

Strömungsuntersuchungen an künstlichen Herzklappen

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität
zu Kiel



vorgelegt von
Ulrich Gries

September 2001

**Meiner Mutter Christel,
meinem Vater Wolfgang**

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	4
2	Medizinische und physikalische Grundlagen	6
2.1	Medizinische Grundlagen	6
2.1.1	Das menschliche Herz und der menschliche Kreislauf	6
2.1.2	Das menschliche Blut	10
2.1.3	Einflüsse von künstlichen Herzklappen auf Herz und Blut	11
2.2	Physikalische Grundlagen	13
2.2.1	Hydrodynamische Grundgleichungen	13
2.2.2	Strömungsformen	14
2.2.3	Die Umströmung von Körpern	16
3	Anlage für Dauerbelastungstests	18
3.1	Konstruktion	18
3.2	Sensoren	20
3.2.1	Drucksensoren	20
3.2.2	Photosensor	22
3.3	Steuerung	22
4	Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens	27
4.1	Konstruktion	27
4.2	Sensoren	28
4.2.1	Drucksensoren	28
4.2.2	Temperatursensor	29
4.2.3	Steuerung	30
4.3	Theorie	30
4.3.1	Toricelli	31
4.3.2	Drosselblende	32
4.3.3	Hagen-Poiseuille	34
4.3.4	Blasius	34
4.4	Messung	37
4.4.1	Normlecks	37
4.4.2	Herzklappen	45
5	Anlage mit konstantem Fluß	53
5.1	Konstruktion	53
5.2	Optischer Aufbau	55
5.3	Druckverlustmessungen	57

5.3.1	Vergleich unterschiedlicher künstlicher Herzklappen	58
5.3.2	Umschlag Laminar-Turbulent	71
5.4	Strömungsaufnahmen und Turbulenzbetrachtung	83
5.4.1	HALL-KASTER	83
5.4.2	ST.-JUDE-MEDICAL	89
5.4.3	TRICUMED Hk0	96
5.4.4	TRICUMED Hk5	104
5.5	LDA-Messungen	111
5.5.1	Profile der z-Komponente senkrecht zur Flußrichtung	112
5.5.2	Profile der z-Komponente parallel zur Flußrichtung	153
5.5.3	Querkomponenten	181
5.5.4	Leckströmung	195
6	Zusammenfassung und Ausblick	209
A	Kalibrierkurven	211
A.1	Anlage für Dauerbelastungstests	211
A.2	Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens	212
A.3	Anlage mit konstanter Strömung	214
B	Schaltpläne	215
C	Datenblätter	220
C.1	Drucksensoren	220
C.2	Temperatursensor	224
C.3	Photosensor	225

Kapitel 1

Einleitung

Das Herz ist ein zentrales und lebenswichtiges Organ im menschlichen Körper. Es pumpt das Blut durch den Körper und hält damit den Blutkreislauf aufrecht. Durch diesen Kreislauf werden die Organe und die Muskeln des Körpers mit Sauerstoff und Nährstoffen versorgt. Durchschnittlich schlägt das menschliche Herz siebzig mal in der Minute.

Damit eine gerichtete Strömung und dadurch ein Blutkreislauf entsteht, besitzt das menschliche Herz Rückschlagventile, die Herzklappen. Hierbei liegt die höchste Belastung auf den Herzklappen des Körperkreislaufs, der Aorten- und Mitralklappe. Sind die Herzklappen beschädigt, entsteht eine Mehrbelastung des Herzens. Diese Mehrbelastung kann auf Dauer zu einem Versagen des Herzens führen, falls die Herzklappen nicht ersetzt werden. Die erste erfolgreiche Implantation einer künstlichen Herzklappe wurde 1952 von Charles Hufnagel durchgeführt. Heutzutage werden in Deutschland rund 10000 Implantationen pro Jahr vorgenommen.

Bei der Entwicklung einer neuen künstlichen Herzklappe muß neben der Biokompatibilität des Werkstoffes besonders auch auf die Strömungseigenschaften geachtet werden.

In dieser Arbeit werden Methoden vorgestellt, um in vitro die Strömungseigenschaften von künstlichen Herzklappen zu untersuchen und die Eigenschaften verschiedener künstlicher Herzklappen untereinander vergleichen zu können. Diese belasten das menschliche Herz unterschiedlich stark, genauso führen sie zu unterschiedlichen Strömungsstörungen wie Totwassergebieten und Turbulenzen. Deshalb wurden Testanlagen konstruiert, die die Strömungseigenschaften sehr präzise und reproduzierbar erfassen können. In dieser Arbeit werden neben den gesetzlich vorgeschriebenen Verfahren auch darüber hinausgehende Methoden entwickelt beziehungsweise weiterentwickelt. Damit lassen sich sowohl herkömmliche künstliche Herzklappen untersuchen als auch die Verbesserung von Prototypen unterstützen.

Kapitel 3 behandelt die Anlage für Dauerbelastungstests. Diese Anlage testet die mechanische Belastbarkeit und Funktionalität von künstlichen Herzklappen in Strömungen.

Kapitel 4 behandelt die Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens. In dieser Anlage wird das Leckvolumen von künstlichen Herzklappen bestimmt. Daneben können anhand von Druckverlustuntersuchungen allgemeinen Aussagen über die Strömungsform der Leckströmung gemacht werden.

In **Kapitel 5** werden Methoden zur Untersuchung künstlicher Herzklappen bei konstantem Fluß vorgestellt. Druckverlustmessungen mit einer neuen Drucksensorik

geben Aufschluß über die allgemein an den unterschiedlichen künstlichen Herzklappen vorliegende Strömungsform. Genauere qualitative Aussagen über die Nachlaufströmung erhält man durch Strömungsaufnahmen und deren Auswertung von den untersuchten künstlichen Herzklappen. Für quantitative Messungen der Strömung steht ein Laser-Doppler-Anemometer zur Verfügung, um an einem festen Punkt in der Strömung die Strömungsgeschwindigkeit messen zu können. Um einen guten Vergleich zu den qualitativen Aufnahmen zu erhalten, wurden mittels des Laser-Doppler-Anemometers vier unterschiedliche künstliche Herzklappen untersucht. Die Messungen wurden in großen Bereichen der Nachlaufströmung durchgeführt und man kann anhand der ausgewerteten Untersuchungen, neben den Geschwindigkeitsmessungen an sich, Aussagen über Gebiete hoher Scherkräfte und Turbulenzen in der Strömung treffen. Im Rahmen dieser Untersuchungen werden nicht nur die Strömungskomponente in Hauptströmungsrichtung, sondern auch die Strömungskomponenten senkrecht zur Hauptströmung untersucht. Desweiteren wird mittels Laser-Doppler-Anemometrie auch die Leckströmung der unterschiedlichen künstlichen Herzklappen genauer untersucht.

Im **Anhang** finden sich neben den Kalibrierkurven der verwendeten Meßgeräte auch die Schaltpläne der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Meßeinrichtungen und die Datenblätter der verwendeten Sensoren.

Kapitel 2

Medizinische und physikalische Grundlagen

2.1 Medizinische Grundlagen

2.1.1 Das menschliche Herz und der menschliche Kreislauf

Anatomie des Herz-Kreislaufsystems

Der Blutkreislauf mit dem menschlichen Herzen als Antriebsorgan ist das wichtigste Transportsystem des menschlichen Körpers. Er dient dazu, das innere Milieu des Organismus konstant zu halten. Hierfür ist der Transport von Atemgasen, Nährstoffen, Abfallprodukten, Wasser und Salzen für den Zellstoffwechsel sowie für den Wasser- und Elektrolythaushalt ebenso wichtig wie die Transportmechanismen für Säuren und Basen zur Regulation der Wasserstoffionenkonzentration. Auch der Transport von Wärme aus dem Inneren des Körpers zur Oberfläche sowie von Hormonen von ihren Bildungsstellen zu den Zielzellen gehört zu den Aufgaben des Kreislaufs, der darüber hinaus Bestandteil der humoralen und zellulären Abwehr des Körpers ist.

Wie Abbildung 2.1 zeigt, bestehen das Herz und das Kreislaufsystem sowohl aus hintereinander als auch aus parallel geschalteten Blutgefäßen, welche mit den beiden Vorhöfen und den beiden Herzkammern verbunden sind. Funktionell wirkt das Herz als eine Druck-Saug-Pumpe. Das Blut strömt aus der Lunge durch die Lungenvenen in den linken Vorhof (Atrium sinistrum), weiter über die linke Kammer (den linken Ventrikel) in die Körperschlagader (Aorta) und von dort aus in die Körperarterien. Im Kapillarnetz vermittelt das Blut den Sauerstoffaustausch und erreicht dann den venösen Bereich. Es fließt durch die kleinen Venen in die großen Hohlvenen, welche in den rechten Herzvorhof (Atrium dextrum) einmünden. Durch die zwischen rechtem Vorhof und rechtem Ventrikel gelegene Herzklappe, die dreizipflige Segelklappe (Tricuspidalklappe), strömt das Blut in den rechten Ventrikel, von wo es durch eine weitere Herzklappe, die Pulmonalklappe, in die Lungenarterien und von da aus in die Lungenkapillaren gelangt. Dort kommt es zur Abgabe von Kohlendioxid und zur Aufnahme von Sauerstoff. Danach fließt das Blut in die Lungenvenen, womit sich der Blutkreislauf schließt. Den Abschnitt des Blutkreislaufs durch die Lunge bezeichnet man als kleinen Kreislauf, jenen durch den das vom linken Ventrikel ausgeworfene Blut fließt, als Körper- oder großen Kreislauf.

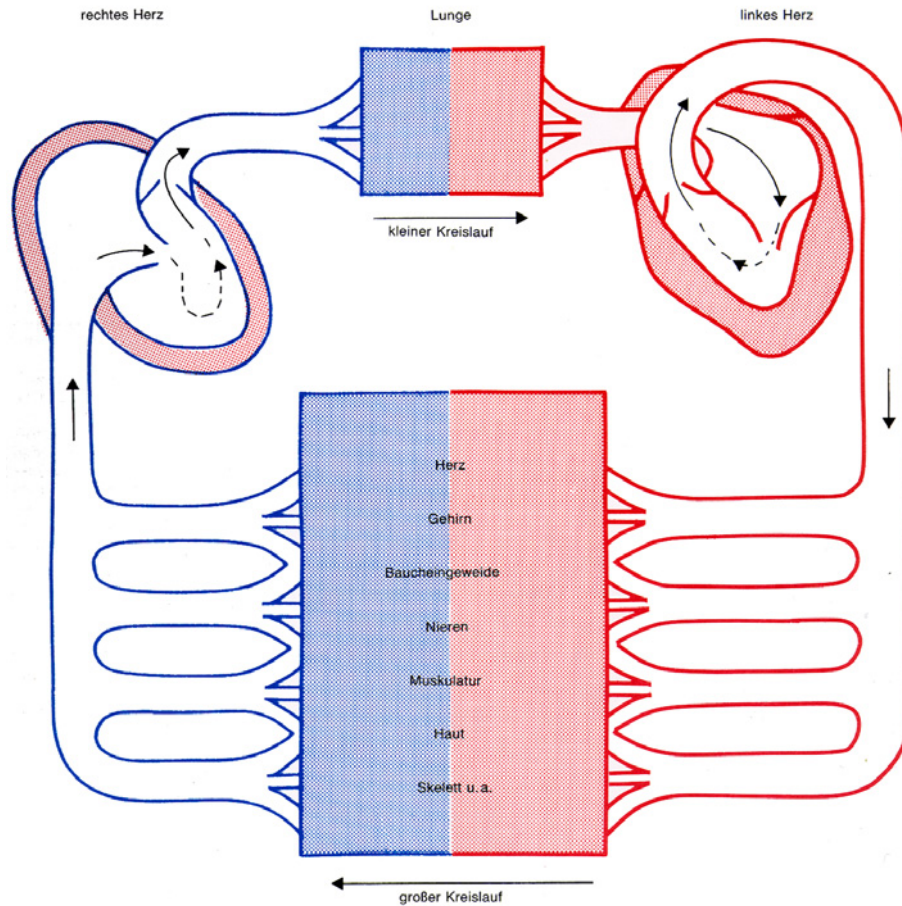


Abbildung 2.1: Der Blutkreislauf in schematischer Darstellung. Die blauen Abschnitte kennzeichnen sauerstoffarmes Blut, die roten sauerstoffreiches Blut. In der Lunge erfolgt die Aussättigung des Blutes mit Sauerstoff; in den peripheren Organen wird Sauerstoff aus dem Blut abgegeben. Das Herzzeitvolumen und damit die drei bis fünf Liter Blut, die pro Minute vom Herzen ausgeworfen werden, verteilen sich unter Ruhebedingungen folgendermaßen auf die Organe: Herzkranzgefäße fünf Prozent, Gehirn 15 Prozent, Baucheingeweide 28 Prozent, Nieren 23 Prozent, Muskulatur 17 Prozent, Haut, Skelett und übrige Körperbereiche zwölf Prozent. Das gesamte Blut (100 Prozent) fließt durch die Lunge [Bet91].

Herzklappen befinden sich außer zwischen rechtem Vorhof und rechtem Ventrikel (Tricuspidalklappe) und im Abgangsteil der Lungenarterie (Pulmonalklappe) auch zwischen linkem Vorhof und linkem Ventrikel (Mitralklappe) sowie am Übergang des linken Ventrikels in die Aorta (Aortenklappe). Die Herzklappen wirken als Ventile, sie bewirken einen gerichteten Blutstrom und verhindern einen Rückstrom.

Physiologie des Herzens

Die Herzaktion wird in die *Systole*, die Kontraktionsphase, und die *Diastole*, die Erschlaffungsphase, unterteilt. Beide Phasen unterteilen sich noch einmal in je zwei weitere Phasen, so daß die Herzaktion insgesamt aus vier Phasen besteht. Diese

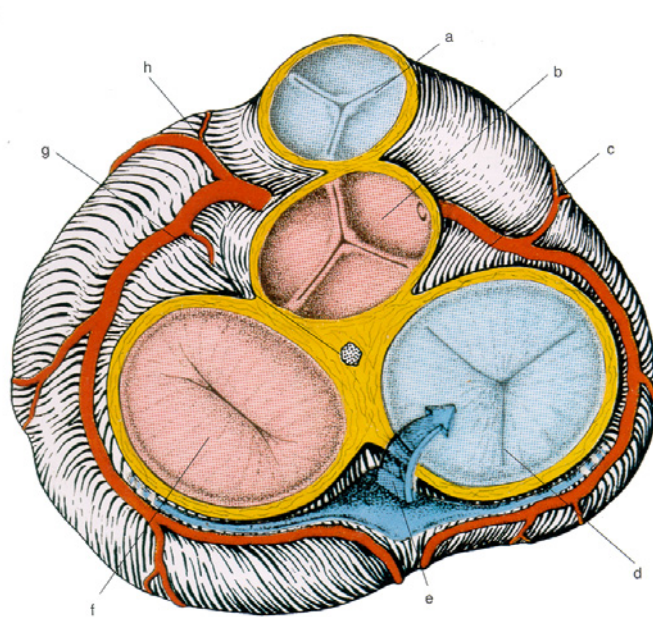


Abbildung 2.2: Herz mit Klappen in Höhe der Ventilebene schräg von oben rechts gesehen. Die Vorhöfe sind oberhalb der Segelklappen entfernt. Der Buchstabe a bezeichnet die Klappe der Lungenschlagader (Pulmonalklappe), b die Aortenklappe. Rechts ist der Abgang der rechten Herzarterie (c) sichtbar; d markiert die dreizipflige Segelklappe (Tricuspidalklappe), die zwischen rechtem Vorhof und rechter Kammer liegt, e die Einmündung der Herzvenen (Sinus venosus) in den rechten Vorhof, f die zweizipflige Segelklappe (Mitralklappe), zwischen linkem Vorhof und linker Kammer, g die Erregungsleitbündel innerhalb des aus Bindegewebe bestehenden sogenannten Herzskeletts und h die linke Herzkranzarterie [Bet91].

sind die Anspannungs- und Auswurfphasen der Systole sowie die Entspannungs- und Füllungsphase der Diastole.

Die Beschreibung der Herzaktion beginnt mit dem Zustand, in dem alle Herzklappen geschlossen sind. In dieser Phase sind die Kammern mit Blut gefüllt (Abbildung 2.3). In der Anspannungsphase steigt der Druck in den Herzkammern stark an, während das Blutvolumen konstant bleibt.

Übersteigt nun der Druck im linken Ventrikel den Druck in der Aorta beziehungsweise der Druck im rechten Ventrikel den Druck in der Pulmonalarterie, so öffnen sich die Aorten- bzw. die Pulmonalklappe und das Blut strömt aus den Ventrikeln in die Arterien. Das Blut in der Aorta wird hierbei von $v_0 = 0m/s$ auf Geschwindigkeiten von $v_{max} = 1m/s$ beschleunigt.

Nach der Austreibungsphase erschlaffen die Ventrikel, wobei der Druck innerhalb der Ventrikel unterhalb des Druckes in den Arterien abfällt. Dadurch schließen sich die Aorten- bzw. die Pulmonalklappe. Zu diesem Zeitpunkt beginnt die Diastole und die Systole endet. Inzwischen haben sich die Vorhöfe wieder mit Blut gefüllt. Durch die Vorhofkontraktion übersteigt der Druck in den Vorhöfen den Druck in den Kammern, so daß sich nun die Mitralklappe bzw. die Tricuspidalklappe öffnet und sich die Ventrikel wieder füllen. Hiermit ist die Diastole abgeschlossen und der Zyklus beginnt von vorne. Die typischen Ruhewerte des menschlichen Herzens sind in

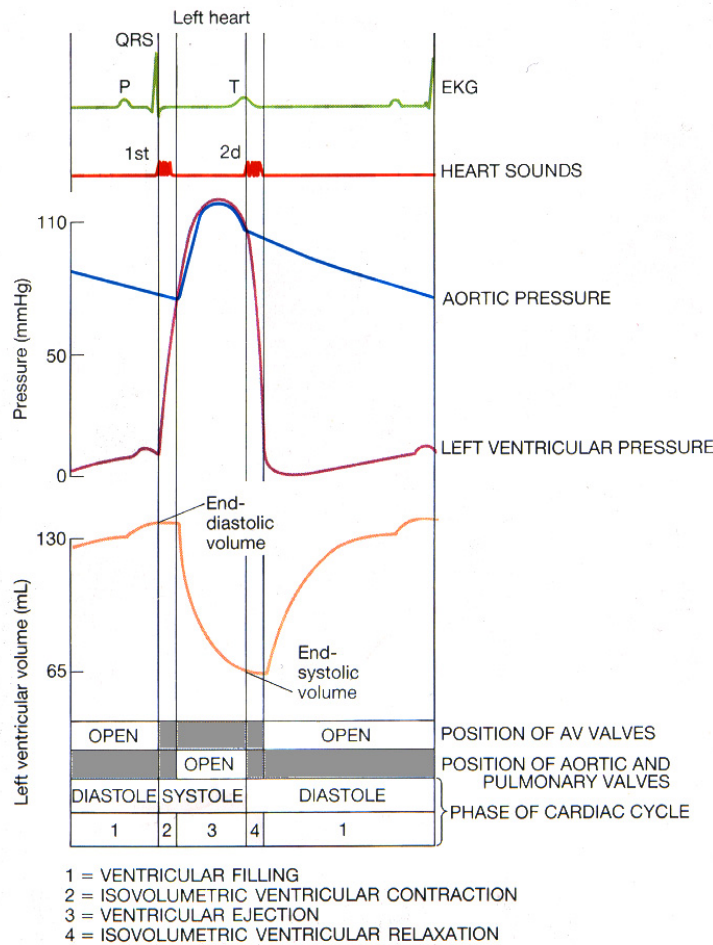


Abbildung 2.3: Der zeitliche Druck- und Volumenverlauf im linken Ventrikel und der Aortendruck während der vier Aktionsphasen des Herzens. Phase 2 (isovolumetric ventricular contraction) ist die Anspannungsphase der Systole. Bei einem inneren Ventrikeldruck von ca. 80mmHg im linken Herzen öffnen die Aortenklappen, und die Austreibungsphase der Systole beginnt (ventricular ejection, Phase 3). Dabei wird ein Blutvolumen von ca. 70 ml von der Geschwindigkeit $v_0 = 0m/s$ auf bis zu $v_{max} = 1m/s$ beschleunigt. Der Druck steigt noch kurzfristig bis ca. 120 mmHg an, dann erschlaffen die Ventrikel und der Innendruck fällt wieder ab, und die Aortenklappe schließt sich wieder. Hier ist die Systole beendet, und die Diastole beginnt (Phase 4 und 1).[Van90]

Tabelle 2.1 aufgelistet.

Herzfrequenz	$70l/min \sim 1.2Hz$
Schlagvolumen	70 ml
Herzminutenvolumen	$70ml \cdot 70l/min \sim 5l/min$
Dauer der Systole	ca. 300ms
Dauer der Diastole	ca. 550ms

Tabelle 2.1: Die Tabelle zeigt typische Ruhewerte zu den wichtigen Größen des Herzens. Besonders wichtig für die Untersuchung in stationärer Strömung ist das Schlagvolumen und das Herzminutenvolumen. In Ruhe beträgt das Herzminutenvolumen $5l/min$, das sich aber bei höherer Herzfrequenz bis auf $30l/min$ erhöht.

Die physikalische Herzarbeit ist eine Volumenarbeit. In Abbildung 2.4 ist die Druck-Volumen-Kurve für einen Herzzyklus dargestellt. In Punkt A beginnt die Systole bei konstantem Volumen und steigendem Druck. Bei maximalem Druck in Punkt B ist die Austreibungsphase abgeschlossen und der Ventrikel erschlafft. Die Aortenklappe schließt sich und bei konstantem Volumen fällt der Druck ab. In Punkt C beginnt bei nahezu konstantem Druck die Befüllung des Ventrikels. An diesem Punkt endet die Systole und die Diastole beginnt. Die für einen Herzzyklus benötigte physikalische Arbeit ergibt sich hieraus zu:

$$W_{\text{Herz}} = \int p \cdot dV$$

Der Hauptteil der Herzarbeit wird dafür benötigt, das viskose Blut gegen die Reibungskräfte in den Blutgefäßen durch diese zu befördern. Nur ein geringer Teil der Herzarbeit dient der Beschleunigung des ausgestoßenen Blutvolumens. Der durch das Gefäßsystem entstehende Druckverlust wird durch den erhöhten Druck bei der Herzmuskelkontraktion aufgebracht werden. Zusätzliche Druckverluste wie künstliche Herzklappen führen zu einer Mehrbelastung des Herzens.

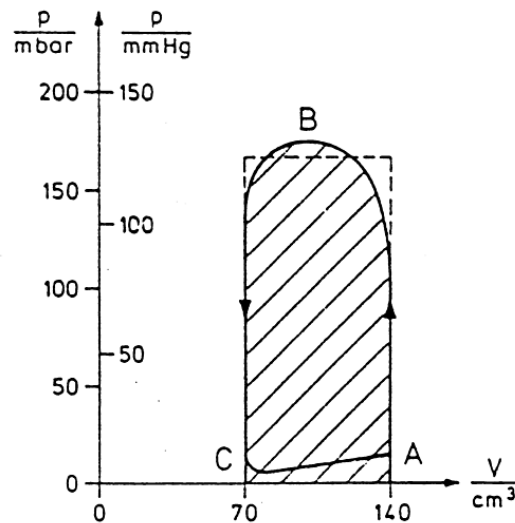


Abbildung 2.4: Druck-Volumen-Diagramm der linken Herzkammer für einen durchlaufenen Zyklus. Im Punkt A beginnt die systolische Phase. Der Ventrikel wird angespannt und der Druck steigt unter konstantem Volumen an. Im Punkt B endet die Austreibungsphase und der Ventrikel erschlafft. Der Druck sinkt ab, bis bei C die Diastole beginnt. Die schraffierte Fläche gibt die benötigte Herzarbeit an. [Smi85]

2.1.2 Das menschliche Blut

Das menschliche Blut ist eine Suspension aus flüssigem Blutplasma und festen Bestandteilen. Der Anteil des Plasmas beträgt hierbei 56%, der der festen Bestandteile 44%. Die festen Bestandteile setzen sich zu großen Teilen aus den roten Blutkörperchen (*Erythrozyten*), den weißen Blutkörperchen (*Leukozyten*) und den Blutplättchen (*Thrombozyten*) zusammen. Die wichtigsten Eigenschaften der festen Bestandteile sind in Tabelle 2.2 zusammengestellt.

	Anzahl (pro mm^3)	Durchmesser (μm)	Funktion
Erythrozyten	$4.5 - 5 \cdot 10^6$	7 - 8	Transport von O_2 u. CO_2
Leukozyten	$4 - 10 \cdot 10^3$	7 - 8	Abwehr
Thrombozyten	$1.5 - 3 \cdot 10^{-3}$	2 - 3	Blutgerinnung und -stillung

Tabelle 2.2: Das menschliche Blut besteht aus Blutplasma und Blutzellen. Anzahl, Durchmesser und Funktion der Blutzellen sind hier zusammengefaßt.

Die Dichte des Blutes ρ_{Blut} stimmt mit der Dichte von Wasser bei einer Temperatur $T = 20^\circ C$ gut überein. Die Dichte von Blut beträgt

$$\rho_{Blut} \approx (1.055 - 1.065)g/cm^3.$$

Infolge der Zusammensetzung des Blutes ergeben sich zwischen der Viskosität des Blutes und von Wasser Unterschiede. Blut zeigt im Gegensatz zu Wasser nicht-newtonsches Fließverhalten. Die Viskosität des Blutes η_{Blut} hängt außerdem vom der Zusammensetzung der Suspension zusammen. Die Viskosität wird durch den Anteil der Blutzellen am Blutvolumen beeinflusst. Dieser Anteil der Blutzellen am Blutvolumen wird als Hämatokritwert bezeichnet. Die Blutviskosität beträgt im allgemeinen

$$\eta_{Blut} = 4mPa \cdot s.$$

2.1.3 Einflüsse von künstlichen Herzklappen auf Herz und Blut

Pro Tag werden vom menschlichen Herzen über 7000l Blut durch den Körper transportiert. Um aus der Kontraktion und Erschlaffung des Herzmuskels einen gerichteten Blutstrom zu erhalten, sind präzise Ventile, die Herzklappen, notwendig. Durch Erkrankungen oder Ablagerungen an den Herzklappen wird diese Ventilwirkung vermindert. Beeinträchtigungen der Herzklappen sind Verminderungen der Öffnungsfläche (*Stenose*) und eine nicht ausreichende Schlußfähigkeit (*Insuffizienz*). Hierdurch kommt es durch eine Erhöhung des Druckverlustes beziehungsweise einer Verminderung des ausgeworfenen Blutes pro Zyklus zu einer Ausgleichsreaktion des Herzens und damit zu einer Mehrbelastung. Ist diese Mehrbelastung zu hoch so muß die Herzklappe durch eine künstliche Herzklappe ersetzt werden. Das Einbringen einer Herzklappe in die Blutströmung führt zu einer Störung der natürlichen Strömung in der Aorta (Abbildung 2.5):

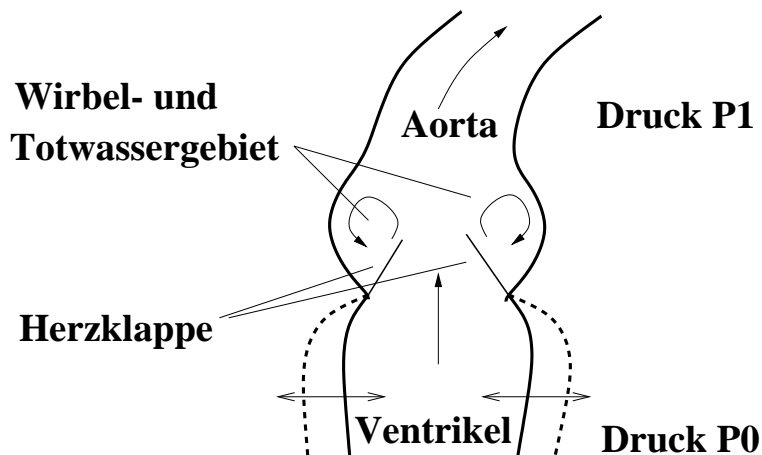


Abbildung 2.5: Die Graphik zeigt eine schematische Darstellung der auftretenden Störungen beim Einsetzen von künstlichen Herzklappen. Wirbel- und Totwasserbildung hinter der Herzklappe sind thrombosebildend, und zusätzlich auftretende Druckdifferenzen $\Delta P = P_1 - P_0$ erhöhen die Herzbelastung [Swe98].

- Beim Durchströmen der künstlichen Herzklappe entsteht ein erhöhter Druckverlust gegenüber der natürlichen Herzklappe. Dieser Erhöhung des Druckverlustes muß durch eine erhöhte Pumpleistung des Herzens aufgebracht werden. Diese ist jedoch deutlich geringer als die Pumpleistung bei einer erkrankten Herzklappe und somit stellt eine künstliche Herzklappe eine Entlastung des Herzens dar.
- Beim Öffnen der natürlichen Herzklappe legen sich die Herzklappenflügel in die dafür vorgesehenen Aussparungen, die Bulben, und es entsteht eine nahezu ungestörte wirbelfreie Strömung. Das Einbringen einer künstlichen Herzklappe kann zu ortsfesten Wirbeln und Totwassergebieten führen. In diesen Gebieten können sich sowohl Thromben als auch Krankheitserreger anlagern und zu einer Beeinträchtigung der Herzklappenfunktion beziehungsweise einer Schädigung des umliegenden Gewebes führen.
- Durch das Einbringen eines Fremdkörpers in das Blutsystem, hier der künstlichen Herzklappe, wird die Blutgerinnung und Thrombenbildung gefördert. Diese Thromben können zu Schädigungen im Blutsystem und zu Disfunktionen der Herzklappe führen.
- Beim Durchströmen des Blutes durch die künstliche Herzklappe, sowohl in geöffneter als auch in geschlossener Position, treten infolge der Geschwindigkeitsgradienten Scherkräfte in der Strömung auf. Diese Scherkräfte können die *Erythrozyten* schädigen oder zerstören. Hierbei zerplatzen die *Erythrozyten* und das in ihnen enthaltene Hämoglobin wird freigesetzt (*Hämolyse*). Die *Hämolyse* ist abhängig von der Stärke der Scherkräfte und von der Verweildauer der *Erythrozyten* in der Scherzone.

Aus diesen Gründen ist es bei der Entwicklung der künstlichen Herzklappen von besonderem Interesse, einen möglichst geringen zusätzlichen Druckverlust zu erzeugen und Kenntnisse über die Scherzonen in der Strömung der künstlichen Herzklappe zu

erhalten. Bereiche mit hohen Scherkräften treten besonders in turbulenten Strömungen auf, daher ist es notwendig die Nachlaufströmung und die Leckströmung einer künstlichen Herzklappe zu untersuchen. Hierdurch können die künstlichen Herzklappen während der Entwicklung in Hinsicht auf die Strömungseigenschaften optimiert werden.

2.2 Physikalische Grundlagen

2.2.1 Hydrodynamische Grundgleichungen

Navier-Stokes-Gleichung

Betrachtet wird in diesem Abschnitt der Fall einer inkompressiblen zähen Flüssigkeit. Es ist bislang noch keine allgemeine Methode zur Integration der Navier-Stokes'schen Differentialgleichungen bekannt. Die Navier-Stokes'schen Differentialgleichungen bringen das Kräftegleichgewicht eines Flüssigkeitselementes zwischen Massenkräften, Oberflächenkräften und Trägheitskräften zum Ausdruck. Die Oberflächenkräfte setzen sich aus Druckkräften und Reibungskräften zusammen. Massenkräfte haben nur dann eine Bedeutung, wenn es sich um Strömungsvorgänge an freien Oberflächen oder um solche mit ungleichmäßiger Dichteverteilung handelt. Flüssigkeiten ohne Grenzflächen bezeichnet man als homogene Flüssigkeiten. In ihnen herrscht Gleichgewicht zwischen der Masse und dem hydrostatischen Auftrieb. Im folgenden sollen nur homogene Flüssigkeiten betrachtet werden. Bezeichnet der Druck p den Druckunterschied gegenüber dem Ruhedruck, so enthalten die Navier-Stokes-Gleichungen nur noch Terme der Druckkräfte, der Reibungskräfte und der Trägheitskräfte:

$$\begin{aligned} \frac{d\vec{v}}{dt} &= \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \text{grad})\vec{v} \\ &= -\frac{1}{\varrho} \text{grad } p + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 \vec{v} + \vec{K}, \end{aligned} \quad (2.1)$$

$$\text{div } \vec{v} = 0, \quad (2.2)$$

wobei $v \nabla^2 \vec{v}$ die innere Reibung,
 $\frac{1}{\varrho} \text{grad } p$ den Druckunterschied,
 $(\vec{v} * \text{grad}) \vec{v}$ den Konvektionsterm,
 \vec{K} die äussere Kraft,
 und μ Zähigkeitsbeiwert bezeichnen.

Das spezielle Problem der Rohrströmung findet dabei seinen Ausdruck in den Randbedingungen, die sich aus der Haftreibung der Flüssigkeit an den Rohrwänden ergeben:

$$\vec{v}_{\text{Rand}} = 0. \quad (2.3)$$

Reynoldszahl

Diese Differentialgleichung muß unabhängig von der Wahl der Einheiten der in ihr enthaltenen physikalischen Größen sein. Transformiert man die Navier-Stokes-Gleichung so, daß sie nur noch dimensionslose Größen enthält, so ergibt sich mit:

$$\begin{array}{ll} \text{Geschwindigkeit} & W = \frac{w}{V}, \\ \text{Längen} & X = \frac{x}{l}, Y = \frac{y}{l}, Z = \frac{z}{l}, \\ \text{Druck} & P = \frac{p}{\frac{\rho}{2} V^2} \end{array}$$

die Navier-Stokes-Gleichung

$$\frac{\partial W}{\partial t} + (W \nabla) W = -\frac{1}{2} \nabla P + \frac{\mu}{\rho V l} \Delta W. \quad (2.4)$$

Hierbei ist V die charakteristische Geschwindigkeit, hier die Maximalgeschwindigkeit auf dem Querschnitt. l entspricht der Länge, bei der die Geschwindigkeit von V auf Null abfällt.

Betrachtet man nun zwei verschiedene Strömungen, so unterscheiden sie sich nur durch einen gemeinsamen Faktor. Damit mechanische Ähnlichkeit vorliegt, muß für beide Gleichungen gelten

$$\frac{\rho_1 V_1 l_1}{\mu_1} = \frac{\rho_2 V_2 l_2}{\mu_2}. \quad (2.5)$$

Dieses Gesetz wurde von O. Reynolds entdeckt, und die dimensionslose Größe Re nach ihm benannt:

$$\frac{\rho V l}{\mu} = \frac{V l}{\nu} = Re, \quad (2.6)$$

wobei $\nu = \mu/\rho$ die kinematische Viskosität ist. Dies bedeutet, daß die Strömungen um geometrisch ähnliche Körper dynamisch ähnlich sind, wenn die Reynoldszahlen beider Strömungen gleich sind.

2.2.2 Strömungsformen

Laminare Strömung

Eine laminare Strömung (Schichtströmung) bildet sich beispielsweise in einem relativ langen Strömungskanal aus, wenn die Reynoldszahl $Re \leq 2320$ ist. Diese Strömung ist wirbelfrei, so daß sich benachbarte Stromfäden bzw. -schichten nicht vermischen. Infolge der Zähigkeitsreibung des strömenden Fluids in Rohren bildet sich ein parabolisches Strömungsprofil (Abbildung 2.6a) aus, das sich aus der Navier-Stokeschen Bewegungsgleichung für stationäre, inkompressible, horizontale und eindimensionale Strömung in Rohren wie folgt berechnen läßt:

$$v(r) = v_{max} [1 - (r/R)^2]$$

Die mittlere Strömungsgeschwindigkeit beträgt bei laminarer Rohrströmung $v_m = 0.5v_{max}$ und stimmt bei einem Radius $r = 0,707R$ beziehungsweise einem Wandabstand $a = 0.196D$ mit der effektiven Strömungsgeschwindigkeit überein. Die Anlaufstrecke, die zur vollen Ausbildung einer laminaren Strömung notwendig ist, beträgt für Rohre $l = 0.03Re \cdot d$.

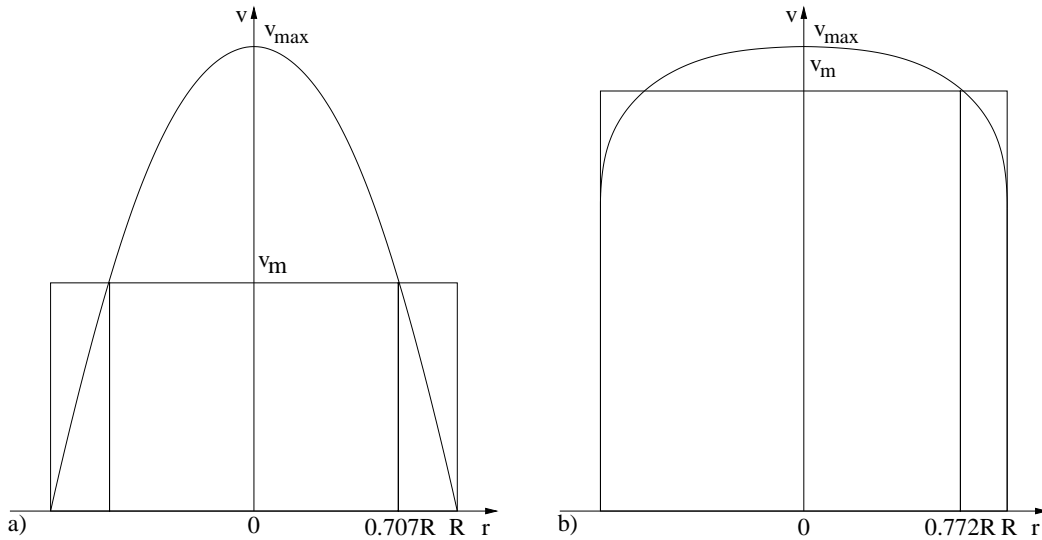


Abbildung 2.6: Strömungsprofile in einem Rohr.
a) bei laminarer Strömung, b) bei turbulenter Strömung.

Turbulente Strömung

Eine turbulente Strömung ist durch Verwirbelung des strömenden Fluids gekennzeichnet und tritt in Rohren bei Reynoldszahlen $Re \geq 2320$ auf. Der Hauptströmbezug sind Schwankungsbewegungen in Längs- und Querrichtung überlagert, die Stoßverluste verursachen und zu erhöhten Reibungsverlusten führen.

Das Geschwindigkeitsprofil (Abbildung 2.6b) für turbulente Rohrströmung kann nach folgender Gleichung berechnet werden:

$$v(r) = v_{max}[1 - (r/R)^k]^n$$

Die Exponenten k und n liegen im Bereich $1 \leq k \leq 2$ und $1/11 \leq n \leq 1/6$ abhängig von der Reynoldszahl und der Rauigkeit der Strömungsfläche. Für glatte Rohre und eine Reynoldszahl $Re \approx 45000$ betragen $k = 2$ und $n = 1/7$. Die mittlere Geschwindigkeit in einem Rohr beträgt bei turbulenter Strömung ($k = 2$; $n = 1/7$) $v_m = 0.875v_{max}$. Bei einem Radius $r = 0.772R$ beziehungsweise einem Wandabstand $a = 0.114D$ stimmt die mittlere mit der tatsächlichen Geschwindigkeit überein. Die Anlaufstrecke zur vollen Ausbildung des turbulenten Strömungsprofils in Rohren beträgt $l \approx 10d$.

Der Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung ist in Abbildung 2.7 dargestellt. Unterhalb der Reynoldszahl Re_1 bildet sich unabhängig von der Störstärke keine stabile turbulente Strömung aus. Bei größeren Reynoldszahlen erkennt bei einem typischen Störpegel einen typischen Umschlagbereich bei $Re = 2320$ von laminarer zu turbulenter Strömung. Um die Strömung bei weiterer Erhöhung der Reynoldszahl laminar zu halten, muß man die Störstärke klein halten. Jede Störung bei Reynoldszahlen $Re \geq 2320$ führt zu einem sofortigen Umschlag von laminarer zu turbulenter Strömung.

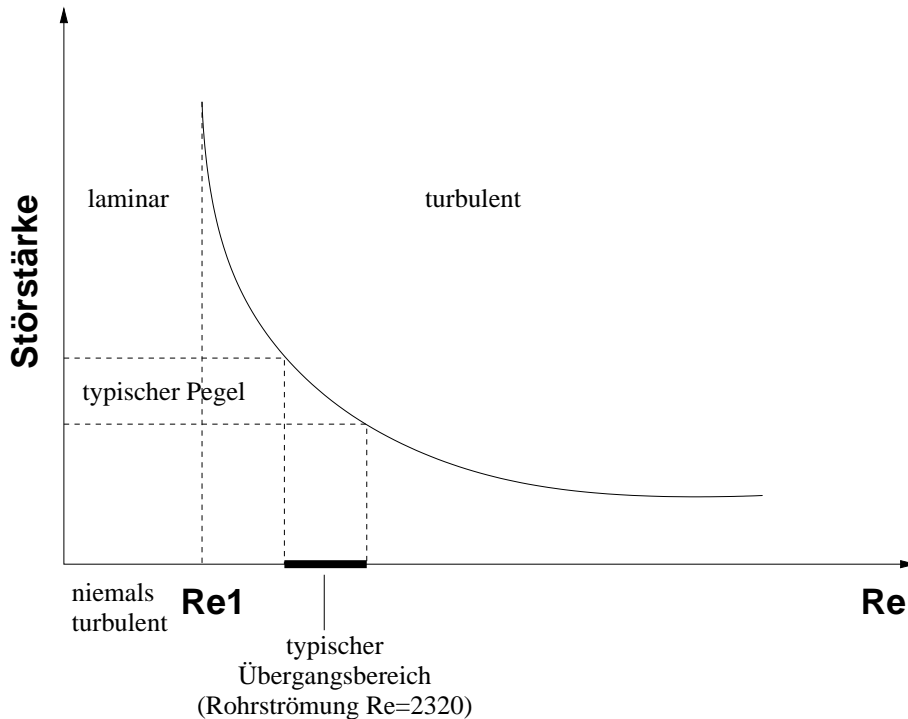


Abbildung 2.7: Zusammenhang zwischen Reynoldszahl der eingebrachten Störstärke und der resultierenden Strömungsform. Die Kurve kennzeichnet den Übergang zwischen einer laminaren und einer turbulenten Strömung.

2.2.3 Die Umströmung von Körpern

Der Strömungswiderstand bei der Umströmung von Körpern setzt sich aus Druck- und Reibungskräften zusammen. Je nach Strömungsproblem variieren die Anteile dieser Kräfte. In Abbildung 2.8 sind die beiden Grenzfälle dargestellt. Eine querestellte Platte (Abbildung 2.8a) erzeugt einen Druckwiderstand, während eine längs angeströmte Platte (Abbildung 2.8b) nur einen Reibungswiderstand erzeugt. Beim Druckwiderstand löst sich die Strömung hinter der Platte ab und bildet Rückstromgebiete. Der Reibungswiderstand ist einzig von der Grenzschicht zwischen Strömung und Körper abhängig. Bei allgemeinen Strömungsproblemen treten beide Anteile gleichzeitig auf, so daß der Strömungswiderstand von der Reynoldszahl abhängt.

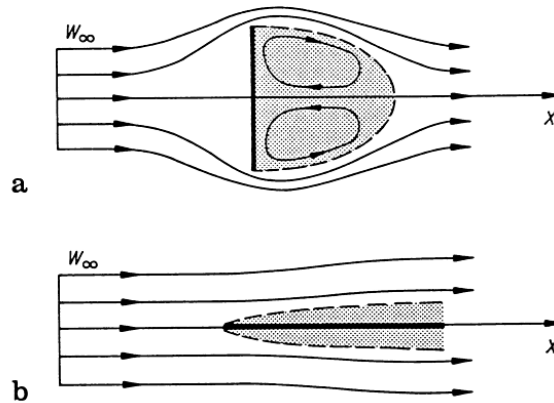


Abbildung 2.8: Die Abbildung zeigt die zwei auftretenden Widerstände beim Einbringen eines Körpers in eine Strömung. Abbildung a) zeigt den auftretenden Druckwiderstand, während Abbildung b) den Reibungswiderstand darstellt. Bei einem Körper in einer Strömung treten beide Widerstände auf [Hue91].

Strömungswiderstände können für Stokesche Schichtströmungen bei kleinen Reynoldszahlen sowie Grenzschichtprobleme bis zur Ablösung der Strömung berechnet werden. Für spezielle Strömungsprobleme können numerische Berechnungen angewandt werden, im allgemeinen sind für größere Reynoldszahlen experimentelle Untersuchungen unumgänglich.

Kapitel 3

Anlage für Dauerbelastungstests

Diese Anlage dient dazu, die mechanische Belastbarkeit einer künstlichen Herzklappe zu untersuchen. Hierbei liegt der Schwerpunkt der Untersuchungen im Bereich der Funktionalität der Herzklappe und nicht im Bereich der Strömungseigenschaften. Um eine künstliche Herzklappe durch einen Dauerbelastungstest zu zertifizieren, müssen bestimmte Vorgaben eingehalten werden. Dies sind nach prEN 12006-1 [prEN96] eine Druckdifferenz von mindestens 12kPa über eine geschlossene Aortenklappe, das völlige Öffnen und Schließen während jeden Arbeitsspiels, sowie der Möglichkeit zur objektiven Betrachtung des Öffnungs- und Schließvorganges der künstlichen Herzklappe beim Test.

Die Durchführung des Dauerbelastungstests sieht für technische/polymere Herzklappenprothesen eine Dauer von $380 \cdot 10^6$ Arbeitsspiele vor, wobei jede Prothese nach $50 \cdot 10^6$ Arbeitsspielen zu untersuchen ist. Die Anzahl von $380 \cdot 10^6$ Herzschlägen entspricht bei einem Menschen mit einem Ruhepuls von 1Hz einer Dauer von 12 Jahren. Um die Testzeit zu verkürzen, wird die Anlage für Dauerbelastungstests daher mit einer Frequenz von bis zu 13Hz betrieben. Diese Erhöhung der Frequenz stellt eine höhere Belastung der Herzklappe dar. Untersuchungen hierzu finden sich auch bei Fettel [Fet80].

Aus diesen Gründen wird eine Herzklappe, die diesen Dauerbelastungstest ohne Versagen besteht, im klinischen Einsatz deutlich länger als 12 Jahre funktionieren. Heutige Modelle besitzen eine Lebensdauer von etwa 25 Jahren.

Die Anlage für Dauerbelastungstests wurde anhand dieser Vorgaben konstruiert.

3.1 Konstruktion

Die Anlage für Dauerbelastungstests besteht aus einem Kreislauf. In diesem Kreislauf befindet sich die zu untersuchende Herzklappe sowie ein Antriebskolben. Eine Zeichnung dieser Anlage ist in Abbildung 3.1 dargestellt. Der Antriebskolben ist über eine Untersetzung und einen Exzenter an einen regelbaren Drehstrommotor gekoppelt. Durch die Untersetzung kann die Anlage für Dauerbelastungstests mit Frequenzen bis 13Hz betrieben werden. Durch den Exzenter kann der Kolbenhub im Bereich von Null bis drei Zentimeter eingestellt werden.

Um eine gerichtete Strömung durch die Herzklappe zu erzeugen, wurde der Kolben teilweise durchlässig konstruiert. Dieser Durchfluß durch den Kolben kann mittels ei-

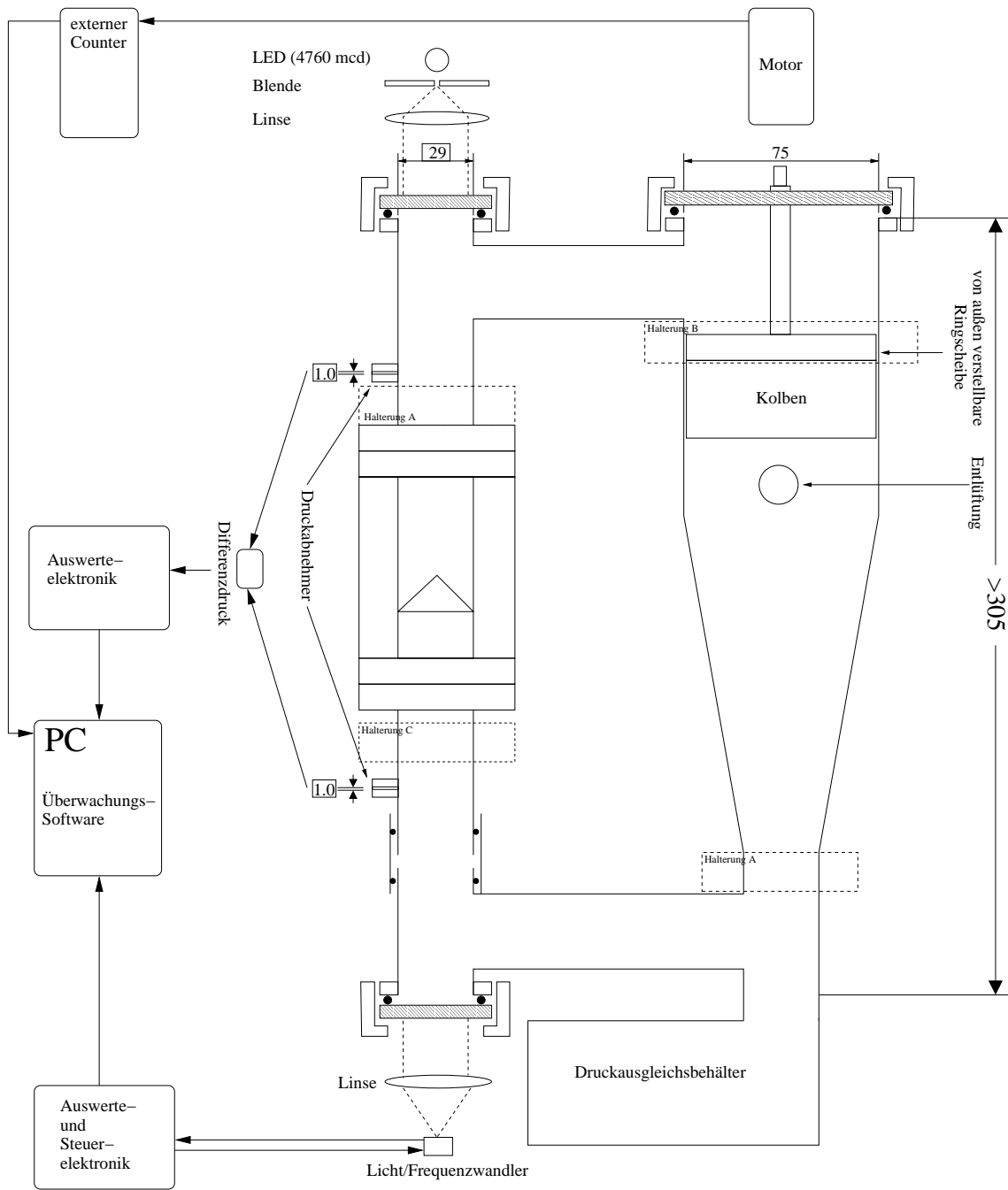


Abbildung 3.1: Schema der Anlage für Dauerbelastungstests (Maße in mm).

ner Drosselscheibe so reguliert werden, daß die vorgegebene Druckdifferenz über der geschlossenen Herzklappe erreicht wird. Eine Ansicht des Kolbens ist in Abbildung 3.2 gegeben. Um Drucksitzen durch das sich ändernde Volumen der Kolbenstange in der Meßflüssigkeit auszugleichen, befindet sich an der Meßanordnung zusätzlich noch ein Druckausgleichsgefäß. Durch Befüllen dieses Gefäßes mit Wasser kann man nun das Luftvolumen und damit das Dämpfungsverhalten verändern. Zur Überwachung der Schließvorgänge wird ein lichtempfindlicher Sensor benutzt.

In dieser Anordnung wird ein paralleler Lichtstrahl, welcher die gesamte Fläche der Herzklappe ausleuchtet, auf die aktive Fläche des Sensors fokussiert. Dadurch erhält man eine Intensitätskurve für das durch die Herzklappe fallende Licht. Als Lichtquelle dient eine intensitätsgeregelte Leuchtdiode. Die Ansteuerung derselben befindet sich im Anhang in Abbildung B.4.

Die Druckdifferenz zwischen dem Aorten- und Ventrikeldruck wird durch zwei Drucksensoren, die vor und hinter der Herzklappe angebracht sind, gemessen. Hierbei sind diese durch Druckabnehmer, welche Bohrungen senkrecht zur Rohrwand besitzen, mit der Flüssigkeit verbunden.

Die Anzahl der Arbeitsspiele wird durch eine Lichtschranke an der Kolbenstange detektiert und sowohl im Rechner als auch an einem externen Zähler gespeichert.

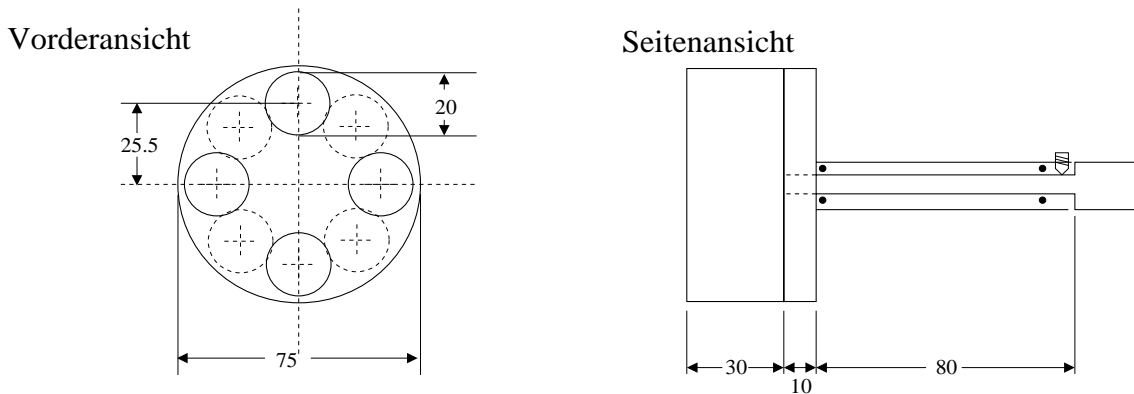


Abbildung 3.2: Schematische Darstellung des Antriebskolben (Maße in mm).

3.2 Sensoren

3.2.1 Drucksensoren

Es werden piezoresistive Drucksensoren mit einem Nenndruck von $p_r = 0.25\text{bar} = 25\text{kPa}$ verwendet. Jeder Drucksensor ist mit einem eigenen Differenzverstärker ausgestattet und über eine twisted-pair Verbindung mit dem Analog-Digital-Wandler verbunden. Dadurch werden Störungen des Meßsignals von außen kompensiert. Desweiteren besitzt jeder Drucksensor seine eigene, sehr konstante Spannungsquelle. Dies ist notwendig, da das Meßsignal der Sensoren direkt als Spannung einer Brückenschaltung anliegt und Schwankungen der Betriebsspannung so zu Schwankungen im Meßsignal führen würden. Schaltpläne für den Konstantspannungsquelle befinden sich im Anhang in Abbildung B.1, die Verstärkerschaltung in Abbildung B.2 und Datenblätter der Drucksensoren in Abbildung C.1.

Um die Drucksensoren gegenüber der ausgegebenen Spannung zu kalibrieren und dabei die Linearität der Druck-Spannungsabhängigkeit zu überprüfen, wurden für verschiedene Drücke die zu den Spannungen proportionalen Werte des Analog-Digital-Wandlers aufgezeichnet. Diese Untersuchungen wurden mehrfach wiederholt. Der

Druck wurde mit Hilfe von Steigrohren erzeugt, welche eine Ablesegenauigkeit von $\Delta h=1\text{mm}$ und damit eine Druckgenauigkeit von $\Delta p=10\text{Pa}$ besitzen. In Abbildung A.1 erkennt man einen linearen Verlauf beider Drucksensoren bei leicht unterschiedlicher Steigung und unterschiedlichem Achsenabschnitt. Es zeigte sich, daß die Steigung bei mehrfachen Messungen konstant blieb, während der Achsenabschnitt leicht schwankt. Da jedoch nur Druckdifferenzen gemessen werden, ist der Achsenabschnitt unerheblich. Trotzdem werden die Drucksensoren vor jeder Messung neu kalibriert. Die zeitliche Auflösung von piezoresistiven Drucksensoren liegt im Bereich von einigen kHz. In Abbildung 3.3 ist der Druckverlauf eines Arbeitspiels der Anlage für Dauerbelastungstests aufgetragen. Man erkennt in den Kurven des jeweiligen Drucksensors noch deutlich den durch den Kolben erzeugten sinusförmigen Druckverlauf. Erst mit dem Schließen der Herzklappe im Bereich von $t=0.48\text{s}$ ändert sich das Verhalten der beiden Druckkurven. Dies erkennt man deutlich im Verlauf des Differenzdruckes. Dieser steigt mit dem Schließen der Herzklappe auf einen Differenzdruck von $\Delta p_{Aorta-Ventrikel} \approx 11\text{kPa}$ an. Durch die hohe zeitliche Auflösung können die einzelnen Meßpunkte nicht dargestellt werden.

Betrachtet man nun den Bereich des Zuschlagens der Herzklappe genauer, so erkennt

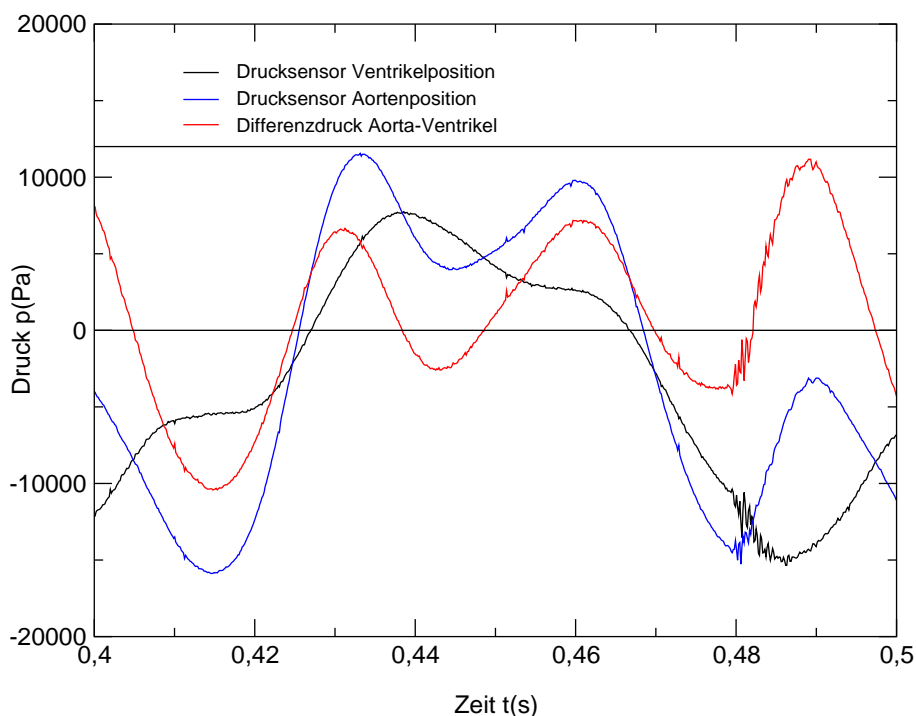


Abbildung 3.3: Druckmessung mit maximaler zeitlicher Auflösung.

man den sofortigen Anstieg des Ventrikeldruckes bei nahezu ungestörtem Verlauf des Aortendruckes. Desweiteren erzeugt das Zuschlagen der Herzklappe eine Stoßwelle, welche den Druckverlauf beider Sensoren überlagert. Die dabei entstehende Oszillation hat eine Frequenz von $f \approx 800\text{Hz}$ und eine Dauer auf der Ventrikelseite von

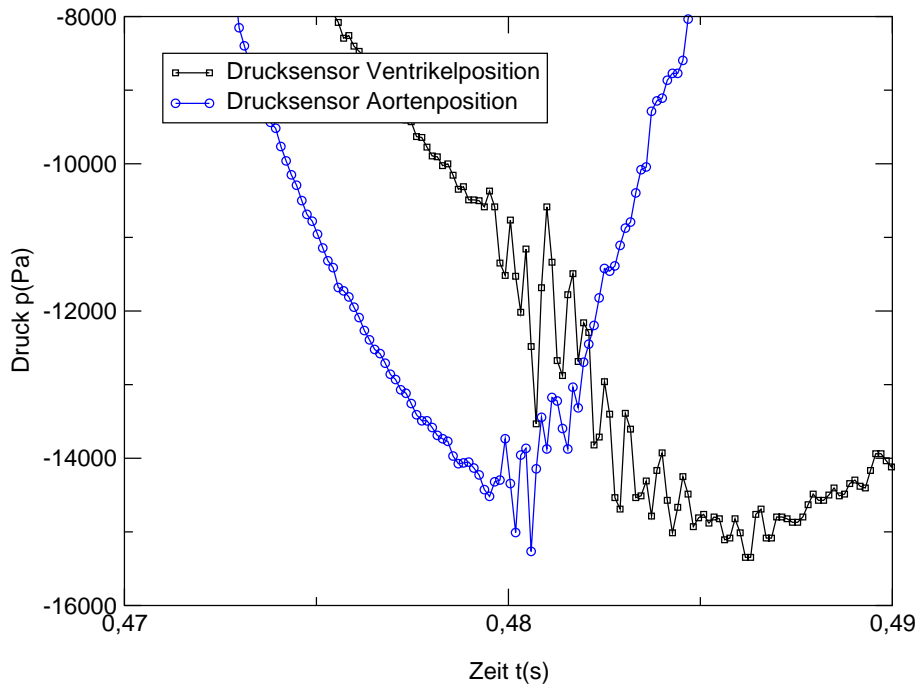


Abbildung 3.4: Ausschnitt aus Druckmessung mit maximaler zeitlicher Auflösung.

$t \approx 10\text{ms}$, auf der Aortenseite von $t \approx 3\text{ms}$.

3.2.2 Photosensor

Um das vollständige Öffnen und Schließen der Herzklappe zu überprüfen, befinden sich an den Enden vor und hinter der Herzklappe Glasscheiben. Die Herzklappe wird von einer Seite mittels einer lichtstarken LED beleuchtet. Hinter der Herzklappe wird dieses Licht durch eine Linse auf die aktive Fläche eines Photosensors fokussiert. Die Lichtintensität am Photosensor ist proportional zur Öffnungsfläche der zu untersuchenden Herzklappe. Der Photosensor wurde so gewählt, daß er einfach anzusteuern und die Intensitäten ohne Störungen vom Meßrechner aufgenommen werden können. Daher wurde ein Licht/Frequenzwandler gewählt. Der Vorteil an diesem Baustein ist, daß er mit einer konstanten Spannung betrieben werden kann und zur Lichtintensität proportionale TTL-Signale ausgibt. Diese TTL-Signale können dann direkt vom Rechner über die serielle Schnittstelle ausgelesen werden. Desweiteren kann man die Empfindlichkeit und die Verstärkung dieses Bausteins in bestimmten Bereichen einstellen. Ein Schaltplan hierzu befindet sich im Anhang in Abbildung B.3.

3.3 Steuerung

Da ein Dauerbelastungstest für eine Herzklappe bei einer Frequenz von 10Hz etwa ein Jahr dauert, muß gewährleistet werden, daß möglichst viele Arbeitsspiele auf die

Funktionalität der Herzklappe hin überprüft werden. Hierzu gibt es die Möglichkeit, die Meßdaten jeder Herzklappe über den gesamten Meßzeitraum aufzuzeichnen und erst danach auszuwerten. Dieses Verfahren hat jedoch den Nachteil, daß sehr große Datenmengen anfallen und die Daten bei Systemstörungen komplett verloren gehen. Die nächste Möglichkeit ist, die gemessenen Daten im laufenden Betrieb in vorgegebenen Intervallen auf Versagen der Herzklappe zu untersuchen. Dadurch können jedoch nur ca. 95 Prozent der Daten überprüft werden, da während der Überprüfung bis jetzt keine Messungen möglich sind.

In Abbildung 3.5 ist die Steuerprozedur des Meßprogramms schematisch dargestellt.

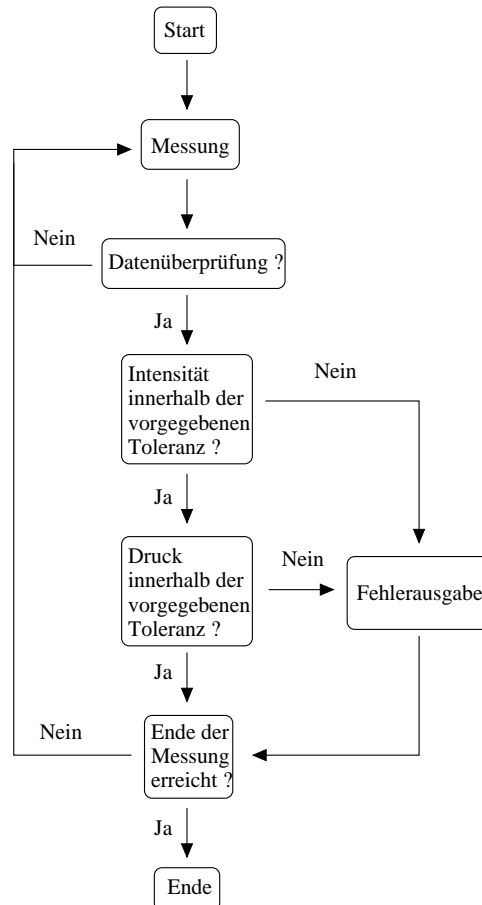


Abbildung 3.5: Programmschema der Anlage für Dauerbelastungstests.

Um für jedes Herzklappenmodell eine Basis für die Fehlersuche zu bilden, wird für jede Herzklappe vor der eigentlichen Messung eine Standardkurve für den Differenzdruck und die Lichtintensität erzeugt. Hierbei wird anhand des Kolbenrings der entsprechende Differenzdruck und am Exzenter der Kolbenhub so eingestellt, daß die entsprechenden Vorgaben eingehalten werden. In Abbildung 3.6 sind die so ermittelten Standardkurven einer ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe dargestellt. Ober- und unterhalb der Standardkurven sind die Fehlergrenzen eingezeichnet. Diese dienen während der Messung als Referenz für die Funktionalität der entsprechenden Herzklappe. Bevor die Meßkurven mit der Standardkurve verglichen werden können, muß

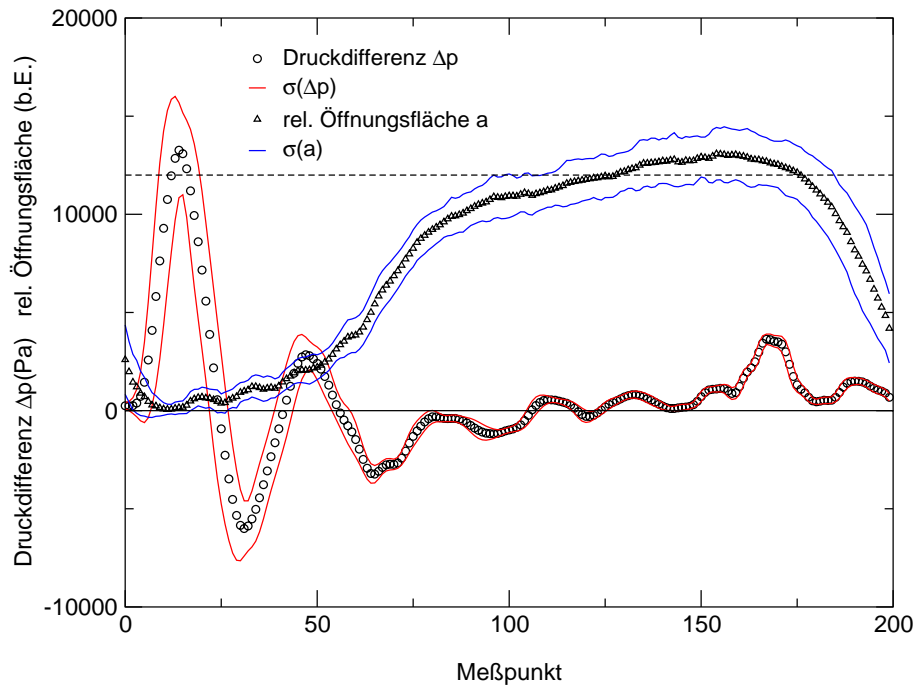


Abbildung 3.6: Standardkurve einer ST.-JUDE-MEDICAL-Klappe.

die Anzahl der Meßpunkt unter Verwendung von kubischen Splines auf die Anzahl der Meßpunkte der Standardkurve angepaßt werden. Anschließend wird verglichen, ob sich Meßpunkte im Bereich der Standardabweichungen der Standardkurve befinden. Die Kriterien, ob eine Messung ein Versagen der Herzklappe darstellt, können anhand von Parametern im Meßprogramm variiert werden.

Um zu zeigen, wie sich Fehler der Herzklappe in der Messung auswirken, wurden für eine ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe Standardkurven gemessen. Danach wurde ein Flügel erst in der geöffneten Stellung und danach in geschlossener Stellung fixiert. In Abbildung 3.7 sind die verschiedenen Kurven der Lichtintensität am Photosensor und damit die relativen Öffnungsflächen der künstlichen Herzklappe dargestellt. Man erkennt die fehlerlose Herzklappe, welche einen Verlauf der relativen Öffnungsfläche von Null bis zur maximalen Öffnung aufzeigt. Demgegenüber zeigt die Herzklappe mit einem geschlossenen Flügel einen Verlauf von Null bis ungefähr zur halben maximalen Öffnungsfläche. Demgegenüber verläuft die Kurve bei einem in geöffneten Stellung fixierten Flügel von halber bis zu voller maximalen Öffnungsfläche.

Auch die Druckverläufe dieser Varianten wurden überprüft und sind in Abbildung 3.8 aufgetragen. Für den Fall einer fehlerlosen Klappe ist ein Ausschlag mit $\Delta p \geq 12 \text{ kPa}$ zu erkennen. Auch die Herzklappe mit einem geschlossenen Flügel zeigt einen solchen Ausschlag. Jedoch liegt dieser zeitlich versetzt, da sich in diesem Fall die Schließigenschaften der Herzklappe verändern. Im Fall eines geöffneten Flügels zeigt sich, wie zu erwarten ist, kein Ausschlag in der Druckdifferenz, da die Herzklappe nur noch mit einem Flügel schließt.

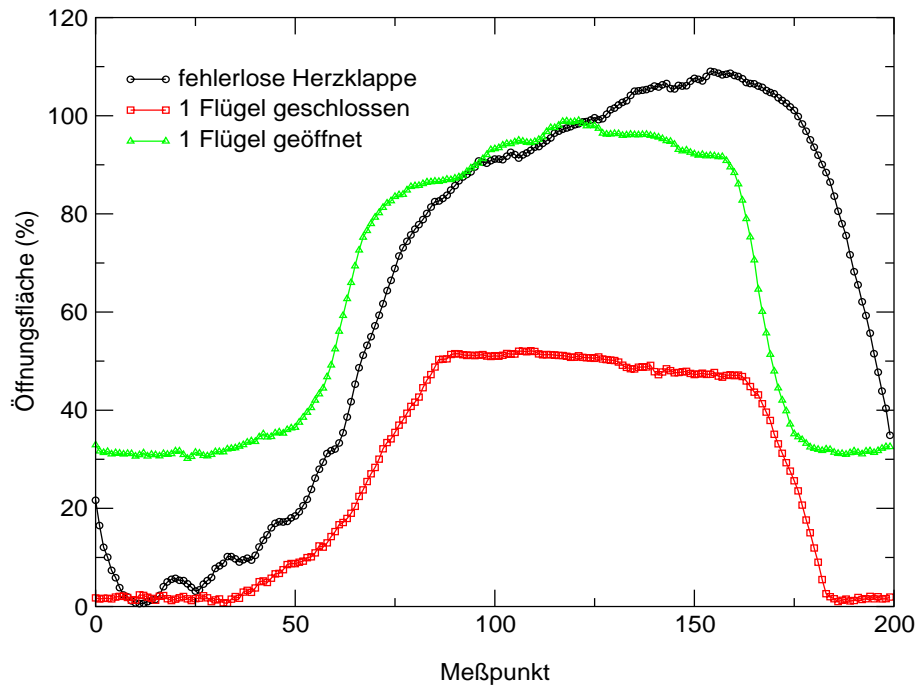


Abbildung 3.7: Vergleich der Intensitäten einer fehlerlosen mit nicht funktionierenden ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappen. Die Werte der Öffnungsfläche wurden aus den maximalen Lichtintensitäten am Photosensor der Messungen mit einer fehlerlosen Herzklappe und der Messung mit einem geöffneten Flügel bestimmt.

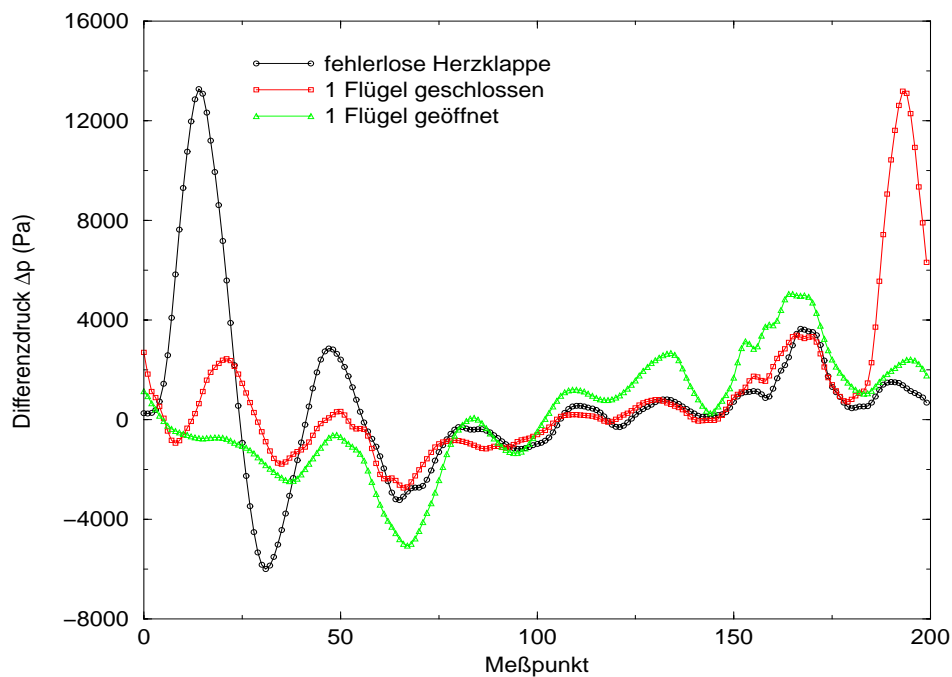


Abbildung 3.8: Vergleich der Druckdifferenzen einer fehlerlosen mit nicht funktionierenden ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappen.

Betrachtet man die Messungen am Verlauf der Druckdifferenz und der Intensität zusammen, so erkennt man, daß Störungen in der Funktionalität der jeweiligen Herzklappe sowohl in der Intensitäts- als auch in der Druckkurve große Änderungen bewirken. Diese Änderungen liegen außerhalb der vorher gemessenen Standardkurve, und somit werden die Klappen als fehlerhaft erkannt und das Ergebnis gespeichert. Damit ist der Meßaufbau geeignet, über längere Zeit künstliche Herzklappen einem Dauerbelastungstest zu unterziehen, über 95 Prozent der Arbeitsspiele zu überprüfen und jedes Versagen der Herzklappe zu dokumentieren.

Kapitel 4

Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens

Die Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens von künstlichen Herzklappen dient dazu, das Volumen zu bestimmen, welches während der Diastole durch die geschlossene Herzklappe zurückströmt. Dieses Leckvolumen sollte möglichst gering sein, da dieses Blutvolumen dem Körper nicht mehr zur Verfügung steht und so zu einer Mehrbelastung des Herzens führt. Bei der Konstruktion wurde darauf geachtet, die Vorgaben zur Konstruktion und der Sensorik der Norm prEN 12006-1 [prEN96] einzuhalten. Diese schreibt für Sensoren bei Leckvolumenmessungen eine ständige Überprüfung mittels einer genormten Düse vor. Desweiteren müssen Durchflußmeßgeräte eine Meßgenauigkeit von $\pm 1\text{ml/s}$, alle anderen Meßgeräte eine von $\pm 5\%$ des vollen Skalenablesungsbereichs, aufweisen.

4.1 Konstruktion

In Abbildung 4.1 ist der Konstruktionsplan der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens von künstlichen Herzklappen dargestellt. Man erkennt, daß die Anlage aus einem U-Rohr mit zwei unterschiedlich langen Schenkeln besteht. Die kurze Seite ist die Ventrikelseite der Herzklappe und dient dabei als definierter Gegendruck gegen den langen Schenkel, welcher sich auf der Aortenseite befindet. Die Differenz zwischen kurzem und langen Schenkel beträgt $h=3\text{m}$. Somit können mit demineralisiertem Wasser als Meßfluid Druckdifferenzen von $\Delta p_{H_2O}=30\text{kPa}$ erzeugt werden. Während einer Messung wird nun zeitaufgelöst die Druckdifferenz zwischen dem Ventrikel und der Aorta gemessen und man erhält dadurch den Überdruck an der Herzklappe. Durch die zeitaufgelöste Messung läßt sich nun durch Differentiation der Fluß durch die Klappe bei einem bestimmten Druck ermitteln. Um eine gute Zeitauflösung bei einem bestimmten Druck zu erreichen, besitzt das Rohr auf der Aortenseite einen Radius von $r=50\text{mm}$. Mit Hilfe der Druckkurve für eine Standarddiastole läßt sich nun das Volumen berechnen, welches pro Diastole von der Aortenseite in den Ventrikel zurückströmt. Die Kurve für eine Standarddiastole ist in Abbildung A.2 dargestellt und wurde aus den Druckkurven [Smi85] des menschlichen Herzens ermittelt.

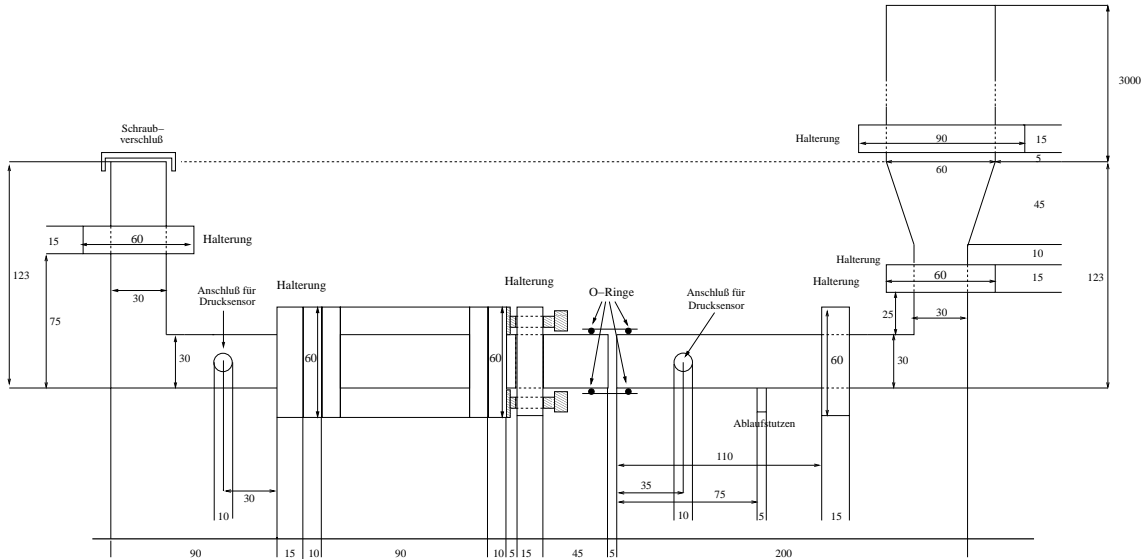


Abbildung 4.1: Konstruktionszeichnung der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens.

4.2 Sensoren

4.2.1 Drucksensoren

Die Drucksensoren sind bis auf den Verstärkungsfaktor baugleich mit den Drucksensoren der Anlage für Dauerbelastungstests (siehe Kap. 3.2.1). Durch die zeitaufgelöste Druckmessung wird, wie schon erwähnt, der Durchfluß ermittelt. Die Meßgenauigkeit für diese Art der Flußmessung läßt sich nach der Gaußschen Fehlerfortpflanzung nach oben hin abschätzen:

Meßfluid: Demineralisiertes Wasser bei $T \approx 20^\circ\text{C}$.
 Momentaner Fluß:

$$Q_{mom} = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \pi r^2 \frac{\Delta h}{\Delta t}.$$

Nach Gauß folgt:

$$\Delta Q = \left| \frac{2\pi r \Delta h}{\Delta t} \right| \Delta r + \left| \frac{\pi r^2 \Delta h}{\Delta t^2} \right| \Delta(\Delta t) + \left| \frac{\pi r^2}{\Delta t} \right| \Delta(\Delta h).$$

Für ein Normleck mit dem Durchmesser $d=2.5$ mm berechnet sich die maximale Schwankung über den maximalen Fluß, der zwischen den Drücken $p_1=27\text{kPa}$ und $p_2=26\text{kPa}$ entsteht. Mit $r=0.05\pm 0.001\text{m}$, $t_{27\text{kPa}-26\text{kPa}} = 27\pm 0.001\text{ s}$ und $h_{27\text{kPa}-26\text{kPa}} = 0.1\pm 0.001\text{m}$ folgt:

$$\Delta Q_{max} = 1.45 \cdot 10^{-6} \frac{\text{m}^3}{\text{s}} = 1.45 \frac{\text{ml}}{\text{s}}.$$

Dieser Wert liegt oberhalb der vorgegebenen Toleranzgrenze von $\Delta Q = 1 \text{ ml/s}$. Hierbei ist jedoch zu beachten, daß die einzelnen Toleranzen eher großzügig gewählt wurden. Der vorherrschende Term bei der Berechnung von ΔQ_{max} ist die Toleranz des Radius Δr . Der Term der Zeittoleranz $\Delta(\Delta t)$ liegt um zwei, der für die Drucktoleranz $\Delta(\Delta h)$ um eine Größenordnungen darunter. Desweiteren besitzt das Normleck mit $d=2.5 \text{ mm}$ ein Leckvolumen von $V_{StdLeck} \approx 9.7 \text{ ml}$ pro Standarddiastole. Künstliche Herzklappen haben jedoch bei diesen Voraussetzungen ein Leckvolumen von $V_{StdLeck} \leq 6 \text{ ml}$. Dies entspricht einem Normleck mit $d=2 \text{ mm}$ und man erhält mit $r=0.05 \pm 0.001 \text{ m}$, $t_{27kPa-26kPa} = 44 \pm 0.001 \text{ s}$ und $h_{27kPa-26kPa} = 0.1 \pm 0.001 \text{ m}$ eine maximale Toleranz für den Fluß von

$$\Delta Q_{max} = 0.89 \cdot 10^{-7} \frac{\text{m}^3}{\text{s}} = 0.89 \frac{\text{ml}}{\text{s}}.$$

Vernachlässigt man den Term der Zeittoleranz $\Delta(\Delta t)/t$, so ergibt sich aus

$$t_{min} = \frac{\pi r^2 h}{\Delta Q_{tot}} \left(\frac{\Delta r}{r} + \frac{\Delta(\Delta h)}{h} \right)$$

die minimale Zeitdifferenz $t_{min} \approx 39 \text{ s}$ und damit der maximale Fluß $Q_{max} = V/t_{min} = 2 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$, um die Grenzen der Vorgabe einzuhalten. Da für die vorgeschriebenen Tests auch die Viskosität des Meßfluids an die des Blutes angepasst werden muß, werden die hierbei auftretenden Flüsse infolge der erhöhten Viskosität unterhalb der Flüsse mit demineralisiertem Wasser liegen. Dies hat zur Folge, daß die auftretende Toleranz der Flußmessung bei höherer Viskosität noch einmal sinkt. Damit kann die Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens ohne den Einsatz eines Durchflußmessers Ergebnisse im Bereich der vorgegebenen Toleranzen liefern.

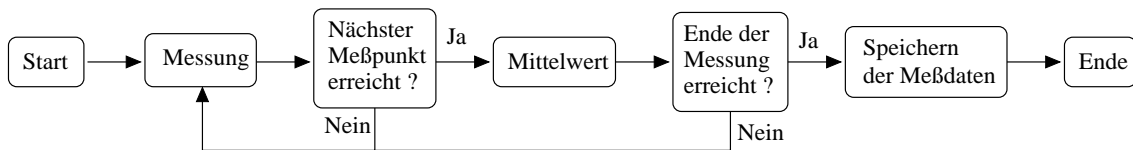
4.2.2 Temperatursensor

Um die vorher eingestellte Viskosität konstant zu halten, wurde der Meßstand temperiert. Diese Temperierung erfolgt durch einen Schlauch, welcher von außen an dem aortenseitigen Schenkel anliegt. Dieser Schlauch wird von unten nach oben, also entgegen der Strömung der Meßflüssigkeit durchströmt. Um den Schlauch und die gesamte Anlage befindet sich eine Wärmeisolierung. Die Temperatur der Meßflüssigkeit wird mit Hilfe eines Temperatursensors überwacht. Ein Schaltbild hierzu befindet sich im Anhang in Abbildung B.5. Als Temperatursensor wurde ein Platinsensor verwendet. In den Abbildungen A.3 - A.5 sind die Kalibriergeraden des Temperatursensors für verschiedene Verstärkungsfaktoren des Analog-Digital-Wandlers aufgetragen. Es ist deutlich zu erkennen, daß der Temperatursensor im gesamten Temperaturbereich einen linearen Verlauf hat. Anhand der Widerstände R_1 , R_2 und R_3 in der Brückenschaltung läßt sich nun sehr genau die Temperatur einstellen, bei der die Messungen erfolgen sollen. Dadurch kann man den größten Verstärkungsfaktor des Analog-Digital-Wandlers wählen und erhält so die größtmögliche Temporauf Auflösung.

4.2.3 Steuerung

In Abbildung 4.2 ist ein Schema der Steuerung der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens dargestellt. Hierbei wird die Messung in Zeitintervalle unterteilt und innerhalb eines Zeitintervalles die Mittelwerte des Aorten- und Ventrikeldruckes sowie der Temperatur ermittelt. Dies ist möglich, da die Zeitintervalle sehr kurz gegenüber den Veränderungen der Drücke sind. Die Länge der Zeitintervalle wird anhand der Gesamtlaufzeit einer Messung festgelegt. Die Gesamtlaufzeit wird mittels Testmessungen ermittelt.

Messung



Datenverarbeitung

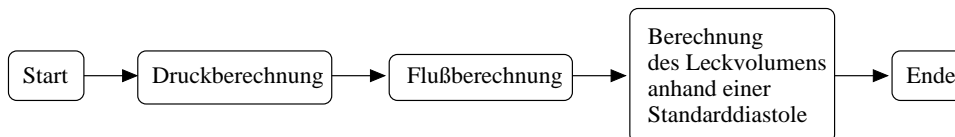


Abbildung 4.2: Programmschema der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens.

Diese Steuerung ermöglicht es, mit einer hohen Auflösung auch kleine Druckschwankungen sehr genau zu detektieren, da diese im allgemeinen durch die Konstruktion der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens große Zeitkonstanten besitzen. Als Beispiel ist in Abbildung 4.3 eine Oszillation des Druckes auf der Ventrikelseite dargestellt. Bei dieser Oszillation handelt es sich um die Druckschwankung, die entsteht, wenn bei geringer werdendem Fluß infolge der Oberflächenspannung das Meßfluid auf der Ventrikelseite um ca. $h=1\text{mm}$ über den Ablauf steigt und bei einer kritischen Höhe über den Rand abläuft. Dieser Vorgang wiederholt sich solange, bis bei abnehmendem Fluß die Frequenz der Oszillation weiter abnimmt und letztlich die Oszillation zum Erliegen kommt.

4.3 Theorie

Die Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens stellt ein einfaches hydrodynamisches System dar, welches aus einer Drosselblende besteht, auf deren Seiten unterschiedliche Drücke herrschen. Um die Herzklappen später genauer einzuordnen und eventuell die Messungen zu vereinfachen, wurden verschiedene Theorien mit den Messungen

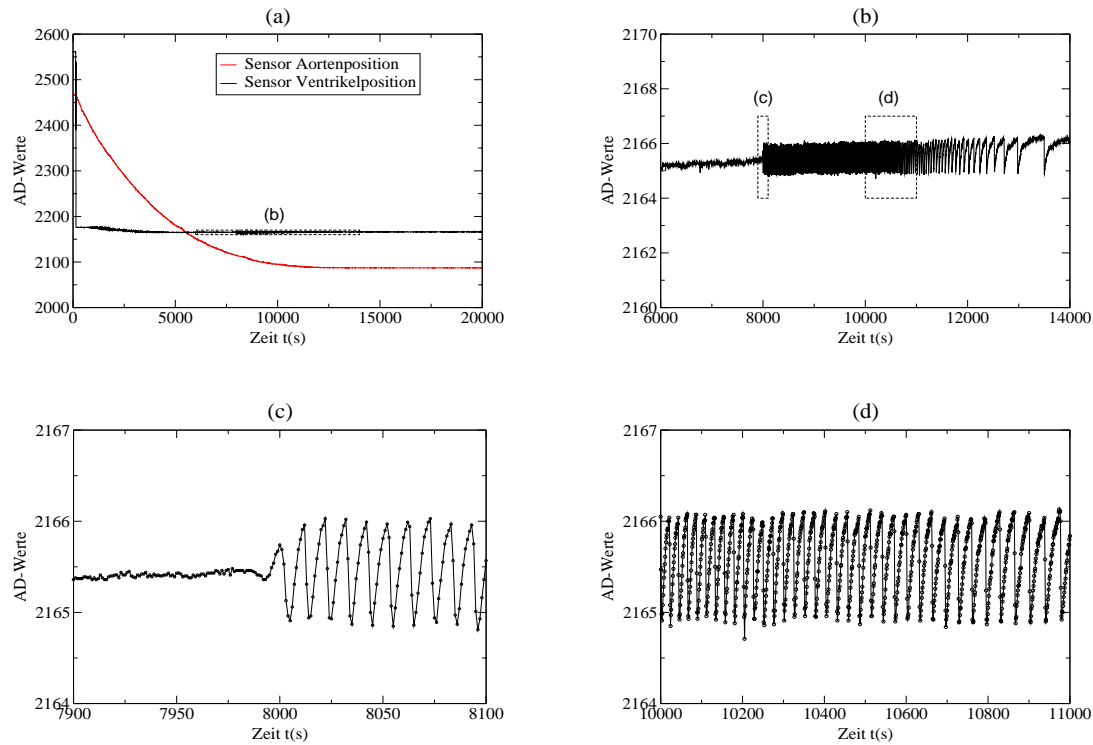


Abbildung 4.3: Druckmessungen der Aorten- und Ventrikelseite des Prototypen TRICUMED Hk0 mit weiteren Vergrößerungen der Druckkurve auf der Ventrikelseite.

an Normlecks verglichen. In Abbildung 4.4 ist die Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens zum besseren Verständnis noch einmal schematisch dargestellt. Überprüft wurden hierzu das Ausflußgesetz nach Toricelli[Ger91], das Hagen-Poiseuille-Gesetz [Sli82], das Gesetz nach Blasius für eine turbulente Rohrströmung mit und ohne Ein- und Auslaufströmung [Sli82] sowie eine empirische Formel für eine Drosselblende [Toe88].

4.3.1 Toricelli

Das Ausflußgesetz nach Toricelli gilt für das Ausströmen aus einer engen Öffnung. Die Öffnung ist hierbei klein gegenüber dem Gefäßdurchmesser.

Voraussetzung: Ideale Flüssigkeit
 Druck vor der Blende: $p = \rho gh$
 Druck hinter der Blende: $p = 0$
 Nach Bernoulli folgt: $v = \sqrt{\frac{2p}{\rho}} = \sqrt{2gh}$.
 Mit $\dot{V} = \bar{v}A_2$ und $A_2 = \pi r_2^2$ folgt:

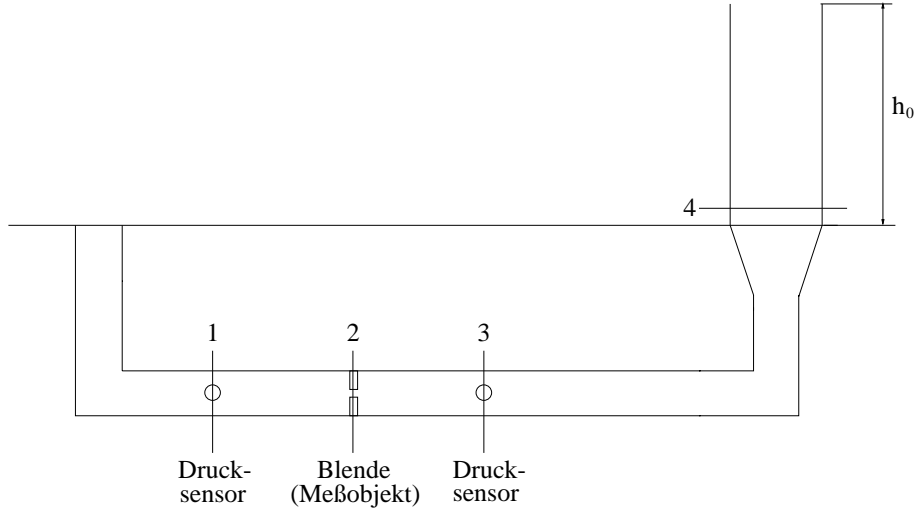


Abbildung 4.4: Schematische Darstellung der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens. Die Positionen 1-4 sind hierbei die Positionen, an denen in den unterschiedlichen Theorien die jeweiligen Drücke bestimmt werden. Die Höhe h_0 gibt die maximale Höhe der Wassersäule im aortenseitigen Schenkel an.

$$\dot{V} = \pi r_2^2 \sqrt{2gh} \quad (4.1)$$

$$= c_1 h^{\frac{1}{2}} \quad (4.2)$$

mit $c_1 = \pi r_2^2 \sqrt{2g}$.

