss erzeugt, sowie einem Gefäßsystem zur Simulation des Körperkreislaufs und insbesondere der Windkesselfunktion der Aorta[98].

Die Frequenz des pulsatilen Flusses ist variabel. Durch das Auswechseln der Kurvenscheiben(P2) lassen sich unterschiedliche Schlagvolumina generieren.

Die atriale Vorlast wird durch ein Reservoir (P3) erzeugt, in das die physiologische Kochsalzlösung aus dem Systemkreislauf nachläuft. Dieses Atriale Reservoir befindet sich auf der Höhe der Klappenebene.

Zwei Ventilscheiben (P4) sorgen für eine Minimierung des negativen Drucks in der Pumpkammer während der Diastole. Sie repräsentieren die Mitralklappe, weisen bei ihrer Öffnung eine geringe Trägheit auf und dichten bei Verschluss den Rückfluss zum Atriale Reservoir komplett ab.

Zur Vermeidung von Druck- und Fluss- Oszillation sorgt eine justierbare Luftkammer (P5) am Pumpenausfluss für die nötige Compliance um die ventrikuläre Impedanz zu simulieren. Die Aortenwurzel (P7) wird in die Untersuchungskammer direkt über dem Pumpenausfluss zwischen zwei Halterungen eingebracht, die Untersuchungskammer ist ebenfalls mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllt (P6).

Die obere Halterung ist eine aus Plexiglas bestehende kleinere Kammer (P8), die nach oben hin ein optisches Fenster für die Hochgeschwindigkeitskamera (Redlake Imaging Corp., Morgan Hill, California, USA) besitzt. Diese dient der Beobachtung der Klappe.

Zur Messung der Druckdifferenzen, die über der Aortenwurzel herrschen, sind 65 mm unterhalb und 40 mm oberhalb der Aortenklappe Drucksensoren (Envec Ceracore M capative pressure transducers , Endress + Hauser, Maulburg, Germany) befestigt (P11).

Der Volumenfluss wird unterhalb der Aortenwurzel mittels eines Ultraschallmessgerätes (P12) gemessen, HT207 ultrasonic flowmeter (Transonic Systems Inc., Ithaca, NY, USA).

Das Nachlastsystem besteht aus drei Elementen:

Eine in der Höhe verstellbare Säule an physiologischer Kochsalzlösung (P9), eine weitere justierbare Luftkammer (P5) und ein kompressibles Widerstandselement aus feinporigem Plastik (P10).

Die Säule aus physiologischer Kochsalzlösung (P9) simuliert den diastolischen Druck, die justierbare Luftkammer (P5) erzeugt eine Compliance wie sie in der Aorta anzutreffen ist, und das Widerstandselement simuliert den peripheren Widerstand (P10).

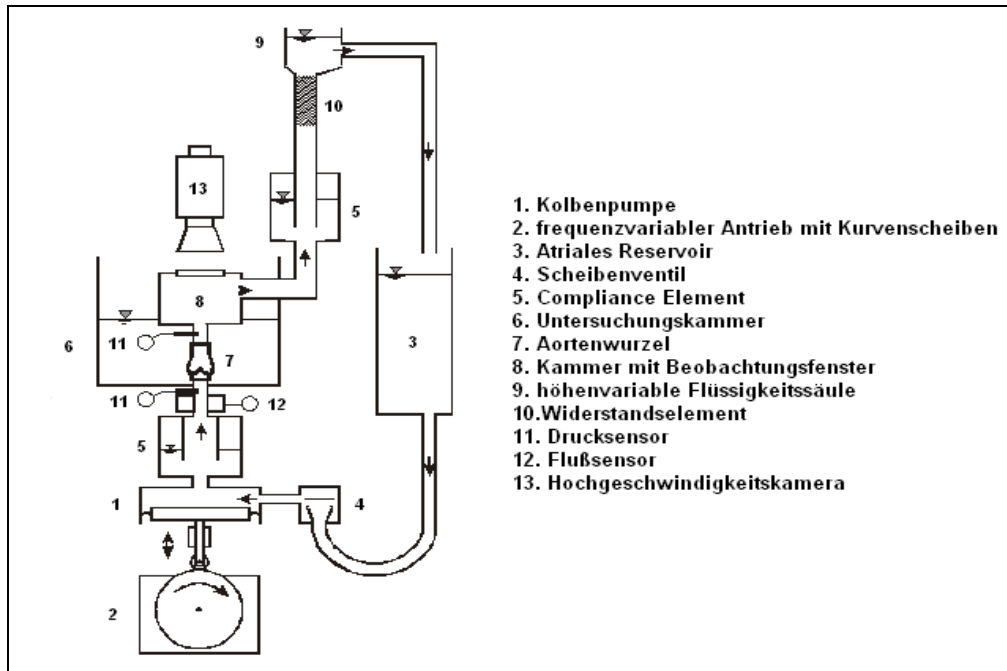


Abb. 14: Aufbau des Pulsduplikators (P1bis P13)

2.4.2 Datenerfassung

In den Versuchen mit den beschriebenen Sinusprothesen der Aortenwurzel {Abb. 7} wurden der transvalvuläre Druckgradient, das Schlussvolumen der Klappen, die Klappenbewegung sowie die dynamische Veränderung der Aortenwurzel auf halber Höhe der Kommissuren und auf Höhe der Sinus gemessen.

2.4.3 Transvalvulärer Druckgradient

Zur Messung der Druckdifferenzen, die über der Aortenwurzel herrschen, sind 65 mm unterhalb und 40 mm oberhalb der Aortenklappe Drucksensoren (Envec Ceracore M capative pressure transducers , Endress + Hauser, Maulburg, Germany) befestigt (P11).

2.4.4 Volumenfluss

Der Volumenfluss durch die Aortenwurzel wird unterhalb dieser mittels eines Ultraschallmessgerätes (P12) gemessen, HT207 ultrasonic flowmeter (Transonic Systems Inc., Ithaca, NY, USA). Es werden hier 500 Daten pro Sekunde aufgezeichnet und anschließend digitalisiert.

2.4.5 Klappenbewegung

Zur Beurteilung der Klappenbewegung wurde Bildmaterial von der direkt über der Testklappe im Pulsduplikator befestigten Hochgeschwindigkeits-Kamera Motionscope HR-1000 (Redlake Imaging Corp., Morgan Hill, California, USA) aufgenommen.

2.4.6 Veränderungen der Kreisfläche

Zur Messung der Distensibilität, die Verformbarkeit des Aortengewebes und des Prothesenmaterials, während der Systole sowie der Diastole wurden Sonomikrometer (Ultrasonic micrometer transceiver/receiver crystals, Sonometrics Corp., London, Kanada) verwendet.

Diese Sonomikrometer sind 20mg schwere und circa 1mm³ große Ultraschallkristalle, die als Sensoren miteinander in Kontakt stehen. Sie messen die unterschiedlichen Distanzen zueinander während der verschiedenen Phasen der Herzaktion.

Es waren jeweils drei Sonomikrometer auf halber Höhe der Kommissuren und drei Sonomikrometer mittig auf der Prothesenzunge, die den jeweiligen Sinus ersetzt, angebracht {Abb.15}. Es konnten somit die Distanzen dreier Ultraschallkristalle zueinander gemessen werden, die in einer Ebene lagen.

Die Sonomikrometer an den Kommissuren wurden von außen mit 4/0 Prolene Nahtmaterial am Aortengewebe vernäht. Die auf der Prothesenzunge befestigten Sonomikrometer wurden von innen angenäht, ihre Datenkabel wurden durch ein Loch in der Dacronprothese oberhalb des sinotubulären Übergangs nach außen geleitet. Das Loch wurde mit einer Tabaksbeutelnaht verschlossen.

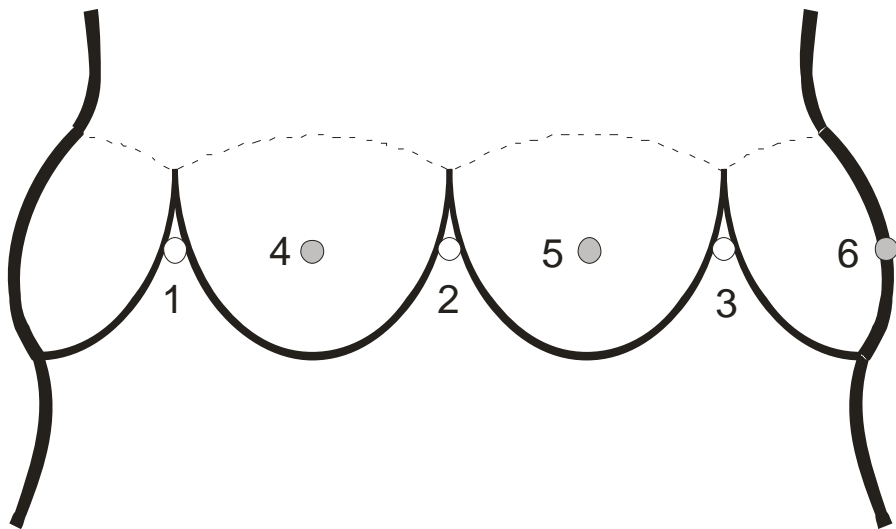


Abb. 15

1,2,3 – Halbe Höhe Kommissur (COM)

4,5,6 – Sinus der Prothesenzunge (SIN)

2.5 Datenerhebung und Datenauswertung

2.5.1 Volumenfluss und Druckgradient

Innerhalb von zehn Herzschlägen gemäß ISO 5840 [57] wurden die Daten zu Volumenfluss und Druckgradient bestimmt, die hiernach mit Hilfe eines Analyseprogramms berechnet wurden.

Aus den Mittelwerten der Differenzen zwischen linksventrikulärem Druck und Aortendruck wurde der mittlere Druckgradient(dp_{mean}) berechnet.

Der Druckgradient ist in der Grafik als Abschnitt von Beginn der Aortenklappenöffnung während der linksventrikulären Auswurfphase bis zur Spitze des maximalen systolischen Drucks in der Aorta markiert {Abb. 16}.

Der Volumenfluss ist als die negative Fläche nach Beendigung der Auswurfphase in der Grafik ablesbar {Abb. 16}.

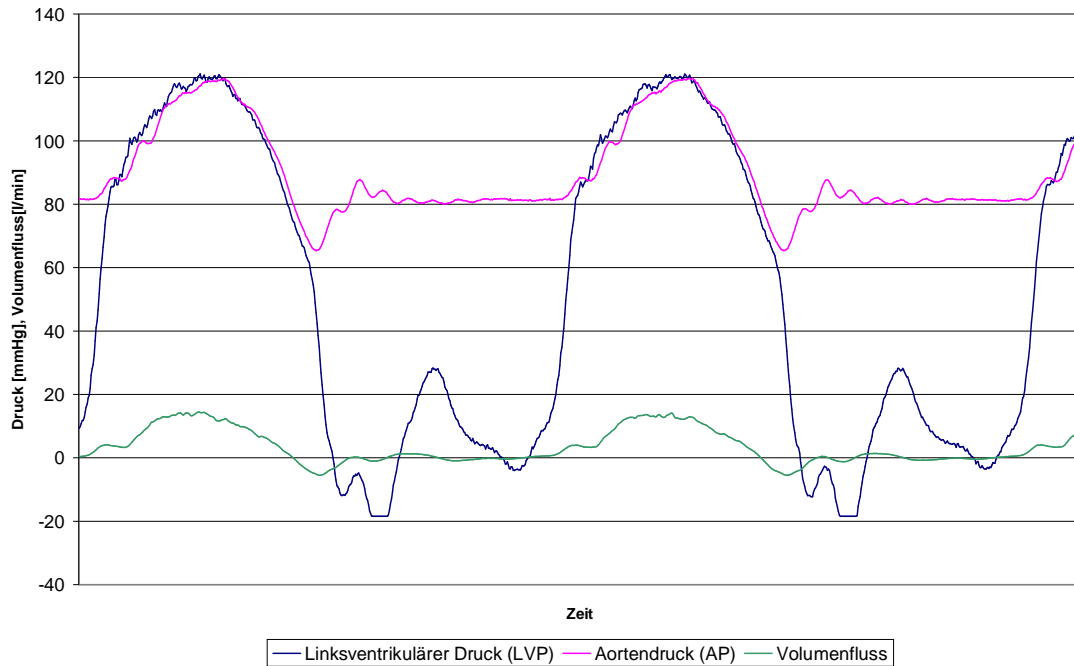


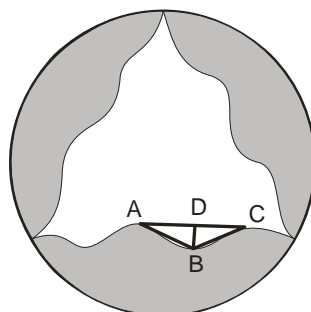
Abb. 16: Exemplarische Darstellung der Messung von Drücken und Volumenfluss während der Herzphasen

2.5.2 Klappenbewegung

Aus den Videosequenzen, die mit der Hochgeschwindigkeitskamera Motionscope HR-1000 (Redlake Imaging Corp., Morgan Hill, California, USA) aufgenommen wurden, wurden mit Hilfe eines Computerprogramms einzelne Bilder in Abfolge erstellt.

Beim Durchlauf der Bilderfolge wurde zu jeder Prothese das entsprechende Bild herausgesucht, das die Taschenklappen bei maximaler Faltenbildung in der Systole zeigte. Die maximal feststellbare Faltentiefe mit ihrer jeweiligen Länge des Faltenrandes der entsprechenden Taschenklappe wurde zur Berechnung des Bending- Deformation- Index (BDI) herangezogen[35].

Der Bending- Deformation- Index (BDI) errechnet sich somit aus dem Quotienten von Faltentiefe (BD) zur Hälfte der Länge des Faltenrandes (BC) {Abb. 17}.



$$BDI = \frac{BD}{BC}$$

Abb. 17

2.5.3 Veränderungen der Kreisfläche

Zur Berechnung der Größe der Kreisfläche auf den unterschiedlichen Messebenen während der maximalen systolischen Ausdehnung und der minimalen diastolischen Ausdehnung wurden die Distanzen zwischen jeweils zwei korrespondierenden Ultraschallkristallen gemessen {Abb.15, Abb.18}.

Somit können drei Strecken eines Dreiecks, das in einer Ebene liegt, während der Systole sowie der Diastole bestimmt werden {Abb.18}.

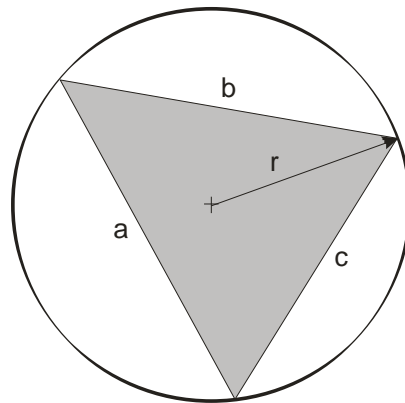


Abb. 18

Mit Hilfe der Heronischen Flächenformel kann man aus diesem Dreieck die Fläche des zugehörigen Umkreises berechnen.