4.3.2 Drosselblende

Bei Änderung des durchströmten Querschnittes treten Fluidwiderstände auf, die durch Strahlkontraktion und Strahlablösung sowie dadurch hervorgerufene Wirbelbildung verursacht werden. Diese als Querschnittswiderstände bezeichneten Fluidwiderstände werden in der Fluidtechnik häufig als feste oder veränderbare Fluidwiderstände verwendet. Der Druckabfall durch Strahlkontraktion kann mit Hilfe der Bernoullischen Gleichung berechnet werden:

$$\Delta p_B = \zeta_B \frac{\rho}{2} v_2^2 = \left[1 - \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2 \right] \frac{\dot{m}^2}{2\rho A_2^2} \quad (4.3)$$

Die Strahlablösungsverluste stellen Carnotsche Stoßverluste dar und ergeben sich zu:

$$\Delta p_c = \zeta_c \frac{\rho}{2} v_2^2 = \left(1 - \frac{A_2}{A_3} \right)^2 \frac{\dot{m}^2}{2\rho A_2^2} \quad (4.4)$$

Hierbei sind A_i die entsprechenden Querschnittsflächen des Rohres an den Positionen i in den Abbildungen 4.4 und 4.5.

Mit Hilfe der Gleichungen 4.3 und 4.4 lassen sich alle Fluidwiderstände für unetige und stetige Querschnittsänderungen unter vorausgesetzter gleichmäßiger Geschwindigkeitsverteilung sowie reibungsfreier und isothermer Strömung berechnen. Im folgenden wird dies für eine in Abbildung 4.5 dargestellte Drosselblende durchgeführt.

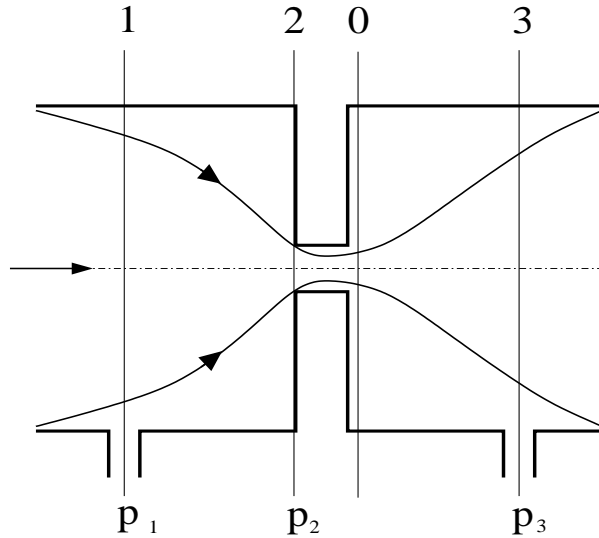


Abbildung 4.5: Prinzipieller Aufbau und Strömungsverlauf an einer Drosselblende

Aus

Kontraktionszahl	μ	$= \frac{A_0}{A_2} = 0.598 + 0.395 \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^2$	$(A_1 = A_3)$
<i>Carnot</i> -Druckverlustbeiwert	ζ_c	$= \left[\frac{1}{\mu} - \frac{A_2}{A_1} \right]^2$	
<i>Bernoulli</i> -Druckverlustbeiwert	ζ_b	$= 0$	
Gesamtdruckverlustbeiwert	ζ	$= \zeta_c + \zeta_b = \left[\frac{1}{\mu} - \frac{A_2}{A_1} \right]^2$	
Durchflußzahl	α	$= \frac{1}{\sqrt{\zeta}} = \frac{\mu}{1 - \frac{\mu A_2}{A_1}}$	
Normierter Volumenstrom	\dot{V}_N	$= \left(\frac{\alpha A_2}{\varrho_N} \right) \sqrt{2 \varrho \Delta p_{1,3}}$	

folgt:

$$\dot{V}_N = \frac{\mu A_2}{\left(1 - \frac{\mu A_2}{A_1}\right) \varrho_N} \sqrt{2 \varrho \Delta p_{1,3}}. \quad (4.5)$$

Mit $\varrho_N = \varrho$ für inkompressible Medien und $\Delta p = \varrho g h$ für die Anlage folgt weiterhin:

$$\dot{V} = c_2 h^{\frac{1}{2}} \quad (4.6)$$

$$\text{mit } c_2 = \sqrt{2g} \frac{A_2 \left(0.598 + 0.395 \frac{A_2^2}{A_1^2}\right)}{1 - 0.598 \frac{A_2}{A_1} + 0.395 \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^3} = \pi \sqrt{2g} \frac{0.598 r_2^2 + 0.395 \frac{r_2^6}{r_1^4}}{1 - 0.598 \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^2 + 0.395 \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^6}$$

4.3.3 Hagen-Poiseuille

Herrscht beim stationären Durchströmen von Flüssigkeiten durch lange Rohre laminare Strömung ($Re \leq 2320$), dann existiert aufgrund der dominierenden Zähigkeitsreibung gemäß der Hagen-Poiseuilleschen Gleichung [Gl.4.7] eine direkte Abhängigkeit zwischen dem Druckabfall Δp und dem Volumenstrom \dot{V} . Das Gesetz von Hagen-Poiseuille lautet:

$$\dot{V} = \frac{\pi \Delta p r_2^4}{8\mu L}. \quad (4.7)$$

Mit $\Delta p = \rho gh$ für die Anlage folgt:

$$\dot{V} = \frac{\pi \rho g h r_2^4}{8\mu L} \quad (4.8)$$

$$= c_3 h \quad (4.9)$$

mit $c_3 = \frac{\pi \rho g r_2^4}{8\mu L}$.

4.3.4 Blasius

In Rohren mit konstantem Querschnitt treten bei turbulenter Strömung ($Re \geq 2320$) Reibungsverluste auf, die durch die überlagerten Bewegungen der Fluidteilchen in Längs- und Querrichtung größer sind als bei laminarer Strömung. Die Durchflußcharakteristik $\dot{V}(\Delta p)$ von Turbulenzwiderständen ist stets nichtlinear, da die Beziehung $\dot{V} \sim \Delta p^{4/7}$ besteht. Im folgenden wird mit Hilfe des Blasiuschen Widerstandsgesetzes [Gl.4.11] der Proportionalitätsfaktor dieser Beziehung bestimmt.

Aus

$$\frac{\Delta p}{L} = \frac{\lambda}{d} \frac{\rho}{2} \bar{v}^2 \quad (4.10)$$

und

$$\lambda = 0.3164 \left(\frac{\bar{v} d}{\nu} \right)^{-\frac{1}{4}} \quad (4.11)$$

folgt:

$$\frac{\Delta p}{L} = \left(\frac{\bar{v} d}{\nu} \right)^{-\frac{1}{4}} \frac{0.3164 \rho \bar{v}^2}{2d} \quad (4.12)$$

$$= \frac{0.3164}{2} \mu^{\frac{1}{4}} \rho^{\frac{3}{4}} d^{-\frac{5}{4}} \bar{v}^{\frac{7}{4}} \quad (4.13)$$

$$= \frac{0.3164}{2} \left(\frac{\mu \rho^3}{d^5} \right)^{\frac{1}{4}} \bar{v}^{\frac{7}{4}} \quad (4.14)$$

⇔

$$\bar{v}^{\frac{7}{4}} = \frac{2\Delta p}{0.3164L} \left(\frac{d^5}{\mu \varrho^3} \right)^{\frac{1}{4}} \quad (4.15)$$

⇒

$$\bar{v} = \left(\frac{16\Delta p^4 d^5}{(0.3164)^4 L^4 \mu \varrho^3} \right)^{\frac{1}{7}} \quad (4.16)$$

mit $\Delta p = \varrho gh \Rightarrow$

$$\bar{v} = \left(\frac{16\varrho g^4 h^4 d^5}{(0.3164)^4 L^4 \mu} \right)^{\frac{1}{7}} \quad (4.17)$$

mit $\dot{V} = \bar{v}A_2$ und $A_2 = \pi r_2^2$

$$\dot{V} = \pi \left(\frac{512\varrho g^4 h^4 r_2^{19}}{(0.3164)^4 L^4 \mu} \right)^{\frac{1}{7}} \quad (4.18)$$

$$= c_4 h^{\frac{4}{7}} \quad (4.19)$$

mit $c_4 = \pi \left(\frac{512\varrho g^4 r_2^{19}}{(0.3164)^4 L^4 \mu} \right)^{\frac{1}{7}}$.

In Abbildung 4.6 werden diese theoretischen Ansätze mit der Messung eines Normlecks mit dem Durchmesser $r=1\text{mm}$ und der Länge $L=10\text{mm}$ verglichen. Man erkennt hierbei den deutlichen Unterschied zwischen der Meßkurve und den Theorien nach Hagen-Poiseuille und nach Blasius. Dies war jedoch zu erwarten, da das Gesetz von Hagen-Poiseuille für eine laminare Strömung im stationären Fall gilt und sowohl bei Hagen-Poiseuille als auch bei Blasius die Ein- und Auslaufströmung nicht berücksichtigt wurden. Auch das Ausflußgesetz von Toricelli kann die Messung nur unzulänglich beschreiben. Demgegenüber zeigt die empirische Theorie der Drosselblende eine gute Übereinstimmung mit der Messung. Beachtet man jedoch bei der Theorie nach Blasius, daß die Einbringung des Normlecks zu einer un stetigen Querschnittsverengung führt, so muß man den eigentlichen Radius des Normlecks durch einen effektiven Rohrradius ersetzen. Der effektive Rohrradius entsteht durch die Strahlkontraktion, die durch die Querschnittsverengung hervorgerufen wird. Für eine solche Kontraktionszahl μ gilt:

$$\mu = \frac{A_0}{A_2},$$

wobei A_0, A_1 die Querschnittsflächen des Strahls an Position 0 und Position 1 in Abbildung 4.5 ist.

Für eine un stetige Querschnittsverengung folgt:

$$\mu = 0.63 + 0.37 \left(\frac{A_2}{A_1} \right)^3.$$

Für den Radius gilt:

$$r_{eff} = \mu r = (0.63 + 0.37(\frac{A_2}{A_1})^3)r.$$

Die sich aus dieser Theorie ergebende Kurve liegt leicht oberhalb der Meßkurve. Verändert man zusätzlich noch den Exponenten n aus $\dot{V} = c_4 h^{\frac{4}{n}}$, so ergibt sich eine Kurve deutlich unterhalb der Meßkurve. Dies bedeutet, daß der Exponent im Bereich zwischen $n = 7$ und $n = 8$ liegt und die Strömung stark turbulent ist. Nach [Sli82] entstehen Exponenten $n \geq 7$ bei Reynoldszahlen im Bereich $Re \geq 110 \cdot 10^3$. Bei einer solchen Querschnittsverengung ergibt sich bei einem Normleck mit $r=0.5\text{mm}$ und einem maximalen Fluß von $Q_{max} = 4.4 \cdot 10^{-6} \text{m}^3/\text{s}$ eine mittlere maximale Reynoldszahl von $\overline{Re}_{max} = \frac{2\pi Q_{max}}{\nu r_{eff}} = 87 \cdot 10^3$.

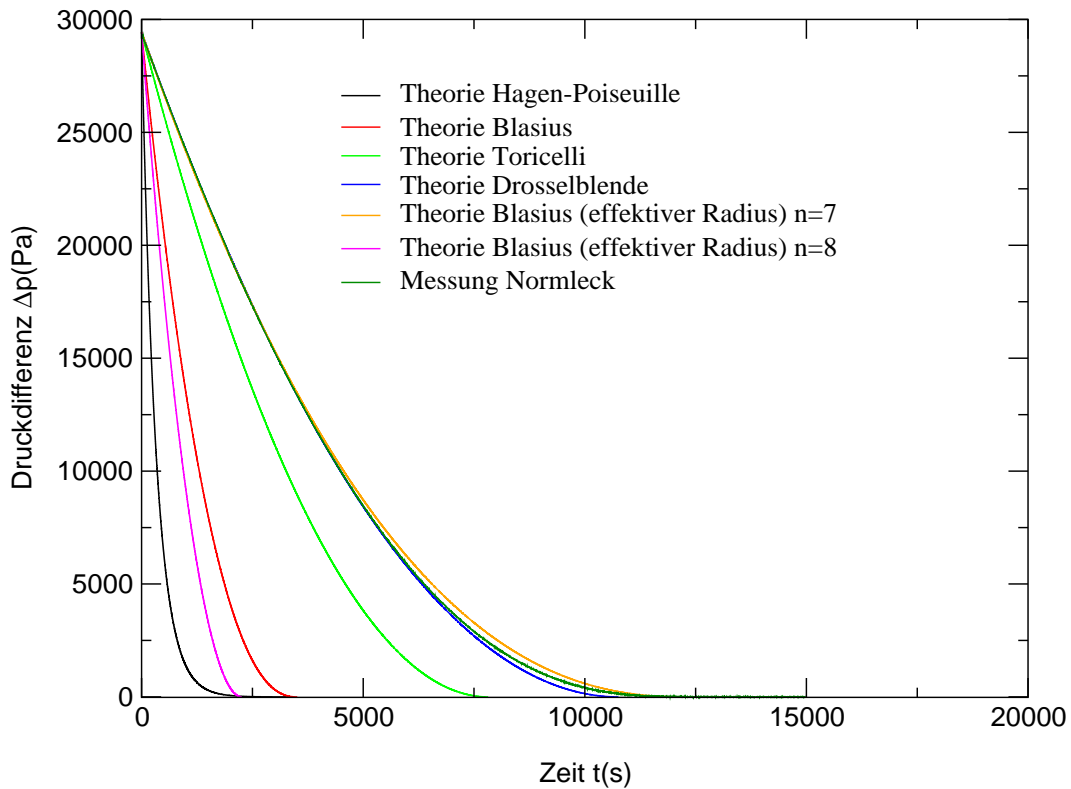


Abbildung 4.6: Vergleich der unterschiedlichen theoretischen Ansätze mit der Messung eines Normlecks.

4.4 Messung

4.4.1 Normlecks

Bei den hier verwendeten Normlecks handelt es sich um Drosselblenden mit unterschiedlichen Radien r und Länge L . Sie sollen dazu dienen, bei unterschiedlichen Parametern die Strömung zu untersuchen und zu charakterisieren. In den Abbildungen 4.7 bis 4.14 wurde der Logarithmus der Druckdifferenz Δp gegen den Logarithmus des Flusses Q aufgetragen. Dadurch wird die Meßkurve linearisiert und es läßt sich durch lineare Regression der Exponent n der Beziehung $Q \sim \Delta p^{\frac{1}{n}}$ ermitteln.

In den Abbildungen 4.7 bis 4.9 wurden Normlecks mit Radien von $r = 0.5mm$ bis $r = 1.75mm$ untersucht.

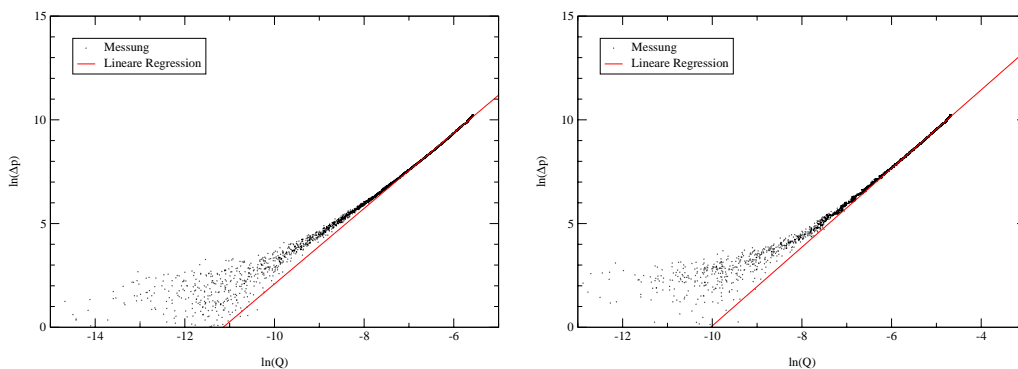


Abbildung 4.7: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $r=0.5mm$ und $r=0.75mm$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei konstanter Länge $L=10mm$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

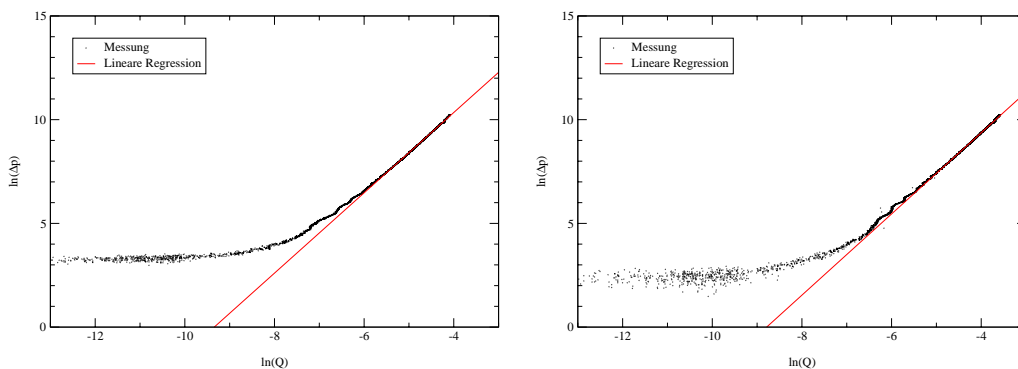


Abbildung 4.8: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $r=1.0mm$ und $r=1.25mm$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei konstanter Länge $L=10mm$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

Die sich hieraus ergebenden Exponenten sind in Tabelle 4.1 dargestellt. Man erkennt mit Ausnahme des letzten Wertes bei $r=1.75mm$ einen ansteigenden Exponenten und eine ansteigende Reynoldszahl bei ansteigendem Radius. Das Blasiusche Wi-

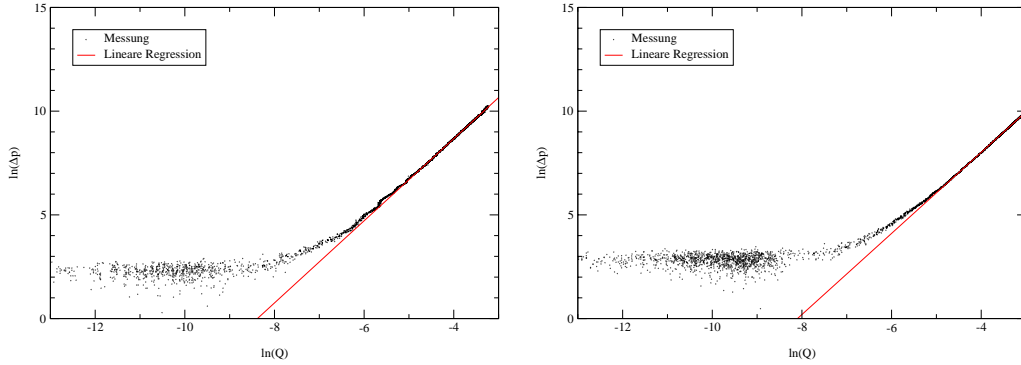


Abbildung 4.9: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $r=1.5\text{mm}$ und $r=1.75\text{mm}$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei konstanter Länge $L=10\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

Radius Normleck (mm)	Exponent n_{max}	Reynoldszahl \overline{Re}_{max}
0.50	7.506 ± 0.012	$(46.3 \pm 0.2) \cdot 10^3$
0.75	7.585 ± 0.004	$(76.5 \pm 0.2) \cdot 10^3$
1.00	7.814 ± 0.007	$(104.7 \pm 0.3) \cdot 10^3$
1.25	7.771 ± 0.002	$(136.9 \pm 0.4) \cdot 10^3$
1.50	7.879 ± 0.007	$(162.9 \pm 0.7) \cdot 10^3$
1.75	7.834 ± 0.006	$(193.3 \pm 0.9) \cdot 10^3$

Tabelle 4.1: Maximale Exponenten n_{max} und mittlere maximale Reynoldszahlen der Normlecks mit unterschiedlichem Radius der Beziehung $Q \sim \Delta p^{\frac{4}{n}}$.

derstandsgesetz mit einem Exponenten von $1/4$ gilt im Bereich der Reynoldszahlen $Re \leq 100 \cdot 10^3$. Für größere Reynoldszahlen sind kleinere Exponenten, etwa $1/5$ oder $1/6$, zu wählen. Dadurch erhält man für die Beziehung zwischen dem Fluß Q und der Druckdifferenz Δp höhere Exponenten. Dies bedeutet, daß die Strömungen bei größerem Radius und größerer Reynoldszahl ein hohes Maß an Turbulenz aufweisen.

Betrachtet man nun die Beziehung nach Blasius $Q \sim r^{\frac{10}{m}}$ bei konstanter Druckdifferenz Δp , so läßt sich auch hier der Exponent m bei konstanter Druckdifferenz bestimmen. Diese sind in Tabelle 4.2 und Abbildung 4.10 dargestellt.

Hierbei zeigt sich bei zunehmender Druckdifferenz ein Anstieg des Exponenten m . Im Vergleich zur Bestimmung des Exponenten n im Falle von $Q \sim \Delta p^{\frac{4}{n}}$ zeigt sich, daß der Exponent m größer ist als der Exponent n , obwohl beide laut Theorie für Reynoldszahlen $Re \leq 100 \cdot 10^3$ gleich sein sollten. Es ist daher davon auszugehen, daß die Strömung im Bereich der Normlecks nur unzureichend durch das Blasiusche Widerstandsgesetz mit einem Exponenten $1/4$ beschrieben werden kann. Wichtig für die Untersuchungen an den künstlichen Herzklappen war der Bereich der Reynoldszahlen, welche bei der Bestimmung der Leckvolumina auftreten. Dieser Bereich läßt sich anhand der auftretenden maximalen Exponenten n der Beziehung $Q \sim \Delta p^{\frac{4}{n}}$ im

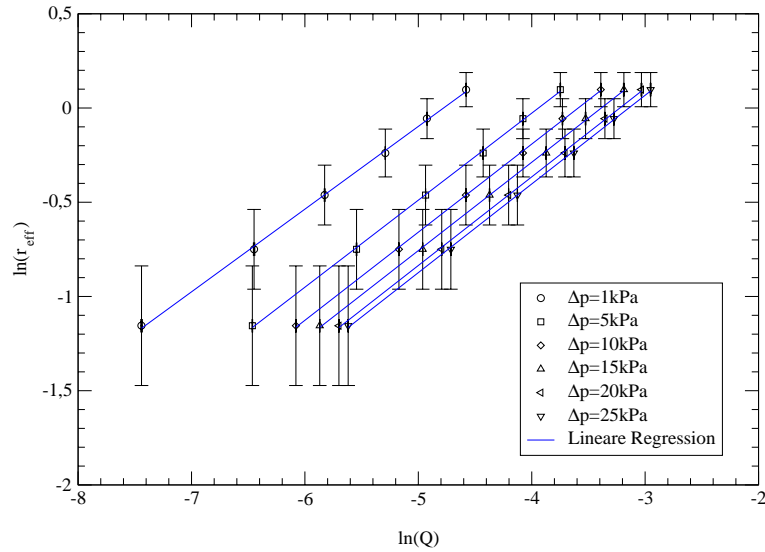


Abbildung 4.10: Auftragung des Logarithmus der effektiven Radien r_{eff} der unterschiedlichen Normlecks bei verschiedenen Druckdifferenzen Δp gegen den Logarithmus des Flusses Q bei konstanter Länge $L=10\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Ausgleichsgerade bei der jeweiligen Druckdifferenz.

Druckdifferenz (kPa)	Exponent m
1	8.341
5	8.772
10	8.882
15	8.909
20	8.936
25	8.941

Tabelle 4.2: Exponenten n der Normlecks mit unterschiedlicher Druckdifferenz der Beziehung $Q \sim r_{eff}^{\frac{19}{m}}$.

ausreichenden Maß bestimmen.

Neben den Messungen von Normlecks mit unterschiedlichem Radius wurden auch Messungen mit unterschiedlichen langen Normlecks durchgeführt. Die Ergebnisse hierzu sind in den Abbildungen 4.11 bis 4.14, Abbildung 4.15 und in den Tabellen 4.4 und 4.3 dargestellt.

Bei der Auswertung der Messungen stellte sich jedoch heraus, daß die Normlecks keine gleichen Radien, wie es vorgesehen war, besitzen. Dadurch sind die Messungen nur noch bedingt aussagekräftig. Um jedoch von nahezu gleichen Radien ausgehen zu können, wurde die Radien der Normlecks auf der Ober- und Unterseite mittels eines Meßmikroskopes bestimmt. Hierbei zeigten sich auch Abweichungen von der runden Geometrie der Bohrung. Die mittleren Radien \bar{r} sind in Tabelle 4.3 dar-

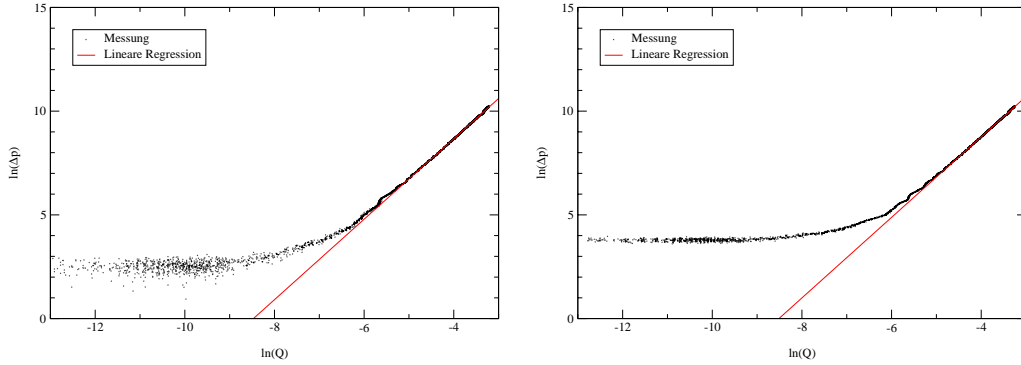


Abbildung 4.11: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $L=15\text{mm}$ und $L=20\text{mm}$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei mittlerem Radius $r=1.5\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

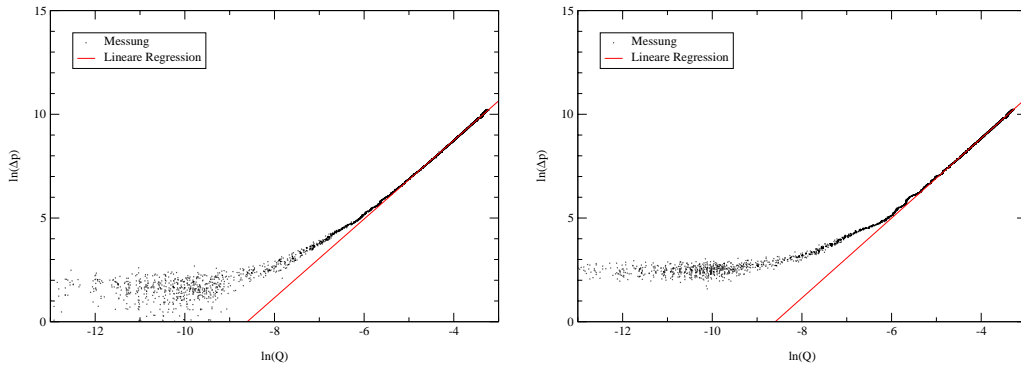


Abbildung 4.12: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $L=25\text{mm}$ und $L=30\text{mm}$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei mittlerem Radius $r=1.5\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

Länge L (mm)	Radius \bar{r} (mm)	Exponent n_{max}	Reynoldszahl Re_{max}
10	1.5057	7.879 ± 0.007	$(162.9 \pm 0.7) \cdot 10^3$
15	1.5170	7.765 ± 0.004	$(164.2 \pm 0.7) \cdot 10^3$
20	1.5	7.749 ± 0.004	$(159.3 \pm 0.6) \cdot 10^3$
25	1.5170	7.697 ± 0.009	$(160.4 \pm 0.4) \cdot 10^3$
30	1.4830	7.689 ± 0.002	$(156.6 \pm 0.9) \cdot 10^3$
35	1.5057	7.517 ± 0.005	$(158.0 \pm 0.6) \cdot 10^3$
40	1.4716	7.661 ± 0.011	$(148.9 \pm 0.4) \cdot 10^3$
45	1.4830	7.542 ± 0.005	$(155.7 \pm 0.6) \cdot 10^3$
50	1.4375	7.608 ± 0.007	$(159.2 \pm 0.6) \cdot 10^3$

Tabelle 4.3: Maximale Exponenten n_{max} und mittlere maximale Reynoldszahlen der Normlecks mit unterschiedlicher Länge der Beziehung $Q \sim \Delta p^{\frac{1}{n}}$.

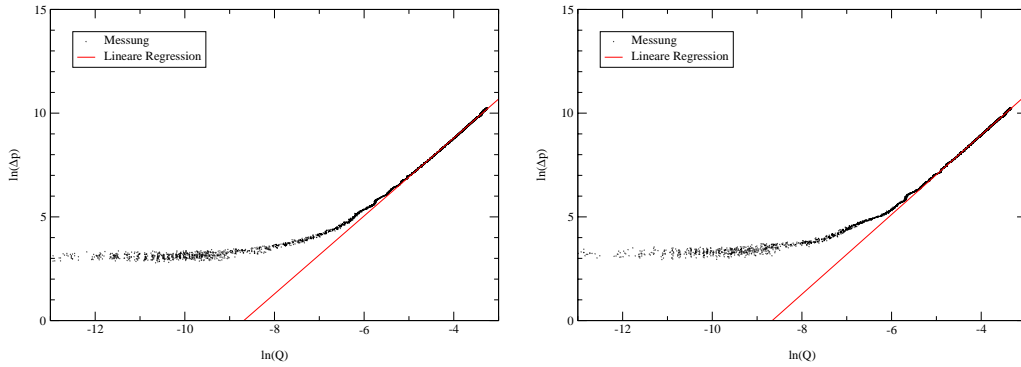


Abbildung 4.13: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $L=35\text{mm}$ und $L=40\text{mm}$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei mittlerem Radius $r=1.5\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

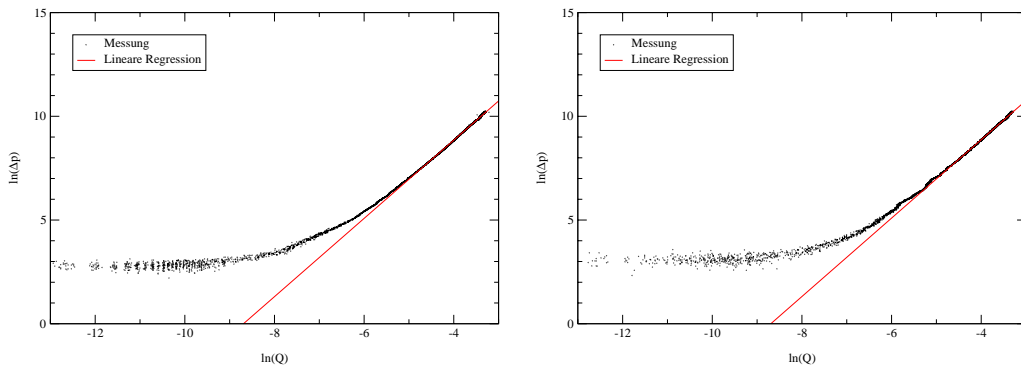


Abbildung 4.14: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der Normlecks mit $L=45\text{mm}$ und $L=50\text{mm}$ gegen den Logarithmus des Flusses Q bei mittlerem Radius $r=1.5\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

gestellt. Man erkennt am Verlauf der maximalen Exponenten n_{max} bei steigender Länge L der Normlecks, daß die Strömung durch die längeren Rohrstücke weniger turbulent wird. Dies läßt sich auch an den Reynoldszahlen \overline{Re}_{max} ablesen. Im Gegensatz zur Bestimmung der maximalen Exponenten bei unterschiedlichen Radien sind die Unterschiede in der Reynoldszahl und der Exponenten bei der Variation der Länge L eher geringfügig. Alle Messungen befinden sich im gleichen Bereich der Reynoldszahl mit einer geringen Tendenz zu kleineren Reynoldszahlen bei größeren Längen.

Betrachtet man nun die Beziehung $Q \sim L^{-\frac{4}{b}}$ bei konstantem Druck und konstantem Radius, so zeigt sich, daß der Exponent b im Bereich zwischen $30 \leq b \leq 39$ liegt. Dies bedeutet, daß es hier keine Übereinstimmung zwischen der Theorie nach Blasius und den entsprechenden Messungen gibt. Dieser Widerspruch zwischen der einerseits guten Übereinstimmung bei der Untersuchung unterschiedlicher Radien und den gerade gezeigten Ergebnissen kann durch weitere Messungen geklärt werden. Ziel dieser Untersuchungen ist es, die Leckvolumina künstlicher Herzklappen unabhängig von der Viskosität des Meßfluids durchzuführen und so weiterhin mit

Druckdifferenz (kPa)	Exponent b
1	30.44
5	34.92
10	35.15
15	35.12
20	38.15
25	37.57

Tabelle 4.4: Exponenten n der Normlecks mit unterschiedlicher Druckdifferenz der Beziehung $Q \sim L^{-\frac{4}{b}}$.

demineralisiertem Wasser arbeiten zu können. Messungen mit unterschiedlicher Viskosität bei konstantem Radius r und konstanter Länge L werden hierüber Aufschluß geben. Der Einfluß der Viskosität auf den Fluß ist jedoch noch geringer als der einer Längen- oder Radiusänderung.

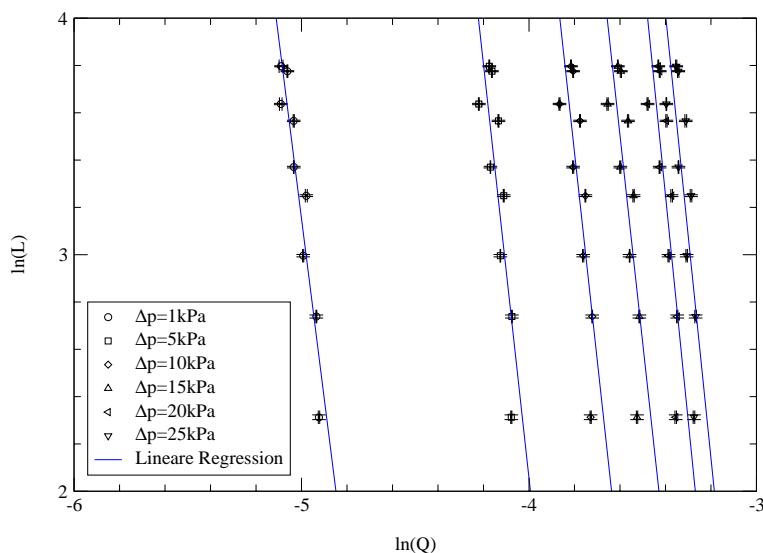


Abbildung 4.15: Auftragung des Logarithmus der Längen der unterschiedlichen Normlecks bei verschiedenen Druckdifferenzen Δp gegen den Logarithmus des Flusses Q bei konstantem Radius $r=1.5\text{mm}$. Die lineare Regression zeigt die Ausgleichsgerade bei der jeweiligen Druckdifferenz.

Abschließend wurde der Einfluß der Temperatur des Meßfluids auf das Leckvolumen untersucht. Hierbei wurden wieder verschiedene Radien und Längen der Normlecks untersucht. Die Ergebnisse für die Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur sind in den Abbildungen 4.16 - 4.22 dargestellt.

Hierbei zeigt sich, daß der Einfluß der Temperatur auf das Leckvolumen sowohl bei unterschiedlichen Längen als auch bei unterschiedlichen Radien sehr gering ist. Man beobachtet bei unterschiedlichen Temperaturen ein nahezu konstantes Leckvolumen.

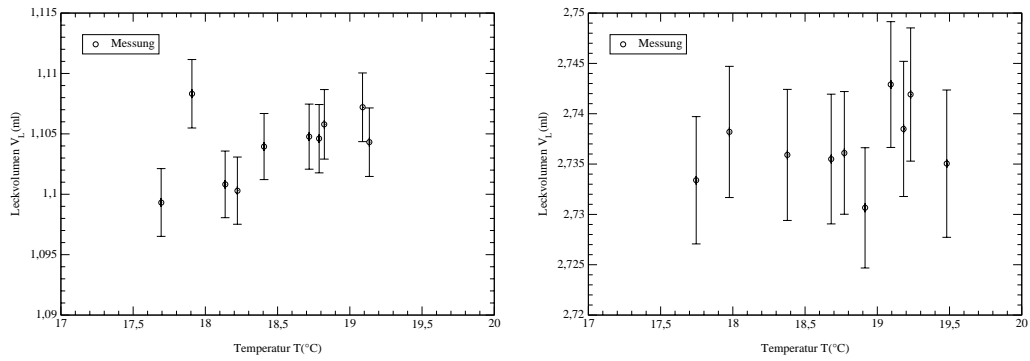


Abbildung 4.16: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks der Länge $L=10\text{mm}$ und mit den Radien $r=1\text{mm}$ und $r=1.5\text{mm}$.

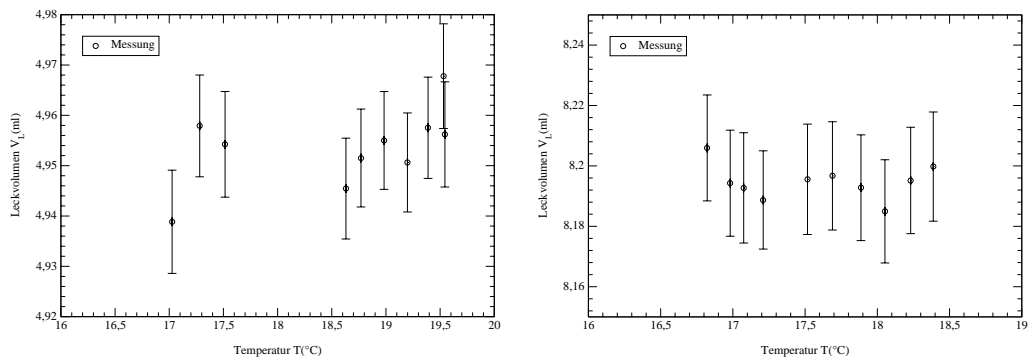


Abbildung 4.17: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks der Länge $L=10\text{mm}$ und mit den Radien $r=2\text{mm}$ und $r=2.5\text{mm}$.

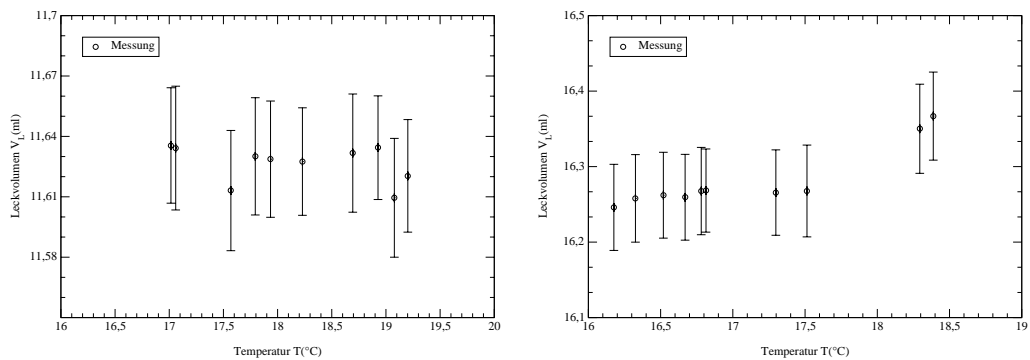


Abbildung 4.18: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks der Länge $L=10\text{mm}$ und mit den Radien $r=3\text{mm}$ und $r=3.5\text{mm}$.

Inwieweit die Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur mit der Viskosität μ des Meßfluids zusammenhängt, wurde noch nicht weitergehend untersucht. Aus dem Blasiuschen Widerstandsgesetz mit dem Exponenten $1/4$ (4.3.4) folgt:

$$Q \sim \mu^{-\frac{1}{4}}$$

mit $L, r, \Delta p$ const.

Für Flüssigkeiten gilt im allgemeinen [Toe88]:

$$\mu(T) = \mu_N \cdot \exp\left(\frac{B}{T-C} - \frac{B}{T_N-C}\right).$$

Für Wasser betragen die Konstanten $B = 511.6\text{K}$ und $C = 149.4\text{K}$, sowie $T_N = 20^\circ\text{C}$ und $\mu_N = \mu(T_N)$.

Die Änderung des Flusses bei einer Temperatur von $T = 16^\circ\text{C}$ gegenüber dem Fluß bei $T = 20^\circ\text{C}$ liegt im Bereich von einem Prozent und damit im Bereich der Meßgenauigkeit der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens.

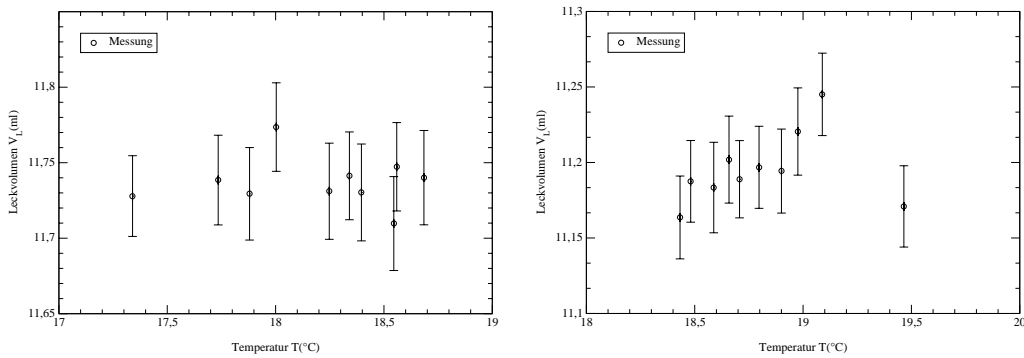


Abbildung 4.19: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks mit dem Radius $r=3\text{mm}$ und mit den Längen $L=15\text{mm}$ und $L=20\text{mm}$.

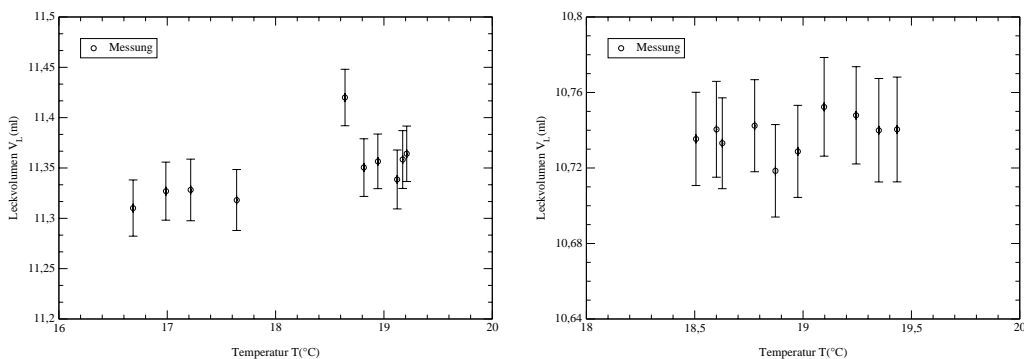


Abbildung 4.20: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks mit dem Radius $r=3\text{mm}$ und mit den Längen $L=25\text{mm}$ und $L=30\text{mm}$.

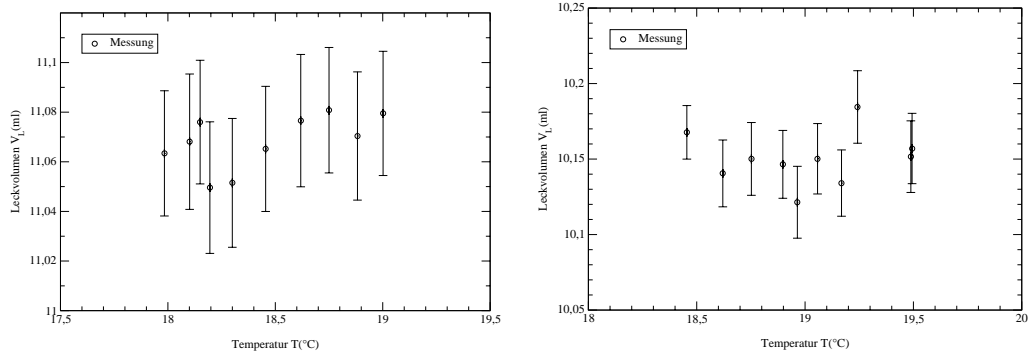


Abbildung 4.21: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks mit dem Radius $r=3\text{mm}$ und mit den Längen $L=35\text{mm}$ und $L=40\text{mm}$.

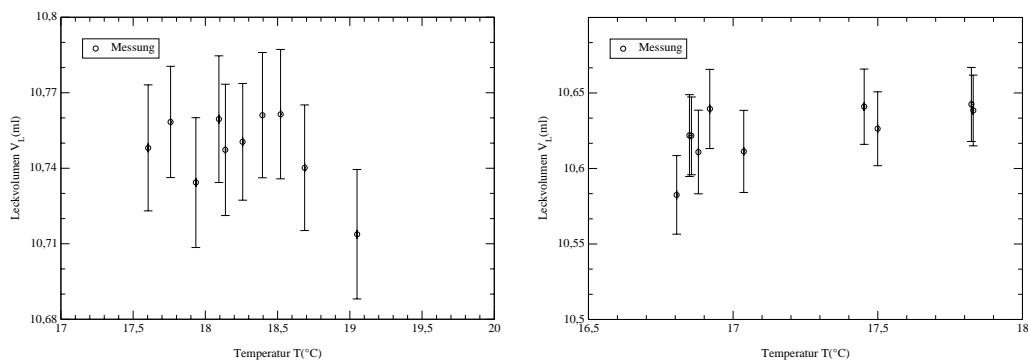


Abbildung 4.22: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; Normlecks mit dem Radius $r=3\text{mm}$ und mit den Längen $L=45\text{mm}$ und $L=50\text{mm}$.

4.4.2 Herzklappen

Im folgenden wurde nun das Leckvolumen von künstlichen Herzklappen untersucht. Hierbei mußte zuerst untersucht werden, welchen Einfluß die Temperatur auf das Leckvolumen besitzt. Dazu wurde in den Abbildungen 4.23 bis 4.25 das Leckvolumen der jeweiligen künstlichen Herzklappe gegen die Temperatur aufgetragen. Untersucht wurden hierbei die einflügeligen künstlichen Herzklappen BJÖRK-SHILEY und HALL-KASTER, die zweiflügeligen künstlichen Herzklappen ST.-JUDE-MEDICAL und DUROMEDICS sowie die dreiflügeligen künstlichen Herzklappen TRICUMED Hk0 und TRICUMED Hk1. Die Temperatur des Meßfluids bewegte sich im Bereich $T = 16^\circ\text{C} - 20^\circ\text{C}$ und der Meßstand war nicht temperaturstabilisiert. Im allgemeinen läßt sich keine Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur feststellen. Dies ist am Beispiel der BJÖRK-SHILEY Herzklappe in Abbildung 4.23 gut zu erkennen. Bei einer Temperatur von $T \approx 18.5^\circ\text{C}$ treten Leckvolumina von $V \approx (1.8 - 2.3)\text{ml}$ auf. Einzig die HALL-KASTER Herzklappe zeigt eine gewisse Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur. Jedoch besitzt auch diese Herzklappe in einem Temperaturbereich Leckvolumenunterschiede von $\Delta V \approx 0.3\text{ml}$, während die Differenz der maximalen und minimalen Leckvolumina nur $\Delta V_{\text{max-min}} \approx 0.4\text{ml}$ beträgt.

Daraus kann man schließen, daß geringe Temperaturschwankungen kaum einen Einfluß auf das Leckvolumen besitzen. Dagegen dürfte die jeweilige Geometrie der Herzklappe einen entscheidenden Einfluß auf das Leckvolumen ausüben. Besonders bei den mehrflügeligen Herzklappen entsteht durch die seitliche Beweglichkeit der Flügel bei jedem Schließen eine neue Anordnung der Leckstellen und Abschlußkanten. Dadurch bilden sich Lecks in unterschiedlicher Anzahl und Größe, was zu unterschiedlichen Leckvolumina führt. Die Meßkurven verschiedener Herzklappenmodelle sind in Abbildung 4.26 zu sehen, die ausgewerteten Flußkurven in Abbildung 4.27.

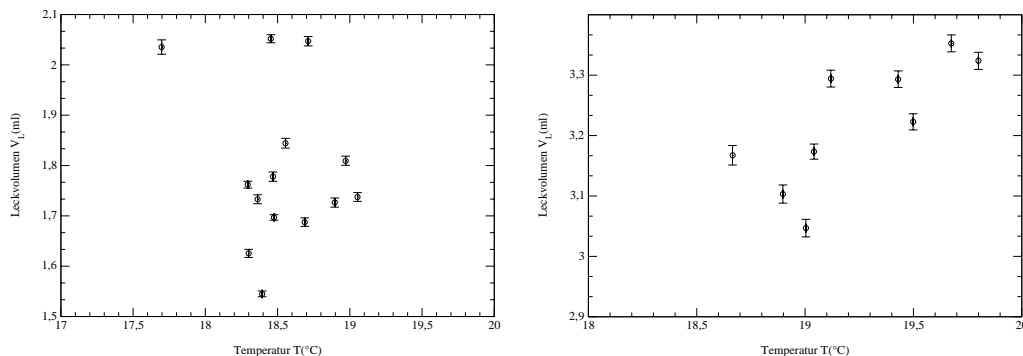


Abbildung 4.23: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; BJÖRK-SHILEY und HALL-KASTER Herzklappe.

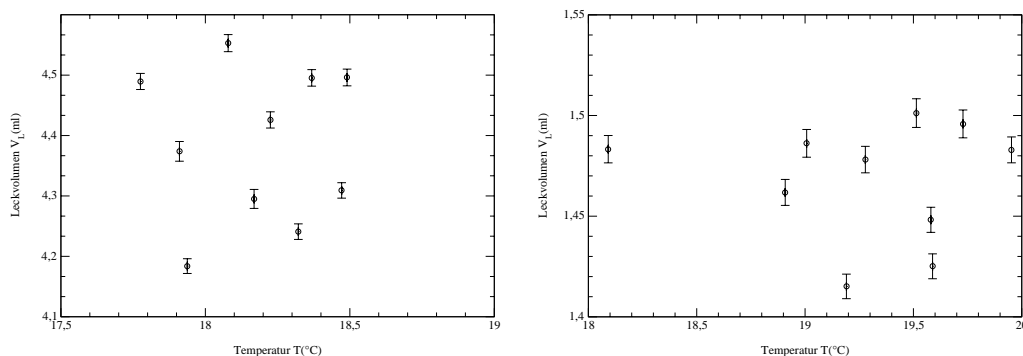


Abbildung 4.24: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; ST.-JUDE-MEDICAL und DUROMEDICS Herzklappe.

Analog zur Untersuchung der Normlecks wurden nun auch die künstlichen Herzklappen im Hinblick auf ihre maximalen Reynoldszahlen bzw. die maximalen Exponenten der Beziehung $Q \sim p^{\frac{4}{n}}$ untersucht. Da man für die künstlichen Herzklappen jedoch keinen Radius ermitteln kann, lassen sich auch keine Reynoldszahlen für den Leckstrom ermitteln. Dies geschieht indirekt über die maximalen Exponenten n_{max} . Anhand dieser Exponenten lassen sich nun Aussagen über die Turbulenzen und den Reynoldszahlenbereich der entsprechenden Herzklappe treffen. Im allgemeinen hat ein großes Leckvolumen zwar auch einen großen Exponenten zur Folge, dies trifft jedoch nicht für alle Herzklappen zu, so daß die Ermittlung der maximalen Ex-

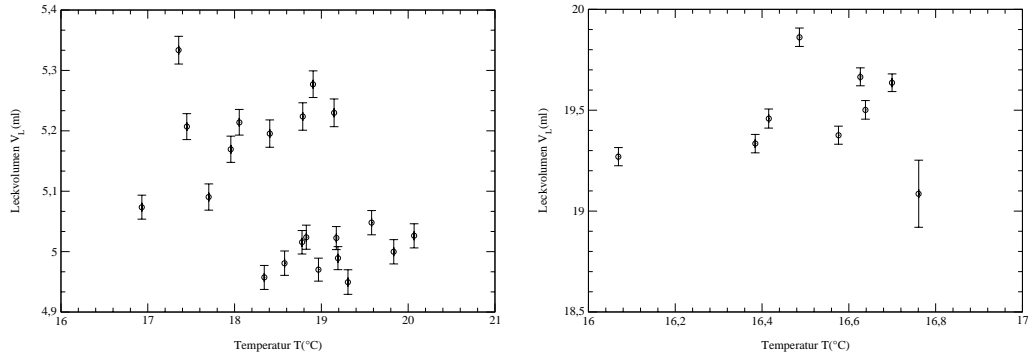


Abbildung 4.25: Abhängigkeit des Leckvolumens von der Temperatur; TRICUMED Hk0 und TRICUMED Hk1 Herzklappe.

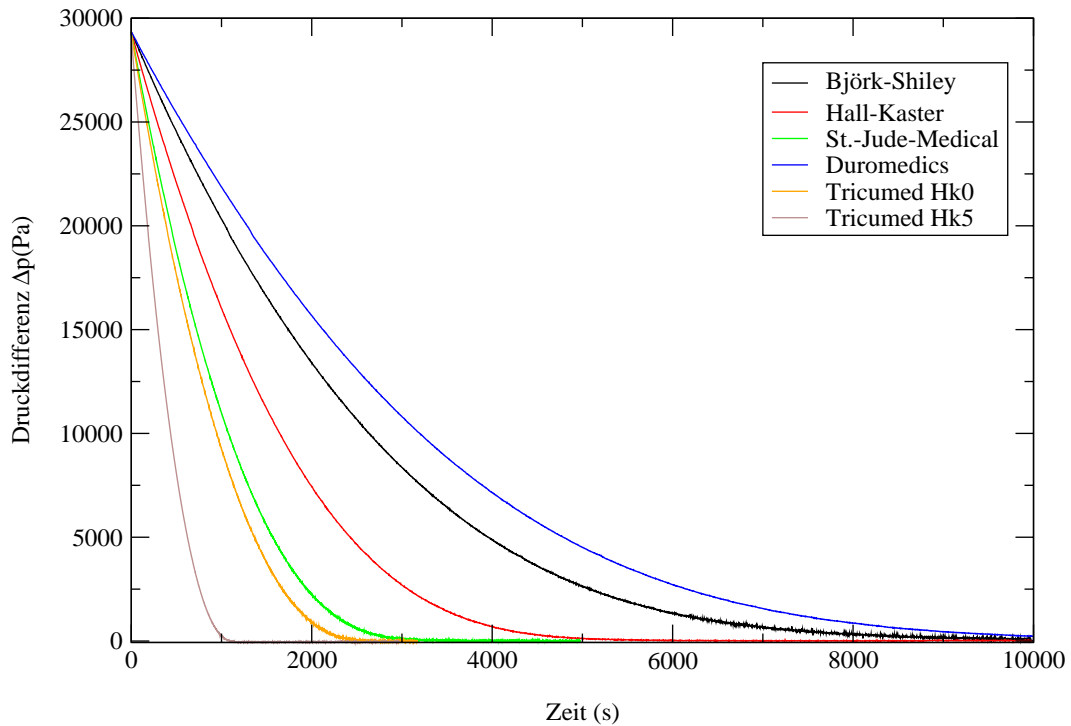


Abbildung 4.26: Meßkurven verschiedener Herzklappenmodelle am Meßstand zur Bestimmung des Leckvolumens.

ponenten neben der Bestimmung der Leckvolumina weitere Aussagen über die Art der Strömung zuläßt. Die Ergebnisse hierzu sind in 4.28 bis 4.32 abgebildet und in Tabelle 4.5 dargestellt. Die Ergebnisse der Leckvolumenuntersuchungen finden sich in Tabelle 4.6. Untersuchungen der Leckvolumina in einer pulsativen Anlage wurden für ein- und zweiflügelige künstliche Herzklappen von [Kno88] durchgeführt. Die Ergebnisse liegen im gleichen Bereich wie die in dieser Arbeit ermittelten Leckvolumina.

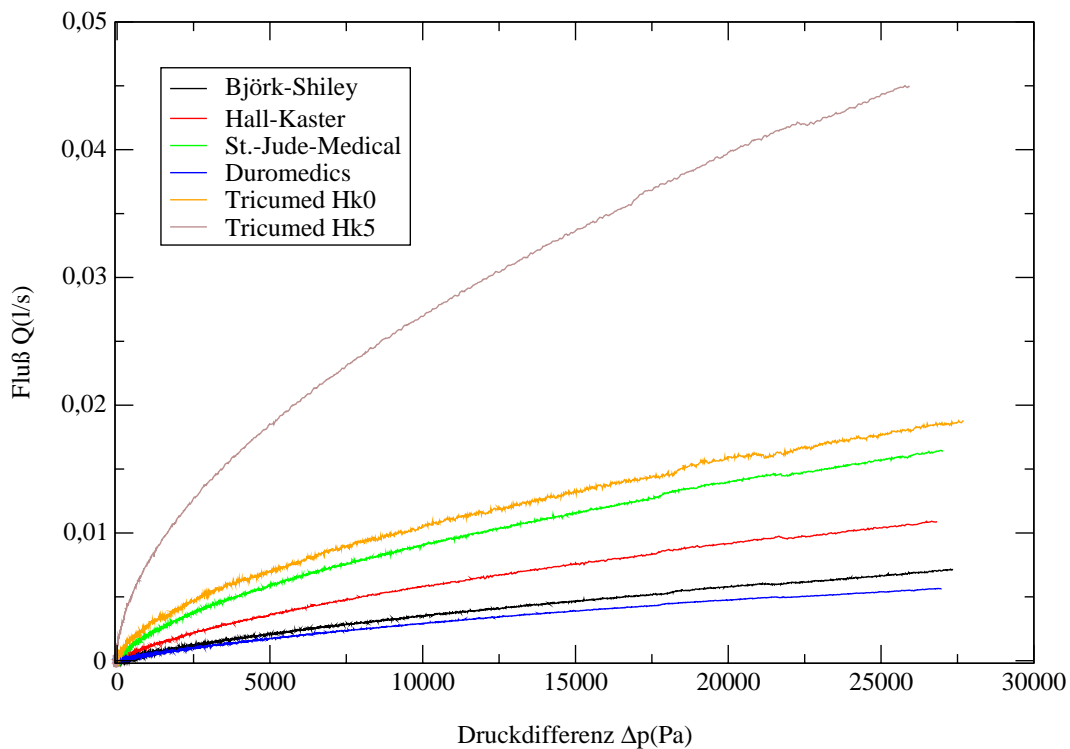


Abbildung 4.27: Abhängigkeit des Flusses Q von der Druckdifferenz Δp verschiedener Herzklappenmodelle am Meßstand zur Bestimmung des Leckvolumens.

Die einflügeligen Herzklappen besitzen neben der zweiflügeligen DUROMEDICS Herzklappe das geringste Leckvolumen und die geringsten Exponenten. Dabei ist das Leckvolumen und der maximale Exponent der BJÖRK-SHILEY Herzklappe noch einmal deutlich kleiner als das Leckvolumen und der maximale Exponent der HALL-KASTER Herzklappe. Dies läßt sich auch direkt aus der unterschiedlichen Bauform beider Herzklappen ableiten. Die BJÖRK-SHILEY Herzklappe besitzt einen massiven Flügel, der im geschlossenen Zustand nur direkt an den Auflageflächen am Ring Leckströme zuläßt. Demgegenüber besitzt der Flügel der HALL-KASTER Herzklappe in der Mitte ein Loch zur Führung der Herzklappe. Diese Führung erlaubt der Herzklappe einerseits einen größeren Öffnungswinkel, verursacht aber erhöhtes Leckvolumen und einen größeren maximalen Exponenten im Vergleich mit der BJÖRK-SHILEY Herzklappe.

Das Leckvolumen der zweiflügeligen ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappen ist ungefähr doppelt so groß wie die Leckvolumina der einflügeligen Herzklappen. Die DUROMEDICS Herzklappe besitzt von allen gemessenen Leckvolumina der unterschiedlichen Herzklappen das kleinste Leckvolumen. Es ist jedoch hierbei zu beachten, daß die DUROMEDICS Herzklappe auch den geringsten Durchmesser besitzt und so nur bedingt mit den übrigen Herzklappen vergleichbar ist. Jedoch ist das gemessene Leckvolumen auch so gering, daß man davon ausgehen kann, daß eine Herzklappe

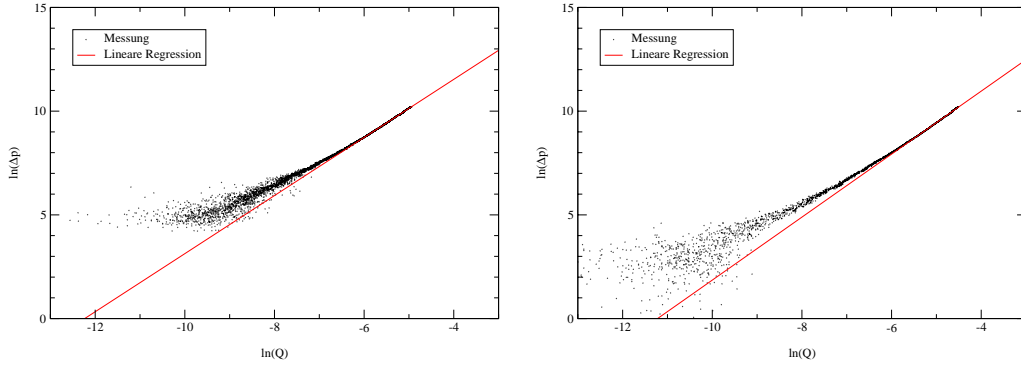


Abbildung 4.28: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der BJÖRK-SHILEY und HALL-KASTER Herzklappe gegen den Logarithmus des Flusses Q . Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

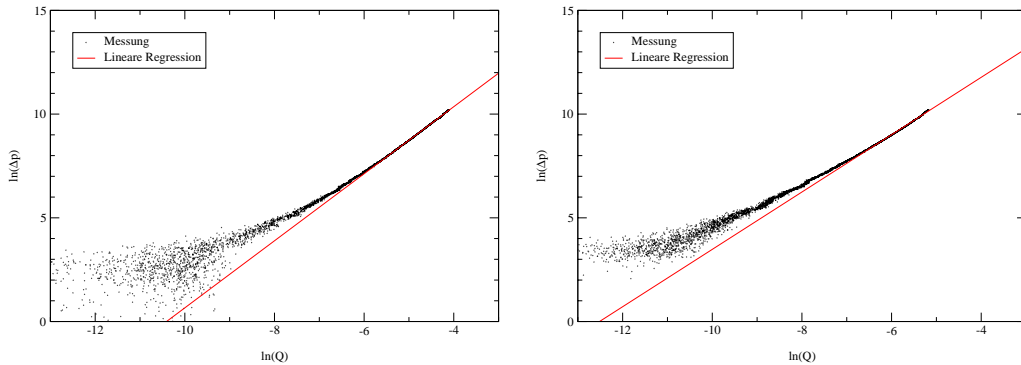


Abbildung 4.29: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der ST.-JUDE-MEDICAL und DUROMEDICS Herzklappe gegen den Logarithmus des Flusses Q . Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

mit größerem Durchmesser auch ein vergleichsweise geringes Leckvolumen besitzt. Dabei ist zu beachten, daß der Exponent n_{max} im Vergleich mit dem Exponenten der BJÖRK-SHILEY Herzklappe unter Beachtung der Leckvolumina beider Herzklappen groß ist. Dies deutet auf eine durch die Bauart bedingte größere Turbulenz in der Leckströmung bei einer zweiflügeligen Herzklappe im Gegensatz zu einer einflügeligen Herzklappe hin. Das durchschnittliche Leckvolumen der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe beträgt $\bar{V}_{Leck} = 4.386 ml$ bei einem maximalen Exponenten von $n_{max} = 6.335$.

Da es sich bei den dreiflügeligen Herzklappen ausnahmslos um Prototypen handelt, sind die Werte der Leckvolumina im Vergleich zu den Serienprodukten noch nicht sehr aussagekräftig. Desweiteren ist zu beachten, daß die TRICUMED Hk0 Herzklappe ein handgefertigtes Vorserienmodell ist, während die TRICUMED Hki ($i \geq 1$) Kleinserienmodelle mit der nahezu endgültigen Geometrie, aber in unterschiedlichen Produktionsstadien sind. Dies erkennt man daran, daß die TRICUMED Hk0 Herzklappe mit Abstand das geringste Leckvolumen besitzt, während

Herzklappe	Exponent n_{max}
BJÖRK-SHILEY	5.375 ± 0.088
HALL-KASTER	5.914 ± 0.028
ST.-JUDE-MEDICAL	6.335 ± 0.033
DUROMEDICS	5.284 ± 0.016
TRICUMED Hk0	6.963 ± 0.015
TRICUMED Hk1	7.501 ± 0.028
TRICUMED Hk2	7.441 ± 0.129
TRICUMED Hk3	6.919 ± 0.154
TRICUMED Hk4	7.536 ± 0.029
TRICUMED Hk5	7.306 ± 0.026

Tabelle 4.5: Exponenten n der unterschiedlichen Herzklappen der Beziehung $Q \sim p^{\frac{4}{n}}$.

Herzklappe	Durchmesser (mm)	Leckvolumen (ml)	Temperatur (°C)	Herzklappentyp
BJÖRK-SHILEY	23	1.791 ± 0.008	18.56	einflügelig
HALL-KASTER	23	3.178 ± 0.014	19.20	
ST.-JUDE-MEDICAL	23	4.386 ± 0.013	18.21	zweiflügelig
DUROMEDICS	21	1.467 ± 0.006	19.32	
TRICUMED Hk0	23	5.095 ± 0.020	18.57	dreiflügelig
TRICUMED Hk1	23	19.553 ± 0.057	16.60	
TRICUMED Hk2	23	28.333 ± 0.112	19.10	
TRICUMED Hk3	23	17.711 ± 0.045	19.04	
TRICUMED Hk4	23	15.980 ± 0.071	16.54	
TRICUMED Hk5	23	13.316 ± 0.046	17.27	

Tabelle 4.6: Durchschnittliche Leckvolumina bei durchschnittlicher Meßtemperatur.

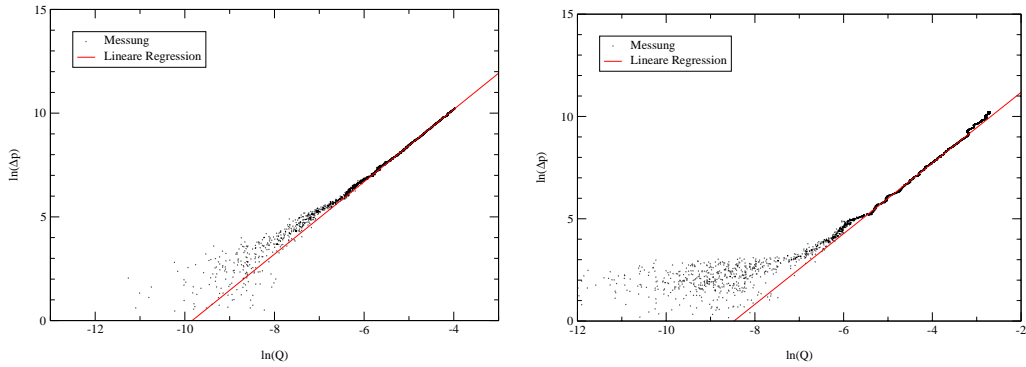


Abbildung 4.30: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der TRICUMED Hk0 und TRICUMED Hk1 Herzklappe gegen den Logarithmus des Flusses Q . Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

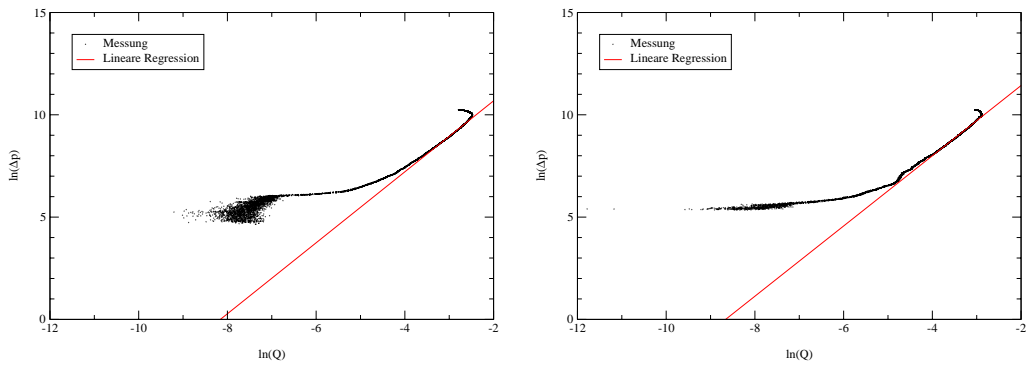


Abbildung 4.31: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der TRICUMED Hk2 und TRICUMED Hk3 Herzklappe gegen den Logarithmus des Flusses Q . Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

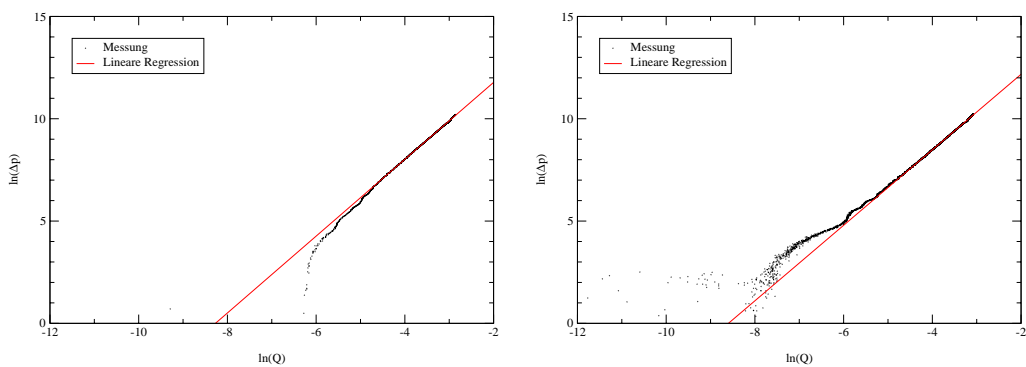


Abbildung 4.32: Auftragung des Logarithmus der Druckdifferenz Δp der TRICUMED Hk4 und TRICUMED Hk5 Herzklappe gegen den Logarithmus des Flusses Q . Die lineare Regression zeigt die Gerade mit der maximalen Steigung.

man bei den Serienmodellen TRICUMED Hk1-Hk5 ein geringer werdendes Leckvolumen von Hk1 nach Hk5 beobachten kann. Zu beachten ist hierbei der geringe Exponent n_{max} der TRICUMED Hk3 Herzklappe im Gegensatz zu den anderen Serienmodellen. Abschliessende Aussagen zu den Leckvolumina und den maximalen Exponenten dreiflügliger Herzklappen und Vergleiche mit anderen Herzklappen werden erst nach Abschluß der Entwicklungsphase der dreiflügligen Herzklappen gemacht werden können.

Kapitel 5

Anlage mit konstantem Fluß

5.1 Konstruktion

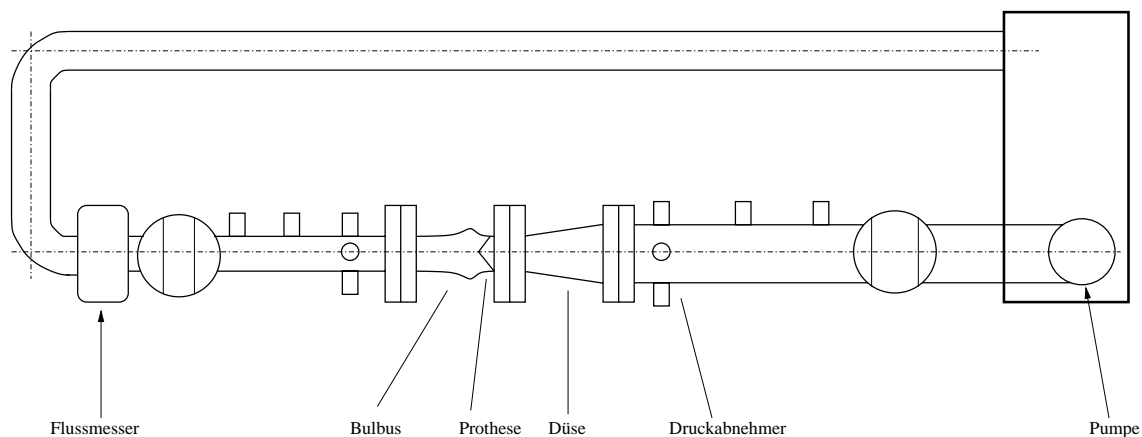


Abbildung 5.1: Konstruktionsschema der Anlage mit konstantem Fluß nach Schwenzel [Swe98].

Die Anlage mit konstantem Fluß wurde im Rahmen einer Diplomarbeit von J. Schwenzel [Swe98] konstruiert. Sie besteht aus einer Pumpe, deren Fluß gut einstellbar ist. Die Pumpe fördert die Meßflüssigkeit in die Anlaufstrecke zur künstlichen Herzklappe. Diese Anlaufstrecke kann bei Bedarf mit einem Laminarisor ausgestattet werden, um großskalige Verwirbelungen durch die Pumpe zu unterdrücken. Dies ist jedoch durch die große Länge der Anlaufstrecke im allgemeinen nicht notwendig, so daß im Bereich vor der künstlichen Herzklappe keine Verwirbelungen mehr zu beobachten sind. Das Strömungsprofil im Bereich kurz vor der menschlichen Herzklappe ist aufgrund des großen Durchmessers des Ventrikels im Gegensatz zum Durchmesser der Aorta flach, da es sich hierbei nahezu um eine Rohreinlaufströmung handelt. Um das Strömungsprofil der Austrittsströmung aus dem menschlichen Herzen nachzubilden, wurde zwischen der Anlaufstrecke und der künstlichen Herzklappe eine Düse eingesetzt. Dadurch erhält man ein abgeflachtes, aber trotzdem laminares Strömungsprofil. Dies wurde durch Geschwindigkeitsmessungen mittels Laser-Doppler-Anemometer durch W. Müller [Mue99] nachgewiesen und durch eigene Messungen nochmals bestätigt. Die Düse verringert den Rohr-

dius von $r_0 = 30\text{mm}$ auf $r_1 = 15\text{mm}$. Unmittelbar hinter der Düse befindet sich der Probenhalter mit der künstlichen Herzklappe. Der Probenhalter geht ohne Veränderung des Radius in die Meßstrecke über. Hinter der Meßstrecke dient ein geeichter Durchflußmesser dazu, den momentanen Fluß zeitaufgelöst zu bestimmen. Die Aufnehmer für die Drucksensoren befinden sich direkt vor der Düse in der Anlaufstrecke und an der Meßstrecke.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wurden einige Verbesserungen im Aufbau dieser Anlage vorgenommen. Der bisherige Flußmesser wurde durch einen kalibrierten verbesserten Flußmesser ersetzt, um die Genauigkeit der Messungen zu erhöhen. Der Flußmesser besitzt einen Meßbereich von $Q = (2 - 48)\text{l/min}$. Um präzisere Messungen im laminaren Bereich durchführen zu können, kann ein weiterer Flußmesser mit einem Meßbereich von $Q = (0.5 - 12)\text{l/min}$ eingebaut werden. Durch einen werkseitigen Defekt am Gehäuse dieses Flußmesser konnte damit aber noch nicht gemessen werden. Trotz werkseitiger Kalibrierung werden die Flußmesser in gewissen zeitlichen Abständen nachkalibriert. Eine Kalibrierungskurve ist in Anhang A.6 dargestellt.

Die Drucksensorik wurde von manuell zu bedienenden Steigrohren auf piezoresistive Drucksensoren umgestellt. Hierbei können an der Anlage für konstante Fluß bis zu acht Drucksensoren angebracht und zusammen mit dem Fluß zeitaufgelöst der Druck gemessen werden. Die Drucksensoren werden vor jeder Messung neu kalibriert, um jegliche Drift zu vermeiden und Meßfehler so gering wie möglich zu halten. Ein Beispiel für die Kalibrierung der Drucksensoren ist in Anhang A.7 gegeben. Erste Messungen mit der neuen Drucksensorik wurden von O. Malki [Mal00] durchgeführt. Um die Druckverluste an verschiedenen Orten mit mehreren Drucksensoren messen

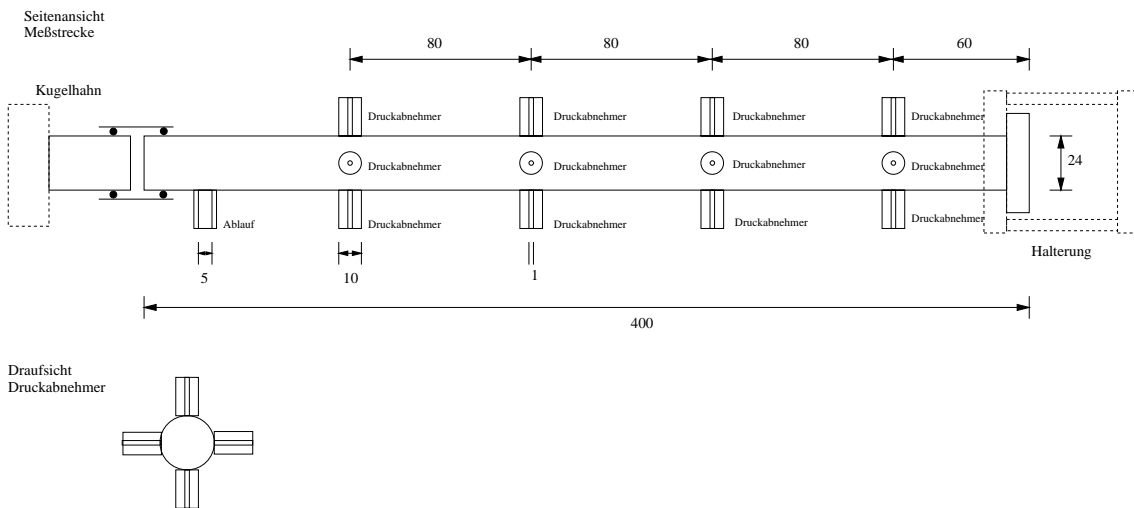


Abbildung 5.2: Konstruktionsplan der neuen Meßstrecke zur Druckmessung (Maße in mm).

zu können, wurde ein neues Modul für die Meßstrecke entwickelt (Abbildung 5.2). Hierbei können in unterschiedlichen Positionen bis zu vier Drucksensoren angebracht werden, um den statischen Druck zu messen. Die Abstände zwischen den einzelnen Druckaufnehmern betragen $d = 80\text{mm}$. Der Abstand zwischen der künstlichen Herzklappe und den ersten Drucksensoraufnehmern beträgt ungefähr $d = 90\text{mm}$. Dies

sind mehr als drei Rohrdurchmesser und damit sollte die Strömung an diesem Ort wieder an der Rohrwand anliegen.

Ein weiteres Modul für die Meßstrecke ist in Abbildung 5.3 dargestellt. Diese

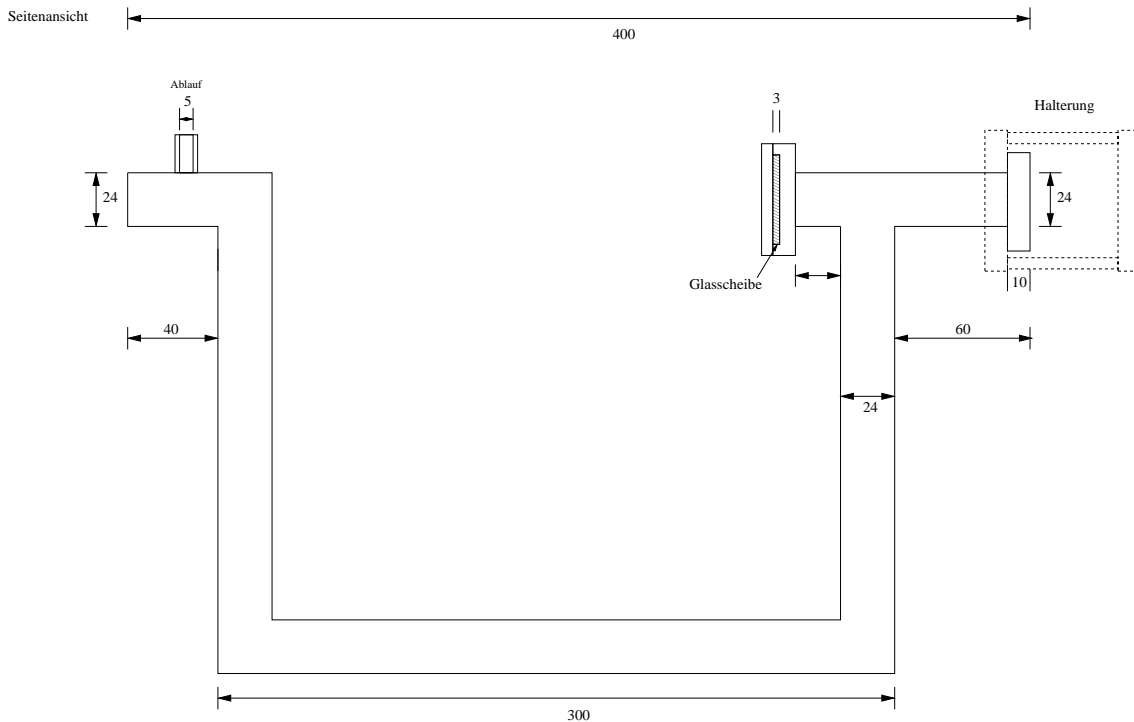


Abbildung 5.3: Konstruktionsplan der neuen Meßstrecke für optische Meßverfahren (Maße in mm).

dient dazu, die Strömung durch die Herzklappe mittels optischer Meßverfahren wie Particle-Image-Velocimetry(PIV) zu untersuchen. Hierzu wurde das Rohr im Abstand $d = 90\text{mm}$ so umgeleitet, daß man mit Hilfe einer Glasscheibe direkt die künstlicher Herzklappe beobachten kann, ohne die Nachlaufströmung unnötig zu stören.

Durch die oben geschilderte Konstruktion und Verbesserung der Anlage für konstante Strömung können künstliche Herzklappen durch Druckmessungen und optische Meßverfahren sehr genau auf die vorliegenden Strömungsformen untersucht werden.

5.2 Optischer Aufbau

Eine lokale Geschwindigkeitskomponente wird berührungslos durch ein Laser-Doppler-Anemometer (LDA) gemessen, hier handelt es sich um ein sogenanntes Zwei-strahl-LDA. Eine Darstellung der Sendeeinheit ist in Abbildung 5.4 gegeben. Der Meßaufbau des Laser-Doppler-Anemometers von W. Müller [Mue99] wurde durch eine verbesserte Sendeeinheit, bessere Streuteilchen im Meßfluid, ein neues Objektiv in der Empfangseinheit und einen neuen Verschiebetisch verändert.

Sendeeinheit

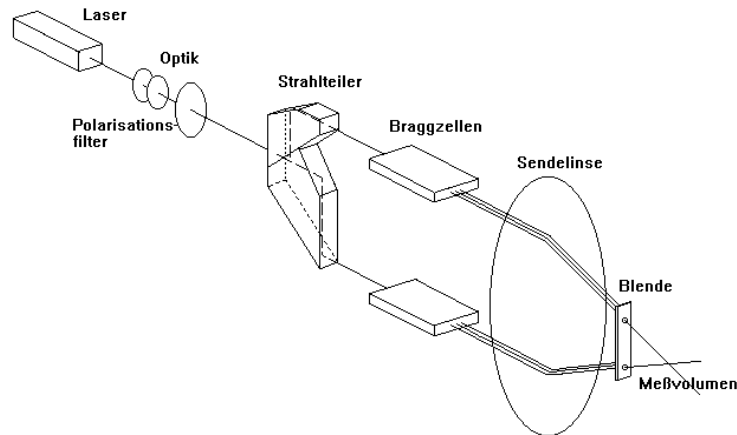


Abbildung 5.4: LDA-Sendeanlage mit Strahlengang [vSt97].

Die Sendeeinheit besteht aus einem 5mW Helium-Neon-Laser, einer Aufweiteoptik, einem Strahlteiler, zwei Bragg-Zellen, der Sendelinse und einer Blende. Die Frequenzverschiebung zwischen den beiden Strahlen kann mit Hilfe des Braggzellentreibers in Intervallen von $\Delta f = 10\text{kHz}$ variiert werden. Damit liegen die Frequenzen der Strahlen bei $f_1 = 40\text{MHz}$ und $f_2 = 40\text{MHz} + \Delta f$. Durch die Sendelinse werden sie in der Meßflüssigkeit fokussiert und bilden ein Interferenzstreifenmuster. Es ergibt sich nun ein Zusammenhang zwischen der Teilchengeschwindigkeit und der Modulationsfrequenz f_D :

$$v_z = 3.81(f_D - f_0) \frac{mm}{s \text{ kHz}}. \quad (5.1)$$

Als Streuteilchen dienen nun Latexteilchen mit einer einheitlichen Größe. Dies soll das Signal-Rausch-Verhältnis verbessern und damit zu besseren Signalen führen. Eine weitere Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses kann durch einen leistungsstärkeren Laser erreicht werden. Genauere Angaben zur Funktion der LDA-Anlage findet man bei [Ruc87], [Dur77] und [Dur76].

Empfangeinheit

Die Empfangseinheit mißt die Intensität des auftretenden Streulichts und liefert eine dazu proportionale Spannung. Die Empfangseinheit besteht aus einer Sammellinse und einem in alle Raumrichtungen beweglichen Photomultiplier, der sich im Brennpunkt der Sammellinse befindet.

Die Signalqualität wurde zusätzlich durch ein neues Objektiv in der Empfangseinheit verbessert. Durch das neue Objektiv kann das Meßvolumen deutlich besser auf den Photomultiplier projiziert werden. Der Einbau des neuen Verschiebetisches

erlaubt es, jeden Meßort innerhalb des Bulbus mit einer Genauigkeit im Bereich von zehntel Millimeter manuell zu erreichen. An einer Automatisierung des LDA-Verschiebetisches wird derzeit im Rahmen einer Diplomarbeit von M. Krause [Kra02] gearbeitet.

Signalverarbeitung

Das LDA-Signal wird in einem Bandpaß (10kHz-200kHz) gefiltert und dann verstärkt. Dieses Signal gelangt nun zum PLL-Tracker (Phasennachlauf-Demodulator), der die Ausgangsfrequenz eines spannungsgesteuerten Oszillators über eine elektronische Regelschleife (Phase-Locked-Loop) phasenstarr der Eingangsfrequenz nachführt [Hil84]. Die Regelspannung des Oszillators stellt nun ein Maß für die Doppler-Frequenzverschiebung dar. Diese ist je nach Einstellung proportional zur axialen oder radialen Geschwindigkeitskomponente der Streuteilchen und damit zur Flüssigkeit im Meßvolumen. Über eine A/D-Wandlung wird dieses Signal auf einen Rechner gegeben, nachdem es vorher noch einen variablen Tiefpaß passiert und logarithmisch verstärkt wurde. Eine tiefergehende Beschreibung ist in [Sul95], [Som94] zu finden.

Zusätzlich kann auf den Verschiebetisch eine Lasereinheit montiert werden, die mit Hilfe einer Zylinderlinse Schnittaufnahmen in der Strömung erlaubt. Dieser Aufbau soll in Zukunft dazu dienen, Strömungsaufnahmen mittels Particle-Image-Velocimetry (PIV) [Lan00] durchzuführen und somit das Strömungsfeld eines Schnittes zeitaufgelöst zu betrachten.

5.3 Druckverlustmessungen

Die Druckverlustmessungen an den künstlichen Herzklappen stellen einen wichtigen Teil der Messungen bei konstantem Fluß dar. Da die Drucksensoren allein den statischen Druck messen, müssen auch Querschnittsänderungen des Meßstandes beachtet werden, um einen absoluten Wert für den Druckverlust zu erhalten. Dies war in den folgenden Messungen jedoch nicht notwendig, da eine Normdüse (nach [prEN96]) als Referenz zu anderen Testanlagen benutzt wurde und die künstlichen Herzklappen untereinander durch die relativen Druckverluste zueinander verglichen werden. Erste Messungen zu den absoluten Druckverlusten mit piezoresistiven Drucksensoren an verschiedenen Herzklappen wurden von O. Malki [Mal00] durchgeführt. Erste Druckverlustmessungen mit einer aus verschiedenen Steigrohren bestehenden Drucksensorik wurden von W. Müller [Mue99], C. von Renner [Ren97] und J. Schwenzel [Swe98] durchgeführt. Im folgenden werden daher im allgemeinen nur noch die neuen, dreiflügeligen Prototypen in verschiedener Ausführung untereinander, aber auch mit den ein- und zweiflügeligen künstlichen Herzklappen, verglichen. Druckverlustmessungen an ein- und zweiflügeligen künstlichen Herzklappen wurden bisher unter anderem von Bruss[Bru83], Hasenkam[Has87], Köhler[Koe96][Koe97], Lentell[Len96], Hwang[Hwa98], Pohl[Poh91], Reul[Reu87], Sievers[Sie91], Schramm[Sra81][Sra82], Swanson[Swa84] und Yoganathan[Yog79] durchgeführt.

Bei den hier durchgeführten Messungen wurden je zwei Drucksensoren paarweise vor und hinter der Herzklappe montiert. Um sicher zu gehen, daß die Strömung am Meßort der Drucksensoren hinter der künstlichen Herzklappe wieder anliegt, wurden die Drucksensoren erst auf die zweite Position für die Drucksensoren an der Meßstrecke angebracht. Die Druckdifferenz ergibt sich dann zu $\Delta p = p_{vor} - p_{nach}$ mit $p_{vor} = (p_1 + p_2)/2$ und $p_{nach} = (p_3 + p_4)/2$, wobei sich die Sensoren p_1 und p_2 vor und p_3 und p_4 hinter der künstlichen Herzklappe befinden. Die in den folgenden Messungen angegebenen Schwankungsbereiche der Druckmessungen werden folgendermaßen ermittelt:

$$\sigma(\Delta p) = \sigma(p_{vor}) + \sigma(p_{nach})$$

$$\text{mit } \sigma(p_{vor}) = \sqrt{\sum_{i=0}^n (\overline{p_{vor}} - p_{vor,i})^2}.$$

Würde man hier die Gaußsche Fehlerfortpflanzung des Druckverlustes mit den Schwankungen der einzelnen Drucksensoren $\sigma(p_i)$ betrachten, so ergäbe sich die Schwankung der Druckdifferenz zu

$$\sigma_{Gauß}(\Delta p) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 \sigma(p_i).$$

Dies bedeutet, daß ein Druckunterschied zwischen zwei Sensoren an der gleichen Position keine Auswirkung auf die Schwankung hat, sondern die Schwankung des Druckverlustes einzig von den Schwankungen der Einzelsensoren abhängt. Daher wurde diese Möglichkeit zur Berechnung der Schwankung des Druckverlustes im allgemeinen nicht angewandt.

5.3.1 Vergleich unterschiedlicher künstlicher Herzklappen

Im folgenden werden die Druckverlustmessungen an den unterschiedlichen dreiflügeligen TRICUMED Herzklappen untersucht. Die Messungen sind in den Abbildungen 5.5 und 5.6 dargestellt. In der linken Grafik in Abbildung 5.5 sind verschiedene Messungen am Prototypen TRICUMED Hk1 dargestellt. Man erkennt deutlich, daß die Druckverluste aller Messungen nahe beieinander liegen und die Schwankungen sowohl des Flusses als auch des Druckverlustes sehr gering sind. Die relative Schwankung liegt deutlich unter fünf Prozent. Die Druckverluste des Herzklappenprototypen TRICUMED Hk2 zeigen eine deutlich höhere Schwankung des Druckverlustes. Die relative Schwankung des Druckverlustes liegt aber bei der zweiten präziseren Messung auch unterhalb von sieben Prozent. Eine hohe Schwankung des Druckverlustes liegt hier aber mehr an einer Schwankung des Drucknullpunktes bei der Kalibrierung der Messung als an der künstlichen Herzklappe selbst. Bei den folgenden Messungen wurde deshalb darauf geachtet, daß der Drucknullpunkt nicht durch Gaseinschlüsse in den Druckabnehmern verändert wird. Dies ist an den Messungen an den künstlichen Herzklappen TRICUMED Hk3 und TRICUMED Hk4 in der Abbildung 5.6 zu erkennen. Bei der Messung am Prototypen TRICUMED Hk3 ist desweiteren bei unterschiedlichen Flüssen ein leichtes Absinken des Druckverlustes gegenüber dem stetigen Verlauf des Druckverlustes zu beobachten. Dieses

Absinken des Druckverlustes ist im Bereich von $Q=24\text{l/min}$ und $Q=29\text{l/min}$ zu beobachten. Dies ist auf ein durch höheren Fluß bedingtes weiteres Öffnen eines Herzklappenflügels zurückzuführen. Solche Effekte sind bei den anderen künstlichen Herzklappenmodellen nicht zu beobachten, da diese Herzklappen so eingebaut sind, daß die Gravitation keinen Einfluß auf die jeweiligen Flügel besitzt. Dies ist bei einer dreiflügeligen Herzklappe jedoch nicht zu realisieren.

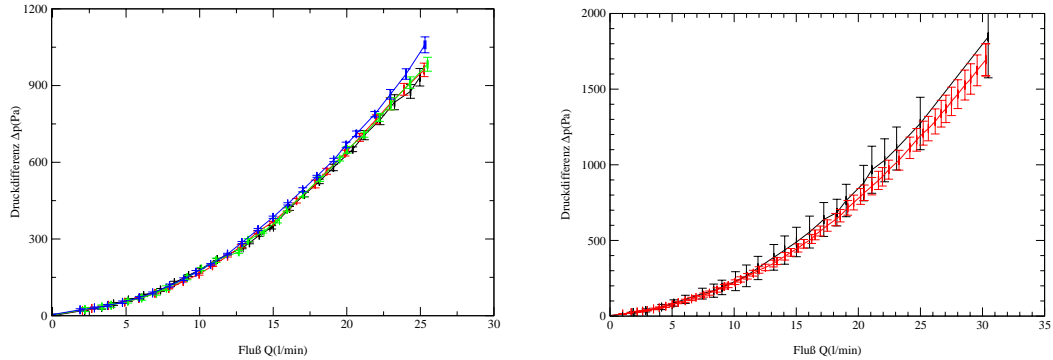


Abbildung 5.5: Druckverlustmessungen der dreiflügeligen Prototypen TRICUMED Hk1 und TRICUMED Hk2.

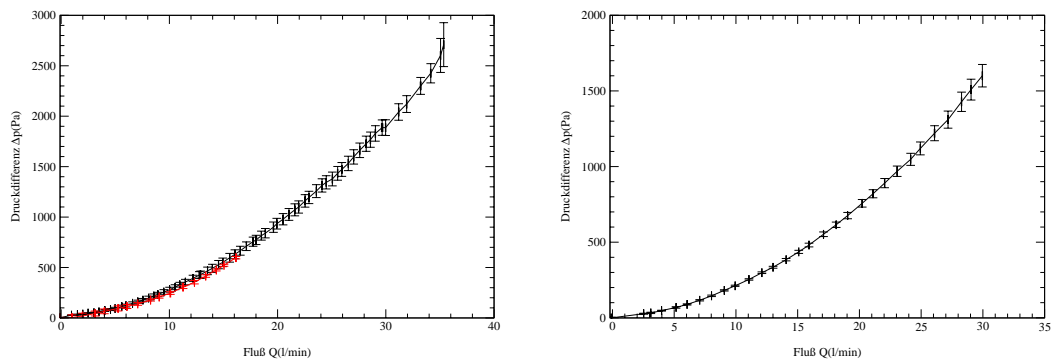


Abbildung 5.6: Druckverlustmessungen der dreiflügeligen Prototypen TRICUMED Hk3 und TRICUMED Hk4.

Im folgenden wurden für den Prototypen TRICUMED Hk5 (Abbildung 5.7) und die künstlicher Herzklappe ST.-JUDE-MEDICAL (Abbildung 5.8), die Druckverluste bei verschiedenen Einbaupositionen beziehungsweise auf eine Hysterese in Beziehung auf den Kontrollparameter Fluß untersucht. Dies bedeutet, daß die Messungen einerseits aufwärts bei $Q=(0-30)\text{l/min}$ und abwärts von $Q=(30-0)\text{l/min}$ durchgeführt wurden. Die unterschiedlichen Einbaupositionen der verschiedenen Herzklappenprothesen ist in den Abbildungen 5.9 und 5.10 zu sehen. Die Einbauposition der BJÖRK-SHILEY Herzklappe unterscheidet sich dabei nicht von der Einbauposition der HALL-KASTER Herzklappe. Vergleicht man die Druckverlustmessungen des TRICUMED Hk5 Prototypen in unterschiedlichen Einbaupositionen, so erkennt

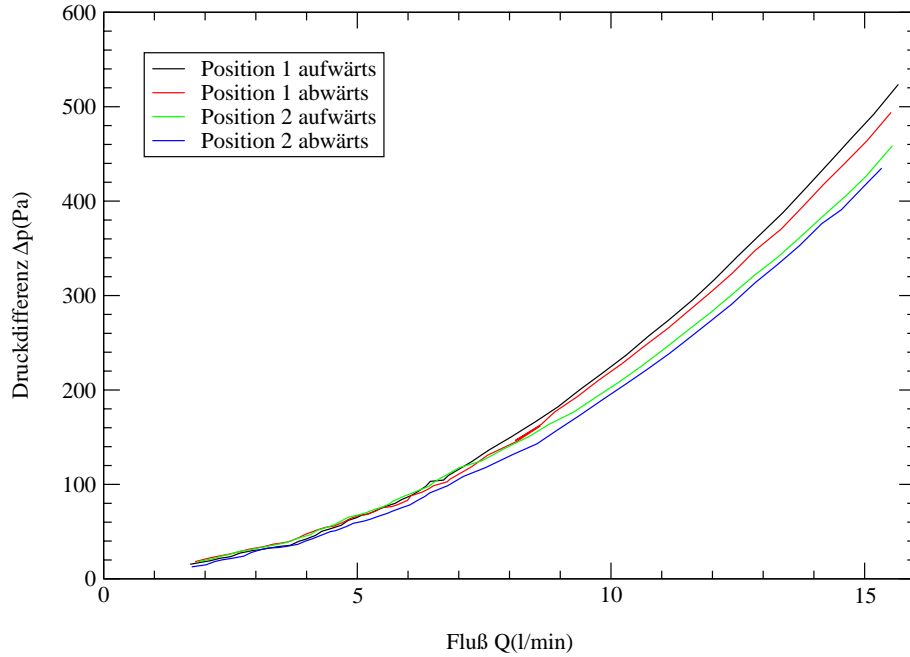


Abbildung 5.7: Druckverluste der Herzklappe TRICUMED Hk5 in verschiedenen Einbaupositionen und unter verschiedenen Meßbedingungen. Position 1 entspricht der in Abbildung 5.10 beschriebenen normalen Einbauposition, Position 2 der anormalen Einbauposition.

man, daß der Druckverlust in anormaler Einbauposition unterhalb des Druckverlustes in normaler Einbauposition liegt. Die Differenz des Druckverlustes beträgt bei einem Fluß von $Q=15\text{l/min}$ $\Delta(\Delta p)_{normal-anormal} \approx 50\text{ Pa}$. Dies entspricht einem um zehn Prozent niedrigerem Druckverlust. Zu beachten ist hierbei jedoch, daß die dreiflügeligen TRICUMED Prototypen nicht in anormaler Position implantiert werden können. Desweiteren wird der erhöhte Druckverlust durch Verwirbelungen in den Bulben erzeugt, um in diesem Bereichen Totwassergebiete zu vermeiden. Ein Einbau in anormaler Position führt dazu, daß die Nebenströmungen genau zwischen den Bulben liegen und somit kaum Verwirbelungen in den Bulben stattfinden. Untersuchungen hierzu befinden sich in Abschnitt 5.5.

Vergleicht man nun noch die Messungen des Druckverlustes mit ansteigendem und abnehmendem Fluß der Herzklappen TRICUMED Hk5 und ST.-JUDE-MEDICAL, so erkennt man bei der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe keinen Unterschied zwischen der Messung mit ansteigendem und abnehmenden Fluß. Demgegenüber zeigen die Druckverlustmessungen der TRICUMED Hk5 Herzklappe deutliche Unterschiede zwischen ansteigendem und abnehmendem Fluß. Bei einem Fluß von $Q=15\text{l/min}$ beträgt die Differenz des Druckverlustes immerhin

$$\Delta(\Delta p_{normal})_{ansteigend-abfallend} \approx 12Pa$$

beziehungsweise

$$\Delta(\Delta p_{anormal})_{ansteigend-abfallend} \approx 14Pa.$$

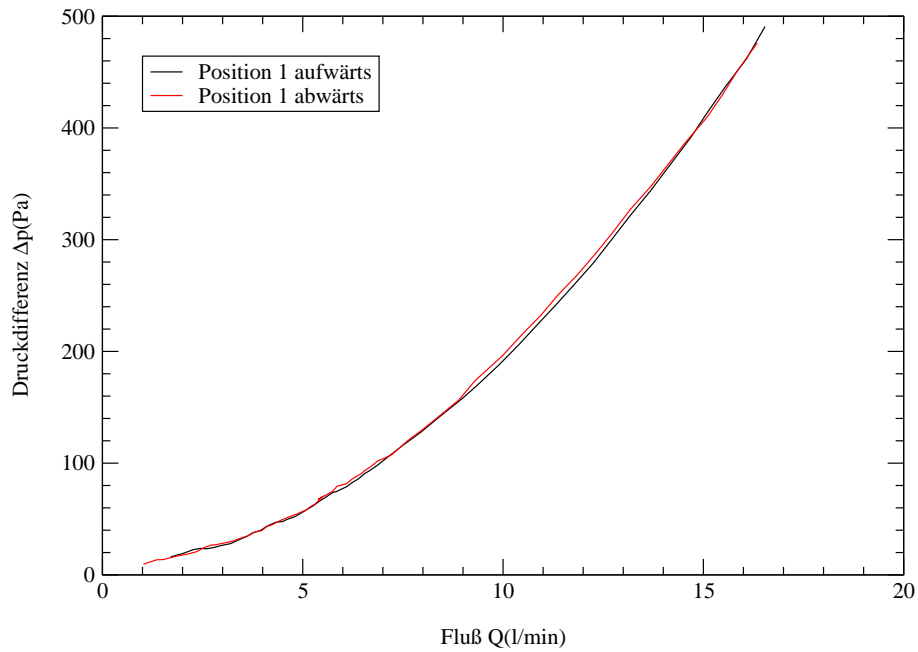


Abbildung 5.8: Druckverluste der Herzklappe ST.-JUDE-MEDICAL unter verschiedenen Meßbedingungen.

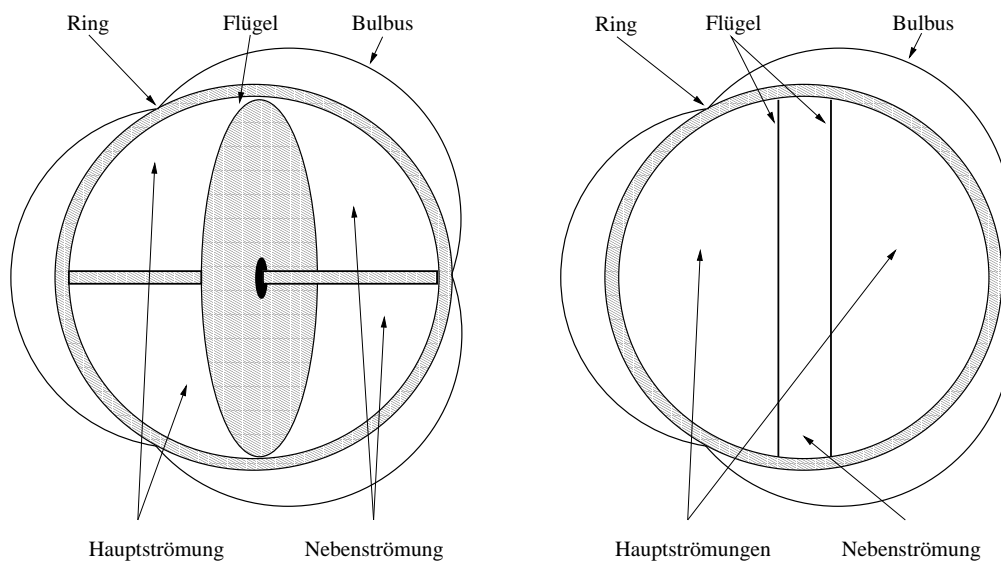


Abbildung 5.9: Schematische Darstellung der Einbaupositionen im Bezug auf die Bulben der HALLKASTER Herzklappe und der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe.

Ein Grund für diese Unterschiede zwischen der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe und der TRICUMED Hk5 Herzklappe liegt mit großer Sicherheit an den möglichen Einbaupositionen der verschiedenen Herzklappen. Bei einer dreiflügeligen Herzklappe kann ein vollständiges Öffnen der einzelnen Herzklappenflügel während einer

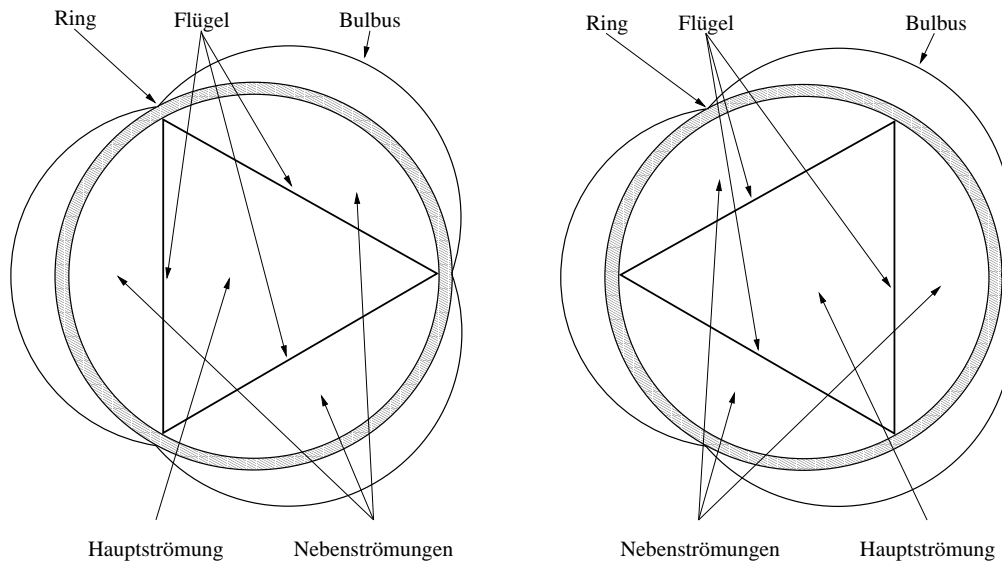


Abbildung 5.10: Schematische Darstellung der Einbaupositionen im Bezug auf die Bulben der TRICUMED Prototypen in normaler und anormaler Position.

Druckverlustmessung infolge der Gravitation nicht gewährleistet werden. Dies ist bei Druckverlustmessungen an ein- und zweiflügeligen Herzklappen nicht problematisch. Daher sollten die Druckverlustmessungen an dreiflügeligen Herzklappen bei abnehmenden Fluß durchgeführt werden, um die größtmögliche Öffnung der Herzklappenflügel zu erreichen und die Druckverlustwerte mit den Messungen an anderen künstlichen Herzklappen zu vergleichen.

In Abbildung 5.11 werden die Druckverlustmessungen der dreiflügeligen Prototypen untereinander und mit der in der EN-Norm [prEN96] für Druckverlustmessungen vorgeschriebenen Normdüse verglichen. Diese Normdüse dient dazu, Druckverlustmessungen an unterschiedlichen Testanlagen miteinander zu vergleichen. Betrachtet man nun die Druckverlustmessungen der verschiedenen Prototypen, so ist zu erkennen, daß fast alle Druckverlustwerte im gleichen Bereich liegen und bis auf die Herzklappe TRICUMED Hk3 keine signifikanten Unterschiede bei den Druckverlusten existieren. Bei der Herzklappe TRICUMED Hk3 liegt der Grund hierfür wieder im nicht vollständigen Öffnen der Herzklappe und dem daraus resultierenden höheren Druckverlust.

Vergleicht man nun die Druckverluste der unterschiedlichen Herzklappenmodelle untereinander, so erkennt man, daß die einflügelige Herzklappe BJÖRK-SHILEY mit Abstand den höchsten Druckverlust besitzt. Der Druckverlust der einflügeligen HALL-KASTER Herzklappe ist dagegen schon deutlich geringer. Dies ist auf den gegenüber der BJÖRK-SHILEY Herzklappe vergrößerten Öffnungswinkel zurückzuführen. Die ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe zeigt den deutlich geringsten Druckverlust von allen getesteten Herzklappen. Die Druckverlustwerte der dreiflügeligen Herzklappen liegen zwischen der HALL-KASTER und der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe. Die aus zehn Druckverlustmessungen gemittelten Druckverluste sind in

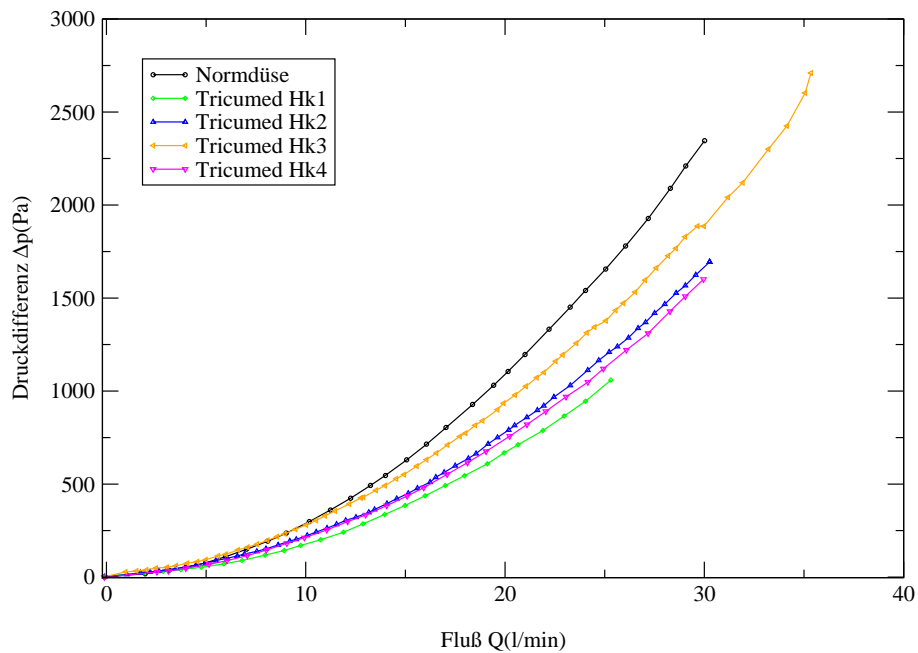


Abbildung 5.11: Druckverluste in Abhängigkeit des Flusses der verschiedenen dreiflügeligen Prototypen und der Normdüse.

Herzklappe	Durchmesser (mm)	Druckverlust Δp (Pa)	Herzklappentyp
BJÖRK-SHILEY	23	978.9 ± 12.1	einflügelig
HALL-KASTER	23	550.8 ± 1.7	
ST.-JUDE-MEDICAL	23	403.7 ± 3.0	zweiflügelig
TRICUMED Hk1	23	491.6 ± 1.6	dreiflügelig
TRICUMED Hk4	23	479.4 ± 12.6	
TRICUMED Hk5	23	478.2 ± 0.7	

Tabelle 5.1: Durchschnittliche Druckverluste bei einem Fluß von $Q = 15 \text{ l/min}$.

Abbildung 5.12 aufgetragen und die Druckverlustwerte bei einem Fluß von $Q=15 \text{ l/min}$ sind in Tabelle 5.1 dargestellt.

Verschiedene Öffnungswinkel an Prototyp TRICUMED Hk 4

Der Druckverlust einer künstlichen Herzklappe hängt neben ihrem Durchmesser von ihrer Geometrie ab. Hierbei ist neben der Anzahl der Flügel besonders der Öffnungswinkel der Herzklappenflügel von Bedeutung. Ein Vergleich der einflügeligen Herzklappen BJÖRK-SHILEY und HALL-KASTER im vorigen Kapitel zeigte schon den deutlich höheren Druckverlust der BJÖRK-SHILEY Herzklappe. Dieser hängt neben einem um $\Delta d=2 \text{ mm}$ kleineren Innendurchmesser auch mit dem um

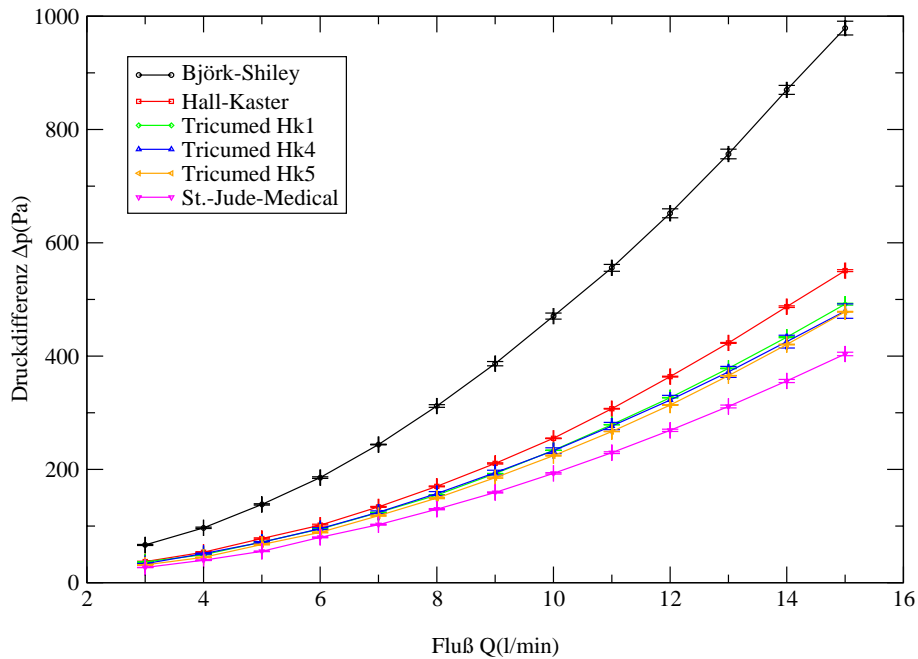


Abbildung 5.12: Druckverluste in Abhängigkeit des Flusses der verschiedenen ein-, zwei- und dreiflügeligen künstlichen Herzklappen.

10 Grad kleineren Öffnungswinkel zusammen. Um den Druckverlust der dreiflügeligen Herzklappen zu minimieren, wurden die Druckverluste mit unterschiedlichen Öffnungswinkeln gemessen. Erste Untersuchungen hierzu wurden von J. Schwenzel [Swe98] und W. Müller [Mue99] durchgeführt. Mit Hilfe der verbesserten Drucksensoren wurden im folgenden Druckverluste bei Öffnungswinkeln im Bereich von 90 Grad aufgenommen. Diese sind in den Abbildungen 5.14 bis 5.18 dargestellt. Die Öffnungswinkel wurden mit Hilfe präziser Maßzylinder eingestellt. Diese Maßzylinder besitzen zwei unterschiedliche Radien. Ein Radius entspricht dem Radius des Probenhalters, um so den Maßzylinder in der Mitte der Herzklappe zu zentrieren. Der zweite Radius dient dazu, den Öffnungswinkel der Herzklappe einzustellen. Um die so eingestellten Flügel in ihrem maximalen Öffnungswinkel zu fixieren, wurde eine Probenhalterung entwickelt, welche den Herzklappenflügeln einen einstellbaren Anschlagpunkt gibt, und so der Öffnungswinkel je nach Bedarf variiert werden kann. Da die Herzklappenflügel hierbei nicht starr fixiert werden, eignet sich diese Probenhalterung auch für Untersuchungen in pulsativer Strömung. Jedoch waren die bisherigen Prototypen für Tests in pulsativer Strömung noch nicht geeignet. In Abbildung 5.13 ist das Einstellen des Öffnungswinkels schematisch dargestellt. Der Öffnungswinkel berechnet sich aus

$$\alpha = \arccos(B - R/B).$$

Aufgrund der Flügelgeometrie muß zusätzlich zu diesem Winkel noch der Flügelwinkel addiert werden, so daß hieraus ergibt:

$$\gamma = \alpha + \beta = \arccos(B - R/B) + \arcsin(D/C).$$

Die Länge B entspricht dabei der Entfernung von der Lagerachse des Flügels zur Flügelspitze, R ist der Radius des Maßzylinders, D die Flügeldicke und C die Länge der Schräge an der Flügelspitze. Das bedeutet, daß sich der Öffnungswinkel allein aus den Radien der Maßzylinder und der Geometrie des Herzklappenflügels berechnen läßt. In den dargestellten Messungen wurden aus diesen Angaben die entsprechenden Öffnungswinkel berechnet. Hieraus ergibt sich ein maximaler berechneter Öffnungswinkel von $\gamma = 93.5^\circ$. Aufgrund der Maßzylinder kann jedoch kein Öffnungswinkel $\gamma \geq 90^\circ$ eingestellt werden. Ob hier nun die Maßzylinder nicht exakt genug angefertigt wurden oder Probleme bei der Maßhaltigkeit der Herzklappe existieren, konnte bisher nicht geklärt werden. Daher werden im folgenden trotzdem die berechneten, wenn wahrscheinlich auch um einige Grad zu großen, Öffnungswinkel benutzt.

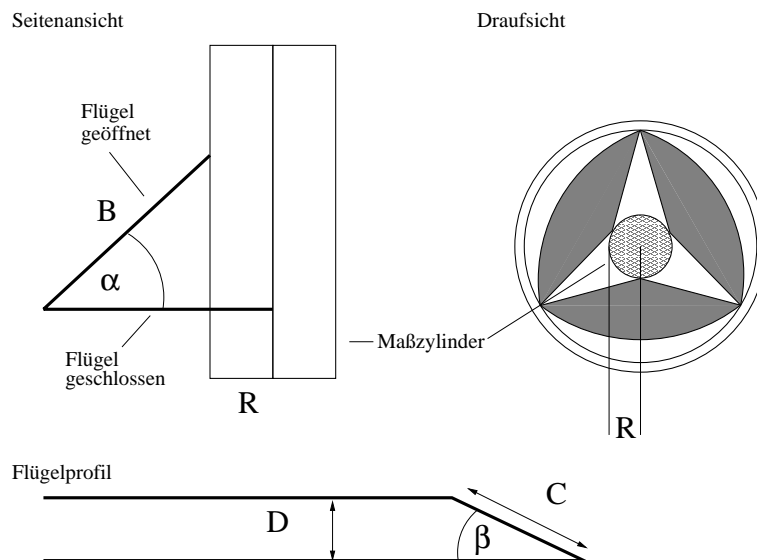


Abbildung 5.13: Schematische Darstellung der Einstellung des Öffnungswinkels bei der dreiflügeligen Herzklappe.

Die Messungen des Druckverlustes zeigen bei steigendem Öffnungswinkel absinkende Druckverluste. Dieser wird im Bereich um $\gamma \approx 90^\circ$ minimal. Die Abbildungen 5.14 bis 5.18 zeigen die Messungen des Druckverlustes bei steigendem Fluß Q. Der Unterschied zwischen minimalem und maximalem Druckverlust beträgt bei einem Fluß von $Q=30l/min$ immerhin $\Delta(\Delta p)=1890$ Pa. Der minimale Druckverlust liegt hier bei etwa 54% des maximalen Druckverlustes. Bei $Q = 3l/min$ liegt der Unterschied zwischen maximalem und minimalem Druckverlust bei $\Delta(\Delta p)=33$ Pa. Hier liegt der minimale Druckverlust bei etwa 47% des maximalen Druckverlustes.

Um ein einwandfreies Schließen der künstlichen Herzklappe zu garantieren, sollte der Öffnungswinkel ein wenig unterhalb von $\gamma = 90^\circ$ liegen. Damit erreicht man

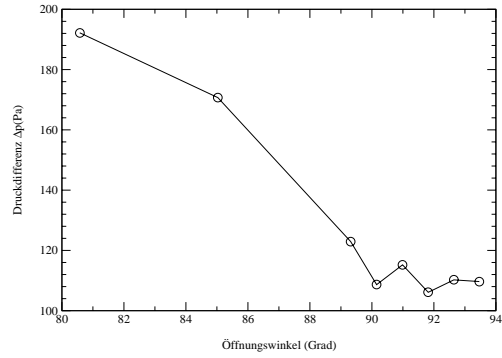
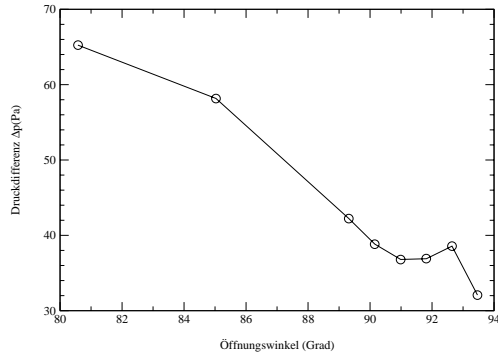


Abbildung 5.14: Druckverlust an Herzklappe HK4 bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Öffnungswinkels der Flügel bei einem Fluß von $Q = 3\text{ l/min}$ und $Q = 6\text{ l/min}$.

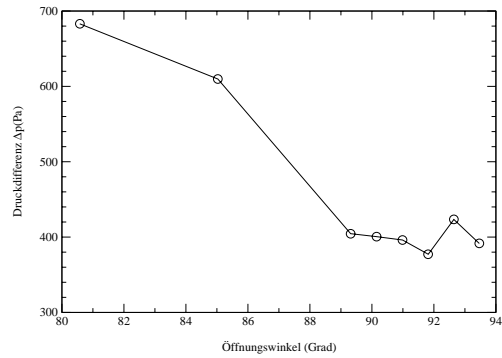
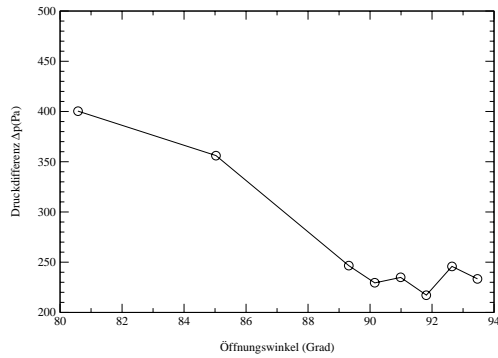


Abbildung 5.15: Druckverlust an Herzklappe HK4 bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Öffnungswinkels der Flügel bei einem Fluß von $Q = 9\text{ l/min}$ und $Q = 12\text{ l/min}$.

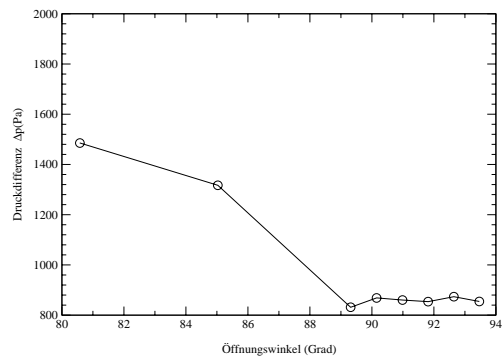
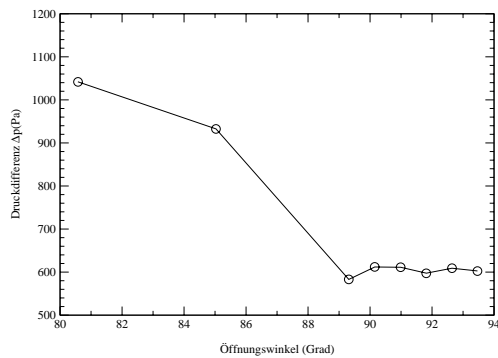


Abbildung 5.16: Druckverlust an Herzklappe HK4 bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Öffnungswinkels der Flügel bei einem Fluß von $Q = 15\text{ l/min}$ und $Q = 18\text{ l/min}$.

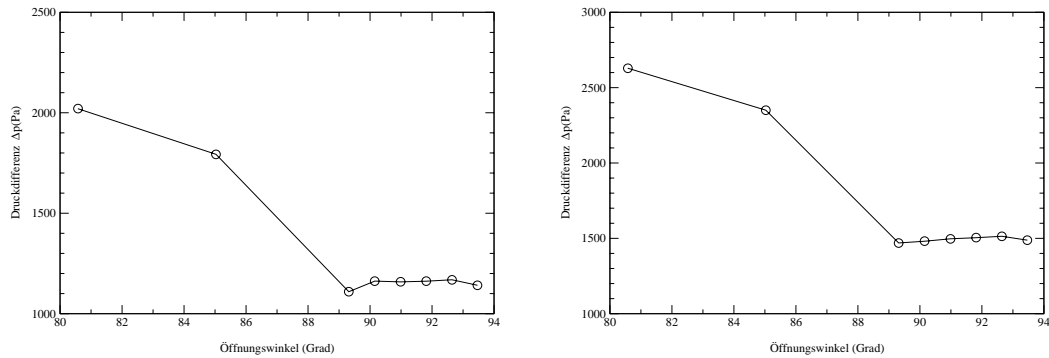


Abbildung 5.17: Druckverlust an Herzklappe HK4 bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Öffnungswinkels der Flügel bei einem Fluß von $Q = 21l/min$ und $Q = 24l/min$.

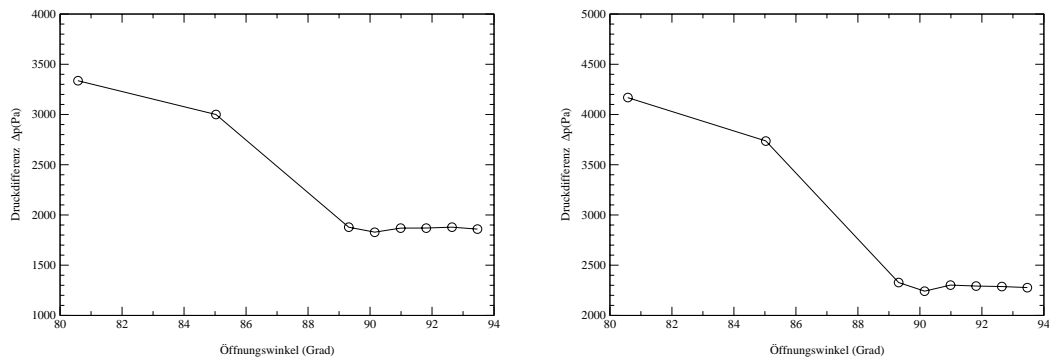


Abbildung 5.18: Druckverlust an Herzklappe HK4 bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Öffnungswinkels der Flügel bei einem Fluß von $Q = 27l/min$ und $Q = 30l/min$.

einen nahezu minimalen Druckverlust an der künstlichen Herzklappe sowie ein sicheres Schließen. Die Abweichung der theoretisch berechneten Öffnungswinkel zu den tatsächlichen Öffnungswinkel ist bei diesen Betrachtungen nicht weiter von Interesse, sollte aber trotzdem noch einmal untersucht werden.

Probekörper

Um zu untersuchen, welchen Einfluß die Position eines Herzklappen-Flügels in der Strömung auf den Druckverlust besitzt, wurde ein Probekörper in die Strömung eingebracht, welcher sich an verschiedenen Positionen in der Strömung plazieren ließ. In Abbildung 5.19 erkennt man eine schematische Darstellung dieses Probekörpers. Der Probekörper hat eine zylindrische Form bei einer Länge von $L=20mm$ und ist auf zwei dünnen Halterungen angebracht. Er besitzt einen Durchmesser von $r_{probe}=5mm$ bei einem Rohrdurchmesser von $r_{rohr}=12mm$. Der Probekörper wurde in dieser Größe gewählt, da die Druckverluste eines kleineren Probekörpers zu gering sind, um gegenüber der Schwankung hieraus Aussagen über die Strömung zu treffen.

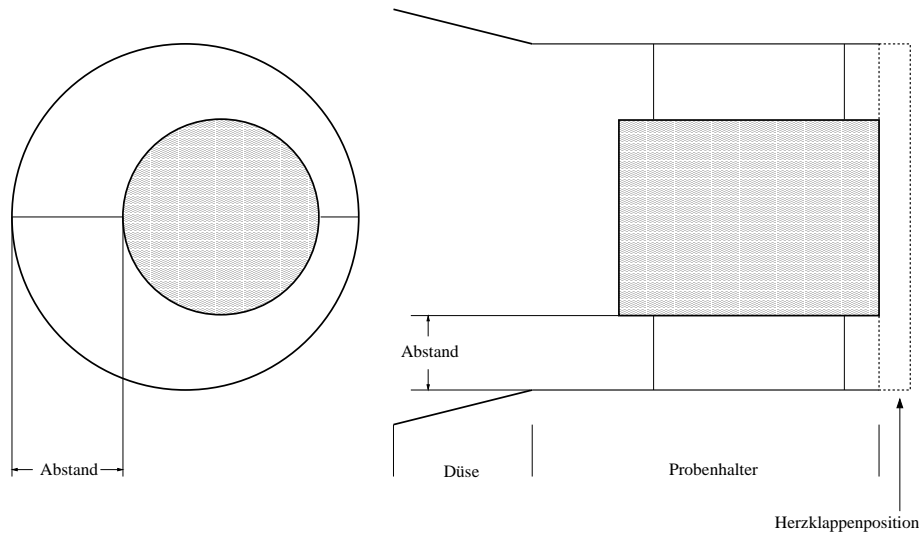


Abbildung 5.19: Schematische Darstellung des verstellbaren Probekörpers.

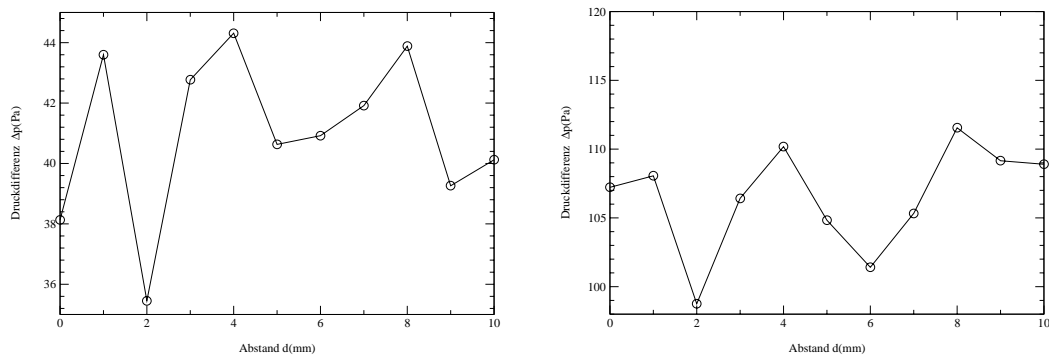


Abbildung 5.20: Druckverlust am Probekörper bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Ortes bei einem Fluß von $Q = 3\text{ l/min}$ und $Q = 6\text{ l/min}$.

Die in den Abbildungen 5.20 bis 5.24 dargestellten Druckverluste in Abhängigkeit von der Position des Probekörpers bei unterschiedlichen Flüssen zeigen nicht das erwartete Verhalten. Bei einem abgeflachten Strömungsprofil wäre zu erwarten, daß der maximale Druckverlust bei einer mittleren Position des Probekörpers in der Strömung erreicht wird, da in der Mitte die höchsten Geschwindigkeiten vorliegen, welche durch das Einbringen des Probekörpers stark gestört werden. Dies erzeugt einen höheren Druckverlust als eine Störung bei niedrigen Geschwindigkeiten. Es zeigt sich aber, besonders bei höheren Flüssen, genau das Gegenteil. In den Abbildungen 5.22 bis 5.24 ist in mittleren Positionen des Probekörpers sogar das Druckverlustminimum zu erkennen. Für einen Fluß von $Q=30\text{ l/min}$ beträgt der Unterschied im Druckverlust zwischen Maximum und Minimum $\Delta(\Delta p)=181\text{ Pa}$. Bei den Druckverlustmessungen mit Flüssen von $Q \leq 15\text{ l/min}$ beobachtet man für mittlere Positionen ein zu höheren Flüssen geringer werdendes Nebenmaximum. Die Hauptmaxima befinden sich bei Positionen von ein bis zwei Millimeter von beiden Rändern entfernt.

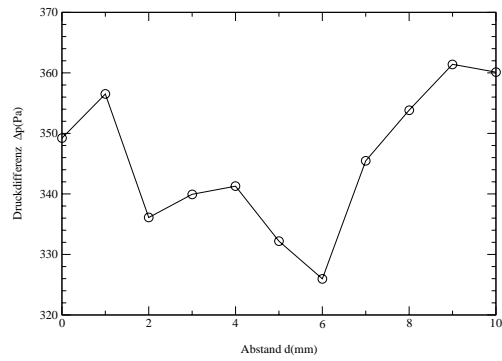
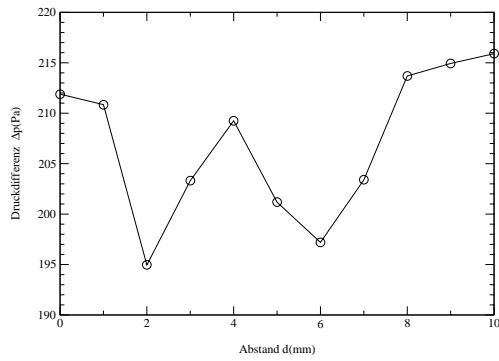


Abbildung 5.21: Druckverlust am Probekörper bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Ortes bei einem Fluß von $Q = 9 \text{ l/min}$ und $Q = 12 \text{ l/min}$.

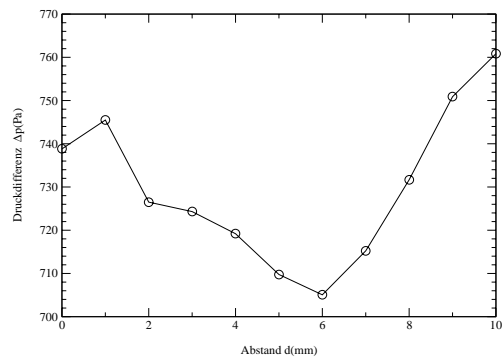
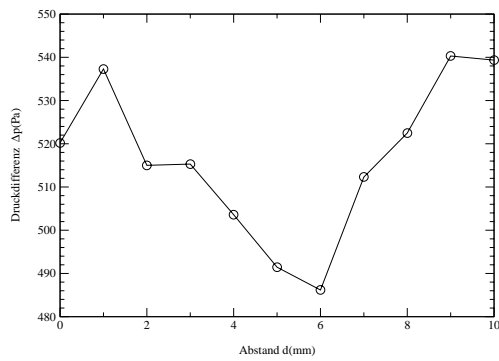


Abbildung 5.22: Druckverlust am Probekörper bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Ortes bei einem Fluß von $Q = 15 \text{ l/min}$ und $Q = 18 \text{ l/min}$.

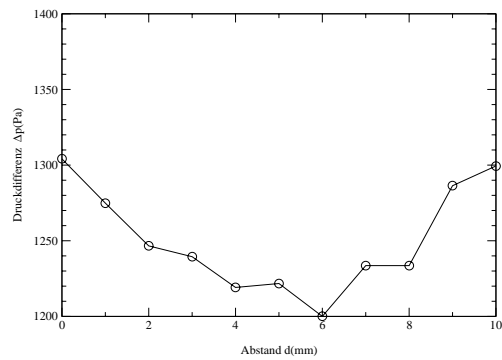
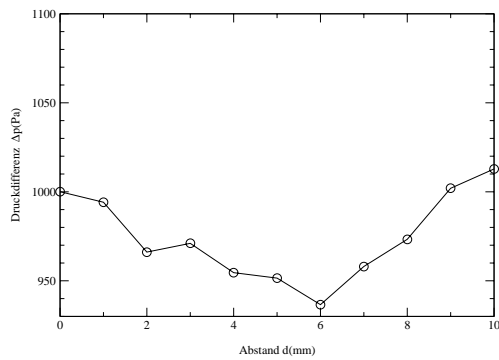


Abbildung 5.23: Druckverlust am Probekörper bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Ortes bei einem Fluß von $Q = 21 \text{ l/min}$ und $Q = 24 \text{ l/min}$.

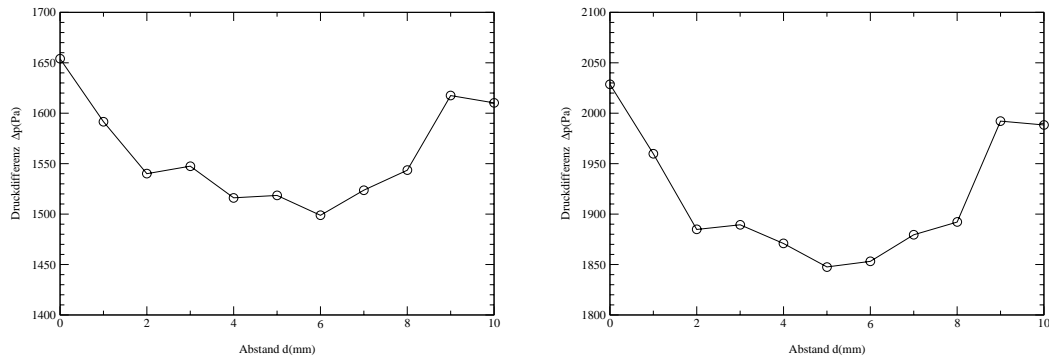


Abbildung 5.24: Druckverlust am Probekörper bei verschiedenen Flüssen in Abhängigkeit des Ortes bei einem Fluß von $Q = 27 \text{ l/min}$ und $Q = 30 \text{ l/min}$.

Eine Ursache hierfür liegt in der Anströmung des Probekörpers. Da die Position des Probekörpers deutlich vor der Einbauposition der künstlichen Herzklappen liegt, unterscheidet sich das Strömungsprofil an diesem Ort von dem abgeflachten Strömungsprofil, welches von W. Müller [Mue99] bestimmt wurde. Hierfür wurde mittels einer LDA-Messung ein Geschwindigkeitsprofil für die Anströmung des Probekörpers in der Rohrmitte erzeugt. Die Strömungsprofile für Flüsse mit $Q=3 \text{ l/min}$, $Q=6 \text{ l/min}$ und $Q=9 \text{ l/min}$ sind in den Abbildungen 5.25 und 5.26 aufgetragen.

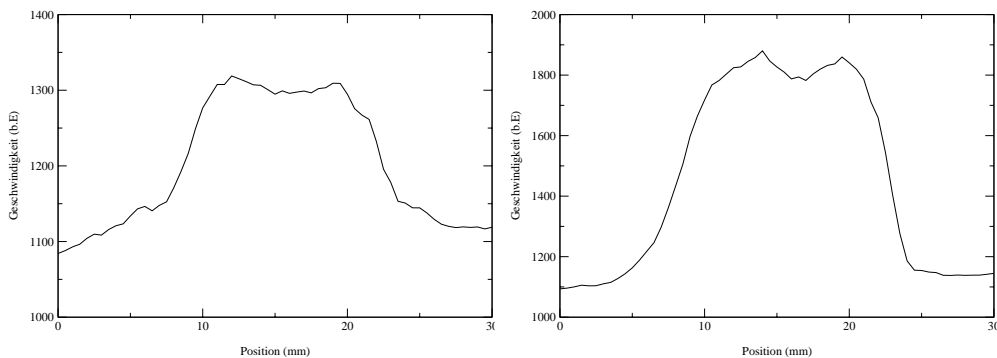


Abbildung 5.25: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt der Anströmung bei einem Schnitt durch die Rohrmitte in einem Abstand von 20mm vor der Herzklappenposition bei einem Fluß von $Q = 3 \text{ l/min}$ und $Q = 6 \text{ l/min}$.

Die Geschwindigkeitsprofile zeigen nur die realtiven Geschwindigkeiten, da im Falle der Anströmung qualitative Vergleiche zwischen den Strömungsprofilen bei unterschiedlichen Flüssen ausreichend sind. Der Meßort der Geschwindigkeitsmessungen ist nicht identisch mit dem Ort des Probekörpers. Bei den Geschwindigkeitsmessungen ist zu erkennen, daß das Strömungsprofil bei steigendem Fluß im Randbereich steiler wird. Jedoch zeigt sich im Bereich der Rohrmitte ein mit steigendem Fluß deutlicher werdendes lokales Geschwindigkeitsminimum. Dieser Effekt ist wahrscheinlich auf die Nähe des Meßortes zur Düse zurückzuführen. Diese Geschwin-

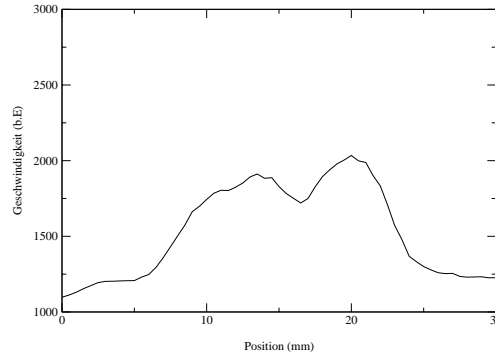


Abbildung 5.26: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der Anströmung bei einem Schnitt durch die Rohrmittle in einem Abstand von 20mm vor der Herzklappenposition und bei einem Fluß von $Q = 9l/min$.

digkeitsverteilung erzeugt wahrscheinlich auch den oben dargestellten Verlauf der Druckverluste am Probekörper. Leider war es bisher aus meßtechnischen Gründen nicht möglich, Geschwindigkeitsmessungen bei höheren Flüssen durchzuführen, um diese Annahme weiter zu bestätigen.

5.3.2 Umschlag Laminar-Turbulent

Um die bisher gemessenen Druckverluste an den künstlichen Herzklappen besser zu charakterisieren, wurden genauere Messungen im Bereich von $Q=(0-15)l/min$ durchgeführt. Wie schon in der Theorie zur Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens (Abschnitt 4.3) gezeigt wurde, gibt es unterschiedliche funktionale Zusammenhänge zwischen dem Druckverlust Δp und dem jeweiligen Fluß Q bei laminarer und turbulenter Strömung.

Für die laminare Rohrströmung gilt nach Hagen-Poiseuille:

$$\Delta p = \frac{8\mu L}{\pi R^4} Q = DQ.$$

Nach Blasius folgt für eine turbulente Rohrströmung:

$$\Delta p = \left(\frac{512r^{19}\pi^7}{(0.3164)^4 L^4 \rho^4 \nu} \right)^{\frac{1}{4}} Q^{\frac{7}{4}} = EQ^{\frac{7}{4}}.$$

Allgemein gilt für den Druckverlust bei ausgebildeter Strömung in geraden Rohren:

$$\Delta p = \frac{\lambda \rho}{4\pi r^3} Q^2 = FQ^2.$$

λ bezeichnet hierbei den dimensionslosen Widerstandsbeiwert. Dabei ist jedoch zu beachten, daß λ von der mittleren Geschwindigkeit v abhängt und somit keine quadratische Beziehung zwischen dem Druckverlust und dem Fluß besteht. Betrachtet man dagegen die Konstanten D und E der Hagen-Poiseuille-Gleichung und der turbulenten Rohrströmung nach Blasius, so erkennt man, daß diese Konstanten alleine

von der Rohrgeometrie abhängen. Daher wurden aus den Druckverlustmessungen der Herzklappen die Parameter β und C der Beziehung

$$\Delta p = CQ^\beta$$

für den laminaren und turbulenten Bereich der Strömung bestimmt. Hieraus erhält man neben den Druckverlustwerten wichtige Parameter über das Strömungsverhalten von künstlichen Herzklappen. Der Parameter β liefert hierbei Anhaltspunkte über die Strömungsform und den Grad der Turbulenz, die Konstante C , welche von den Geometrien der Herzklappe abhängt, kann Aussagen über den Strömungswiderstand der Herzklappen geben. Aus der Bestimmung dieser Parameter der laminaren und turbulenten Approximationen kann man nun für jede Herzklappe einen theoretischen kritischen Punkt für den Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung bestimmen. Je größer nun dieser kritische Punkt, desto später findet der Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung statt und desto geringer ist der Druckverlust bei gleicher Konstante C .

Die Messungen für die kritischen Punkte der Herzklappen BJÖRK-SHILEY, HALL-KASTER, ST.-JUDE-MEDICAL, TRICUMED Hk1, TRICUMED Hk4 und TRICUMED Hk5 sind in den Abbildungen 5.27 bis 5.36 dargestellt. Die mittleren Parameter $\bar{\beta}$ und \bar{C} dieser Messungen sind in Tabelle 5.2 aufgetragen.

Bei der BJÖRK-SHILEY Herzklappe wurde der kritische Punkt aus laminarer und turbulenter Strömung bei einem Fluß von $Q_{krit}=3.90\text{l/min}$ und einem Druckverlust von $\Delta p_{krit}=84\text{Pa}$ ermittelt. Als Beispiel ist in Abbildung 5.27 eine Messung mit den linearen Regressionen der laminaren und turbulenten Strömung dargestellt. Der kritische Punkt liegt hier bei einem Fluß von $Q_{krit}=3.90\text{l/min}$ und einem Druckverlust von $\Delta p_{krit}=83\text{Pa}$. Die dargestellten Schwankungen errechnen sich aus den Schwankungen des Flusses und der Druckdifferenz über die Gaußsche Fehlerfortpflanzung. Für die Parameter wurden im laminaren Bereich $\bar{C} = 21.6$ und $\bar{\beta} = 1.00$ und für den turbulenten Bereich $\bar{C} = 6.9$ und $\bar{\beta} = 1.83$ ermittelt. Dies zeigt, daß die Strömung bei niedrigen Flüssen tatsächlich laminar ist und die Strömung im turbulenten Bereich einen leicht höheren Exponenten als den durch Blasius vorhergesagten Exponenten $\bar{\beta} = 1.75$ zeigt. Ein Grund hierfür ist sicherlich die Abweichung der Strömung durch eine künstliche Herzklappe gegenüber der turbulenten Rohrströmung.

Im Vergleich zur BJÖRK-SHILEY Herzklappe liegt der kritische Punkt aus turbulenter und laminarer Strömung der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q_{krit}=4.23\text{l/min}$ und einer Druckdifferenz von $\Delta p_{krit}=52\text{Pa}$. Hieran läßt sich erkennen, daß dieser theoretische Punkt neben den Parametern \bar{C} und $\bar{\beta}$ Aufschluß über die Strömungseigenschaften der jeweiligen Herzklappe geben kann. Je größer Q_{krit} und je kleiner Δp_{krit} , desto weniger Druckverlust wird die Herzklappe zeigen. Dies zeigt auch der Vergleich der beiden einflügeligen Herzklappen. Die Druckdifferenz am kritischen Punkt der BJÖRK-SHILEY Herzklappe ist deutlich höher als der Druckverlust der HALL-KASTER Herzklappe an deren kritischen Punkt. Demgegenüber ist der Fluß am kritischen Punkt der HALL-KASTER Herzklappe höher als an der BJÖRK-SHILEY Herzklappe. Dies bedeutet, daß der frühere Umschlagpunkt von laminar zu turbulent an der BJÖRK-SHILEY Herzklappe zu einem schnelle-

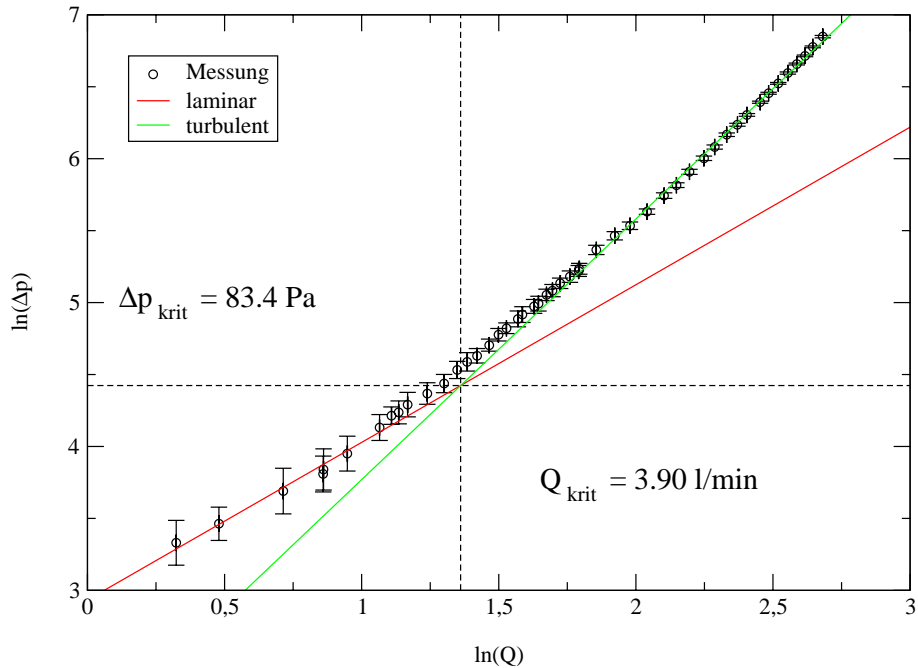


Abbildung 5.27: Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der BJÖRK-SHILEY Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.

ren Anstieg des Druckverlustes gegenüber der HALL-KASTER Herzklappe führt. Die Parameter der HALL-KASTER Herzklappe für den laminaren Bereich betragen $\bar{C} = 11.2$ und $\bar{\beta} = 1.03$. Im turbulenten Bereich sind diese $\bar{C} = 3.4$ und $\bar{\beta} = 1.87$. Hierbei erkennt man den Unterschied zur BJÖRK-SHILEY Herzklappe wiederum sehr deutlich. Bei nahezu identischen Werten für $\bar{\beta}$ sowohl im laminaren als auch im turbulenten Bereich liegen die Werte für die Proportionalitätskonstante C der HALL-KASTER-Herzklappe in laminarer und turbulenter Strömung unterhalb derer der BJÖRK-SHILEY Herzklappe.

In Abbildung 5.29 wurde der kritische Punkt einer ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bestimmt. Dieser befindet sich bei einem Fluß von $Q_{krit} = 4.05 l/min$ und einer Druckdifferenz von $\Delta p_{krit} = 37 Pa$. In der zweiten Abbildung von 5.29 ist der Logarithmus des Flusses gegen die Schwankungen der Einzeldrücke nach Gaußscher Fehlerfortpflanzung aufgetragen. Hierbei ist deutlich zu erkennen, daß im Bereich des ermittelten kritischen Punktes ein lokales Minimum in der Schwankung des Druckverlustes $\sigma_{Gauß}(\Delta p)$ vorhanden ist. Weiterhin ist zu erkennen, daß der Fluß am kritischen Punkt geringer ist als bei der HALL-KASTER Herzklappe, aber auch der Differenzdruck p_{krit} ist deutlich geringer als der an der HALL-KASTER Herzklappe. Dies führt letztendlich zu dem insgesamt geringeren Druckverlust. Vergleicht man desweiteren noch die Parameter für laminare und turbulente Strömung mit denen der HALL-KASTER Herzklappe, so ist zu erkennen, daß die Parameter für die

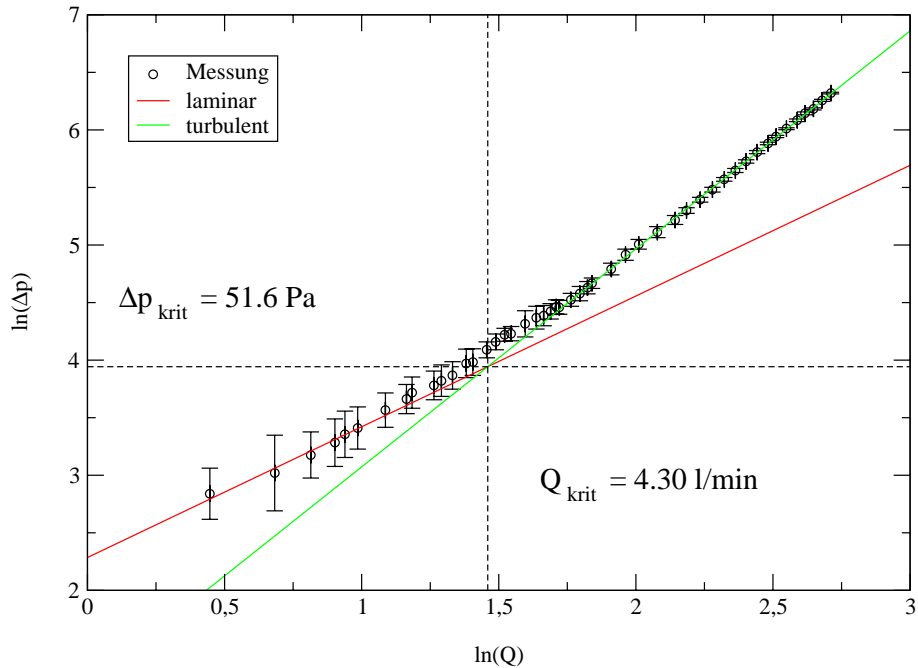


Abbildung 5.28: Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der HALL-KASTER Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.

turbulente Strömung im gleichen Bereich wie die der HALL-KASTER Herzklappe liegen. Demgegenüber zeigt sich im laminaren Bereich bei einem etwas höheren Exponenten $\bar{\beta}$ ein deutlich geringerer Proportionalitätsfaktor \bar{C} .

Diese Druckverlustmessungen wurden sowohl für ansteigenden und abnehmenden Fluß durchgeführt. In Abbildung 5.30 ist die Bestimmung des kritischen Punktes einer ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei abnehmendem Fluß dargestellt. Der sich hieraus ergebende kritische Punkt liegt im gleichen Bereich wie der kritische Punkt bei ansteigendem Fluß in Abbildung 5.29. Die Parameter der laminaren Strömung ergeben sich zu $\bar{C} = 9.6$ und $\bar{\beta} = 0.97$ und für den turbulenten Bereich zu $\bar{C} = 2.9$ und $\bar{\beta} = 1.83$. Die Werte der turbulenten Strömung liegen im Bereich der Werte der Druckverlustmessung mit ansteigendem Fluß. Bei den Parametern im laminaren Bereich liegt die Proportionalitätskonstante über dem Wert der Messung mit ansteigendem Fluß, aber immer noch unterhalb des Wertes der HALL-KASTER Herzklappe. Der Exponent liegt nahe bei eins und damit sehr nahe am theoretischen Wert nach Hagen-Poiseuille. Betrachtet man auch hier die Schwankung der Einzeldrücke $\sigma_{G_{au\beta}}(\Delta p)$, so erkennt man ebenfalls, daß der kritische Punkt im Bereich eines lokalen Minimums der Schwankungen der Drücke liegt.

Aus der in Abbildung 5.31 dargestellten Druckverlustmessung der Herzklappe TRICUMED Hk1 wurden der kritische Punkt $Q_{krit}=4.50\text{l/min}$, $\Delta p_{krit}=54\text{Pa}$, die Parameter der laminaren Strömung $\bar{C} = 11.8$, $\bar{\beta} = 1.03$ sowie die Parameter der turbu-

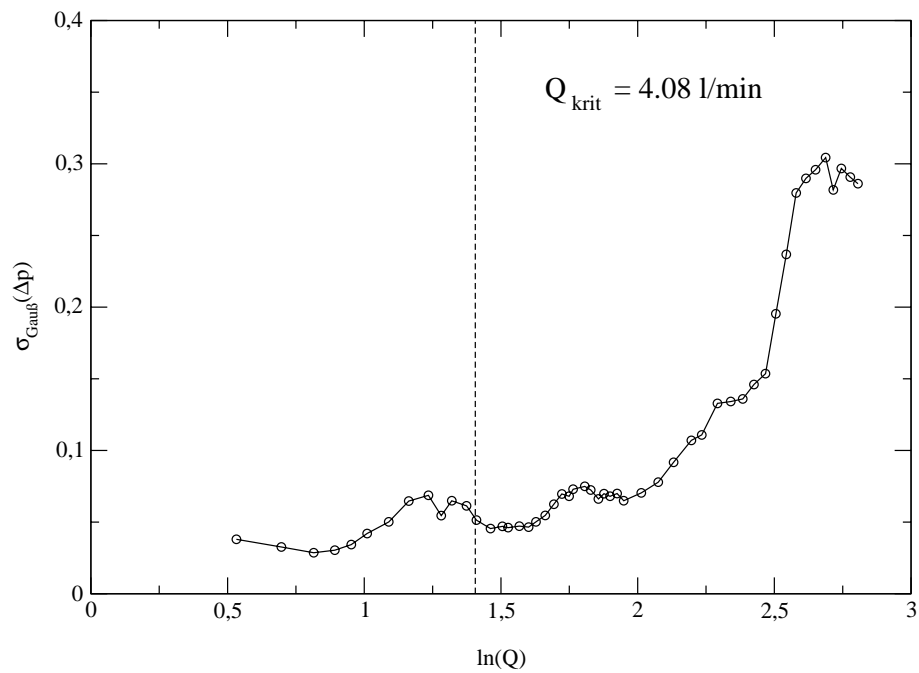
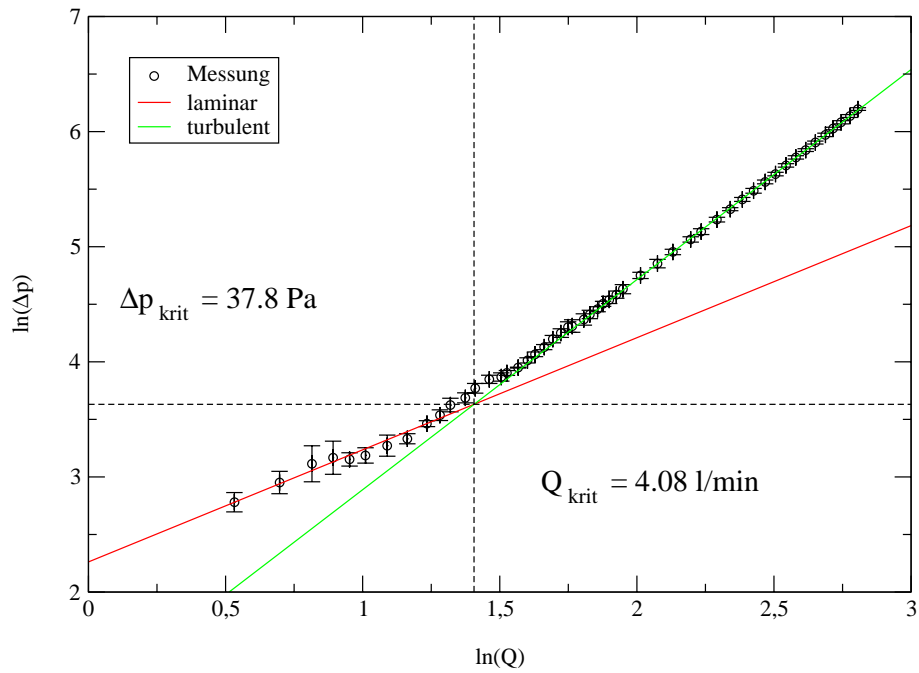


Abbildung 5.29: 1. Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression. 2. Auftragung der Schwankung der Einzeldrücke gegen den Logarithmus des Flusses. Beide Messungen wurden bei ansteigendem Fluß durchgeführt.

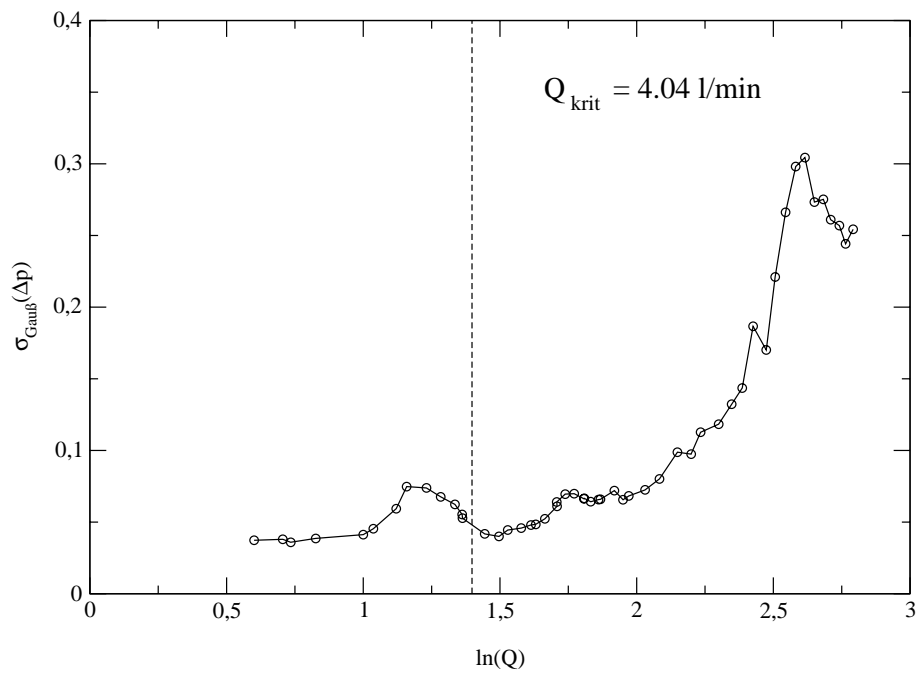
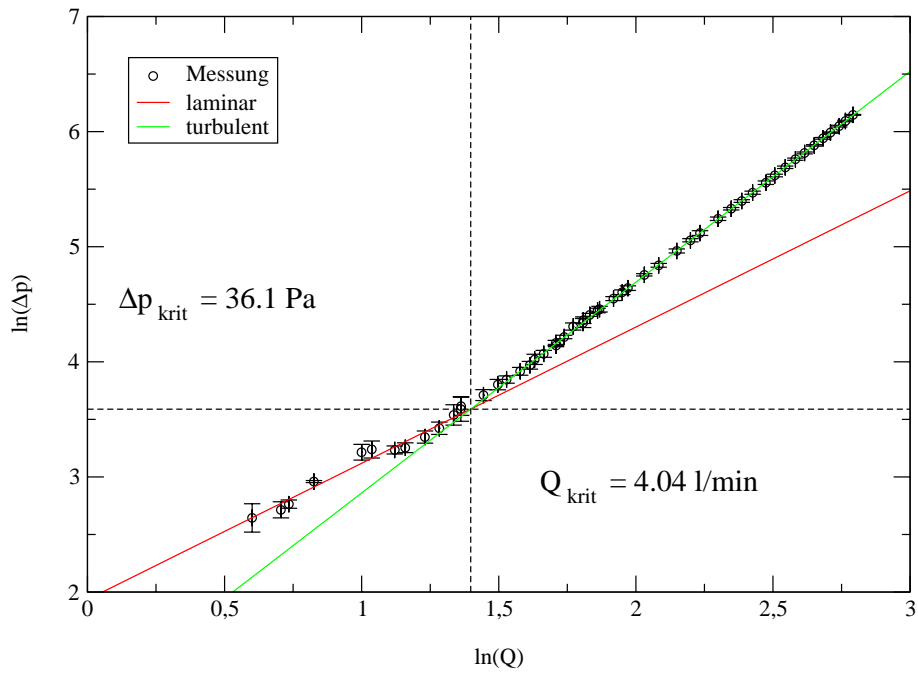


Abbildung 5.30:

1. Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.
2. Auftragung der Schwankung der Einzeldrücke gegen den Logarithmus des Flusses. Beide Messungen wurden bei abnehmendem Fluß durchgeführt.

lenten Strömung $\bar{C} = 3.6$, $\bar{\beta} = 1.81$ bestimmt. Diese Werte des kritischen Punktes liegen deutlich über den Werten des kritischen Punktes der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe. Vergleicht man die Werte der Parameter der laminaren und turbulenten Strömung mit den Parametern der HALL-KASTER Herzklappe, so zeigt sich, daß alle Parameter sowohl in laminarer als auch in turbulenter Strömung im gleichen Bereich liegen. Dagegen liegt der kritische Wert für den Fluß Q_{krit} deutlich über dem Wert der HALL-KASTER Herzklappe.

Die Herzklappe TRICUMED Hk4 besitzt gegenüber der Herzklappe Hk1 einen um

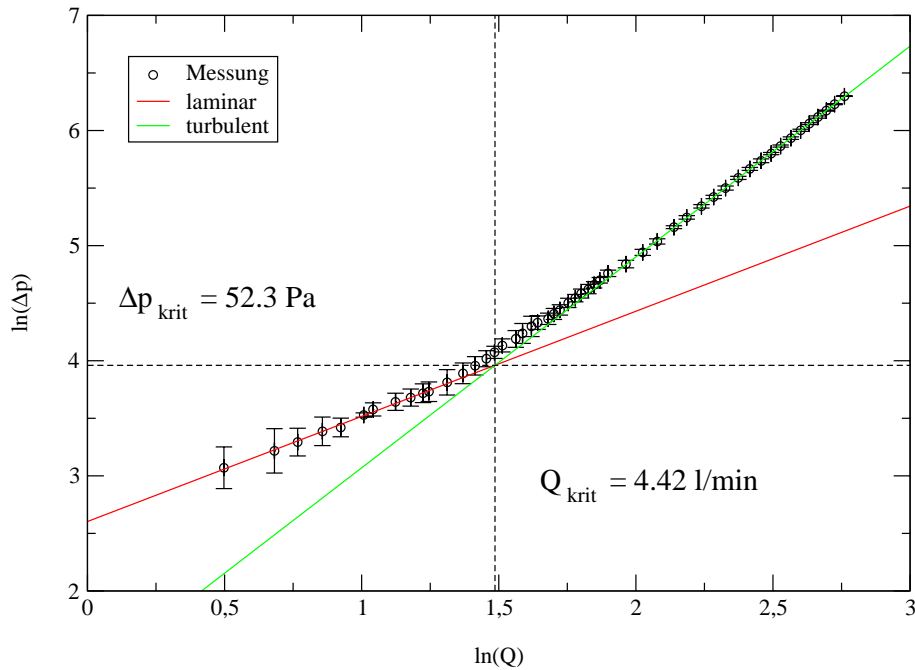


Abbildung 5.31: Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der TRICUMED Hk1 Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.

einige Grad größeren Öffnungswinkel. Im Bereich der Parameter der laminaren Strömung zeigen sich zwischen beiden Herzklappen kaum Unterschiede. Der Exponent $\bar{\beta}$ ist identisch mit dem Exponenten der Herzklappe Hk1. Der Proportionalitätsfaktor \bar{C} ist ein wenig geringer als der Wert der Herzklappe Hk1. Im turbulenten Bereich dagegen ist der Proportionalitätsfaktor C ein wenig größer und der Exponent ist deutlich geringer als bei der Herzklappe Hk1. Diese Unterschiede zeigen sich auch im ermittelten kritischen Punkt. Der Wert des Flusses Q_{krit} ist der niedrigste Wert aller Herzklappen, dagegen liegt Δp_{krit} nahe bei dem Wert der St.-Jude Medical Herzklappe.

In den Abbildungen 5.33 und 5.34 sind die Druckverlustmessungen der Herzklappe Hk5 in normaler Einbauposition doppeltlogarithmisch gegen den Fluß bei ansteigen-

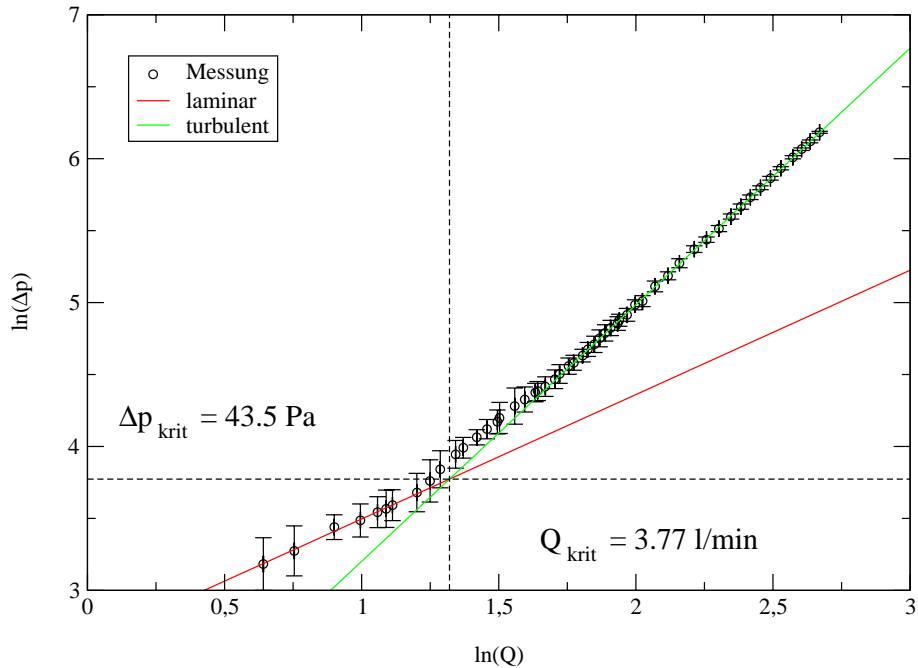


Abbildung 5.32: Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der TRICUMED Hk4 Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.

dem beziehungsweise abnehmendem Fluß dargestellt. Die Werte der Parameter für die laminare Strömung liegen hier im Bereich der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe, sind aber ein wenig größer. Dies gilt auch für die Werte der Parameter im turbulenten Bereich. Folglich liegen die Werte des kritischen Punktes Q_{krit} und Δp_{krit} auch nur ein wenig über den Werten des kritischen Punktes der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe. Betrachtet man ebenfalls die Schwankungen der Einzeldrücke $\sigma_{Gau\beta}(\Delta p)$, so liegt auch hier der kritische Wert Q_{krit} innerhalb eines lokalen Minimums der Schwankung der Druckdifferenz. Weitere Messungen mit dem neuen, im laminaren Bereich präziseren Durchflußmesser können dabei helfen, diesen Bereich noch genauer zu bestimmen und weitere Aussagen über die Dynamik in der Schwankung der Druckdifferenz im Bezug auf den Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung zu treffen.

Die Parameter der laminaren und turbulenten Strömung bei anormaler Einbauposition liegen für die turbulente Strömung im Bereich der TRICUMED Hk1 Herzklappe. Demgegenüber liegt der Proportionalitätsfaktor \bar{C} nur wenig über dem Wert der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe. Der Exponent β ist der größte aller untersuchten Herzklappen. Hierdurch ergibt sich ein kritischer Punkt bei $Q_{krit}=5.07\text{l/min}$ und $\Delta p_{krit}=57\text{Pa}$. Auch der Fluß Q_{krit} ist der größte aller gemessenen Werte. Gleichzeitig ist aber auch die Druckdifferenz am kritischen Punkt verhältnismäßig hoch. Die

Herzklappe	laminar		turbulent	
	C	β	C	β
BJORK-SHILEY	21.6 ± 1.1	1.00 ± 0.07	6.9 ± 1.1	1.83 ± 0.03
HALL-KASTER	11.2 ± 1.1	1.03 ± 0.04	3.4 ± 1.0	1.87 ± 0.01
ST.-JUDE-MEDICAL	7.6 ± 1.1	1.15 ± 0.08	3.0 ± 1.0	1.81 ± 0.01
TRICUMED Hk1	11.8 ± 1.1	1.03 ± 0.04	3.6 ± 1.0	1.81 ± 0.01
TRICUMED Hk4	10.7 ± 1.1	1.03 ± 0.04	4.1 ± 1.0	1.73 ± 0.01
TRICUMED Hk5 (normale Einbauposition)	8.4 ± 1.0	1.18 ± 0.03	3.4 ± 1.0	1.83 ± 0.01
TRICUMED Hk5 (anormale Einbauposition)	8.0 ± 1.1	1.21 ± 0.05	3.0 ± 1.0	1.82 ± 0.01

Tabelle 5.2: Proportionalitätsfaktoren \bar{C} und Exponenten $\bar{\beta}$ der laminaren und turbulenten Strömung der unterschiedlichen künstlichen Herzklappen.

Herzklappe	Q_{krit} (l/min)	Δp_{krit} (Pa)
BJÖRK-SHILEY	3.90 ± 0.06	84
HALL-KASTER	4.23 ± 0.12	52
ST.-JUDE-MEDICAL	4.05 ± 0.08	37
TRICUMED Hk1	4.50 ± 0.08	54
TRICUMED Hk4	3.77 ± 0.10	42
TRICUMED Hk5 (normale Einbauposition)	4.11 ± 0.07	44
TRICUMED Hk5 (anormale Einbauposition)	5.07 ± 0.15	57

Tabelle 5.3: Werte des kritischen Punktes beim Umschlag von laminarer zu turbulenter Strömung von dem Fluß Q_{krit} und der Druckdifferenz Δp_{krit} der unterschiedlichen künstlichen Herzklappen.

Werte der kritischen Punkte beim Umschlag von laminarer zu turbulenter Strömung des Flusses Q_{krit} und der Druckdifferenz Δp_{krit} der unterschiedlichen künstlichen Herzklappen sind in Tabelle 5.3 zusammengestellt.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß die Betrachtung der kritischen Punkte und der Parameter der laminaren und turbulenten Strömung weiteren Aufschluß über die Dynamik beim Umschlag von laminarer zu turbulenter Strömung der verschiedenen Herzklappenprothesen liefern kann. Dies kann durch weitere Messungen im laminaren Bereich mit Hilfe des für diesen Bereich ausgelegten Durchflußmessers weiter verbessert werden und so auch für die Entwicklung künstlicher Herzklappen Anhaltspunkte liefern.

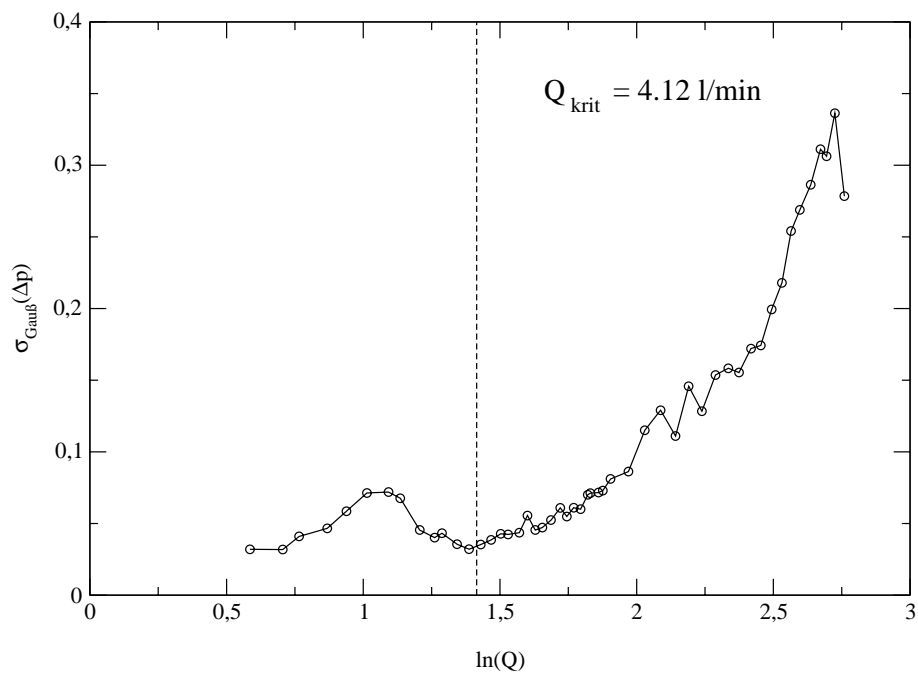
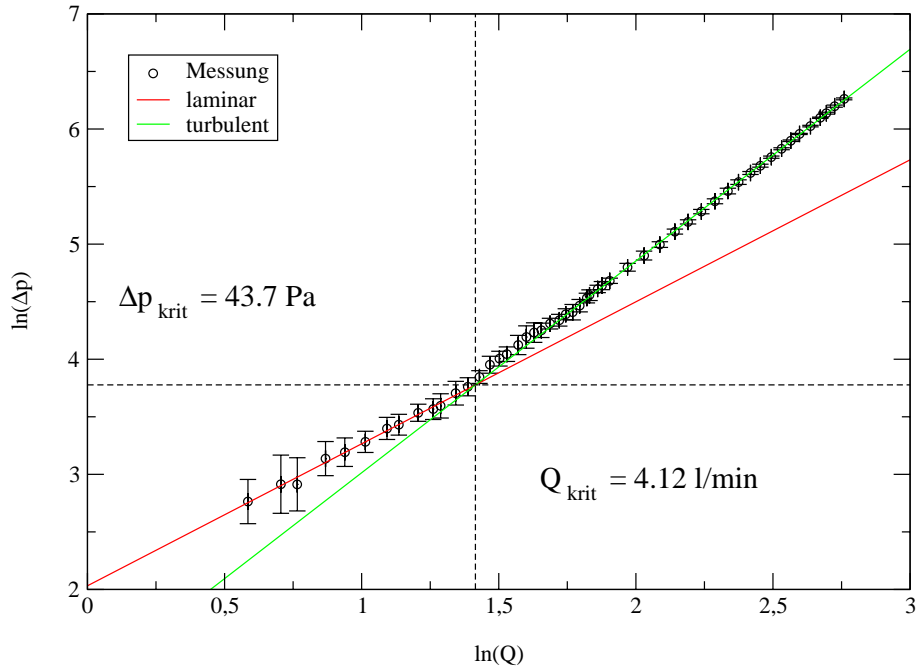


Abbildung 5.33:

1. Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der TRICUMED Hk5 Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.
2. Auftragung der Schwankung der Einzeldrucke gegen den Logarithmus des Flusses. Beide Messungen wurden bei ansteigendem Fluß durchgeführt.

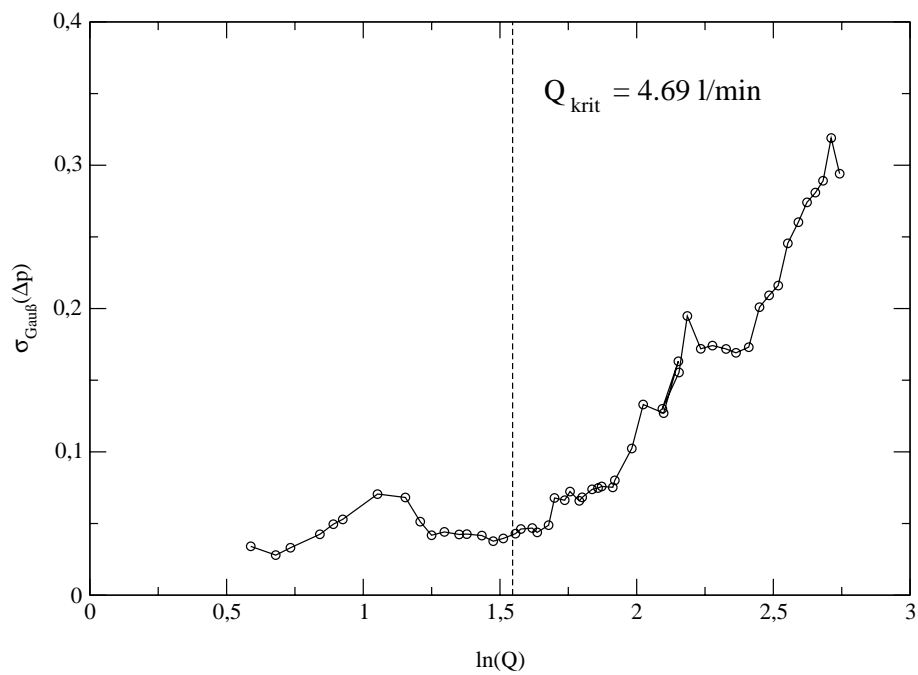
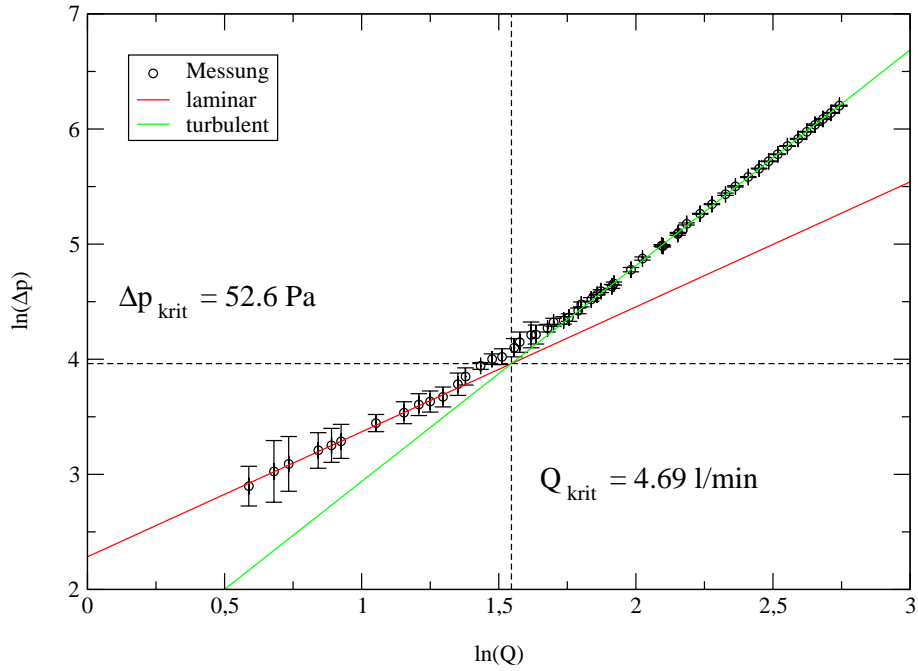


Abbildung 5.34:

1. Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der TRICUMED Hk5 Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression.
2. Auftragung der Schwankung der Einzeldrucke gegen den Logarithmus des Flusses. Beide Messungen wurden bei abnehmendem Fluß durchgeführt.

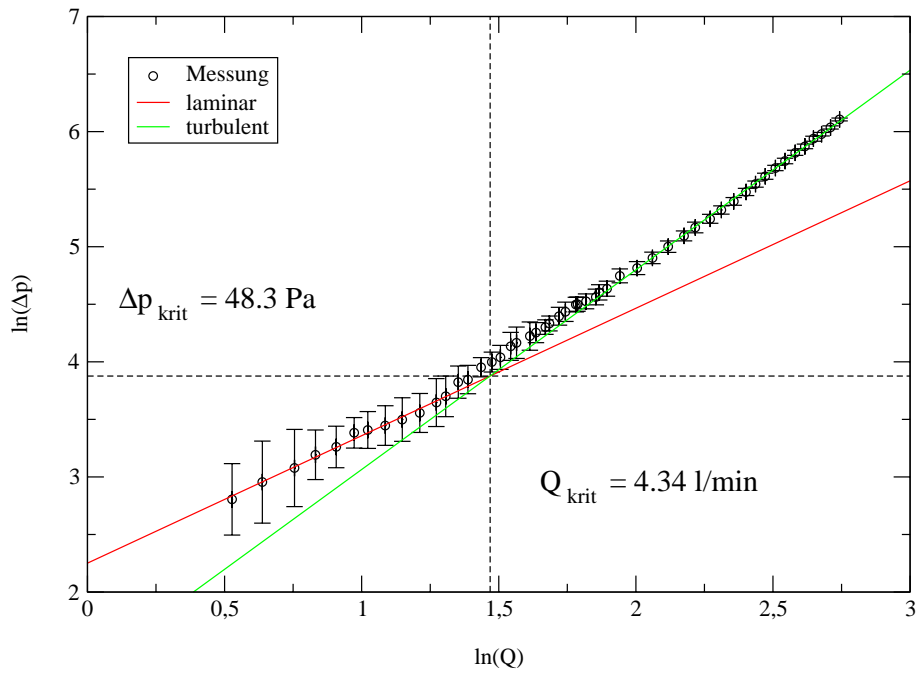


Abbildung 5.35: Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der TRI-CUMED Hk5 Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression. Die Messung wurde bei ansteigendem Fluß durchgeführt.

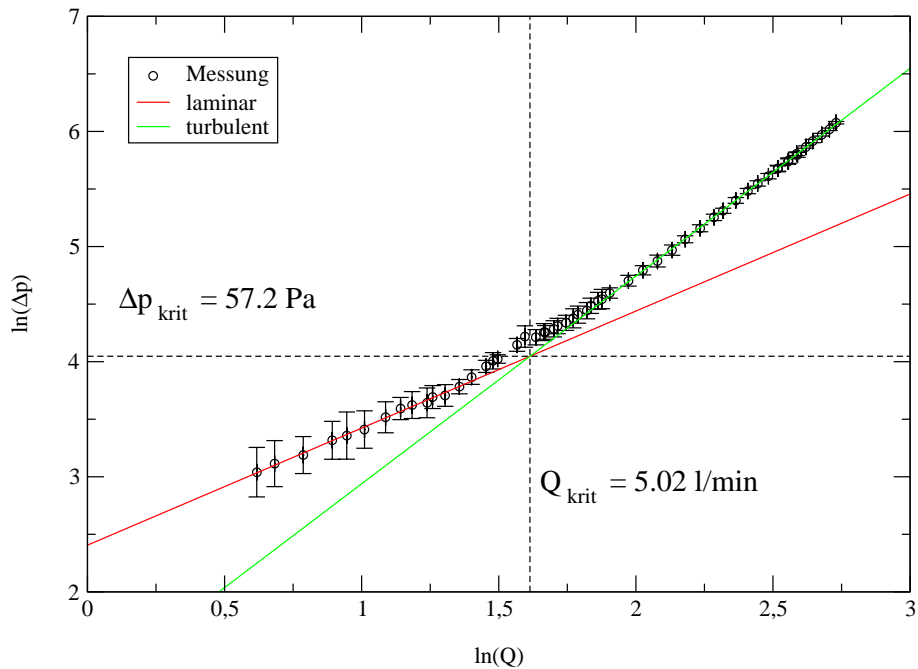


Abbildung 5.36: Doppeltlogarithmische Auftragung der Druckverluste gegen den Fluß der TRI-CUMED Hk5 Herzklappe und Bestimmung eines theoretischen Umschlagpunktes von laminarer zu turbulenter Strömung über lineare Regression. Die Messung wurde bei abnehmendem Fluß durchgeführt.

5.4 Strömungsaufnahmen und Turbulenzbetrachtung

In diesem Abschnitt wurden die Nachlaufströmungen der künstlichen Herzklappen mittels Strömungsaufnahmen und daraus resultierenden Turbulenzbetrachtungen untersucht. Hierzu wurden bei einem Fluß von $Q=30\text{l}/\text{min}$ Schnitte in bestimmten Abständen von der Rohrwand mittels eines Laser und einer Zylinderlinse beleuchtet. Die Position der Schnitte kann mittels eines Positioniertisches in gleicher Genauigkeit eingestellt werden, wie der Meßort der Laser-Doppler-Anemometers. Als Streuteilchen dienten beschichtete Glaskugeln, deren Dichte ein wenig oberhalb der von destilliertem Wasser liegt. Dadurch konnte mit diesen Streuteilchen keine laminare Strömung untersucht werden, da sich diese auf der Strecke von der Pumpe zur Herzklappe bei niedrigen Strömungsgeschwindigkeiten am Boden ablagern. Die Geschwindigkeitskomponente parallel zur Hauptströmung ist im folgenden die z-Komponente, die x- und y-Komponenten sind diejenigen senkrecht zur Hauptströmung. Es wurden sowohl Schnitte der yz- als auch der xz-Ebene durchgeführt. Mittels der neuentwickelten Meßstrecke für optische Messungen ist es nun auch möglich, Strömungsaufnahmen der xy-Ebene durchzuführen. Die Turbulenzuntersuchungen wurden nach dem von O. Malki [Mal00] beschriebenen Verfahren durchgeführt. Hierbei werden aus den Strömungsbildern die Richtungsänderungen der Strömung quer zur Hauptströmungsrichtung dargestellt. Diese Bereiche sind im allgemeinen auch Turbulenzbereiche.

Diese Messungen können neben den LDA-Messungen einen guten Eindruck über die Nachlaufströmungen von künstlichen Herzklappen geben, sind jedoch auch vorbereitende Messungen für den Aufbau eines Particle-Image-Velocimeters (PIV) an der Anlage mit konstantem Fluß. Während diese Strömungsaufnahmen und Turbulenzbetrachtungen qualitative Ergebnisse liefern, können mit PIV auch quantitative Aussagen über die Strömung gemacht werden. Erste Untersuchungen mit PIV wurden an eine ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe durchgeführt und zeigten, daß Messungen mit PIV möglich sind, lieferten aber noch keine aussagekräftigen Ergebnisse. Bisher wurden Strömungsaufnahmen unter anderem von Hasenkam [Has87][Has88], Sievers [Sie91] und Schramm [Sra82] untersucht.