Im Folgenden sind die Rechenschritte zur Ermittlung der Fläche des Umkreises, der die Kreisfläche einer Ebene darstellt, ausgeführt:

$$\text{Fläche des Dreiecks} \quad A = \sqrt{s \cdot (s - a)(s - b)(s - c)} \quad (1)$$

$$\text{Es gilt hierbei:} \quad s = \frac{(a + b + c)}{2} \quad (2)$$

Berechnung des Radius vom Umkreis des Dreiecks :

$$\text{Radius des Umkreises} \quad r = \frac{a \cdot b \cdot c}{4 \cdot \sqrt{s \cdot (s - a)(s - b)(s - c)}} \quad (3)$$

Aus dem somit ermittelten Radius wird die Kreisfläche berechnet:

$$\text{Fläche des Kreises} \quad A_2 = \pi \cdot r^2 \quad (4)$$

Es wurden für jede der zwei zu messenden Ebenen (COM, SIN) anhand von drei Messzyklen die Kreisflächen berechnet und hieraus die Mittelwerte bestimmt { Abb. 19}. Die Distensibilität konnte demnach als prozentuale Veränderung der Kreisflächen einer Ebene in Bezug auf das systolische Maximum berechnet werden.

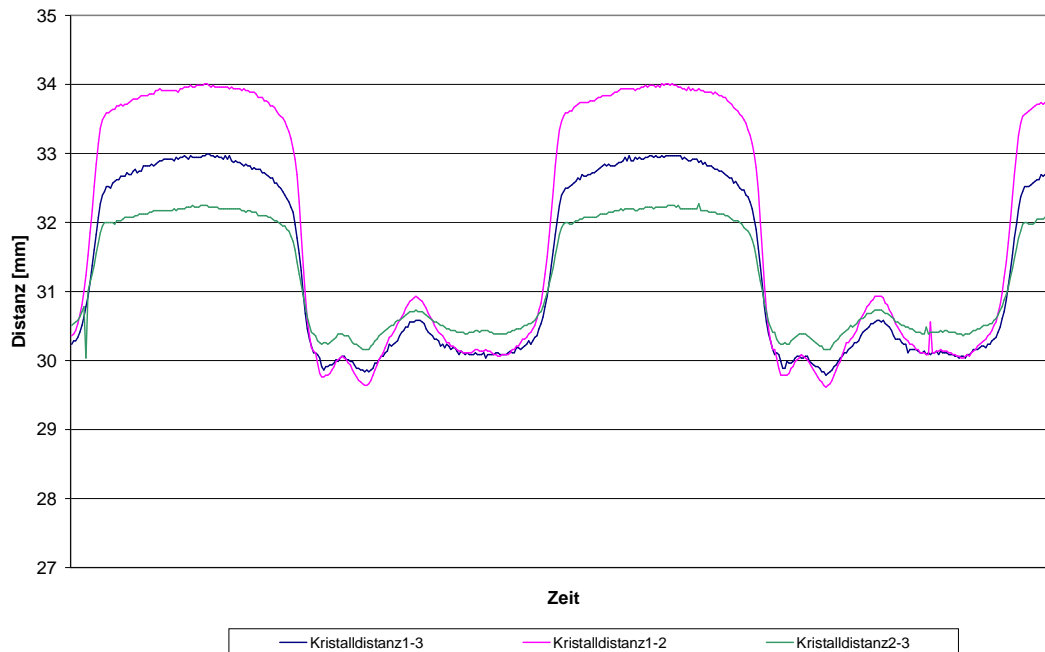


Abb. 19: Exemplarische Darstellung der Distanzmessung zwischen korrespondierenden Ultraschallkristallen im Laufe eines Messzyklus

2.6 Versuchsdurchführung und Messreihen

Die verschiedenen Sinusprothesen wurden zur Versuchsdurchführung in den Pulsduplikator eingebracht. Bei einer simulierten Herzfrequenz von 64 Schlägen pro Minute und einem Schlagvolumen von 54ml wurden die Messdaten erhoben. Die Einstellung des systolischen Drucks betrug 125mmHg und die Einstellung für den diastolischen Druck belief sich auf 80mmHg.

Bei der Testflüssigkeit handelte es sich um 0,9% physiologische NaCl- Lösung. Alle Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt.

Bei der Datenerhebung mittels Sonomikrometrie wurden 6 Messzyklen mit jeweils 2 Herzschlägen gemessen, wobei zur Messung einer Ebene (COM, SIN) 3 Messzyklen verwendet wurden.

Synchron zur Erhebung der hämodynamischen Parameter (Druckgradienten, Regurgitationsvolumina) wurde ein Messzyklus mit 10 Herzschlägen durchgeführt.

Es wurden folgende Sinusprothesen untersucht:

Bei der Normalvariante (Y-Variante) wurden n = 8 Prothesen, bei Spitzvariante wurden n = 8 Prothesen und bei der tropfenförmigen Variante wurden n = 8 Prothesen untersucht.

2.7 Statistik

Die Daten einer Prothesenvariante wurden als eine Gruppe betrachtet. Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test konnten die Daten auf ihre Normalverteilung überprüft werden. Eine Varianzanalyse (ANOVA) führte man an den Ergebnissen der einzelnen Versuchsreihen durch.

Die Varianzgleichheit wurde mittels des Bartlett- Tests bestimmt und ein Tukey Test zur Signifikanzberechnung verwendet. Alle Daten mit einem $p < 0,05$ wurden als signifikant gewertet.

Bei den angegebenen Daten handelt es sich um Mittelwerte \pm Standardabweichung.

3. Ergebnisse

Bei den Ergebnissen handelt es sich um die jeweiligen Mittelwerte mit ihren zugehörigen Standardabweichungen.

Daten, die aufgrund technischer Defekte nicht vollständig erhoben werden konnten, sind in die Betrachtung nicht mit eingeflossen.

3.1 Transvalvulärer Druckgradient

In der Datenerhebung zur Bestimmung der transvalvulären Druckgradienten konnten folgende Fallzahlen (n) ausgewertet werden:

Es ergaben sich für die Normalvariante (Y) ein $n = 7$, für die Spitzvariante (X) ein $n = 7$ und für die tropfenförmige Variante (Z) $n = 7$.

Die Fallzahl (n) bei der Datenerhebung zum transvalvulären Druckgradienten weicht von der Anzahl der durchgeführten Versuche ab, da bei den Versuchen A516y, A521x und A533z keine vollständigen Messwerte ermittelt werden konnten {Tab.3}.

Der mittlere Druckgradient belief sich bei der Normalvariante auf $4,729 \text{ mmHg} \pm 0,504 \text{ mmHg}$.

Der Spitzendruckgradient belief sich bei der Normalvariante auf $11,918 \text{ mmHg} \pm 2,297 \text{ mmHg}$.

Die einzelnen Messwerte sind in Tabelle 3 {Tab. 3} aufgeführt.

Die Normalvariante (Y) zeigte signifikant höhere Werte für den mittleren Druckgradienten (dp mean) und für den Spitzendruck (dp peak) als die anderen beiden chirurgischen Varianten.

Die mittleren Druckgradienten der Normalvariante und der Spitzvariante unterscheiden sich mit einem p- Wert von 0,005 signifikant voneinander.

Der p- Wert von der Normalvariante und der tropfenförmigen Variante lässt mit 0,225 keinen signifikanten Unterschied erkennen.

Die Spitzendruckgradienten der Normalvariante und der Spitzvariante zeigen mit einem p- Wert von 0,019 einen signifikanten Unterschied.

Der p- Wert von Normalvariante und tropfenförmiger Variante hinsichtlich ihrer Spitzendruckgradienten weist mit 0,597 keinen signifikanten Unterschied auf.

	Normalvariante (Y)		Spitzvariante (X)		Tropfenförmige Variante (Z)	
	Mittlerer Druckgradient (dp mean)	Spitzen-druckgradient (dp peak)	Mittlerer Druckgradient (dp mean)	Spitzen-druckgradient (dp peak)	Mittlerer Druckgradient (dp mean)	Spitzen-druckgradient (dp peak)
Einzelwert	5,117	12,389	2,759	8,3	2,615	7,332
Einzelwert	4,0506	10,0376	2,233	6,353	4,387	10,536
Einzelwert	5,1825	15,19875			3,354	9,473
Einzelwert	4,952	12,537	2,162	6,865	3,771	10,309
Einzelwert	4,3437	9,4291	3,542	8,817	3,215	10,837
Einzelwert			4,043	11,331	3,814	11,293
Einzelwert	3,1651	9,5312	3,342	9,457		
Einzelwert	3,3283	9,1362	1,724	4,808	4,061	11,211
Mittelwert	4,72916	11,91829	2,9478	8,3332	3,526	9,96333333
Standardabweichung	0,50364118	2,2966742	0,824106	1,95568229	0,60671509	1,42429501

Tab. 3 Druckmessungen über die Aortenklappe in mmHg

3.2 Schlussvolumen und Leckvolumen

In der Datenerhebung zur Bestimmung des Schlussvolumens sowie des Leckvolumens konnten folgende Fallzahlen (n) ausgewertet werden:

Es ergaben sich für die Normalvariante (Y) ein $n = 7$, für die Spitzvariante (X) ein $n = 7$ und für die tropfenförmige Variante (Z) $n = 7$.

Die Fallzahl (n) bei der Datenerhebung zum Schlussvolumen und Leckvolumen weicht von der Anzahl der durchgeführten Versuche ab, da bei den Versuchen A516y, A521x und A533z keine vollständigen Messwerte ermittelt werden konnten.

Für die drei untersuchten chirurgischen Remodeling- Varianten stellten sich keine statistisch relevanten Signifikanzen hinsichtlich des Schlussvolumens sowie des Leckvolumens dar.

In der Gruppe der Normalvarianten (Y) kam es zu einem Leckvolumen von -0,518 ml bei Versuch A513y. Die Gruppe der Spitzvarianten (X) besaß zwei Leckvolumina von -3,18ml bei Versuch A520x und von -3,605ml bei Versuch A526x {Tab. 4}.

Zwei Leckvolumina von -2,476ml bei Versuch A527z sowie von -0,476ml bei Versuch A528z wurden in der Gruppe der tropfenförmigen Sinusprothesen gemessen {Tab. 4}.

Die einzelnen Messwerte sind in Tabelle 4 {Tab. 4} aufgeführt.

	Normalvariant (Y)		Spitzvariante (X)		Tropfenförmige Variante (Z)	
	Schlussvolumen (V close)	Leckvolumen (V leak)	Schlussvolumen (V close)	Leckvolumen (V leak)	Schlussvolumen (V close)	Leckvolumen (V leak)
Einzelwert	-6,239	0	-8,243	0	-7,509	-2,476
Einzelwert	-10,069	0	-9,538	-3,18	-4,282	-0,476
Einzelwert	-5,795	-0,51775			-6,039	0
Einzelwert	-3,175	0	-6,515	0	-4,864	0
Einzelwert	-1,884	0	-4,687	0	-6,845	0
Einzelwert			-5,112	0	-3,6	0
Einzelwert	-5,53	0	-6,949	0		
Einzelwert	-4,967	0	-5,661	-3,605	-5,352	0
Mittelwert	-5,4324	-0,10355	-6,819	-0,636	-5,52316667	-0,492
Standard - abweichung	3,16097846	0,23154484	2,05988021	1,42213923	1,52515093	0,99043102

Tab. 4 Messwerte der Schlussvolumen und Leckvolumen der Aortenklappe in ml

Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Schluss- und Leckvolumina zwischen den einzelnen Prothesenvarianten feststellen.

3.3 Bending- Deformation- Index

Da es sich bei dem Bending- Deformation- Index (BDI) um einen dimensionslosen Wert handelt, sind keine Messeinheiten angegeben.

In der Datenerhebung zur Bestimmung des Bending- Deformation- Index (BDI) konnten folgende Fallzahlen (n) ausgewertet werden:

Es ergaben sich für die Normalvariante (Y) ein $n = 6$, für die Spitzvariante (X) ein $n = 6$ und für die tropfenförmige Variante (Z) $n = 8$.

Die Fallzahl (n) bei der Datenerhebung des BDI weicht von der Anzahl der durchgeführten Versuche ab, da bei den Versuchen A511y, A513y, A520x und A523x kein vollständiges Bildmaterial gewonnen werden konnten oder die Videoaufnahme aufgrund unzureichender Belichtung nicht auswertbar war {Tab. 5}.

Die geringste Verformung des freien Klappenrandes während der Systole wies die Gruppe der tropfenförmigen Varianten (Z) auf. Sie unterschieden sich mit ihren BDI signifikant von den anderen beiden chirurgischen Varianten, ihr BDI betrug $0,31 \pm 0,09$ {Tab. 5}.

Die einzelnen Messwerte sind in Tabelle 5 {Tab. 5} aufgeführt.

Die Bending- Deformation- Indices der tropfenförmigen Variante unterscheiden sich mit einem p- Wert von 0,026 signifikant von den BDI der Normalvariante.

Mit einem p- Wert von 0,124 lässt sich kein signifikanter Unterschied zwischen der tropfenförmigen Variante und der Spitzvariante bezüglich des BDI feststellen.

	Normalvariante (Y)	Spitzvariante (X)	Tropfenvariante (Z)
	BDI	BDI	BDI
511Y, 519X, 527Z		0,78	0,23
512Y, 520X, 528Z	0,84		0,29
513Y, 521X, 529Z		0,61	0,26
514Y, 522X, 530Z	0,71	0,60	0,26
515Y, 523X, 531Z	0,75		0,35
516Y, 524X, 532Z	0,78	0,91	0,48
517Y, 525X, 533Z	0,59	0,83	0,85
518Y, 526X, 534Z	0,30	0,77	0,77
Mittelwert	0,77	0,72	0,31
Standard - abweichung	0,06	0,15	0,09

Tab. 5 Messwerte der BDI

3.4 Veränderungen der Durchmesser der Aortenwurzelprothese

Anmerkung:

Die Veränderungen der Durchmesser auf halber Höhe der Kommissuren (COM) zeigten im Vergleich mit den Veränderungen der Durchmesser auf Höhe der Sinus (SIN)

eine Varianzschätzung homogener Gruppen mit einem $p= 0,000715105$ an. Diese

Untersuchung wurde exemplarisch an den Gruppen der Normalvariante (Y) durchgeführt.

Als Maß für die Dehnbarkeit der Aortenwurzelprothesen wird die Veränderung der Durchmesser von Diastole zu Systole als Prozentangabe verwendet.

3.4.1 Veränderungen der Durchmesser auf halber Höhe der Kommissuren (COM)

In der Datenerhebung zur Bestimmung der Veränderungen der Kreisfläche auf halber Höhe der Kommissuren (COM) konnten folgende Fallzahlen (n) ausgewertet werden:

Es ergaben sich für die Normalvariante (Y) ein $n = 8$, für die Spitzvariante (X) ein $n = 7$ und für die tropfenförmige Variante (Z) ein $n = 8$.