5.4.1 HALL-KASTER

Die Nachlaufströmung in yz-, xz- und xy-Ebene der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=30\text{l}/\text{min}$ werden im folgenden untersucht.

yz-Ebene In den Abbildungen 5.37 bis 5.41 sind die Nachlaufströmungen der HALL-KASTER Herzklappe in verschiedenen Abständen der yz-Ebene zu sehen. In Abbildung 5.37 erkennt man die Hauptströmung der HALL-KASTER Herzklappe im Abstand $x=5\text{mm}$ von der Rohrwand. Hierbei ist zu beobachten, daß die Hauptströmung nahezu frei von Turbulenzen ist und sich im Bereich von $y=20\text{mm}$ am Ende der Bulben wieder an die Rohrwand anlegt. Die Bereiche neben der Haupt-

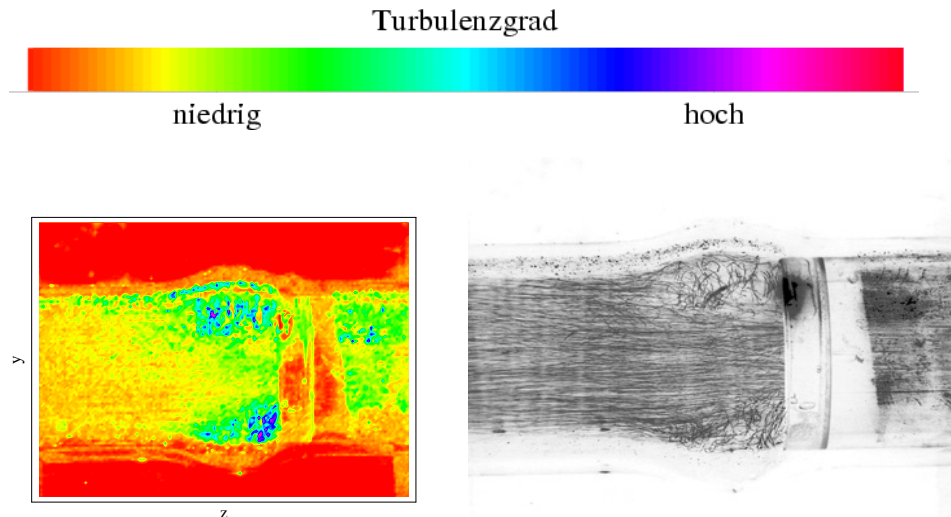


Abbildung 5.37: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der yz -Ebene im Abstand $x=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

strömung sind dagegen stark turbulent. Aber auch innerhalb der Hauptströmung im Bereich der Flügelhalterung sind Turbulenzen zu erkennen.

Im Abstand $x=10\text{mm}$ sind in Abbildung 5.38 im allgemeinen nur außerhalb der Hauptströmung Turbulenzbereiche zu beobachten. Diese entstehen durch die Strömung durch die Herzklappe. Die Strömung ähnelt direkt hinter dem Herzklappenring zum Bulbus einem Freistrahл. Innerhalb der Hauptströmung sind nur wenige Turbulenzbereiche zu erkennen. Im Bereich hinter den Bulben erkennt man die Hauptströmung, die durch die Schrägstellung des Herzklappenflügels in die yz -Ebene hineinströmt. Auch kann man im Bereich der Flügelhalterung leichte Turbulenzen besonders in der Strömungsaufnahme erkennen.

Abbildung 5.39 zeigt die Strömung in einem Abstand $x=15\text{mm}$. Dies entspricht

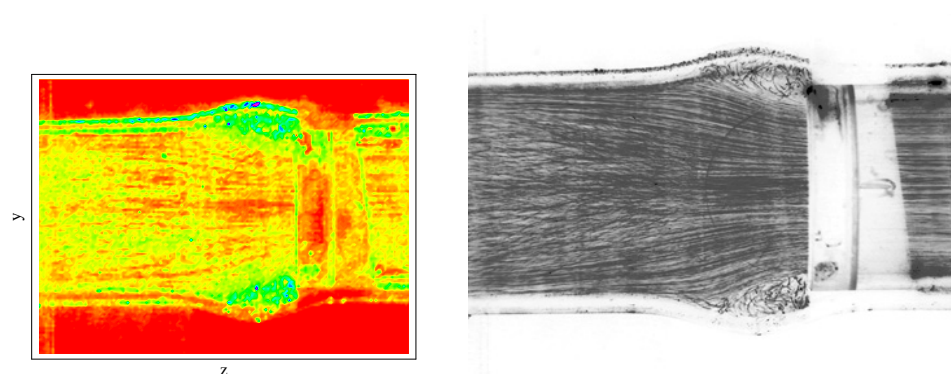


Abbildung 5.38: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der yz -Ebene im Abstand $x=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

nahezu der Rohrmitte. Man kann hierbei deutlich die turbulenzfreie Anströmung der Herzklappe erkennen. Im Bereich des Herzklappenflügels sind sowohl in der Strömungsaufnahme als auch in den ausgewerteten Turbulenzaufnahmen hohe Turbulenzen, hervorgerufen durch die Schrägstellung des Flügels, zu beobachten. In der Mitte der Nachlaufströmung kann man die turbulente Nebenströmung sehen, die in diesem Bereich noch nicht durch die Flügelhalterung geteilt ist. In den Randbereichen kann man zudem Bereiche der Hauptströmung beobachten. Die Hauptströmung ist auch in diesem Bereich weit weniger turbulent als die Nebenströmung.

Die Nebenströmungen sind in Abbildung 5.40 zu sehen. Auch hier erkennt man,

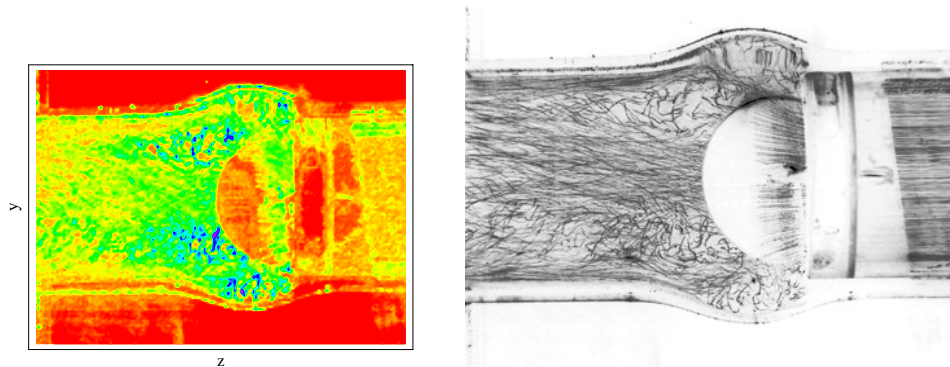


Abbildung 5.39: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der yz -Ebene im Abstand $x=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

daß die Nebenströmungen turbulenter sind als die Hauptströmung. Desweiteren zeigt sich, daß die Bereiche zwischen den Nebenströmungen hohe Turbulenzen aufzeigen. Dies wird zum einen durch die Halterung des Herzklappenflügels im Bereich zwischen den Nebenströmungen hervorgerufen, zum anderen durch die Strömungsablösung am geneigten Herzklappenflügel. Durch die Turbulenz in diesem Bereich kann man die Nebenströmungen bei weiter zunehmendem Abstand von der Herzklappe z nicht mehr genau lokalisieren.

In Abbildung 5.41 sind die Strömungen im Randbereich der Nebenströmung bei einem Abstand von $x=25\text{mm}$ zu sehen. Es ist deutlich zu erkennen, daß es in diesem Bereich nahezu keine Strömung in Richtung der Hauptströmung gibt. Im gesamten Bereich verlaufen alle Stromlinien nahezu senkrecht zur Hauptströmungsrichtung z . Dies läßt auf starke Turbulenzen in diesem Bereich schließen, was sich auch anhand der Turbulenzauswertung zeigt. Erst bei Abständen z weit von der Herzklappe entfernt erkennt man Strömungen mit zunehmender Komponente in Hauptströmungsrichtung.

xz-Ebene Im folgenden werden nun die Strömungsaufnahmen und Turbulenzbereiche der xz -Ebene der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ betrachtet. In Abbildung 5.42 sind die Turbulenzbereiche und die Strömungsaufnahme im Abstand $y=5\text{mm}$ zu sehen. Hierbei erkennt man deutlich die Hauptströmung, die durch die Neigung des Herzklappenflügels direkt gegen die Rohrwand gelenkt wird.

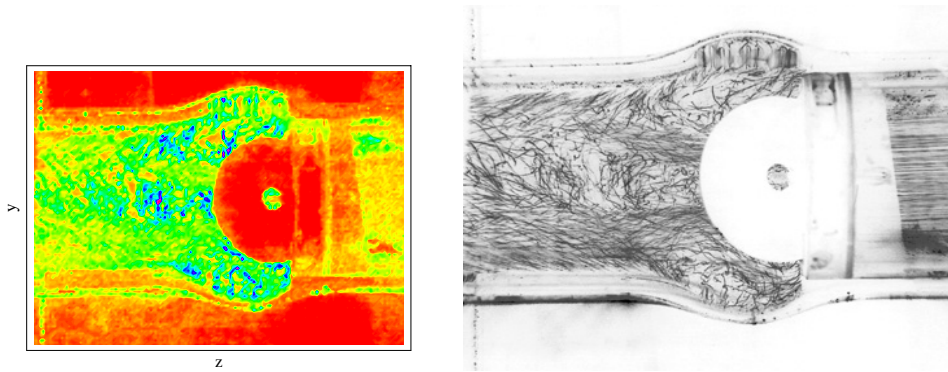


Abbildung 5.40: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der yz -Ebene im Abstand $x=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

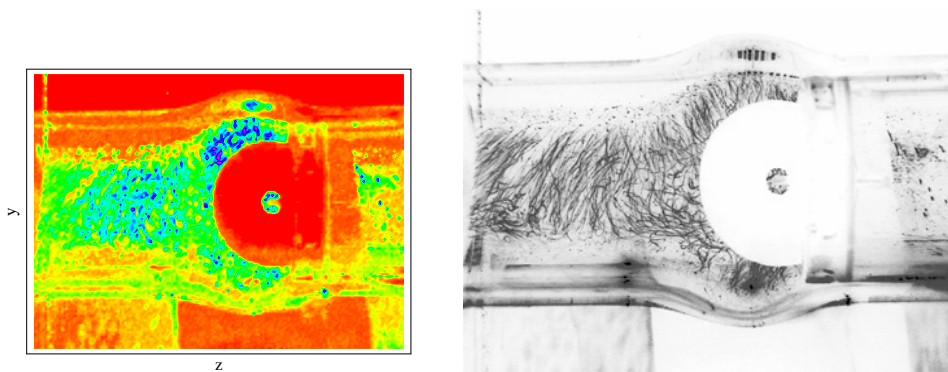


Abbildung 5.41: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der yz -Ebene im Abstand $x=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

Trotzdem sieht man auch hier, daß die Hauptströmung wenig turbulent ist. Im Bereich unterhalb des Herzklappenflügels sind dagegen durch die Strömungsablösung am Herzklappenflügel hohe Turbulenzen zu erkennen. Auch im Bereich der Bulben sind, wie schon bei der Betrachtung der yz -Ebene, Turbulenzen durch den Freistrahл von der Herzklappe in die Bulben zu sehen.

Im Abstand $y=10\text{mm}$ in Abbildung 5.43 ist sowohl die Hauptströmung als auch die Nebenströmung zu erkennen. Durch die einseitige Beleuchtung der Strömung kann jedoch der Bereich unterhalb des Herzklappenflügels nicht untersucht werden. Auch hier erkennt man innerhalb des oberen Bulbus Turbulenzen, welche durch den Freistrahл beim Übergang der Strömung vom Herzklappenring in den Bulbus hervorgerufen werden. Die Hauptströmung ist auch in diesem Bereich wenig turbulent. Demgegenüber erkennt man innerhalb der Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z von der Herzklappe auch zunehmende Turbulenzen, wie auch im gesamten Bereich unterhalb des Herzklappenflügels. Die Nebenströmung hat durch die Neigung des Herzklappenflügels ebenfalls eine Geschwindigkeitskomponente quer zur

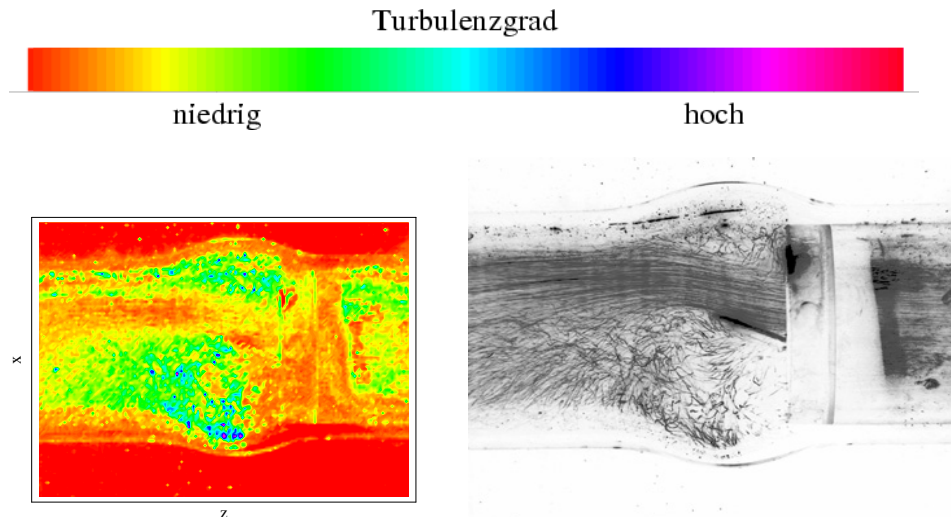


Abbildung 5.42: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xz -Ebene im Abstand $x=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

Hauptströmungsrichtung. Dadurch nähert sich die Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z immer weiter der Hauptströmung an.

In Abbildung 5.44 ist die Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Abstand $y=15\text{mm}$ in der xz -Ebene zu sehen. Die Ebene in diesem Abstand befindet sich nahezu in der Rohrmitte. Man erkennt daher im Bereich der Herzklappe auch die Flügelhalterungen. Darüber hinaus ist neben den Turbulenzbereichen im oberen Bulbus auch die wenig turbulente Hauptströmung zu beobachten. Im Bereich unterhalb des Herzklappenflügels sind infolge der Flügelhalterung Bereiche mit hoher Turbulenz zu beobachten. Die Nebenströmungen kann man hier nicht erkennen.

Auch in Abbildung 5.45 bei einem Abstand von $y=20\text{mm}$ sind im Bereich der Nebenströmung hohe Turbulenzen zu beobachten. Auch die Nebenströmung an sich ist bei diesem Abstand noch zu erkennen. Jedoch handelt es sich hierbei um die Rand-

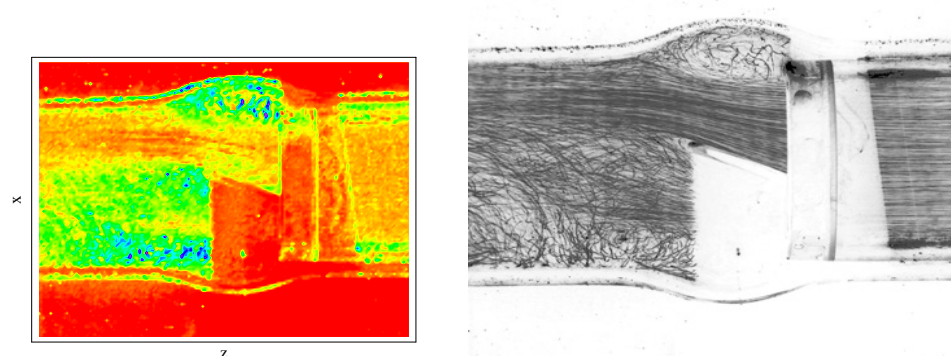


Abbildung 5.43: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xz -Ebene im Abstand $x=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

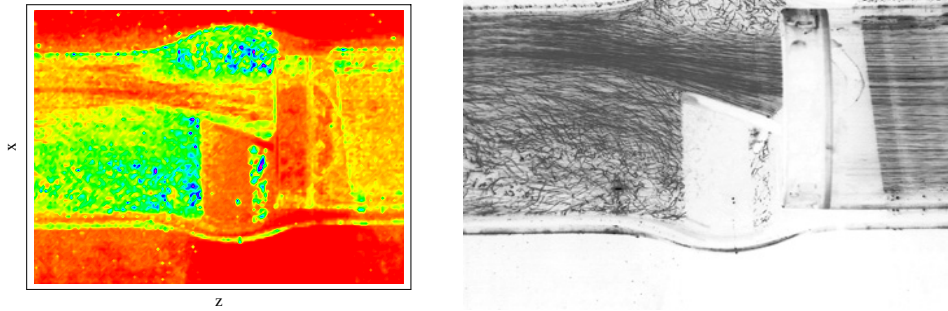


Abbildung 5.44: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xz -Ebene im Abstand $x=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

bereiche der Nebenströmung. In diesem Abstand ist die gesamte Nebenströmung turbulent. Auch im oberen Bulbus zeigen sich wieder Bereich hoher Turbulenz. Es stellt sich jedoch die Frage, ob es in diesem Bereich zu Totwassergebieten kommen kann, da die turbulenten Strömungen innerhalb der Bulben deutlich schwächer sind als die Hauptströmung.

Abbildung 5.46 zeigt die Strömung im Abstand $y=25\text{mm}$. Dabei erkennt man die Hauptströmung, die sich in der Nachlaufströmung bei zunehmendem Abstand z über die gesamte Schnittebene ausdehnt. Demgegenüber erkennt man im Bereich der Bulben hohe Turbulenzen infolge des Überganges der Strömung von der Herzklappe in die Bulben. Im Bereich der Bulben sind die Geschwindigkeitskomponenten der Strömung in Richtung der Hauptstromrichtung äußerst gering.

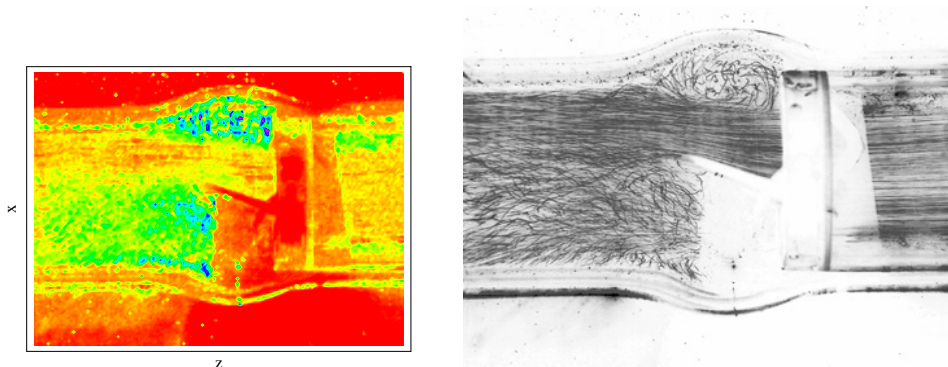


Abbildung 5.45: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xz -Ebene im Abstand $x=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

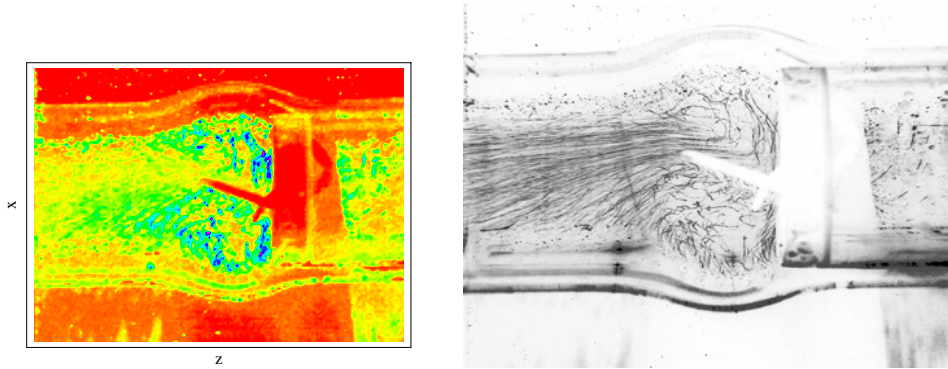


Abbildung 5.46: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xz -Ebene im Abstand $x=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

xy-Ebene Dieser Abschnitt zeigt die Strömungsaufnahmen der xy -Ebene der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ im Abstand von $z=13\text{mm}$ bis zum Abstand $z=35\text{mm}$. Die Strömungsaufnahmen sind in den Abbildungen 5.47 bis 5.49 zu sehen. In Abbildung 5.47 ist zudem ein Strömungsbild der Anströmung der HALL-KASTER Herzklappe dargestellt. Auch hier beobachtet man eine Anströmung, die nahezu keine Geschwindigkeitskomponenten quer zur Hauptströmungsrichtung z besitzt. Die hier zu beobachtenden Querkomponenten haben ihre Ursache in der etwas zu dicht an der Herzklappe positionierten Schnittebene. Im Abstand $z=13\text{mm}$ hinter der Herzklappe erkennt man die Hauptströmung sowie die beiden Nebenströmungen. Der Bereich der Nebenströmungen läßt auch hier Bereiche mit hohen, im Gegensatz zur Hauptströmung unkorrelierten Querkomponenten erkennen. Dies bedeutet, daß dieser Bereich turbulent ist. Bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe bleibt der Bereich der Hauptströmung nahezu stabil und frei von Turbulenzen. Demgegenüber kann man die Nebenströmungen nicht mehr lokalisieren, und auch die Geschwindigkeiten der Querkomponenten nehmen zu.

5.4.2 ST.-JUDE-MEDICAL

In diesem Abschnitt werden die Strömungsaufnahmen der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe auf Turbulenzbereiche bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ untersucht.

yz-Ebene Zuerst werden verschiedene Schnitte der yz -Ebene in verschiedenen Abständen x in den Abbildungen 5.50 bis 5.54 betrachtet. Da die Qualität der Strömungsaufnahmen in den Abständen $x \leq 7\text{mm}$ nicht optimal war, ist in Abbildung 5.50 die Strömungsaufnahme und dazugehörige Turbulenzbetrachtung im Abstand $x=7\text{mm}$ zu sehen. Hierbei ist in der Strömungsmittte die Hauptströmung zu erkennen. In den Randbereichen hin zu den Bulben sieht man hohe Turbulenzen. Diese Turbulenzen sind bis zu einem Abstand $z=35$ zu beobachten, wobei die Stärke der Turbulenzen bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe langsam abnimmt. Da-

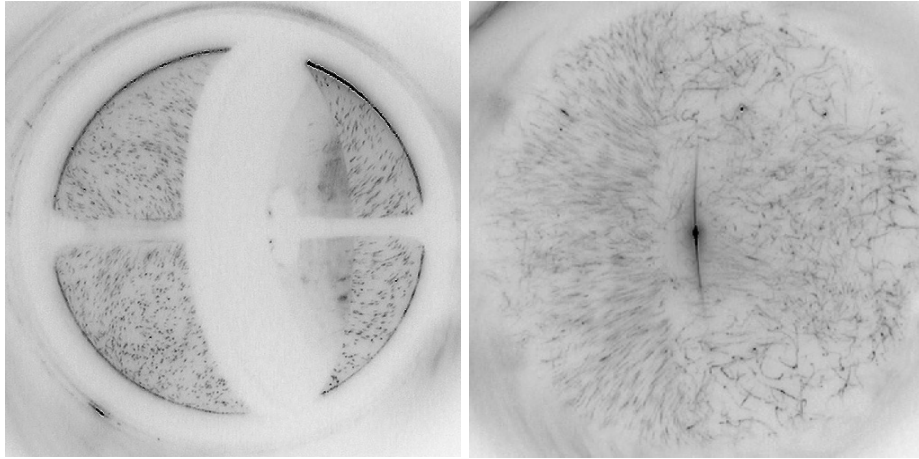


Abbildung 5.47: Strömungsaufnahmen der Anströmung sowie Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=13\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

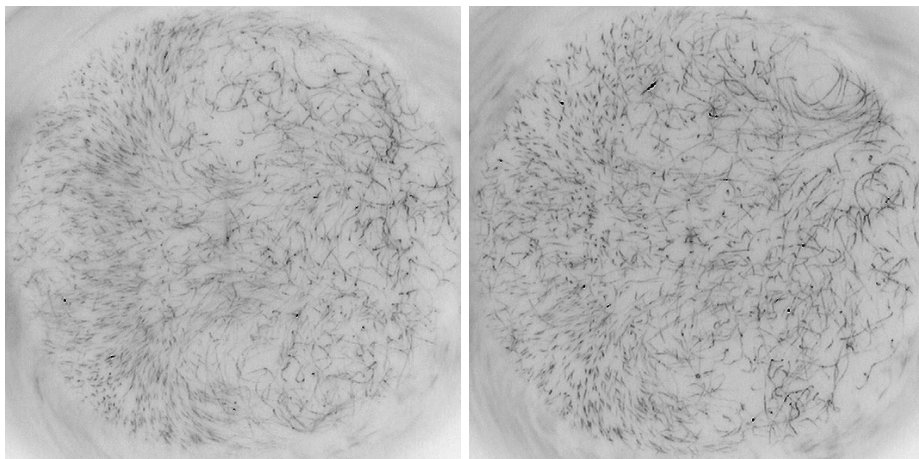


Abbildung 5.48: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

her existieren in diesen Bereichen mit großer Sicherheit keine Totwassergebiete.

Auch im Abstand $x=10\text{mm}$ erkennt man die Hauptströmung und hohe Turbulenzen im Bereich der Bulben. Jedoch ist der Bereich der Hauptströmung in diesem Abstand weiter ausgedehnt und die Hauptströmung legt sich im Bereich hinter den Bulben an die Rohrwand an. Im Bereich der Hauptströmung sind die Turbulenzen sehr gering, während im Bereich der Bulben wieder hohe Turbulenzen zu beobachten sind. Diese Turbulenzen sind jedoch nicht mehr so hoch wie die Turbulenzen im Abstand von $x=5\text{mm}$.

Demgegenüber ist im Abstand $x=15\text{mm}$ in Abbildung 5.52 die Nebenströmung zu erkennen. Diese zeigt einen konvergierenden Strömungsverlauf, wobei zusätzlich innerhalb der Nebenströmung Turbulenzen zu beobachten sind. In den Randberei-

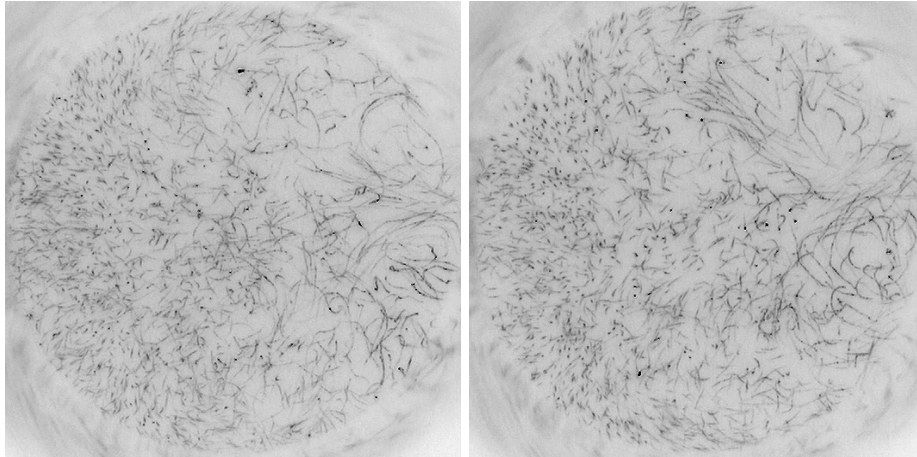


Abbildung 5.49: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der HALL-KASTER Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

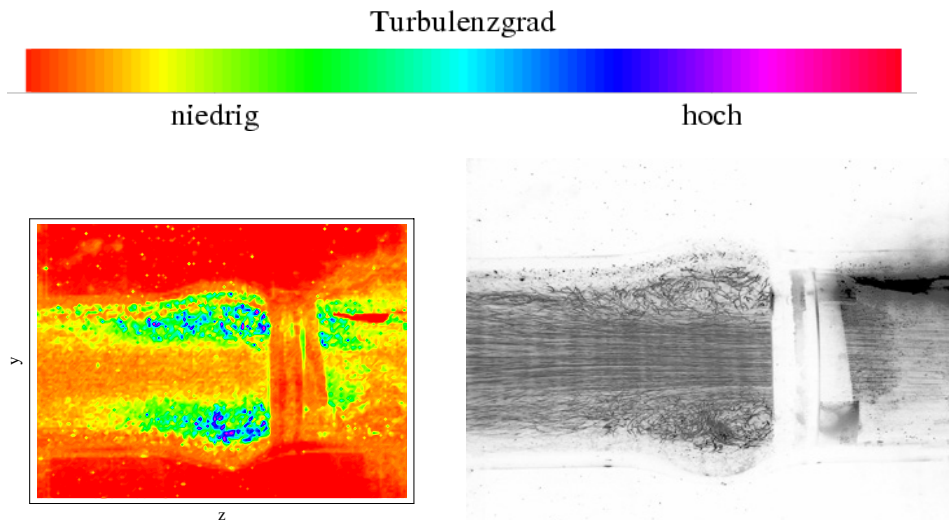


Abbildung 5.50: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der yz-Ebene im Abstand $x=7\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

chen sind bis hinter den Bereich der Bulben hohe Turbulenzen zu erkennen. In der Strömungsaufnahme erkennt man zudem, daß die Stärke der Nebenströmung mit zunehmendem Abstand von der Herzklappe abnimmt.

Abbildung 5.53 zeigt die zweite Hauptströmung, und man erkennt auch hier, wie schon in bei der ersten Hauptströmung, den divergierenden Verlauf der Strömung, wobei sich die Strömung auch hier im Bereich hinter den Bulben an die Rohrwand anlegt.

In Abbildung 5.54 ist in einem Abstand von $x=25\text{mm}$ die zweite Hauptströmung zu erkennen. Hierbei zeigt die Hauptströmung eine abwärtsgerichtete Strömungskomponente. Ob diese Strömungskomponente durch die Herzklappe oder die Bulben erzeugt wird, kann hier noch nicht geklärt werden. Im Bereich der Bulben sind zu-

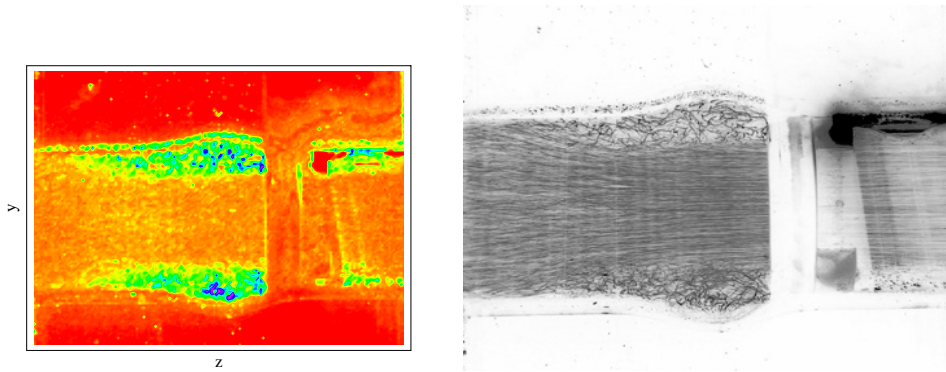


Abbildung 5.51: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der yz-Ebene im Abstand $x=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

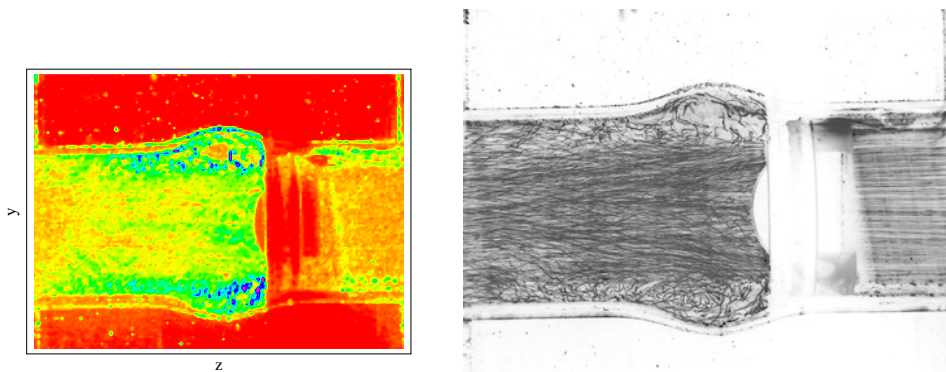


Abbildung 5.52: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der yz-Ebene im Abstand $x=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

dem über einen großen Bereich Wirbel zu erkennen. Daher dürften sich auch in diesem Bereich keine Totwassergebiete befinden.

xz-Ebene Die xz-Ebene im Abstand $y=5\text{mm}$ der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ ist in Abbildung 5.55 zu sehen. In diesem Abstand y liegt die Schnittebene noch sehr nahe an den Bulben und im Bereich der Lager der Herzklappenflügel. In diesem Bereich sind hohe Turbulenzen zu beobachten. Erst im Abstand $z=35\text{mm}$ erkennt man Strömungskomponenten in Richtung der Hauptströmung.

In Abbildung 5.56, der Strömungsaufnahme im Abstand $y=10\text{mm}$, erkennt man die beiden Hauptströmungen sowie die Nebenströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe. Hierbei ist deutlich zu beobachten, daß sich die Strömung in dieser Betrachtungsebene direkt hinter den Bulben an die Rohrwand anlegt. Die Turbulenzen in den Bulben sind zwar hoch, jedoch sind die Strömungsgeschwindigkeiten in den

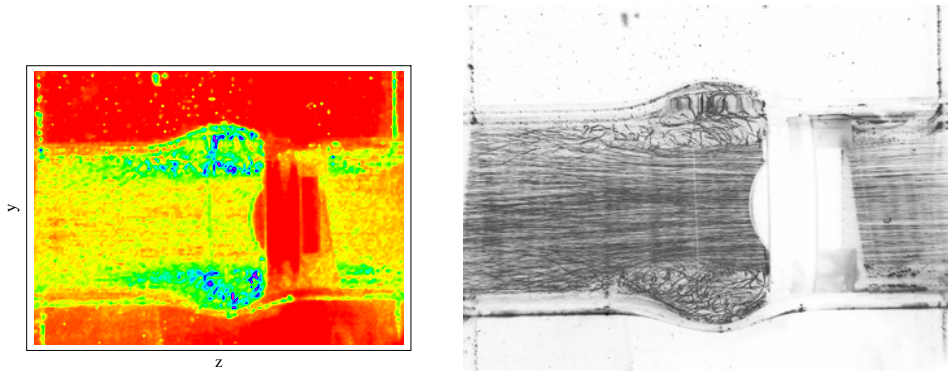


Abbildung 5.53: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der yz-Ebene im Abstand $x=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

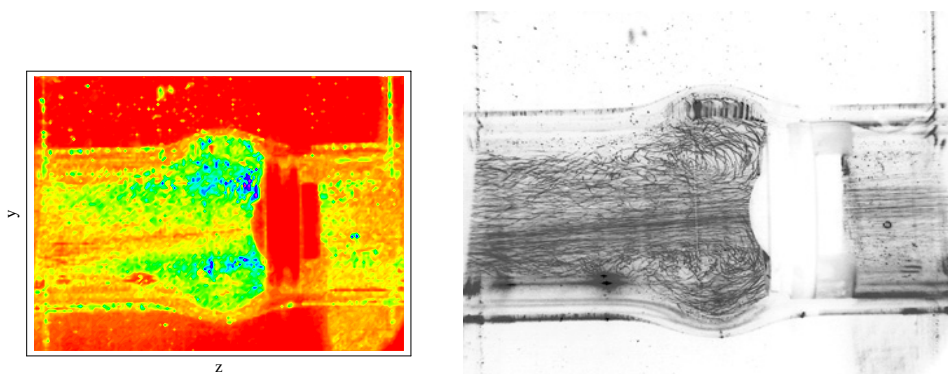


Abbildung 5.54: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der yz-Ebene im Abstand $x=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

Bulben gegenüber den Strömungsgeschwindigkeiten der Hauptströmungen gering. Im Bereich direkt hinter den Herzklappenflügeln zwischen den Hauptströmungen und der Nebenströmung sind ebenfalls Turbulenzgebiete zu erkennen.

Dieses Strömungsverhalten beobachtet man auch im Abstand $y=15\text{mm}$ der xz-Ebene von der Rohrwand. Auch hier sind innerhalb der Bulben hohe Turbulenzen zu beobachten. Besonders im unteren Bulbus sind die Turbulenzen sehr hoch. Die Strömungen im unteren Bulbus sind dagegen gering. Im Bereich der Nebenströmung sind auch hier Turbulenzen zu erkennen. Mit zunehmendem Abstand y von der Herzklappe nehmen die Turbulenzen im gesamten Strömungsbereich leicht zu.

Besonders im Bereich der Nebenströmung sind im Abstand $y=20\text{mm}$ im Vergleich zu den Strömungsaufnahmen im Abstand $y=15\text{mm}$ größere Turbulenzbereiche zu erkennen. Wiederum sind auch hier hohe Turbulenzen in den Bulben zu beobachten.

In Abbildung 5.59 ist die xz-Ebene im Abstand $y=25\text{mm}$ zu sehen. Man erkennt hierbei die Randbereiche der Hauptströmungen. Die Nebenströmung ist in diesem

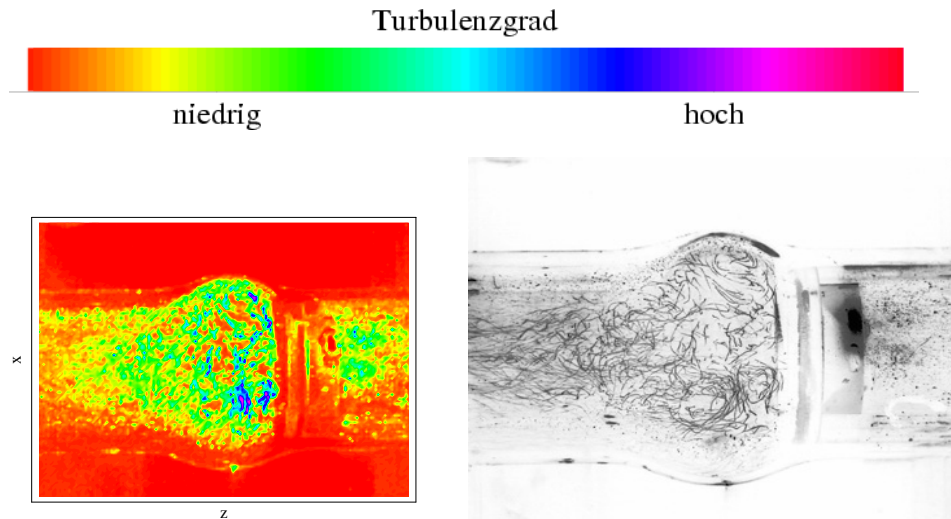


Abbildung 5.55: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xz-Ebene im Abstand $y=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

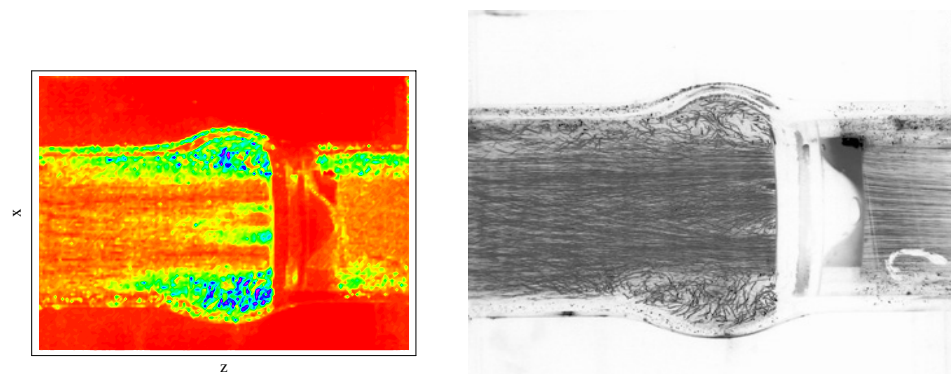


Abbildung 5.56: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xz-Ebene im Abstand $y=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

Abstand nicht zu beobachten. Bis in den Bereich hinter den Bulben sind hohe Turbulenzen zu erkennen. Erst im weiteren Strömungsverlauf bei zunehmendem Abstand ist zu erkennen, wie sich die Hauptströmung an die Rohrwand anlegt und damit die Turbulenzen deutlich absinken.

xy-Ebene Die Strömungsuntersuchungen der xy-Ebene der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ sind in den Abbildungen 5.60 bis 5.63 zu sehen. In Abbildung 5.60 ist zudem die Anströmung der Herzklappe dargestellt. Auch hier erkennt man, wie schon bei der HALL-KASTER Herzklappe, sehr geringe Querkomponenten in der Anströmung. Die Nachlaufströmungen hinter der Herzklappe zeigen in den Bereichen der Lager der Herzklappenflügel hohe Turbu-

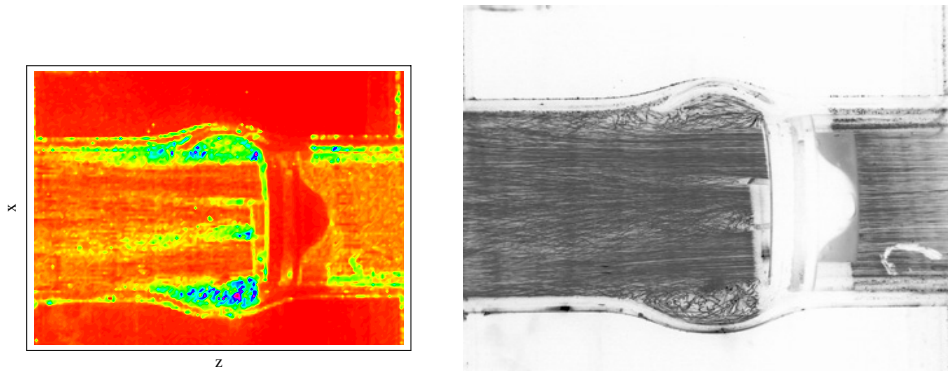


Abbildung 5.57: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xz-Ebene im Abstand $y=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

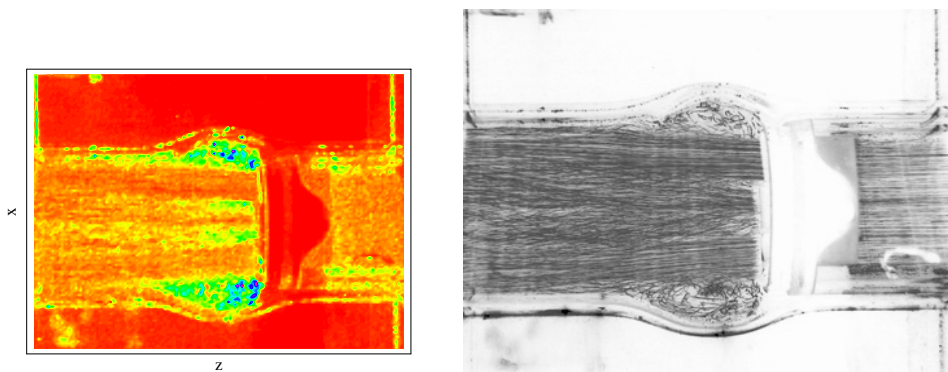


Abbildung 5.58: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xz-Ebene im Abstand $y=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

lenzen. Diese Turbulenzen erstrecken sich bis in die Nebenströmung hinein. Nur in der Mitte der Nebenströmung sind Bereiche ohne Querkomponenten zu erkennen. In beiden Hauptströmungen sind nur geringe Querkomponenten zu beobachten. Die Stromlinien der Querkomponenten im Bereich der Hauptströmungen sind desweiteren parallel, so daß es sich hierbei nicht um Turbulenzbereiche handelt. Bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe in den Abbildungen 5.61 und 5.63 ist zu erkennen, daß sich die Turbulenzgebiete im Bereich der Flügellager und der Nebenströmung ausweiten. Die Querkomponenten innerhalb der Hauptströmungen werden bei zunehmendem Abstand geringer. Dies dürfte darauf zurückzuführen sein, daß sich die Hauptströmung an die Rohrwand anlegt und die Querkomponenten der turbulenzarmen Hauptströmung damit zurückgehen. Im Abstand $z=35\text{mm}$ sind über den gesamten Querschnitt Turbulenzen zu erkennen. Nur in den Bereichen der Hauptströmung sind Gebiete mit einer gerichteten Querströmung zu erkennen.

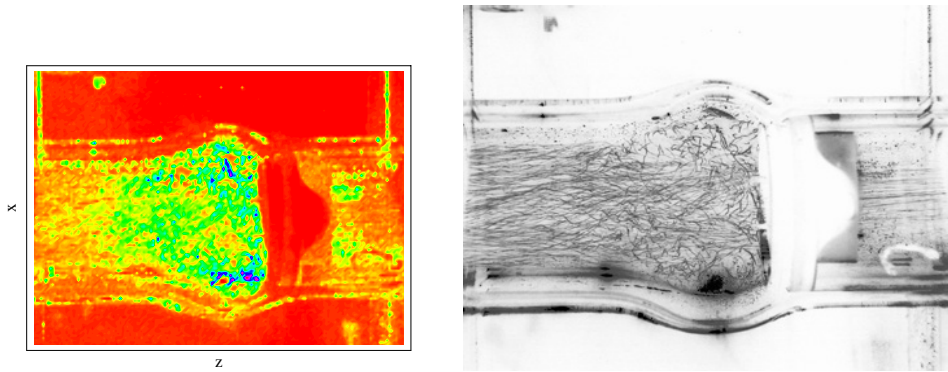


Abbildung 5.59: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xz-Ebene im Abstand $y=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

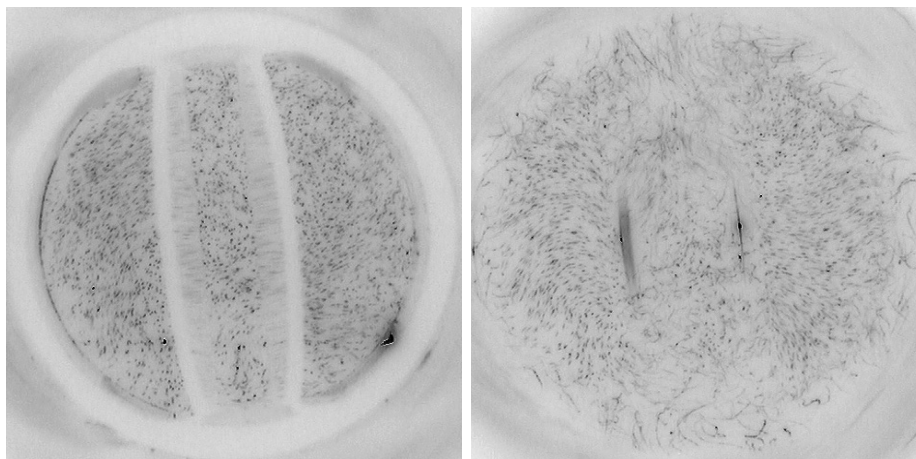


Abbildung 5.60: Strömungsaufnahmen der Anströmung sowie Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=6\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

5.4.3 TRICUMED Hk0

In diesem Abschnitt werden die Strömungsaufnahmen und Turbulenzbereiche des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ untersucht.

yz-Ebene Die Strömungsaufnahmen und Turbulenzbetrachtungen der xz-Ebene des Prototypen TRICUMED Hk0 sind in den Abbildungen 5.64 bis 5.68 dargestellt. Im Abstand $x=5\text{mm}$ erkennt man die mittlere Nebenströmung im Bereich des äußeren Bulbus. Innerhalb des Bulbus erkennt man auf beiden Seiten der Nebenströmung große, durch die Nebenströmung erzeugte Wirbel. Dadurch entstehen innerhalb der Bulben hohe Turbulenzen. Desweiteren ist zu erkennen, daß die Nebenströmung an sich wenig Turbulenzen aufzeigt. Diese steigen erst am Ende der Bulben an. In die-

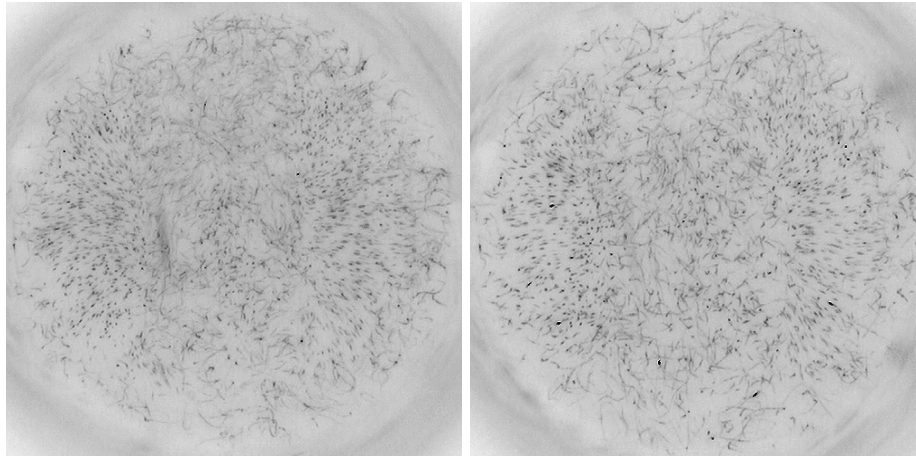


Abbildung 5.61: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=10\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

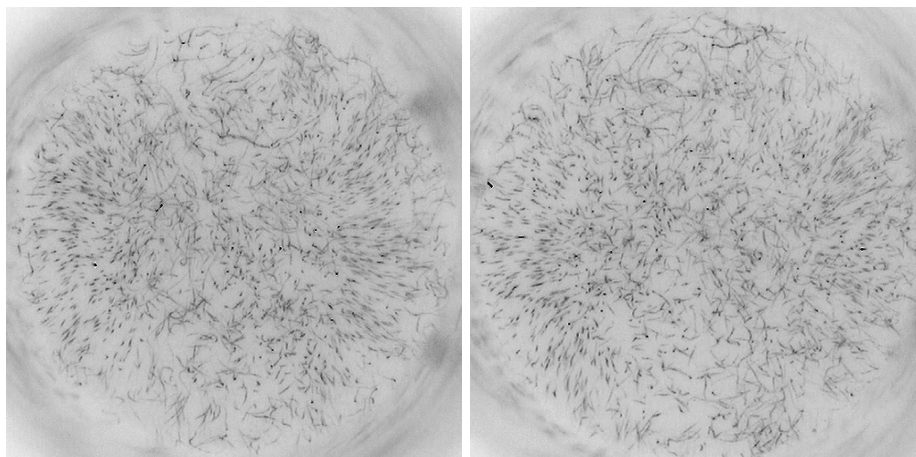


Abbildung 5.62: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

sem Bereich beobachtet man ein stark divergentes Verhalten der Nebenströmung. Bei weiter zunehmendem Abstand z von der Herzklappe sinken die Turbulenzen dann weiter ab.

In Abbildung 5.65 ist die xz-Ebene im Abstand $x=10\text{mm}$ zu sehen. Man erkennt die Hauptströmung im Bereich direkt neben dem mittleren Herzklappenflügel. Die Hauptströmung an sich weist wenige Turbulenzen auf und legt sich erst außerhalb der Meßbereiche an die Rohrwand an. Man erkennt im Bereich der Bulben selber als auch im zunehmendem Abstand z hinter den Bulben Bereiche hoher Turbulenz. Besonders im Bereich hinter dem oberen Bulbus sind starke Querströmungen zu erkennen. Diese Querströmungen haben ihre Ursache in der auf den Bulbus auftreffenden Nebenströmung.

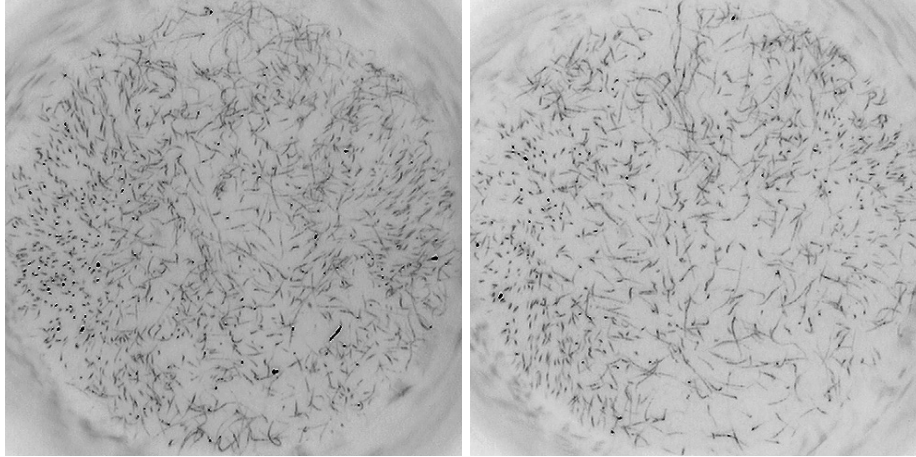


Abbildung 5.63: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in der xy-Ebene im Abstand $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

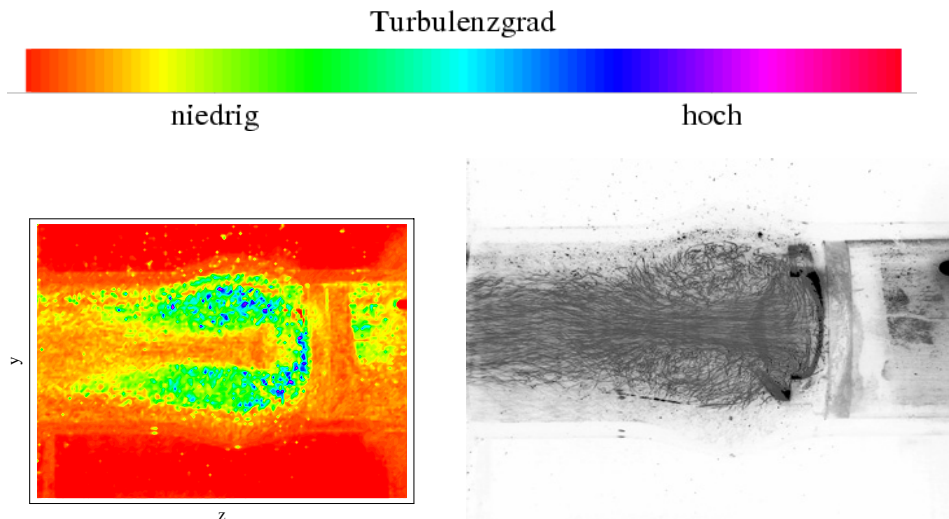


Abbildung 5.64: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der yz-Ebene im Abstand $x=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

Im Abstand $x=15\text{mm}$ ist die Hauptströmung im Bereich der oberen und unteren Herzklappe zu sehen. Die Turbulenzbereiche und die Strömungsaufnahme hierzu sind in Abbildung 5.66 dargestellt. Hierbei zeigen sich im Bereich zwischen der Hauptströmung und der Rohrwand fast über die gesamte Meßebene höhere Turbulenzbereiche. Innerhalb der Hauptströmungen sind die Turbulenzen sehr niedrig. Die Turbulenzen im Bereich der Bulben entstehen sowohl durch die Nebenströmung als auch durch die Strömungsablösung beim Übergang von der Herzklappe in die Bulben.

Sowohl die Hauptströmung als auch die obere und untere Nebenströmung erkennt man im Abstand $x=20\text{mm}$ in Abbildung 5.67. In diesem Abstand erkennt man über

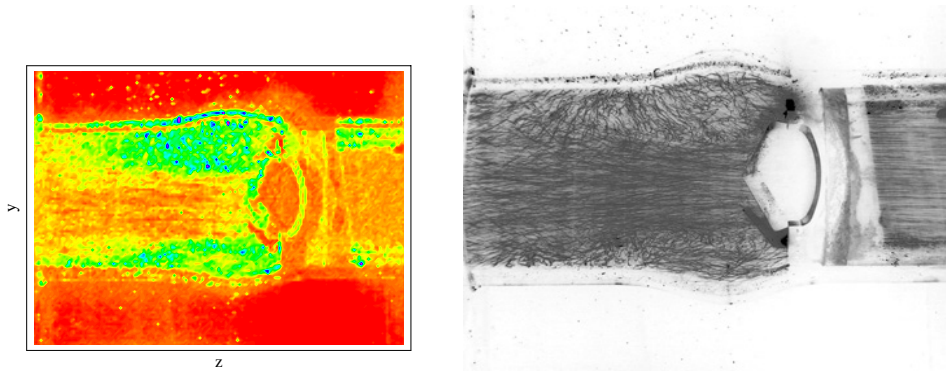


Abbildung 5.65: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der yz -Ebene im Abstand $x=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

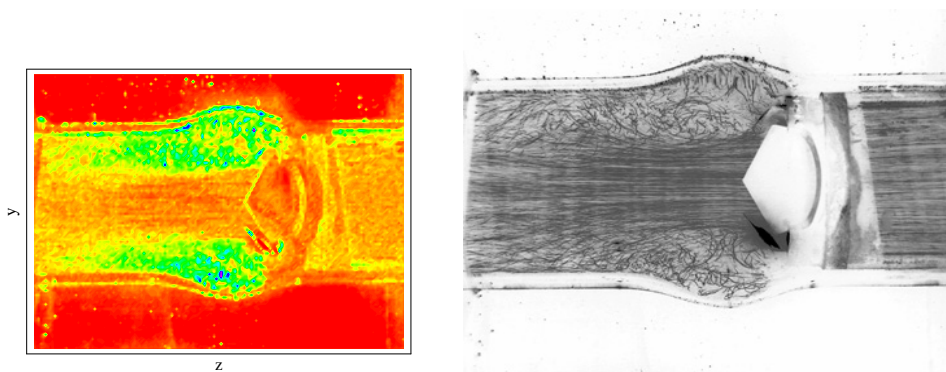


Abbildung 5.66: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der yz -Ebene im Abstand $x=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

den gesamten Meßbereich Turbulenzgebiete. Jedoch ist die Stärke dieser Turbulenzgebiete nicht sehr hoch und sinkt mit zunehmendem Abstand von der Herzklappe ab. In der Strömungsaufnahme erkennt man sowohl in der Hauptströmung als auch in den Nebenströmungen ein stark divergentes Verhalten. Dieses stark divergente Verhalten führt zu den Turbulenzen in diesem Bereich. Nur im Bereich der Bulben werden höhere Turbulenzen beobachtet.

In Abbildung 5.68 erkennt man die Randströmung innerhalb des oberen und unteren Bulbus im Abstand $x=25\text{mm}$. Zu erkennen sind hierbei innerhalb des Bulbus die Randbereiche der Hauptströmung und der oberen und unteren Nebenströmungen. Diese erzeugen innerhalb der Bulben Bereiche hoher Turbulenz. Bei weiter zunehmendem Abstand z in den Bereichen hinter den Bulben gehen diese Turbulenzen deutlich zurück.

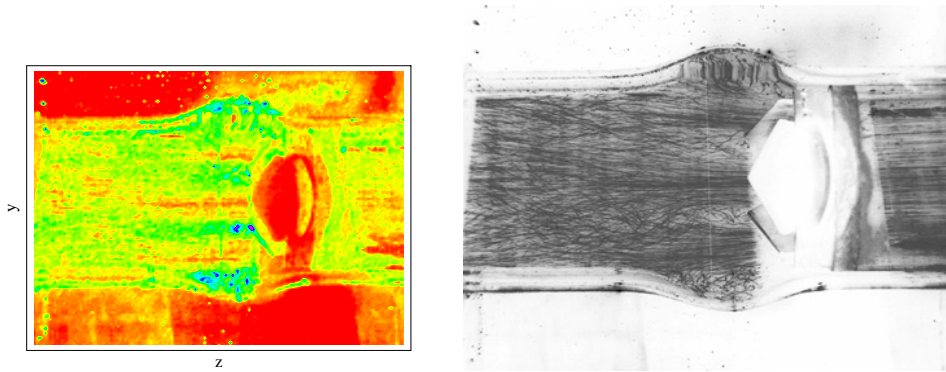


Abbildung 5.67: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der yz-Ebene im Abstand $x=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

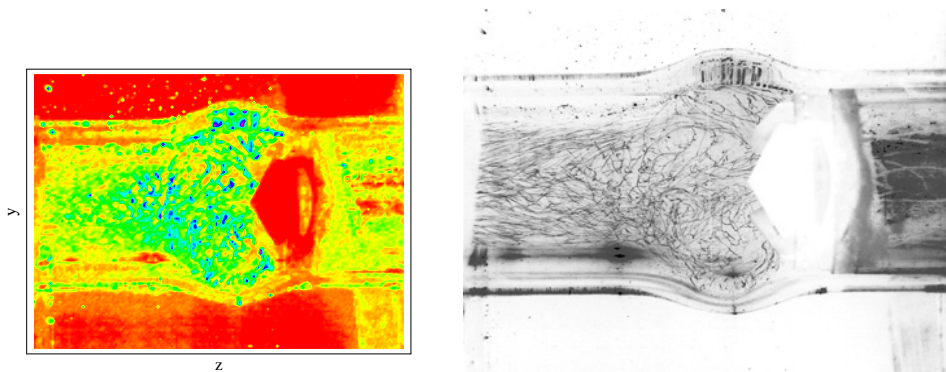


Abbildung 5.68: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der yz-Ebene im Abstand $x=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

xz-Ebene In Abbildung 5.69 erkennt man die vordere untere Nebenströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 im Abstand $y=5\text{mm}$ bei $Q=30\text{l/min}$. Die Nebenströmung an sich zeigt wenige Turbulenzen. Jedoch zeigen sich in den Bereichen außerhalb der Nebenströmung hohe Turbulenzen. Diese gehen erst im Bereich hinter den Bulben deutlich zurück, und man beobachtet im Abstand $z=35\text{mm}$ Strömungsbereiche mit sehr geringer Turbulenz.

Auch im Abstand $y=10\text{mm}$ beobachtet man innerhalb der Bulben hohe Turbulenzbereiche. Daneben erkennt man im Bereich unterhalb des oberen Herzklappenflügels den äußeren Bereich der Hauptströmung. Die obere Nebenströmung ist bei diesem Abstand noch nicht zu erkennen. Die Turbulenzbereiche erstrecken sich auch hier fast über den gesamten Randbereich der Strömung, während man innerhalb der Hauptströmung nur geringe Turbulenzen erkennt.

In Abbildung 5.71 ist die xz-Ebene im Abstand $y=15\text{mm}$ dargestellt. Dies entspricht einem Schnitt in der Rohrmitte. Man erkennt hierbei die obere Nebenströmung sowie die Hauptströmung. Höhere Turbulenzen beobachtet man im oberen

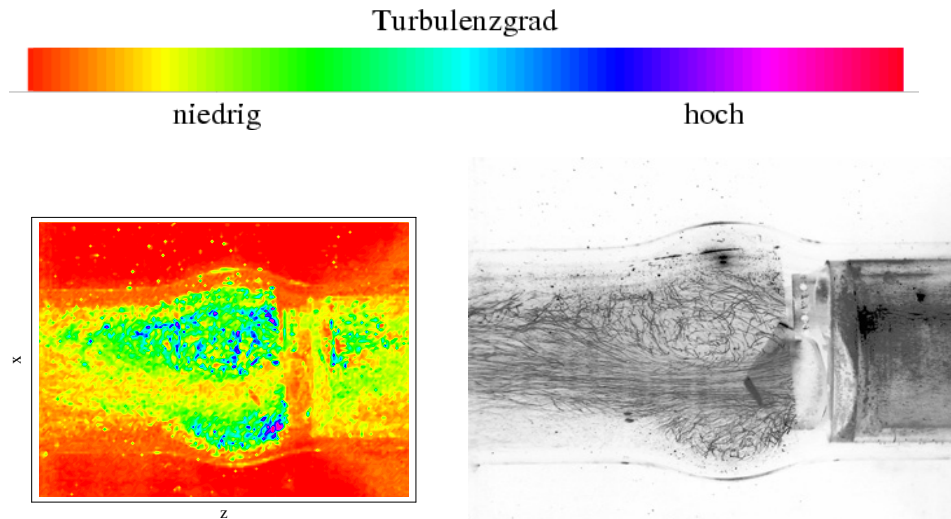


Abbildung 5.69: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xz -Ebene im Abstand $y=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

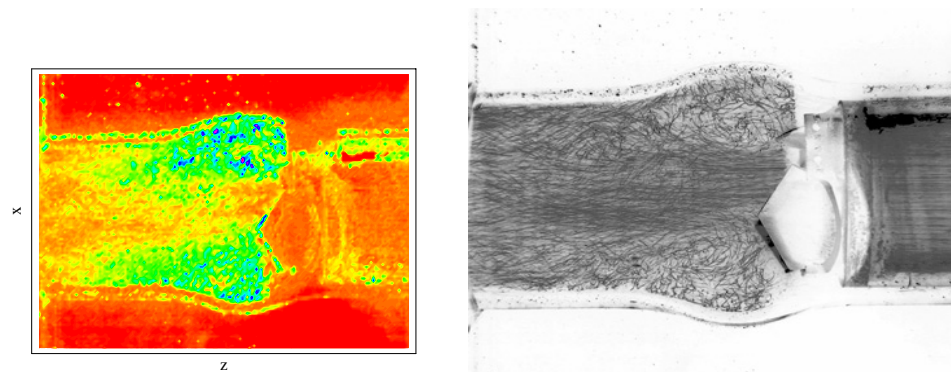


Abbildung 5.70: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xz -Ebene im Abstand $y=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

Bulbus sowie im Bereich hinter dem unteren Flügellager. In diesem Bereich entstehen die Turbulenzen offensichtlich durch die Strömungsablösung an der Kante des Herzklappenringes. Im Bereich des oberen Bulbus kann man gut erkennen, wie die Nebenströmung in den Bulbus strömt und es dadurch zu Turbulenzen kommt. Innerhalb der Hauptströmung und der Nebenströmung erkennt man auch hier nur geringe Turbulenzen.

Im Abstand $y=20\text{mm}$ in Abbildung 5.72 erkennt man den äußeren Bereich der Hauptströmung. Diese besitzt in diesem Bereich eine deutliche Strömungskomponente nach unten. Die Ursache hierfür liegt in der selbst bei vollständiger Öffnung des Herzklappenflügels vorhandenen Neigung des Flügels. In den Bereichen der Bulben beobachtet man auch hier wieder hohe Turbulenzen.

In Abbildung 5.73 ist die Randströmung im Abstand $y=25\text{mm}$ zu sehen. Außer

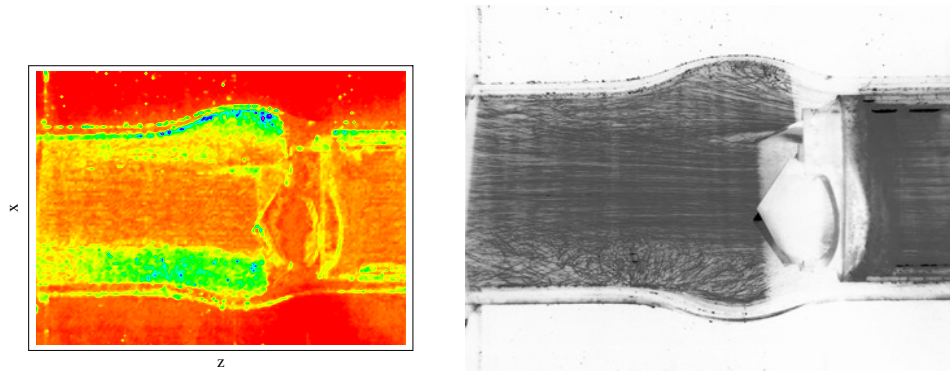


Abbildung 5.71: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xz -Ebene im Abstand $y=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

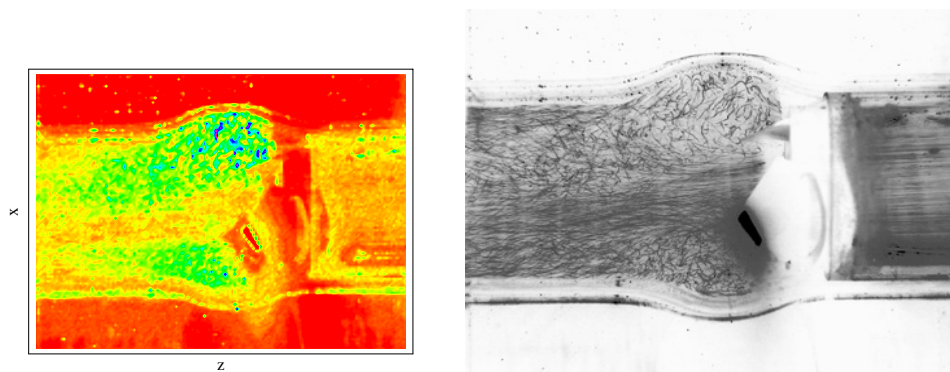


Abbildung 5.72: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xz -Ebene im Abstand $y=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

den niedrigen Turbulenzbereichen innerhalb der Nebenströmung erkennt man in diesem Abstand y große Bereiche der Strömung mit Geschwindigkeitskomponenten senkrecht zur Hauptströmung. Erst mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe sind auch größere Geschwindigkeitskomponenten in Richtung der Hauptströmungsrichtung zu erkennen.

xy-Ebene Die Strömungsaufnahmen des Prototypen TRICUMED Hk0 der xy -Ebene bei einem Fluß von $Q=30\text{ l/min}$ sind in den Abbildungen 5.74 bis 5.76 zu sehen. Die Einbauposition des Prototypen sowie die turbulenzarme Anströmung sind in Abbildung 5.74 dargestellt. Im Abstand $z=13\text{mm}$ hinter der Herzklappe erkennt man im Bereich der Hauptströmung nur wenige und kleine Querkomponenten der Geschwindigkeit. Die Nebenströmungen dagegen zeigen große Querkomponenten, jedoch sind die Stromlinien in diesem Bereich parallel zueinander, so daß es sich hierbei im direkten Bereich der Nebenströmung um nach außen gerichtete Strömungen

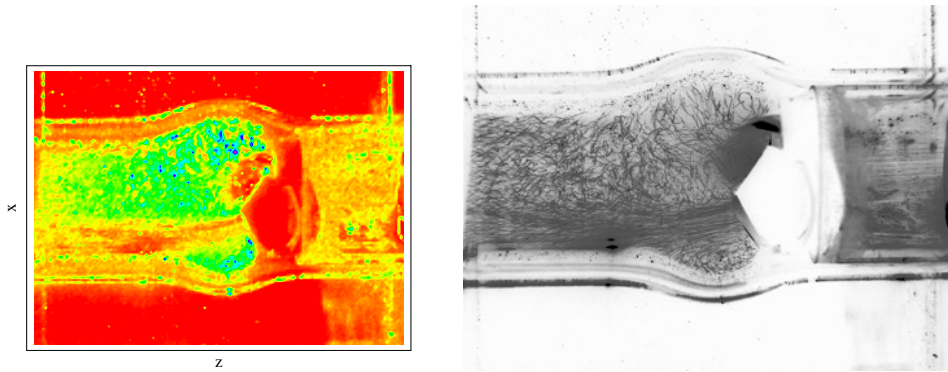


Abbildung 5.73: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xz -Ebene im Abstand $y=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

handelt. Dies konnte man in den oberen Abschnitten beobachten. In den Bereichen zwischen den Nebenströmungen, also im Bereich der Flügellager, beobachtet man dagegen Turbulenzen. Mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe steigen die Turbulenzen in den Bereichen der Nebenströmung stark an. Auch die Randbereiche der Hauptströmung werden zunehmend turbulent. Im Abstand $z=35\text{mm}$ beobachtet man nur noch im Kernbereich der Hauptströmung in der Rohrmitte Strömungen mit geringen Querkomponenten der Geschwindigkeit. Im Randbereich des gesamten Meßquerschnittes sind Bereiche turbulenter Strömungen zu erkennen.

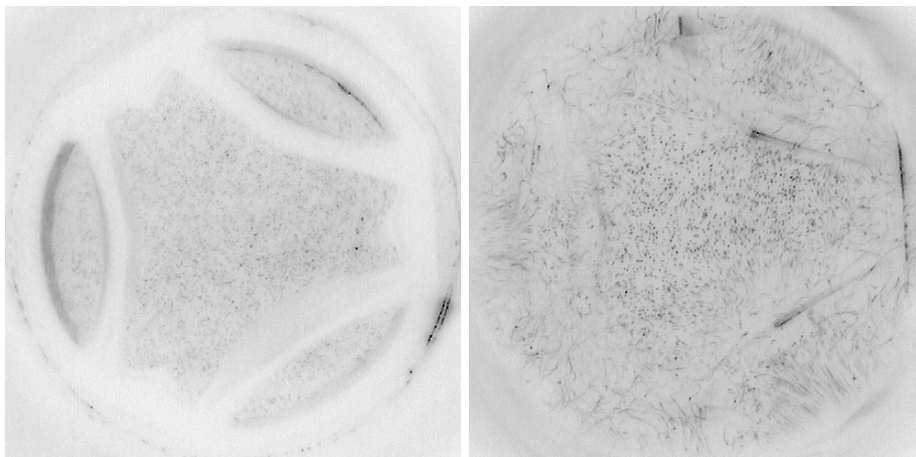


Abbildung 5.74: Strömungsaufnahmen der Anströmung sowie Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xy -Ebene im Abstand $z=13\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

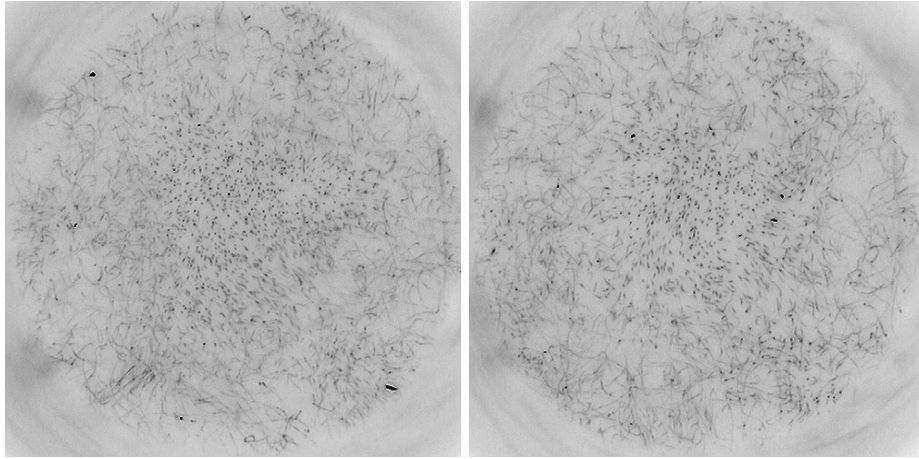


Abbildung 5.75: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xy-Ebene im Abstand $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

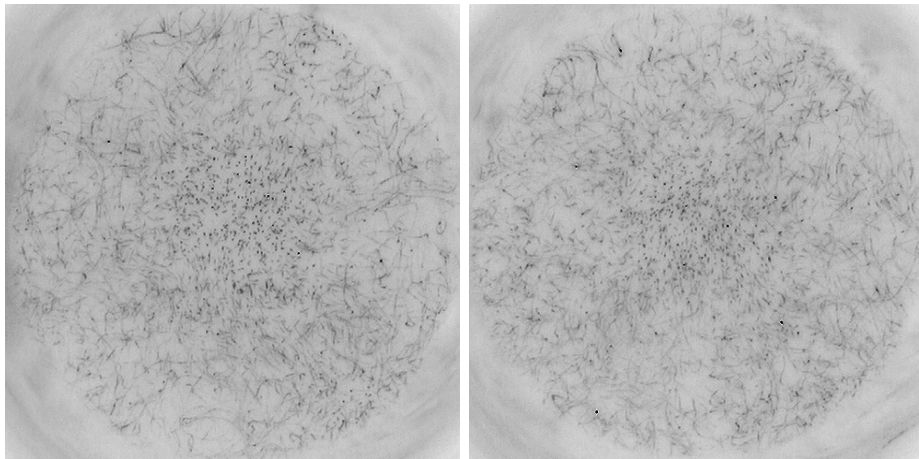


Abbildung 5.76: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 in der xy-Ebene im Abstand $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

5.4.4 TRICUMED Hk5

Im letzten Abschnitt werden die Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen des dreiflügeligen Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ untersucht.

yz-Ebene Die Untersuchungen der yz-Ebene sind in den Abbildungen 5.77 bis 5.81 dargestellt. In Abbildung 5.77 erkennt man bei einem Abstand von $x=5\text{mm}$ die mittlere Nebenströmung. Im Bereich hinter den Bulben trifft die Nebenströmung auf die Rohrwand und es entstehen in diesem Bereich Turbulenzen. Auch innerhalb der Bulben neben der Nebenströmung erkennt man Bereiche von Wirbeln und Turbulenzen. Innerhalb der Nebenströmung sind ansonsten wenig Turbulenzen zu

Turbulenzgrad

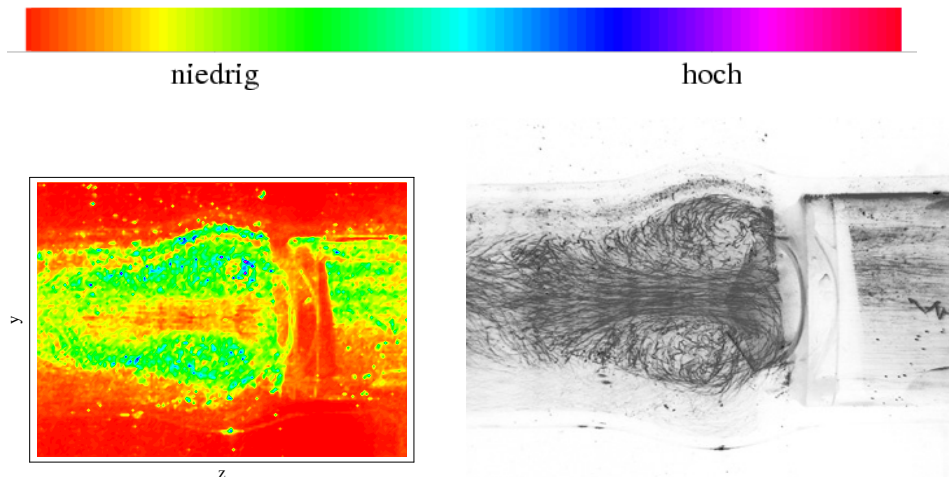


Abbildung 5.77: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der yz -Ebene im Abstand $x=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

beobachten. Nach dem Auftreffen der Nebenströmung auf die Rohrwand sind Turbulenzen bis zum Ende des Meßbereichs zu erkennen.

In Abbildung 5.78 ist die Strömung im Bereich des mittleren Herzklappenflügels zu sehen. Hierbei erkennt man sowohl Randbereiche der Nebenströmung als auch der Hauptströmung. Ansonsten beobachtet man im Bereich direkt hinter dem Herzklappenflügel turbulente Strömungsgebiete, die sich über den gesamten Meßquerschnitt erstrecken. Erst bei zunehmendem Abstand z im Bereich deutlich hinter den Bulben sinken die Turbulenzen langsam ab.

Im Abstand $x=15\text{mm}$ in Abbildung 5.79 ist die Hauptströmung in der Rohrmitte zu erkennen. Im Bereich der Hauptströmung sind keine Turbulenzen zu erkennen. Diese befinden sich zum überwiegenden Teil innerhalb der Bulben und den Bereichen

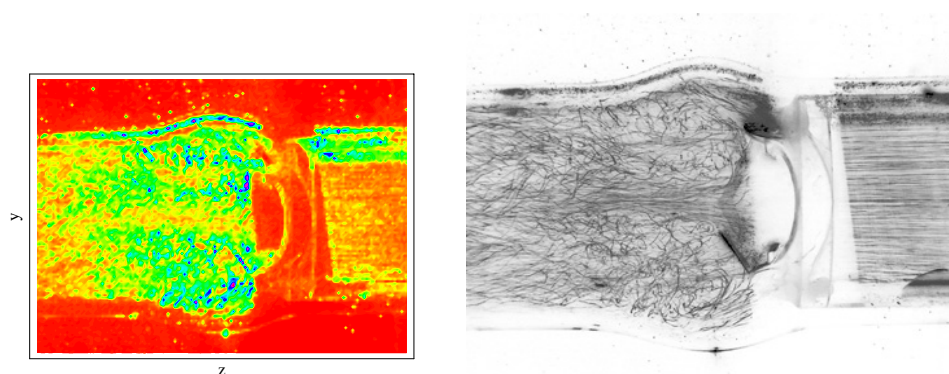


Abbildung 5.78: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der yz -Ebene im Abstand $x=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

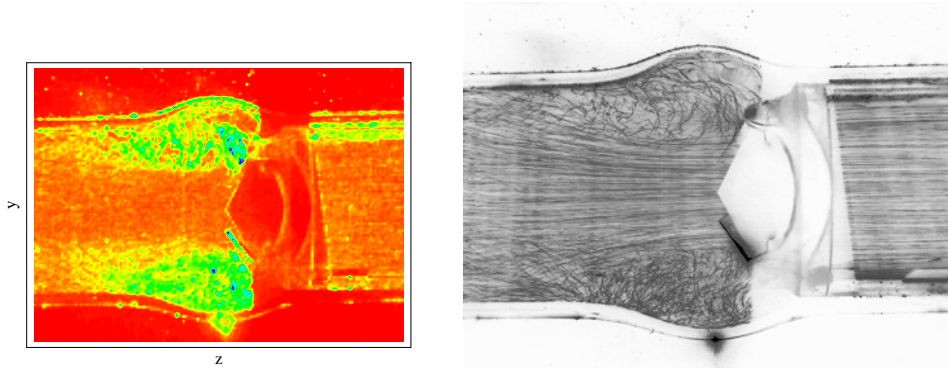


Abbildung 5.79: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der yz -Ebene im Abstand $x=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

hinter den Lagern der Herzklappenflügel. Im Bereich hinter den Bulben sind auch turbulente Strömungsbereiche zu erkennen, die jedoch mit zunehmendem Abstand z geringer werden.

Die obere und untere Nebenströmung sowie die Hauptströmung im Abstand $x=20\text{mm}$ sind in Abbildung 5.80 zu sehen. Innerhalb der Hauptströmung sind wenig Turbulenzen zu erkennen. Die Nebenströmungen dagegen zeigen ein divergierendes Strömungsverhalten und damit mit zunehmendem Abstand z zunehmende Turbulenzen. Weitere Turbulenzen sind in den Bereichen zwischen der Hauptströmung und den Nebenströmungen sowie in den Bereichen der Bulben zu erkennen.

Die Randbereiche der oberen und unteren Nebenströmung sowie der Randbereich der Hauptströmung im Abstand $x=25\text{mm}$ sind in Abbildung 5.81 dargestellt. Auch hier ist zu erkennen, daß es im Gegensatz zu den Nebenströmungen innerhalb der Hauptströmung nur geringe Turbulenzen gibt. Im gesamten übrigen Meßbereich, also auch im Bereich der Nebenströmungen, sind teilweise hohe Turbulenzen zu erkennen. Diese nehmen erst im Bereich hinter den Bulben ab.

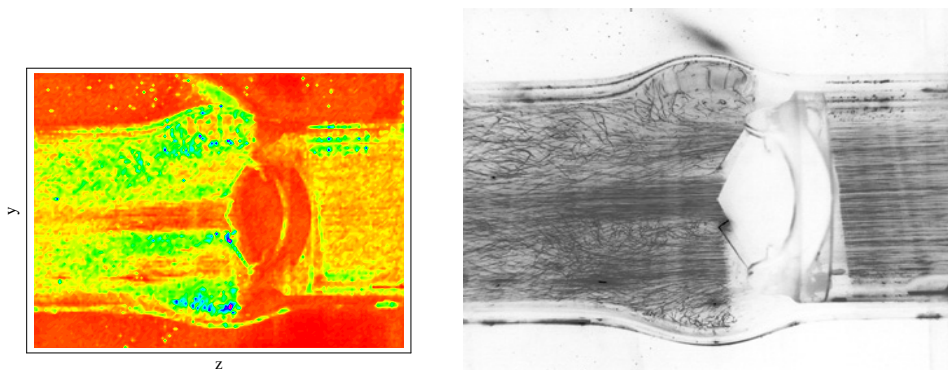


Abbildung 5.80: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der yz -Ebene im Abstand $x=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

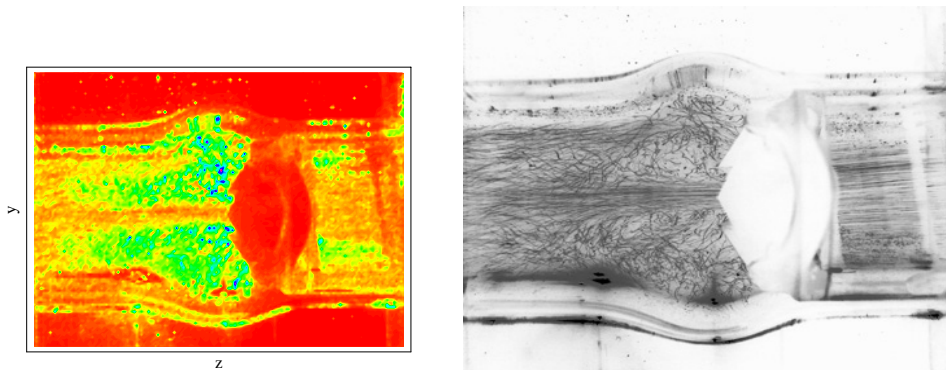


Abbildung 5.81: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der yz-Ebene im Abstand $x=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

xz-Ebene Die Untersuchungen der xz-Ebene des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=30\text{l/min}$ sind in den Abbildungen 5.82 bis 5.86 zu sehen. Die vordere Nebenströmung in Abbildung 5.82 zeigt innerhalb der Bulben wenig Turbulenzen. Jedoch erkennt man auch hier ein divergentes Strömungsverhalten der Nebenströmung, so daß man in den Randbereichen der Nebenströmung sowie am Ende der Bulben zunehmende Turbulenzen beobachtet. Auch innerhalb der Bulben, besonders im Bereich des oberen Herzklappenflügels beobachtet man hohe Turbulenzen. Erst mit zunehmendem Abstand z deutlich hinter den Bulben gehen die Turbulenzen wieder zurück.

In Abbildung 5.83 erkennt man die Hauptströmung im Bereich des vorderen Herz-

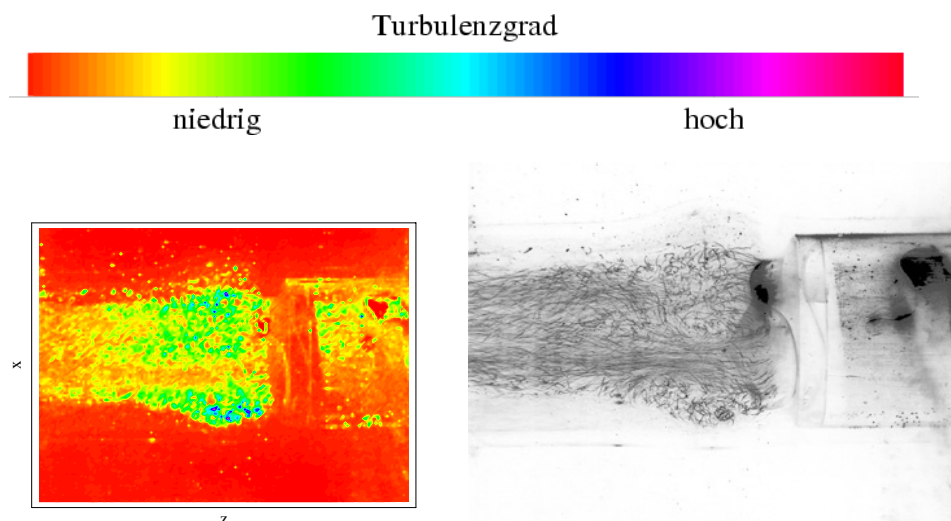


Abbildung 5.82: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xz-Ebene im Abstand $y=5\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

klappenflügels. Auch hier beobachtet man innerhalb der Hauptströmung keine oder nur geringe Turbulenzen. Demgegenüber erkennt man innerhalb der Bulben in den Bereichen hinter dem vorderen und oberen Herzklappenflügel ausgedehnte Turbulenzbereiche. Jedoch sieht man auch hier, daß die Turbulenzen in den Bereichen hinter den Bulben deutlich zurückgehen.

In der Rohrmitte im Abstand $y=15\text{mm}$ in Abbildung 5.84 erkennt man die obere Nebenströmung sowie die Hauptströmung. Innerhalb der Hauptströmung erkennt man auch hier wenige Turbulenzen. Die Hauptströmung legt sich im unteren Bereich in einem Abstand z kurz hinter den Bulben an die Rohrwand an. Im Bereich oberhalb der Hauptströmung sind im gesamten Meßbereich bei zunehmendem Abstand z Turbulenzen zu erkennen. Besonders deutlich ist hier das divergierende Strömungsverhalten der Nebenströmung zu beobachten. Kann man direkt hinter dem oberen Herzklappenflügel innerhalb der Nebenströmung kaum Turbulenzen erkennen, so kann man schon innerhalb des oberen Bulbus die Nebenströmung nicht mehr von den anderen Strömungen unterscheiden.

Im Abstand $y=20\text{mm}$ sind die Hauptströmung sowie Randbereiche der oberen Nebenströmung zu beobachten. Bis auf den Bereich der Hauptströmung erkennt man

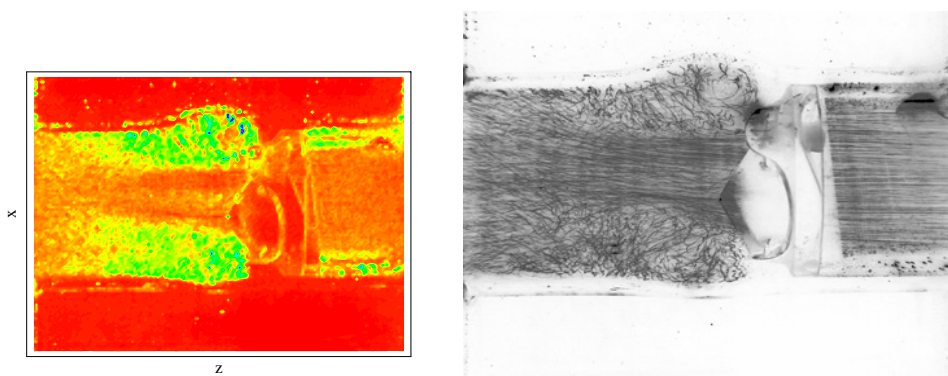


Abbildung 5.83: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xz -Ebene im Abstand $y=10\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

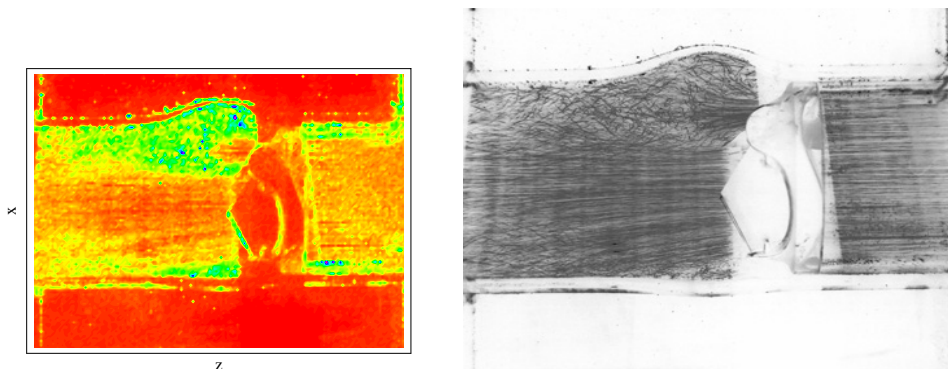


Abbildung 5.84: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xz -Ebene im Abstand $y=15\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

im gesamten Meßbereich auch außerhalb der Bulben Turbulenzen.

Abbildung 5.86 zeigt die Randbereiche der Hauptströmung sowie die Nebenströmung des hinteren Herzklappenflügels im Abstand $y=25\text{mm}$. Sowohl innerhalb der Hauptströmung als auch der Nebenströmung sind nur geringe Turbulenzen zu erkennen. Jedoch beobachtet man in den Bereichen zwischen Haupt- und Nebenströmung teilweise hohe Turbulenzen. Diese Bereiche hoher Turbulenzen nehmen erst mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe ab.

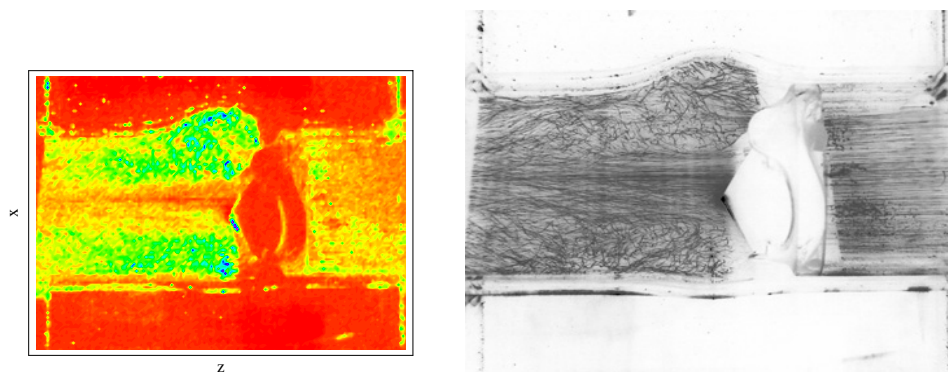


Abbildung 5.85: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xz -Ebene im Abstand $y=20\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

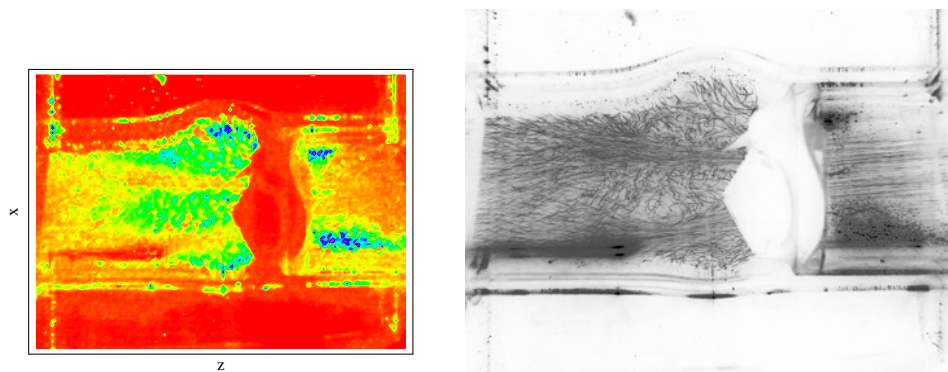


Abbildung 5.86: Turbulenzbereiche und Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xz -Ebene im Abstand $y=25\text{mm}$ von der Rohrwand bei einem Fluß $Q=30\text{ l/min}$.

xy-Ebene Die Strömungsaufnahmen der xy -Ebene des Prototypen TRICUMED Hk5 sind in den Abbildungen 5.87 bis 5.89 zu sehen. Zudem wurde auch hier in Abbildung 5.87 die Anströmung der Herzklappe untersucht. Man erkennt ebenso wie bei den Untersuchungen der Anströmungen der vorigen Herzklappen, daß die Anströmung nahezu frei von Querströmungen ist. Im Abstand $z=12\text{mm}$ hinter der Herzklappe beobachtet man auch innerhalb der Hauptströmung und der Nebenströmungen nur geringe Querkomponenten der Strömungsgeschwindigkeit. Turbulente Strömungsbereiche erkennt man in den Bereichen der Herzklappenflügel und

der Flügellager. Mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe werden erst die Nebenströmungen und dann die Randbereiche der Hauptströmung turbulent. Der Kernbereich der Hauptströmung ist bis zu einem Abstand von $z=25\text{mm}$ nahezu frei von Querströmungen. Bei zunehmendem Abstand z steigen auch in diesem Bereich die Querkomponenten der Geschwindigkeit an. Jedoch beobachtet man weiterhin im Kernbereich der Hauptströmung Strömungen ohne Querkomponenten. Im Abstand $z=35\text{mm}$ beobachtet man im gesamten Randbereich Turbulenzen.

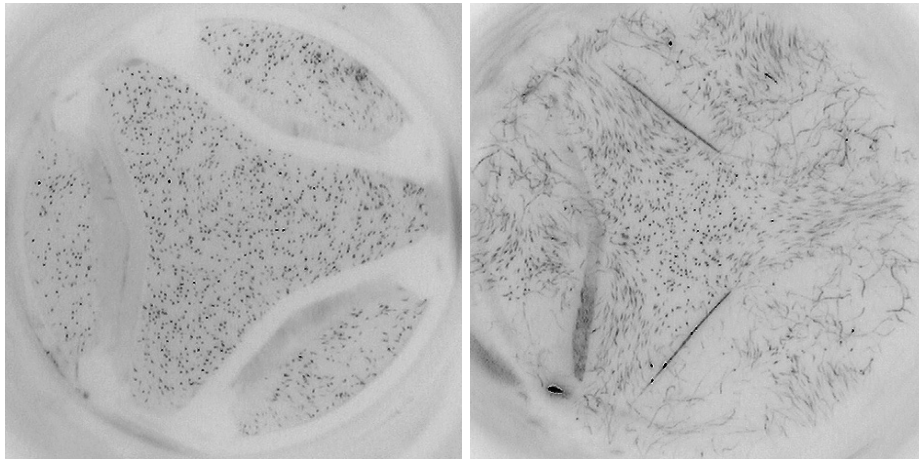


Abbildung 5.87: Strömungsaufnahmen der Anströmung sowie Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xy -Ebene im Abstand $z=12\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

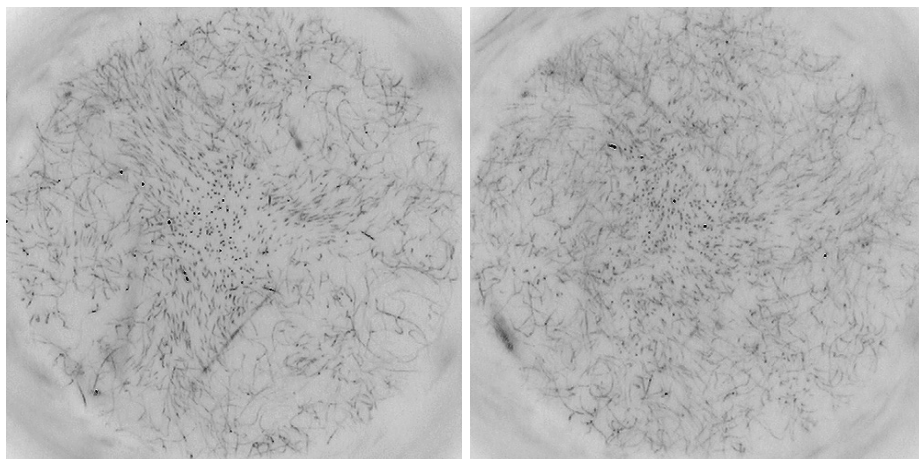


Abbildung 5.88: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xy -Ebene im Abstand $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

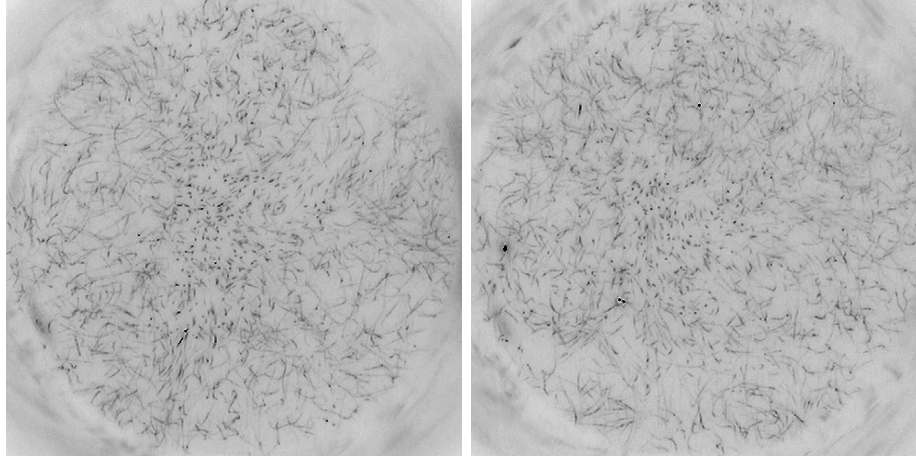


Abbildung 5.89: Strömungsaufnahmen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in der xy-Ebene im Abstand $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ vom Herzklappenring bei einem Fluß $Q=30\text{l/min}$.

5.5 LDA-Messungen

Die Druckmessungen können nur Aussagen über den Gesamteinfluß einer künstlichen Herzklappe auf die Strömung machen. Die Turbulenzbetrachtungen aus den Strömungsaufnahmen liefern ausschließlich qualitative Aussagen. Um einzelne Gebiete der Strömung genauer und quantitativ zu betrachten, wurde in diesen Gebieten mittels Laser-Doppler-Anemometrie die jeweilige Geschwindigkeit bestimmt. Diese Messungen wurden als Grundlagenmessungen für folgende Untersuchungen vorerst nur im laminaren Strömungsbereich durchgeführt. Dadurch können alle Herzklappen miteinander in Hinsicht auf ihre Strömungseigenschaften verglichen werden. Ermittelt wurde für jede Herzklappe die bei konstantem Fluß gemittelte Geschwindigkeitskomponente v_i , deren Schwankung $\sigma(v_i)$ und der Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_i|$. Durch diese Messungen kann man die Strömungsbereiche mit Turbulenzen und hohen Scherkräften erkennen. Im weiteren wurde aus dem Quotienten der Geschwindigkeitsschwankung $\sigma(v_i)$ und des Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_i|$ ein Maß für Turbulenzen in der Strömung berechnet. Im allgemeinen deuten große Geschwindigkeitsschwankungen selbst schon auf Turbulenzen hin, jedoch kann durch das endliche Meßvolumen des LDA-Meßortes auch ein hoher Geschwindigkeitsgradient zu hohen Geschwindigkeitsschwankungen führen. Um dieses zu vermeiden wird der Quotient aus Geschwindigkeitsschwankung und Geschwindigkeitsgradient gebildet, wodurch die hohen Schwankungen durch einen hohen Gradienten unterdrückt werden.

Bisher wurden Strömungsuntersuchungen sowohl mit Laser-Doppler-Anemometrie als auch mit Hitzedraht-Anemometer an ein- und zweiflügeligen Herzklappen unter anderem von Bruss [Bru83], Hasenkam [Has87][Has88], Lei [Lei92], Pohl [Poh91], Reul [Reu87], Schramm [Sra81], Talkuder [Tal77] und Yoganathan [Yog78] durchgeführt. Die Scherkräfte innerhalb von Strömungen und der Nachlaufströmung von künstlichen Herzklappen wurden beispielsweise von Großmann [Gro00], Tillmann [Til84], den Toonder [Too97], Yoganathan [Yog86] und Zhao-Hong [Zha85] unter-

sucht. Numerische Strömungssimulationen hierzu sind von Hillen [Hil86], Lei [Lei92], Perkhod [Per91] und Stevenson [Ste85a][Ste85b] bekannt. Untersucht werden in dieser Arbeit die einflügelige HALL-KASTER Herzklappe, die zweiflügelige ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe, der Prototyp TRICUMED Hk0 sowie der Prototyp TRICUMED Hk5 in normaler und anormaler Einbauposition bei einem Fluß im Bereich von $Q = 2 - 2.5l/min$. Da der Durchflußmesser erst ab einem Fluß $Q \geq 2l/min$ arbeitet und die in den Druckmessungen ermittelten theoretischen Werte für die Übergang von laminarer zu turbulenter Strömung bei einem Fluß $Q \geq 3.7l/min$ liegen, wurde dieser Meßbereich für den Durchfluß ausgewählt. Jedoch ließ sich der Fluß bei diesem für den Durchflußmesser minimalen Meßbereich nicht über alle Untersuchungen konstant halten, so daß es zu den angegebenen Schwankungen des Flusses zwischen einzelnen Messungen von $\Delta Q = 0.5l/min$ kommt. Der Fluß während einer Messung konnte jedoch sehr gut konstant gehalten werden.

Im Laufe der Messungen wurde die Meßanordnung wie schon erwähnt im Bereich des Senders als auch des Empfängers und der Streuteilchen verbessert. Dadurch wurden die Messungen der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe sowie des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition in den Randgebieten der Bulben und des Rohres verbessert. Bei den vorangegangenen Messungen war es teilweise nicht möglich, ein ausreichendes Doppler-Signal im Randbereich zu erhalten, so daß die Geschwindigkeitsmessungen bei diesen Herzklappen im äußersten Randbereich nicht sehr genau sind. Desweiteren konnten in den jeweiligen oberen und unteren Bereichen der Bulben durch die Differenz in den Brechungsindizes zwischen Wasser und den Glasbulben keine Messungen durchgeführt werden, da der Meßort infolge der Beugung nicht mehr genau zu bestimmen war.

Die ermittelten Profile wurden zur besseren Vergleichbarkeit der unterschiedlichen Herzklappen jeweils mit demselben Bereich des jeweiligen Parameters aufgetragen.

Zum besseren Verständnis der folgenden Messungen ist in Abbildung 5.90 das Geschwindigkeitsprofil der z-Komponente in der xy-Ebene des Prototypen TRICUMED Hk5 zu sehen. Angedeutet sind hier neben den einzelnen Strömungsbereichen auch die Herzklappenflügel und die Rohrwand.

5.5.1 Profile der z-Komponente senkrecht zur Flußrichtung

Die ersten Untersuchungen sind Messungen der Geschwindigkeitskomponente in Hauptströmungsrichtung bei einem Schnitt senkrecht zur Hauptströmungsrichtung. Die Messungen wurden in Abständen direkt hinter der Herzklappe bis zu $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring in Intervallen von $\Delta z=1mm$ durchgeführt. Dadurch konnten beispielsweise die Messungen an der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe sehr nah am Herzklappenring durchgeführt werden, während die Untersuchungen an den weiteren künstlichen Herzklappen mindestens im Abstand von $z=12mm$ hinter dem Herzklappenring durchgeführt wurden. Im folgenden wird eine Auswahl aus diesen Messungen unter anderem auf Geschwindigkeitsschwankungen, Geschwindigkeitsgradienten und qualitativ auf Turbulenzbereiche untersucht.

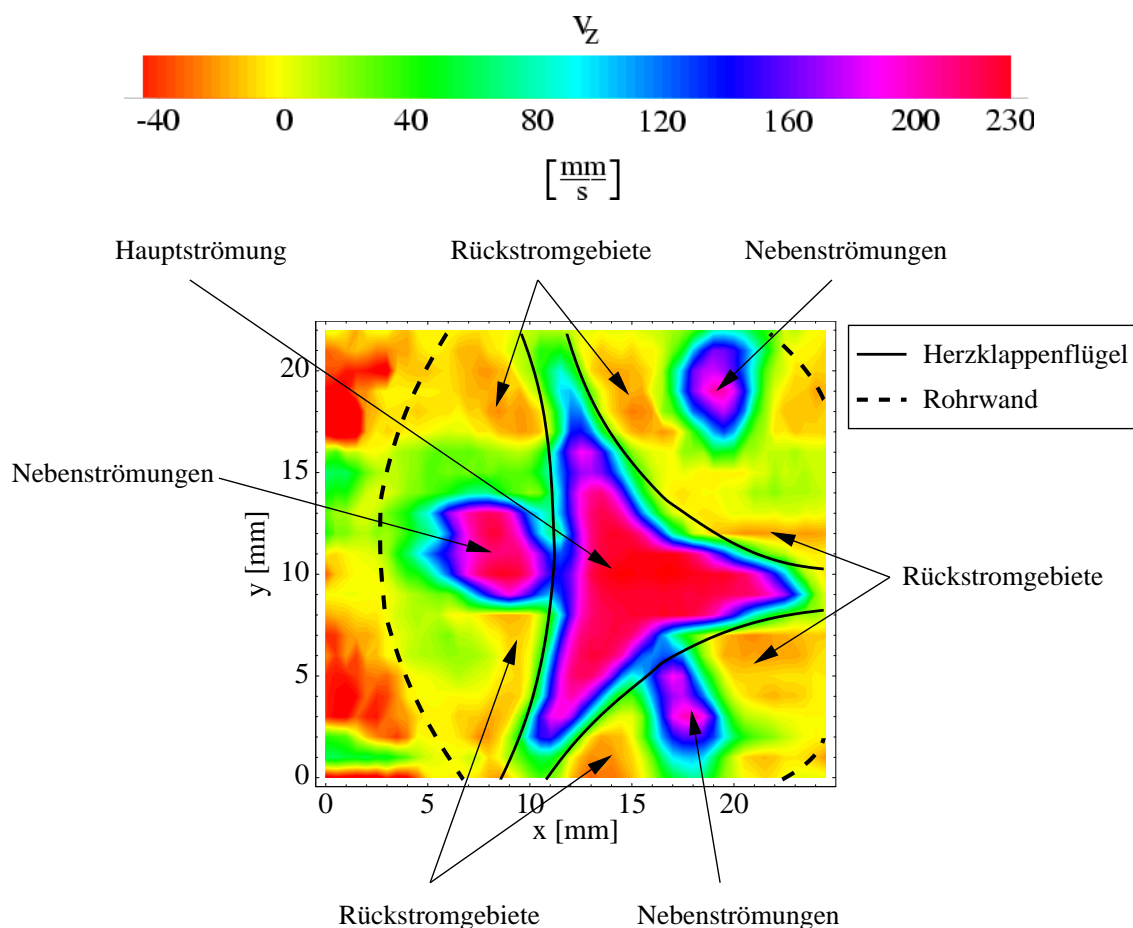


Abbildung 5.90: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der TRICUMED Hk5 Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $z=12\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring. Die Bereiche der Rohrwände und der Flügel sind angedeutet, sowie die entsprechenden Strömungen gekennzeichnet.

HALL-KASTER

Im folgenden werden die Untersuchungen und Auswertungen an der einflügeligen HALL-KASTER Herzklappe dargestellt. In Abbildung 5.91 ist zum besseren Verständnis dieser Messungen eine schematische Darstellung der Einbauposition der HALL-KASTER Herzklappe gegenüber den Bulben und des LDA gegeben. Desweiteren ist der Meßbereich des LDA als gestrichelte Linie angedeutet.

Geschwindigkeitsprofile Die Abbildungen 5.92 bis 5.96 zeigen die Geschwindigkeitsmessungen an der HALL-KASTER Herzklappe in Abständen von $z=16\text{mm}$, $z=20\text{mm}$, $z=25\text{mm}$, $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ vom Herzklappenring. Man erkennt bei allen Messungen deutlich den Bulbenrand. In diesem Bereich ist die Geschwindigkeit v_z Null und entspricht den gelben Bereichen in den Geschwindigkeitsprofilen.

Das Geschwindigkeitsprofil der HALL-KASTER Herzklappe im Abstand von $z=16\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ zeigt deutlich die

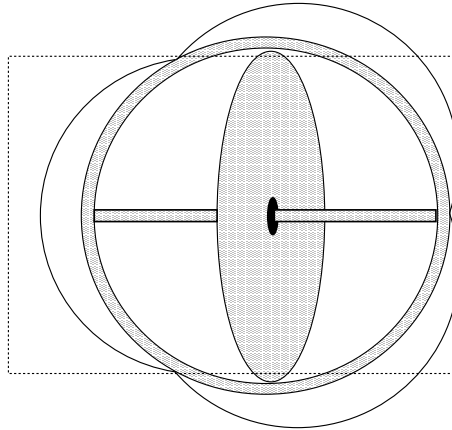


Abbildung 5.91: Schematische Darstellung der Einbauposition der HALL-KASTER Herzklappe während der Geschwindigkeitsmessungen mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

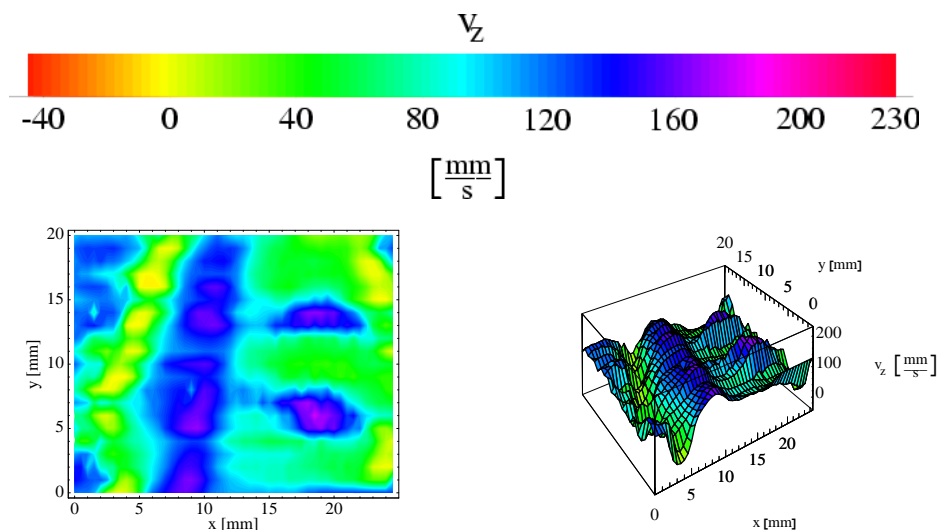


Abbildung 5.92: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=16mm$ hinter dem Herzklappenring.

Hauptströmung, sowie die beiden Nebenströmungen. Die Hauptströmung besitzt Maximalgeschwindigkeiten im Bereich von $v_z \approx 180mm/s$. Die Nebenströmungen werden sehr stark von der Halterung des Herzklappenflügels beeinflusst, wodurch die Strömung in zwei unterschiedliche Strahlen geteilt wird.

Im Abstand von $z=20mm$ erkennt man, daß sich die Hauptströmung fast vollständig an die Rohrwand angelegt hat, während die Nebenströmungen noch nahezu ungestört verlaufen. Im weiteren Verlauf bei einem Abstand von $z=25mm$ hinter dem Herzklappenring entsteht ein Geschwindigkeitsgefälle von der Seite der Hauptströmung zu der Seite der Nebenströmung. Die Nebenströmungen werden schwächer und verbinden sich mit der Hauptströmung.

In den Abbildungen 5.95 und 5.96 der Geschwindigkeitsprofile im Abstand $z=30mm$ und $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring erkennt man, daß sich die Hauptströmung

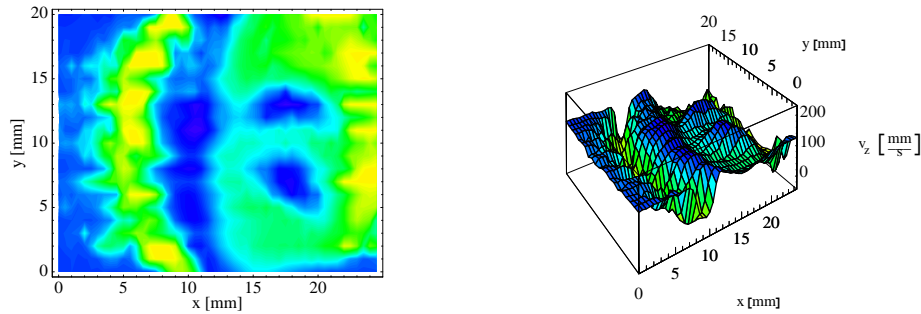


Abbildung 5.93: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring.

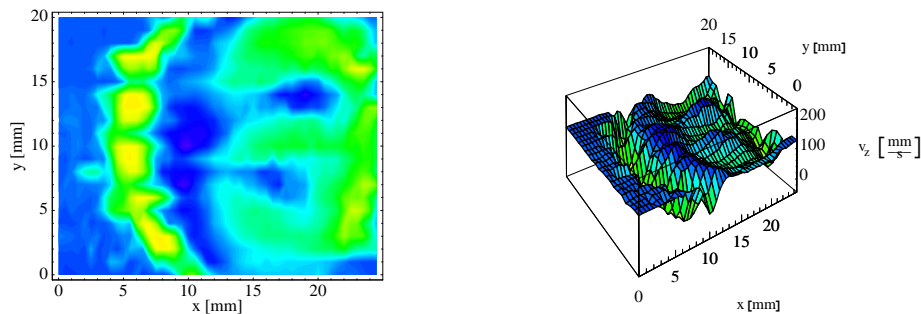


Abbildung 5.94: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=25mm$ hinter dem Herzklappenring.

nun vollständig an die Rohrseite angelegt hat. Die Nebenströmung verschwindet nahezu und geht in die Hauptströmung über, so daß sich nun eine starke Asymmetrie in der Strömung ausgebildet hat. Es ist davon auszugehen, daß die so erzeugte asymmetrische Geschwindigkeitsverteilung im weiteren Verlauf nahezu stabil bleibt. Eine solche Geschwindigkeitsverteilung ist unter physiologischer Betrachtung eventuell sogar für das Aortengewebe schädlich, da das Blut mit hoher Geschwindigkeit gegen die Gefäßwand gedrückt wird und dieses dabei zu Schädigungen oder Überdehnung der Gefäßwand führen kann.

Geschwindigkeitsdifferenzen Um deutlich zu machen, wie die Nachlaufströmung sich vom Abstand $z=16mm$ zu $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring entwickelt, wurde in den folgenden Abbildungen 5.97 bis 5.99 die Differenz der Geschwindigkeitsmessungen der Abstände $z=20mm$ bis $z=35mm$ gegenüber der Messung im Abstand $z=16mm$ aufgetragen.

In Abbildung 5.97, der Geschwindigkeitsdifferenz von $z=16mm$ und $z=17mm$, sind die Änderungen im Geschwindigkeitsprofil noch sehr gering. Man erkennt jedoch schon, daß die Maximalgeschwindigkeiten der Haupt- und Nebenströmung geringer

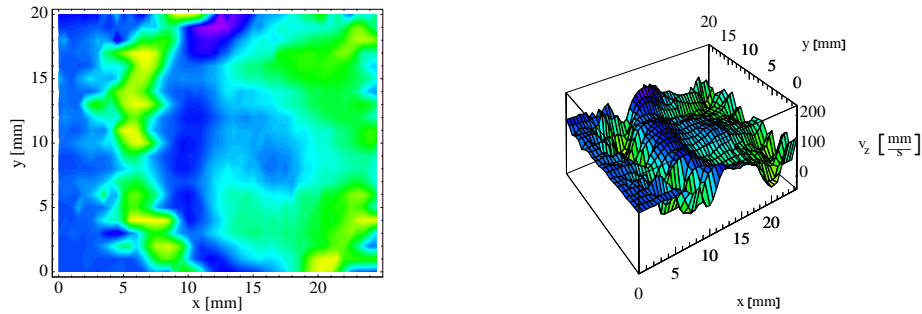


Abbildung 5.95: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=30mm$ hinter dem Herzklappenring.

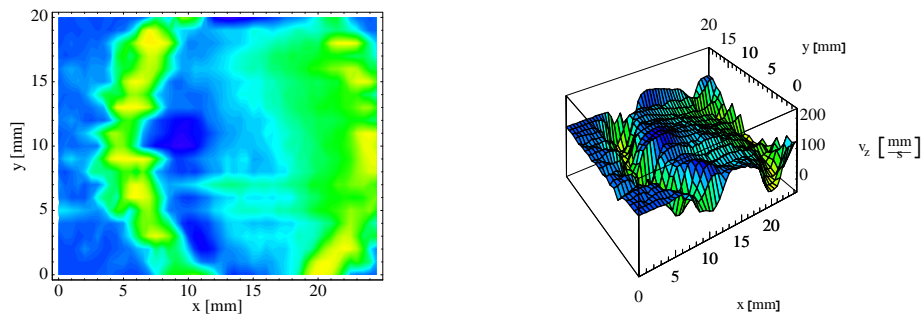


Abbildung 5.96: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring.

werden. Im Gegenzug steigen die Geschwindigkeiten besonders im Bereich zwischen den Nebenströmungen und der Hauptströmung an.

Dieses Verhalten ist auch im weiteren Verlauf bei den Geschwindigkeitsdifferenzen der Abstände $z=20mm$ bis $z=35mm$ zu beobachten. Besonders große Geschwindigkeitsdifferenzen sind hierbei im Bereich der Hauptströmung, aber auch der Nebenströmung zu sehen. Besonders die Bereiche der Geschwindigkeit der HALL-KASTER Herzklappe, die von der Flügelhalterung herabgesetzt wurden, zeichnen sich durch eine Geschwindigkeitszunahme aus. Hierbei ist zu erkennen, daß auch die Hauptströmung in der Mitte ein durch die Flügelhalterung erzeugtes Geschwindigkeitsminimum besitzt. Dies ist aufgrund der Geometrie der Herzklappe auch zu erwarten, kann jedoch erst anhand der Geschwindigkeitsdifferenzen genau beobachtet werden. Besonders große Geschwindigkeitszunahmen sind in den Bereichen neben der Hauptströmung an der Rohrwand sowie im Bereich zwischen der Haupt- und den Nebenströmungen zu erkennen.

Geschwindigkeitsgradienten Die Gradienten der Geschwindigkeitsprofile der HALL-KASTER Herzklappe sind in den Abbildungen 5.100 bis 5.102 dargestellt. Es

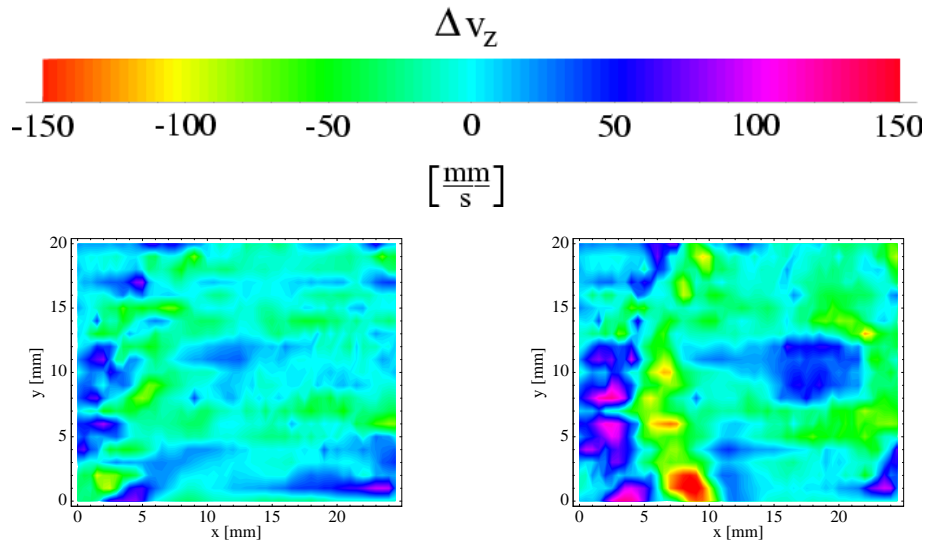


Abbildung 5.97: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=16\text{mm}$ und $z=17\text{mm}$ sowie $z=16\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

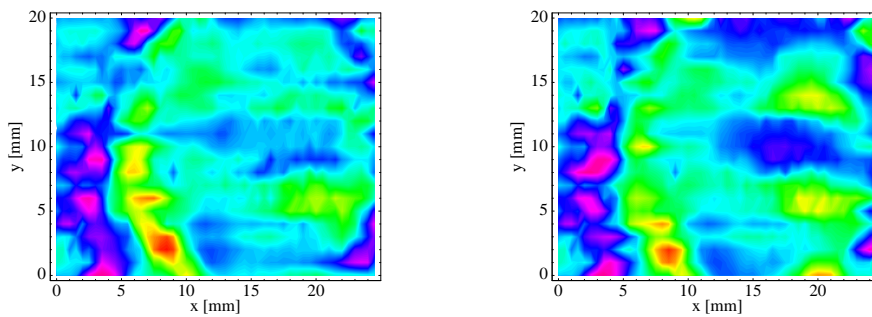


Abbildung 5.98: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=16\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ sowie $z=16\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

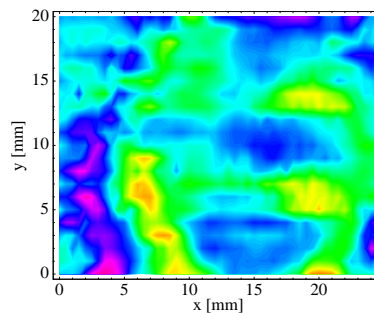


Abbildung 5.99: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=16\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

zeigt sich, daß sich die höchsten Gradienten nicht im Bereich direkt hinter der künstlichen Herzklappe befinden, sondern in dem Bereich zwischen Hauptströmung und Gefäßwand im Abstand von $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$. Die Gradienten liegen hier im Bereich von $|\text{grad } v_z| = 100\text{s}^{-1}$. Demgegenüber betragen die Gradienten innerhalb der Strömung nur $|\text{grad } v_z| \approx 50\text{s}^{-1}$. Bei der Betrachtung der Gradienten am Rand ist jedoch zu beachten, daß die äußersten hohen Gradienten durch den Übergang des Meßortes nach außerhalb des Glasbulbus zustande kommen und keinen Bezug zu den Strömungseigenschaften der Herzklappen besitzen. Im Abstand $z=35\text{mm}$ in Abbildung 5.102 sind innerhalb der Strömung kaum noch Gradienten zu erkennen, während der Gradient zwischen Hauptströmung und Gefäßwand immer noch stabil ist.

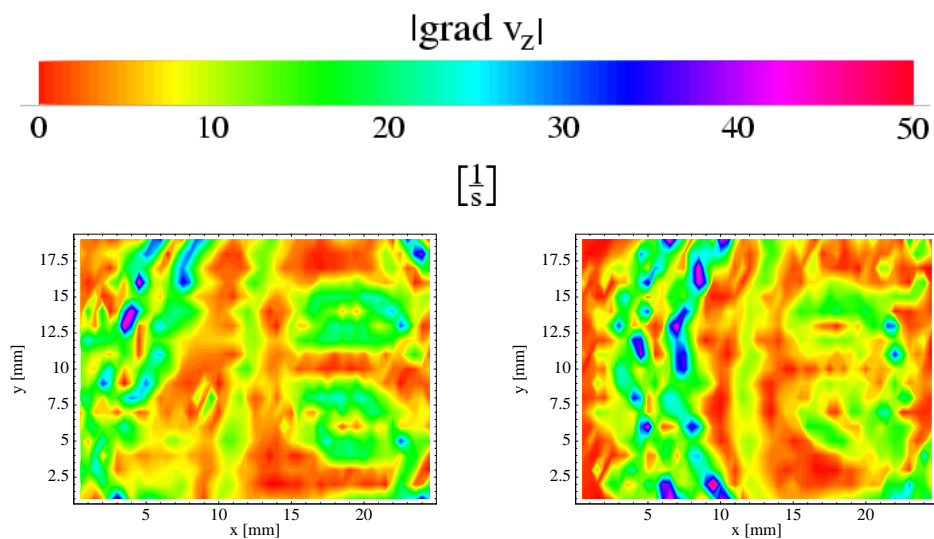


Abbildung 5.100: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ im xy -Schnitt der Abstände $z=16\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

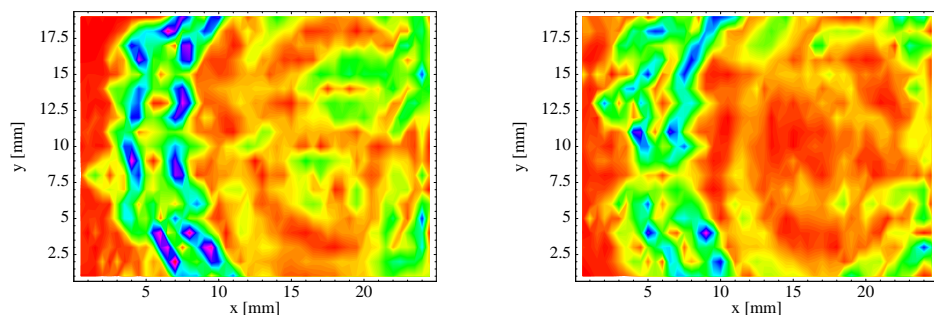


Abbildung 5.101: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ im xy -Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

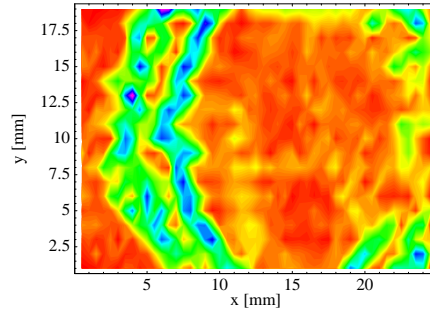


Abbildung 5.102: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Betrachtet man nun die Schwankungen $\sigma(v_z)$ der Geschwindigkeitsmessungen, so ist zu erkennen, daß die größten Schwankungen im Bereich der Nebenströmungen liegen. Dies ist in den Abbildungen 5.103 bis 5.105 dargestellt. Die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ in diesen Gebieten verstärken sich vom Abstand $z=16\text{mm}$ bis hin zum Abstand $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring. Bei den darauffolgenden Messungen der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ ist ein deutlicher Rückgang der Schwankungen zu beobachten. Eine Ursache hierfür ist das Verschwinden der Nebenströmungen in diesen Abständen vom Herzklappenring. Die Schwankungen in den übrigen Bereichen zeigen keine weiteren Besonderheiten und liegen alle im Bereich von $\sigma(v_z) = 0.04\text{mm/s}$ gegenüber den stärksten Schwankungen von $\sigma(v_z) = 0.12\text{mm/s}$.

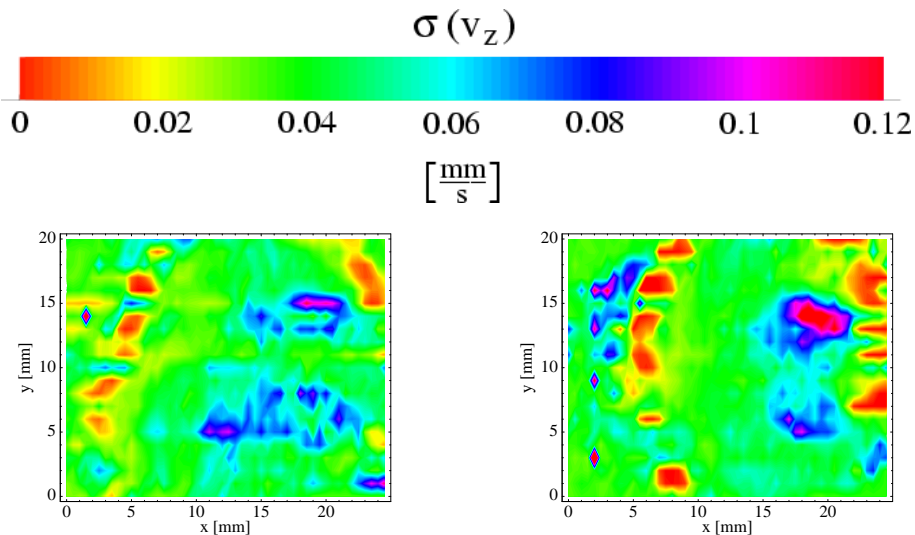


Abbildung 5.103: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=16\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

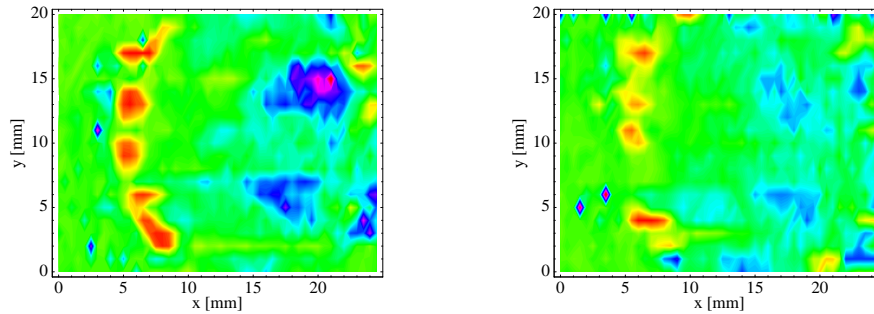


Abbildung 5.104: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

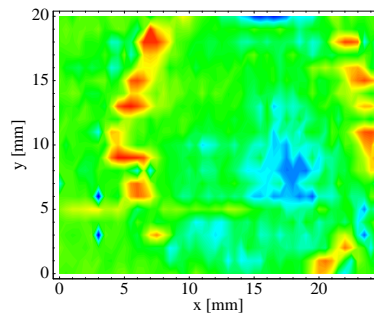


Abbildung 5.105: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Turbulenzbereiche Aus dem Quotient der Schwankung und des Gradienten lassen sich nun Rückschlüsse auf eventuell vorhandene Turbulenzgebiete ziehen. Die entsprechenden Auswertungen sind in den Abbildungen 5.106 bis 5.108 aufgetragen. Dabei ist zu sehen, daß sich die Turbulenzgebiete im Abstand $z=16\text{mm}$ hauptsächlich im Bereich zwischen den Nebenströmungen und der Hauptströmung befinden, also im Bereich der Kante des Herzklappenflügels. Während in diesem Bereich die Turbulenzen bei zunehmendem Abstand geringer werden, steigen sie im Bereich der Nebenströmung bis zum Abstand von $z=35\text{mm}$ an. Diese steigende Turbulenz der Nebenströmungen dürfte auch der Grund dafür sein, daß diese ihre Energie verlieren und im Abstand von $z=35\text{mm}$ nicht mehr zu messen sind. Demgegenüber zeigt die Hauptströmung nur wenige Turbulenzen. Diese befinden sich jedoch im Randbereich.

ST.-JUDE-MEDICAL

Die zweiflügelige Herzklappe wurde wie in der schematischen Abbildung 5.109 in die Anlage mit konstantem Fluß eingebaut. Man erkennt an den Geschwindigkeitsmessungen in den Abbildungen 5.110 bis 5.116, daß die Herzklappe gegenüber der sche-

matischen Darstellung ein wenig verdreht ist. Die Messungen wurden in Abständen $z=6\text{mm}$, $z=10\text{mm}$, $z=15\text{mm}$, $z=20\text{mm}$, $z=25\text{mm}$, $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring durchgeführt.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsprofile der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe zeigen deutlich die beiden äußeren Hauptströmungen sowie die in der Mitte zwischen den Herzklappenflügeln liegende Nebenströmung. Desweiteren erkennt man in den Messungen der Abstände $z=6\text{mm}$ bis $z=25\text{mm}$, in den Bereichen zwischen den Lagern der Herzklappenflügel und der Gefäßwand Rückstromgebiete. Dies ist auch der Bereich in dem die Bulben liegen. Die Rückstromgebiete kommen daher in den Bereichen außerhalb der Bulben zum Erliegen.

Die Hauptströmungen bleiben mit zunehmendem Abstand z nahezu stabil und legen sich an die Rohrwand an. Die Nebenströmung wird dagegen mit zunehmendem Abstand schwächer und liegt bei einem Abstand von $z=35\text{mm}$ in einem Bereich von $v_z \approx 140\text{mm/s}$. Die Hauptströmung in diesem Abstand weist Geschwindigkeiten im Bereich von $v_z = 170\text{mm/s}$ auf. Die Messung im Abstand $z=6\text{mm}$ zeigte Geschwindigkeiten der Haupt- und Nebenströmung von $v_z = 200\text{mm/s}$.

Geschwindigkeitsdifferenzen Um die Dynamik der Strömung bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe genauer zu untersuchen, wurden auch hier die Geschwindigkeitsdifferenzen bei unterschiedlichen Abständen gebildet. Wie auch bei der HALL-KASTER Herzklappe sind dies die Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen der der Herzklappe am nächsten liegenden Messung und den weiteren Messungen mit zunehmendem Abstand.

Bei diesen Messungen erkennt man, daß die Geschwindigkeit vom Abstand $z=6\text{mm}$ bei zunehmendem Abstand hauptsächlich in den Bereichen den Hauptströmungen und der Nebenströmung absinkt. Demgegenüber läßt sich in den Abbildungen 5.117 bis 5.120 eine deutliche Zunahme der Geschwindigkeit in den Randbereichen der Strömung, sowie im Bereich zwischen den Hauptströmungen und der Nebenströmung beobachten. Im Bereich der Nebenströmung zeigen sich bei zunehmendem Abstand vom Herzklappenring sowohl Geschwindigkeitszunahmen als auch -abnahmen. Dies deutet darauf hin, daß die Nebenströmung nicht sehr stark gerichtet ist und im gewissen Rahmen oszilliert. Dieses Verhalten ist auch im Bereich der in den Geschwindigkeitsaufnahmen beobachteten Rückflußgebiete zu erkennen. Auch hier ist ein Ab- und Zunehmen der Geschwindigkeit zu beobachten, so daß die Strömung in diesem Rückflußbereich auch nicht stabil ist.

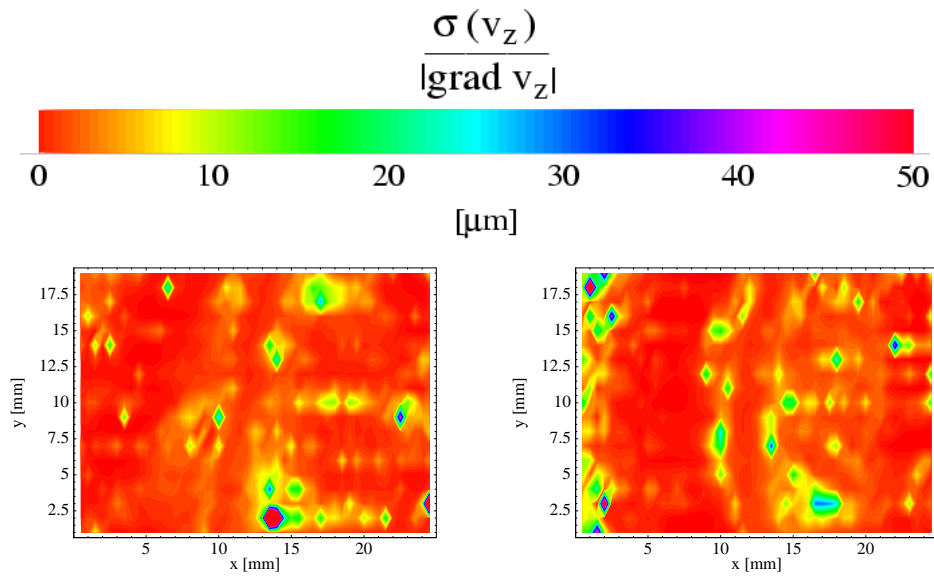


Abbildung 5.106: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=16\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

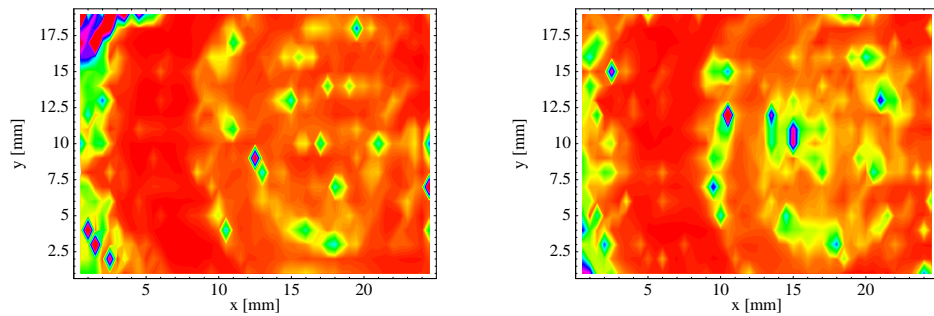


Abbildung 5.107: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

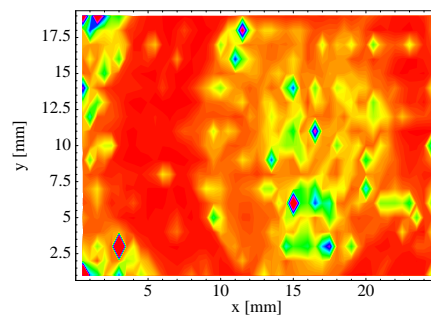


Abbildung 5.108: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

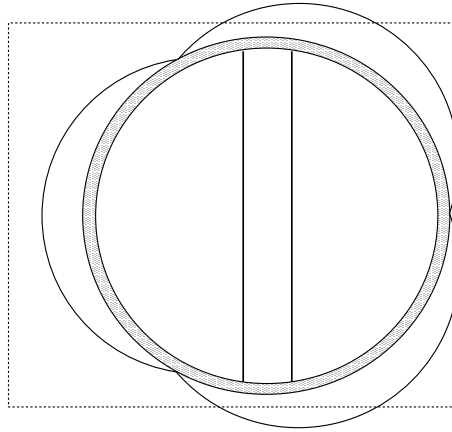


Abbildung 5.109: Schematische Darstellung der Einbauposition der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe während der Geschwindigkeitsmessungen mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

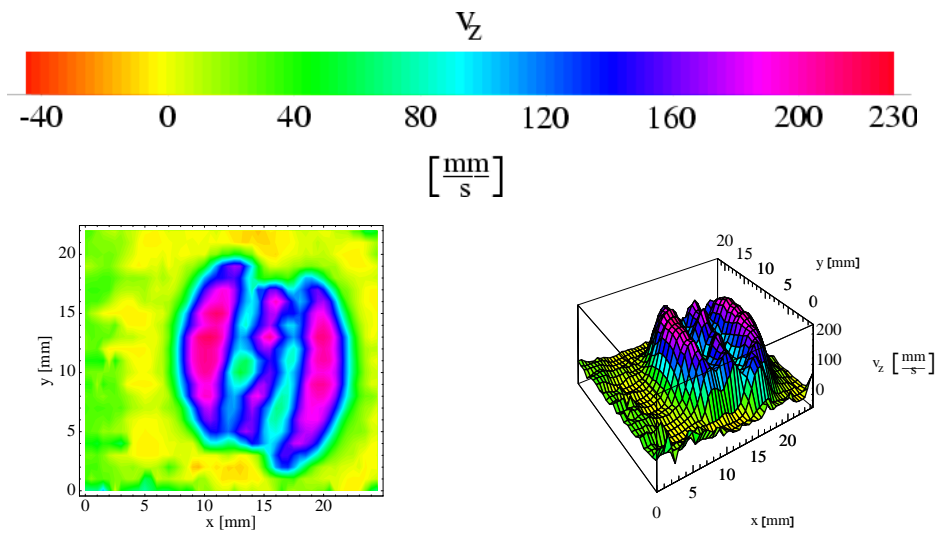


Abbildung 5.110: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $z=6\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

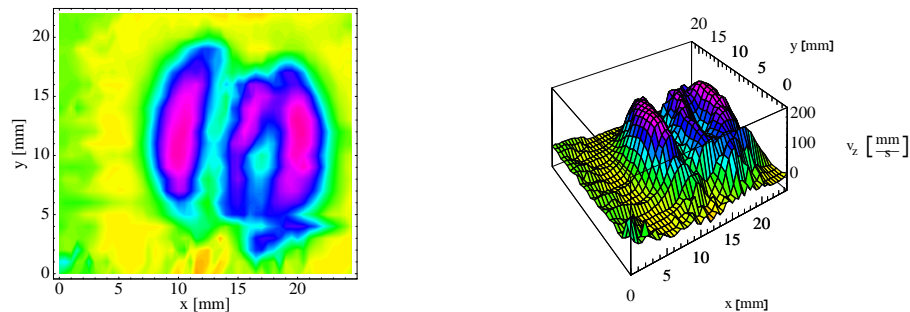


Abbildung 5.111: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

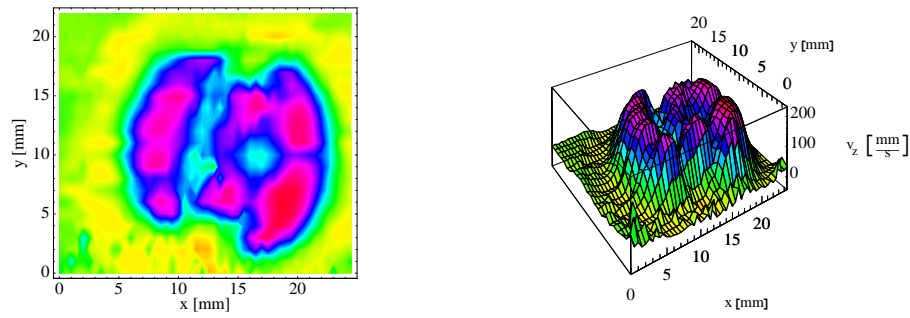


Abbildung 5.112: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=15mm$ hinter dem Herzklappenring.

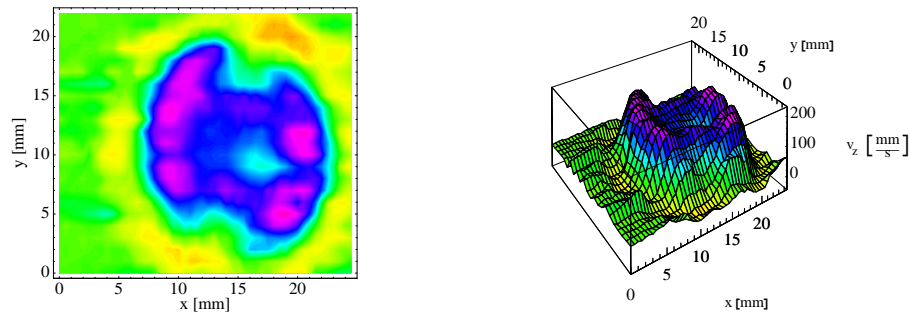


Abbildung 5.113: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring.

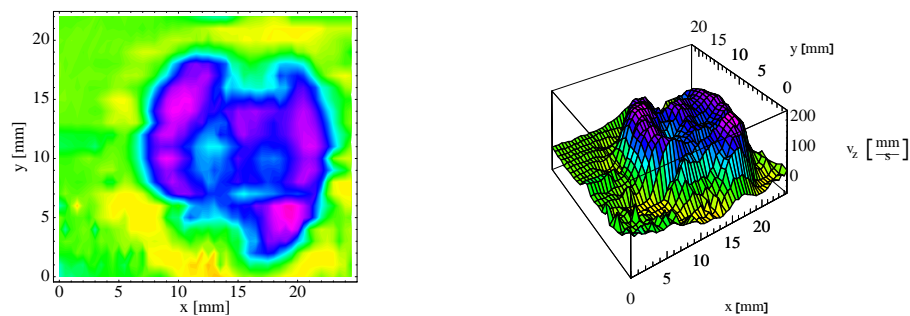


Abbildung 5.114: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=25mm$ hinter dem Herzklappenring.

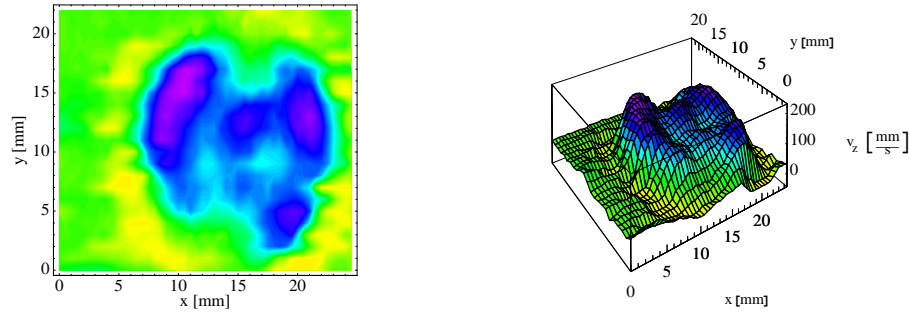


Abbildung 5.115: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=30mm$ hinter dem Herzklappenring.

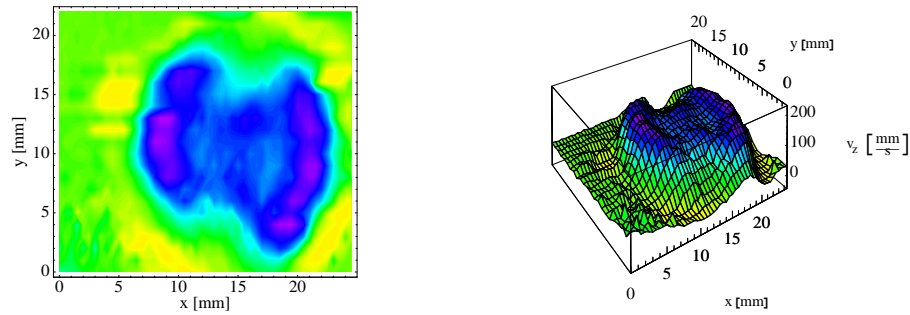


Abbildung 5.116: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring.

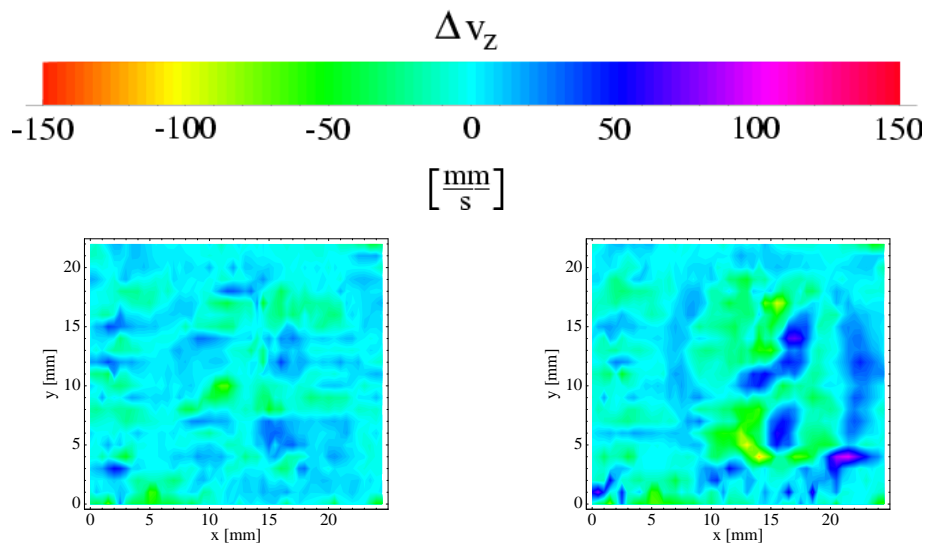


Abbildung 5.117: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy -Schnitt der Abstände $z=6mm$ und $z=7mm$ sowie $z=6mm$ und $z=10mm$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$.

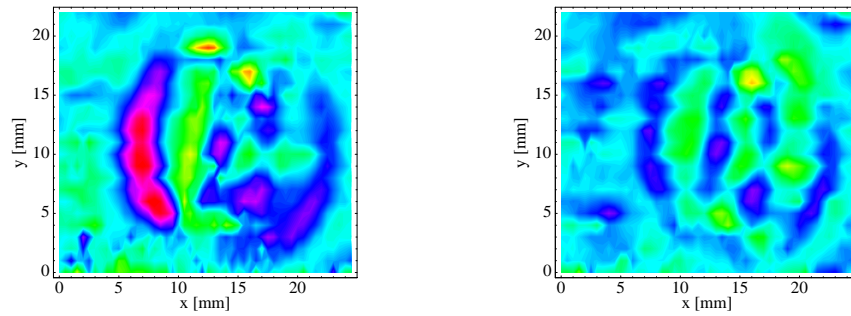


Abbildung 5.118: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=6\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ sowie $z=6\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

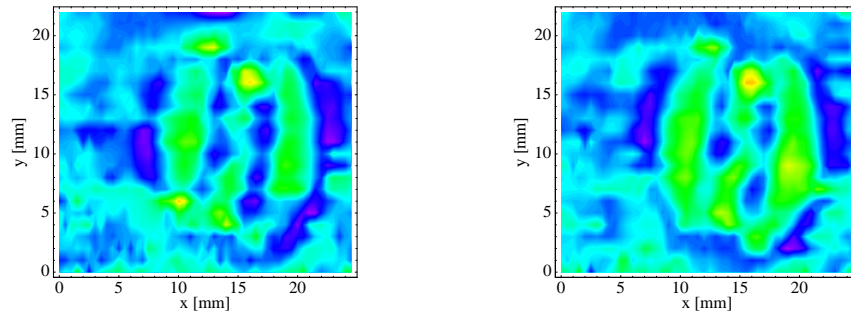


Abbildung 5.119: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=6\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ sowie $z=6\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

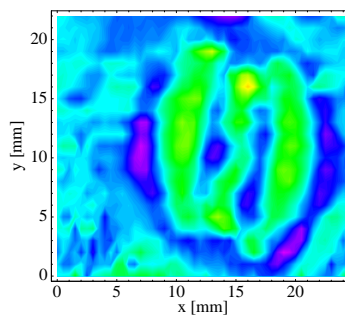


Abbildung 5.120: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=6\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsgradienten Die Untersuchung der Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ ist in den Abbildungen 5.121 bis 5.124 dargestellt. Hierbei zeigt sich, daß die maximalen Gradienten im Bereich von $|grad v_z| = 110s^{-1}$ liegen. Diese befinden hauptsächlich in den Bereichen zwischen den Hauptströmungen und der Rohrwand. Im Bereich zwischen den Hauptströmungen und der Nebenströmung treten hauptsächlich Geschwindigkeitsgradienten der Größe $|grad v_z| = 50s^{-1}$ auf. Mit zunehmendem Abstand von der Herzklappe sinken im allgemeinen die Gradienten sowohl zwischen den Hauptströmungen als auch im Bereich der Nebenströmung ab. Jedoch treten zwischen der Hauptströmung und der Gefäßwand in bestimmten Bereichen weiterhin Gradienten im Bereich von $|grad v_z| = 110s^{-1}$ auf. Dies liegt daran, daß wie bei der HALL-KASTER Herzklappe die Hauptströmung direkt außen an der Rohrwand verläuft.

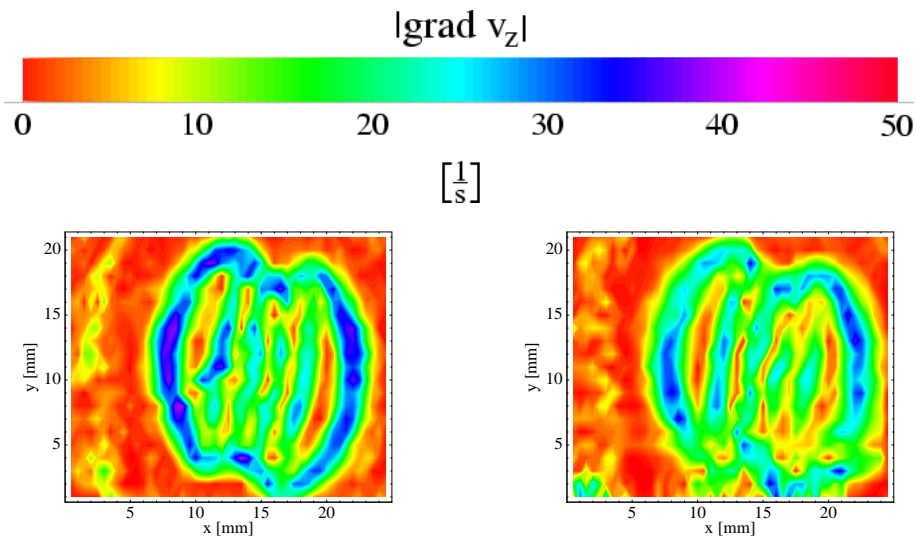


Abbildung 5.121: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=6\text{mm}$ und $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

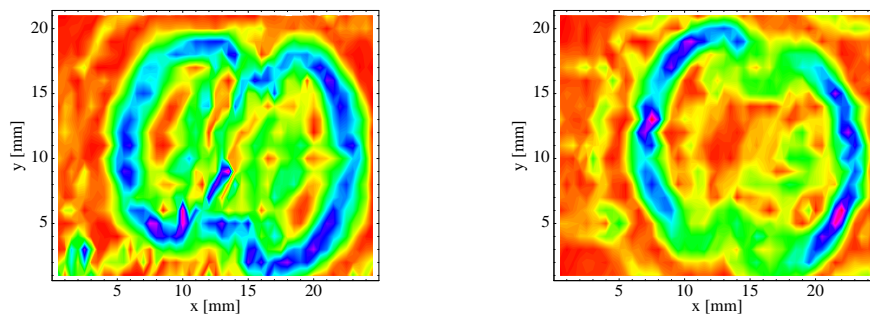


Abbildung 5.122: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=15\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

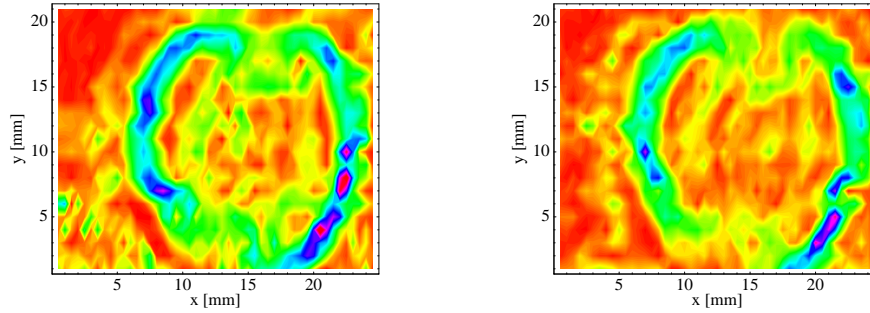


Abbildung 5.123: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

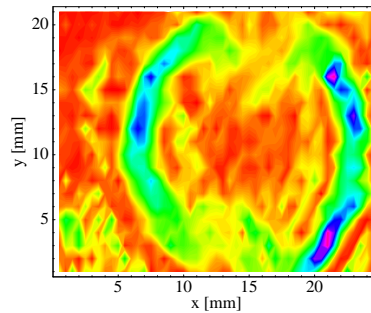


Abbildung 5.124: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Schwankungen der Geschwindigkeit $\sigma(v_z)$ der St.-Jude Herzklappe sind in den Abbildungen 5.125 bis 5.128 dargestellt. Man erkennt dabei, daß die Gebiete mit den größten Schwankungen im Bereich der Nebenströmung in der Mitte der Strömung liegen. Bei den Abständen $z=6\text{mm}$ und $z=10\text{mm}$ sind auch in den Randbereichen der Hauptströmung größere Geschwindigkeitsschwankungen zu beobachten. Diese werden aber bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe deutlich geringer. Demgegenüber steigen bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe die Schwankungen im Bereich der Lager der Herzklappenflügel und damit im Rückstrombereich stark an, so daß bei einem Abstand $z=35\text{mm}$ in der Mitte der Strömung und in den Bereichen der Hauptströmung die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ sehr gering sind gegenüber den großen Schwankungen in den Lagerbereichen.

Turbulenzbereiche Die sich aus dem Quotienten der Geschwindigkeitsschwankungen und der Geschwindigkeitsgradienten ergebenden Turbulenzbereiche zeigen, daß bei einem Abstand $z=6\text{mm}$ nur wenige Turbulenzgebiete vorhanden sind. Mit zunehmendem Abstand steigen die Turbulenzen besonders im Bereich der Neben-

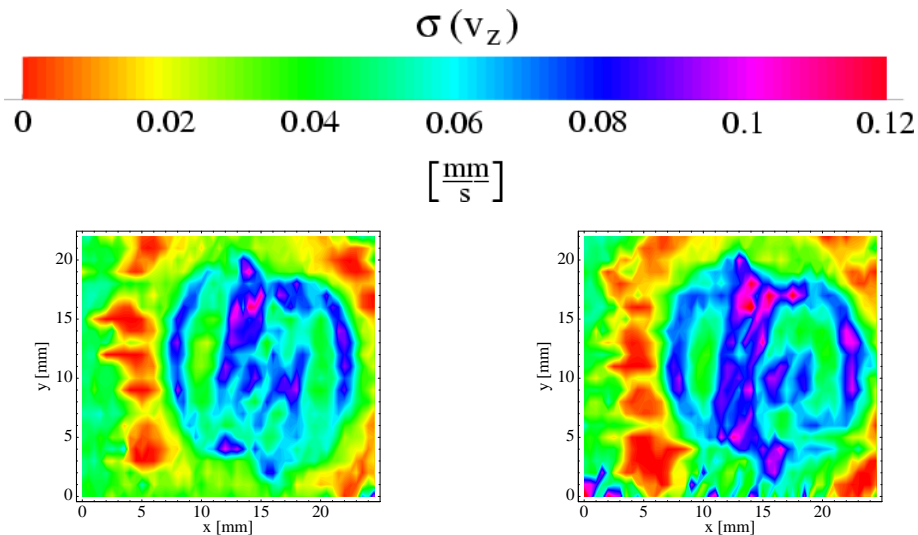


Abbildung 5.125: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=6\text{mm}$ und $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

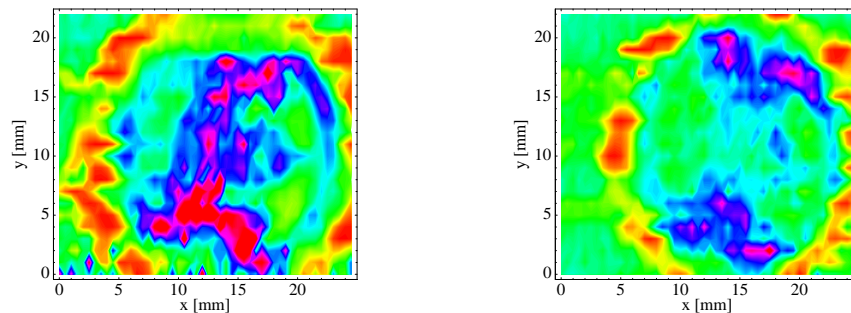


Abbildung 5.126: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=15\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

strömungen an, bis diese bei einem Abstand $z=35\text{mm}$ besonders im mittleren Bereich sehr groß werden. Bei einem Abstand von $z=10\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ zeigen sich auch in den Lagerbereichen einige Turbulenzen, diese gehen jedoch bei zunehmendem Abstand wieder zurück. Die Messwerte sind in den Abbildungen 5.129 bis 5.132 dargestellt.

TRICUMED Hk0

Im folgenden werden nun die dreiflügeligen Herzklappen mittels LDA auf deren Strömungseigenschaften untersucht. Als erstes wird hier der handgefertigte Prototyp TRICUMED Hk0 untersucht. Im Unterschied zum Prototypen TRICUMED Hk5 besitzt dieser Prototyp durch die Handfertigung leicht verdickte Flügel, ist aber mechanisch funktionsfähig und auch in der Anlage für pulsative Strömung [Mal00],

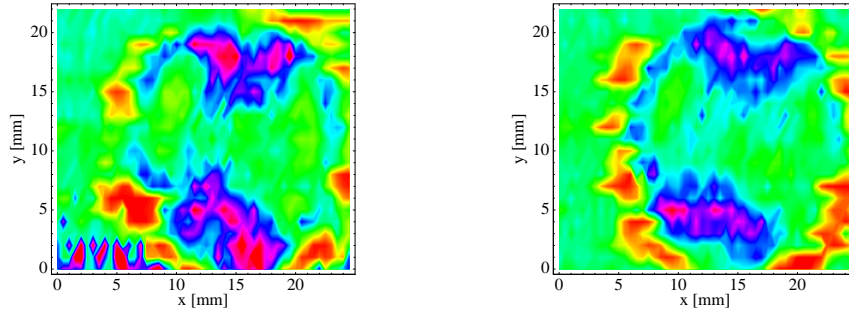


Abbildung 5.127: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

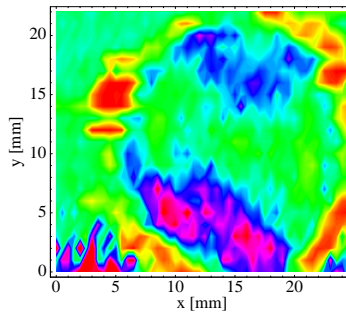


Abbildung 5.128: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

[Api99] eingesetzt werden kann. In Abbildung 5.133 ist die Einbauposition der Herzklappe, sowie der Bereich der LDA-Messung schematisch dargestellt.

Geschwindigkeitsprofile In den Abbildungen 5.134 bis 5.138 sind die Geschwindigkeitsmessungen bei zunehmendem Abstand an der Herzklappe TRICUMED Hk0 dargestellt. Die Messungen wurden in den Abständen $z=14\text{mm}$, $z=20\text{mm}$, $z=25\text{mm}$, $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ durchgeführt bei einem Fluß im Bereich von $Q=2\text{ l/min}$. Bei einem Abstand von $z=14\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring erkennt man deutlich, daß der Herzklappenflügel in oberer Position bei diesem geringen Fluß nicht vollständig geöffnet ist. Dadurch ist die Hauptströmung in diesem Bereich deutlich verringert, und auch die Nebenströmung oberhalb dieses Flügels ist im Gegensatz zu den Nebenströmungen an den beiden anderen Herzklappenflügeln deutlich geringer. Insgesamt treten in der Hauptströmung maximale mittlere Geschwindigkeiten von $v_{z,max} \approx 220\text{mm/s}$ auf, während diese in den Nebenströmungen im Bereich von $v_{z,max} \approx 180\text{mm/s}$ beziehungsweise $v_{z,max} \approx 140\text{mm/s}$ liegen. Mit zunehmendem Abstand vom Herzklappenring verbindet sich die Haupt- mit den Nebenströmungen, so daß nur noch eine starke Strömung im Abstand $z=35\text{mm}$

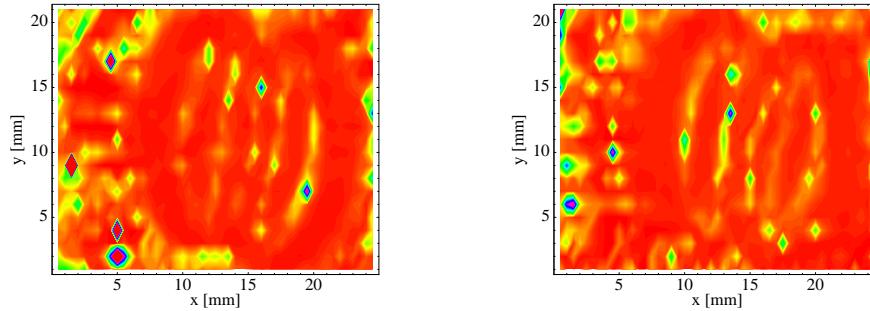
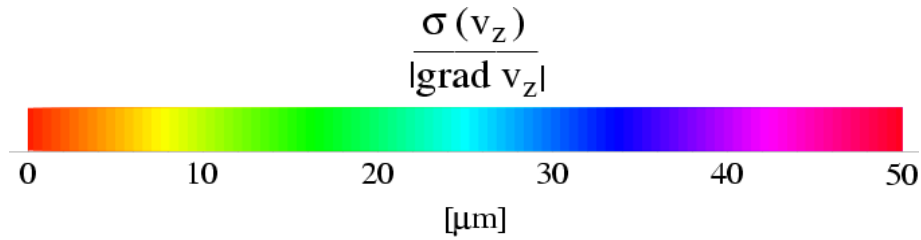


Abbildung 5.129: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=6\text{mm}$ und $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

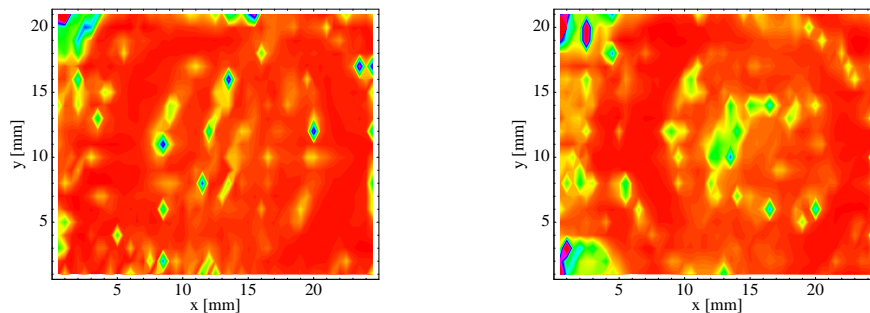


Abbildung 5.130: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=15\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

zu beobachten ist. Ausgenommen hiervon ist nach wie vor die Nebenströmung des oberen Herzklappenflügels, da diese Störung so stark ist, daß der Bereich mit sehr niedrigen Geschwindigkeiten zwischen der Haupt- und der Nebenströmung sehr groß gegenüber den Bereichen zwischen der Haupt- und den beiden anderen Nebenströmungen ist. Desweiteren führt der verringerte Öffnungswinkel dazu, daß die Strömung eine Komponente in Richtung Rohrmitte bekommt. Diese Strömungskomponente ist bei voll geöffneten Flügeln nicht in diesem Ausmaß zu beobachten. Messungen zu den Querkomponenten finden sich in Abschnitt 5.5.3. Strömungsuntersuchungen bei höheren Flüssen können in Zukunft Aufschluß darüber geben, welchen Einfluß ein sich nicht öffnender Flügel auf die Strömung besitzt.

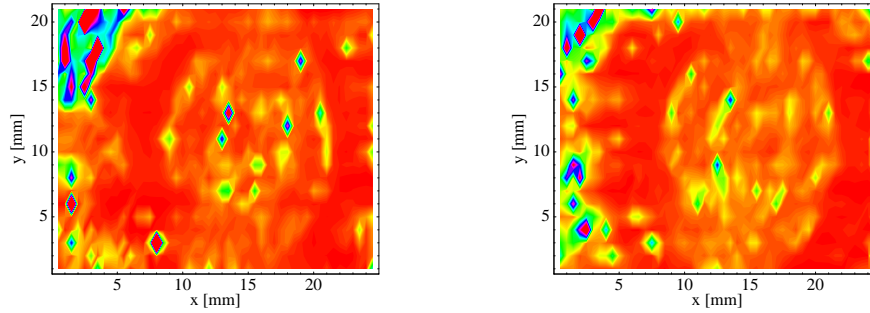


Abbildung 5.131: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

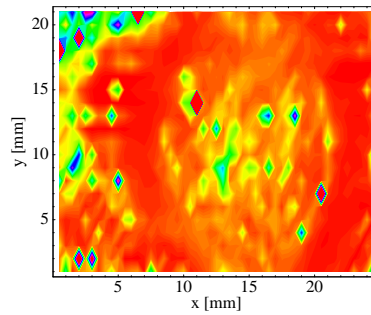


Abbildung 5.132: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

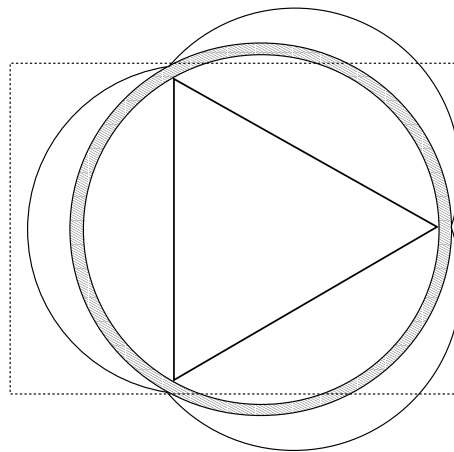


Abbildung 5.133: Schematische Darstellung der Einbauposition der TRICUMED Hk0 Herzklappe während der Geschwindigkeitsmessungen mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

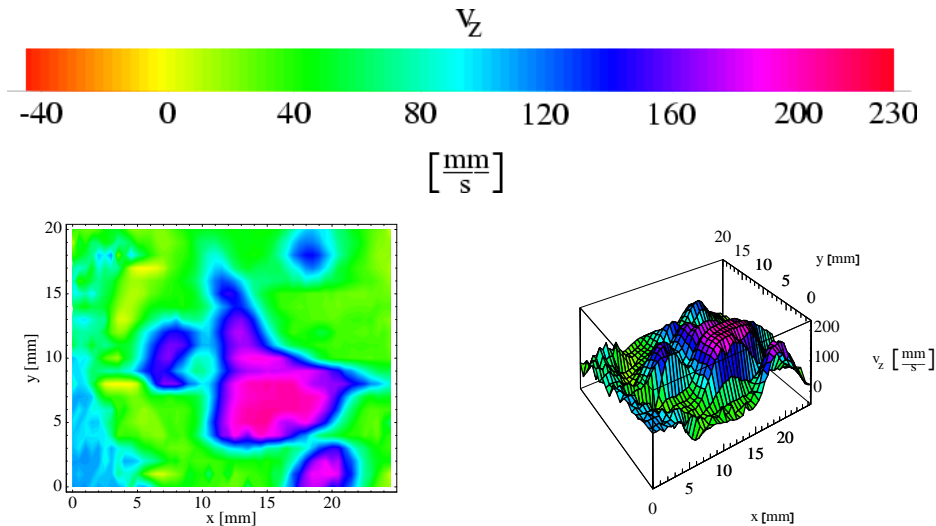


Abbildung 5.134: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=14mm$ hinter dem Herzklappenring.

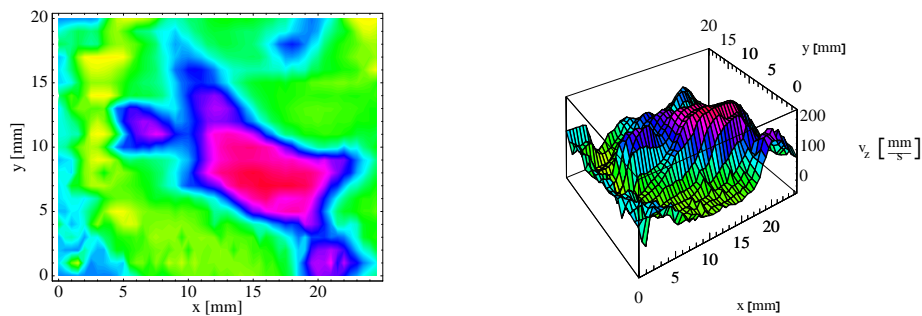


Abbildung 5.135: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsdifferenzen Die Untersuchungen in den Abbildungen 5.139 bis 5.141 zeigen die Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen der Geschwindigkeitsmessung im Abstand $z=14mm$ und den Messungen in den Abständen $z=15mm$, $z=20mm$, $z=25mm$, $z=30mm$, $z=35mm$ vom Herzklappenring bei einem Fluß im Bereich von $Q=2l/min$. Es zeigt sich hierbei, daß man im Bereich des unteren Lagers bei zunehmendem Abstand vom Herzklappenring einen deutlichen Rückgang der Geschwindigkeit findet. Weitere Geschwindigkeitsrückgänge sind wie schon bei den anderen Herzklappenprothesen im Bereich der Haupt- und den Nebenströmungen zu verzeichnen. Diese ist aber aufgrund der Erweiterung des Rohrquerschnitts vom Herzklappenring in den Bulbus auch zu erwarten. Geschwindigkeitszunahmen sind in den Bereichen zwischen der Haupt- und den Nebenströmungen zu beobachten. Auffallend ist hierbei die sehr starke Geschwindigkeitszunahme im Bereich der unteren Nebenströmung. Eine Ursache hierfür ist mit Sicherheit, wie in den Geschwindigkeitsmessungen schon erwähnt, der nicht vollständig geöffnete obere Herzklappen-

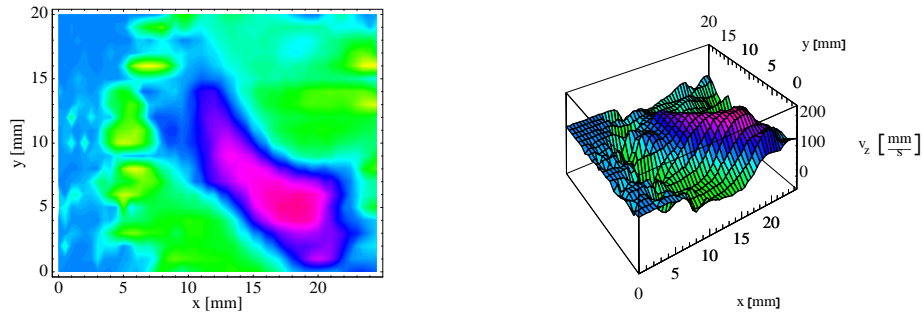


Abbildung 5.136: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=25mm$ hinter dem Herzklappenring.

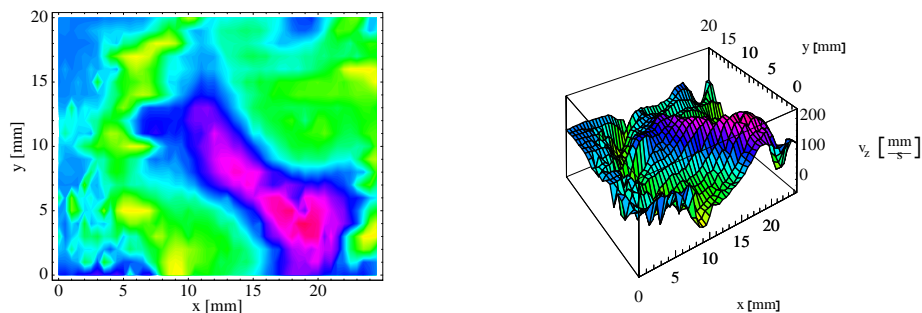


Abbildung 5.137: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=30mm$ hinter dem Herzklappenring.

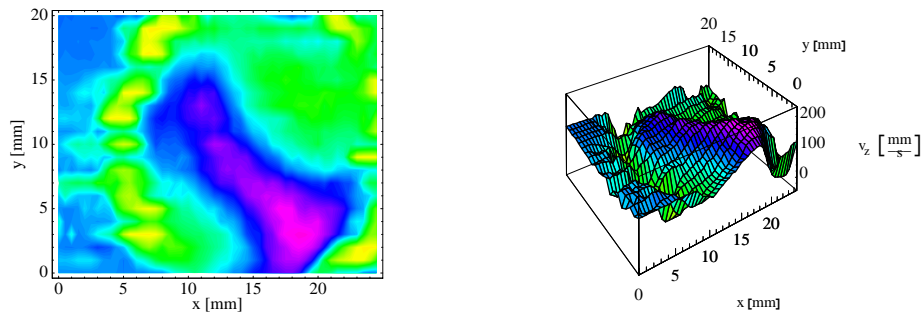


Abbildung 5.138: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring.

flügel, der in der Strömung eine Querkomponente verursacht, und so die Strömung in Richtung der Rohrmitte und darüber hinaus geht.

Geschwindigkeitsgradienten Betrachtet man nun die Gradienten der Geschwindigkeit in der Strömung, so zeigt sich, daß die Gradienten nur in wenigen Bereichen Werte von $|grad v_z| \approx 100s^{-1}$ erreichen. Im allgemeinen liegen die Gradienten im Bereich von $|grad v_z| \approx 50s^{-1}$. Die entsprechenden Abbildungen befinden sich in

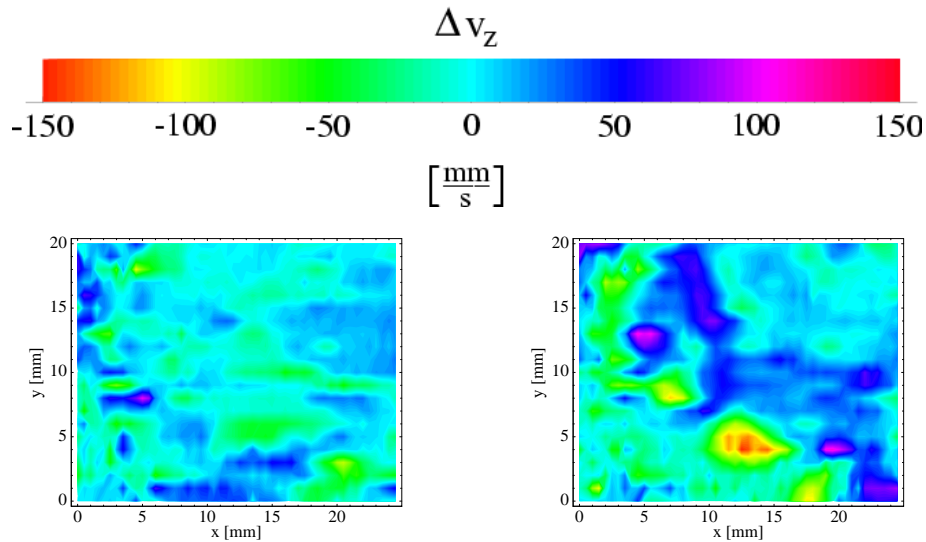


Abbildung 5.139: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=14\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ sowie $z=14\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

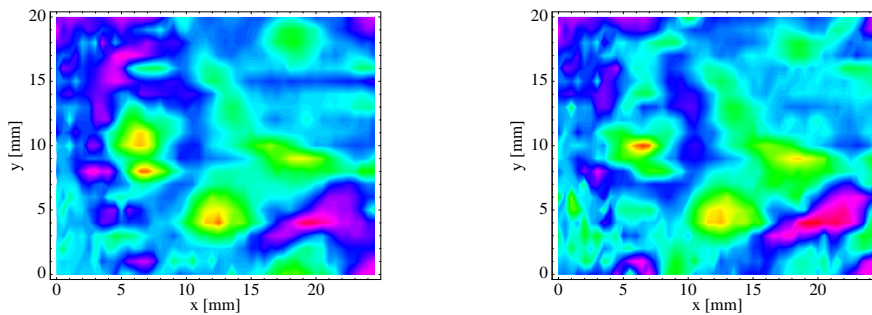


Abbildung 5.140: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=14\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ sowie $z=14\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

5.142 bis 5.144. Bei einem Abstand $z=14\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring sind in den Bereichen der Hauptströmung Gradienten im Bereich von $|\text{grad } v_z| \approx 70\text{s}^{-1}$ zu erkennen. Diese werden aber mit zunehmendem Abstand von der Herzklappe geringer, und die Strömung ist bis auf wenige Ausnahmen frei von hohen Gradienten. Eine Ausnahme ist in den Bereichen zu erkennen, an denen die Strömung wieder an der Rohrwand anliegt. Hier entstehen Gradienten der Größenordnung $|\text{grad } v_z| \approx 100\text{s}^{-1}$. Jedoch ist zu beachten, daß der Ursprung der hohen Geschwindigkeiten im Bereich der unteren Nebenströmung durch den nicht vollständig geöffneten oberen Herzklappenflügel erzeugt wird. Bei vollständiger Öffnung der Flügel ist zu erwarten, daß die Strömung in diesem Bereich nicht mehr so groß sein wird und dadurch auch die Gradienten geringer sein werden.

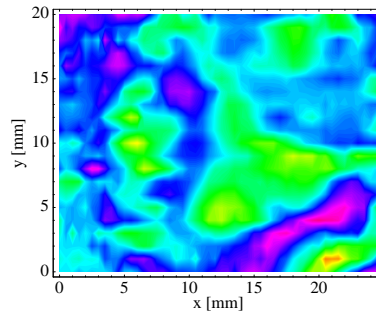


Abbildung 5.141: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=14\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

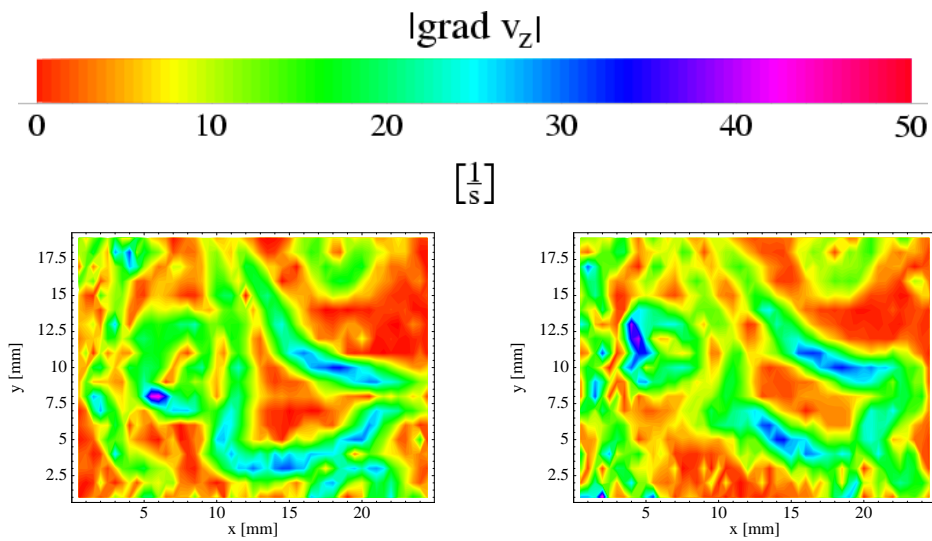


Abbildung 5.142: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=14\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

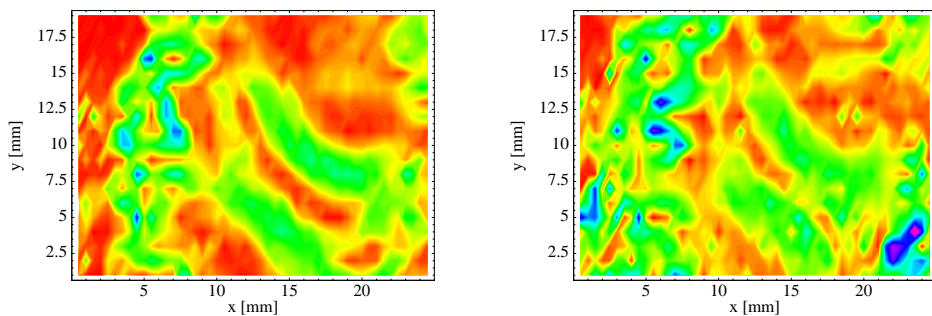


Abbildung 5.143: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

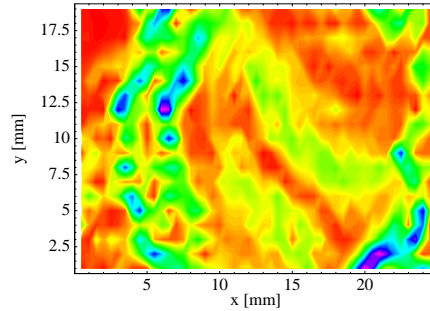


Abbildung 5.144: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Schwankungen der Geschwindigkeit, dargestellt in den Abbildungen 5.145 bis 5.147, zeigen, daß sich die größten Schwankungsgebiete im Bereich der Hauptströmung sowie der Nebenströmung des oberen Herzklappenflügels befinden. Diese steigen mit zunehmendem Abstand vom Herzklappenring stark an. Bei einem Abstand vom $z=14\text{mm}$ liegen die Schwankungen noch im Bereich von $\sigma(v_z) \approx 0.09\text{mm/s}$ und beschränken sich auf die Randbereich der Hauptströmung, da in diesem Bereich die höchsten Gradienten liegen. Bei einem Abstand $z=35\text{mm}$ liegen die Schwankung in einem Bereich von $\sigma(v_z) \approx 0.12\text{mm/s}$ und erstrecken sich über fast den gesamten Bereich der Hauptströmung. Eine weitere starke Schwankung ist im Bereich der oberen Nebenströmung zu erkennen.