Im Versuch A523x waren die Sonomikrometer defekt und erbrachten kein verwertbares Datenmaterial.

Die Veränderung der Durchmesser auf halber Höhe der Kommissuren (COM) ergab für die tropfenförmige Variante (Z) im Mittel einen Wert von $6,58\% \pm 4,40\%$ {Tab. 6}. Es zeigten sich sowohl in der Systole als auch in der Diastole signifikante Unterschiede zu den Messwerten der Normalvariante (Y). Keine signifikante Diskrepanz zu den Messwerten der Spitzvariante (X) ließ sich feststellen.

Normalvariante (Y) und Spitzvariante (X) zeigten keine signifikanten Unterschiede zueinander.

Die einzelnen Messwerte sind in Tabelle 6 {Tab. 6} aufgeführt.

	Normalvariante (Y)	Spitzvariante (X)	Tropfenförmige Variante (Z)
	Change in COM	Change in COM	Change in COM
511Y, 519X, 527Z	8,30%	4,78%	3,95%
512Y, 520X, 528Z	4,77%	9,79%	11,36%
513Y, 521X, 529Z	7,19%	10,95%	10,47%
514Y, 522X, 530Z	6,57%	4,60%	2,31%
515Y, 523X, 531Z	7,60%		9,69%
516Y, 524X, 532Z	9,19%	7,42%	1,69%
517Y, 525X, 533Z	4,71%	5,96%	9,13%
518Y, 526X, 534Z	4,70%	7,56%	7,74%
Mittelwert	7,27%	7,51%	6,58%
Standard - Abweichung	1,52%	2,87%	4,40%

Tab. 6 Einzelne Messwerte der Veränderung der Durchmesser von Diastole zu Systole auf halber Höhe der Kommissuren (COM) in Prozent

Die prozentualen Veränderungen der Durchmesser auf halber Höhe der Kommissuren (COM) weisen keine signifikanten Differenzen auf.

Die Durchmesser auf halber Höhe der Kommissuren (COM) der tropfenförmigen Variante und der Normalvariante unterscheiden sich mit einem p- Wert von 0,006 in der Systole und mit einem p- Wert von 0,002 in der Diastole signifikant voneinander.

3.4.2 Veränderungen der Durchmesser auf Höhe der Sinus (SIN)

In der Datenerhebung zur Bestimmung der Veränderungen der Kreisfläche auf Höhe der Sinus (SIN) konnten folgende Fallzahlen (n) ausgewertet werden:

Es ergaben sich für die Normalvariante (Y) ein $n = 7$, für die Spitzvariante (X) ein $n = 7$ und für die tropfenförmige Variante (Z) ein $n = 8$.

In dem Versuch A515y und A523x waren die Sonomikrometer defekt und erbrachten kein verwertbares Datenmaterial {Tab. 7}.

Die Veränderung der Durchmesser auf Höhe der Sinus (SIN) ergab für die tropfenförmige Variante (Z) im Mittel einen Wert von $3,81\% \pm 2,80\%$. Es zeigten sich sowohl in der Systole als auch in der Diastole signifikante Unterschiede zu den Messwerten der Normalvariante (Y). Es bestand aber keine signifikante Diskrepanz zu den Messwerten der Spitzvariante (X).

Normalvariante (Y) und Spitzvariante (X) zeigten keine signifikanten Unterschiede zueinander.

Die einzelnen Messwerte sind in Tabelle 7 {Tab. 7} aufgeführt.

Die Veränderungen der Durchmesser auf Sinusebene von Systole zu Diastole weisen keine signifikanten Unterschiede auf.

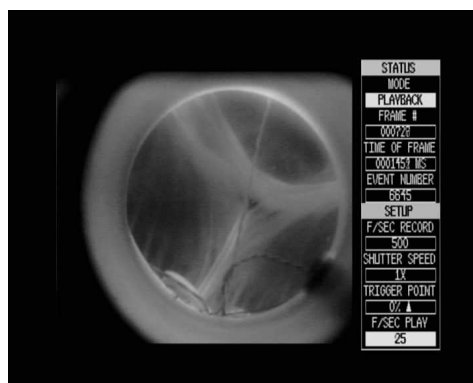
Die Durchmesser auf Sinusebene (SIN) der tropfenförmigen Variante und der Spitzvariante unterscheiden sich mit einem p- Wert von 0,025 in der Systole und mit einem p- Wert von 0,023 in der Diastole signifikant voneinander.

	Normalvariante (Y)	Spitzvariante (X)	Tropfenförmige Variante (Z)
	Change in SIN	Change in SIN	Change in SIN
511Y, 519X, 527Z	3,25%	2,32%	6,87%
512Y, 520X, 528Z	5,61%	2,91%	3,03%
513Y, 521X, 529Z	2,44%	1,49%	2,56%
514Y, 522X, 530Z	1,29%	2,41%	7,73%
515Y, 523X, 531Z			1,61%
516Y, 524X, 532Z	1,51%	2,97%	1,06%
517Y, 525X, 533Z	-2,20%	0,99%	1,11%
518Y, 526X, 534Z	1,81%	4,10%	1,97%
Mittelwert	2,82%	2,42%	3,81%
Standard - Abweichung	1,74%	0,59%	2,80%

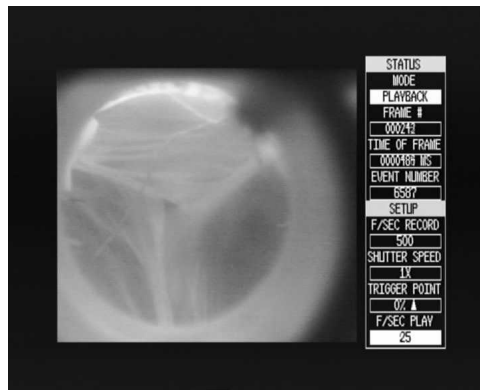
Tab. 7 Einzelne Messwerte der Veränderung der Durchmesser von Diastole zu Systole auf Höhe der Sinus (SIN) in Prozent

3.5 Auffälligkeiten im Bildmaterial

Bei der Auswertung des Videomaterials zeigten sich einige Besonderheiten in den Aufnahmen, die auf die chirurgische Veränderung der Aortenwurzel zurückzuführen sind. Hier werden die beobachteten Phänomene anhand eindeutiger Beispiele exemplarisch dargestellt.

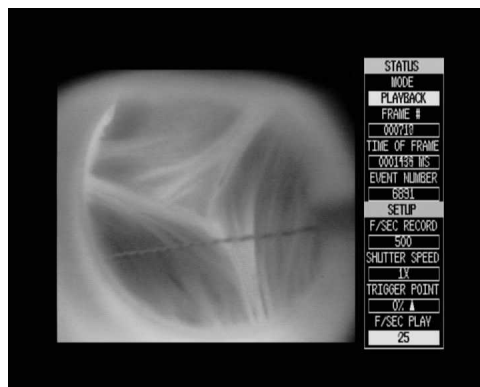


Videobild 1, Vb. 1: A527Z



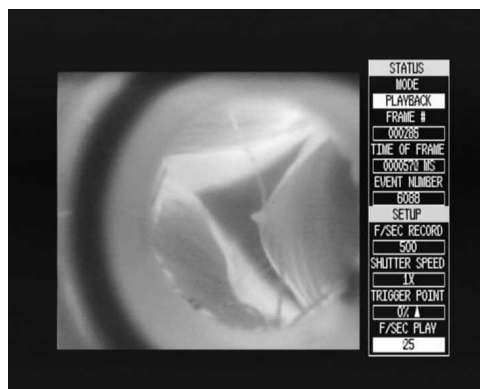
Videobild 2, Vb. 2.: A525X

In den Bildaufnahmen {Vb. 1: A527Z, Vb. 2.: A525X} sind zwei in sich verdrehte Aortenwurzelprothesen mit zentraler Insuffizienz der Aortenklappe dargestellt. Die Bildaufnahme {Vb. 3: A534Z} hingegen zeigt eine ebenfalls in sich verdrehte Aortenwurzel ohne Insuffizienz der Aortenklappe.



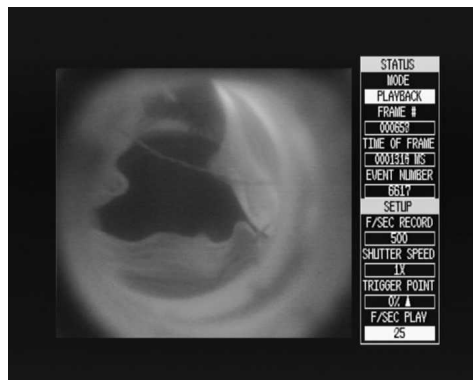
Videobild 3, Vb. 3: A534Z

Ein asymmetrisches Schlussverhalten der Aortenklappe ist in der folgenden Bildaufnahme {Vb. 4: A516Y} illustriert.



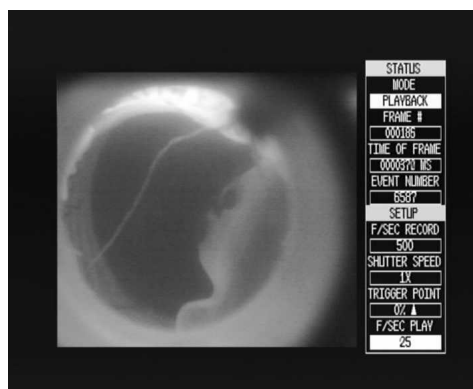
Videobild 4, Vb. 4: A516Y

Einige Prothesenvarianten zeigten größere Faltenbildung am Klappenrand. In der nachfolgenden Bildaufnahme {Vb. 5:A526X} ist dieses Phänomen exemplarisch aufgeführt.



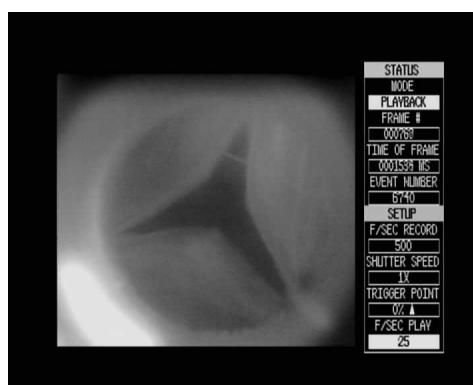
Videobild 5, Vb. 5:A526X

In einem Fall kam es zu einer chirurgischen Verletzung einer Taschenklappe. Dies ist in der Bildaufnahme {Vb. 6:A525X} dokumentiert. Es handelt sich hierbei um die Sinusprothese A525X.



Videobild 6, Vb. 6:A525X

Eine ohne jegliche Verdrehung der Aortenwurzel oder Verformung des Klappenrandes schließende Klappe ist beispielhaft in der Bildaufnahme {Vb. 7:A530Z} dargestellt. Es handelt sich hier um die Sinusprothese A530Z.



Videobild 7, Vb. 7:A530Z

4. Diskussion

4.1 Historischer Rückblick

Schon im Zeitalter der Renaissance beschrieb Leonardo da Vinci (1452-1519) die geometrischen, anatomischen und physiologischen Zusammenhänge der Aortenwurzel. Er erkannte, dass das Zusammenspiel des gesamten Komplexes aus Sinus, Kommissuren und Taschenklappen mit den vorliegenden Strömungen und Wirbeln des Blutflusses für das optimale Öffnungs- und Schließverhalten der Aortenklappen von Bedeutung ist[94].

In der Neuzeit waren es Bellhouse und Bellhouse, die im Jahre 1968 ihre grundlegenden Erkenntnisse zum Öffnungs- und Schließmechanismus der menschlichen Aortenklappe publizierten. Sie beschrieben, dass Blutwirbel in den Sinus während der Systole zum einen dafür Sorge tragen, dass die Koronarostien geöffnet bleiben um gegen Ende der Systole den Beginn der Koronardurchblutung zu gewährleisten. Zum anderen waren sie der Auffassung, dass die Blutwirbel einen entscheidenden Beitrag dazu leisten, dass die Taschenklappen, die aus ca. 0,15mm dickem, nicht elastischem, muskellosem Gewebe bestehen, nicht gegen die Aortenwand schlagen. Außerdem seien die Blutwirbel ebenfalls mit verantwortlich für den simultanen Schluss der Taschenklappen zu Beginn der Diastole, wenn sich diese trotz des Blutflusses aus dem Ventrikel einander annähern [9].

4.2 Pathologien der Aortenwurzel

Die Aortenklappe bildet zusammen mit der Aorta ascendens einen funktional eng miteinander verknüpften Teil des linksventrikulären Auswurftraktes. Dies hat zur Folge, dass Pathologien der Aorta ascendens sich sekundär auch auf die Klappenfunktion der Aortenklappen auswirken können[21].

Eine Reihe von Pathologien, wie kongenitale Bindegewebsschwächen oder atherosklerotische Gefäßdegeneration, können zu einer Dilatation des sinotubulären

Übergangs führen, was eine sekundäre Aorteninsuffizienz zur Folge haben kann[99]. Hierbei kommt es zur Ausbildung eines Aortenaneurysmas, deren Ätiologie eng mit den kardiovaskulären Risikofaktoren Nikotin, arterieller Hypertonus und Störungen des Lipid- und Glukosestoffwechsels in Verbindung stehen[39, 49, 88, 89]. Zum anderen stellen Patienten mit kongenitalen Bindegewebsstörungen wie dem Marfan-Syndrom, dem Ehler- Danlos Syndrom und ähnlichen Bindegewebsstörungen wie dem Loeys- Dietz Syndrom eine große Gruppe von Patienten dar, die gehäuft pathologische Veränderungen der Aorta ascendens aufweisen [31, 60, 74, 75, 82, 85, 109, 110]. Somit stehen sich zwei Patientenkollektive gegenüber, die eine sekundäre Aorteninsuffizienz aufgrund einer Dilatation des sinotubulären Übergangs besitzen, aber verschiedene Anforderungen an die Chirurgie stellen, da die umgebenden Bindegewebsstrukturen sich von ihrer histologischen Zusammensetzung unterscheiden.

4.3 Operationstechniken

Anfänglich hat man beide Patientenkollektive mit dem gleichen chirurgischen Verfahren behandelt. Dieses besteht aus dem Ersatz der pathologischen Aorta ascendens durch eine Gefäßprothese und dem Ersatz der insuffizienten Aortenklappe durch eine künstliche Herzklappe[10]. Dieses Operationsverfahren ist als die Bentall- Methode nach ihrem Entwickler, dem Chirurgen Hugh Bentall, benannt. In einer Studie von Gott et al aus dem Jahre 2002 sind die guten Langzeitresultate der Bentall- Methode beschrieben. Dennoch sind Hämorrhagie, Thrombembolien und Endokarditiden als späte Komplikationen der Bentall- Methode aufgeführt[47, 51]. Die erforderliche lebenslange antikoagulative Therapie zieht weitere Einschränkungen hinsichtlich der Lebensqualität für den Patienten mit sich und ist somit insbesondere bei jüngeren aktiven Patienten relevant[6]. Dies gilt insbesondere für Marfan- Patienten, da bei ihnen ein Ersatz der Aorta ascendens häufig schon in einem jüngeren Lebensalter notwendig ist[46]. Zudem ist in Betracht zu ziehen, dass Patienten mit einem Marfan- Syndrom an diffusen arteriellen Pathologien leiden können mit dem Risiko eine Dissektion zu entwickeln. Außerdem werden häufig orthopädisch-operative Eingriffe nötig. Eine lebenslange antikoagulative Therapie stellt somit für diese Patientengruppe eine nicht unerhebliche Steigerung des Blutungsrisikos dar[11].

Bei jungen Frauen mit Kinderwunsch erfordert die antikoagulative Therapie mit Cumarin-Derivaten ein verstärktes Risikomanagement zum Schutze des ungeborenen Lebens[1].

Um eine Antikoagulation mit Cumarin-Derivaten zu vermeiden wurden u.a. klappenerhaltende Operationsmethoden entwickelt.

Im Jahre 1993 publizierten Sarsam und Yacoub ihre klappenerhaltende „Remodeling-Technik“ der Aortenwurzel mit Ersatz der Aorta ascendens. Ziel ihres Vorgehens war es, das pathologisch veränderte Aortengewebe zu ersetzen, die Taschenklappen und die physiologische und funktionsfähige Geometrie der Aortenwurzel zu erhalten[94].

Die Rekonstruktion einer funktionsfähigen Aortenwurzel mit Erhalt der natürlichen Taschenklappen war auch das Ziel des Chirurgeteams um Tirone David und Christopher Feindel, als sie im Jahre 1992 ihre „Reimplantations-Technik“ vorstellten.

Sie verwendeten hierbei eine Prothesenröhre, in die die Aortenwurzel implantiert wurde, zum Ersatz der Aorta ascendens[25].

Bei beiden Operationsmethoden gelang es den Chirurgen die Suffizienz der Aortenklappe wieder herzustellen. Es zeigte sich jedoch im Folgenden aufgrund des Wissens um die Physiologie der Aortenwurzel, dass weitere Modifikationen der Operationsmethoden notwendig sind, um die Physiologie der Aortenwurzel besser nachempfinden zu können[20, 21, 25, 78, 94].

4.4 Dynamik der Aortenwurzel

In seiner Arbeit über die Dynamik der Aortenwurzel und ihre Auswirkungen auf die Klappenschlussfunktion der Aortenklappe postulierten Brewer et al im Jahre 1976, dass die Taschenklappen sich in ihrer Kantenlänge während der unterschiedlichen Herzaktionsphasen nicht ändern. Sie erklärten die Langlebigkeit der Taschenklappen damit, dass durch das dynamische Verhalten der Aortenwurzel der Stress auf die Taschenklappen minimiert wird. Während der Systole bilden die Taschenklappenränder ein Dreieck, durch das die vom linken Ventrikel ausgeworfene Blutmenge strömt, ohne dass die Taschenklappen die Aortenwand berühren. Zur Zeit der Diastole liegen die Taschenklappen einander ohne zu überlappen an, indem sie mit ihren Rändern ein sternförmiges Muster bilden und so den Rückstrom des Blutes aus der Aorta in den Ventrikel verhindern[12].

Einige Jahre später konnte das von Brewer et al beschriebene dynamische Zusammenspiel der Aortenwurzel mit ihren Taschenklappen von Thubrikar und Kollegen in- vivo am Tiermodell mit Hunden nachgewiesen werden. Mittels eines an den Kommissuren befestigten radioaktiven Markers gelang es ihnen Bewegungsmuster der Taschenklappen zu erstellen[107].

Thubrikar und Kollegen etablierten mit diesen Ergebnissen den Grundgedanken, dass die Aortenwurzel komplexen Verformungen, hinsichtlich ihrer dimensional Ausmaße, während der unterschiedlichen Herzaktionen unterliegt. Es kommt hierbei zu Veränderungen der Durchmesser des sinotubulären sowie des aortoventrikulären Übergangs. Eine Ausdehnung der Aortenwurzel der Länge und Breite nach ist ebenso beschrieben wie eine Verdrehung der Aortenwurzel in sich[95, 106, 107].

Durch diese Verformungen der Aortenwurzel entsteht eine regelmäßige Bewegung der Taschenklappen ohne Faltenbildung. Die Taschenklappen schließen belastungsarm, wenn sie gleichmäßig von den Verwirbelungen des Blutstroms erfasst werden[106, 107].

Die sich verändernde Belastung für die Taschenklappen im Laufe eines Herzzyklus ist laut Robicsek et al unter Betracht des Gesetzes von LaPlace ($\text{Spannung} = \text{transmuraler Druck} \times \text{Radius}$) auf folgende Weise erklärbar: In der Diastole wird die Spannung der geschlossenen Taschenklappen auf die Kommissuren übertragen, die hierdurch nach innen gezogen werden. In der Systole sorgt der intraaortale Druck, der durch die vom linken Ventrikel ausgeworfene Blutmenge generiert wird, dafür, dass die Kommissuren nach außen gedrückt werden und hierbei die Taschenklappen unter seitlicher Zugspannung mit sich ziehen. Es entsteht eine sternförmige Öffnung zwischen den Rändern der Taschenklappen[95].

Hinsichtlich der dynamischen Eigenschaften der Sinus werden sie durch zwei Komponenten beeinflusst, zum einen durch eine passive Komponente, die durch den intraaortalen Druck dargestellt wird, und zum anderen durch die aktiven Einflüsse der Myokardkontraktionen auf die Aortenwurzel. So gaben Thubrikar und Kollegen im Tierversuch mit Hunden eine Änderung von 15,7% in der kreisförmigen, horizontalen Aussackung der Sinus zwischen Systole und Diastole an, sie konnten aber keine Veränderung in der vertikalen Länge der Sinus feststellen[107].

In ihrer histologischen Untersuchung fand sich eine weitere Erklärungsmöglichkeit dafür, auf welche Art und Weise die Taschenklappen die auf sie wirkenden Kräfte an die Aortenwand der Sinus weitergeben. Von den Taschenklappen ausgehend setzen sich dicke Kollagenfasern in die Aortenwand fort, die nicht an ihren Insertionsstellen an den

Kommissuren enden, sondern sich bogenförmig in den Sinus der Aortenwand auffächern[107].

4.5 Änderungen der Aortenwurzelgeometrie

In der Literatur sind von mehreren Autoren verschiedene Parameter beschrieben worden, mit denen sie die unterschiedlichen Ausmaße der Aortenwurzel im Wechselspiel von Diastole und Systole beziffern. So gaben Greenfield und Patel eine Zunahme von 11% auf der Ebene der Taschenklappen (cross-sectional area) als Resultat ihrer Messungen bei Herzoperationen an 10 Patienten an[49]. Pang et al berichteten von 22% bis 40% Zunahme des Aortenwurzelvolumens bei ihren Tierversuchen an Schafen[85].

Hansen und Kollegen benutzten im Jahre 1995 zur Messung der radialen und longitudinalen Veränderung der Aortenwurzel unter systemischen Drücken ein Messverfahren mit Sonomikrometrie, das mit dem Messverfahren in dieser Arbeit vergleichbar ist. Sie illustrierten, dass die radialen Ausmaße bei einem Druck von 120mm Hg um $26\% \pm 7\%$ größer waren als bei keinerlei vorherrschendem systemischem Druck[52].

Dies stellt auch die Grundüberlegung dafür dar, dass die Prothesenzungen in der vorliegenden Arbeit ca. 30% größer angefertigt sind als ihr Ausmaß ohne systemischen Druck vorgab. Es wurden ca. 30% anstatt $26\% \pm 7\%$ wie bei Hansen et al gewählt, da es den Nahrand noch mit zu berücksichtigen gab.

Für die longitudinale Ausdehnung gaben Hansen und Kollegen eine Veränderung von $11\% \pm 9\%$ bei 120mm Hg systemischem Druck an. Darüber hinaus konnten sie bei einem systemischem Druck von 80mm Hg eine Abnahme des Durchmessers um $22\% \pm 6\%$ gegenüber dem Durchmesser der Aortenwurzel bei 120mm Hg systemischem Druck dokumentieren. In der longitudinalen Ausdehnung war eine Abnahme von $15\% \pm 8\%$ bei ihren ermittelten Werten bei 80mm Hg systemischem Druck gegenüber ihren ermittelten Werten bei 120mm Hg systemischem Druck. Hansen und Kollegen schlossen aus dieser Beobachtung, dass die Aortenwurzel sich zu geringeren systemischen Drücken stärker kontrahiert. Sie gaben als Folgerung hieraus an, dass ein Chirurg diese dimensional Veränderungen bei der Wahl der Prothese zum Ersatz der Aorta ascendens mit in Erwägung ziehen sollte[52].

4.6 Einfluss der Yacoub- und David- Technik auf die Aortenwurzeldynamik

Die beschriebenen Studien zur Wurzeldynamik und –geometrie verdeutlichen zunächst, warum der Erhalt der Aortenwurzeldynamik von besonderer Bedeutung im Hinblick auf operative Verfahren ist. Aus diesem Grund wurden zudem die von Yacoub und David eingeführten klappenerhaltenden Operationsmethoden beim Aorta ascendens Ersatz von einigen Chirurgen modifiziert, um ein noch besseres physiologisches Verhalten der Aortenwurzel zu erhalten[11, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 79, 97, 113].

Jedoch unterscheiden sich ihre Operationsverfahren hinsichtlich des Erhalts und der Nachempfindung der natürlichen Anatomie der Aortenwurzel grundlegend, da sie unterschiedliche Standpunkte bezüglich der, durch die verschiedenen Pathologien bedingten, limitierenden Faktoren vertreten[11, 26, 46, 105, 113].

Der Klassischen von David etablierten Operationsmethode mit einer starren Dacron- Röhre, in die die Kommissuren mit ihren Taschenklappen implantiert werden, wird aufgrund der fehlenden Sinus eine hohe Belastung für die Taschenklappen nachgesagt, die mit einer strukturellen Degeneration der Klappe vergesellschaftet sein kann[17, 49, 107].

Leyh und Kollegen konnten auch echokardiographisch beobachten, dass bei einer Patientengruppe von 10 Patienten, die eine Reimplantation nach David erhielten, die Taschenklappen dazu neigten, gegen die Prothesenwand zu schlagen, was möglicherweise zu einer schnelleren Degeneration der Taschenklappen führen könnte. Bei der Referenzgruppe mit Remodeling- Technik wurde dieses Phänomen nicht festgestellt[71, 72].

Des Weiteren sind in der Literatur einzelne Fallbeispiele aufgeführt, in denen wenige Monate nach einer David- Operation eine Re- Operation notwendig wurde, da es zu einer Degeneration der Taschenklappen kam. Hierbei zeigten die pathohistologischen Untersuchungen eine myxoide Degeneration assoziiert mit einer Faserhypertrophie oder einer Hyalinisierung des kollagenen Gewebes[43, 62].

Die ursprüngliche David- Operation erfuhr vor diesem Hintergrund hinsichtlich der physiologischen Relevanz der Sinus mehrere Modifikationen, die letztendlich darauf abzielen, in die Dacron- Prothese Neo- Sinus zu integrieren[79].

Die von Yacoub etablierte Remodeling- Technik zielt im höheren Maße darauf ab, die Sinus der Aortenwurzel nachzubilden. So stellt diese Wahl der Operationsmethode einen

entscheidenden Vorteil gegenüber der Reimplantations- Methode laut den Untersuchungen von Furukawa und Kollegen dar. Im Tiermodell mit Hunden konnten sie endoskopisch die Taschenklappen begutachten und stellten eine homogenere Schließbewegung der Klappen ähnlich des natürlichen Bewegungsablaufes fest[42].

Es gelang ihnen, die von Leyh und Kollegen echokardiographisch erhobenen Befunde eines normalen Klappenschlusses nach einer Remodeling- Operation in ihren Tierversuchen endoskopisch zu bestätigen[42, 71, 72].

Die von Furukawa und Kollegen mit einer Reimplantations- Methode operierten Hunde wiesen verzogene Spitzen der Taschenklappen mit faltigen Rändern auf[42].

Dennoch verwiesen Furukawa und Kollegen auf den Nachteil der Remodeling- Technik in Hinblick auf eine mögliche Anulusdilatation[42].

Das Problem der Anulusdilatation trete insbesondere dann in den Vordergrund, so postulierte D. Craig Miller von der Stanford Universität, wenn das Gewebe ohnehin einen Mangel an Festigkeit aufweise wie es bei Patienten mit Marfan Syndrom der Fall sei[79].

Eine potentielle Anulusdilatation war das entscheidende Argument für de Oliveira und Kollegen, ihre Marfan Patienten mit der Reimplantations- Methode und nicht mit dem Remodeling- Verfahren zu operieren, da sie mit der Reimplantation- Methode den chirurgischen Anulus besser stabilisieren können[29].

Um der Gefahr der Anulodilatation zu begegnen verwendeten Lansac und Kollegen in ihren Remodeling- Operationen einen subvalvulär von außen aufgenähten Prothesenring zur Stabilisierung des chirurgischen Anulus. Ihre Remodeling- Verfahren mit Anulusplastik zeigten eine signifikante Reduktion des pathologischen Anulusdurchmessers um $20,6 \pm 1,8$ mm ohne dabei den Druckgradienten über der Aortenklappe von $8,3 \pm 3$ mm Hg signifikant zu erhöhen[69].

4.7 Modifikationen der Yacoub-Operation

In der aktuellen Literatur finden sich weitere unterschiedliche Verfahren zur Durchführung einer Remodeling- Operation.

Yacoub und Sarsam wählten bei ihrem im Jahre 1993 veröffentlichten Remodeling- Verfahren der Aortenwurzel eine dreizackig, kronenförmig zugeschnittene Prothese, die sie nach Entfernen der Sinus mit den verbleibenden Anteilen der Aortenwurzel vernähten. Die

spitzförmig zugeschnittenen Prothesenzungen dienen dazu den chirurgischen Anulus zu raffen[55, 97]. Später ergänzten Yacoub und Sarsam diese Operationsmethode damit, dass sie den sinotubulären Übergang verkleinerten. Dies sollte dafür Sorge tragen, dass die Sinus bei systemischem Druck mehr dazu neigen, sich nach außen aufzublähen[55].

Luciani und Kollegen nahmen bei ihren Remodeling- Operationen der Aortenwurzel das chirurgische Vorgehen von Yacoub und Sarsam als Vorbild. Sie fügten zur Unterstützung ihrer Nähte am Anulus drei Streifen von autologem Perikard hinzu, die zusätzlich mit Gewebekleber befestigt wurden. Ihren Überlegungen zur Folge sollte dies die Hämostase verbessern und einer Anulusdilatation vorbeugen[76].