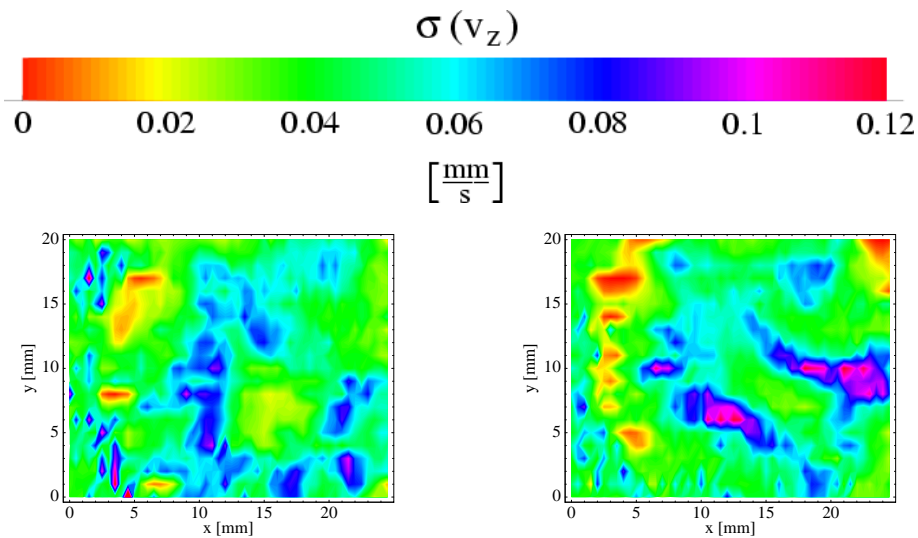


Abbildung 5.145: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=14\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

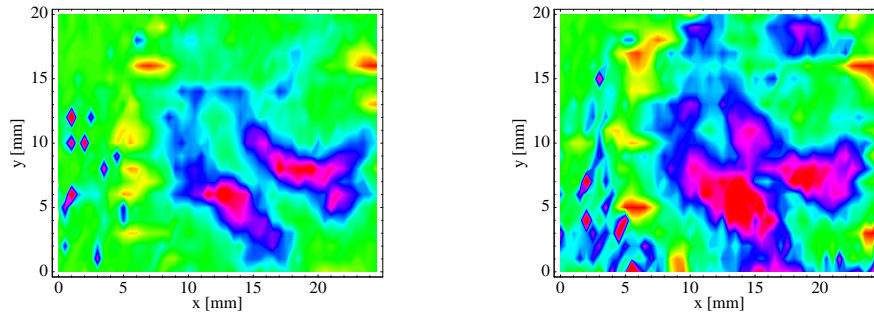


Abbildung 5.146: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

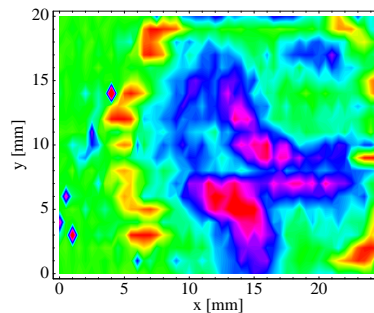


Abbildung 5.147: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Turbulenzbereiche Betrachtet man nun die Turbulenzgebiete der Strömung des Prototypen TRICUMED Hk0, so zeigt sich, daß schon im Abstand $z=14\text{mm}$ vom Herzklappenring starke Turbulenzbereiche existieren. Diese befinden sich ausnahmslos im Bereich des oberen Herzklappenflügels im Bereich der Nebenströmung, also auf der der Strömung abgewandten Seite. Die Grafiken der Turbulenzbereiche sind in den Abbildungen 5.148 bis 5.150 dargestellt. Mit zunehmendem Abstand vom Herzklappenring werden diese Turbulenzen geringer, existieren aber weiterhin. Desweiteren treten bei zunehmendem Abstand weitere Turbulenzen im Bereich der Hauptströmung auf. Diese befinden sich bei einem Abstand $z=25\text{mm}$ im Bereich zwischen der Hauptströmung und der oberen Nebenströmung, sind aber nicht identisch mit den weiter oben erwähnten Turbulenzen. Auch im unteren Lagerbereich treten leichte Turbulenzen auf. Im Abstand $z=35\text{mm}$ erkennt man die Turbulenzen des oberen Herzklappenflügels sowie Turbulenzen im Bereich der Hauptströmung und im Bereich der mittleren Nebenströmung. Inwieweit die Turbulenzen in der Hauptströmung mit dem nicht vollständigen Öffnen des oberen Flügels zusammenhängen, muß in Zukunft noch untersucht werden.

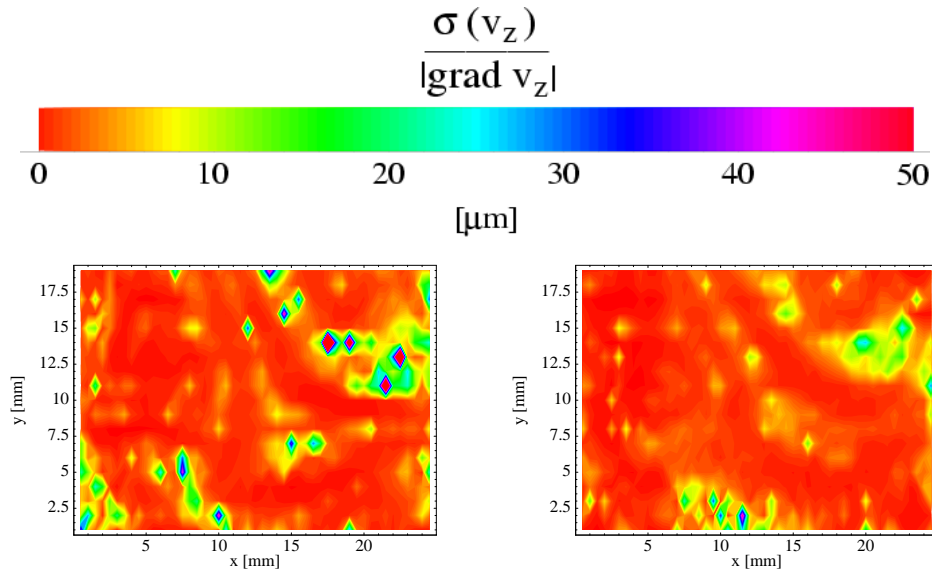


Abbildung 5.148: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=14\text{mm}$ und $z=20\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

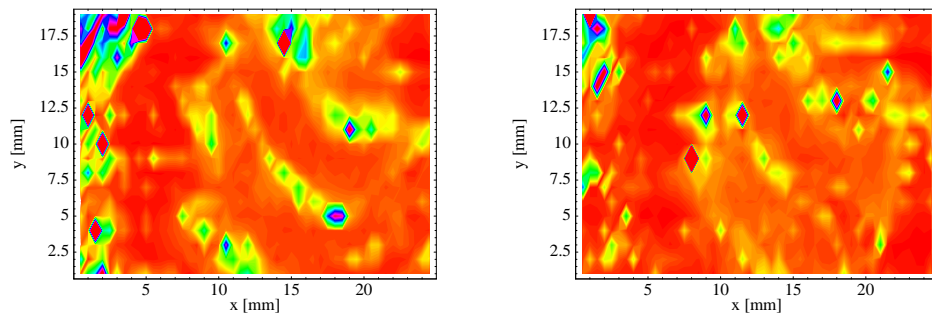


Abbildung 5.149: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=25\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

TRICUMED Hk5 (normale Einbauposition)

Die folgenden Strömungsuntersuchungen wurden am Prototypen TRICUMED Hk5 sowohl in normaler als auch in anormaler Einbauposition durchgeführt. Diese Messungen sollten Aufschluß über den geringeren Druckverlust in anormaler Einbauposition gegenüber der normalen Einbauposition liefern. Zunächst werden hier die Messungen in normaler Einbauposition betrachtet. Ein Schema der Einbauposition und des Meßbereichs der Strömungsuntersuchungen befindet sich in Abbildung 5.151.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen wurden in Abständen von $z=12\text{mm}$, $z=15\text{mm}$, $z=20\text{mm}$, $z=25\text{mm}$, $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem

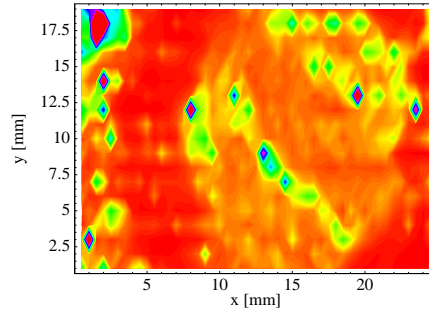


Abbildung 5.150: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

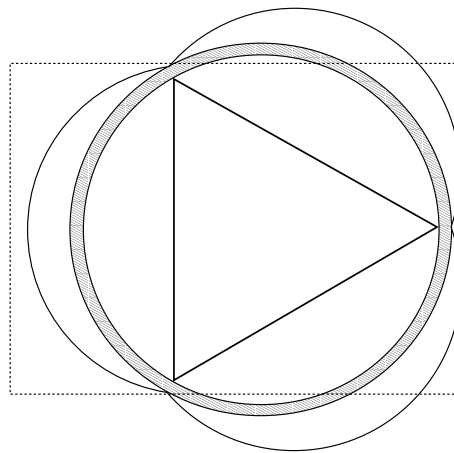


Abbildung 5.151: Schematische Darstellung der normalen Einbauposition der TRICUMED Hk5 Herzklappe während der Geschwindigkeitsmessungen mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

Herzklappenring durchgeführt und sind in den Abbildungen 5.152 bis 5.157 dargestellt. Bei einem Abstand von $z=12\text{mm}$ der nächsten Messung zur Herzklappe erkennt man neben der Haupt- und den Nebenströmungen erneut den großen Bereich niedriger Geschwindigkeiten zwischen der Hauptströmung und der oberen Nebenströmung. Desweiteren sind in den Bereichen der Nebenströmungen weite Rückstromgebiete zu erkennen, so daß es in den Bulben sowohl Vor- als auch Rückströmungen gibt und daher in diesen Bereichen keine Totwassergebiete existieren.

Bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe bleiben sowohl die Haupt- und Nebenströmungen als auch die Rückstromgebiete stabil. Erst bei einem Abstand von $z=20\text{mm}$ am Ende der Bulben gehen die Rückstromgebiete in den meisten Bereichen stark zurück und sind bis hin zum Abstand $z=35\text{mm}$ kaum noch zu beobachten. Eine Ausnahme bildet hierbei der Bereich des oberen Herzklappenflügels. Hier entsteht durch das nicht vollständige Öffnen des Flügels ein Rückstrombereich, der bis zu einem Abstand $z=25\text{mm}$ zu beobachten ist und die Strömung auch in einem Abstand $z=35\text{mm}$ noch beeinflusst. Der Geschwindigkeitsbereich des Prototypen TRICUMED

Hk5 liegt zwischen $v_{z,min} \approx -30\text{mm/s}$ und $v_{z,max} \approx 220\text{mm/s}$. Die Hauptströmung bleibt im Bereich der unterschiedlichen Abstände nahezu konstant, nur im Bereich zwischen dem oberen und dem mittleren Flügel ist eine stärkere Abnahme der Geschwindigkeit zu beobachten. Genauere Betrachtungen hierzu liefert der folgende Abschnitt über die Geschwindigkeitsdifferenzen. Die Nebenströmungen werden bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe deutlich schwächer und gehen dabei teilweise in die Hauptströmung über. Beim Abstand $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring sind nur noch schwache Nebenströmungen zu beobachten, während sich die starke Hauptströmung nahezu in der Mitte des Rohres befindet. Die Asymmetrie in der Hauptströmung hat ihren Grund wiederum im nicht vollständigen Öffnen des oberen Herzklappenflügels.

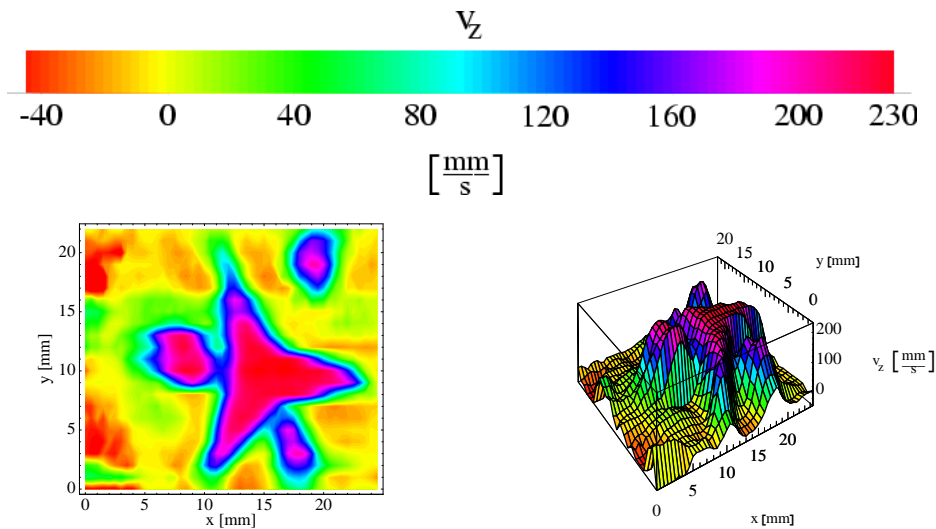


Abbildung 5.152: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=12\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

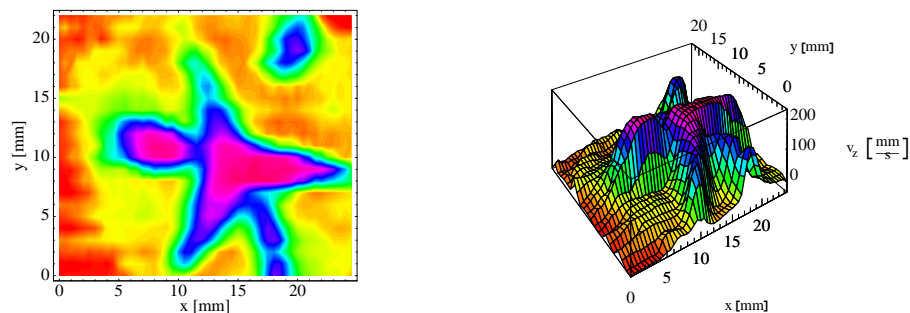


Abbildung 5.153: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

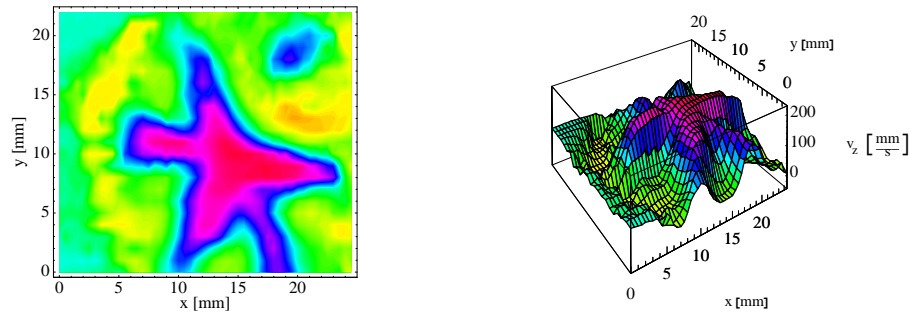


Abbildung 5.154: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring.

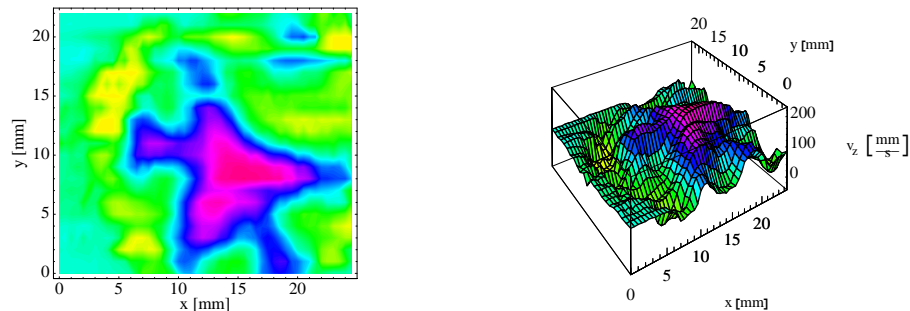


Abbildung 5.155: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=25mm$ hinter dem Herzklappenring.

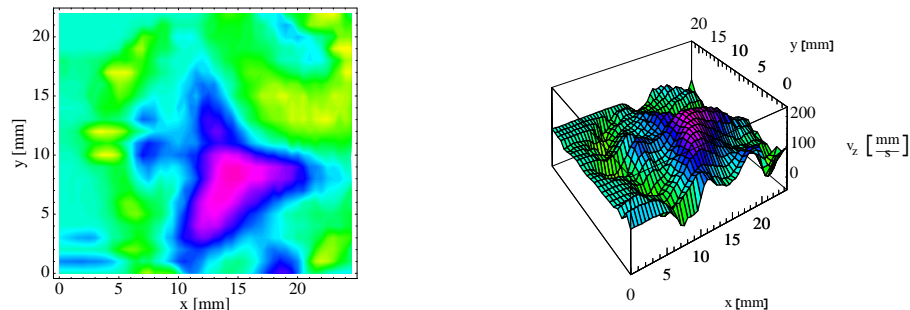


Abbildung 5.156: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=30mm$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsdifferenzen Betrachtet man nun genauer die Änderungen der Geschwindigkeit in den Abbildungen 5.158 bis 5.160 bei zunehmendem Abstand vom Herzklappenring, so erkennt man auch hier, daß zwischen den Messungen im Abstand $z=12mm$ und $z=15mm$ nur wenige Geschwindigkeitsdifferenzen auftreten. Man erkennt jedoch einen leichten Anstieg der Geschwindigkeiten in den Rückstrombereichen sowie ein Absinken der Geschwindigkeit im Bereich des oberen Herzklappenflügels und der Haupt- und Nebenströmungen. Im weiteren Verlauf bei zunehmendem Abstand vom Herzklappenring setzt sich dieser Trend fort. Die Rückstrom-

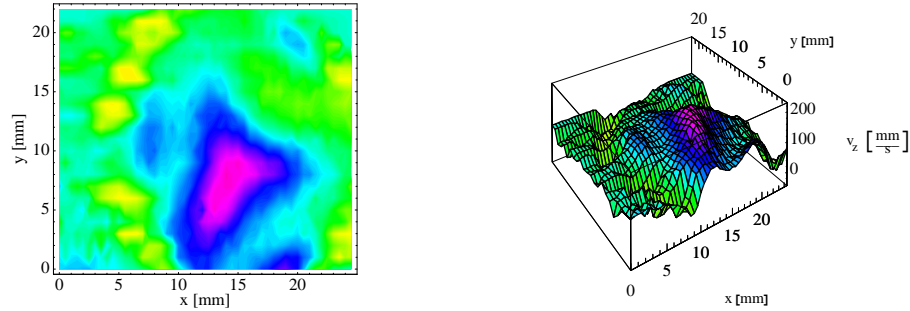


Abbildung 5.157: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring.

gebiete lösen sich auf, und es kommt daher in diesen Bereichen im Vergleich zu der Messungen bei $z=12mm$ zu einem starken Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit. Demgegenüber ist auch wieder im Bereich der Haupt- und Nebenströmungen ein weiterer Rückgang der Maximalgeschwindigkeiten zu beobachten. Zu beachten ist auch hier, daß es im Bereich direkt unterhalb des oberen Herzklappenflügels ähnlich wie beim Prototypen TRICUMED Hk0 zu einem Absinken der Geschwindigkeit kommt, während es im Gebiet der unteren Nebenströmung zu einem starken Anstieg der Geschwindigkeit kommt. Dies bedeutet, daß der nicht vollständig geöffnete, obere Herzklappenflügel die Strömung stark in den unteren Bereich ablenkt.

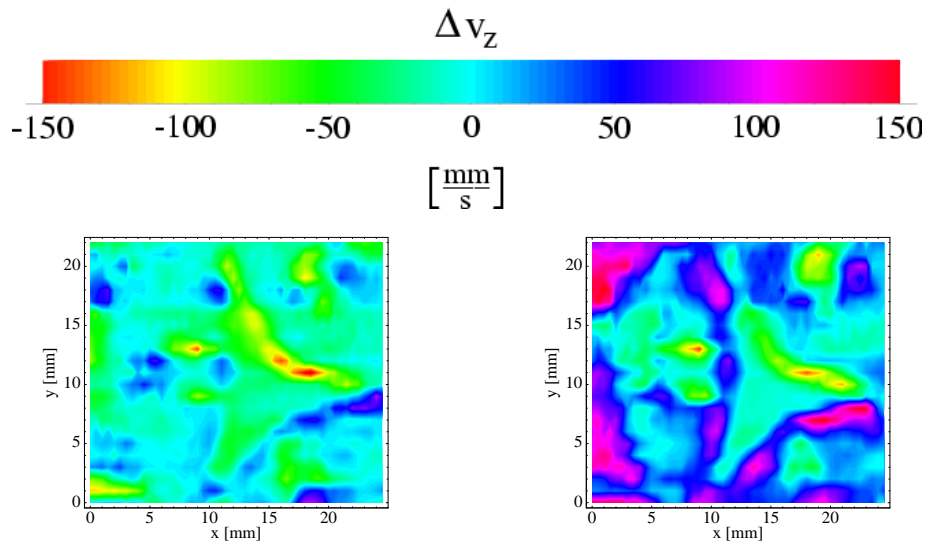


Abbildung 5.158: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy -Schnitt der Abstände $z=12mm$ und $z=15mm$ sowie $z=12mm$ und $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$.

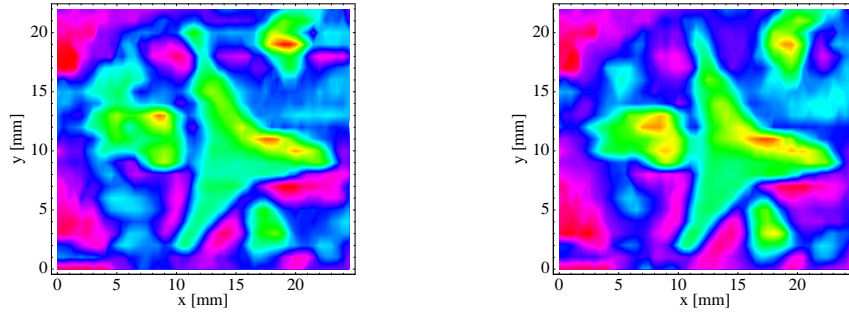


Abbildung 5.159: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=12\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ sowie $z=12\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

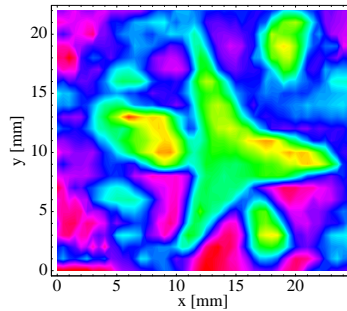


Abbildung 5.160: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=12\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten v_z des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß im Bereich $Q=2\text{l/min}$ befinden sich in den Abbildungen 5.161 bis 5.163. Hierbei treten besonders bei den Messungen der Abstände $z=12\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$, also in der Nähe der Herzklappe, hohe Gradienten auf. Diese hohen Gradienten befinden sich sowohl in den Bereichen der Haupt- als auch der Nebenströmungen und liegen in der Größenordnung von $|\text{grad } v_z| \approx 120\text{s}^{-1}$. Jedoch ist bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe eine deutliche Verringerung der Gradienten zu beobachten. So betragen die Geschwindigkeitsgradienten bei einem Abstand von $z=25\text{mm}$ im allgemeinen nur noch $|\text{grad } v_z| \approx 60\text{s}^{-1}$ und bei einem Abstand von $z=35\text{mm}$ sogar nur noch $|\text{grad } v_z| \approx 40\text{s}^{-1}$. Dies bedeutet, daß am Prototypen TRICUMED Hk5 zwar hohe Gradienten auftreten, dies aber nur für kurze Zeit anhält. Die Gradienten sinken sehr schnell auf einen vergleichsweise geringen Wert ab.

Geschwindigkeitsschwankungen Betrachtet man die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ in den Abbildungen 5.164 bis 5.166 so zeigt sich, daß die Schwankungen der Messungen im Abstand $z=12\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ mit Sicherheit durch die hohen Gradienten erzeugt werden. Diese Schwankungen liegen im gleichen Gebieten wie

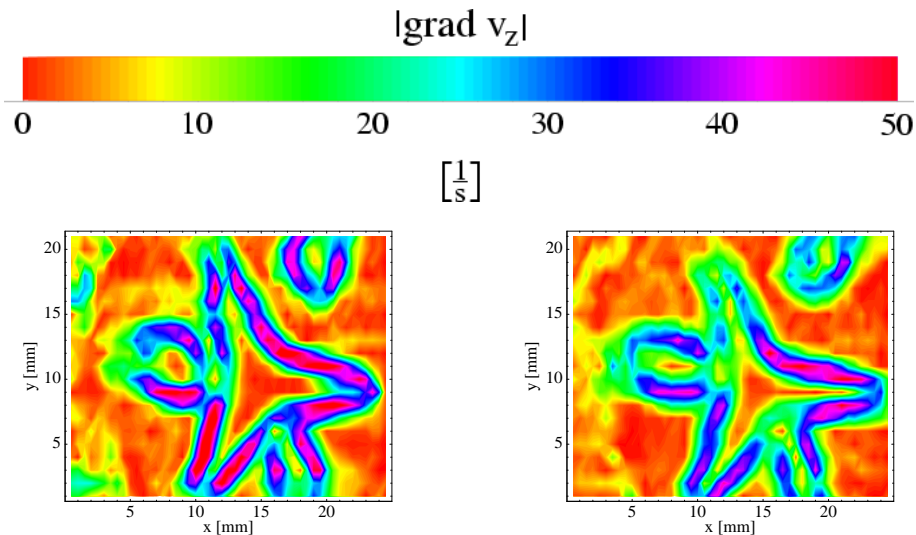


Abbildung 5.161: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=12\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

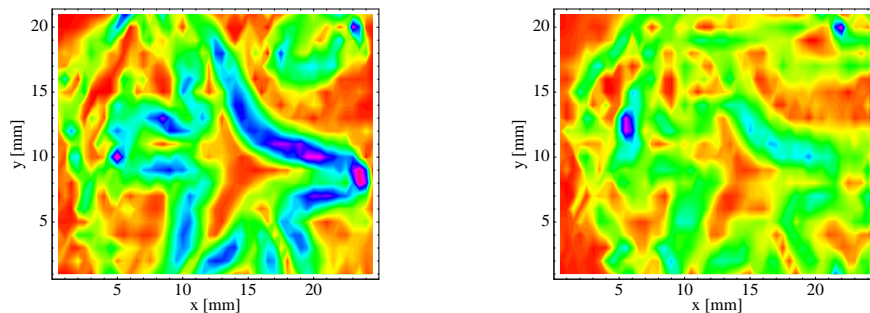


Abbildung 5.162: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

die hohen Gradienten der Geschwindigkeit v_z . Bei einem Abstand $z=12\text{mm}$ liegen die Schwankungen noch im Bereich von $\sigma(v_z) = 0.12\text{mm/s}$. Demgegenüber betragen diese bei einem Abstand $z=15\text{mm}$ im allgemeinen nur noch $\sigma(v_z) = 0.09\text{mm/s}$. Bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe erweitert sich der Bereich der hohen Schwankungen auf die Nebenströmungen und auf große Gebiete der Hauptströmung, während die Schwankungen dann auch wieder in einem Bereich von $\sigma(v_z) = 0.12\text{mm/s}$ liegen. Im Abstand $z=35\text{mm}$ sind fast über den gesamten Rohrquerschnitt Schwankungen mit $\sigma(v_z) \geq 0.09\text{mm/s}$ zu beobachten.

Turbulenzbereiche In den Abbildungen 5.167 bis 5.169 sind die Turbulenzgebiete aus dem Quotienten der Geschwindigkeitsschwankung $\sigma(v_z)$ und des Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ des Prototypen TRICUMED Hk5 dargestellt. Man er-

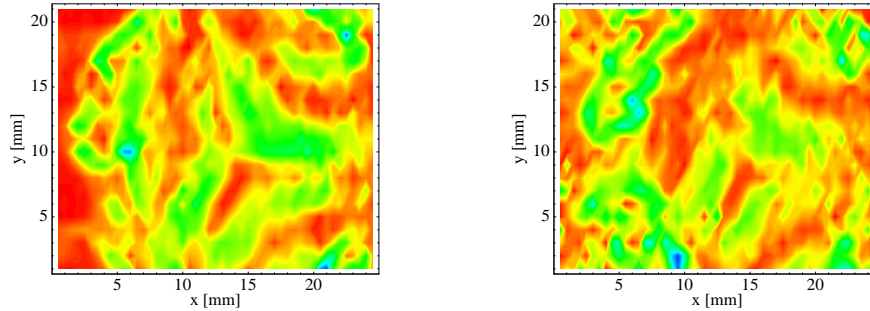


Abbildung 5.163: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

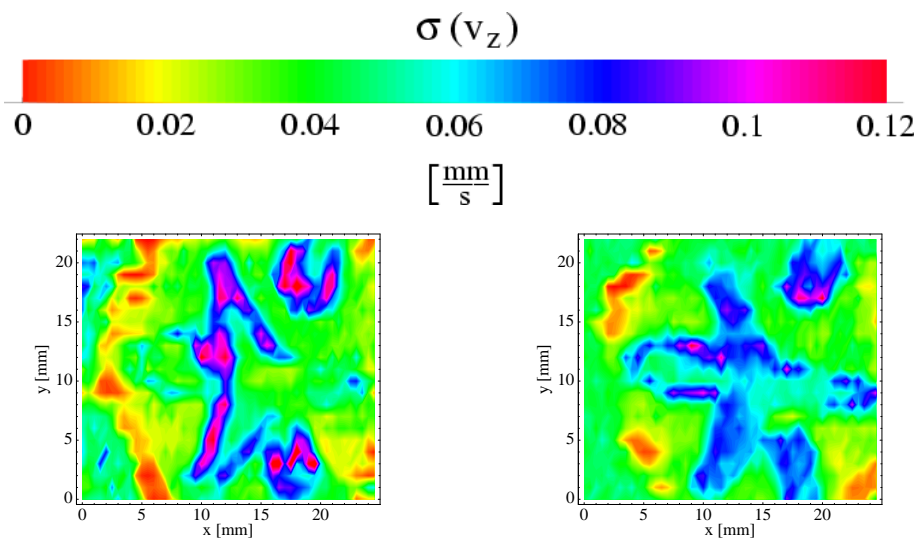


Abbildung 5.164: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=12\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

kennt hierbei ähnlich wie beim Prototypen TRICUMED Hk0 die Turbulenzgebiete im Bereich des oberen Herzklappenflügels. Diese steigen vom Abstand $z=12\text{mm}$ bis zum Abstand $z=20\text{mm}$ an und nehmen bei weiter zunehmendem Abstand vom Herzklappenring wieder ab. Während die Turbulenzen innerhalb der Hauptströmung von $z=12\text{mm}$ bis zu $z=35\text{mm}$ nur wenig ansteigen, zeigen sich besonders in den Bereichen der Nebenströmungen und damit auch in den Bereichen der Bulben ansteigende Turbulenzen. Die größten Turbulenzgebiete befinden sich im Abstand $z=35\text{mm}$ im Bereich der mittleren Nebenströmung, aber auch im Bereich der unteren Nebenströmung und des oberen Herzklappenflügels.

TRICUMED Hk5 (anormale Einbauposition)

Zum Abschluß der Messung der Geschwindigkeitsprofile senkrecht zur Hauptströmung wurden Untersuchungen am Prototyp TRICUMED Hk5 in anormaler Ein-

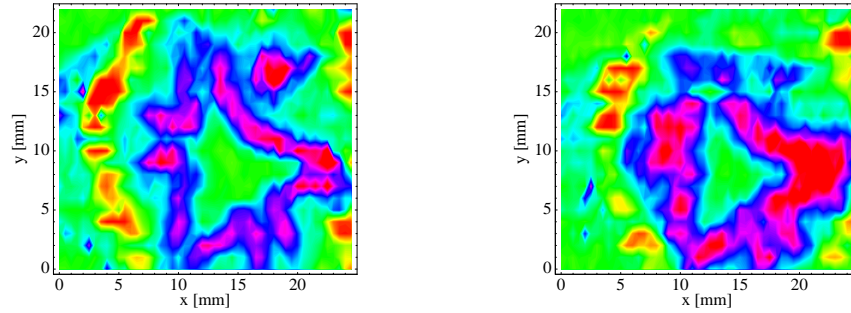


Abbildung 5.165: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

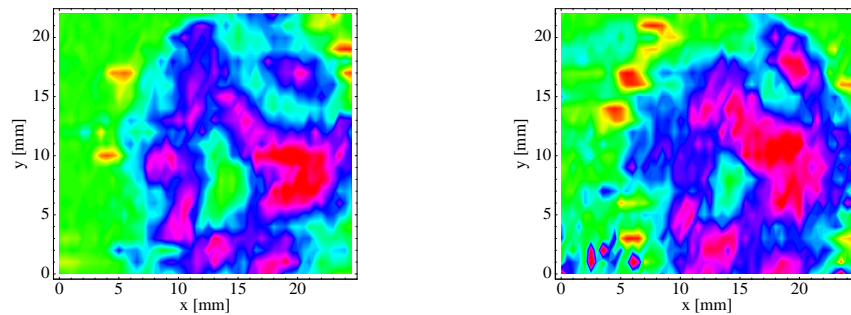


Abbildung 5.166: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

bauposition durchgeführt. Eine schematische Darstellung der anormalen Einbauposition sowie des Meßbereichs des Laser-Doppler-Anemometers sind in Abbildung 5.170 dargestellt.

Geschwindigkeitsprofile Die Untersuchungen der Strömungsgeschwindigkeit wurden in den Abständen $z=13\text{mm}$, $z=15\text{mm}$, $z=20\text{mm}$, $z=25\text{mm}$, $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ durchgeführt und sind in den Abbildungen 5.171 bis 5.176 dargestellt. Im Abstand $z=13\text{mm}$ erkennt man deutlich sowohl die Haupt- als auch die Nebenströmungen. Auch hier zeigt sich, daß der obere Herzklappenflügel nicht vollständig geöffnet ist. Dadurch ist die Strömungsgeschwindigkeit der oberen Nebenströmung nicht so groß wie bei den beiden anderen Nebenströmungen. Die Strömungsgeschwindigkeit der oberen Nebenströmung liegt im Bereich von $v_z = 160\text{mm/s}$. Demgegenüber beträgt die maximale mittlere Strömungsgeschwindigkeit im Bereich der beiden anderen Nebenströmungen $v_z = 180\text{mm/s}$ sowie im Bereich der Hauptströmung $v_z = 200\text{mm/s}$ ¹. Bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe erkennt man einen

¹Die Messungen im Abstand $z=12\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ wurden mit einem größeren Meßbereich als die folgenden Messungen durchgeführt.

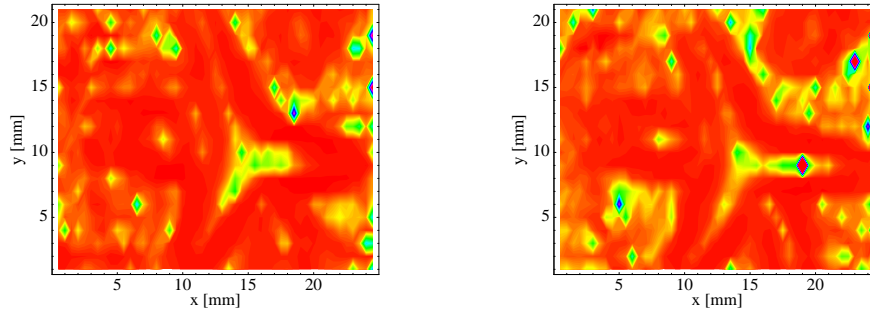
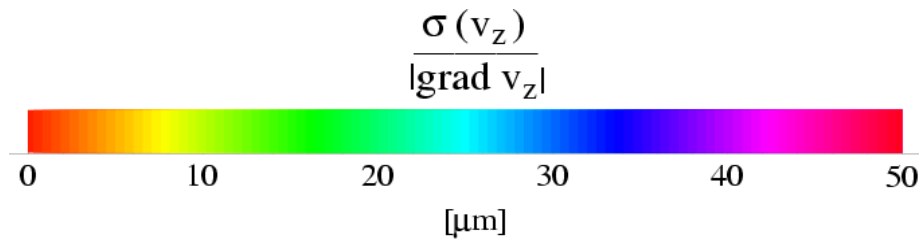


Abbildung 5.167: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=12\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

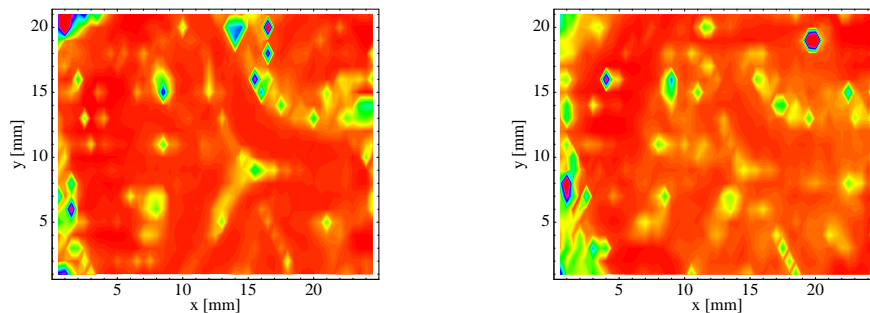


Abbildung 5.168: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

deutlichen Rückgang der Geschwindigkeit sowohl im Bereich der oberen Nebenströmung als auch der beiden anderen Nebenströmungen und der Hauptströmung. Die maximalen Geschwindigkeiten betragen bei einem Abstand $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring im Bereich der oberen Nebenströmung nur noch $v_z = 120\text{mm/s}$, im Bereich der unteren und mittleren Nebenströmung $v_z = 150\text{mm/s}$ und in der Hauptströmung $v_z = 160\text{mm/s}$. Im Abstand $z=35\text{mm}$ ist im Bereich der oberen Nebenströmung kaum noch eine Strömung zu erkennen. Die beiden anderen Nebenströmungen haben sich mit der Hauptströmung zu einer Strömung in der Rohrmitte verbunden.

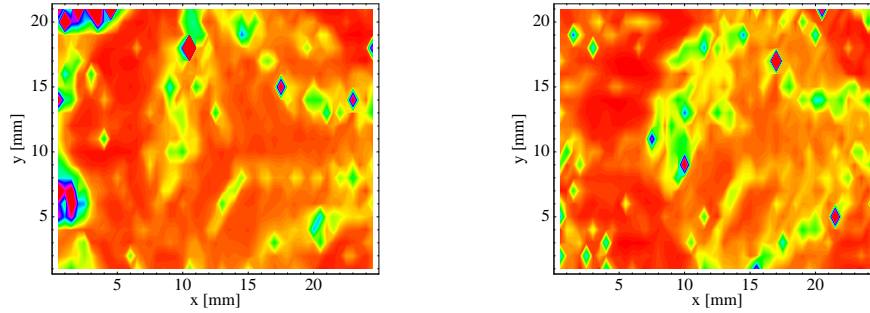


Abbildung 5.169: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

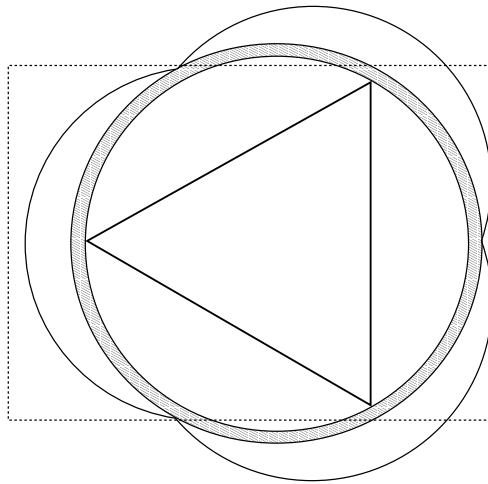


Abbildung 5.170: Schematische Darstellung der anormalen Einbauposition der TRICUMED Hk5 Herzklappe während der Geschwindigkeitsmessungen mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

Geschwindigkeitsdifferenzen Um die Dynamik der Strömung zu verdeutlichen, wurden im folgenden die Geschwindigkeitsdifferenzen bei zunehmendem Abstand gebildet. Die Untersuchungen sind in den Abbildungen 5.177 bis 5.179 dargestellt. Die Geschwindigkeitsdifferenzen zwischen den Abständen $z=13\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ zeigen noch keine erkennbaren Tendenzen, in welcher Weise sich die Strömung bei wachsender Distanz verändert. Bei zunehmendem Abstand zeigt sich auch hier, daß die Geschwindigkeit in den Bereichen der Haupt- und der Nebenströmungen abnimmt, in den Bereichen zwischen diesen Strömungen aber zunimmt. Analog zu den vorangegangenen Betrachtungen der dreiflügeligen Herzklappen erkennt man auch hier, daß es im Bereich unterhalb des oberen Herzklappenflügels eine stärkere Geschwindigkeitsabnahme gibt als in vergleichbaren Bereichen der Hauptströmung. Im Bereich unterhalb der Hauptströmung ist eine stärkere Zunahme der Geschwindigkeit zu erkennen. Bei einem Abstand von $z=35\text{mm}$ ist diese Geschwindigkeitsdifferenz aber nicht mehr so groß. Demgegenüber ist eine starke Geschwindigkeitszunahme im Bereich der mittleren Herzklappe zu beobachten. Inwieweit der starke Geschwindig-

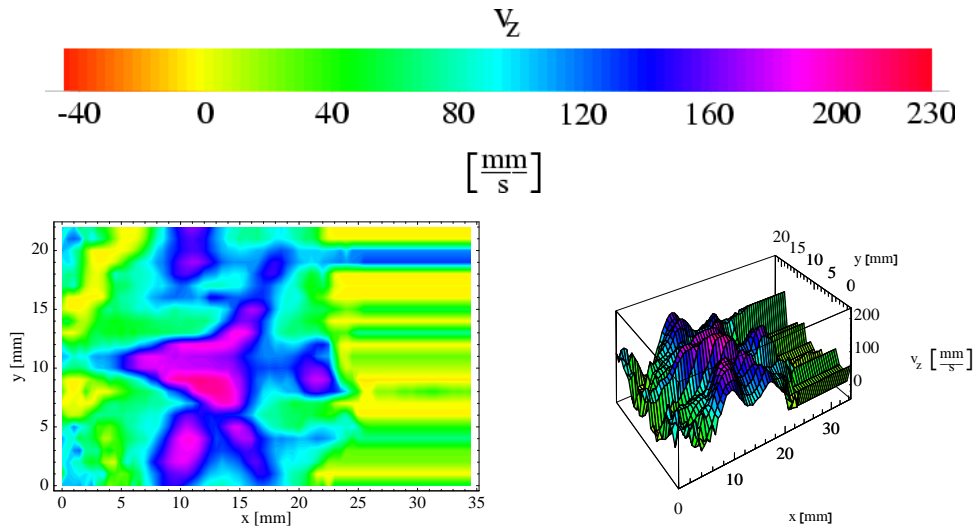


Abbildung 5.171: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $z=13\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

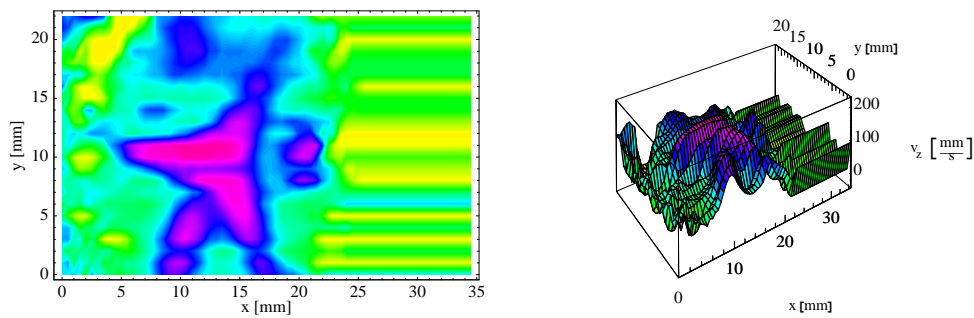


Abbildung 5.172: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

keitsanstieg in diesem Bereich mit der Einbauposition zusammenhängt, muß durch weitere Messungen geklärt werden.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ dargestellt in den Abbildungen 5.180 bis 5.182 sind im Abstand $z=13\text{mm}$ im allgemeinen nicht sehr groß. Eine Ausnahme zeigt sich im Gebiet der mittleren Nebenströmung und der Rohrwand. Während die Gradienten im allgemeinen im Bereich von $|grad v_z| = 50\text{s}^{-1}$ liegen, zeigen sich im Gebiet der mittleren Nebenströmung Gradienten der Größe $|grad v_z| = 110\text{s}^{-1}$. Bei zunehmendem Abstand z sinken aber die Gradienten in diesem Bereich bis auf $|grad v_z| = 50\text{s}^{-1}$ ab. Im Abstand $z=35\text{mm}$ ist innerhalb der Strömung kein Gradient $|grad v_z| \geq 60\text{s}^{-1}$ mehr zu beobachten.

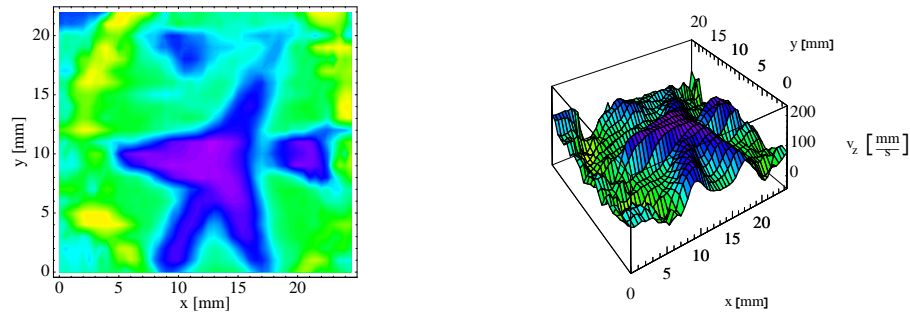


Abbildung 5.173: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring.

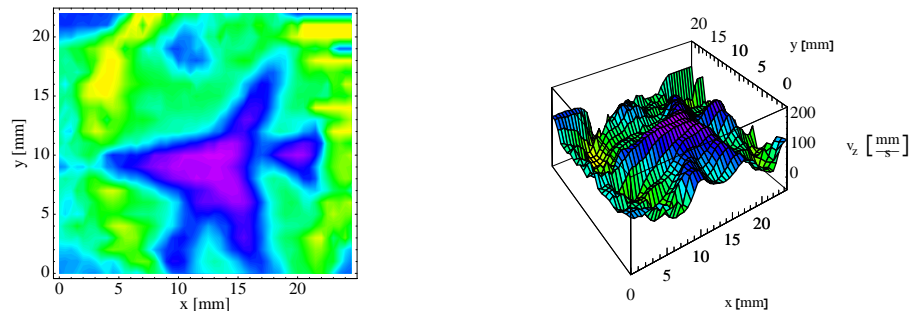


Abbildung 5.174: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=25mm$ hinter dem Herzklappenring.

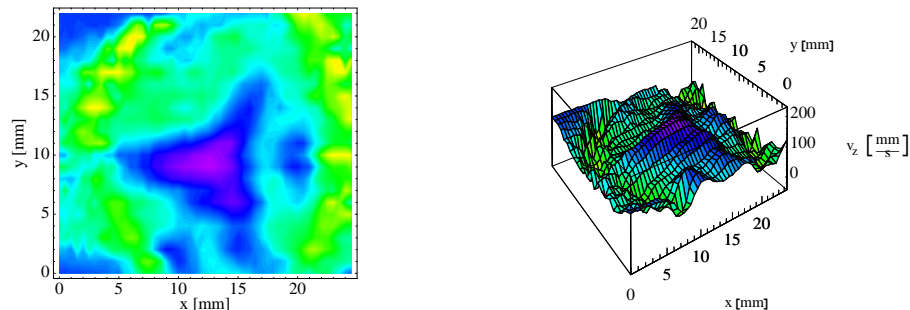


Abbildung 5.175: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=30mm$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsschwankungen Betrachtet man die Geschwindigkeitsschwankungen des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition, so erkennt man, daß die Schwankungen schon im Abstand $z=13mm$ sehr groß sind und im Bereich von $\sigma(v_z) = 0.11mm/s$ liegen. Die Untersuchungen sind in den Abbildungen 5.183 bis 5.185 dargestellt. Hierbei zeigt sich, daß die größten Geschwindigkeitsschwankungen in den Bereichen nahe hinter den Herzklappenflügeln direkt neben der Hauptströmung liegen. Die Bereiche der Geschwindigkeitsschwankungen sind jedoch zu ausgedehnt, um diese nur auf die Geschwindigkeitsgradienten der Haupt-

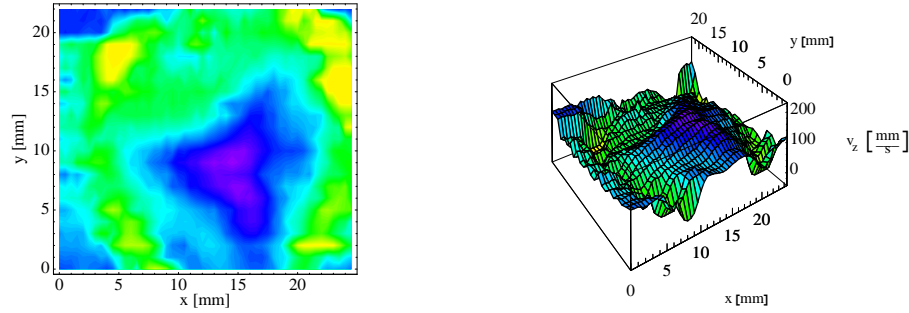


Abbildung 5.176: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=35mm$ hinter dem Herzklappenring.

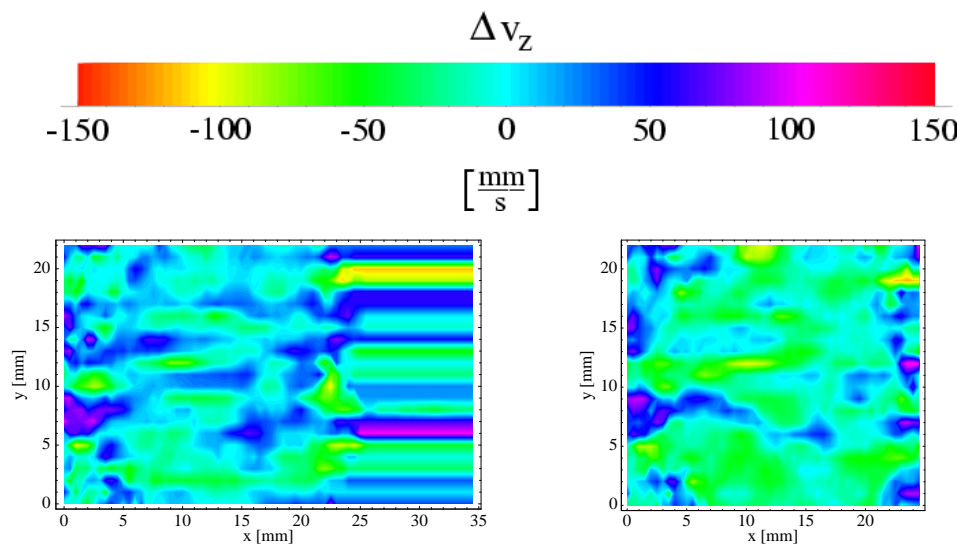


Abbildung 5.177: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy -Schnitt der Abstände $z=13mm$ und $z=15mm$ sowie $z=13mm$ und $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$.

strömung zurückführen zu können. Im Abstand $z=20mm$ hinter dem Herzklappenring erkennt man gegenüber den Messungen in anderen Abständen im allgemeinen niedrige Geschwindigkeitsschwankungen. Die maximalen Geschwindigkeitsschwankungen betragen hier im allgemeinen nur noch $\sigma(v_z) = (0.07-0.08)mm/s$. Bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe steigen die Geschwindigkeitsschwankungen besonders im Bereich des oberen Herzklappenflügels wieder bis zu einem Wert von $\sigma(v_z) = 0.11mm/s$ an. Im Bereich des mittleren Herzklappenflügels steigt die Geschwindigkeitsschwankung bis zum Abstand $z=35mm$ nur leicht an, während die Schwankungen im Bereich des unteren Herzklappenflügels weiter absinken. Eine starke Schwankung der Geschwindigkeit erkennt man weiterhin im Bereich der oberen Nebenströmung. Diese Schwankung hängt mit Sicherheit auch hier mit der nicht vollständigen Öffnung des oberen Herzklappenflügels zusammen.

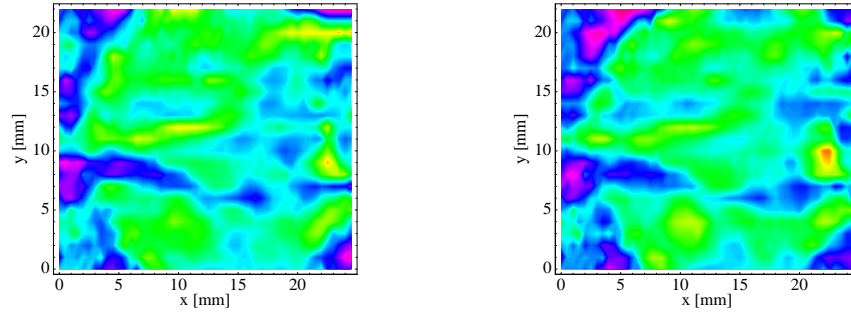


Abbildung 5.178: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=13\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ sowie $z=13\text{mm}$ und $z=30\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

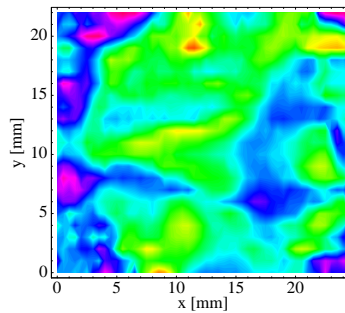


Abbildung 5.179: Geschwindigkeitsdifferenzen im xy-Schnitt der Abstände $z=13\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Turbulenzbereiche Die Turbulenzgebiete, die sich aus dem Quotienten der Geschwindigkeitsschwankung und des Geschwindigkeitsgradienten ergeben, sind in den Abbildungen 5.186 bis 5.188 dargestellt. Es zeigt sich hierbei, daß die Turbulenzbereiche der Messungen nahe an der Herzklappe direkt in den Strömungsbereichen hinter den Herzklappenflügeln liegen. Dies sind die Bereiche, in denen sich die Strömung von den etwas schräg zur Strömung stehenden Flügeln ablöst und es so zu Turbulenzen kommt. Ab einem Abstand $z=20\text{mm}$ sinken die Turbulenzen in diesen Bereich jedoch ab. Demgegenüber steigt die Turbulenz der Strömung im allgemeinen an, so daß im Abstand $z=35\text{mm}$ Turbulenzen über den gesamten Strömungsquerschnitt zu beobachten sind, wobei diese aber immer noch geringer sind als die Turbulenzen hinter den Herzklappenflügeln.

5.5.2 Profile der z-Komponente parallel zur Flußrichtung

Die Untersuchung der Nachlaufströmung hinter der Herzklappe gibt Aufschluß darüber, wann die Störung der Strömung wieder verschwunden ist. Hierzu wurden erste Messungen an den Herzklappen HALL-KASTER, ST.-JUDE-MEDICAL, den

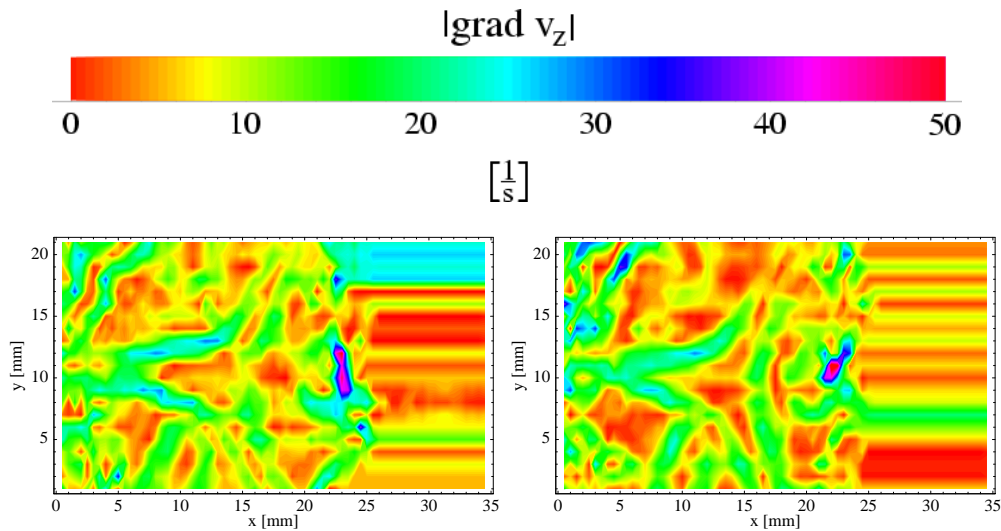


Abbildung 5.180: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy -Schnitt der Abstände $z=13\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

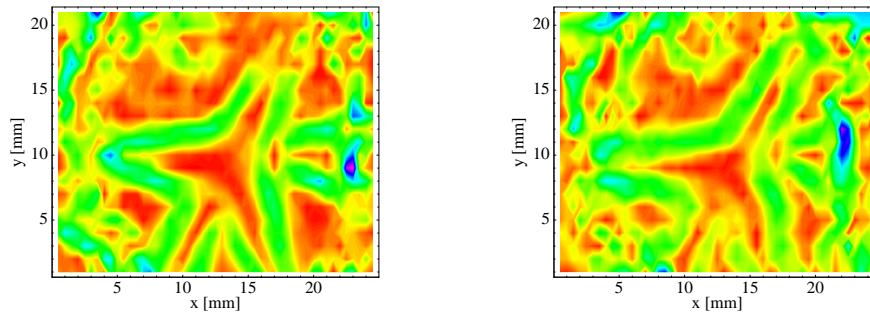


Abbildung 5.181: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy -Schnitt der Abstände $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Prototypen TRICUMED Hk0 und TRICUMED Hk5 durchgeführt. Die Messungen wurden in Abständen von $y=3\text{mm}$ bis $y=19\text{mm}$ bei einem Fluß $Q \approx 2\text{l/min}$ durchgeführt. Betrachtet werden im folgenden die Messungen in den Abständen $y=3\text{mm}$, $y=7\text{mm}$ und $y=11\text{mm}$. Hierbei entspricht eine Höhe von $y=11\text{mm}$ in vertikaler Richtung der Mitte des Strömungsprofils. Die schematische Darstellung des Meßbereiches ist in Abbildung 5.189 dargestellt. Hierbei variiert der Abstand des Anfangs der Messung zum Herzklappenring je nach Herzklappe. Im Bereich unterhalb von $y=0\text{mm}$ und oberhalb von $y=22\text{mm}$ werden die Messungen durch Brechung des Laserstrahls an den in diesen Bereichen starken Krümmungen des Bulbus zu stark verzerrt, um die Position des Meßvolumens präzise zu bestimmen. Aus diesem Grund werden in diesen Bereichen keine Messungen durchgeführt. Bei Bedarf kann die Herzklappe jedoch auch gedreht werden, um auch in diesem Bereich des Strömungsfeldes Messungen durchzuführen.

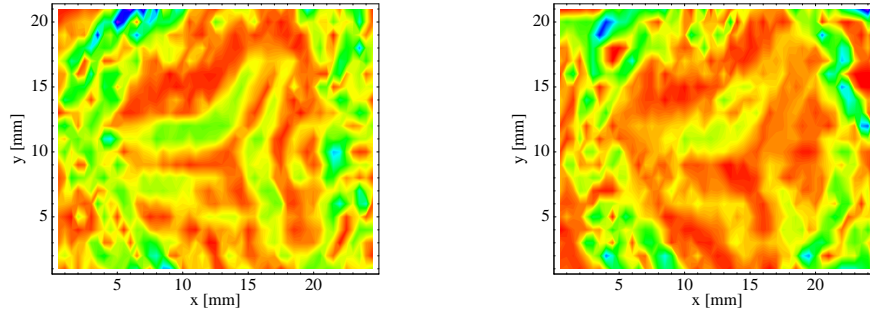


Abbildung 5.182: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

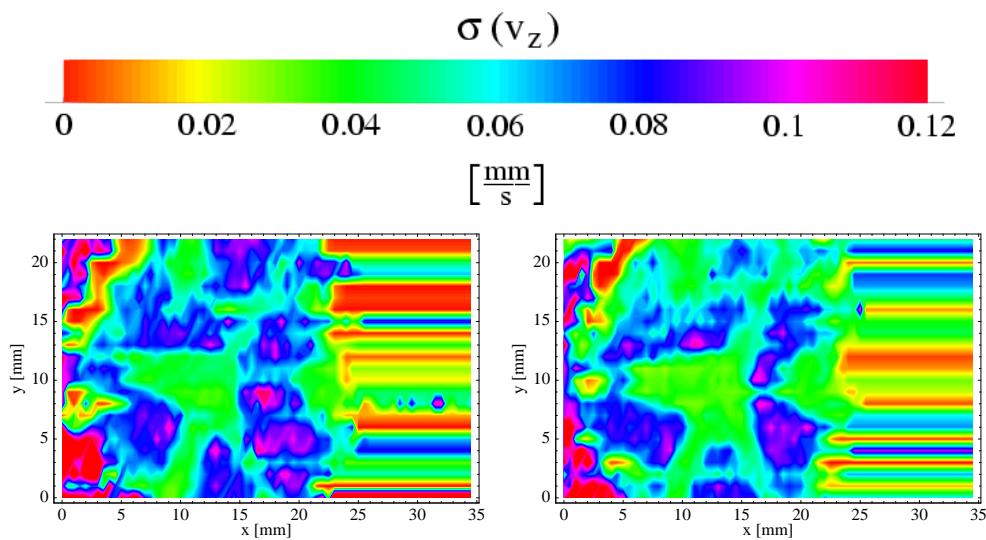


Abbildung 5.183: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=13\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

HALL-KASTER

Die ersten Messungen untersuchen die Nachlaufströmung der einflügeligen HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von etwa $Q=2\text{l/min}$. Neben den Geschwindigkeiten wurden auch die Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$, die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ sowie die Turbulenzbereiche der Nachlaufströmung untersucht.

Geschwindigkeitsprofile In den Abbildungen 5.190 bis 5.192 sind die Geschwindigkeitsmessungen der Nachlaufströmung bei jeweils konstantem Abstand y dargestellt.

Im Abstand $y=3\text{mm}$ von der Rohrwand erkennt man die Hauptströmung im Be-

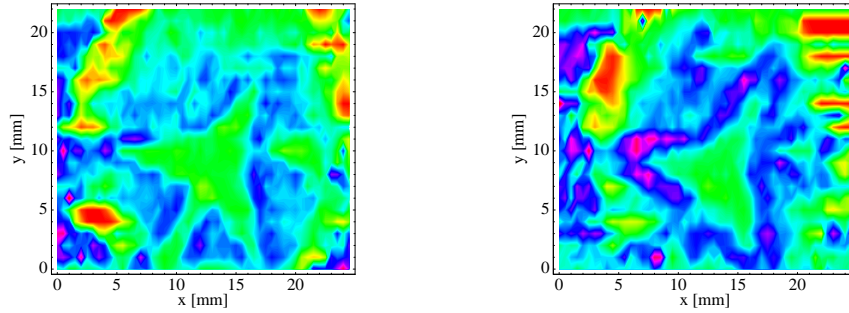


Abbildung 5.184: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

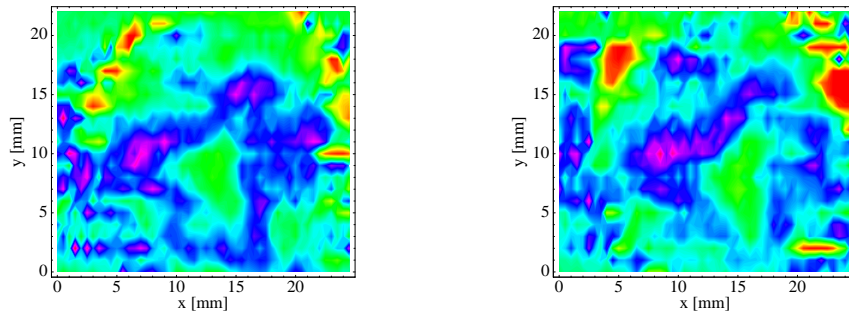


Abbildung 5.185: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xy-Schnitt der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

reich von $v_z = 160\text{mm/s}$ sowie einige Geschwindigkeitsfluktuationen im Bereich der Nebenströmung, welche aber mit $v_z \leq 80\text{mm/s}$ sehr gering sind. Die Geschwindigkeiten der Nebenströmung steigen bei einem Abstand $y=7\text{mm}$ auch bis auf Werte von $v_z = 160\text{mm/s}$ an. Jedoch ist zu erkennen, daß die Geschwindigkeiten der Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z von der Herzklappe wieder deutlich absinken bis auf Werte von $v_z = 80\text{mm/s}$. Demgegenüber verändert sich die Hauptströmung nur sehr wenig.

Bei einem Abstand $y=11\text{mm}$ erkennt man im Bereich direkt hinter der Herzklappe keine hohen Geschwindigkeiten im Bereich der Nebenströmung. Diese steigen aber im Bereich zwischen der Hauptströmung und der Nebenströmung bei steigendem Abstand z von der Herzklappe deutlich an, jedoch verlagert sich dieser Strömungsbereich vom Bereich der gesamten Nebenströmung bis auf den direkten Bereich neben der Hauptströmung.

Geschwindigkeitsgradienten Betrachtet man nun die Geschwindigkeitsgradienten der Nachlaufströmung, so erkennt man in den Abbildungen 5.193 bis 5.194, daß die maximalen Gradienten $|\text{grad } v_z| \approx 105\text{s}^{-1}$ betragen. Diese Bereiche mit ho-

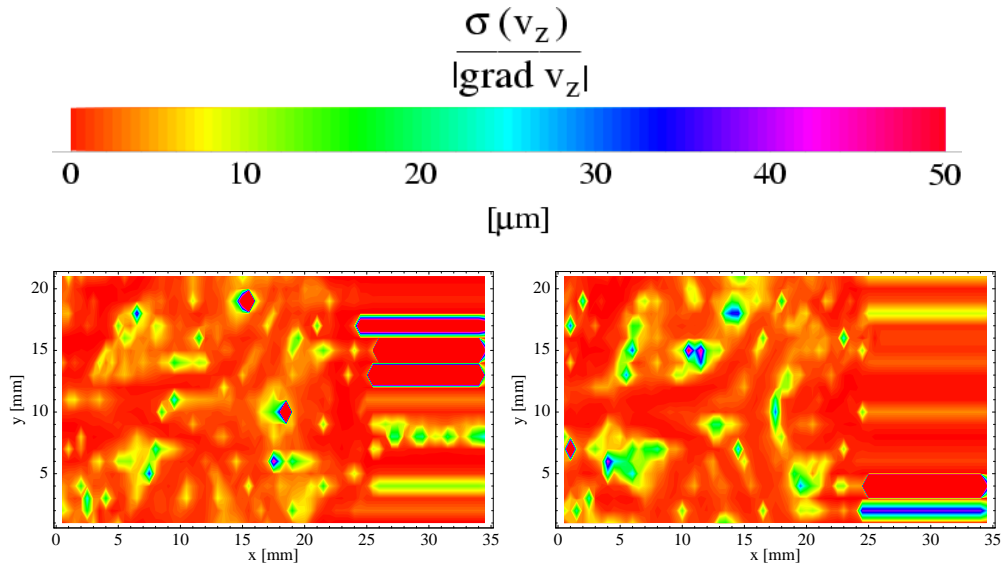


Abbildung 5.186: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=13\text{mm}$ und $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

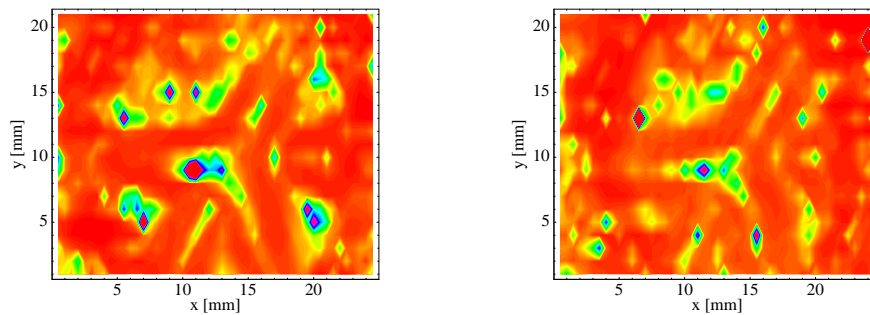


Abbildung 5.187: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=20\text{mm}$ und $z=25\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

hen Gradienten befinden sich ausnahmslos im Gebiet zwischen Hauptströmung und Rohrwand. In den anderen Bereichen der Strömung betragen die maximalen Geschwindigkeitsgradienten im allgemeinen nur $|grad v_z| \approx 40\text{s}^{-1}$ und liegen damit deutlich unterhalb der im Bereich der Hauptströmung beobachteten Gradienten.

Geschwindigkeitsschwankungen Im Gegensatz zu den Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ liegen die Gebiete der höchsten Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im Bereich der Nebenströmung. Die maximalen Geschwindigkeitsschwankungen betragen im allgemeinen $\sigma(v_z) = 0.08\text{mm/s}$. Bei einem Abstand von $y=3\text{mm}$ sind die Geschwindigkeitsschwankungen noch sehr gering. Der größte Bereich der Geschwindigkeitsschwankungen ist im Bereich $y=7\text{mm}$ zu erkennen. Wie die Geschwindigkeits-

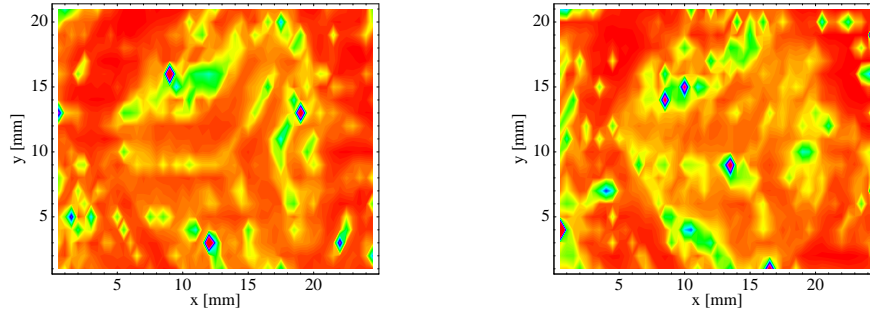


Abbildung 5.188: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xy-Schnitt der Abstände $z=30\text{mm}$ und $z=35\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

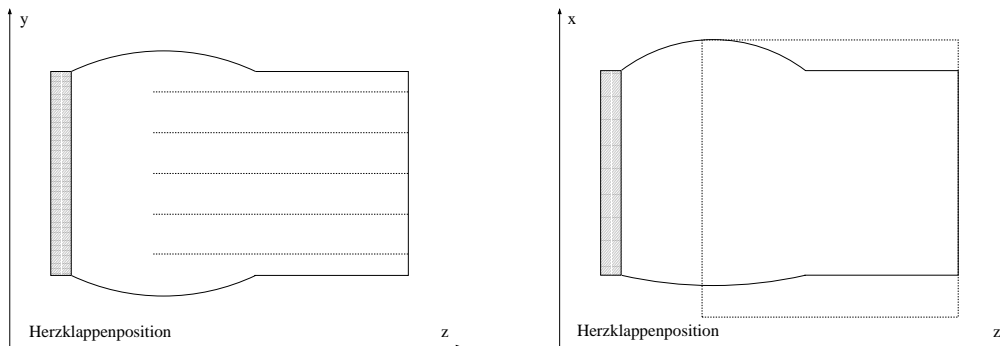


Abbildung 5.189: Schematische Darstellung der Meßbereiche bei der Messung der Profile der z -Komponente parallel zur Flußrichtung.

messung in Abbildung 5.191 zeigt, liegt in diesem Bereich die untere Nebenströmung. Bei einem Abstand $y=11\text{mm}$, dies ist der Bereich zwischen beiden Nebenströmungen, sind die maximalen Schwankungen nicht mehr so hoch wie im Abstand $y=7\text{mm}$, jedoch erstreckt sich das Gebiet der Geschwindigkeitsschwankungen auch hier über den gesamten Bereich der Nebenströmungen.

Turbulenzbereiche Betrachtet man nun nach den Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ die Turbulenzbereiche $\sigma(v_z)/|grad v_z|$, so erkennt man, daß sich diese zum überwiegenden Teil im Bereich der Nebenströmung befinden. Selbst im Abstand von $y=3\text{mm}$ sind Turbulenzen im Bereich der Nebenströmung zu erkennen, obwohl die Geschwindigkeitsmessungen in Abbildung 5.190 nur eine geringe Geschwindigkeit zeigen. Jedoch ist die Geschwindigkeitsschwankung gegenüber den Gradienten vergleichsweise hoch, so daß man darauf schließen kann, daß sich in diesem Bereich Turbulenzen befinden. Eine Erklärung hierfür ist, daß der Flügel der HALL-KASTER Herzklappe nicht parallel zu Strömung steht und so auf seiner Rückseite, der Seite der Nebenströmungen, Strömungsablösungen und Turbulenzen entstehen. Dies zeigt sich auch bei den Mes-

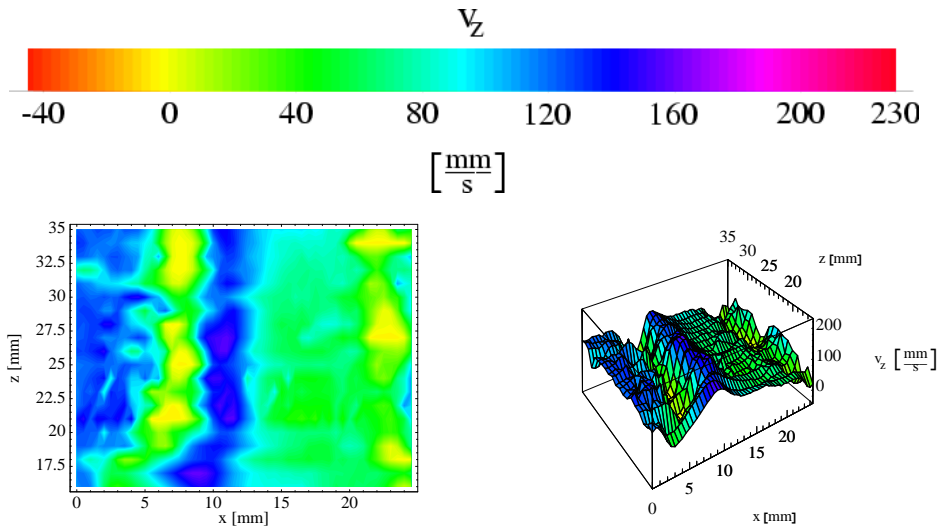


Abbildung 5.190: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $y=3\text{mm}$ von der Rohrwand.

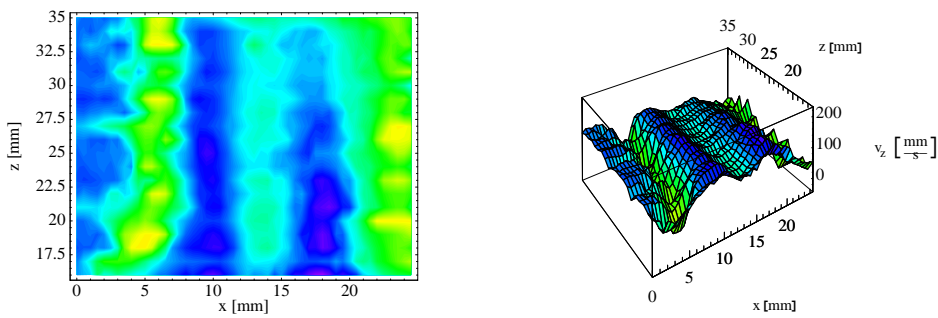


Abbildung 5.191: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand.

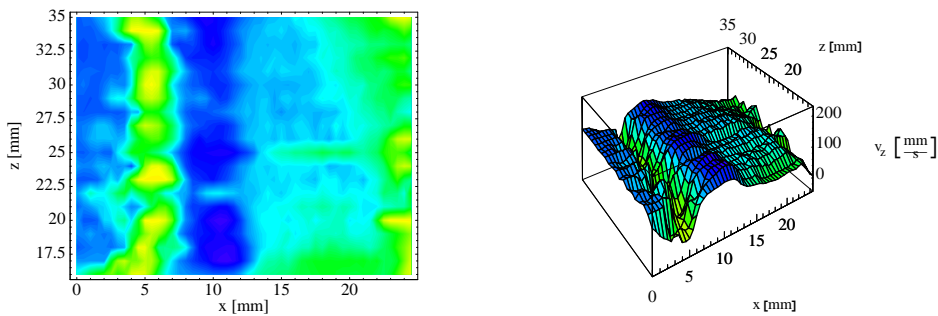


Abbildung 5.192: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand.

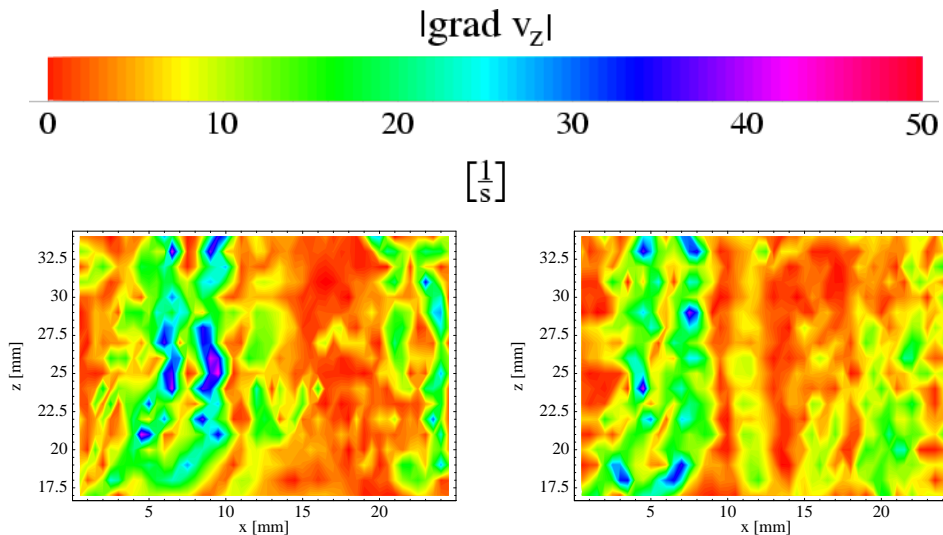


Abbildung 5.193: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

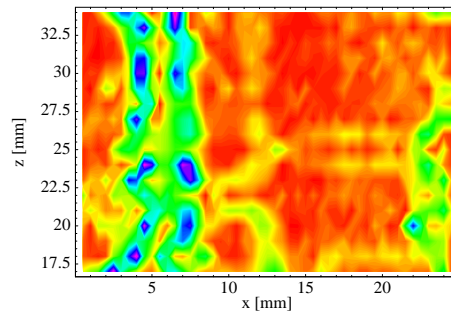


Abbildung 5.194: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

sungen der Turbulenzbereiche in den Abständen $y=7\text{mm}$ und $y=11\text{mm}$. Die Turbulenzen werden in diesen Bereich zusätzlich noch durch die Nebenströmung verstärkt. Die Turbulenzbereiche sind in den Abbildungen 5.197 und 5.198 dargestellt.

ST.-JUDE-MEDICAL

Nach der einflügeligen HALL-KASTER Herzklappe wurde nun die Nachlaufströmung der zweiflügeligen ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe untersucht. Diese besitzt im Gegensatz zur HALL-KASTER Herzklappe zwei Hauptströmungen am Rand sowie eine Nebenströmung in der Mitte.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsprofile im xz-Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe in den Abständen $y=3\text{mm}$, $y=7\text{mm}$ und $y=11\text{mm}$ sind in Abbildungen 5.199 bis 5.199 dargestellt. Man erkennt bei einem Abstand $y=3\text{mm}$ von der Rohrwand nur eine Hauptströmung. Dies liegt an der in Abbildung 5.199 zu

erkennenden leichten Schrägstellung der Herzklappe. Neben der Hauptströmung sind deutlich Rückstromgebiete bis zu einem Abstand $z=20\text{mm}$ vom Herzklappenring zu sehen. In diesem Abstand gehen die Bulben wieder in ein kreisrundes Rohr über. Im Abstand $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand sind sowohl beide Hauptströmungen als auch die Nebenströmung zu erkennen. Weiterhin besitzt die rechte Hauptströmung durch die Schrägstellung der Herzklappe eine leicht höhere Strömungsgeschwindigkeit gegenüber der linken Hauptströmung. Die Nebenströmung schwankt über den gesamten Bereich in ihrer Richtung und verbindet sich in einem Abstand von $z=35\text{mm}$ mit der rechten Hauptströmung, wobei die Geschwindigkeit bei zunehmendem Abstand z von der Herzklappe deutlich abnimmt. Im Abstand $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand erkennt man die beiden Hauptströmungen, deren Strömungsgeschwindigkeiten nun nahezu identisch sind, sowie die Nebenströmung. Es ist gut zu sehen, wie die beiden Hauptströmungen sich an die Rohrwand anlegen und sich dadurch voneinander entfernen. Die Nebenströmung befindet sich bis zu einem Abstand von $z=20\text{mm}$ ungefähr in der Mitte der Strömung. Bei zunehmendem Abstand z bewegt diese sich in Richtung der rechten Hauptströmung. Hierbei sinkt die Strömungsgeschwindigkeit

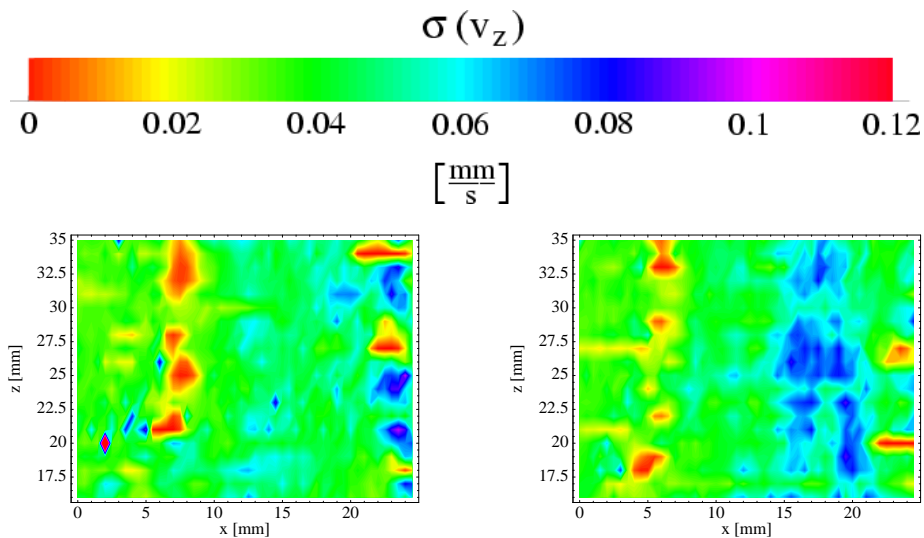


Abbildung 5.195: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz -Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

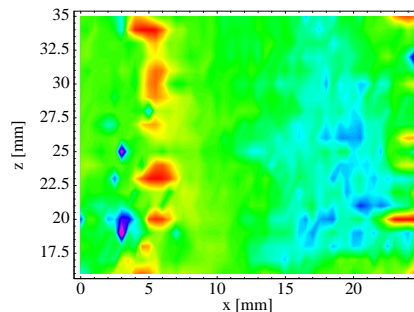


Abbildung 5.196: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz -Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

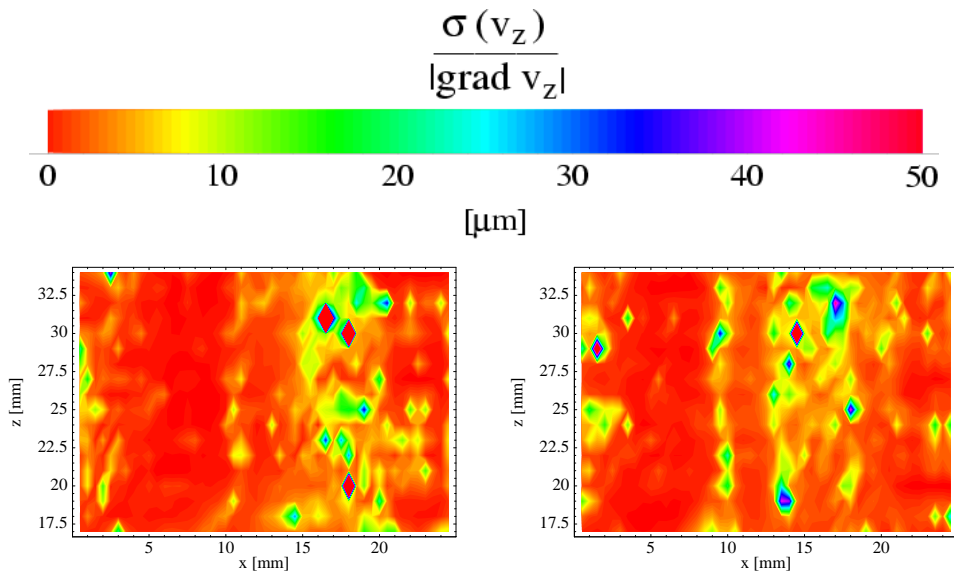


Abbildung 5.197: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

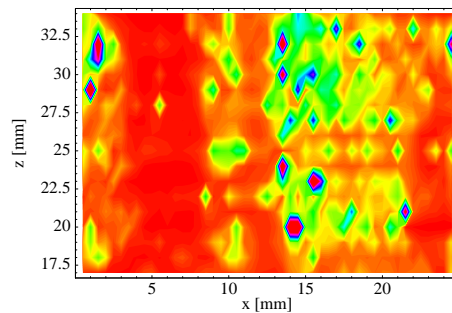


Abbildung 5.198: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

ab und die Nebenströmung nimmt nun einen größeren Bereich ein. Dies deutet schon hier auf Turbulenzen im Bereich der Nebenströmung hin. Dies wird in den folgenden Abschnitten untersucht.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ in den Abbildungen 5.202 und 5.203 zeigen, daß sich die Gebiete mit den maximalen Gradienten im Bereich zwischen den Hauptströmungen und der Rohrwand befinden. Die maximalen Geschwindigkeitsgradienten liegen im Bereich von $|grad v_z| = 100\text{s}^{-1}$. Die maximalen Geschwindigkeitsgradienten in der Mitte der Strömung liegen im allgemeinen im Bereich von $|grad v_z| = 50\text{s}^{-1}$. Höhere Geschwindigkeitsgradienten erkennt man neben den hohen Gradienten zwischen Hauptströmung und Rohrwand auch in den gesamten Bereichen direkt hinter der Herzklappe. Hier betragen die Geschwindigkeitsgradienten im allgemeinen $|grad v_z| = 80\text{s}^{-1}$ und sind damit immer

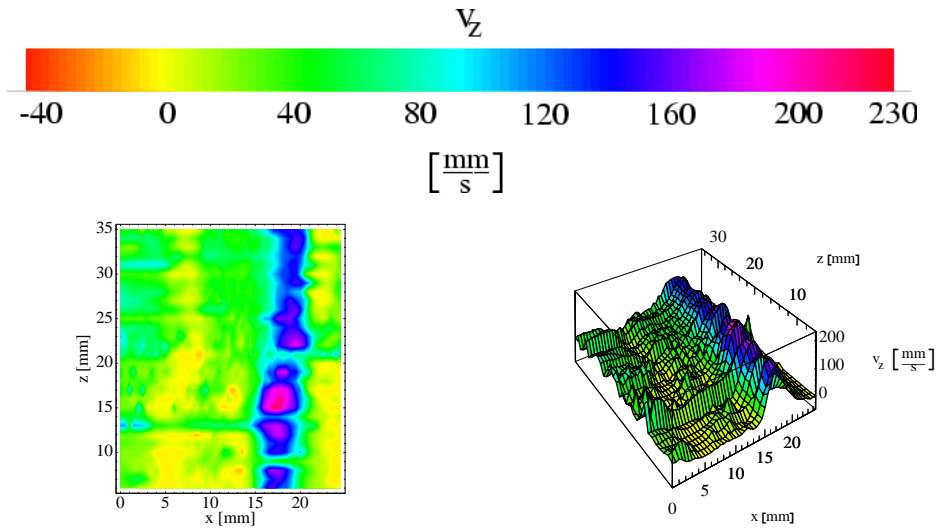


Abbildung 5.199: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $y=3\text{mm}$ von der Rohrwand.

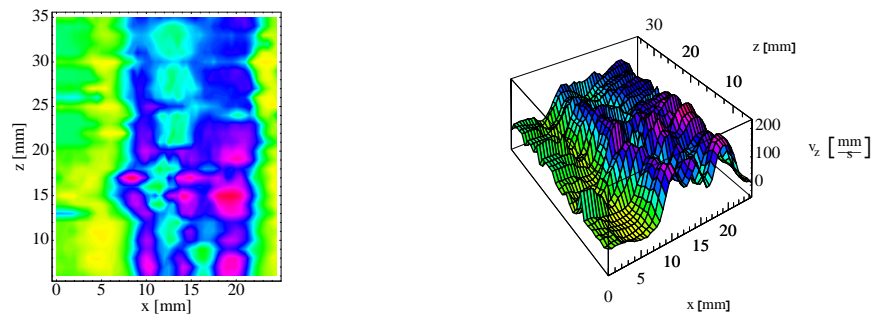


Abbildung 5.200: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand.

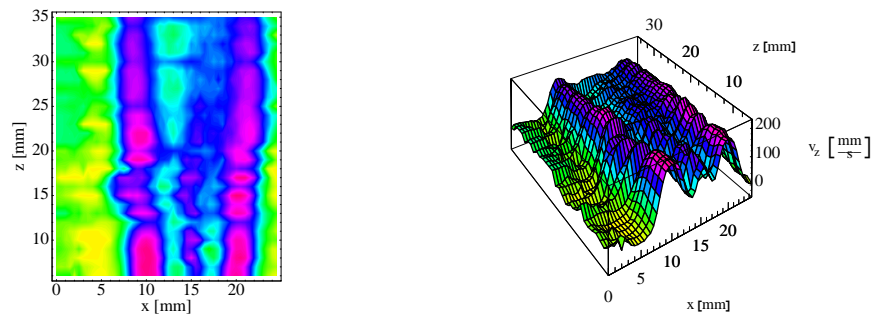


Abbildung 5.201: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/\text{min}$ in einem Abstand von $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand.

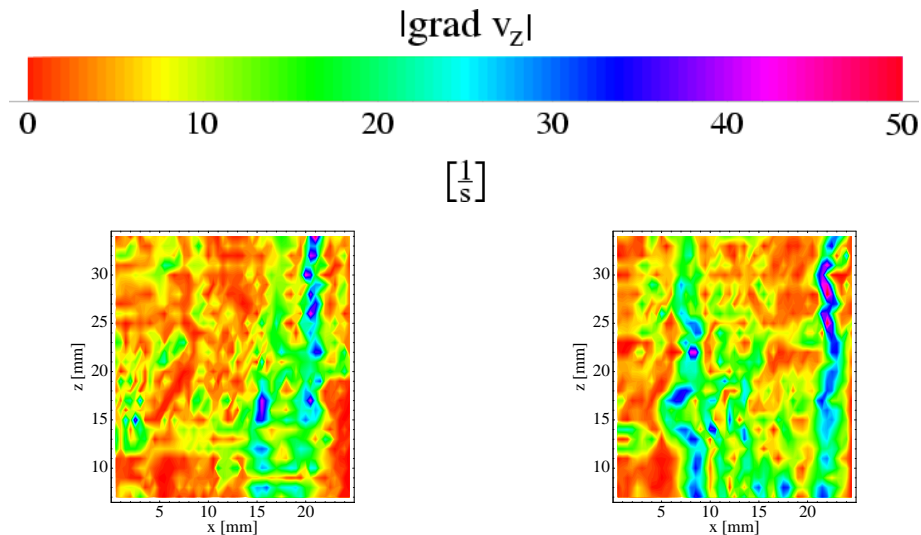


Abbildung 5.202: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

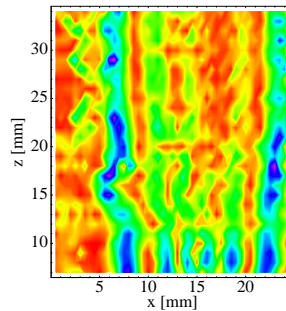


Abbildung 5.203: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

noch deutlich geringer als die maximalen Gradienten. Eine Ausnahme von diesen eher niedrigen Geschwindigkeitsgradienten in der Mitte der Strömung ist im Bereich zwischen der Hauptströmung und der Rückströmung in Abbildung 5.202 bei einem Abstand $y=3\text{mm}$ zu erkennen. Auch in diesem Bereich treten Geschwindigkeitsgradienten in der Größenordnung $|grad v_z| = 100\text{s}^{-1}$ auf.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ der Nachlaufströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe zeigen im Abstand $y=3\text{mm}$ Schwankungen der Größe $\sigma(v_z) = 0.12\text{mm/s}$ im Bereich hinter der Rückströmung. Die Geschwindigkeitsschwankungen sind in den Abbildungen 5.204 und 5.205 dargestellt. Im Abstand $y=7\text{mm}$ sind weiterhin große Geschwindigkeitsschwankungen im Bereich der Nebenströmung und der linken Hauptströmung zu beobachten. Dies ändert sich erst bei einem Abstand $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand. Hier befindet sich ein Großteil der Geschwindigkeitsschwankungen nur noch im Bereich der Nebenströmung. Eine Ausnahme hierzu ist in den Bereichen der Bulben zwischen beiden

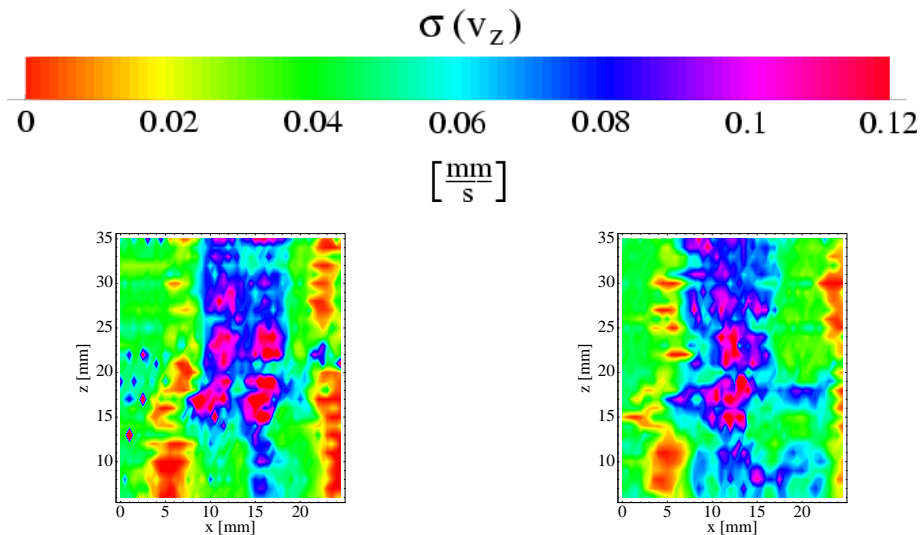


Abbildung 5.204: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz -Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

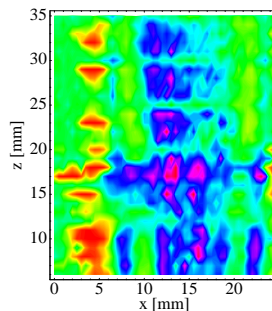


Abbildung 5.205: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz -Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Hauptströmung und der jeweiligen Rohrwand zu erkennen. Die hier auftretenden Schwankungen erreichen eine Größe von $\sigma(v_z) = 0.1\text{mm/s}$. In diesen Bereichen treten jedoch auch hohe Geschwindigkeitsgradienten auf, so daß die Ursache für die hohen Schwankungen in diesem Bereich auch auf die Geschwindigkeitsgradienten zurückzuführen ist.