In der vorliegenden Arbeit ist die klassische Remodeling- Variante nach Yacoub als Spitzvariante oder X- Form untersucht und beschrieben worden. Auf Stabilisierung des Anulus mittels einer Anuloplastik wurde aufgrund der kurzen Testzeit in- vitro verzichtet. Tirone E. David, der eigentlich als Begründer der Reimplantation- Technik bekannt ist, führte ebenfalls eine Remodeling- Variante ein. Diese unterscheidet sich lediglich von der klassischen Yacoub- Operation darin, dass sie keine spitzförmigen Sinusprothesen verwendet, sondern versucht mit halbmondförmigen Prothesenzungen Neo- Sinus zu konstruieren[2, 20, 27, 35, 79].

In der vorliegenden Arbeit wurde die Sinusprothese mit halbmondförmigen Prothesenzungen in der von David et al abgewandelten Yacoub- Remodeling- Methode als Normalvariante oder Y- Form beschrieben und untersucht, da hier sich die Sinusprothesenform an der herkömmlichen Form der Sinus orientiert.

Eine weitere in dieser Arbeit untersuchte und beschriebene tropfenförmige Prothesenzunge ähnelt der halbmondförmigen Variante. Sie ist aber auf halber Länge um 30% breiter geschneidert als die halbmondförmige Prothesenvariante.

4.8 Grundlagen für die vorliegende Arbeit

Die Rolle der Sinus für den Klappenschluss und die Langlebigkeit der Aortenklappe ist von mehreren Autoren wie Brewer et al, Hansen et al, Kvitting et al, Robicsek et al, Thubrikar et al eindrucksvoll illustriert[12, 52, 67, 95, 106, 107, 108].

Folglich wurden in den letzten Jahrzehnten zahlreiche klappenerhaltende Operationsmethoden basierend auf den ursprünglichen Überlegungen zum Klappenerhalt bei

Aorta ascendens Ersatz von Sir Magdi H. Yacoub und Tirone E. David entwickelt, die eine Rekonstruktion der Sinus beinhalten[79].

Bislang sind aber nicht die unterschiedlichen Formen der Sinusprothesen unter einheitlichen sowie vergleichbaren Bedingungen im Testmodell untersucht worden.

In der hier vorliegenden Arbeit wurden drei der verwendeten Prothesenvarianten zum Sinusersatz nach ihren hydrodynamischen Eigenschaften (transvalvulärer Druckgradient, Schlussvolumen, Bending- Deformation- Index und Bewegungsverhalten der Kommissuren und Neo- Sinus) experimentell in- vitro untersucht.

4.9 Transvalvulärer Druckgradient

In den Experimenten zum transvalvulären Druckgradienten zeigte die Versuchsreihe der Normalvariante einen signifikant höheren durchschnittlich gemessenen Spitzendruckwert von $11,918 \pm 2,296$ mm Hg als die Spitzvariante.

Daher lässt sich für ein mit der Normalvariante als Aortenwurzel- Rekonstruktion operiertes Herz erahnen, dass eine derartige Operationsmethode eine höhere Belastung für den linken Ventrikel im Vergleich zu der Spitzvariante darstellt.

Der durchschnittliche Mitteldruck war in der Normalvariante im Vergleich zu der Spitzvariante ebenfalls signifikant höher. Im Durchschnitt lag er bei der Normalvariante bei $4,729 \pm 0,503$ mm Hg.

Der transvalvuläre Druckgradient und der Spitzendruckgradient der tropfenförmigen Variante unterscheiden sich deutlich von den Werten für die Normalvariante. Sie sind dennoch nicht statistisch signifikant.

Die hier ermittelten Werte liegen hierbei unter denen von Erasmi et al bei einem vergleichbaren Testaufbau veröffentlichten durchschnittlichen Mitteldruck für eine native Aortenwurzel von $6,08 \pm 1,13$ mm Hg[36].

Zum einen kann diese Diskrepanz durch die unterschiedlichen Dimensionen der verwendeten Aortenwurzeln bedingt sein, zum anderen könnte sie durch die Rigidität des Prothesenmaterials erzeugt werden.

Der für die U-förmige Remodeling- Technik bei Erasmi et al ermittelte durchschnittliche Mitteldruck lag bei $7,14 \pm 0,71$ mm Hg[36].

Die von Erasmi et al und die in dieser Arbeit vorgestellten Werte für den mittleren transvalvulären Druckgradienten liegen jedoch deutlich unter den Werten von 40mmHg[36]. In der Literatur wird ab diesen Druckgradienten eine Aortenstenose häufig symptomatisch und es können Beschwerden wie Belastungsdyspnoe, Angina pectoris oder Synkopen auftreten[55].

Eriksson und Kollegen ermittelten bei ihren echokardiographischen Untersuchungen an gesunden Probanden eine Bandbreite für die Spitzendrücke von 6 bis 10mm Hg[39]. Die in dieser Arbeit in-vitro ermittelten durchschnittlichen Spitzendrücke liegen für die Spitzvariante mit $8,33 \pm 1,96$ mm Hg und $9,96 \pm 1,42$ mm Hg für die tropfenförmige Variante im oberen Abschnitt dieses Messbereiches von 6 bis 10mm Hg. Die Werte der Normalvariante liegen mit $11,918 \pm 2,296$ mm Hg knapp darüber.

4.10 Schlussvolumina

Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Schlussvolumina zeigen für die einzelnen Prothesenvarianten keine statistisch relevanten Unterschiede und belaufen sich auf $5,43 \pm 3,19$ ml für die Normalvariante, $6,82 \pm 2,06$ ml für die Spitzvariante sowie $5,52 \pm 1,53$ ml für die tropfenförmige Prothesenvariante. Die Sinusform der Prothese hat somit auf das Schlussvolumen nur einen untergeordneten Einfluss.

Hinsichtlich der Betrachtung des Schlagvolumens von 54ml ergibt sich für das Schlussvolumen ein Anteil von 10,05% bis zu 12,62%. Dieser prozentuelle Anteil am systolischen Volumen fließt nicht komplett in den Ventrikel zurück, sondern sorgt gleichermaßen für eine Füllung und Entfaltung der Sinus.

Erasmi und Kollegen geben für ihre Remodeling- Methode ein Schlussvolumen von $3,56 \pm 1,06$ ml an. Die in dieser Arbeit gemessenen hohen Schlussvolumina lassen vermuten, dass dies mit den um 30% vergrößerten Prothesenzungen in Verbindung steht[36].

4.11 Leckvolumina

Bei einundzwanzig ausgewerteten Messergebnissen der Prothesenvarianten kam es in jeder Messreihe bei jeweils zwei Sinusprothesen zu Leckvolumen. Diese Feststellung mag ebenfalls dafür sprechen, dass eine dimensionale Vergrößerung der Aortenwurzel die Gefahr beinhaltet, dass die Kommissuren zu weit auseinander gezogen werden und in Folge Leckvolumina auftreten können.

Die in der vorliegenden Arbeit aufgelisteten Leckvolumina liegen alle deutlich unter der Regurgitationsfraktion von 20% des Schlagvolumens und sind somit als sehr gering einzustufen[55, 67].

Ein weiterer Grund für die Entstehung einer geringen Insuffizienz mag eine Verdrehung der Aortenwurzel sein, hervorgerufen durch das Prothesenmaterial. Dieses Phänomen wird zusammen mit dem ausgewerteten Bildmaterial diskutiert.

4.12 Bending-Deformation-Index

Bei der Messung der Bending-Deformation-Indices (BDI) stellten sich die Werte für die tropfenförmige Sinusprothesenvariante als signifikant geringer im Vergleich zu der Normalvariante dar. Der mittlere BDI der tropfenförmigen Variante belief sich auf $0,31 \pm 0,09$. Da der BDI ein Maß für dynamische Belastung darstellt und somit möglicherweise einen Einfluss auf die Langlebigkeit der Taschenklappen haben könnte, wird deutlich, dass die tropfenförmige Prothesenvariante weniger Belastung für die Taschenklappen birgt als die Normalvariante mit $0,77 \pm 0,06$. Obwohl statistisch nicht eindeutig als signifikant different, so zeigt doch die tropfenförmige Variante einen deutlichen Unterschied gegenüber den durchschnittlichen Messwerten für die Spitzvariante. Die Spitzvariante besitzt einen mittleren BDI von $0,72 \pm 0,15$.

Der grundlegende Unterschied bei der Anfertigung der Prothesenzungen der Normalvariante und der tropfenförmigen Variante war die auf halber Prothesenzungenlänge um ca. 30% in der Breite vergrößerte Prothesenform der tropfenförmigen Variante. Dieses Wissen scheint im Zusammenhang mit der Bewertung der BDI- Werte von Normal- sowie tropfenförmiger Variante eine maßgebliche Beobachtung dafür darzustellen, dass eine Prothesenzunge, die auf halber Höhe der Kommissuren um ca. 30% breiter geschneidert ist, für einen belastungsärmeren Klappenschluss sorgt.

Die Bedeutung der Sinusdehnbarkeit, der in dieser Arbeit durch einen tropfenförmigen Zuschnitt der Prothesenzunge Rechnung getragen wurde, ist für einen harmonischen und somit belastungsarmen Klappenschluss wichtig.

Dies konnten schon Robicsek und Thubrikar mit ihren in-vitro Modellen an Aortenwurzeln demonstrieren. Sie illustrierten, wie eine normale Aortenwurzel mit einem gleichförmigen und glatten Öffnungs- und Schließverhalten ihr Klappenbewegungsmuster in ein asymmetrisches sowie Falten aufwerfendes Bewegungsmuster ändert, wenn der Aortenwand die Fähigkeit der Elastizität und Compliance entzogen wird[95, 102].

Trotz eines mittleren BDI von $0,31 \pm 0,09$ liegt dieser BDI wesentlich über den BDI-Werten, die Erasmi und Kollegen für die nativen Aortenwurzeln erhoben haben. Alle BDI-Werte für die nativen Aortenwurzel liegen in ihren Messergebnissen unter 0,2[36].

Keine der in dieser Arbeit verwendeten Sinusprothesen konnte somit den, von Erasmi et al beschriebenen, für die Taschenklappen belastungsarmen Wertebereich der gesunden, nativen Aortenwurzel vollends nachempfinden.

4.13 Distensibilität

Die Distensibilität der Aortenwurzel wird durch Veränderungen der Wurzeldimensionen im Herzzyklus zum Ausdruck gebracht. Die Veränderungen der Durchmesser auf mittlerem Kommissurenniveau ergab für die unterschiedlichen Varianten kein sich signifikant hervorhebendes durchschnittliches Messergebnis.

Dies begründet sich dadurch, dass das Dacron- Material der Prothesenvarianten sehr geringe elastische Eigenschaften ausweist. Es kann somit nicht die Distensibilität zwischen den einzelnen Varianten maßgeblich verändern.

Die Veränderungen des Durchmessers auf halber Kommissurenebene von Diastole zu Systole belief sich bei der tropfenförmigen Variante im Mittel auf $6,58\% \pm 4,4\%$, bei der Normalvariante auf $7,27\% \pm 1,52\%$ und bei der Spitzvariante auf $7,51\% \pm 2,87\%$.

Die Flächenveränderung der nativen, gesunden Aortenwurzel lag bei den Untersuchungen von Erasmi und Kollegen auf halber Höhe der Kommissuren bei über 36%.

Ihre U-förmigen Remodeling- Varianten, die der hier aufgeführten Normalvariante vom Aufbau her ähneln, erzielten auf der Ebene des halben Kommissurenniveaus im Mittel eine Flächenveränderung von $17,2\%$ [36].

Die in der vorliegenden Arbeit erzielten Werte entsprechen nahezu denen bei Erasmi et al aufgeführten Werten für die U-förmige Remodeling- Variante. Zieht man aber zusätzlich in Betracht, dass in dieser Arbeit die Sinusprothesen basierend auf den Überlegungen von Hansen und Kollegen um ca. 30% größer konzipiert sind, so überschreiten die sich ergebenden Kreisflächen der Sinusprothesen auf halber Höhe der Kommissuren den Größenbereich der nativen, gesunden Aortenwurzel in der Herzphase der Systole[36, 52]. Die tropfenförmige Variante besitzt den größten Anteil an prothetischem Material auf der mittleren Kommissurenebene. Die größere Breite ihrer Prothesenzunge ist dafür verantwortlich, dass sie sich mit ihrem Durchmesser signifikant in der Systole sowie in der Diastole von der Normalvariante unterscheidet. Ein signifikanter Unterschied der Größenverhältnisse hinsichtlich des Durchmessers auf mittlerer Kommissurenebene lässt sich zwischen tropfenförmiger und Spitzvariante nicht statistisch belegen. Unabhängig davon sind die hier vorliegenden starren Prothesenzungen nicht in der Lage, das dynamische Verhalten der nativen, gesunden Aortenwurzel im Wechselspiel von Diastole zu Systole nachzuempfinden.

Auf der Ebene der Sinus weisen die Prothesenformen untereinander keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Veränderung in der Sinusebene von Systole zu Diastole auf. Die Veränderungen der mittleren Durchmesser für die Spitzvariante mit $2,42 \pm 0,59\%$, für die Normalvariante mit $2,82\% \pm 1,74\%$ sowie für die tropfenförmige Variante mit $3,81\% \pm 2,80\%$ zeigen nur ein geringes Maß an Distensibilität.

Erasmi und Kollegen betrachten während des Herzzyklus einen Wert von unter 5% als Maß für die Distensibilität als nicht mehr distensibel[36].

Rechnet man die Veränderungen der Durchmesser in die Veränderung der in Bezug stehenden Kreisflächen um, so ergibt sich eine Veränderung der Kreisfläche auf Sinusebene zwischen 5% und 7,7%, wobei hier die tropfenförmige Variante die größte Veränderung der Kreisfläche zeigt. Trotzdem lassen diese Veränderungen auf kein hohes Maß an Distensibilität in diesem Bereich der Prothesenvarianten schließen.

Das synthetische Dacron- Prothesenmaterial vermag nicht die Compliance der natürlichen Aortenwurzel auf Ebene der Sinus nachzuempfinden. Obwohl es in einer größeren Passform zum Sinusersatz geschneidert war, zeigen die Resultate nur geringere Verbesserungen bezüglich der Distensibilität.

Somit können mit herkömmlichen Dacronprothesen in keinem Fall die dynamischen Eigenschaften der nativen Aortenwurzel nachempfunden werden. Es ist eine Optimierung

der Materialeigenschaften von Gefäßprothesen anzustreben, um auf diesem Gebiet weitere Fortschritte zu erzielen.