Turbulenzbereiche Betrachtet man nun die Turbulenzgebiete der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe, so zeigt sich, daß diese im allgemeinen im Bereich der Nebenströmung liegen. Ein großes Turbulenzgebiet befindet sich jedoch auch im Bereich hinter der Rücklaufströmung im Abstand $y=3\text{mm}$. Im Abstand $y=7\text{mm}$ erkennt man die Turbulenzgebiete sowohl in den Bereichen zwischen den beiden Hauptströmungen als auch in den Bereichen der Hauptströmungen an sich. Die Turbulenzen steigen bei zunehmendem Abstand von der Herzklappe an. Dieses Strömungsverhalten kann man auch im Abstand $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand erkennen. Hierbei sind die Turbulenzgebiete innerhalb der Hauptströmung jedoch nicht so

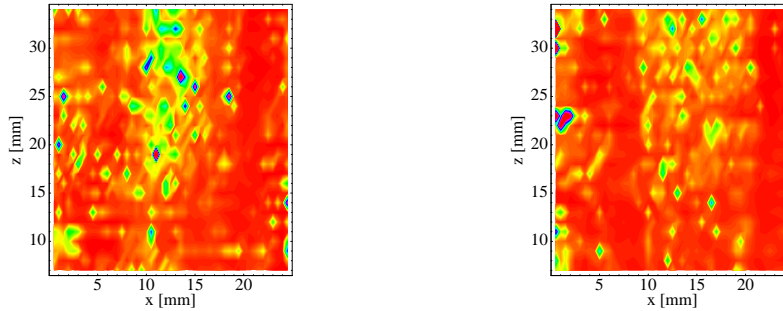
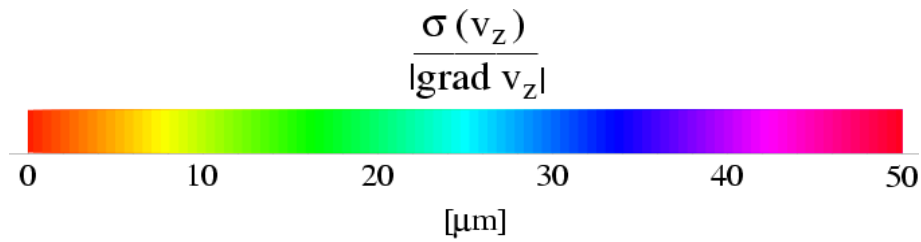


Abbildung 5.206: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

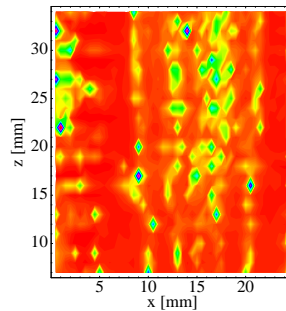


Abbildung 5.207: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

groß verglichen mit den Turbulenzgebieten zwischen den beiden Hauptströmungen. Im Bereich direkt hinter der künstlichen Herzklappe sind die Bereiche der Turbulenz noch sehr klein. Diese steigen jedoch ab einem Abstand von $z=17\text{mm}$ an. Dies ist der Bereich, in dem die Bulben beginnen, sich wieder zu einem kreisrunden Rohr zu verengen. Auch bei den Untersuchungen der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ ist dies der Abstand z , bei welchem die Turbulenz ansteigt.

TRICUMED Hk0

Nach der einflügeligen HALL-KASTER und der zweiflügeligen ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe werden im folgenden die dreiflügeligen Herzklappen TRICUMED Hk0 und TRICUMED Hk5 untersucht. Zunächst werden die Geschwindigkeitsmessungen, -gradienten und -schwankungen sowie die Turbulenzbereiche des Prototypen TRICUMED Hk0 untersucht.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsprofile des Prototypen TRICUMED Hk0 im xz-Schnitt bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ sind in den Abbildungen 5.208 bis 5.210 dargestellt. Hierbei ist in Abbildung 5.208 die untere Nebenströmung im Abstand $y=3mm$ zu erkennen. Die Strömungsgeschwindigkeit ist direkt hinter der Herzklappe noch ziemlich gering und liegt im Bereich von $v_z = (80 - 120)mm/s$. Bei zunehmendem Abstand z von der Herzklappe steigt die Strömungsgeschwindigkeit in diesem Bereich auf $v_z = 190mm/s$ an. Dieser Strömungsverlauf deutet darauf hin, daß die untere Nebenströmung bei diesem Abstand y direkt hinter der Herzklappe unterhalb dieses xz-Schnittes liegt, und erst bei zunehmendem Abstand z steigt die Strömungsgeschwindigkeit infolge der Ausdehnung der Hauptströmung an. Im Abstand $y=7mm$ von der Rohrwand erkennt man die Hauptströmung, deren Maximalgeschwindigkeit im Bereich von $v_z = 220mm/s$ liegt. Bei zunehmendem Abstand z geht die Maximalgeschwindigkeit der Hauptströmung leicht zurück. Gleichzeitig dehnt sich der Bereich der Hauptströmung dabei aus. Im Abstand $y=11mm$ erkennt man sowohl den oberen Bereich der Hauptströmung als auch die mittlere Nebenströmung. Der Bereich der Hauptströmung dehnt sich innerhalb des Bulbus leicht aus. Bei zunehmendem Abstand z von der Herzklappe legt sich die Hauptströmung an die Nebenströmung an. Die Nebenströmung erreicht in der Mitte des Bulbus ihre maximale Ausdehnung. Bei zunehmendem Abstand z hinter dem Bulbus sinkt die Maximalgeschwindigkeit der Nebenströmung von $v_z = 180mm/s$ auf $v_z = 120mm/s$ ab.

Geschwindigkeitsgradienten Betrachtet man nun die Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0, so ist zu erkennen, daß die maximalen Gradienten ähnlich wie bei der ST.-JUDE-MEDICAL und der HALL-KASTER Herzklappe im Bereich von $|grad v_z| = 90s^{-1} - 100s^{-1}$ liegen. Jedoch sind die Bereiche der Strömung der maximalen Gradienten deutlich kleiner als bei den ein- und zweiflügeligen Herzklappen. Diese hohen Gradienten treten nur im Abstand $y=3mm$ in dem Gebiet auf, wo sich die Strömung an die Rohrwand anlegt und dort in kleinen Bereichen zu hohen Geschwindigkeitsgradienten führt. Auch im Abstand $y=11mm$ sind im Bereich der Nebenströmung hohe Gradienten zu erkennen. Diese befinden sich im Bereich zwischen Nebenströmung und Rohrwand in den Bulben. Hier sorgt die Nebenströmung dafür, daß in den Bulben keine Totwassergebiete entstehen. Dies führt in den Bulben zu hohen Gradienten. Im Bereich der Hauptströmung im Abstand $y=7mm$ und $y=11mm$ von der Rohrwand liegen die maximalen Gradienten im Bereich von $|grad v_z| = 50s^{-1}$. Es zeigt sich also, daß in der Hauptströmung der dreiflügeligen Herzklappe nur sehr

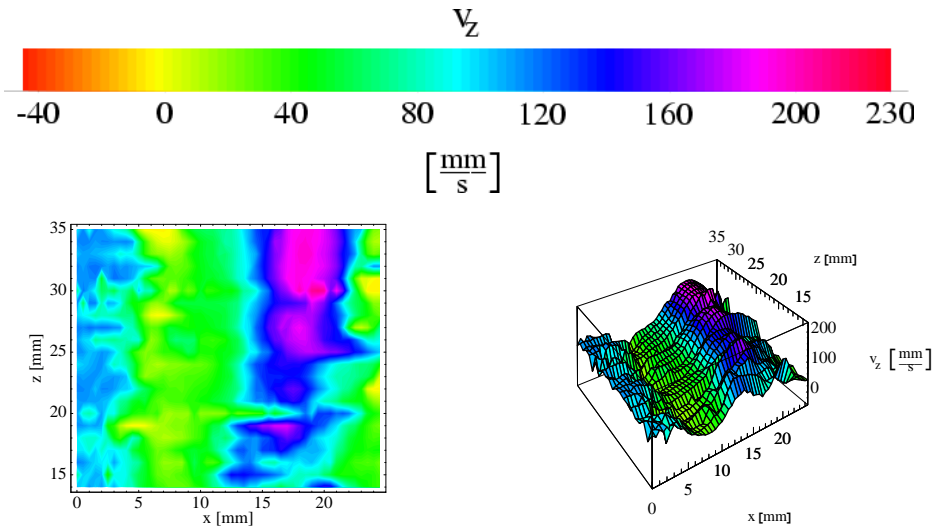


Abbildung 5.208: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRICU-MED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)$ l/min in einem Abstand von $y=3$ mm von der Rohrwand.

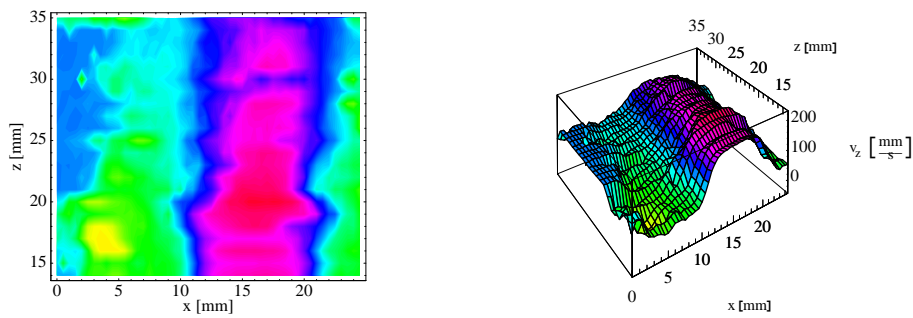


Abbildung 5.209: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRICU-MED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)$ l/min in einem Abstand von $y=7$ mm von der Rohrwand.

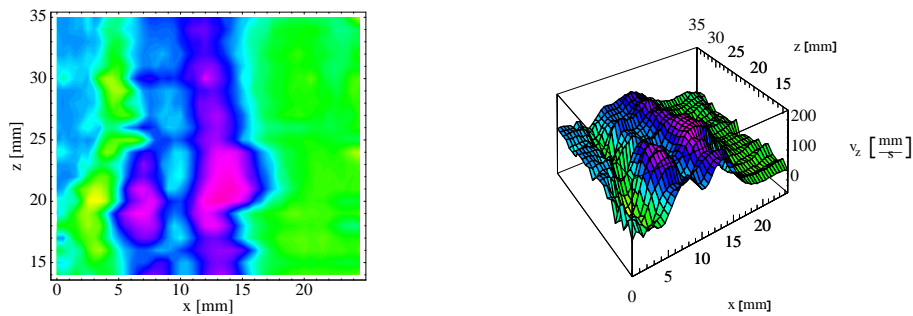


Abbildung 5.210: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRICU-MED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)$ l/min in einem Abstand von $y=11$ mm von der Rohrwand.

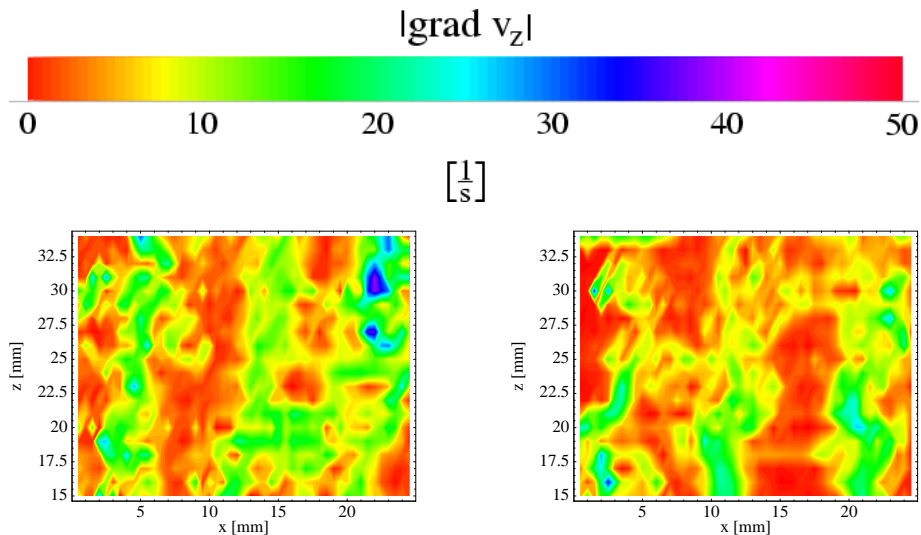


Abbildung 5.211: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

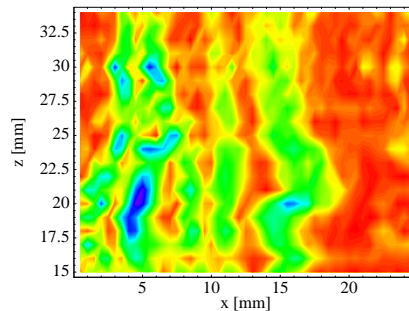


Abbildung 5.212: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

kleine Bereich mit hohen Gradienten existieren.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 sind in den Abbildungen 5.213 und 5.214 dargestellt. Hierbei sind in den Abständen $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ in den Bereichen neben der Hauptströmung große Geschwindigkeitsschwankungen zu erkennen. Diese liegen im Bereich von $\sigma(v_z) = 0.12\text{mm/s}$ und befinden sich im Abstand $y=7\text{mm}$ im gesamten Gebiet zwischen der Hauptströmung und der Rohrwand. Im Abstand $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand befinden sich die Gebiete mit den maximalen Geschwindigkeitsschwankungen direkt im Bereich der Nebenströmung und im Außenbereich der Hauptströmung. Daher kann man davon ausgehen, daß ein Teil dieser Schwankungen auch hier auf die Gradienten im Bereich der Hauptströmung zurückzuführen ist. Dies gilt aber nicht für die Schwankungen im direkten Bereich der Nebenströmung und wird im nächsten Abschnitt über die Turbulenzgebiete untersucht.

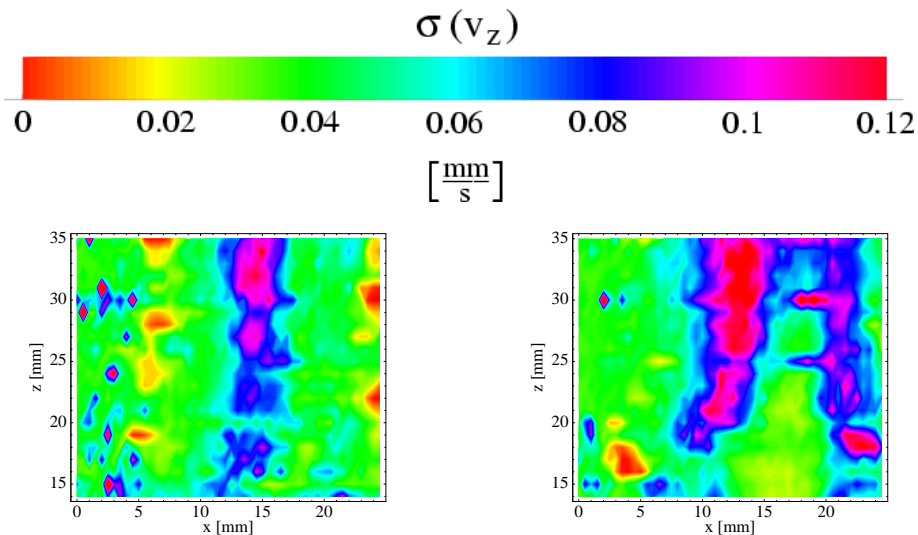


Abbildung 5.213: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

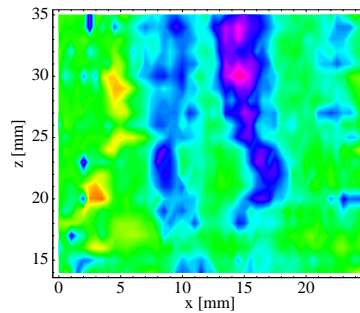


Abbildung 5.214: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Turbulenzbereiche Der Prototyp TRICUMED Hk0 zeigt in den Abbildungen 5.215 und 5.216 keine ausgedehnten Turbulenzgebiete. Erst ab einem Abstand $z=20\text{mm}$, also hinter den Bulben, treten größere Turbulenzen in den Bereichen neben der Hauptströmung auf. Dies ist besonders gut in der Messung im Abstand $y=7\text{mm}$ zu erkennen. Es treten zwar auch im Bereich der Bulben vereinzelt hohe Turbulenzwerte auf, jedoch können diese auch auf den nicht-konstanten Fluß zurückzuführen sein. Nur im Abstand $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand sind im Bereich neben der Hauptströmung im Gebiet von $z=(14-35)\text{mm}$ Turbulenzzonen zu erkennen. Dies ist wahrscheinlich auf den nicht vollständig öffnenden oberen Herzklappenflügel zurückzuführen, da sich die Messungen im Abstand $y=11\text{mm}$ nicht direkt in der Rohrmitte, sondern etwa $\Delta y=1\text{mm}$ oberhalb befinden. Dies ist in Abbildung 5.134 gut zu erkennen.

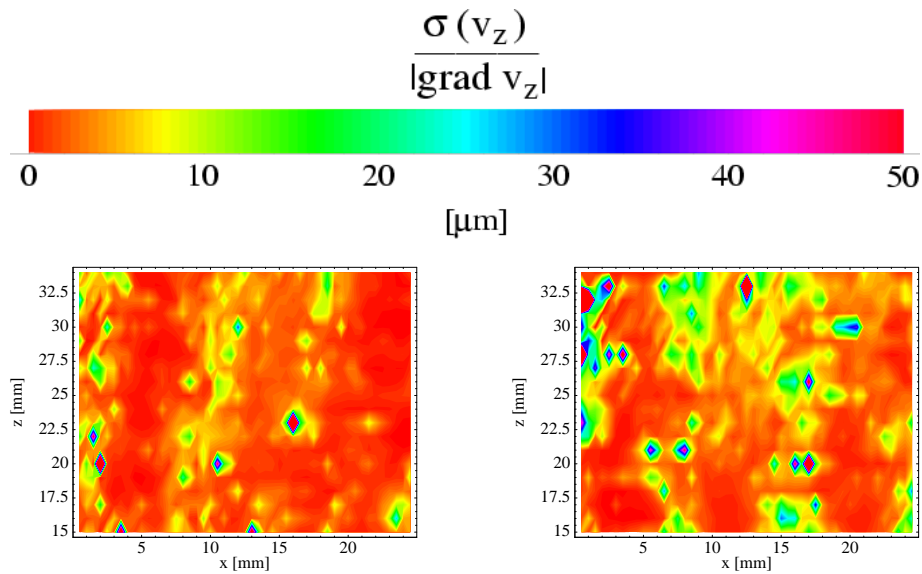


Abbildung 5.215: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

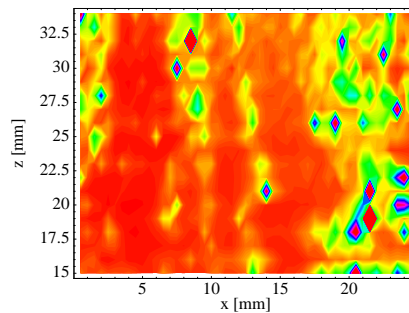


Abbildung 5.216: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition

Zum Abschluß dieser Messungen wurde die Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler und anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in unterschiedlichen Abständen y von der Rohrwand untersucht. Die Messungen in normaler Einbauposition wurden mit dem von M. Krause [Kra02] entwickelten automatisierten Positioniertisch durchgeführt.

Geschwindigkeitsprofile In den Abbildungen 5.217 bis 5.219 sind die Geschwindigkeitsprofile der Nachlaufströmung in den Abständen $y=3\text{mm}$, $y=7\text{mm}$ und $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand zu sehen. Im Abstand $y=3\text{mm}$ erkennt man sowohl die Haupt- als auch die Nebenströmung. Hierbei ist deutlich zu sehen, daß die Geschwindigkeiten im Bereich der Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z von der Herzklap-

pe schneller absinken als die Geschwindigkeiten im Bereich der Hauptströmung. Im Abstand $y=7\text{mm}$ ist demgegenüber nur die Hauptströmung zu sehen. Im Bereich direkt hinter der Herzklappe ist die Hauptströmung auf einen bestimmten Bereich begrenzt. Mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe legt sich die Hauptströmung im Bereich hinter den Bulben an die Rohrwand an und erstreckt sich über den gesamten Rohrquerschnitt. Dies ist im Abstand $y=11\text{mm}$ nicht zu erkennen. Hier legt sich die Hauptströmung auch bei zunehmenden Abstand z nicht an die Rohrwand an. Man erkennt hier sowohl die Hauptströmung als auch die Nebenströmung. Auch in diesem Abstand y sinken die Geschwindigkeiten der Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z schneller ab als die Geschwindigkeiten der Hauptströmung. Die Hauptströmung bewegt sich bei zunehmendem Abstand in Richtung der Nebenströmung, so daß sie sich in einem Abstand von $z=35\text{mm}$ in der Rohrmitte befindet.

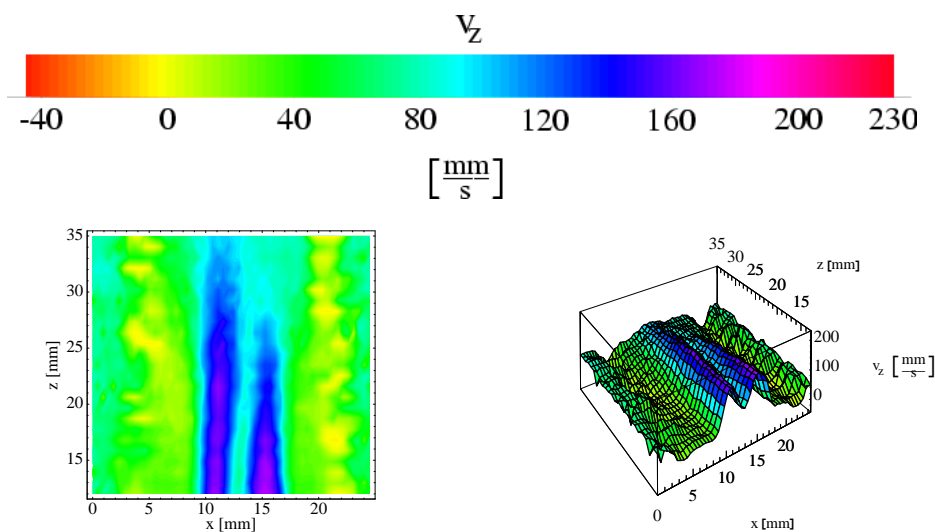


Abbildung 5.217: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $y=3\text{mm}$ von der Rohrwand.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 sind in den Abbildungen 5.220 und 5.221 dargestellt. Man erkennt, daß die Gradienten in den Abständen $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 80\text{s}^{-1}$ liegen. Mit zunehmendem Abstand z im Bereich hinter den Bulben sinken die Gradienten auf Werte deutlich unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 40\text{s}^{-1}$ ab. Dies gilt im allgemeinen auch für die Geschwindigkeitsgradienten im Abstand $y=11\text{mm}$. Eine Ausnahme beobachtet man hier im Bereich zwischen Rohrwand und Nebenströmung. Im Bereich der Bulben erkennt man Gradienten von bis zu $|\text{grad } v_z| = 100\text{s}^{-1}$. Im Bereich hinter den Bulben ist aber auch hier ein Absinken der Gradienten auf Werte unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 50\text{s}^{-1}$ auszumachen.

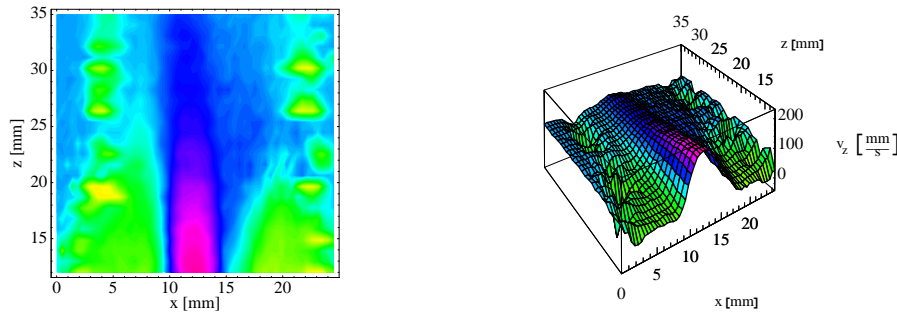


Abbildung 5.218: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $y=7mm$ von der Rohrwand.

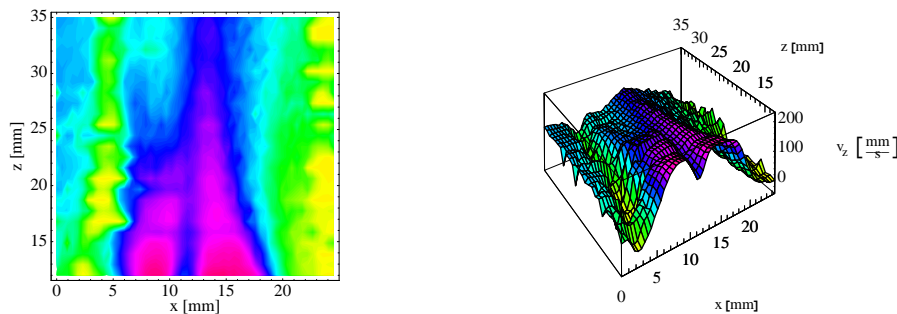


Abbildung 5.219: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $y=11mm$ von der Rohrwand.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Geschwindigkeitsschwankungen der Nachlaufströmung sind in den Abbildungen 5.222 und 5.223 zu sehen. Im Abstand $y=3mm$ sind die Geschwindigkeitsschwankungen direkt hinter der Herzklappe zunächst noch gering und liegen unterhalb von $\sigma(v_z) = 0.08mm/s$. Im Bereich hinter den Bulben steigen die Schwankungen sowohl im Bereich der Hauptströmung als auch der Nebenströmung stark bis auf Werte von $\sigma(v_z) = 0.12mm/s$ über den gesamten Rohrquerschnitt an. Ähnlich hohe Geschwindigkeitsschwankungen sind auch im Abstand $y=11mm$ zwischen der Hauptströmung und der Nebenströmung zu erkennen. Hier steigen die Geschwindigkeitsschwankungen von $\sigma(v_z) = 0.04mm/s$ direkt hinter der Herzklappe auf $\sigma(v_z) = 0.12mm/s$ im weiteren Strömungsverlauf. Ein weiterer Bereich hoher Geschwindigkeitsschwankungen läßt sich im Bereich der Nebenströmung hinter den Bulben beobachten. Die Schwankungen erreichen hier Werte von $\sigma(v_z) = 0.10mm/s$. Die Geschwindigkeitsschwankungen im Abstand $y=7mm$ liegen dagegen deutlich unterhalb von $\sigma(v_z) = 0.10mm/s$. Die maximale Geschwindigkeitsschwankung wird auch hier im Bereich zwischen der Hauptströmung und der Rohrwand erreicht.

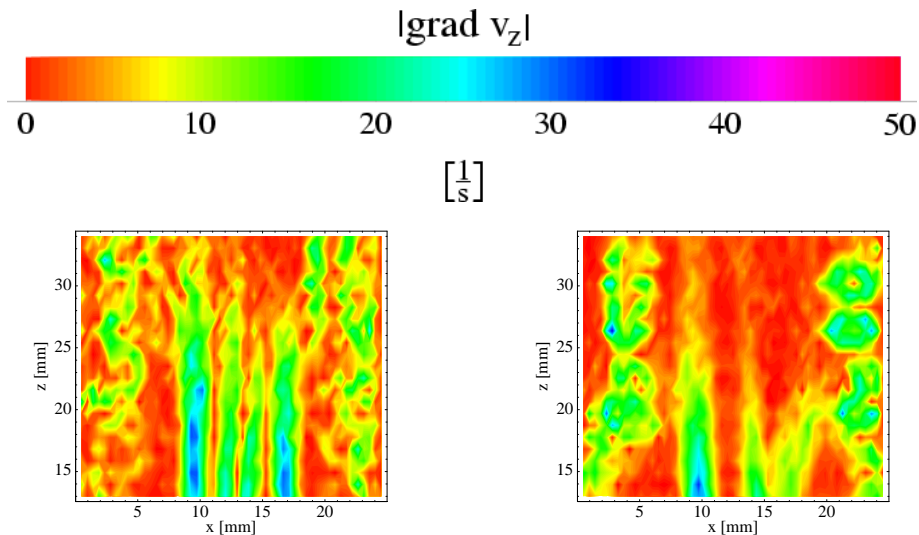


Abbildung 5.220: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz -Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

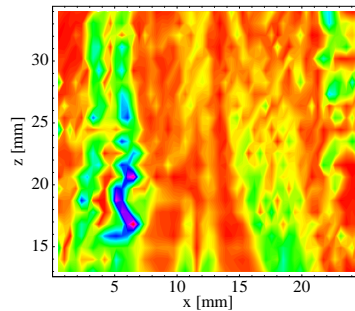


Abbildung 5.221: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ im xz -Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Turbulenzbereiche Betrachtet man nun die Turbulenzbereiche der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition in den Abbildungen 5.224 und 5.225, so zeigen sich im Abstand $y=3\text{mm}$ hohe Turbulenzen im Bereich hinter den Bulben. Innerhalb der Bulben sind die Turbulenzen eher gering. Man erkennt jedoch auch hier sowohl zwischen Hauptströmung und Rohrwand als auch zwischen Nebenströmung und Rohrwand erhöhte Turbulenzen. In den Abständen $y=7\text{mm}$ und $y=11\text{mm}$ beobachtet man in den Bereichen zwischen Hauptströmung und Rohrwand hohe Turbulenzen. Diese Turbulenzbereiche befinden sich jedoch hinter den Bulben. Im Abstand $y=11\text{mm}$ sind zudem im Bereich der Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z zunehmende Turbulenzen zu erkennen.

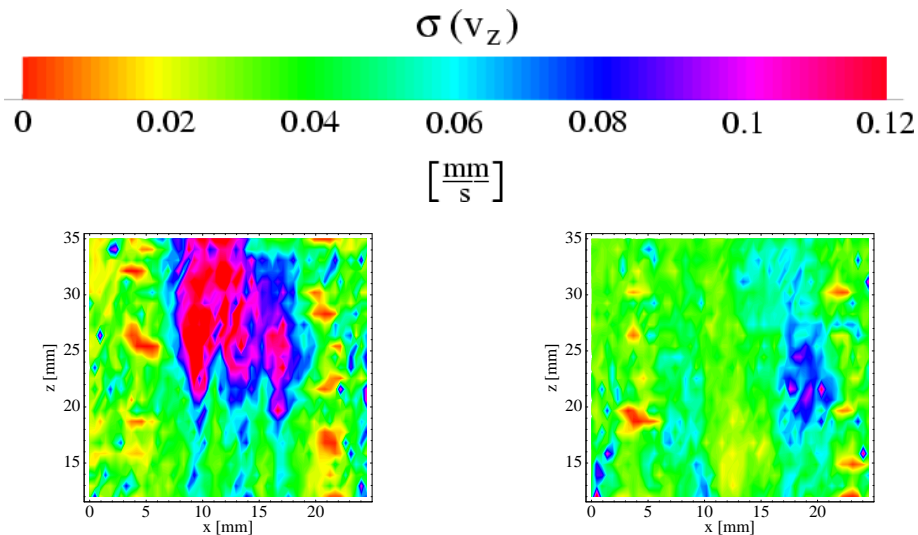


Abbildung 5.222: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

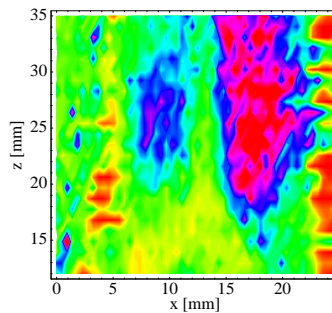


Abbildung 5.223: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition

Im folgenden wird nun die Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition untersucht.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ sind in den Abbildungen 5.226 bis 5.228 zu sehen. Im Abstand $y=3\text{mm}$ erkennt man auch hier, daß die Geschwindigkeiten im Bereich der Nebenströmung mit zunehmendem Abstand z schneller absinken als die Geschwindigkeiten im Bereich der Hauptströmung. Auch im Abstand $y=7\text{mm}$ ist zu sehen, daß sich die Hauptströmung mit zunehmendem Abstand z über den gesamten Rohrquerschnitt ausdehnt und sich hinter den Bulben an die Rohrwand anlegt. Zudem unterschieden sich die Geschwindigkeiten im Abstand $y=11\text{mm}$ nur gering von denen in normaler

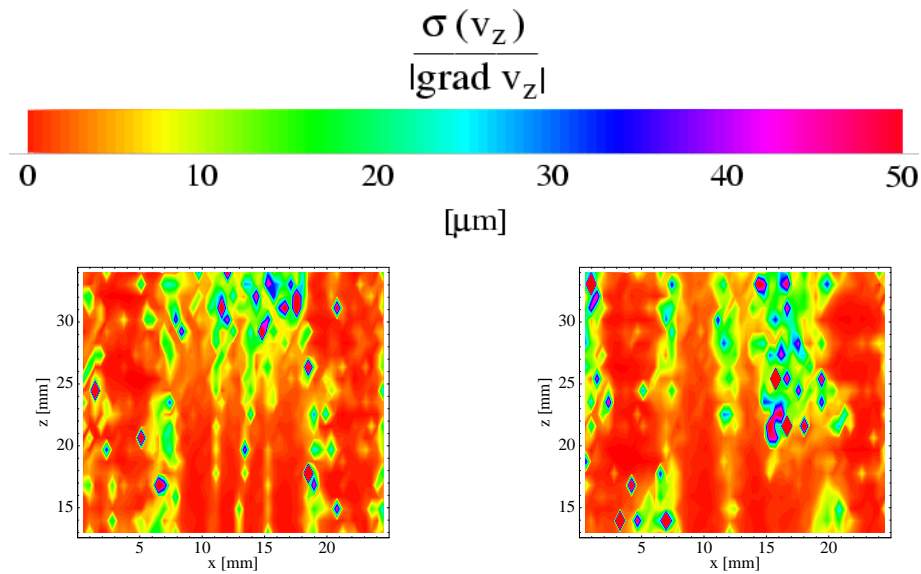


Abbildung 5.224: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz-Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

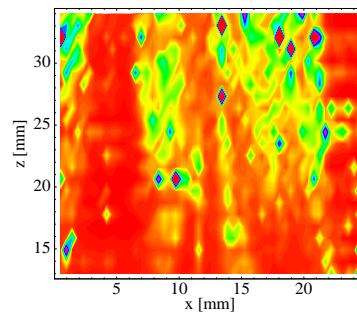


Abbildung 5.225: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz-Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in normaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Einbauposition und man beobachtet ein stärkeres Absinken der Geschwindigkeiten im Bereich der Nebenströmung bei zunehmendem Abstand z im Vergleich zur Hauptströmung. Desweiteren verlagert sich auch hier die Hauptströmung mit zunehmendem Abstand z in die Rohrmitte.

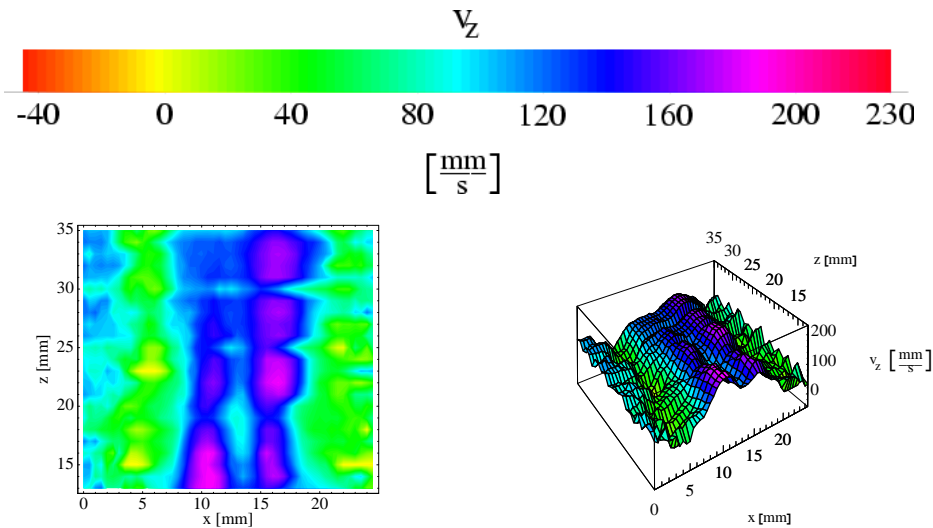


Abbildung 5.226: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $y=3mm$ von der Rohrwand.

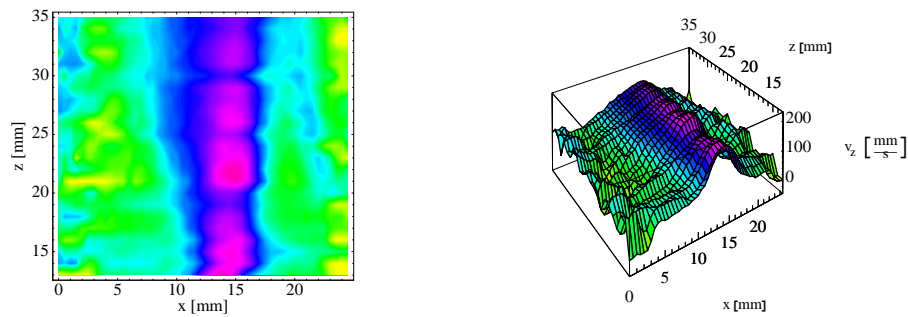


Abbildung 5.227: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $y=7mm$ von der Rohrwand.

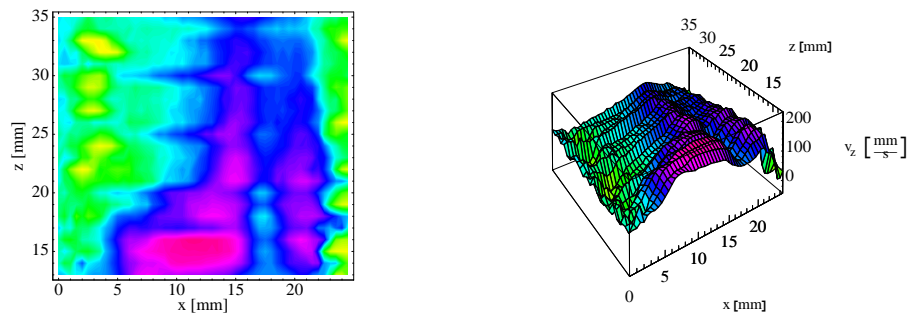


Abbildung 5.228: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_z im xz -Schnitt des Prototypen TRI-CUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $y=11mm$ von der Rohrwand.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten der Nachlaufströmung des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition in den Abständen $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ liegen auch hier unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 50\text{s}^{-1}$ und sinken mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe auf Werte deutlich unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 40\text{s}^{-1}$ ab. Die Darstellung der Geschwindigkeitsgradienten ist in den Abbildungen 5.229 und 5.230 zu sehen. Im Abstand $y=11\text{mm}$ sind besonders im Bereich zwischen Nebenströmung und Rohrwand hohe Gradienten zu erkennen. Die Geschwindigkeitsgradienten erreichen hier Werte von $|\text{grad } v_z| = 120\text{s}^{-1}$. Die Geschwindigkeitsgradienten sinken bei zunehmendem Abstand z von der Herzklappe nur leicht ab und erreichen in den Bereichen zwischen Hauptströmung und Nebenströmung hinter den Bulben immer noch Werte von $|\text{grad } v_z| = 80\text{s}^{-1}$. In den restlichen Bereichen der Strömung beobachtet man jedoch nur Geschwindigkeitsgradienten unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 40\text{s}^{-1}$.

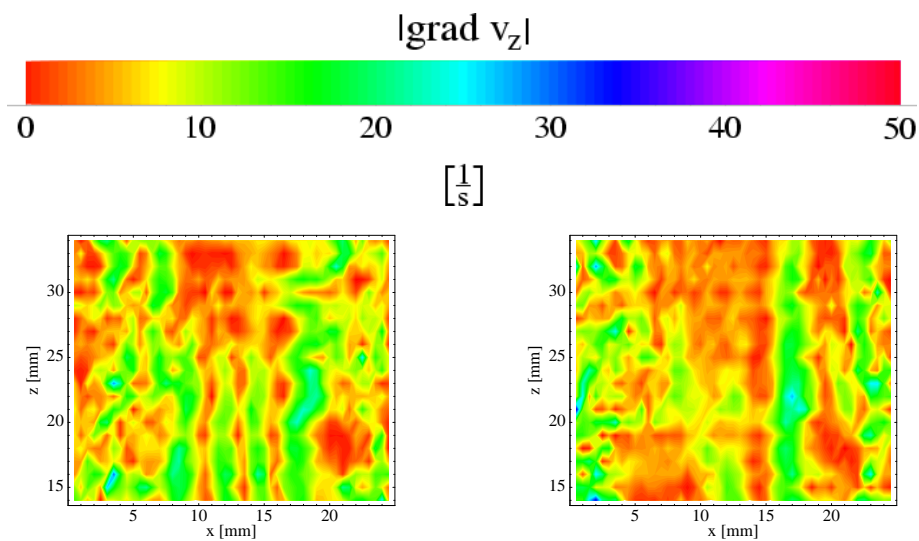


Abbildung 5.229: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ im xz -Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

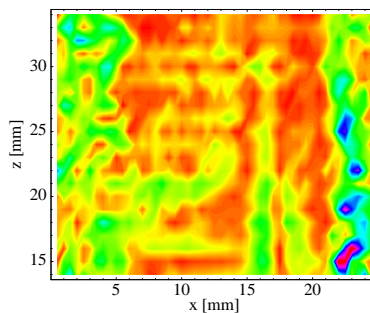


Abbildung 5.230: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ im xz -Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Geschwindigkeitsschwankungen der Nachlaufströmung sind in den Abbildungen 5.231 und 5.232 zu sehen. Auch hier erkennt man wie schon bei den Untersuchungen bei normaler Einbauposition bei den Abständen $y=7\text{mm}$ und $y=11\text{mm}$ in den Bereichen zwischen Hauptströmung und Rohrwand hohe Geschwindigkeitsschwankungen bis zu $\sigma(v_z) = 0.11\text{mm/s}$. Im Abstand $y=7\text{mm}$ liegen die Gebiete hoher Geschwindigkeitsschwankung gegenüber der normalen Einbauposition jedoch auf beiden Seiten der Hauptströmung und in Bereichen direkt hinter der Herzklappe. Im Abstand $y=11\text{mm}$ erkennt man auch hier hohe Geschwindigkeitsschwankungen zwischen Haupt- und Nebenströmung sowie bei zunehmendem Abstand z im Bereich der Nebenströmung. Die maximalen Schwankungen im Abstand $y=3\text{mm}$ erkennt man im Bereich direkt hinter den Bulben. In diesem Bereich betragen die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z) = 0.10\text{mm/s}$. Die Bereiche hoher Geschwindigkeitsschwankungen befinden sich hier zwischen Haupt- und Nebenströmung sowie zwischen Rohrwand und Haupt- und Nebenströmung.

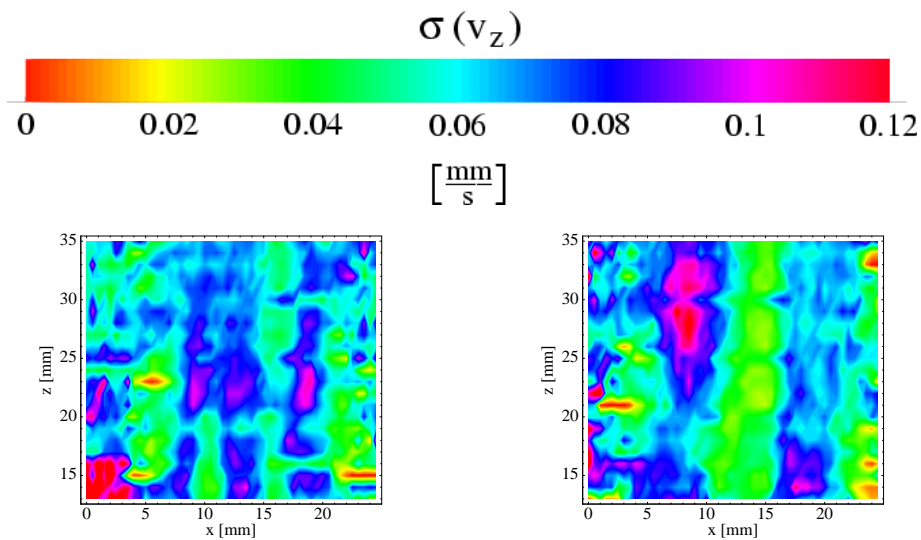


Abbildung 5.231: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz -Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

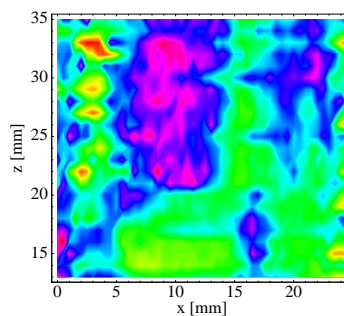


Abbildung 5.232: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ im xz -Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Turbulenzbereiche Betrachtet man nun die Turbulenzbereiche der Nachlaufströmung in den unterschiedlichen Abständen y , so erkennt man, daß sich die Turbulenzbereiche in anormaler Einbauposition nicht wesentlich von denen in normaler Einbauposition unterscheiden. Im Abstand $y=3\text{mm}$ steigen die Turbulenzen mit zunehmendem Abstand z von der Herzklappe an und erstrecken sich im Abstand $z=35\text{mm}$ über den gesamten Rohrquerschnitt. Die Turbulenzbereiche im Abstand $y=7\text{mm}$ liegen hauptsächlich in den Bereichen zwischen der Hauptströmung und der Nebenströmung. Im Abstand $y=11\text{mm}$ erkennt man im Bereich hinter den Bulben zwischen Hauptströmung und Rohrwand steigende Turbulenzen. Auch im Bereich der Nebenströmung hinter den Bulben sind steigende Turbulenzen zu beobachten.

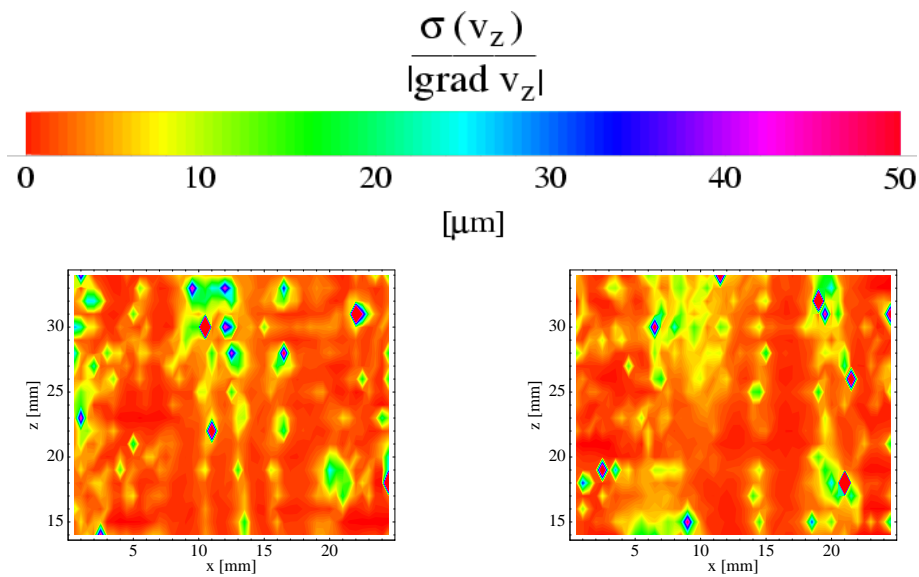


Abbildung 5.233: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz -Schnitt der Abstände $y=3\text{mm}$ und $y=7\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

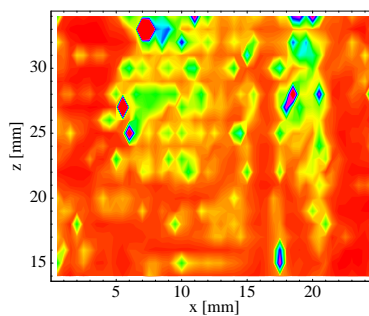


Abbildung 5.234: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ im xz -Schnitt des Abstandes $y=11\text{mm}$ von der Rohrwand des Prototypen TRICUMED Hk5 in anormaler Einbauposition bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

5.5.3 Querkomponenten

Um weitere Aussagen über die Turbulenzbereiche einer künstlichen Herzklappe machen zu können, werden, zusätzlich zu den Schwankungen der Geschwindigkeitskomponenten v_z , die bei einer turbulenten Strömung auftretenden Querkomponenten v_y und v_x gemessen. Diese Untersuchungen stellen erste Versuche dar, die Turbulenzen auf diese Weise zu messen und wurden daher noch nicht systematisch über den gesamten Bereich der Strömung ausgedehnt. Desweiteren stellt eine Strömungskomponente quer zur Hauptströmungsrichtung z noch keine Turbulenz dar. Allein die Neigungen der Herzklappenflügel erzeugen von der Hauptströmungsrichtung abweichende Geschwindigkeitskomponenten. Daher werden auch hier bei der Untersuchung der Querkomponenten v_y und v_x die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_y)$ und $\sigma(v_z)$ sowie die Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_y|$ und $|\text{grad } v_x|$ betrachtet. Die Einbauposition der jeweiligen Herzklappe ist dabei bei der Messung der Komponente v_y identisch mit der Einbauposition der Geschwindigkeitsmessung der Komponente v_z . Zur Messung der Geschwindigkeitskomponente v_x wurden Herzklappe und Bulbus um 90 Grad gedreht. Daher sind die Positionen der Meßorte der x-Komponente nur relativ, während die Position des Meßortes der y-Komponente mit der Position des Meßortes der z-Komponente übereinstimmt. Eine positive Geschwindigkeit der Querkomponenten bedeutet eine Strömung nach unten, negative Geschwindigkeiten eine Strömung nach oben.

HALL-KASTER

Als erste Herzklappe wurde die einflügelige HALL-KASTER Herzklappe untersucht. Bei dieser Herzklappe sind durch die vergleichsweise starke Neigung des Flügels auch entsprechende Ergebnisse der Querkomponenten zu erwarten. Hierbei sollte bei der x-Komponente v_x die Neigung des Flügels erkennbar sein, während in der y-Komponente v_y im Bereich der Nebenströmungen durch die Flügelhalterung Geschwindigkeitsunterschiede hervortreten können.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen der y-Komponente v_y ist in Abbildung 5.235 dargestellt. Man erkennt hierbei, daß die Geschwindigkeitskomponenten in y-Richtung gering sind und im allgemeinen im Bereich $-20\text{mm/s} \leq v_z \leq 20\text{mm/s}$ liegen. Klar zu erkennen ist hierbei jedoch eine Auf- beziehungsweise Abwärtsströmung im Bereich der Nebenströmung. Desweiteren ist im unteren Bereich der Hauptströmung eine Strömung mit positiver Geschwindigkeit und im oberen Bereich eine Strömung mit negativer Geschwindigkeit zu beobachten. Dies bedeutet, daß die Hauptströmung divergiert. Inwieweit die anderen Strömungen in diesem Bereich stabil sind oder welche Ursache sie besitzen, konnte aufgrund dieser einzelnen Testmessung nicht weiter untersucht werden.

In Abbildung 5.236 sind die Strömungsgeschwindigkeiten der x-Komponenten v_x aufgetragen. Hierbei ist im unteren Bereich die Nebenströmung zu erkennen. Diese besitzt in der Mitte eine maximale Geschwindigkeit von $v_x = -50\text{mm/s}$. In den Randbereichen der Nebenströmung kehrt sich die Richtung der Geschwindigkeit um und beträgt dann $v_x = +15\text{mm/s}$. Dieser Effekt ist auf die Strömungsablösung am

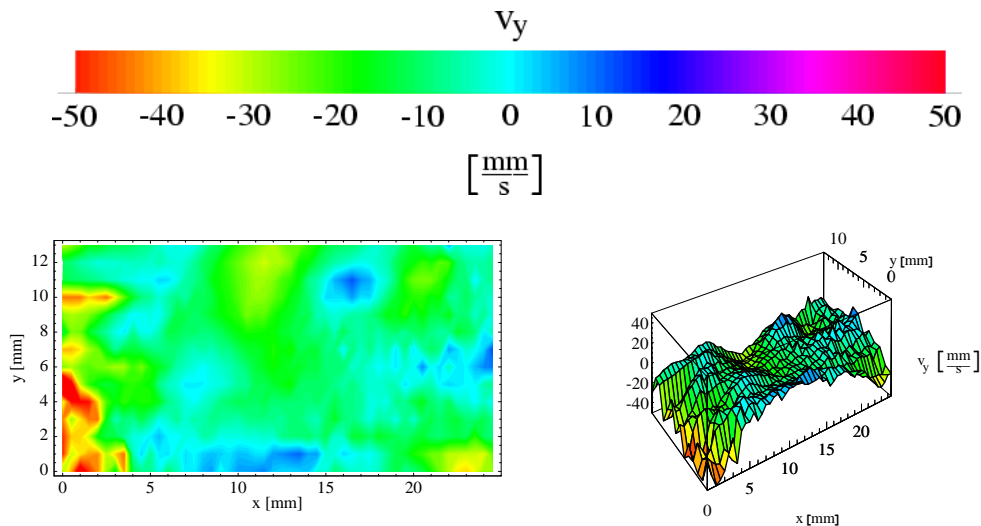


Abbildung 5.235: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_y im xy -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=15mm$ hinter dem Herzklappenring.

geneigten Herzklappenflügel zurückzuführen. Desweiteren ist eine deutlich Herabsetzung der Geschwindigkeitskomponenten v_x der Nebenströmung im Bereich der Flügelhalterung zu beobachten. Dies zeigt sich auch im Bereich der Hauptströmung. Auch hier sind Geschwindigkeiten im Bereich von $v_x = -40mm/s$ zu beobachten.

Geschwindigkeitsgradienten In den Abbildungen 5.237 und 5.238 sind die Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_i|$ der y -Komponenten v_y und der x -Komponente

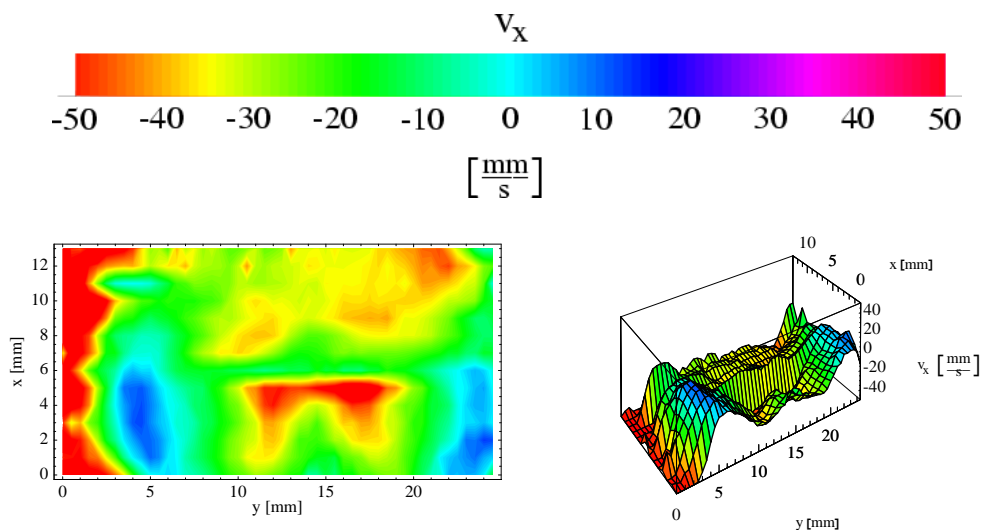


Abbildung 5.236: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_x im xy -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=15mm$ hinter dem Herzklappenring.

v_x dargestellt. Hierbei ist zu erkennen, daß die Gradienten der y-Komponente gegenüber denen der x-Komponenten sehr niedrig sind beziehungsweise Gebiete mit höheren Gradienten nicht so häufig sind. Die maximalen Gradienten betragen sowohl für die y- als auch für die x-Komponente $grad v_{y,x} = 15s^{-1} - 20s^{-1}$. Die Bereiche mit diesen hohen Gradienten liegen im Bereich der y-Komponente vereinzelt in den Randgebieten und den Gebieten der Nebenströmung, während sich diese bei der x-Komponente über den gesamten Bereich der Nebenströmung erstrecken.

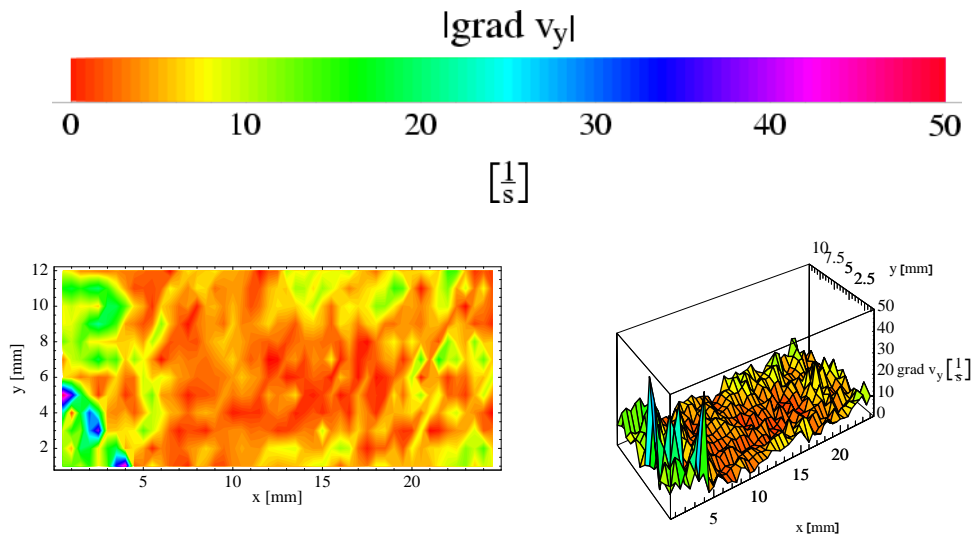


Abbildung 5.237: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_y|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

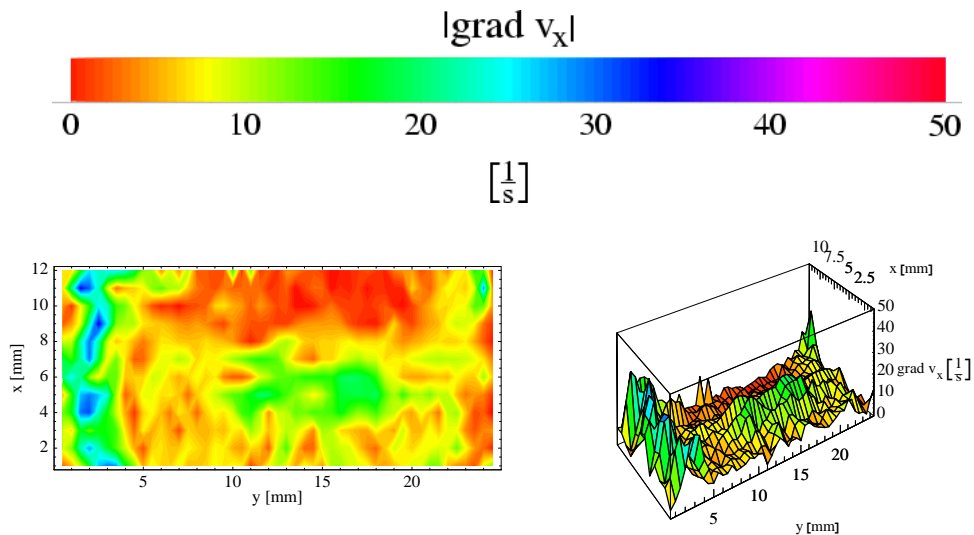


Abbildung 5.238: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_x|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Betrachtet man nun die Geschwindigkeitsschwankungen der Querkomponenten, so kann man aufgrund der eher niedrigen Gradienten von hohen Schwankungen direkt auf Turbulenzgebiete schließen. In Abbildung 5.239 erkennt man im Bereich der Hauptströmung sehr geringe Schwankungen $\sigma(v_y)$. Diese liegen hier im Bereich von $\sigma(v_y) = 0.01\text{mm/s}$. Demgegenüber zeigen sich in den Bereichen zwischen Hauptströmung und Rohrwand sowie in den Bereichen der Nebenströmungen hohe Schwankungen von $\sigma(v_y) = 0.06\text{mm/s}$ beziehungsweise bis zu $\sigma(v_y) = 0.08\text{mm/s}$. Wie schon in den Untersuchungen der Turbulenzbereiche der Komponente v_z zu erkennen war, sind dies die Bereiche, in denen die Strömung turbulent ist.

Die Schwankungen der x-Komponente zeigen in den Bereichen der Nebenströmung keine solch hohen Werte. Im allgemeinen betragen die Schwankungen der x-Komponente $\sigma(v_x) = 0.03\text{mm/s}$. Im Bereich der Hauptströmung sind auch für die x-Komponente die Schwankungen sehr gering. Diese betragen im gesamten Bereich der Hauptströmung nur $\sigma(v_x) = 0.01\text{mm/s}$. Die Schwankungen der x-Komponente sind in Abbildung 5.240 dargestellt.

ST.-JUDE-MEDICAL

Im folgenden werden nun die Querkomponenten der zweiflügeligen ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe untersucht. Auch die ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe wurde zur Messung der x-Komponente v_x um 90 Grad gedreht.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen der y-Komponente v_y und der x-Komponente v_x sind in den Abbildungen 5.241 und 5.242 dargestellt. Die Geschwindigkeitsmessung der y-Komponente zeigt im oberen Bereich der Ne-

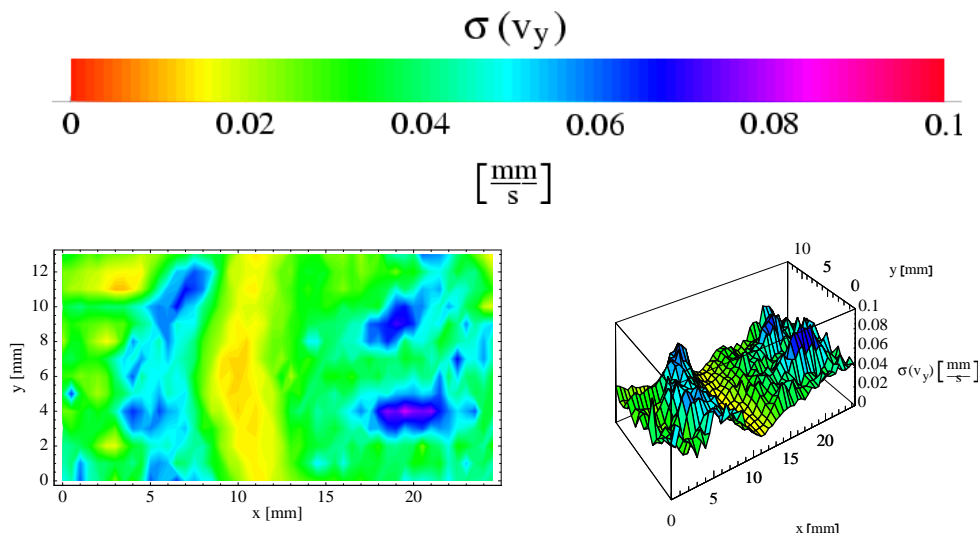


Abbildung 5.239: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_y)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

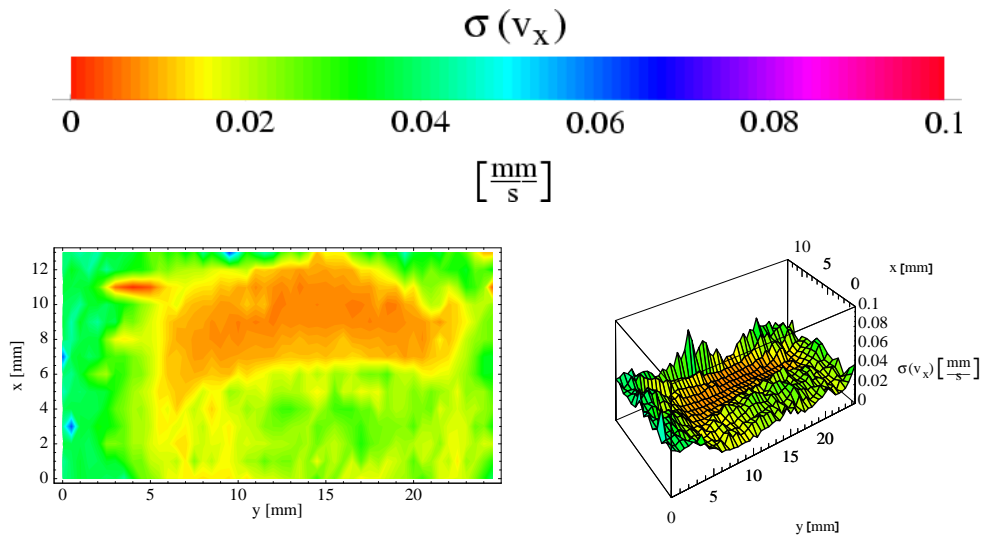


Abbildung 5.240: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_x)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

benströmung Geschwindigkeiten von $v_y = +10\text{mm/s}$ und im unteren Bereich von $v_y = -15\text{mm/s}$. Dies bedeutet, daß die Nebenströmung ein konvergentes Verhalten zeigt. Im Bereich der linken Hauptströmung sind Strömungsgeschwindigkeiten von $v_y = +10\text{mm/s}$ zu beobachten, während die Strömungsgeschwindigkeiten im Bereich der rechten Hauptströmung bei $v_y = -10\text{mm/s}$ liegen. Ob dieses Verhalten der Hauptströmungen mit der Anordnung der Bulben zusammenhängt, muß durch weitere Messungen geklärt werden.

Auch die Geschwindigkeitsmessungen der x-Komponente zeigen ein Strömungsverhalten, welches sich nicht direkt aus der Geometrie der ST.-JUDE-MEDICAL Herz-

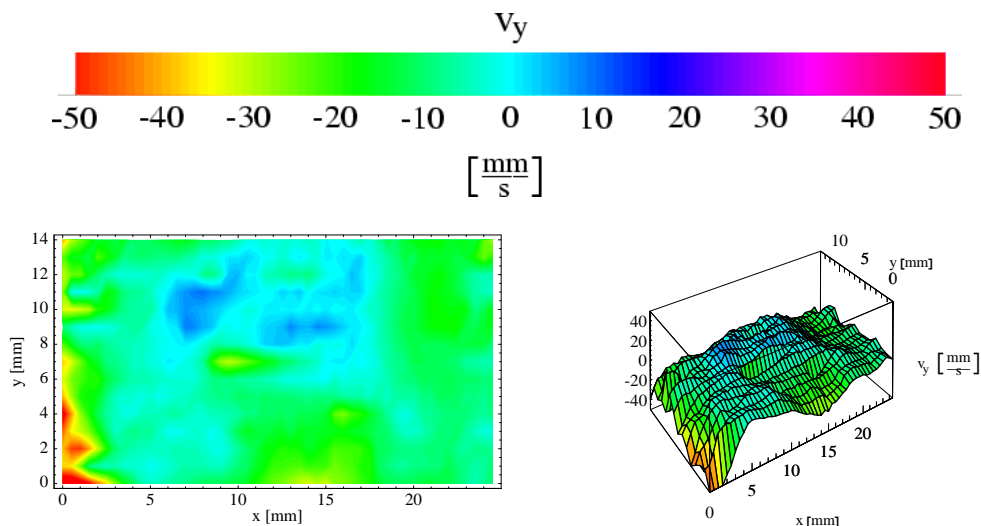


Abbildung 5.241: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_y im xy-Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

klappe ableiten läßt. So erkennt man im Bereich der Nebenströmung zwei größere Bereiche einer Abwärtsströmung. Im Bereich der rechten Hauptströmung sind dagegen nur Aufwärtsströmungen zu beobachten. Eine Grund dafür, daß das Strömungsverhalten in diesem Bereich nicht mehr mit der Geometrie der Herzklappe korreliert ist, liegt mit großer Wahrscheinlichkeit am großen Abstand von der Herzklappe. Die Messung wurde im Abstand $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit zu den anderen künstlichen Herzklappen zu erhalten. Weitere Messungen können bis zu einem Abstand von $z=5\text{mm}$ durchgeführt werden, um das Strömungsverhalten der Querkomponenten in den Bulben zu untersuchen.

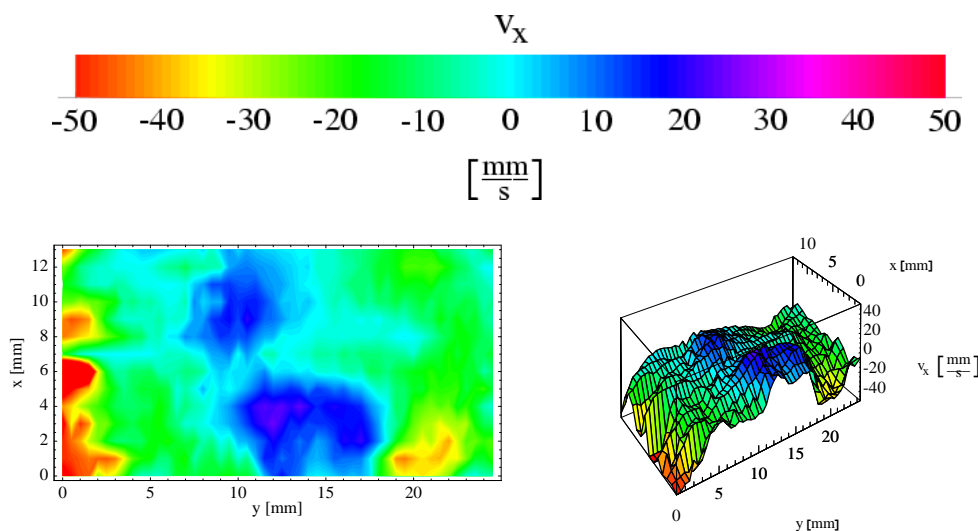


Abbildung 5.242: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_x im xy -Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_y|$ und $|\text{grad } v_x|$ sind in den Abbildungen 5.243 und 5.244 dargestellt. Die Gradienten der y -Komponente $|\text{grad } v_y|$ erreichen dabei keine hohen Werte. Die maximalen Gradienten der y -Komponente betragen in kleinen Bereichen $|\text{grad } v_y| = (15 - 20)\text{s}^{-1}$. Demgegenüber erreichen die Gradienten der x -Komponente maximale Werte von $|\text{grad } v_x| = (30 - 35)\text{s}^{-1}$. Diese hohen Gradienten liegen im Bereich der Nebenströmung und der unteren Hauptströmung.

Geschwindigkeitsschwankungen Betrachtet man nun die Schwankungen der Querkomponenten, welche wiederum Aufschluß über die Turbulenzbereiche geben können, so erkennt man, daß die größten Schwankungen der y -Komponente im äußeren Bereich der Nebenströmung liegen. In Abbildung 5.245 sind innerhalb der Nebenströmung, oberhalb und unterhalb der Rohrmitte, die größten Geschwindigkeitsschwankungen zu erkennen. In der Mitte der Nebenströmung ist die Schwankung

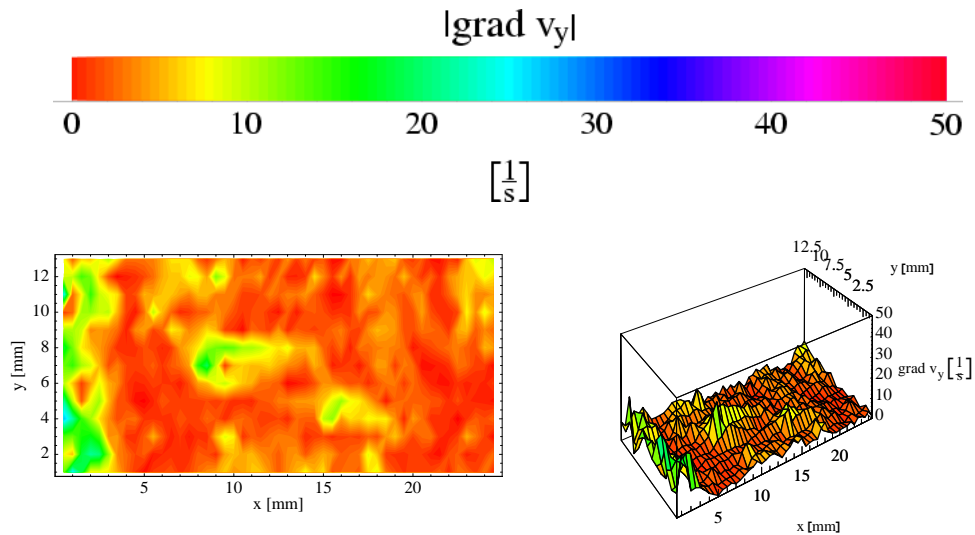


Abbildung 5.243: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_y|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

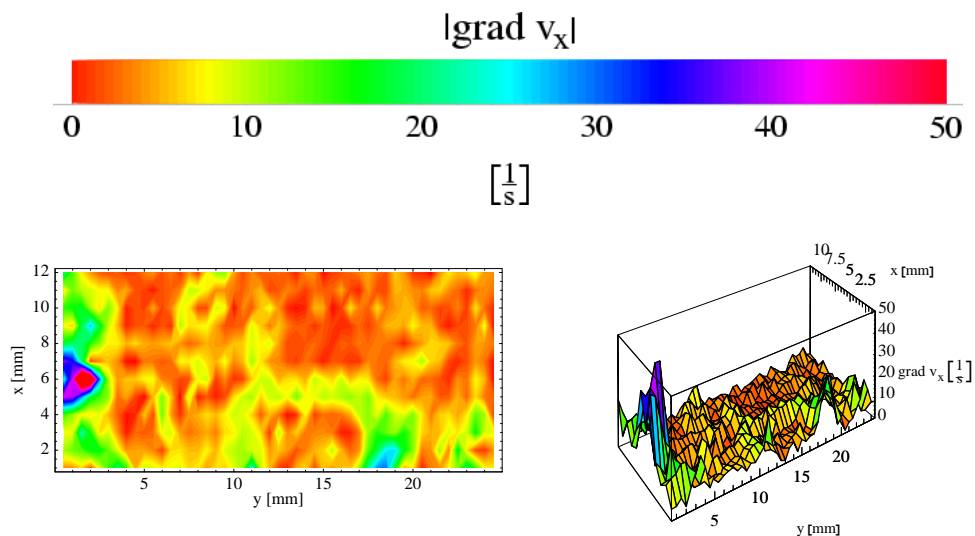


Abbildung 5.244: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_x|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

$\sigma(v_y)$ minimal. Auch in den Bereichen der beiden Hauptströmungen sind minimale Schwankungen zu beobachten. Die maximalen Schwankungen in der Nebenströmung betragen $\sigma(v_y) = 0.05\text{mm/s}$ gegenüber den minimalen Schwankungen in den Hauptströmungen und der Mitte der Nebenströmung von $\sigma(v_y) = (0.01 - 0.015)\text{mm/s}$. Die Schwankungen der x-Komponente im Bereich der Nebenströmung sind noch einmal deutlich größer als die der y-Komponente. In Abbildung 5.246 erkennt man, daß die maximalen Geschwindigkeitsschwankungen in den Gebieten neben der Nebenströmung liegen. Die Schwankungen liegen im Bereich von $\sigma(v_y) = 0.1\text{mm/s}$ und sind

damit doppelt so hoch wie die Schwankungen der y -Komponente. Im Randbereich erkennt man noch im Gebiet der oberen Hauptströmung eine minimale Schwankung. Daraus läßt sich folgern, daß in den Bereichen der Nebenströmungen Turbulenzen entstehen, während die Hauptströmungen nahezu frei von Turbulenzen sind.

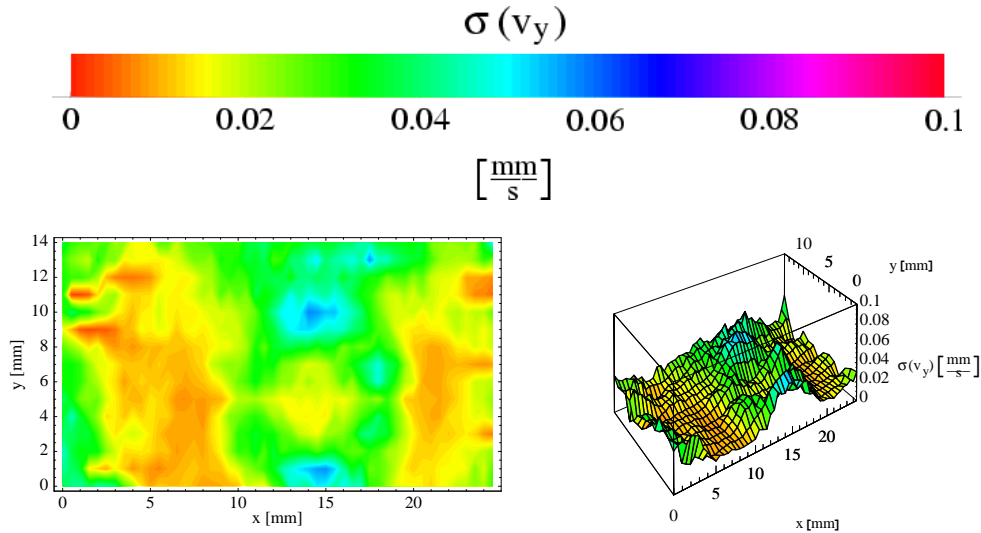


Abbildung 5.245: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_y)$ im xy -Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

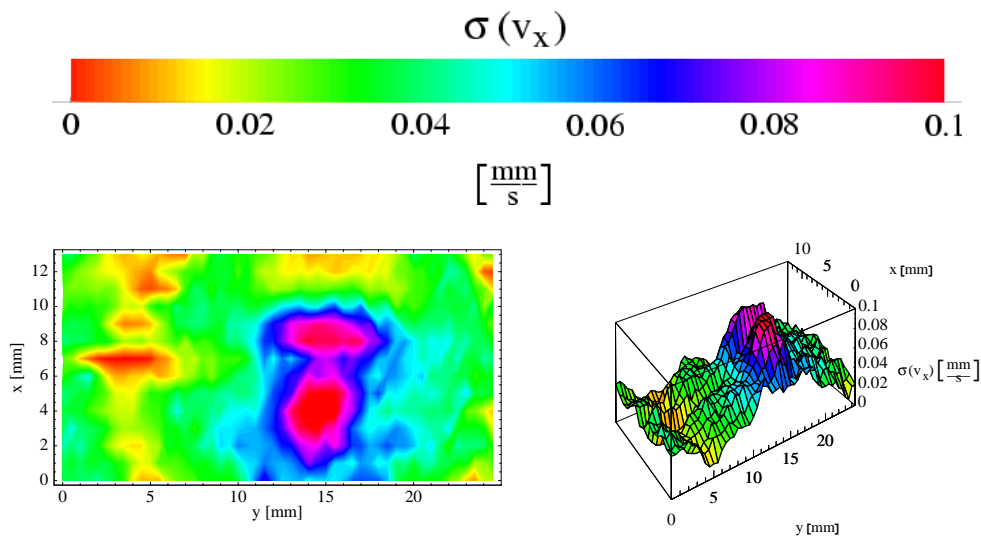


Abbildung 5.246: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_x)$ im xy -Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

TRICUMED Hk0

Im folgenden werden nun die Querkomponenten des dreiflügeligen Prototypen TRICUMED Hk0 untersucht. Auch hier wurden die Herzklappen zusammen mit den Bulben um 90 Grad gedreht.

Geschwindigkeitsprofile In Abbildung 5.247 sind die Strömungsgeschwindigkeiten der y-Komponente v_y zu sehen. Man erkennt hierbei im Bereich unterhalb des oberen Herzklappenflügels eine starke Abwärtsströmung. Diese wird wie schon erwähnt durch den nicht vollständig geöffneten oberen Herzklappenflügel erzeugt. Im Bereich der mittleren Nebenströmung erkennt man am oberen Rand eine Abwärtsströmung und im unteren Bereich eine Aufwärtsströmung, so daß die Nebenströmung in diesem Bereich konvergent ist. Durch die starke Beugung in den oberen und unteren Bereichen konnten die obere und untere Nebenströmung sowie die Hauptströmung in diesen Bereichen nicht untersucht werden. Dies gilt auch für die Untersuchungen der x-Komponente in Abbildung 5.248. Durch die Drehung der Herzklappe um 90 Grad befindet sich nun ein Flügel in der oberen Position sowie zwei Flügel in der unteren Position. Dadurch öffnet sich der obere Flügel der Herzklappe nicht so stark wie in der vorigen Einbauposition und es entsteht im Bereich der Hauptströmung eine starke Abwärtsströmung der Größe $v_x = 35\text{mm/s}$. Durch den eingeschränkten Meßbereich können über die Nebenströmung keine vollständigen Aussagen gemacht werden.

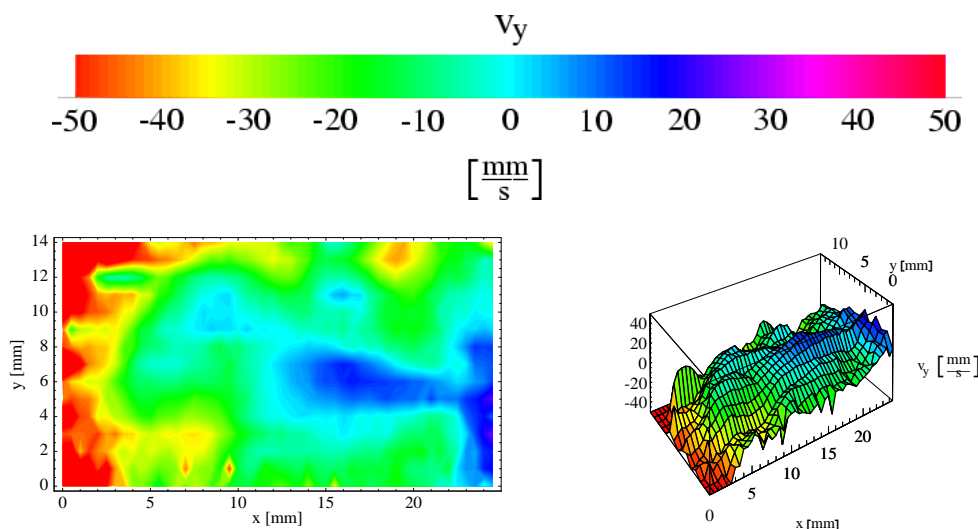


Abbildung 5.247: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_y im xy-Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten zeigen im Bereich der Querkomponenten keine hohen Werte. In den Abbildungen 5.249 und 5.250 sind

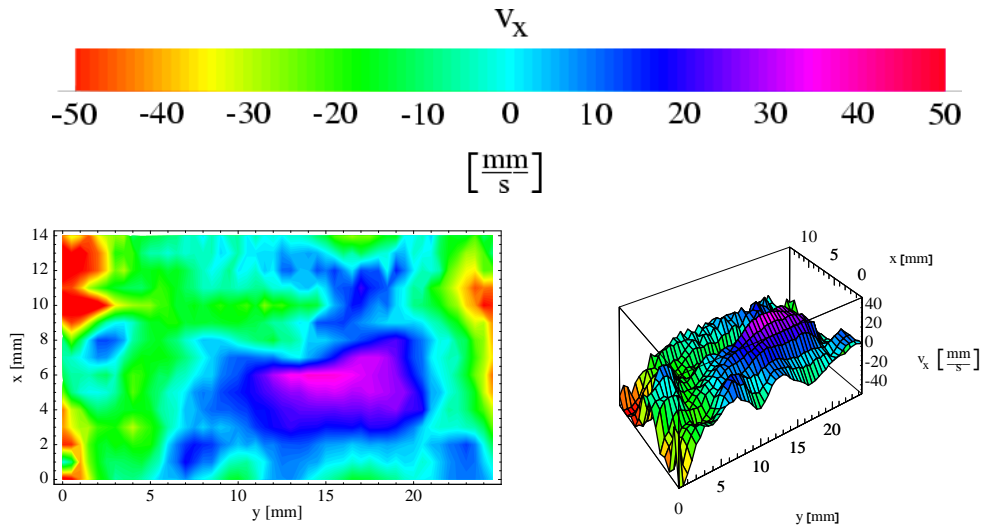


Abbildung 5.248: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_x im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$ in einem Abstand von $z=15mm$ hinter dem Herzklappenring.

die Gradienten der y -Komponente $|grad v_y|$ und der x -Komponente $|grad v_x|$ dargestellt. Man erkennt hierbei, daß die maximalen Gradienten im allgemeinen im Bereich von $|grad v_{y,x}| = (15 - 20)s^{-1}$ liegen. Die hohen Gradienten der y -Komponente treten zum überwiegenden Teil im Bereich der oberen Nebenströmung auf. Demgegenüber sind die hohen Gradienten der x -Komponente zum überwiegenden Teil im Bereich der Hauptströmung des oberen Herzklappenflügels zu beobachten.

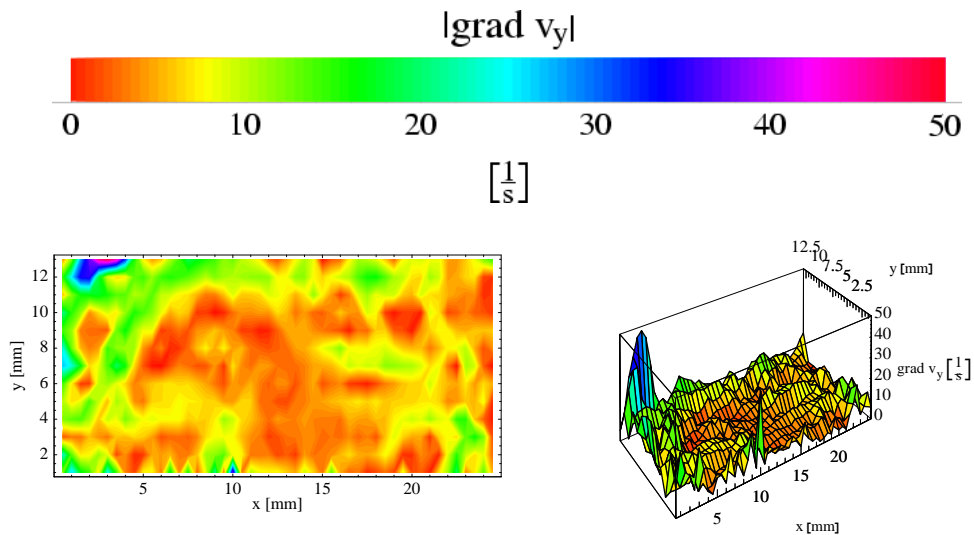


Abbildung 5.249: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_y|$ im xy -Schnitt des Abstandes $z=15mm$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)l/min$.

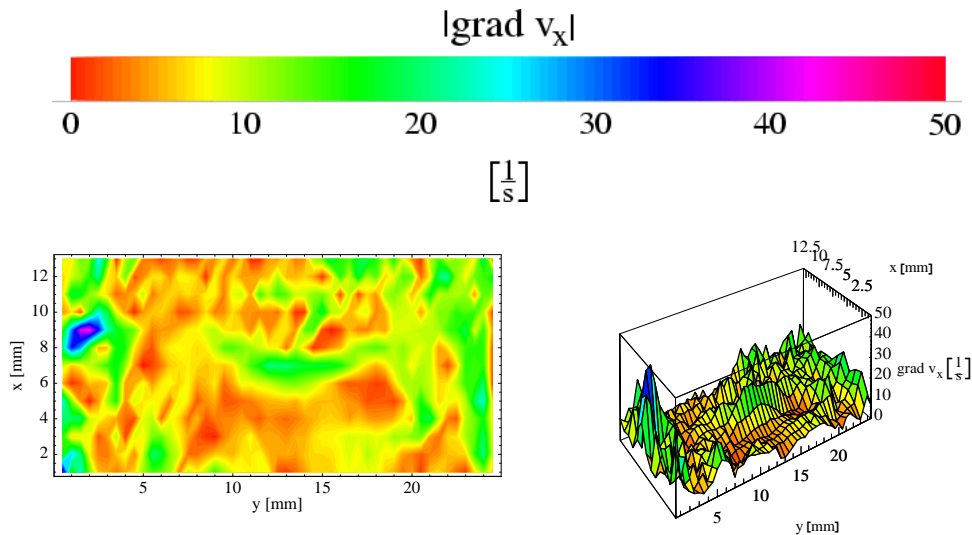


Abbildung 5.250: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_x|$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Die maximalen Geschwindigkeitsschwankungen des Prototypen TRICUMED Hk0 befinden sich sowohl für die y-Komponente $\sigma(v_y)$ als auch für die x-Komponente $\sigma(v_x)$ im allgemeinen unterhalb von $\sigma(v_{y,x}) = 0.04\text{mm/s}$. Im Bereich der Hauptströmung übersteigen die Schwankungen beider Querkomponenten nicht den Wert von $\sigma(v_{y,x}) = 0.02\text{mm/s}$. Der einzige Bereich, in dem höhere Schwankungen als $\sigma(v_{y,x}) = 0.04\text{mm/s}$ zu beobachten sind, ist im Bereich des oberen Herzklappenflügels der x-Komponente $\sigma(v_x)$ zu erkennen. Hier treten vereinzelt Schwankungen bis zur Größe von $\sigma(v_{y,x}) = 0.07\text{mm/s}$ auf. Es ist daher davon auszugehen, daß auch in diesem Bereich der Nebenströmung durch den nicht vollständig geöffneten oberen Herzklappenflügel Turbulenzen entstehen.

TRICUMED Hk5

Zum Abschluß wurden im Vergleich zum Prototypen TRICUMED Hk0 die Querkomponenten des seriennahen Prototypen TRICUMED Hk5 untersucht. Der Prototyp TRICUMED Hk5 wurde bei diesen Untersuchungen ausschließlich in normaler Einbauposition untersucht.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen der y-Komponente v_y und der x-Komponente v_x sind in den Abbildungen 5.253 und 5.254 zu sehen. Vergleicht man die Geschwindigkeitsprofile der TRICUMED Hk0 Herzklappe mit denen der Herzklappe TRICUMED Hk5, so sind, wie zu erwarten ist, in vielen Bereichen der Strömungen Ähnlichkeiten zu erkennen. Im Bereich der Hauptströmung unterhalb des oberen Herzklappenflügels ist eine Abwärtströmung der Größe $v_y = 20\text{mm/s}$ zu beobachten. Demgegenüber wurde im äußeren Bereich des unteren Herzklappenflügels eine Aufwärtströmung der Größe $v_y = (20 - 30)\text{mm/s}$ gemessen.

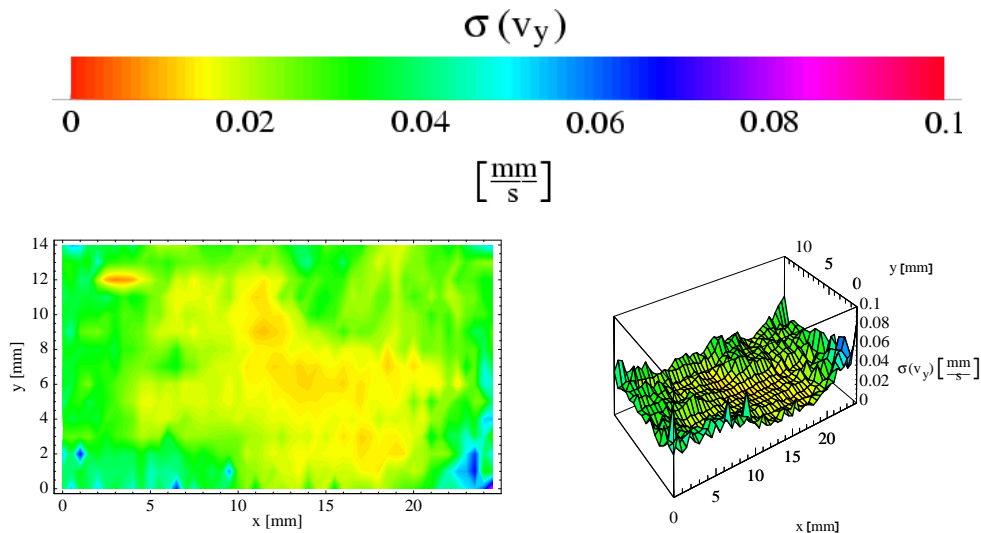


Abbildung 5.251: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_y)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

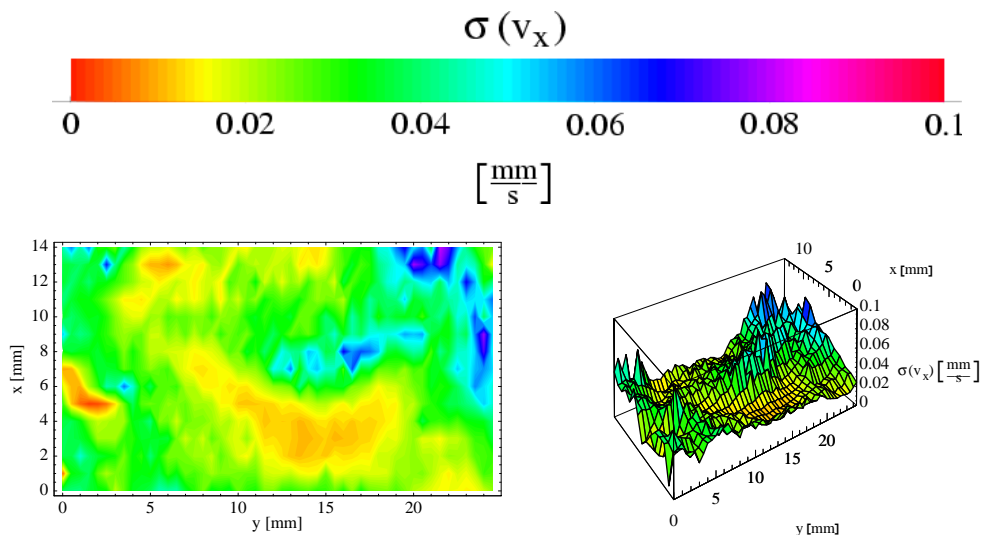


Abbildung 5.252: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_x)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

sen. Desweiteren wird im Bereich der Oberkante des mittleren Herzklappenflügels eine Aufwärtströmng gemessen, im Bereich der Unterkante eine Abwärtströmung. Dies bedeutet, daß die Hauptströmung parallel zum jeweiligen Herzklappenflügel divergiert, in senkrechter Richtung zu den Herzklappenflügeln jedoch konvergiert. Demgegenüber beobachtet man im Bereich der mittleren Nebenströmung wie bei der Herzklappe TRICUMED Hk0 ein konvergentes Verhalten parallel zur Kante des Herzklappenflügels und ein divergentes Verhalten der Strömung senkrecht zur Flügelkante. Dies ist in Abbildung 5.254 im Bereich der oberen Nebenströmung zu erkennen.