Kvitting und Kollegen konnten in ihren Versuchen in-vivo unter Verwendung der dreidimensionalen Phasenkontrast- Magnetresonanztomographie bei sechs Patienten supra-avalvuläre Wirbel des Blutstroms nachweisen, die ihrer Vorstellung nach dafür Sorge tragen könnten, dass sich die Klappen gleichmäßiger schließen[67]. Derartige Wirbel der Testflüssigkeit, erzeugt durch die tropfenförmige Prothesenform, könnten in der hier vorliegenden Arbeit einen Beitrag dazu leisten, dass sich diese Prothesenvariante hinsichtlich des BDI sowie der Änderung der Kreisfläche auf Sinusebene signifikant von den anderen beiden Prothesenformen abhebt. Den endgültigen Beweis, ob zwischen dem Phänomen der Wirbel des Blut- bzw. Testflüssigkeitsflusses und der Auswirkung der Wirbel auf den BDI, sowie Änderung der Kreisflächen auf verschiedenen Messebenen ein Zusammenhang besteht, gilt es in weiteren Untersuchungen zu erbringen.

Hierbei sollte auch nicht der Bernoulli- Effekt außer Acht gelassen werden. Die zunehmende Strömungsgeschwindigkeit des Blutflusses lässt den statischen Druck absinken und sorgt dafür, dass sich die Klappenränder annähern und zwar umso mehr, je größer die Strömungsgeschwindigkeit ist[4].

Ob mit den verwendeten chirurgischen Techniken sich Neo- Sinus nachweislich konstruieren lassen, konnte in der vorliegenden Arbeit nicht geklärt werden. Die mittleren Radien der Sinusebene während der Diastole ergeben $16,917 \pm 1,88\text{mm}$ für die tropfenförmige Variante, $15,96 \pm 2,56\text{mm}$ für die Normalvariante und $13,8 \pm 1,40\text{mm}$ für die Spitzvariante, wobei sich die mittleren Radien auf Ebene der halben Kommissurenhöhe für die tropfenförmige Variante $17,15 \pm 1,25\text{mm}$, für die Normalvariante $14,84 \pm 1,37\text{mm}$ sowie für die Spitzvariante $16,02 \pm 1,04\text{mm}$ ergeben.

Bei den hier gewonnenen Werten treten auf der Ebene der Sinus für die tropfenförmige und die Spitzvariante kleinere Werte hervor als auf der Ebene der halben Kommissurenhöhe. Die Werte auf beiden Messebenen für die Normalvariante liegen in einem sich weitgehend überschneidenden Wertebereich. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Sonomikrometer auf Sinusebene innerhalb der Prothese und die Sonomikrometer auf Ebene der halben Kommissurenhöhe außerhalb der Prothese angebracht waren. Somit sind die gemessenen Radien für die Rekonstruktion des räumlichen Verhältnisses von Sinus zu Kommissuren nur bedingt verwendbar. Die Sonomikrometer mussten auf Ebene der Sinus innerhalb der

Prothese angebracht werden, da sie bei einer Anbringung auf der Außenseite des Prothesenmaterials nicht miteinander durch das Prothesenmaterial hindurch kommunizieren konnten. Eine Anbringung der Sonomikrometer auf der Innenseite der Kommissuren war ebenfalls nicht zu realisieren, da dies die freie Bewegung der Taschenklappen gestört hätte. Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit kann geschlossen werden, dass die dargestellten Modifikationen der Yacoub- Operation nicht in der Lage sind, die dynamischen Eigenschaften der nativen Aortenwurzel zu imitieren.

4.14 Ausgewertete Bildmaterialien

Bei der Auswertung des Bildmaterials ließ sich in jeder der drei Versuchsreihen bei mehreren Aortenwurzel- Rekonstruktionen eine Torsion der Kommissuren beobachten, die dazu führte, dass die Taschenklappen sich leicht ineinander verdrehten. Dies führte in der Mehrheit der Fälle zu keiner relevanten Insuffizienz und stellte sich, wie exemplarisch im Videobild 3 {Vb. 3: A534Z} aufgeführt, lediglich als leichte Verdrehung der Klappen zueinander dar. Jedoch bei zwei Remodeling- Varianten aus jeder Versuchsreihe kam es hierdurch bedingt zu einem geringen Leckvolumen{Tab.4}. Ein asymmetrisches Schlussverhalten konnte bei einer Aortenklappe, die ein Leckvolumen aufzeigte, zudem dokumentiert werden {Videobild4}.

Insuffiziente Klappenschlüsse sind exemplarisch in den Videobildern 2 +3 illustriert. Der Entstehung dieser Torsion der Aortenwurzel mag zweierlei Ursache zu Grunde liegen. Zum einen sind die Sinus in ihrer Größe sehr variabel, sodass sich der nicht- koronare Sinus von den koronaren Sinus deutlich in seiner Dimension unterscheidet. Bei drei Prothesenzungen von einheitlicher Größe kommt es hier zur Verdrehung der Kommissuren zueinander. Zum anderen liegt eine Fehlerquelle des in dieser Arbeit benutzten chirurgischen Vorgehens darin, dass nach dem Vernähen der Prothesenzungen mit den Kommissuren eine Dacron- Röhre auf die Aortenwurzel genäht wird, um die Wurzel in dem Testapparat verankern zu können. Hierbei kann es zu einem ungleichmäßigen Verhältnis der Stichbreite der Nähte kommen, was eine Verdrehung der Nahtränder gegeneinander zur Folge haben kann. Dies bewirkt wiederum eine Torsion der Aortenwurzel. Ob dieses Phänomen in-vivo unter herzchirurgischen Operationsbedingungen ebenfalls in Erscheinung

tritt und ob es sich nachhaltig auf die Verfassung der Taschenklappen auswirkt, ist unbekannt.

4.15 Klinische Relevanz der Ergebnisse

Als Schlussfolgerung der Arbeit lässt sich festhalten, dass die unterschiedlichen Formen der Prothesenzungen der Remodeling- Varianten Gemeinsamkeiten und Diskrepanzen hinsichtlich ihres Einflusses auf die Aortenwurzel besitzen.

Die tropfenförmige Variante zeigt von den Remodeling- Varianten die besten Ergebnisse hinsichtlich eines belastungsarmen, gleichmäßigen Klappenschlusses. So mag man ihr eine längere Lebensdauer der Taschenklappen mit geringeren degenerativen Veränderungen zusprechen.

Obwohl sich für die Normalvariante ein höherer transvalvulärer Druckgradient als für die anderen Varianten bestimmen ließ, besteht bei adäquater Prothesengröße für alle Remodeling- Techniken keine Gefahr, eine klinisch relevante Druckbelastung über der Aortenklappe zu erzeugen.

Es bleibt des Weiteren festzuhalten, dass eine Vergrößerung der Prothesenzungen um ca. 30% sich tendenziell positiv auf das Verhalten der Taschenklappen auswirkt und keine Insuffizienz als sofortige Konsequenz besitzt. Eine Klappeninsuffizienz kann jedoch dann auftreten, wenn es beim Vernähen der Prothesenzungen mit den Kommissuren zu einer Verdrehung der Kommissuren gegeneinander kommt.

Von besonderer Bedeutung bei der Remodeling- Technik bleibt das potentielle Risiko einer Anulusdilatation, die von unterschiedlichen Autoren beschrieben wurde[6, 29, 42, 76]. Ob eine der hier untersuchten Remodeling- Varianten stärker als eine andere zur Anulodilatation neigt, ist aufgrund der Rahmenbedingung des in- vitro Versuches nicht ermittelbar. Es ist aber davon auszugehen, dass gerade bei Patienten mit einer mangelnden Festigkeit des Bindegewebes, wie es bei Patienten mit dem Marfan- Syndrom der Fall ist, zusätzlich eine Anuloplastik vonnöten ist[69].

Ob eine dieser Remodeling- Varianten mit zusätzlicher Anuloplastik für Marfan- Patienten ein ausreichendes Langzeitergebnis liefern kann, gilt es in weiteren klinischen Studien zu untersuchen. Das Remodeling- Verfahren scheint jedenfalls für Patienten ohne kongenitalen

Gewebsdefekt eine willkommene Alternative zur Reimplantationstechnik zu sein, da die Dynamik der Aortenwurzel besser erhalten bleibt, mit dem theoretischen Vorteil einer geringeren Stressbelastung der Taschenklappen und somit einer möglicherweise verlängerten Lebensdauer des Rekonstruktionsergebnisses. Einer tropfenförmigen Variante ist bei den Remodeling- Verfahren nach unseren Ergebnissen der Vorzug zu geben, da sie die größte Tendenz besitzt sich der Physiologie der nativen, gesunden Aortenwurzel anzunähern.

Letztendlich unterliegt die Aortenchirurgie einem fortwährenden Wandel hinsichtlich der Modifikation sowie Optimierung bestehender Operationsverfahren. Die in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnisse sollen einen Beitrag dazu leisten. Es bleibt aber weiteren in- vivo Studien überlassen ihre klinische Langzeitrelevanz zu überprüfen und ihre Durchführbarkeit in der klinischen Praxis zu verifizieren. Außerdem wird es notwendig sein, die Verformbarkeit und das Maß an Modellierbarkeit des Prothesenmaterials weiter zu optimieren, um das physiologische Verhalten der nativen, gesunden Aortenwurzel imitieren zu können.

4.16 Limitationen der Arbeit

Eingangs ist zu erwähnen, dass sämtliche in dieser Arbeit verwendeten Schweineherzen den gleichen Labor-, Transport- und Lagerungsbedingungen ausgesetzt waren. Dies ist nötig um die Uniformität der Ergebnisse zu wahren.

Bei den hier in- vitro unter Laborbedingungen gewonnenen Daten handelt es sich um eine Momentaufnahme, die über einen Zeitraum von wenigen Herzschlägen dokumentiert ist. Die Übertragung der Messdaten auf Langzeitergebnisse ist deshalb nur eingeschränkt möglich. Hierzu sind langfristig angelegte, randomisierte klinische Studien zum Beleg der hier gewonnenen Ergebnisse vonnöten.

Dennoch besteht bei diesem in- vitro Versuchsaufbau der Vorteil der direkten, objektiven Erfassung von Messdaten, die nicht wie bei einer Untersuchung in- vivo nur indirekt erhoben werden können und von den Fertigkeiten eines Untersuchers abhängig sind.

Da die Aortenwurzeln in einen festen Teststand eingebracht wurden, fließen die durch das dynamische Zusammenspiel von Myokard und Aortenklappe entstehenden Aspekte nicht in die Beurteilung des Klappenschlussmechanismus mit ein. Es können jedoch die unterschiedlichen Beobachtungen an den Aortenklappen direkt auf die jeweiligen Remodeling- Varianten bezogen werden.

Die in der Arbeit verwendete Testflüssigkeit ist physiologische Kochsalzlösung. Ihre Viskosität weicht von der Viskosität des Blutes ab. Als Folge dessen besteht die Möglichkeit, dass die Daten bezüglich des transvalvulären Druckgradienten und des Klappenschlusses hierdurch beeinflusst wurden.

Letztendlich handelt es sich bei den in dieser Studie verwendeten Aortenwurzeln nicht um humanes Gewebe, sondern um Aortenwurzeln, die von gesunden Hausschweinen stammen. Da bei den Remodeling- Verfahren die Sinus und somit der überwiegende Anteil der Aortenwurzel durch Prothesenmaterial ersetzt wurde, mag sich der Unterschied zum humanen, pathologisch veränderten Gewebe minimieren. Er ist trotzdem nicht außer Acht zu lassen.

Darüber hinaus ist zu erwähnen, dass in der vorliegenden Arbeit nur die drei verschiedenen Remodeling- Varianten miteinander zum Vergleich stehen.

5. Zusammenfassung

In der hier vorliegenden Arbeit wurden drei verschiedene Prothesenzungen zum Ersatz der Sinus im Rahmen einer Remodeling- Operation der Aortenwurzel auf ihre hydrodynamischen Eigenschaften untersucht. Dabei handelte es sich um eine spitz zulaufende Variante, eine U-förmige Variante, die der normalen Form des nicht- koronaren Sinus nachempfunden ist, und eine tropfenförmige Variante, die auf halber Höhe um ca. 30% verbreitert wurde.

Die Experimente fanden in- vitro an gesunden Schweineherzen in einem den Herzkreislauf simulierenden Testaufbau statt.

Es wurden Messdaten zum transvalvulären Druckgradienten, den Schluss- und den Leckvolumina gesammelt. Darüber hinaus wurde die Dehnbarkeit der Aortenwurzel auf Höhe des Sinusersatzes und auf halber Höhe der Kommissuren gemessen. Das mit einer Hochgeschwindigkeitskamera gefilmte Bildmaterial lieferte zudem Aufschluss über die dynamische Verformbarkeit der freien Ränder der Taschenklappen während einer Kreislaufaktion.

Für die Normalvariante ergaben sich signifikant höhere durchschnittliche Spitzen- und Mitteldrücke hinsichtlich des transvalvulären Druckgradienten als bei den anderen beiden Varianten. Die hierbei gemessenen Schlussvolumina wiesen keine signifikanten Unterschiede auf.

Bezüglich der dynamischen Verformbarkeit der freien Ränder der Taschenklappen ergab sich für die tropfenförmige Variante ein mittlerer Wert, der signifikant unterhalb der mittleren Werte für die Spitzvariante und die Normalvariante lag. Anhand des Bildmaterials wurde deutlich, dass die Taschenklappen bei der tropfenförmigen Variante im Vergleich zu den beiden anderen Formen ein höheres Maß an Gleichmäßigkeit des Klappenschlusses aufwiesen.

Es zeigte sich während der Experimente eine mögliche Gefahrenquelle bei der Remodeling- Technik. Werden unterschiedliche Größendimensionen der einzelnen nativen Sinus nicht bei der Präparation der Gefäßprothese berücksichtigt, kann es zur Verdrehung der Aortenwurzel in sich selbst kommen. Dies hatte in jeder Messreihe bei jeweils zwei Prothesen eine minimale Klappeninsuffizienz zur Folge.

Mittels Ultraschallsensoren wurden Veränderungen des Aortenwurzeldurchmessers auf verschiedenen Ebenen analysiert. Hierbei ergab sich, dass die tropfenförmige Variante sich

als signifikant verformbarer als die anderen Prothesenzungen- Varianten erwies. Die tropfenförmige Variante bleibt trotzdem durch die Rigidität des Prothesenmaterials in ihrer Gesamtverformbarkeit eingeschränkt.

Von den untersuchten Prothesenzungen- Varianten zeigte zudem die tropfenförmige Variante einige Vorteile hinsichtlich der Gleichmäßigkeit des Klappenschlusses. Keine der untersuchten Varianten erreichte die physiologischen und dynamischen Eigenschaften einer gesunden, nativen Aortenwurzel.

Weitere Studien in Bezug auf veränderte Protheseneigenschaften wie Elastizität, Dehnbarkeit und Haltbarkeit sind nötig. Die sich hieraus ergebenden theoretischen Vorteile in Bezug auf eine lang anhaltende und physiologische Aortenwurzelfunktion könnten dann zu einer weiteren Verbesserung der rekonstruktiven Aortenklappenchirurgie im Rahmen der Remodeling- und Reimplantations-Technik führen.

6. Literaturverzeichnis

1. Akhtar R.P., Abid A.R., Zafar H., Cheema M.A., Khan J.S.;
Anticoagulation in pregnancy with mechanical heart valves: 10-year experience
Asian Cardiovasc Thorac Ann 15:497-501 (2007)
2. Albes J.M., Stock U.A., Hartrumpf M.;
Restitution of the aortic valve: what is new, what is proven, and what is obsolete?
Ann Thorac Surg 80:1540-9 (2005)
3. Albes J.M., Wahlers Th.;
Valve- Sparing Root Reduction Plasty in Aortic Aneurysm: The „Jena“ Technique
Ann Thorac Surg 75:1031-3 (2003)
4. Antoni H.: Mechanik der Herzaktion, S.498-561. In: Schmidt R.F., Thews G., Lang F
(Hrsg.): Physiologie des Menschen. 28.Auflage, Springer Verlag Berlin (2000)
5. Arnold G., Beier M., Herrman M., Kaufmann P., Kretschmann H.-J., Kühnel W.,
Schiebler T.H., Schmidt W., Steiniger B., Winckler J., van der Zypen E., Zilles K.:
Brusteingeweide, S.489-543. In: Schiebler T.H., Schmidt W. (Hrsg.): Anatomie
8.Auflage Kapitel 13. Springer Verlag Berlin-Heidelberg-New York (2002)
6. Bassano C., De Matteis G.M., Nardi P., Buratta M., Zeitani J., DePaulis R., Chiariello
L.;
Mid- term follow- up of aortic root remodeling compared to Bentall operation
European Journal of Cardio- thoracic Surgery 19:601-5 (2001)
7. Bechtel M., Erasmi A., Misfeld M., Sievers H.-H.;
Rekonstruktive Aortenklappenchirurgie: Ross-, David- , Yacoub- Verfahren,
Herz 31-2006 Nr.5, S.1-11, Urban & Vogel Verlag (2006)
8. Becker A.E.;
Surgical and Pathological Anatomy of the Aortic Valve and Root
Operative Techniques in Cardiac & Thoracic Surgery Vol.1:3-14 (1996)
9. Bellhouse B.J., Bellhouse F.H.;
Mechanism of closure of the aortic valve
Nature 217:86-7 (1968)

10. Bentall H., DeBono A.;
A technique for complete replacement of the ascending aorta
Thorax 23:338-9 (1968)
11. Birks E.J., Webb C., Child A., Radley- Smith R., Yacoub M.H.;
Early and long- term results of a valve- sparing operation for Marfan syndrome
Circulation 100 [suppl II]:II- 29- II- 35 (1999)
12. Brewer R.J., Deck J.D., Capati B., Nolan S.P.;
The dynamic aortic root. It's role in aortic valve function.
J Cardiovasc Surg 72:413-7 (1976)
13. Cabrol C., Pavie A., Gandjbakhch I., Villemont J.P., Guiraudon G., Laughlin L.,
Etievent P., Cham B.;
Complete replacement of the ascending aorta with reimplantation of the coronary
arteries: new surgical approach
J Thorac Cardiovasc Surg 81:309-15 (1981)
14. Coady M.A., Rizzo J.A., Hammond G. L., Mandapati D., Darr U., Kopf G. S.,
Elefteriades J.A.;
What is the appropriate size criterion for resection of thoracic aortic aneurysms?
J Thorac Cardiovasc Surg 113: 476-91 (1997)
15. Crick S.J., Sheppard M.N., Ho S.Y., Gebstein L., Anderson R.H.;
Anatomy of the pig heart: comparision with normal human cardiac structure
Journal of Anatomy 193: 105- 19 (1998)
16. Crawford J., Kirklin J.W., Naftel D.C., Svebsson L.G., Coselli J.S., Safi H.J.;
Surgery for acute dissection of the ascending aorta
J Thorac Cardiovasc Surg 104: 46-59 (1992)
17. Dagum P., Green R., Nistal F.J., Daughters G.T., Timek T.A., Foppiano L.E., Bolger
A.F., Ingels N.B., Miller D.C.;
Deformational dynamics of the aortic root, Modes and Physiologic Determinants
Circulation 100[suppl. II]:II- 54- II- 62 (1999)
18. Dailey P.O., Trueblood H.W., Stinson E.B., Wuerflein R.D., Shumway N.E.;
Management of acute aortic dissections
Ann Thorac Surg 10:237-47 (1970)

19. Dapunt O.E., Galla J.D., Sadeghi A.M., Lansman S.L., Mezrow C.K., De Asla R.A., Quintana C., Wallenstein S., Ergin A.M., Griep R.B.;
The natural history of thoracic aortic aneurysm
J Thorac Cardiovasc Surg 107:1323-33 (1994)
20. David T.E.;
Aortic Root Aneurysms: Remodeling or Composite Replacement?
Ann Thorac Surg 64:1564-8 (1997)
21. David T.E.;
Sizing and tailoring the Dacron graft for reimplantation of the aortic valve
J Thorac Cardiovasc Surg 130:243-4 (2005)
22. David T.E., Armstrong S., Ivanov J., Webb G.D.;
Aortic valve sparing operations: an update
Ann Thorac Surg 67:1840-2 (1999)
23. David T.E., Armstrong S., Ivanov J., Feindel C.M., Omran A., Webb G.D.;
Results of aortic valve- sparing operations
J Thorac Cardiovasc Surg 122:39-46 (2001)
24. David T.E., Feindel C.M., Bos J.;
Repair of the aortic valve in patients with aortic insufficiency and aortic root aneurysm
J Thorac Cardiovasc Surg 109:345- 52 (1995)
25. David T.E., Feindel C.M.;
An aortic valve- sparing operation for patients with aortic incompetence and aneurysm
of the ascending aorta
J Thorac Cardiovasc Surg 103:617- 21 (1992)
26. David T.E., Feindel C.M., Webb G.D., Colman J.M., Armstrong S., Maganti M.;
Long- term results of aortic valve- sparing operations for aortic root aneurysm
J Thorac Cardiovasc Surg 132:347-54 (2006)
27. David T.E., Ivanov J. Armstrong S., Feindel C.M., Webb G.D.;
Aortic valve- sparing operations in patients with aneurysma of the aortic root or
ascending aorta
Ann Thorac Surg 74:1758-61 (2002)

28. Davies R.B., Goldstein L.J., Coady M.A., Tittle S.L., Rizzo J.A., Kopf G.S., Elefteriades J.A.;
Yearly Rupture or Dissection Rates for Thoracic Aortic Aneurysms: Simple Prediction Based on Size
Ann Thorac Surg 73:17-28 (2002)

29. DeOliveira N.C., David T.E., Ivanov J., Armstrong S., Eriksson M.J., Rakowski H., Webb G.D.;
Results of surgery for aortic root aneurysm in patients with Marfan syndrome
J Thorac Cardiovasc Surg 125:789-96 (2003)

30. DePaulis R., DeMatteis G.M., Nardi P., Scaffa R., Colella D.F., Bassano C., Tomai F., Chiariello L.;
One- year of new aortic root conduit with sinuses of Valsalva
J Thorac Cardiovasc Surg 123:33-9 (2002)

31. Dietz H.C., Cutting G.R., Pyeritz R.E., Maslan C.L., Sakai L.Y., Corson G.M., Puffenberger E.G., Hamosh A., Nanthakumar E.J., Curristin S.M., et al;
Marfan Syndrome Caused by a Recurrent de novo Missense Mutation in the Fibrillin-Gene
Nature 352:337-9 (1991)

32. Drott C., Arfvidsson B., Örténwall P, Lundholm K.;
Age standardized incidence of ruptured aortic aneurysms in a defined Swedish population between 1952 and 1988: mortality rates and operative results.
Br J Surg 79:175-9 (1992)

33. Ehrlich M, Ergin MA, McCullough JN, Lansman S.L., Galla J.D., Bodian C.A., Apaydin A., Griep R.B.;
Results of immediate surgical treatment of all acute type A dissections,
Circulation 102 (Suppl 3):248-52 (2000)

34. Elefteriades J.A.;
Thoracic Aortic Aneurysma: Reading the Enemy's Playbook
World J Surg 32:366-374 (2008)

35. ElKhoury G.A., Underwood M.J., Glineur D., Derouck D., Dion R.A.;
Reconstruction of the ascending aorta and aortic root: experience in 45 consecutive patients
Ann Thorac Surg 70:1246-50 (2000)

36. Erasmi A., Sievers H.-H., Scharfschwerdt M., Eckel Th., Misfeld M.;
In vitro hydrodynamics, cusp- bending deformation and root distensibility for different types of aortic valve- sparing operations: Remodeling, sinus prothesis and reimplantation
J Thorac Cardiovasc Surg 130:1044-9 (2008)

37. Erasmi A., Stierle U., Bechtel M., Schmidtke C., Sievers. H-H., Kraatz E.;
Up to 7 Years' Experience With Valve- Sparing Aortic Root Remodeling/
Reimplantation for Acute Type A Dissection,
Ann Thorac Surg 76:99-104 (2003)

38. Ergin M.A., Spielvogel D., Apaydin A., Lansman St.L., McCullough J. N., Galla J.D.,
Griep R.B.;
Surgical Treatment of the Dilated Ascending Aorta: When and How?
Ann Thorac Surg 67:1834-9 (1999)

39. Eriksson M.J., Rosfors S., Radegran K., Brodin L.A.;
Effects of exercise on Doppler- derived pressure difference, valve resistance, and effective orifice area in different aortic valve prostheses of similar size
Am J Card 83:619-22 (1999)

40. Fagan A., Yacoub M.H., Pillai R., Radley-Smith R;
Dacron replacement of the ascending aorta and sinuses with resuspension of the aortic valve and re-implantation of the coronary arteries : a new method for treatment of aneurysmal or acute dissection of the aortic root
Proceedings of the Joint International Cardiovascular and Thoracic Surgical Conference, Stockholm
Scand J Cardiothorac Surg 16:175 - - abstract (1982)

41. Frater R.W.;;
Aortic valve insufficiency due to aortic dilatation: correction by sinus rim adjustment
Circulation 74:136-42 (1986)

42. Furukawa K., Ohteki H., Cao Z.L. Narita Y., Okazaki Y., Ohtsubo S., Itoh T;
Evaluation of native valve- sparing aortic root reconstruction with direct imaging – reimplantaion or remodeling?
Ann Thorac Surg 77:1636-41 (2004)

43. Gallo R., Kumar N., Al Halees Z., Duran C.;;
Early failure of aortic valve conservation in aortic root aneurysm
J Thorac Cardiovasc Surg 109:1011-2 (1995)

44. Gelsomino S., Morocutti G., Frassani R., Masullo G., DaCol P., Spedicato L., Livi U.;
Long- Term Results of Bentall Composite Aortic Root Replacement for Ascending Aortic Aneurysm and Dissections
Chest 124:984-8 (2003)

45. Gillium R.F.;;
Epidemiology of aortic aneurysms in the United States
J Clin Epidemiol 48:1289-98 (1995)

46. Gott V.L., Greene P.S., Alejo D.E., Cameron D.E., Naftel D.C., Miller D.C., Gillinov A.M., Laschinger J.C., Pyeritz R.E.;;
Replacement of the Aortic Root in Patients with Marfan Syndrom
N Engl J Med 340:1307-13 (1999)

47. Gott V.L., Cameron D.E., Alejo D.E., Greene P.S., Shake J.G., Caparelli D.J., Dietz H.C. ;
Aortic Root Replacement in 271 Marfan Patients: A 24- Year Experience
Ann Thorac Surg 73: 438-43 (2002)

48. Graeter T.P., Kindermann M., Fries R., Langer F., Schäfers H.-J.;;
Comparison of Aortic Valve Gradient during Exercise after Aortic Valve Reconstruction
Chest 118:1271-7 (2000)

49. Grande K.J., Cochran R.P., Reinhall P.G., Kunzelman K.S.;;
Stress variations in the human aortic root and valve: the role of anatomic asymmetry
Ann Biomed Eng 26:534-45 (1998)

50. Greenfield J.C, Patel D.J.;;
Relation between pressure and diameter in the Ascending aorta of man
Circulation 10:778-81 (1962)

51. Hagl Ch., Strauch J.T., Spielvogel D., Galla J.D., Lansman S.L., Squitieri R., Bodian C.A., Griep R.B.;;
Is the Bentall Procedure for Ascending Aorta or Aortic Valve Replacement the Best Approach for Long- Term Event- Free Survival?
Ann Thorac Surg 76: 698-703 (2003)

52. Hansen B.H., Menkis A.H., Vesely I.;;
Longitudinal and Radial Distensibility of the Porcine Aortic Root
Ann Thorac Surg 60:384- 90 (1995)

53. Harringer W., Pethig K., Hagl Ch., Meyer G.P., Haverich H.;
Ascending Aortic Replacement with Aortic Valve Reimplantation
Circulation 100(suppl II) : II- 24- II- 28 (1999)
54. Herbert Hof, Rüdiger Dörries
Reihenherausgeber Alexander und Konstantin Bob
unter Mitarbeit von Gernot Gegninat
Medizinische Mikrobiologie
Kapitel D – Bakteriologie S. 424-429
3.Auflage 2005, George Thieme Verlag Stuttgart
55. Herold G. und Mitarbeiter; Innere Medizin 2008; S.156-9, Gerd Herold, Köln 2008
56. Hopkins R.A.;
Aortic valve leaflet sparing and salvage surgery: evolution of techniques for aortic root reconstruction
Euro J Cardio- thoracic Surg 24:886-97 (2003)
57. ISO 5840. Cardiovascular implants- cardiac valve prothesis. 3rd ed. Genf, Switzerland:
International Organization of Standardization (1996)
58. Jackman J. D. Jr., Radolf J.D.;
Cardiovascular syphilis
Am J Med 87: 425-433 (1987)
59. Johnston K.W., Rutherford R.B., Tilson M.D., Shah D.M., Hollier L., Stanley J.C.
Suggested standards for reporting on arterial aneurysms
J Vas Surg 13:452-8 (1991)
60. Kainulainen K., Pulkkinen L., Savolainen A., Kaitila I., Peltonen L.;
Location on Chromosom 15 of the Gene Defect Causing Marfan Syndrome
N Engl J Med 323: 935-9 (1990)
61. Kallenbach K., Karck M., Leyh R.G., Hagl Ch., Walles Th., Harringer W., Haverich A.;
Valve- Sparing Aortic Root Reconstruction in Patients with significant Aortic
Insufficiency
Ann Thorac Surg 74:1765-8 (2002)

62. Kamohara K., Itoh T., Natsuaki M., Norita H., Naito K.;
Early valve failure after aortic valve- sparing root reconstruction
Ann Thorac Surg 68: 257-9 (1999)
63. Karck M., Kallenbach K., Hagl Ch., Rhein Ch., Leyh R., Haverich A.;
Aortic root surgery in Marfan syndrome: Comparison of aortic valve- sparing
reimplantation versus composite grafting
J Thorac Cardiovasc Surg 127:391-8 (2004)
64. Kouchoukos Nicholas T., Dougenis Dimitrios;
Surgery of the Thoracic Aorta,
New Engl J Med 336:1876-88 (1997)
65. Kouchoukos N.T., Wareing T.H., Murphy S.F., Perillo J.B.;
Sixteen- year experience with aortic root replacement: results of 172 operations
Ann Surg 214:308-20 (1991)
66. Koullias G., Modak R., Tranquilli M., Korkolis D. P., Barash P., Elefteriades J. A.;
Mechanical deterioration underlies behaviour of aneurysmal human ascending aorta
J Thorac Cardiovasc Surg 130:677-83 (2005)
67. Kvitting J.P.E., Ebbers T., Wigström L., Engvall J., Olin C.L., Bolger A.F.;
Flow patterns in the aortic root and the aorta studied with time- resolved, 3- dimensional,
phase- contrast magnetic resonance imaging: implications for aortic valve- sparing
surgery
J Thorac Cardiovasc Surg 127:1602-7 (2004)
68. Lai D.T., Miller D.C., Mitchell R.S., Oyer Ph.E., Moore K.A., Robbins R.C., Shumway
N.E., Reitz B.A.;
Acute type a dissection complicated by aortic regurgitation: Composite valve graft
versus separate valve graft versus conservative valve graft
J Thorac Cardiovasc Surg 126:1978-86 (2003)
69. Lansac E., DiCenta I., Bonnet N., LePrince P., Rama A., Acar C., Pavie A.,
Gandjbakhch I.;
Aortic prosthetic annuloplasty : a useful adjunct to a standardized aortic valve- sparing
procedure ?
Euro J Cardio- thoracic Surg 29:537-44 (2006)

70. Levinson DC, Edmeades DT, Griffith GC.
Dissecting aneurysm of the aorta: its clinical electrocardiographic and laboratory features. A report of fifty-eight autopsied cases.
Circulation 1:360-87 (1950)
71. Leyh R.G., Schmidtke C., Sievers H.H., Yacoub M.H.;
Opening and Closing characteristics of the aortic valve after different types of valve-preserving surgery
Circulation 100:2153-60 (1999)
72. Leyh R.G., Schmidtke C., Bartels C., Yacoub M.H.;
Valve- sparing aortic root replacement (remodeling/ reimplantation) in acute type A dissection
Ann Thorac Surg 70:21-4 (2000)
73. Li J.K.
Comparative cardiac mechanics: LaPlace's law
J Theor Biol 118: 339-43 (1986)
74. Loeys B.L., Chen J., Neptune E., et al;
A syndrome of altered cardiovascular, craniofacial, neurocognitive and skeletal development caused by mutations in TGFBR1 and TGFBR2
Nat Genet 37:275-81 (2005)
75. Loeys B.L., Schwarze U., Holm T., et al;
Aneurysm syndromes caused by mutations in the TGF- beta receptor
N Engl J Med 355:788- 98 (2006)
76. Luciani G.B., Casali G., Tomezzoli A., Mazzucco A.;
Recurrence of aortic insufficiency after aortic root remodeling with valve preservation
Ann Thorac Surg 67:1849-52 (1999)
77. Maselli D., Minzioni G.;
A technique to reposition sinotubular junction in aortic valve reimplantation procedures with the DePaulis Valsalva graft
Eur J Cardio- thoracic Surg 29:107-9 (2006)
78. Miller D.C.;
Valve- sparing aortic root replacement: current state of the art and where are we headed?
Ann Thorac Surg 83:736-9 (2007)

79. Miller D.C.;
Valve- sparing aortic root replacement in patients with Marfan syndrome
J Thorac Cardiovasc Surg 125:773-8 (2003)
80. Morishita K., Abe T., Fukada J., Sato H., Shiiku Ch.;
A Surgical Method for Selecting Appropriate Size of Graft in Aortic Root Remodeling
Ann Thorac Surg 65:1795-6 (1998)
81. Murdoch J.L., Walker B. A., Halpern H.L., Kuzma J.W., McKusick V. A.;
Life expectancy and causes of death in the Marfan syndrome
N Engl J Med 286: 804-8 (1972)
82. Murken J., Clewe H.:
Humangenetik
6. Auflage, Ferdinand Enke Verlag Stuttgart (1996)
83. Ohtsubo S., Itoh T., Natsuaki M., Furukawa K., Yoshikai M., Suda H., Minato N.;
Successful valve- sparing in aortic root reconstruction under endoscopic guidance
Eur J Cardiothoracic Surg 17:420-5 (2000)
84. Pacini D., Ranocchi F., Angeli E., Settepani F., Pagliaro M., Martin- Suarez S.,
DiBartolomeo R., Pierangeli A.;
Aortic Root Replacement with Composite Valve Graft
Ann Thorac Surg 76:90-8 (2003)
85. Pang D.C., Choo S.J., Luo H.H., et al;
Significant increase of aortic root volume and commissural area occurs prior to aortic
valve opening
J Heart Valve Dis 9:9-15 (2000)
86. Paulus W.E.: Pharmakotherapie in der Schwangerschaft. In: Wehling M. (Hrsg.):
Klinische Pharmakologie. 1. Auflage, S.651-64, Georg Thieme Verlag Stuttgart (2005)
87. Pope F.M., Narcisi P., Nicholls A.C., Libermann M., Oorthuys J.W.;
Clinical Presentations of Ehlers Danlos Syndrom Type IV
Arch Dis Child 63:1016-25 (1988)
88. Pressler V, McNamara J.J.;
Thoracic Aortic Aneurysm: Natural History and Treatment
J Thorac Cardiovasc Surg 79: 489-98 (1980)

89. Pressler V, McNamara J.J.;
Aneurysma of the Thoracic Aorta: Review of 260 Cases
J Thorac Cardiovasc Surg 89: 50-4 (1985)
90. Putz R., Pabst R. : Sobotta - Atlas der Anatomie Band 2 Rumpf, Eingeweide, untere Extremität, S.79-90, 21. Auflage Urban & Fischer Verlag München Jena (2000)
91. Pyeritz R.E., McKusick V.A.;
The Marfan Syndrom: Diagnosis and Management
N Eng J Med 300:772-777 (1979)
92. Reid K.;
The anatomy of the sinus of Valsalva
Thorax 25:79-85 (1970)
93. Riede U.-N., Müntefering H., Drexler H., Ihling CH., Schaefer H.-E.: Kardiovaskuläres System Kapitel 9, S.436-63. In: Riede U.-N. und Schaefer H.-E.: Lehrbuch für Allgemeine und Spezielle Pathologie 4. Auflage 1999/2001 Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York
94. Robicsek F.;
Leonardo da Vinci and the sinuses of Valsalva
Ann Thorac Surg 52:328-35 (1991)
95. Robicsek F., Thubrikar M.J.;
Role of sinus wall compliance in aortic leaflet function
Am J Card 84:944-6 (1999)
96. Robicsek F., Thubrikar M.J., Fokin A.A.;
Cause of degenerative disease of the trileaflet aortic valve: review of subject and presentation of a new theory
Ann Thorac Surg 73:1346-54 (2002)
97. Sarsam M. A. I., Yacoub M.;
Remodeling of the aortic valve anulus
J Thorac Cardiovasc Surg 105:435-8 (1993)

98. Scharfschwerdt M., Misfeld M., Sievers H.-H.;
The Influence of a Nonlinear Resistance Element upon In Vitro Aortic Pressure Tracings and Aortic Valve Motions
ASAIO J 50:498- 502 (2004)
99. Schaefer H.-J., Fries R., Langer F., Nikoloudakis N., Graeter T., Grundmann U.;
Valve- Preserving replacement of the ascending aorta: remodeling versus reimplantation
J Thorac Cardiovasc Surg 116:990-6 (1998)
100. Settepani F., Szeto W.Y., Pacini D., De Paulis R., Chiariello L., Di Bartolomero R., Gallotti R., Bavaria J.E.;
Reimplantation valve- sparing aortic root replacement in Marfan syndrome using the Valsalva conduit: An Intercontinental Multicenter Study
Ann Thorac Surg 83:769-73 (2007)
101. Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen
Band 2 – Rumpf, Eingeweide, untere Extremität
Herausgegeben von R. Putz und R. Pabst, 21. Auflage, Seite 81
Erschienen im Urban & Fischer Verlag (2000)
102. Sripathi V.C., Kumar R.K., Balakrishnan K.R.;
Further insights into normal aortic valve function: role of a compliant aortic root on leaflet opening and valve orifice area
Ann Thorac Surg 77:844-51 (2004)
103. Svensjo S., Bengtsson H., Bergquist D.;
Thoracic and Thoracoabdominal Aortic Aneurysm and Dissection : an Investigation based on Autopsy
British Journal of Surg 83:68-71 (1996)
104. Szilagyi D.E., Smith R.F., DeRusso F.J., Elliot J.P., Sherrin F.W.;
Contribution of abdominal aneurysmectomy to prolongation of life
Ann Surg 164: 678-99 (1966)
105. Tambreur L., David T.E., Unger M., Armstrong S., Ivanov J., Webb G.;
Results of surgery for aortic root aneurysma in patients with the Marfan syndrome
Euro J Cardio- thoracic Surg 17:415-9 (2000)
106. Thubrikar M.J., Boshier L.P., Nolan S.P.;
The mechanism of opening of the aortic valve
J Thorac Cardiovasc Surg 77:863-70 (1979)

107. Thubrikar M.J., Nolan S.P., Aouad J., Deck J.D.
Stress sharing between the sinus and leaflets of canine aortic valve
Ann Thorac Surg 42:434-40 (1986)

108. Thubrikar M.J., Robicsek F., Gong G.G., Fowler B.L.;
A New aortic Root Prosthesis with Compliant Sinuses for Valve- Sparing Operations
Ann Thorac Surg 71:318-22 (2001)

109. Vorp D.A., Schiro B.J., Ehrlich M.P., Juvonen T.S., Ergin M.A., Griffith B.P.;
Effect of Aneurysm on Tensile Strength and Biomechanical Behaviour of the Ascending
Thoracic Aorta
Ann Thorac Surg 75:1210-4 (2003)

110. Williams J.A., Loeys B.L., Nwakanma L.U., Dietz H. C., Spevak Ph.J.,
Patel N.D., Francois K., DeBacker J., Gott V.L., Vricella L.A., Cameron D.E.;
Early Surgical Experience With Loeys- Dietz- Syndrom : A New Syndrom of
Aggressive Thoracic Aortic Aneurysm Disease
Ann Thorac Surg 83:757- 63 (2007)

111. Wolfe W.G.;
Acute ascending aortic dissection
Ann Surg 192:658-66 (1980)

112. Wolfe W.G., Oldham H.N., Rankin J.S., Morgan J.F.;
Surgical treatment of acute aortic dissection
Ann Surg 197:738-42 (1983)

113. Yacoub M.H., Gehle P., Chandrasekaran V., Birks E.J., Child A., Radley- Smith R.;
Late results of a valve- preserving operation in patients with aneurysms of the ascending
aorta and root
J Thorac Cardiovasc Surg 115:1080-90 (1998)

114. Yakut C.;
A New Modified Bentall Technique: The Flanged Technique
Ann Thorac Surg 71:2050-2 (2001)

7. Anhang

7.1 Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
π	Kreiskonstante
Abb.	Abbildung
kg	Kilogramm
m	Meter
mg	Milligramm
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
mm Hg	Millimeter Quecksilbersäule
Nr.	Nummer
n	Anzahl
Pa	Pascal
r	Radius
s	Sekunde
Tab.	Tabelle
X	Spitzvariante
Y	Normalvariante
Z	tropfenförmige Variante

7.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.:	Blick auf das Schweineherz von kranial
Abb. 2.:	Eröffneter linker Ventrikel
Abb. 3.:	Aortenwurzel mit Umgebungssaum
Abb. 4.:	Aortenwurzel auf Sockelfuß befestigt
Abb. 5.:	Sizing des sinotubulären Übergangs
Abb. 6.:	Native Aortenwurzel nach Entfernung der Sinus valsalvae
Abb. 7.:	Unterschiedliche Varianten der Gefäßprothesenformen

- Abb. 8.: Skizze der Aortenwurzel, Blickrichtung von kranial nach kaudal
- Abb. 9.: Messung der Tiefe des nicht- koronaren Sinus
- Abb. 10.: Sizing der Prothesenzunge, Spitzvariante
- Abb. 11.: Prothesenzungen am oberen Pol der Kommissuren fixiert
- Abb. 12.: Vernähte Prothesenzungen
- Abb. 13.: Sonomikrometer an der Aortenprothese befestigt
- Abb. 14.: Aufbau des Pulsduplikators
- Abb. 15.: Graphische Darstellung der Messpositionen der Ultraschallkristalle
- Abb. 16.: Exemplarische Darstellung der Messung von Drücken und Volumenfluss
- Abb. 17.: Graphische Darstellung des Bending- Deformation- Index
- Abb. 18.: Graphische Darstellung der Heronischen Flächenformel
- Abb. 19.: Exemplarische Darstellung der Distanzmessung mittels der Ultraschallkristalle
- Zz. 1.: Darstellung der Anatomie der Aortenwurzel

7.3 Tabellenverzeichnis

- Tab. 1: Wertetabelle zur Bestimmung der Breite der Prothesenzungen
- Tab. 2.: Wertetabelle zur Wahl des Prothesendurchmessers
- Tab. 3.: Druckmessungen über der Aortenklappe in mmHg
- Tab. 4.: Messwerte der Schluss- und Leckvolumina der Aortenklappen in ml
- Tab. 5.: Messwerte der BDI
- Tab. 6: Messwerte auf halber Höhe der Kommissuren
- Tab. 7.: Messwerte auf Höhe der Sinus

8. Curriculum vitae

9. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützten.

Bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Martin Misfeld, PhD bedanke ich mich herzlich für die Überlassung dieses interessanten Themas, für die Korrekturen und Diskussionen über die Dissertation. Im Weiteren möchte ich mich bei ihm für die durch diese Arbeit gewährten Einblicke in die Herzchirurgie bedanken.

Herrn Prof. Dr. med Hans-Hinrich Sievers gilt mein Dank für die Bereitstellung der Möglichkeit im herzchirurgischen Labor zu arbeiten und für die kompetente Beantwortung von Fragestellungen bezüglich dieser Arbeit.

Bei Herrn Dipl.- Ing. Michael Scharfschwerdt bedanke ich mich für die Einarbeitung in die Thematik, für die stetige und ungebremste Hilfestellung bei jeglichen Fragen, die mit dieser Arbeit verbunden sind und für das Korrekturlesen der Dissertation.

Bei Herrn Böhmer und meinen Kommilitonen möchte ich mich für die technische Hilfestellung bei der Versuchsdurchführung bedanken.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Studium erst ermöglichten und mich jeder Zeit unterstützen.