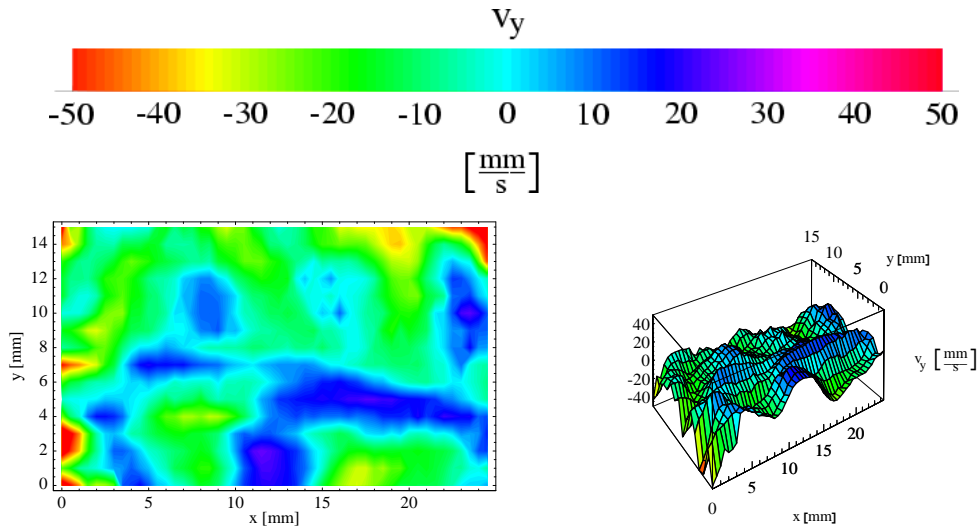


Abbildung 5.253: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_y im xy-Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

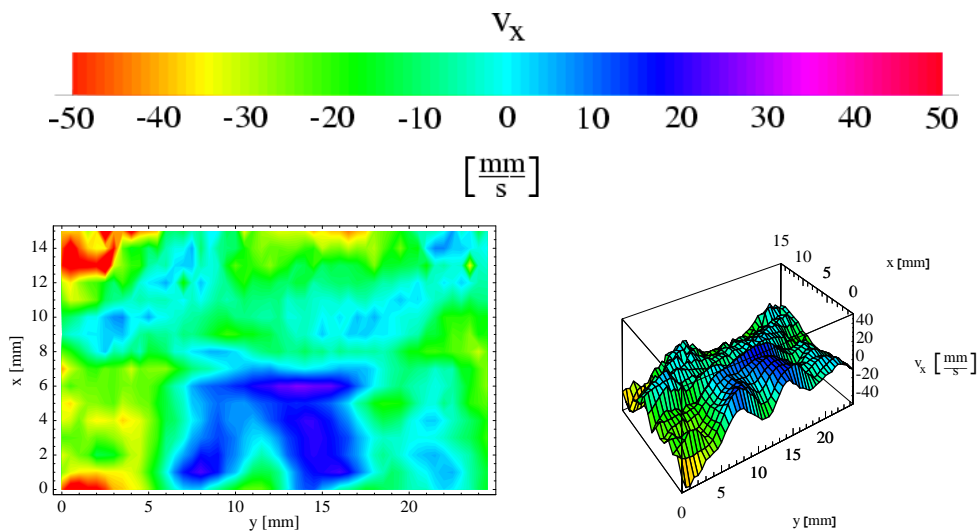


Abbildung 5.254: Geschwindigkeitsprofil der Komponente v_x im xy-Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$ in einem Abstand von $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Auch die Gradienten der Querkomponenten der TRICUMED Hk5 Herzklappe liegen unterhalb von $|\text{grad } v_{y,x}| = 20\text{s}^{-1}$. Die Bereiche mit den größten Gradienten der y-Komponente $|\text{grad } v_y|$ befinden sich im Bereich der Kanten der einzelnen Herzklappenflügel. Im Bereich der Hauptströmung und der Nebenströmungen sind die Gradienten, soweit diese zu messen waren, minimal. Die höchsten Gradienten der Geschwindigkeitsmessung der x-Komponente $|\text{grad } v_x|$ werden im Bereich unterhalb des oberen Herzklappenflügels beobachtet. In den äußeren Gebieten des Meßausschnittes im Bereich der Nebenströmungen sind auch erhöhte Gradienten zu erkennen. Um hierüber genauere Aussagen zu treffen, muß ein

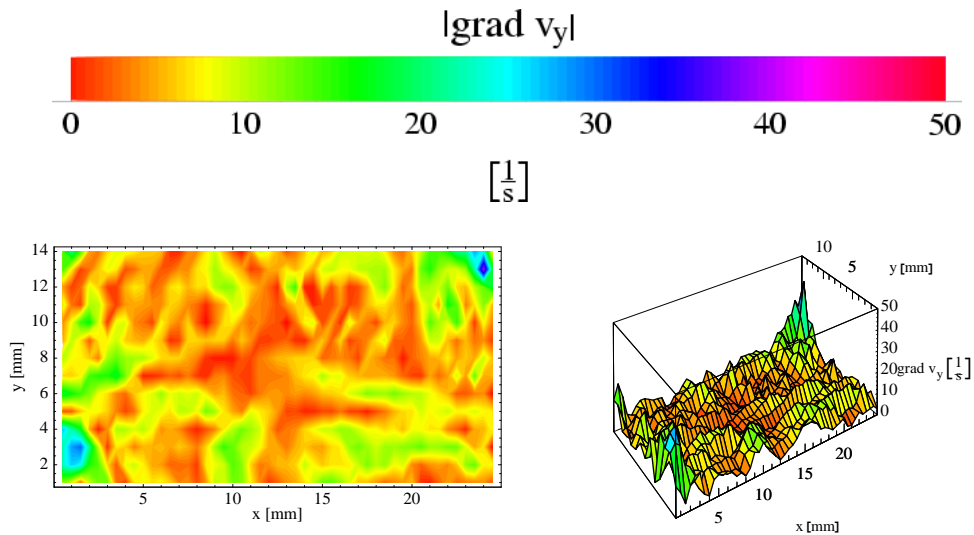


Abbildung 5.255: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_y|$ im xy -Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

Weg gefunden werden, um die Beugung der Laserstrahlen in den äußeren Bereichen noch weiter zu minimieren und so zuverlässige Meßergebnisse zu erhalten.

Geschwindigkeitsschwankungen Auch die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_{y,x})$ der Querkomponenten der TRICUMED Hk5 Herzklappe zeigen ein ähnliches Verhalten wie die der TRICUMED Hk0 Herzklappe. So erkennt man sowohl bei der Schwankung der y -Komponente $\sigma(v_y)$ als auch bei der Schwankung der x -Komponente $\sigma(v_x)$ im Bereich der Hauptströmung eine minimale Schwankung, die unterhalb von

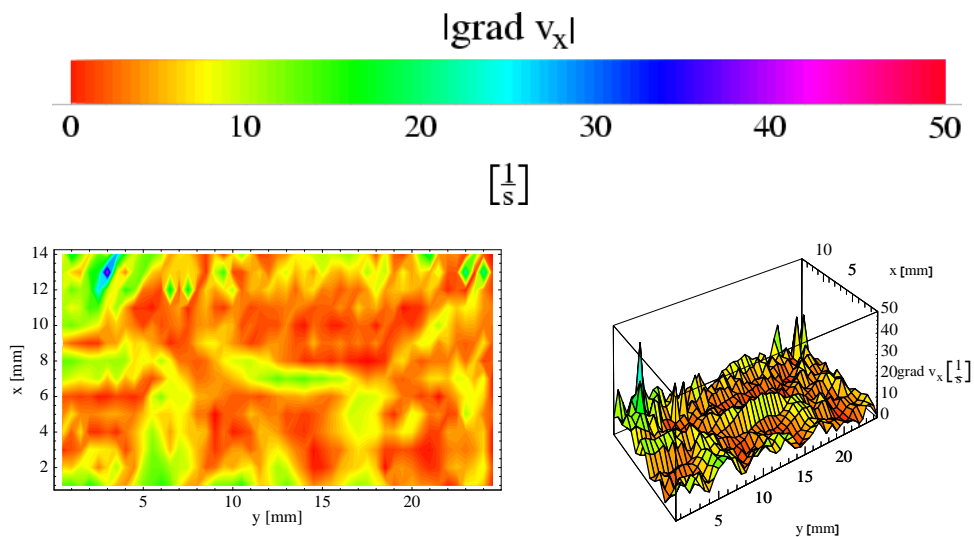


Abbildung 5.256: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_x|$ im xy -Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

$\sigma(v_{y,x}) = 0.02\text{mm/s}$ liegt. Aber auch in den Bereichen der Mitte der Nebenströmungen erkennt man Schwankungen, die unterhalb von $\sigma(v_{y,x}) = 0.02\text{mm/s}$ liegen. In der Richtung parallel zur Kante des Herzklappenflügels ist im Bereich der mittleren Nebenströmung von der Mitte der Nebenströmung nach außen ein Anstieg zu erkennen, während in senkrechter Richtung weiterhin eine minimale Schwankung zu erkennen ist. Bei der Untersuchung der x-Komponente der Schwankung können auch hier wieder keine zuverlässigen Aussagen über das Verhalten der Nebenströmungen gemacht werden. Die unteren beiden Nebenströmungen liegen außerhalb des Meßbereichs und der obere Herzklappenflügel ist auch hier nicht vollständig geöffnet, so daß die in diesem Bereich beobachteten Schwankungen $\sigma(v_x)$ hierauf zurückzuführen sein dürften.

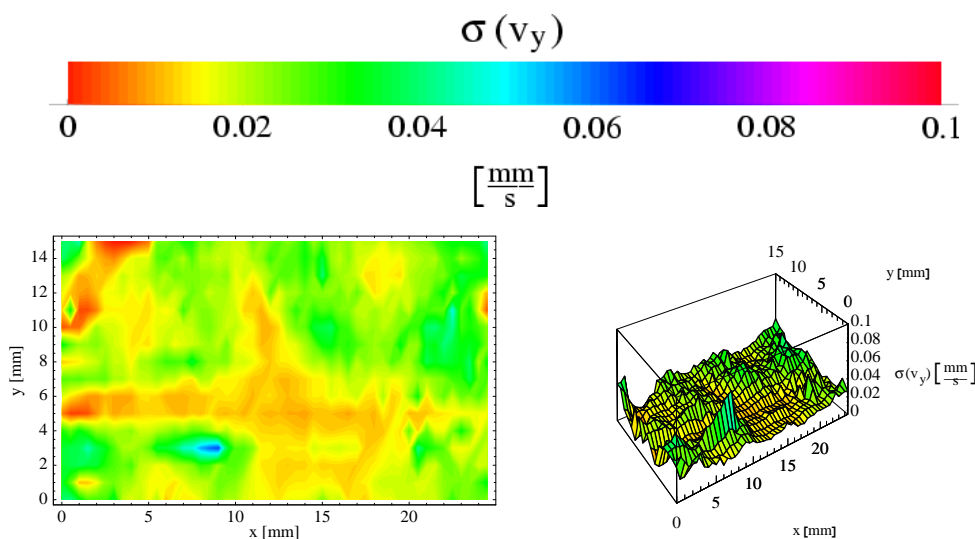


Abbildung 5.257: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_y)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

5.5.4 Leckströmung

Um bessere Aussagen über die Leckströmung treffen zu können, wurden auch die Leckströmungen der HALL-KASTER, der ST.-JUDE-MEDICAL, der TRICUMED Hk0 und der TRICUMED Hk5 Herzklappe untersucht. Hierbei handelt es sich jedoch um erste Probemessungen, um zu überprüfen, inwieweit es sinnvoll ist, die Leckströmung zu analysieren. Um die Leckströmung zu untersuchen, wurden die künstlichen Herzklappen gegen die Strömungsrichtung in die Anlage mit konstantem Fluß eingesetzt. Mittels der Pumpe wurde nun eine entsprechende Druckdifferenz über den geschlossenen Herzklappen aufgebaut. Diese Druckdifferenz wurde mittels der Drucksensoren kontrolliert. Eine Schwierigkeit bei der Messung der Leckströmung stellt der Probenhalter dar, auf welchem die Herzklappe angebracht ist. Da sich dieser auf Ventrikelseite der Herzklappe befindet, müssen die Laserstrahlen des LDA zusätzlich zum Glasrohr auch diesen Probenhalter aus Plexiglas passieren. Dies führt in den Randbereichen zu einer verstärkten Beugung und im gesamten Meßbe-

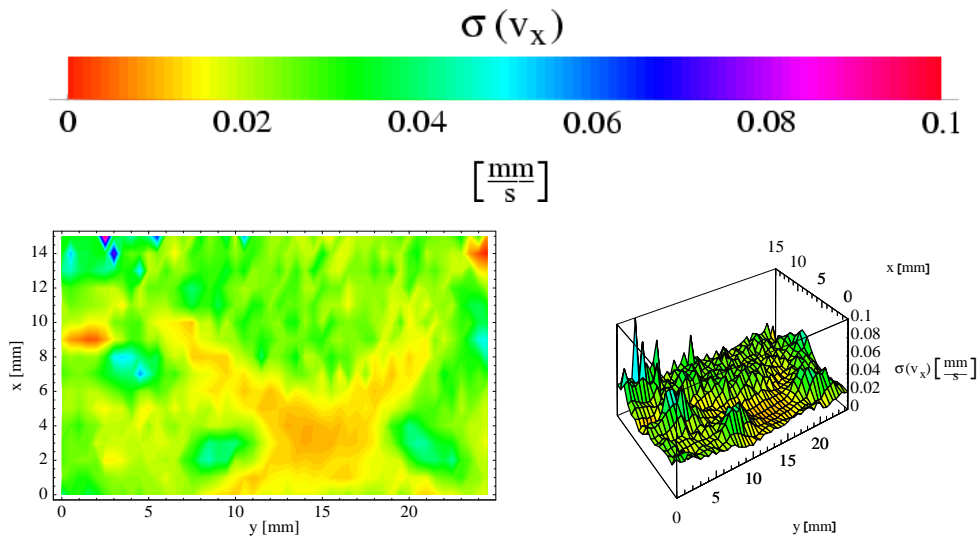


Abbildung 5.258: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_x)$ im xy-Schnitt des Abstandes $z=15\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei einem Fluß von $Q=(2-2.5)\text{l/min}$.

reich zu deutlich schwächeren Meßsignalen.

Untersucht wurden die Leckströmungen der einflügeligen HALL-KASTER, der zweiflügeligen ST.-JUDE-MEDICAL, sowie der dreiflügeligen Prototypen TRICUMED Hk0 und TRICUMED Hk5. Numerische Berechnungen der Leckströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe wurden von Reif [Rei91] durchgeführt.

HALL-KASTER

Im folgenden wird die Leckströmung der einflügeligen HALL-KASTER Herzklappe untersucht. Die Einbauposition der Herzklappe ist in Abbildung 5.259 dargestellt.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen wurden bei Differenzdrücken zwischen der Aorta und dem Ventrikel von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$

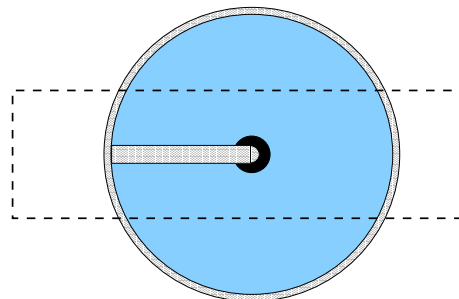


Abbildung 5.259: Schematische Darstellung der Einbauposition der HALL-KASTER Herzklappe während der Leckströmungsmessung mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

durchgeführt. Die Messungen sind in der Abbildung 5.260 dargestellt. Hierbei ist zu erkennen, daß die maximale Geschwindigkeit der Leckströmung beim Differenzdruck $\Delta p=10\text{kPa}$ im Bereich von $v_z = 170\text{mm/s}$ liegt, während sich diese beim Differenzdruck von $\Delta p=20\text{kPa}$ nur bei etwa $v_z = 150\text{mm/s}$ befindet. Dies bedeutet, daß die Maximalgeschwindigkeit trotz einer höheren Druckdifferenz absinkt. Desweiteren ist aber zu beobachten, daß bei einem höheren Differenzdruck sich der Bereich der hohen Strömungsgeschwindigkeiten fast auf den gesamten Rohrquerschnitt ausdehnt. Betrachtet man nun noch den Bereich der höchsten Leckströmung, so ist davon auszugehen, daß die Leckrate in den Randbereichen der HALL-KASTER Herzklappe eher gering ist und der überwiegende Teil des Leckvolumens durch die Halterungsöffnung im Herzklappenflügel strömt und teilweise durch die Halterung des Flügels abgelenkt wird.

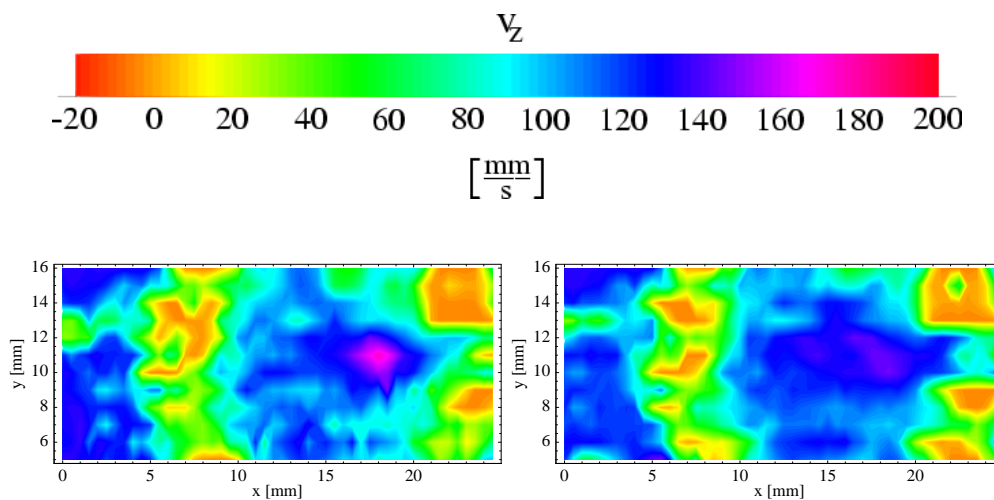


Abbildung 5.260: Geschwindigkeitsprofil der Leckströmung der Komponente v_z im xy -Schnitt der HALL-KASTER Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$ in einem Abstand von $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Die Gradienten der Leckströmungen bei $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$ sind in Abbildung 5.261 zu sehen. Man erkennt hierbei, daß die höchsten Gradienten im Randbereich der Leckströmung liegen. Im allgemeinen betragen die maximalen Gradienten $|\text{grad } v_z| = (40 - 50)\text{s}^{-1}$. In einigen Bereichen, besonders in den Randgebieten, treten aber auch Gradienten bis hin zu $|\text{grad } v_z| = 80\text{s}^{-1}$ auf. Diese Spitzen in den Gradienten treten sowohl bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=10\text{kPa}$ als auch von $\Delta p=20\text{kPa}$ auf. Das bedeutet, daß das Auftreten hoher Gradienten in den untersuchten Leckströmungen nicht mit der jeweiligen Druckdifferenz zusammenhängt.

Geschwindigkeitsschwankungen Bei der Betrachtung der Geschwindigkeitsschwankungen der Leckströmung in der Abbildung 5.262 erkennt man, daß die Schwankung

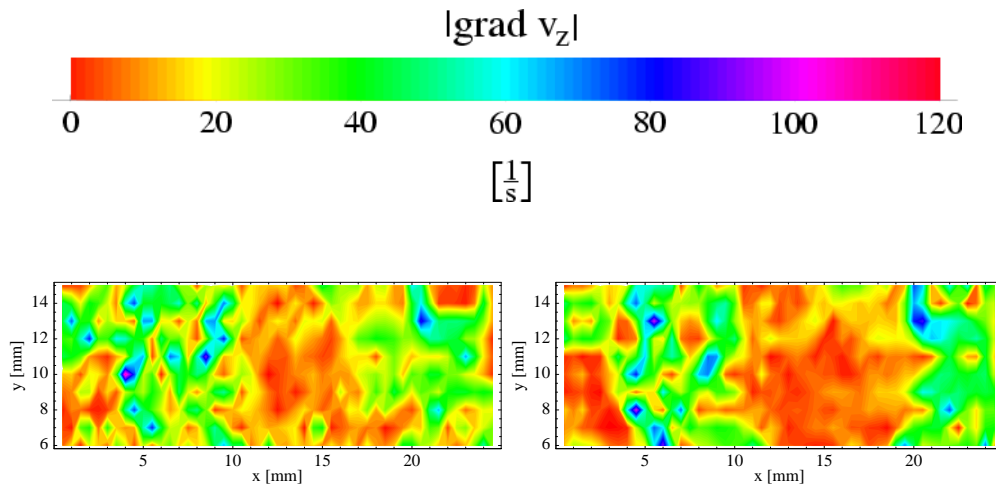


Abbildung 5.261: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=10\text{kPa}$ deutlich größer sind als bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=20\text{kPa}$. Die Bereiche der maximalen Schwankung liegen zum überwiegenden Teil im Bereich der größten Leckströmung. Sie erreichen bei einer Druckdifferenz $\Delta p=10\text{kPa}$ Werte von bis zu $\sigma(v_z) = 0.09\text{mm/s}$, während sie bei einer Druckdifferenz $\Delta p=20\text{kPa}$ in wenigen Gebieten Werte von $\sigma(v_z) = (0.07 - 0.08)\text{mm/s}$ erreichen.

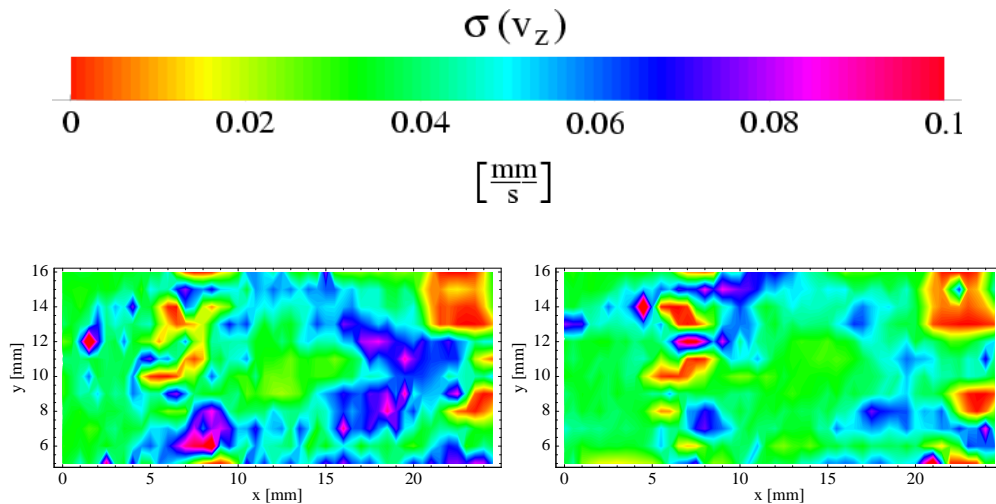


Abbildung 5.262: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

Turbulenzbereiche Die Turbulenzgebiete werden wie schon bei der Untersuchung der Nachlaufströmung aus dem Quotienten der Schwankung $\sigma(v_z)$ und des Gradienten $|grad v_z|$ bestimmt. Für die unterschiedlichen Druckdifferenzen sind diese Untersuchungen in der Abbildung 5.263 zu sehen. Hierbei erkennt man die Turbulenzbereiche überwiegend im Bereich des Leckstroms in der Mitte der Herzklappe. Bei zunehmender Druckdifferenz breiten sich die Turbulenzgebiete fast über den gesamten Rohrquerschnitt aus. Nur im Bereich der Halterung, in welchem sowohl die Strömungsgeschwindigkeit als auch die Geschwindigkeitsschwankungen gering sind, sind auch wenig Turbulenzen zu erkennen.

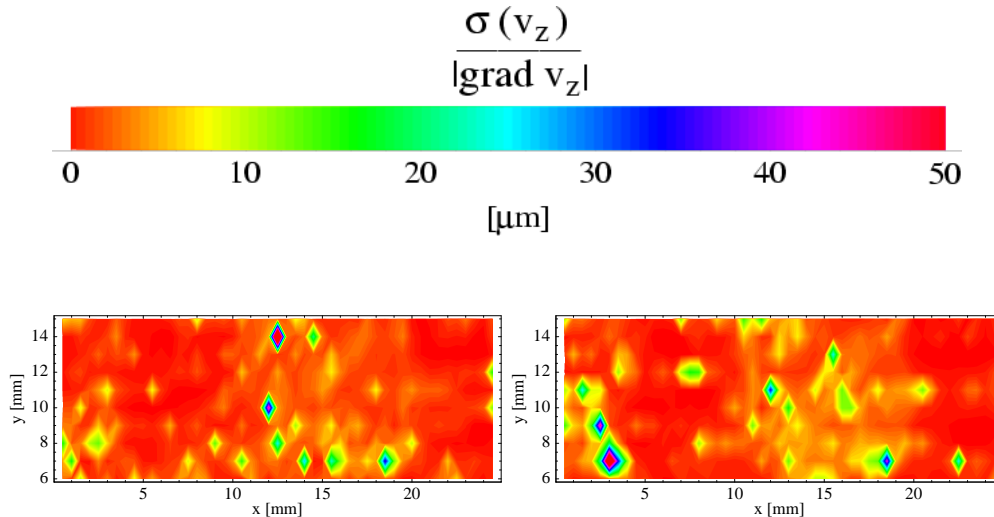


Abbildung 5.263: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der HALL-KASTER Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

ST.-JUDE-MEDICAL

In diesem Abschnitt wird die Leckströmung der zweiflügeligen ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe untersucht. In Abbildung 5.264 ist die schematische Einbauposition der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe dargestellt.

Geschwindigkeitsprofile In Abbildung 5.265 erkennt man die Leckströmungen durch die ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei den Druckdifferenzen $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$. Im Bereich der Fuge in der Mitte zwischen den beiden Flügeln beobachtet man eine Rückströmung, die bei steigender Druckdifferenz noch größer wird. In den äußeren Bereichen dagegen sind Strömungen mit einer Geschwindigkeit von bis zu $v_z = 120\text{mm/s}$ zu beobachten. Dieser Verlauf der Leckströmung läßt darauf schließen, daß der überwiegende Teil der Leckströmung in den äußeren Bereichen zwischen den Herzklappenflügeln und dem Herzklappenring entsteht. Im

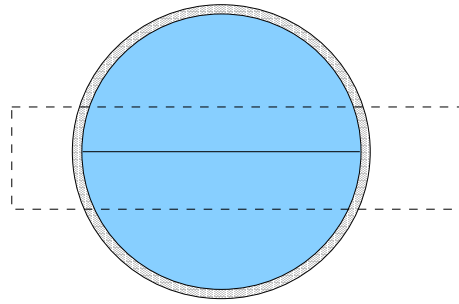


Abbildung 5.264: Schematische Darstellung der Einbauposition der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe während der Leckströmungsmessung mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

Bereich der Fuge in der Mitte zwischen beiden Flügeln scheint die Leckströmung so gering zu sein, daß es durch die stärkeren äußeren Strömungen zur Bildung eines Wirbels und damit zu einer Rückströmung in Richtung der geschlossenen Herzklappe kommt. Um diese Annahme zu bestätigen, müssen aber noch weitere Messungen an der Leckströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe durchgeführt werden.

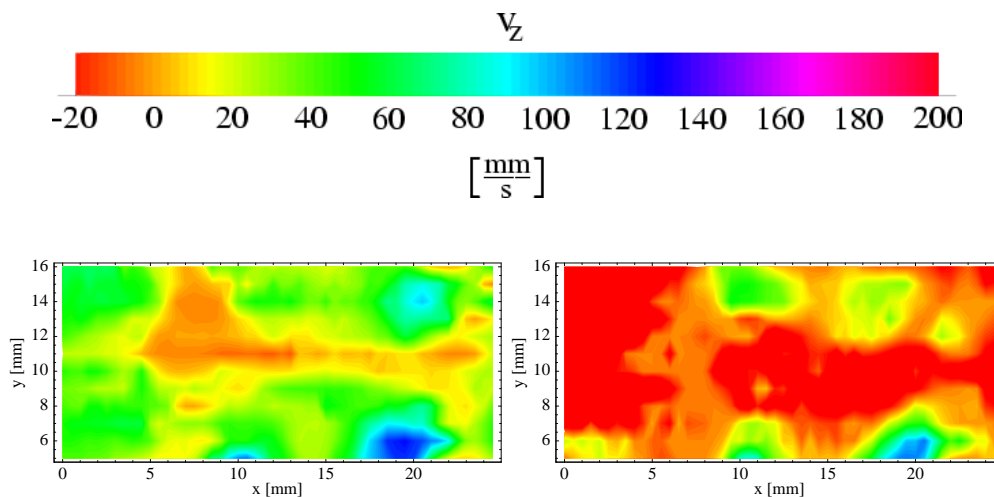


Abbildung 5.265: Geschwindigkeitsprofil der Leckströmung der Komponente v_z im xy-Schnitt der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$ in einem Abstand von $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Die Geschwindigkeitsgradienten der Leckströmung sind in Abbildung 5.267 zu sehen und zeigen Gradienten, die für $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$ deutlich unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 60\text{s}^{-1}$ liegen. Jedoch nehmen die Bereiche hoher Gradienten bei steigender Druckdifferenz besonders im Bereich der Mitte zu. In den äußeren Bereichen sind die hohen Gradienten auch bei $\Delta p=10\text{kPa}$ zu erkennen.

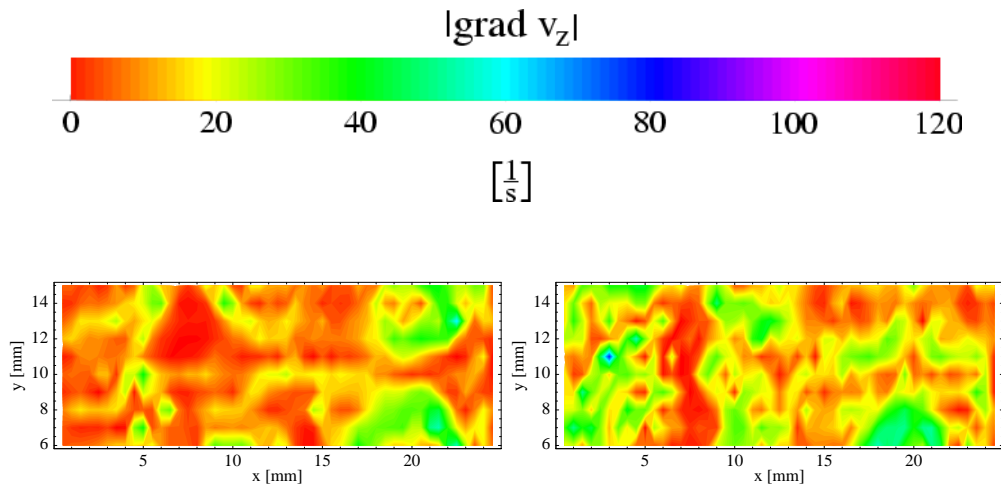


Abbildung 5.266: Geschwindigkeitsgradienten $|grad v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

Geschwindigkeitsschwankungen In Abbildung 5.267 sind die Geschwindigkeitsschwankungen der Leckströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe dargestellt. Hierbei ist zu erkennen, daß die Schwankungen bei zunehmender Druckdifferenz stark ansteigen. Während die Schwankungen bei $\Delta p=10\text{kPa}$ nur in wenigen Bereichen Werte von $\sigma(v_z) = 0.1\text{mm/s}$ erreichen, dehnt sich dieser Bereich bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=20\text{kPa}$ nahezu über den gesamten im Meßbereich liegenden Rohrquerschnitt aus. Besonders große Schwankungsbereiche sind hierbei direkt im Bereich der Mitte zu beobachten.

Turbulenzbereiche Die Turbulenzgebiete der Leckströmung der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe sind in Abbildung 5.268 zu sehen. Dabei sind sowohl bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=10\text{kPa}$ als auch von $\Delta p=20\text{kPa}$ im gesamten Meßbereich große Turbulenzgebiete zu erkennen, wobei bei steigender Druckdifferenz auch eine leichte Ausdehnung der Turbulenzgebiete zu beobachten ist.

TRICUMED Hk0

Die Untersuchungen der Leckströmung der Prototypen TRICUMED Hk0 sind im folgenden dargestellt. Die Einbauposition des Prototypen sowie der Meßbereich sind in Abbildung 5.269 zu sehen.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessungen der Leckströmung in Abbildung 5.270 zeigen Geschwindigkeiten von $v_z = 130\text{mm/s}$ im Bereich der Mitte der Herzklappe beziehungsweise im Bereich zwischen oberem und unterem Herzklappenflügel. Bei steigender Druckdifferenz steigt die maximale Strömungsgeschwindigkeit

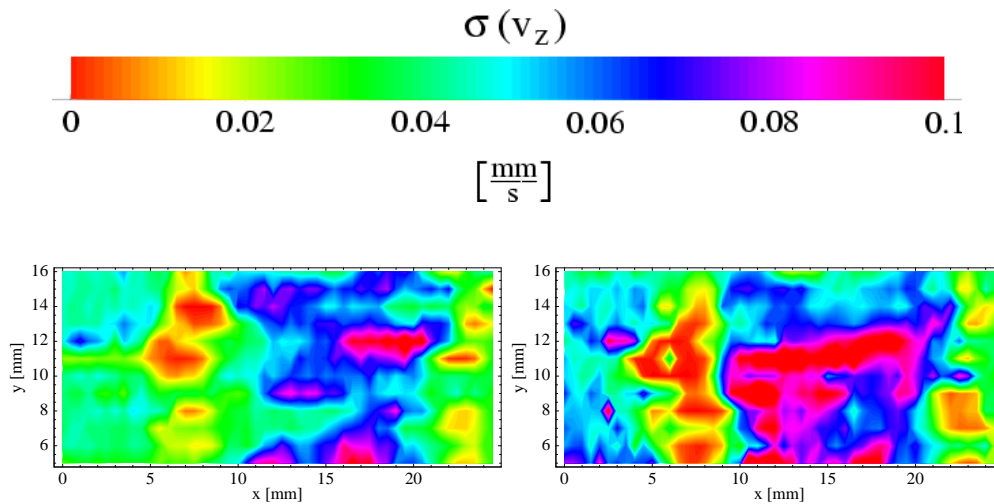


Abbildung 5.267: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

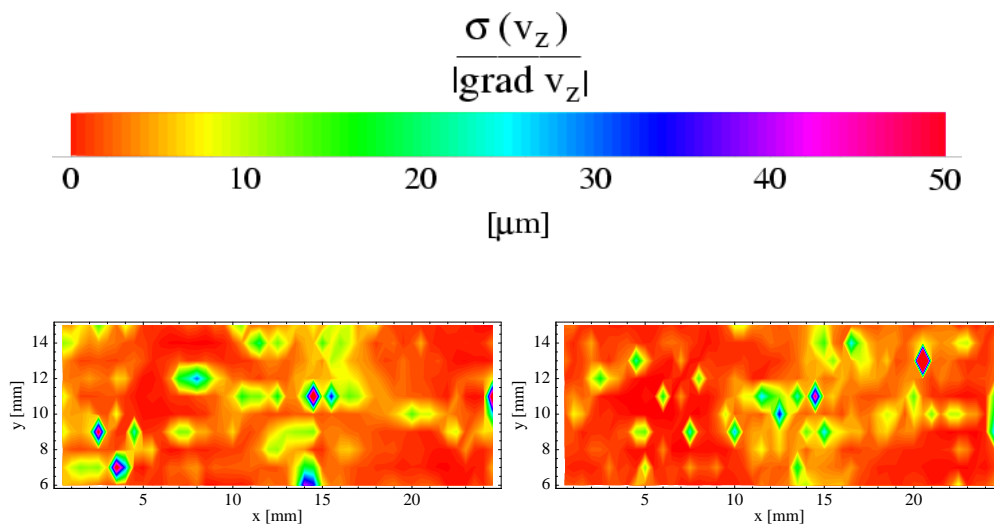


Abbildung 5.268: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|\text{grad } v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=10\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring der ST.-JUDE-MEDICAL Herzklappe bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

nur wenig an, während sich der Bereich hoher Strömungsgeschwindigkeiten deutlich vergrößert. Welche Bereiche der Herzklappe für die Lecks verantwortlich sind, kann durch diese Einzelmessungen nicht geklärt werden. Es scheint aber so, als befände sich die im Meßbereich liegende Leckströmung in der Nähe des mittleren Lagers.

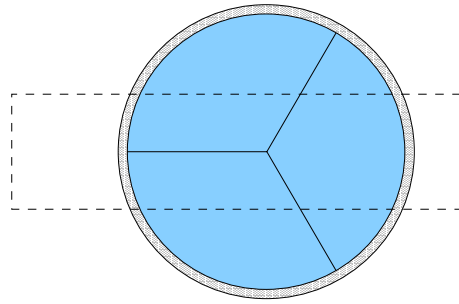


Abbildung 5.269: Schematische Darstellung der Einbauposition des Prototypen TRICUMED Hk0 während der Leckströmungsmessung mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

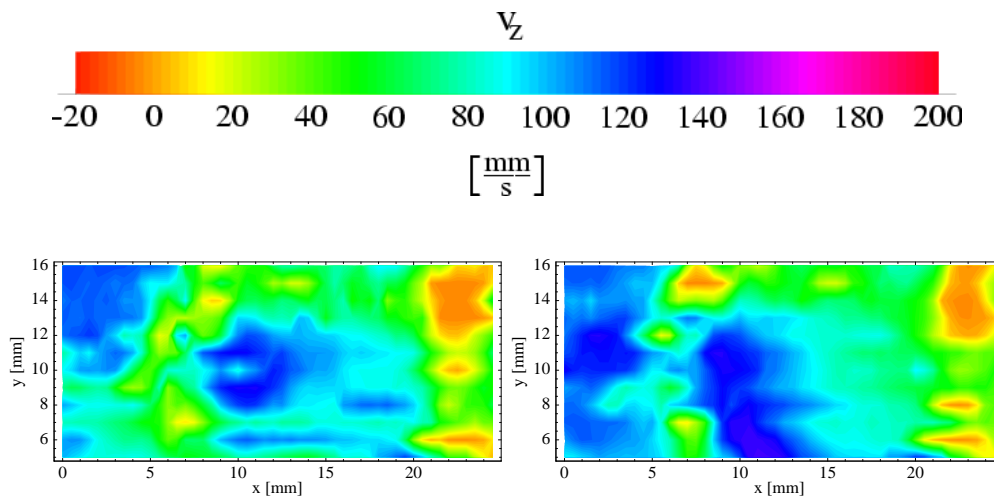


Abbildung 5.270: Geschwindigkeitsprofil der Leckströmung der Komponente v_z im xy -Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk0 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$ in einem Abstand von $z=11\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Die Gradienten der Leckströmung des Prototypen TRICUMED Hk0 sind in Abbildung 5.271 zu sehen. Hierbei erkennt man, daß Gradienten bis zu $|\text{grad } v_z| = 60\text{s}^{-1}$ sowohl bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=10\text{kPa}$ als auch von $\Delta p=20\text{kPa}$ nur in den Randbereichen der Leckströmung auftreten. In der Mitte der Strömung liegen die Gradienten im allgemeinen unterhalb von $|\text{grad } v_z| = 20\text{s}^{-1}$.

Geschwindigkeitsschwankungen Betrachtet man in Abbildung 5.272 die Schwankungen $\sigma(v_z)$ der Leckströmung, so ist zu sehen, daß die maximalen Geschwindigkeitsschwankungen im Bereich der Lager der Herzklappenflügel liegen. Die maximalen Schwankungen betragen ungefähr $\sigma(v_z) = 0.08\text{mm/s}$. Bei zunehmender Druckdifferenz werden die Schwankungen in allen Bereichen geringer. Um dieses Verhalten zu klären, sind auch hier weitere Untersuchungen notwendig.

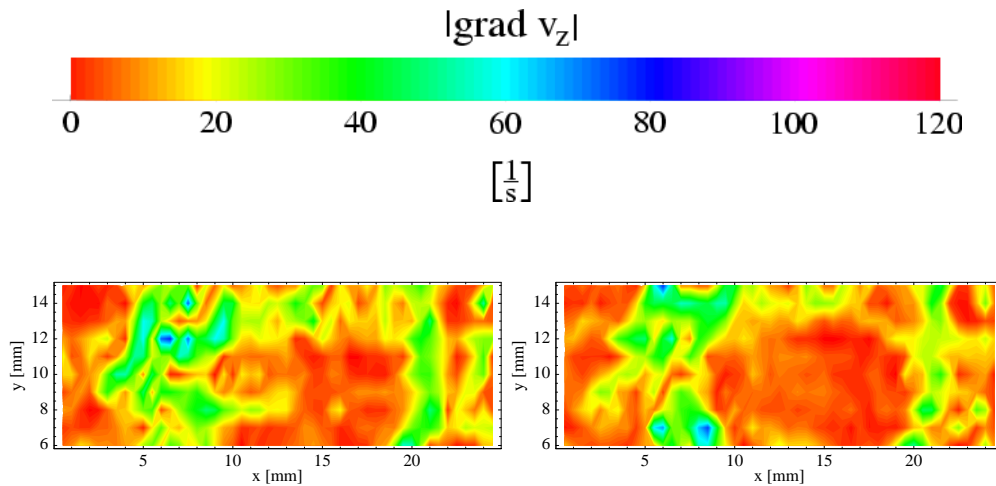


Abbildung 5.271: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=11\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

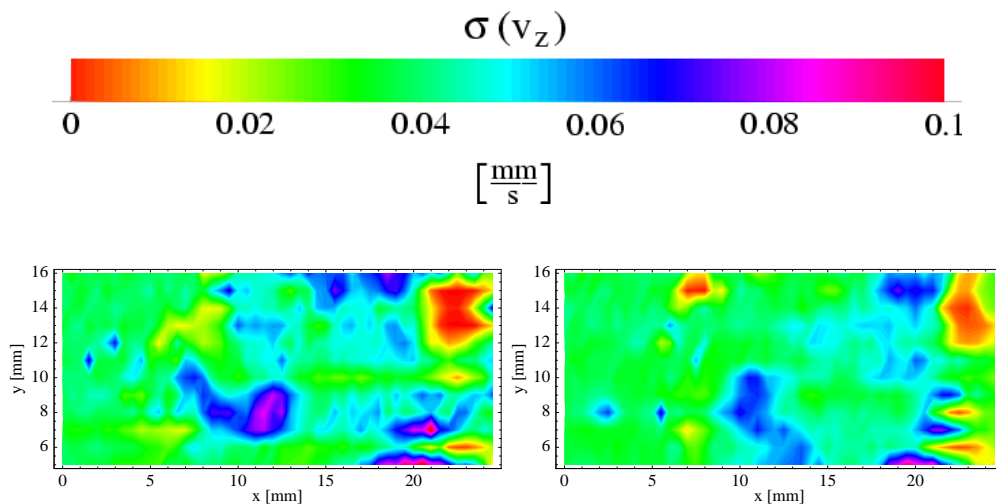


Abbildung 5.272: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=11\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

Turbulenzbereiche Die Turbulenzgebiete in Abbildung 5.273 befinden sich bei einem Differenzdruck $\Delta p=10\text{kPa}$ zum überwiegenden Teil in der Mitte der Leckströmung. Bei ansteigender Druckdifferenz weiten sich die Turbulenzgebiete über den gesamten Rohrquerschnitt aus, wobei sich die hohen Turbulenzbereiche weiterhin in der Mitte der Leckströmung befinden.

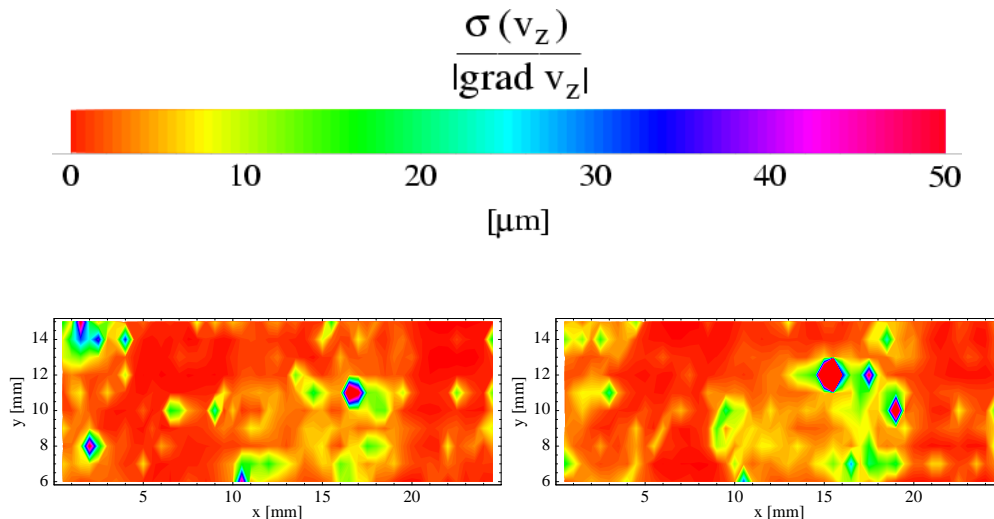


Abbildung 5.273: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=11\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk0 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

TRICUMED Hk5

Im Vergleich zum handgefertigten Prototypen TRICUMED Hk0 wird in diesem Abschnitt die Leckströmung des seriennahen Prototypen TRICUMED Hk5 untersucht. Die Einbauposition sowie der Meßbereich des Prototypen TRICUMED Hk5 sind in Abbildung 5.274 dargestellt.

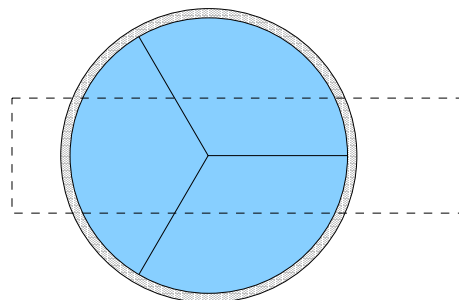


Abbildung 5.274: Schematische Darstellung der Einbauposition des Prototypen TRICUMED Hk5 während der Leckströmungsmessung mit dem Laser-Doppler-Anemometer.

Geschwindigkeitsprofile Die Geschwindigkeitsmessung bei unterschiedlichen Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$ in Abbildung 5.275 zeigt bei einer Druckdifferenz von $\Delta p=10\text{kPa}$ nur einen kleinen Bereich hoher Leckströmung im Gebiet zwischen oberem und unterem Herzklappenflügel. Die maximale Geschwindigkeit der Leckströmung liegt hier im Bereich von $v_z = 150\text{mm/s}$. Auch in den Gebieten

zwischen den anderen Flügeln sind Leckströmungen zu erkennen. Deren Maximalgeschwindigkeit im Meßbereich liegt jedoch deutlich unterhalb derer zwischen oberem und unterem Flügel. Bei steigender Druckdifferenz sinkt die maximale Geschwindigkeit in den Bereich von $v_z = /120 - 130$ mm/s ab. Gleichzeitig erstrecken sich die Bereiche hoher Geschwindigkeiten der Leckströmung nun fast über den gesamten Meßbereich.

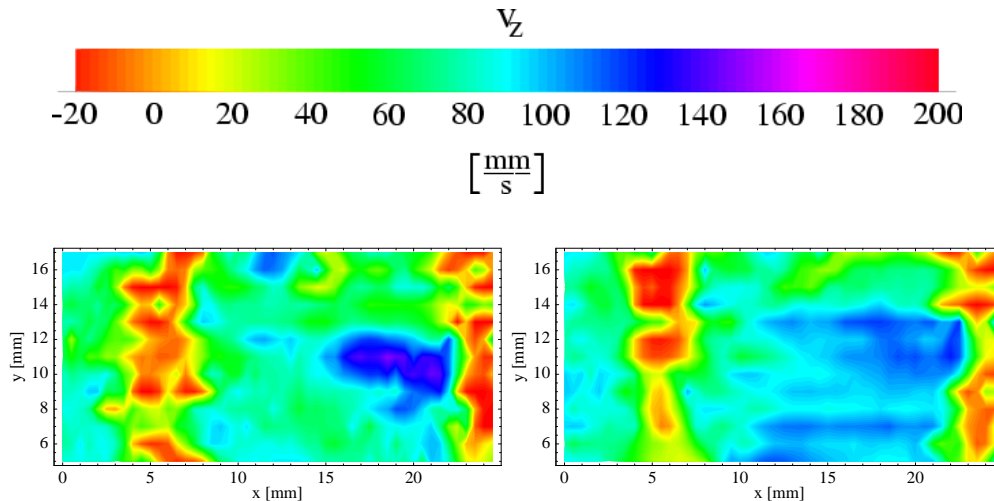


Abbildung 5.275: Geschwindigkeitsprofil der Leckströmung der Komponente v_z im xy-Schnitt des Prototypen TRICUMED Hk5 bei Druckdifferenzen von $\Delta p = 10 \text{ kPa}$ und $\Delta p = 20 \text{ kPa}$ in einem Abstand von $z = 5 \text{ mm}$ hinter dem Herzklappenring.

Geschwindigkeitsgradienten Auch die Gradienten des dreiflügeligen Prototypen TRICUMED Hk5 zeigen wie die Gradienten des Prototypen TRICUMED Hk0 nur wenige hohe Gradienten in der Mitte des Rohrquerschnittes. In Abbildung 5.276 erkennt man die maximalen Gradienten von $|grad v_z| = 0.09 \text{ s}^{-1}$ im Bereich zwischen Strömung und Rohrwand. Im allgemeinen liegen die maximalen Gradienten im Bereich von $|grad v_z| = 0.04 \text{ s}^{-1}$. Bei steigender Druckdifferenz sinken die Gradienten in der Mitte auf Werte unterhalb von $|grad v_z| = 0.01 \text{ s}^{-1}$ ab, während die hohen Gradienten im Randbereich erhalten bleiben.

Geschwindigkeitsschwankungen Die Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ sind in Abbildung 5.277 dargestellt. Hierbei erkennt man hohe Schwankungen bei einer Druckdifferenz von $\Delta p = 10 \text{ kPa}$ nur im Bereich des unteren und mittleren Herzklappenflügels. Die maximalen Werte der Geschwindigkeitsschwankungen betragen hier $\sigma(v_z) = 0.08 \text{ mm/s}$. Bei steigendem Differenzdruck $\Delta p = 20 \text{ kPa}$ sind im gesamten Strömungsquerschnitt keine hohen Schwankungen mehr zu erkennen. Die Schwankungen liegen hier im allgemeinen unterhalb von $\sigma(v_z) = 0.04 \text{ mm/s}$. Ob diese deutliche Abnahme der Geschwindigkeitsschwankungen bei steigender Druckdifferenz mit

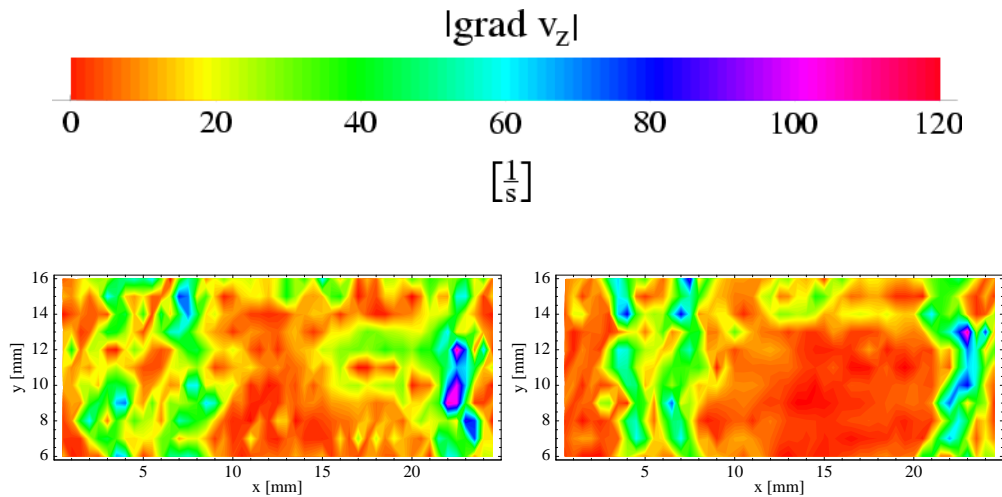


Abbildung 5.276: Geschwindigkeitsgradienten $|\text{grad } v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=5\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

dem hohen Leckvolumen dieses Prototypen zusammenhängt, muß durch weitere Untersuchungen geklärt werden.

Turbulenzbereiche Trotz der geringen Geschwindigkeitsschwankungen werden auch für den Prototypen TRICUMED Hk5 die Turbulenzbereiche untersucht. In Abbildung 5.278 ist zu erkennen, daß die größten Turbulenzbereiche bei einer Druck-

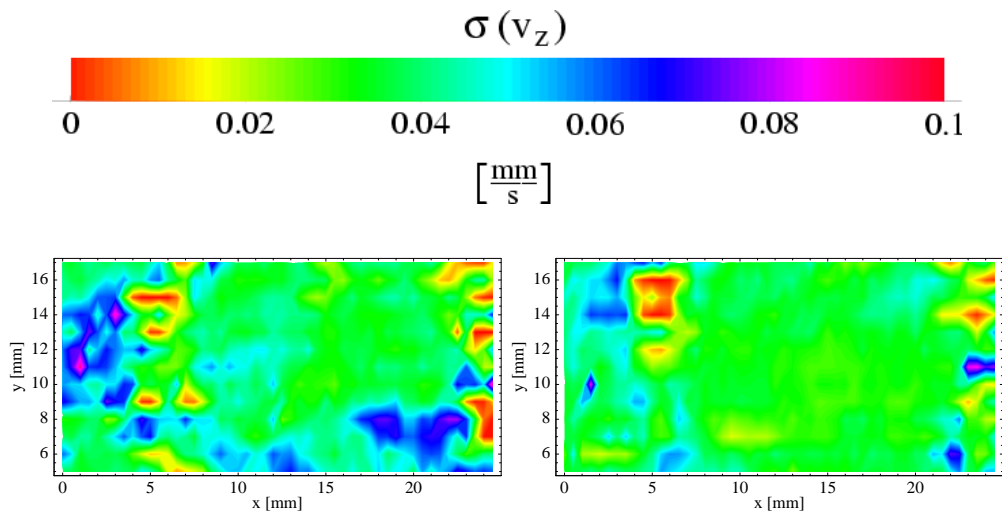


Abbildung 5.277: Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=5\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

differenz von $\Delta p=10\text{kPa}$ im Bereich des unteren und mittleren Herzklappenflügels liegen. Bei steigender Druckdifferenz $\Delta p=20\text{kPa}$ dehnen sich die Gebiete hoher Turbulenz auch hier fast über den gesamten, im Meßbereich befindlichen Strömungsquerschnitt aus. Besonders hohe Turbulenzbereiche sind hier zwischen unterem und oberem sowie zwischen mittlerem und unterem Herzklappenflügel zu beobachten. Im Bereich zwischen oberem und mittlerem Flügel sind die Turbulenzen dagegen deutlich geringer.

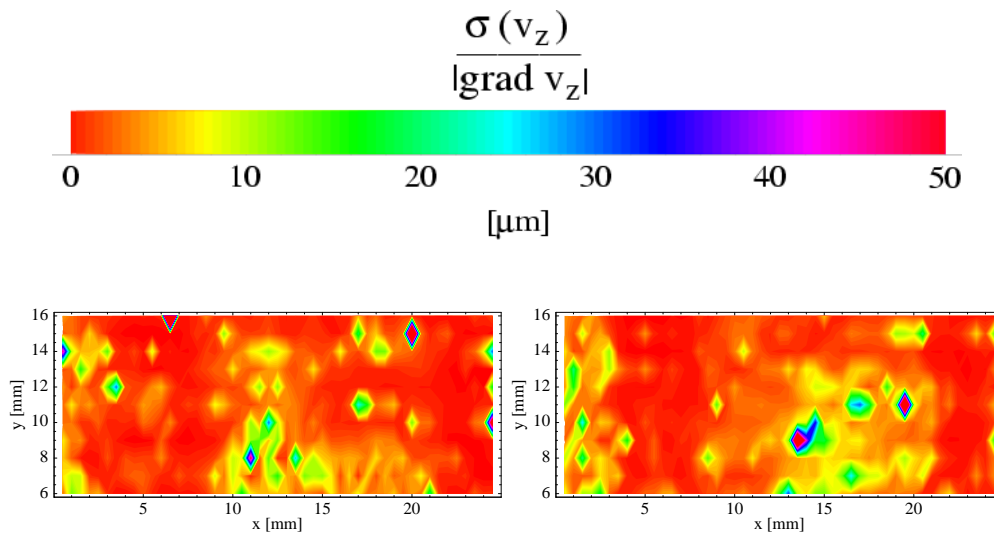


Abbildung 5.278: Quotient aus Geschwindigkeitsschwankungen $\sigma(v_z)$ und Geschwindigkeitsgradient $|grad v_z|$ der Leckströmung im xy-Schnitt des Abstandes $z=5\text{mm}$ hinter dem Herzklappenring des Prototypen TRICUMED Hk5 bei Druckdifferenzen von $\Delta p=10\text{kPa}$ und $\Delta p=20\text{kPa}$.

Kapitel 6

Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es, neue Methoden zur Untersuchung der Strömungseigenschaften künstlicher Herzklappen zu entwickeln und bestehende Methoden weiterzuentwickeln.

Die Testanlagen wurden konstruiert, die Entwicklung von Prototypen meßtechnisch zu begleiten und die Verbesserungen gegenüber herkömmlichen Herzklappen und Vorgängermodellen herauszuarbeiten. Dies wurde im Rahmen dieser Arbeit bereits begonnen. Die Möglichkeiten zur Strömungsuntersuchung künstlicher Herzklappen an den neu- und weiterentwickelten Testständen gehen neben guter Reproduzierbarkeit und hoher Genauigkeit in den Messungen deutlich über die für solche Anlagen gestellten Anforderungen hinaus.

Die Anlage für Dauerbelastungstests kann darüber hinaus nach heutigem Kenntnisstand erstmalig die zu untersuchende Herzklappe sowohl im Bezug auf die Öffnungs- und Schließverhalten als auch im Bezug auf die Druckdifferenz fast während der gesamten Meßzeit erfassen. Fehlfunktionen der Herzklappen werden detektiert und protokolliert. Somit ist nun eine nahezu kontinuierliche Überprüfung der mechanischen Funktion der Herzklappe während der Meßzeit möglich.

Die Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens mißt mit hoher Präzision den Fluß bei veränderlichem Druck. Durch die präzisen Druckmessungen wurde der Einsatz von Flußmessern und damit weiteren Fehlerquellen vermieden. Diese Druckmessungen geben nicht nur Aufschluß über das Leckvolumen einer künstlichen Herzklappe an sich, sondern können auch Aussagen über die an der geschlossenen Herzklappe vorliegenden Strömungsform liefern.

Diese Drucksensoren werden auch an Anlage mit konstantem Fluß eingesetzt und geben hier Aufschluß über die an der geöffneten Herzklappe vorliegenden Strömungsformen in Abhängigkeit des Flusses. Durch diese Messungen lassen sich mit besonders hoher Genauigkeit Parameter bestimmen, welche die Strömung im Bereich der künstlichen Herzklappe charakterisieren. Insbesondere ermöglichen es diese Messungen, den Bereich des Umschlags von laminarer zu turbulenter Strömung sehr präzise in Abhängigkeit von der jeweiligen Herzklappe zu bestimmen. Dieser theoretische Umschlagpunkt läßt sich als zusätzliche Kenngröße für künstliche Herzklappen einführen.

Die Meßmethode zur qualitativen Untersuchung von Turbulenzbereichen wurde an der Anlage mit konstantem Fluß eingesetzt und so weiterentwickelt, daß nun die Lage des Meßschnittes exakt eingestellt werden kann. Hierdurch sind nun Vergleiche mit Messungen durch Laser-Doppler-Anemometrie möglich. Des weiteren bietet dieser

Meßaufbau die Grundlage für die zukünftigen Strömungsmessungen mit Particle-Image-Velocimetry.

Die Weiterentwicklung des Meßaufbaus und der Auswertung der Strömungsmessung mit Laser-Doppler-Anemometrie liefern präzise Ergebnisse über die Strömungseigenschaften verschiedener künstlicher Herzklappen. Im allgemeinen werden die Geschwindigkeitsmessungen an künstlichen Herzklappen in Bereichen direkt hinter der künstlichen Herzklappe oder in der Rohrmitte durchgeführt. Die Untersuchungen in dieser Arbeit wurden für die gesamte laminare Nachlaufströmung verschiedener künstlicher Herzklappen durchgeführt. Die Geschwindigkeitsgradienten der Geschwindigkeitskomponente in Hauptströmungsrichtung im gesamten Bereich der Nachlaufströmung geben Aufschluß über die Gebiete mit hohen Scherkräften. Außer in diesen Gebieten ist die Wahrscheinlichkeit für eine Schädigung der Blutkörperchen auch in turbulenten Strömungsgebieten hoch. Diese Gebiete können gut durch die Bestimmung der Geschwindigkeitsschwankungen der Geschwindigkeitskomponente in Hauptströmungsrichtung an sich und in Verbindung mit den Geschwindigkeitsgradienten bestimmt werden. Einen Aufschluß über die Turbulenzbereiche erhält man zudem bei der Betrachtung der Geschwindigkeitskomponente senkrecht zur Hauptströmungsrichtung. Auch hier ergeben sich aus den Geschwindigkeitsschwankungen die Bereiche hoher Turbulenz.

Auch die Leckströmungen unterschiedlicher künstlicher Herzklappen kann mit Hilfe der Anlage mit konstantem Fluß untersucht werden. Diese Messungen geben zusammen mit den Druckmessungen an der Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens Aufschluß über den Turbulenzgrad und einzelne Turbulenzbereiche in der Leckströmung.

In Zukunft werden besonders die optischen Meßverfahren an den Testanlagen verbessert beziehungsweise implementiert. Auch die Druckmessungen an der Anlage mit konstantem Fluß, besonders im Umschlagbereich von laminarer zu turbulenter Strömung, können durch in diesem Bereich präzisere Flußmesser noch genauer werden. Die optischen Meßverfahren werden durch das Verfahren der Particle-Image-Velocimetry ergänzt. Die Geschwindigkeitsmessungen mit Laser-Doppler-Anemometrie werden auch in turbulenter und in weiterem Verlauf in pulsativer Strömung an der Anlage mit pulsativer Strömung durchgeführt.

Anhang A

Kalibrierkurven

A.1 Anlage für Dauerbelastungstests

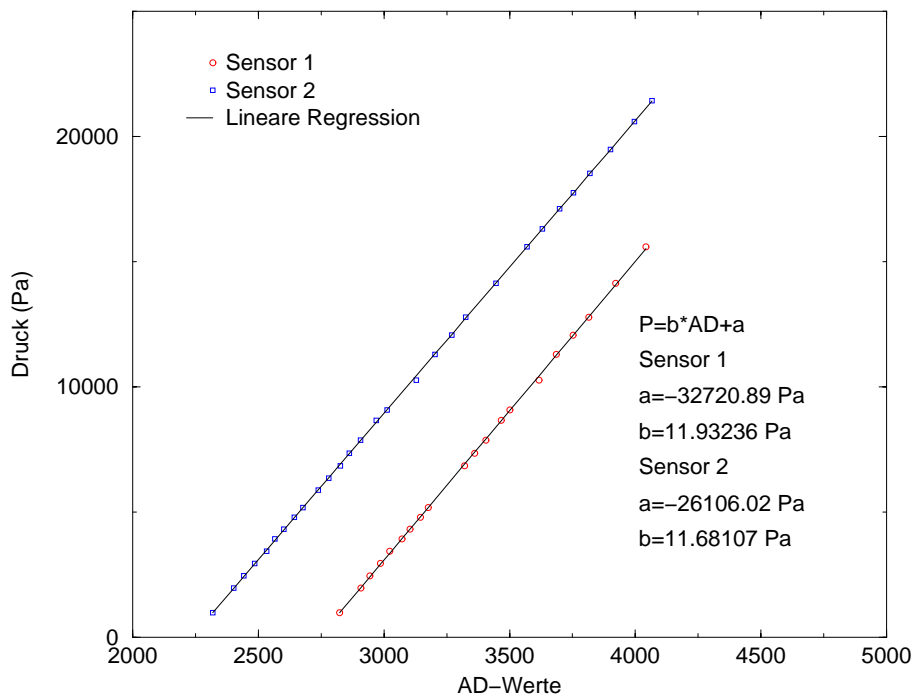


Abbildung A.1: Kalibrierungskurve der Drucksensoren.

A.2 Anlage zur Bestimmung des Leckvolumens

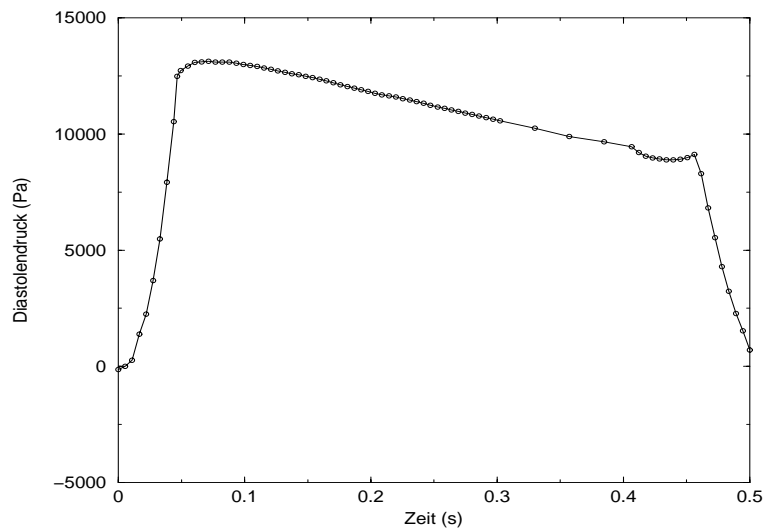


Abbildung A.2: Druckkurve einer Standarddiastole, welche zur Auswertung der Meßdaten dient.

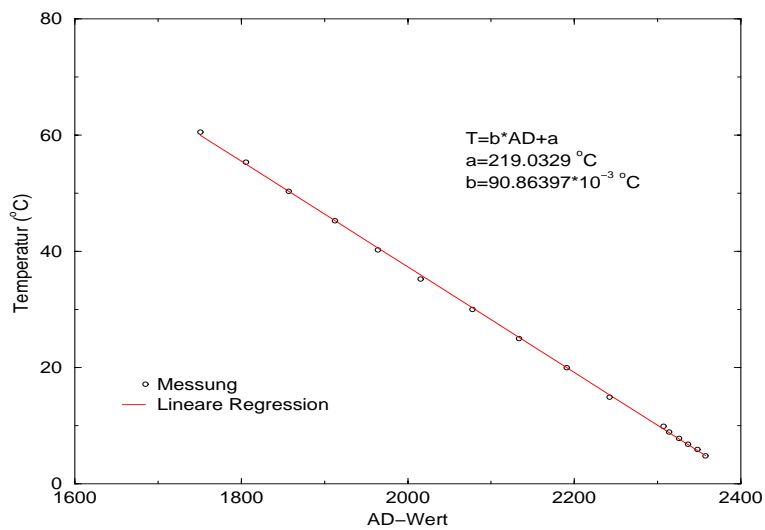


Abbildung A.3: Kalibriergerade des Temperatursensors bei einem Verstärkungsfaktor 10.

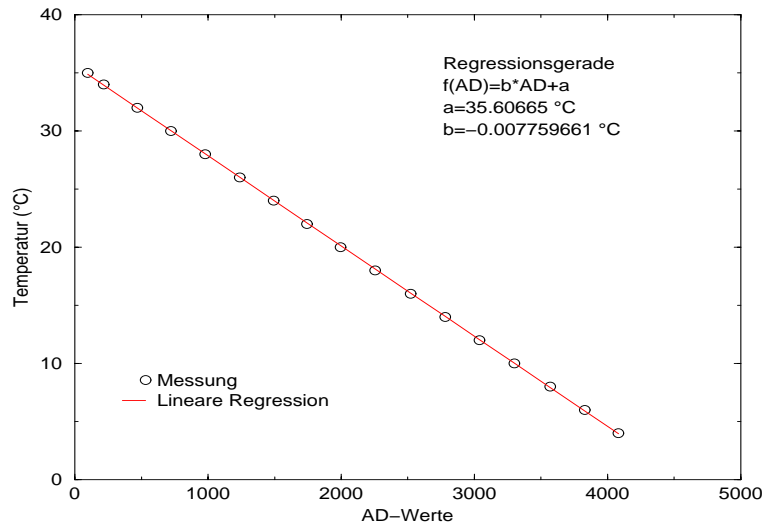


Abbildung A.4: Kalibriergerade des Temperatursensors bei einem Verstärkungsfaktor 100.

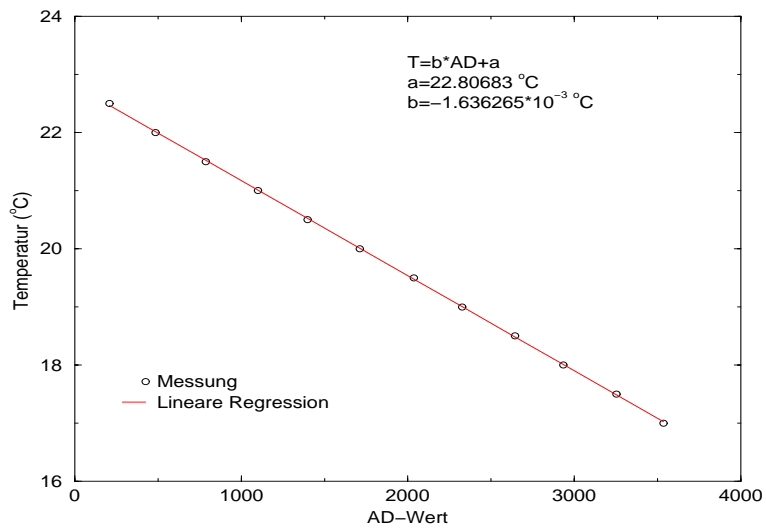


Abbildung A.5: Kalibriergerade des Temperatursensors bei einem Verstärkungsfaktor 500.

A.3 Anlage mit konstanter Strömung

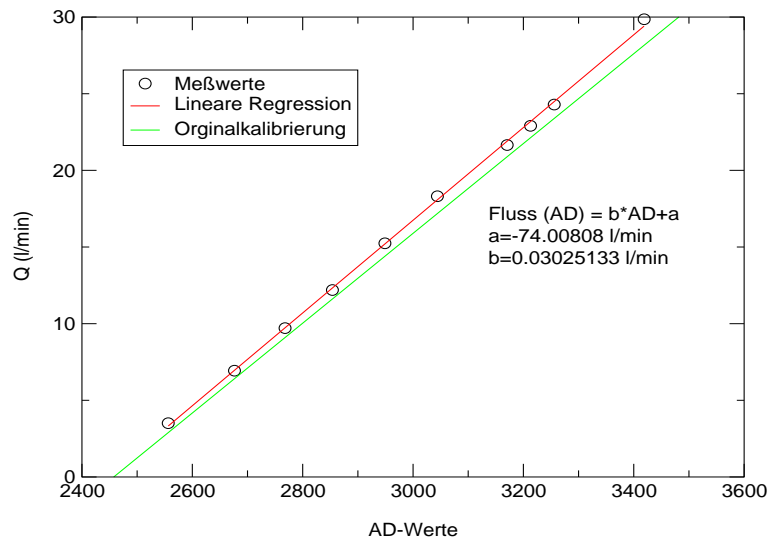


Abbildung A.6: Kalibrierkurve des Flußmessers.

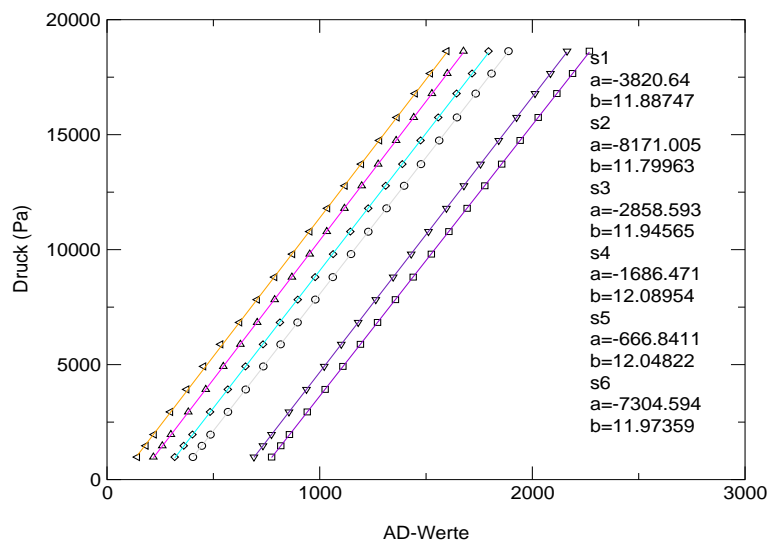


Abbildung A.7: Kalibrierkurve des Flußmessers.

Anhang B

Schaltpläne

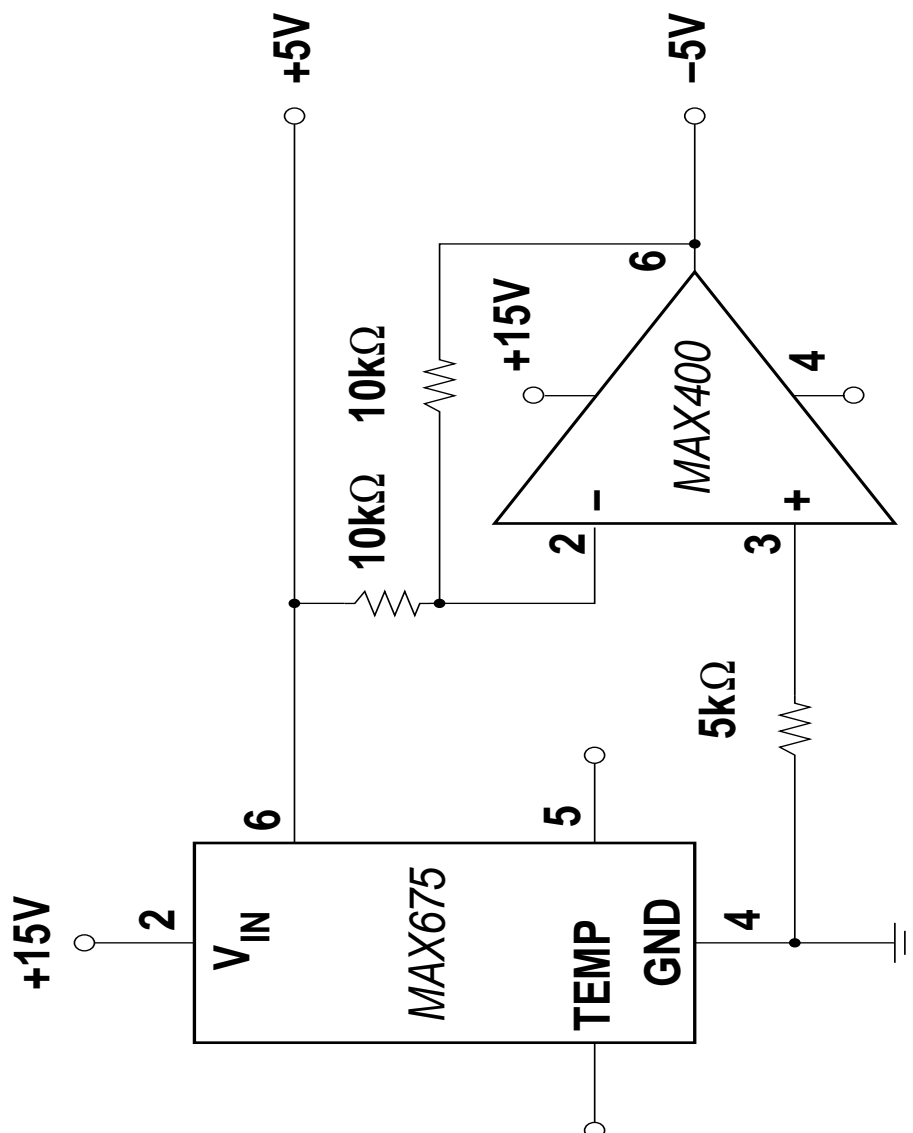


Abbildung B.1: Schaltung der 5V Präzisionskonstantspannungsquelle. Weitere Informationen zu den Bauteilen hierzu finden sich unter www.maxim.de

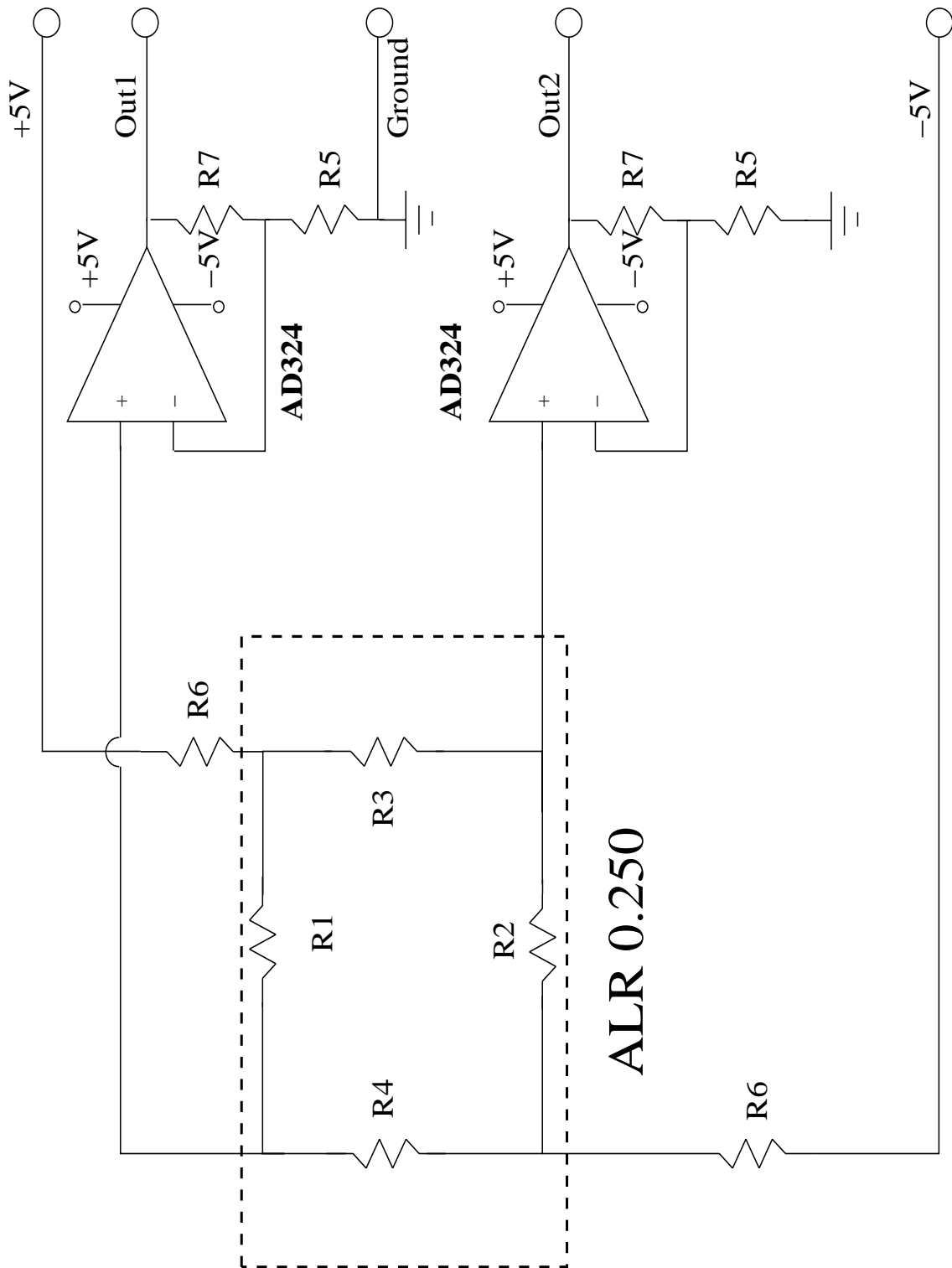


Abbildung B.2: Verstärkerschaltung der Drucksensoren.

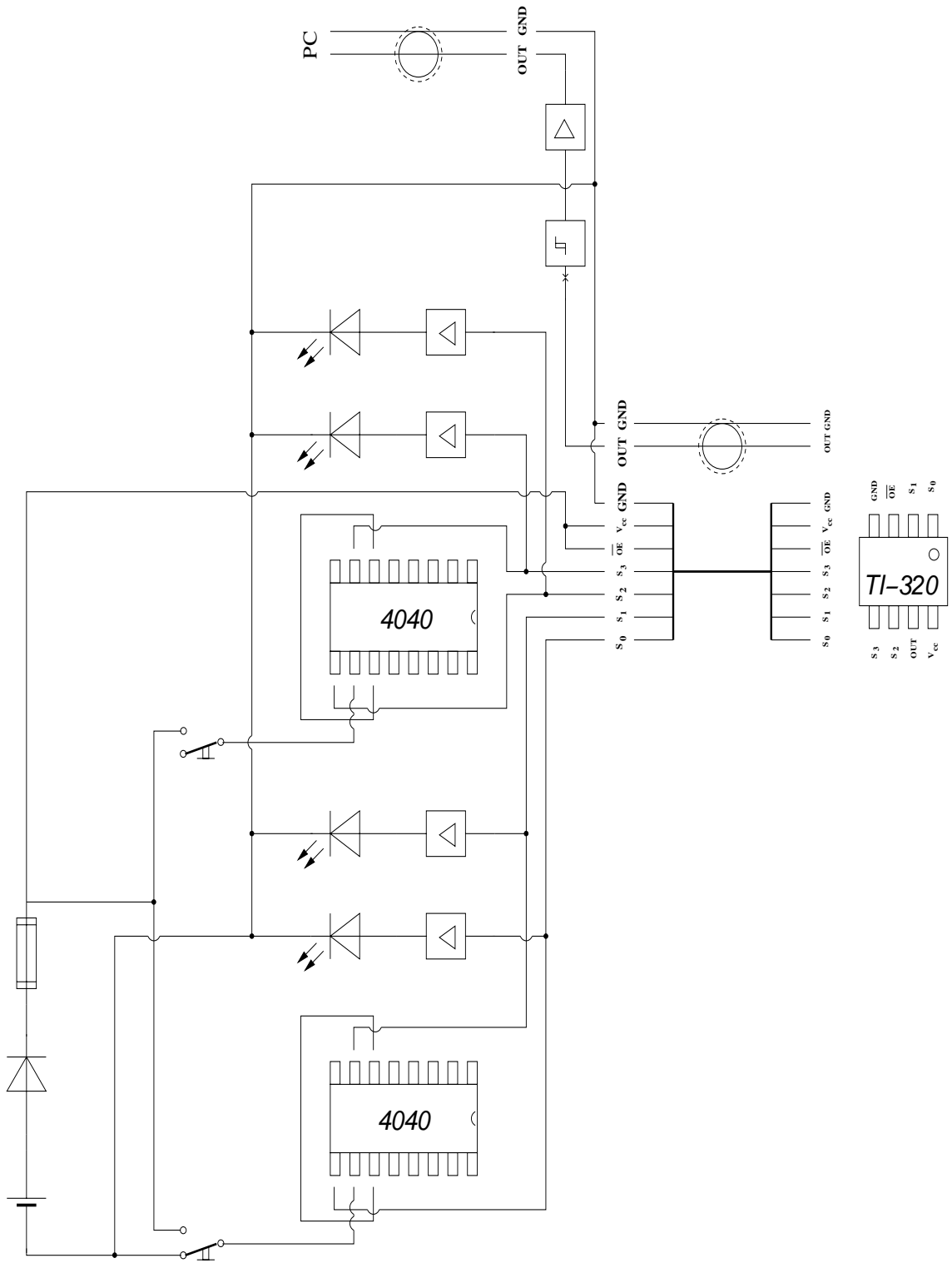


Abbildung B.3: Ansteuerung des Photosensors.

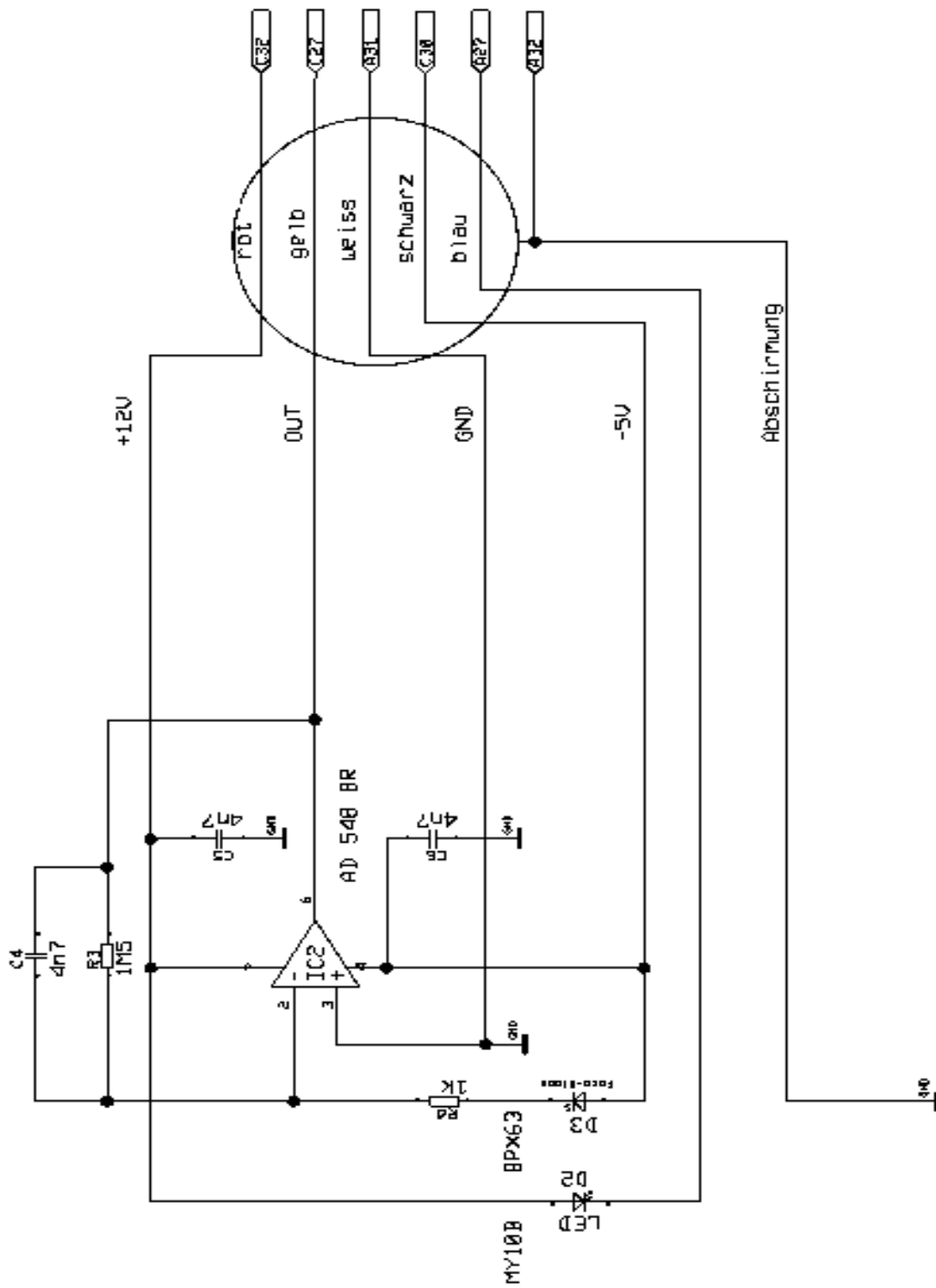


Abbildung B.4: Schaltplan des LED-Intensitätsregelung von Horak und Schumann.

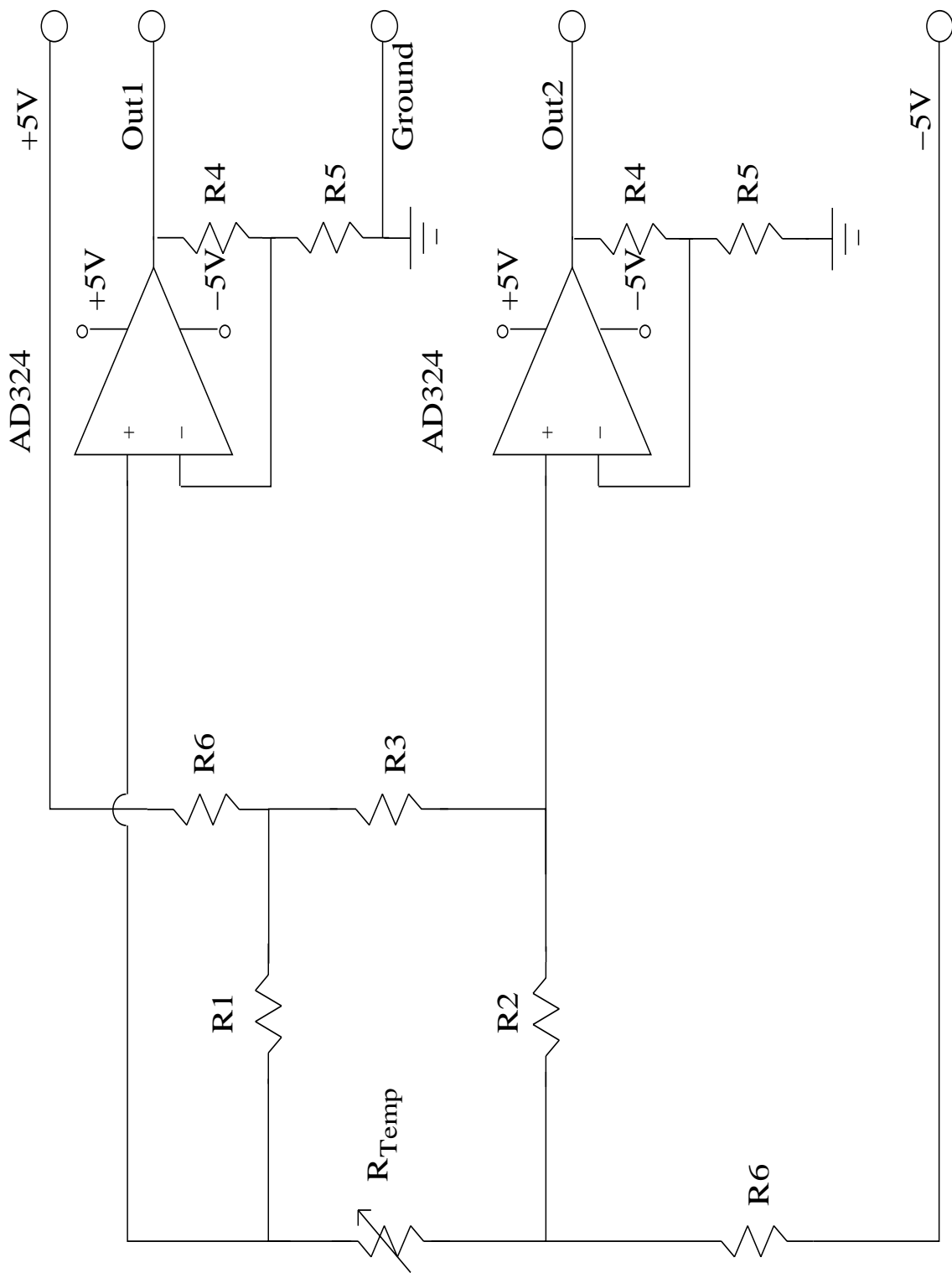


Abbildung B.5: Schaltplan des Temperatursensors.

Druckaufnehmer der AL-Reihe

Druckaufnehmer im SMD oder DIL - Gehäuse

Umgebungsbedingungen

Messmedien:

Port A:
Trockene Luft, nicht aggressive und trockene technische Gase.
Nicht geeignet für Substanzen, die mit Glas, Silizium, Silikonel und glasfaserverstärktem Polyester-Kunststoff (Valox) reagieren.

Port B:
Luft, technische Gase, Wasser, Öle, Benzin u.a.
Nicht geeignet für Substanzen, die mit Glas, Silizium und glasfaserverstärktem Polyester-Kunststoff (Valox) reagieren.

Technische Daten

Grenzwerte

	Symbol	Einheit	Min.	Max.
Betriebstemperatur	T_a	°C	-30	+80
Lagertemperatur	T_{st}	°C	-40	+125
Löttemperatur (10s)		°C	-	+260
Überlastfaktor	p_{ov}/p_r		1.5	-
Speisespannung	V_{pp}	V	-	10

Kennwerte

$V_{co} = 5V, T_s = 25^\circ C$

	Symbol	Einheit	Min.	Typ.	Max.
Brückenwiderstand	R_s	k Ω	4.0	5.0	6.0
Offsetspannung	V_o	mV	-25	-	+25
Temperatursensorenwiderstand	R_T	k Ω	1.5	2.0	2.5
Linearität ¹⁾ $p_r > 0.4 \text{ bar}$ $0.1 \leq p_r \leq 0.4 \text{ bar}$ $p_r < 0.1 \text{ bar}$	L	%FS	-	0.25	0.5
			-	0.5	1.0
			-	1.0	1.75
Druckhysterese	p_h	%FS	-	-	0.1

¹⁾ Grenzpunkteinstellung

Druckaufnehmer der AL-Reihe

Druckaufnehmer im SMD oder DIL - Gehäuse

Temperaturabhängigkeiten

$V_{co} = 5V$

	Symbol	Einheit	Min.	Typ.	Max.
Temperaturkoeffizienten der Empfindlichkeit ¹⁾	α_s β_s	$10^{-3} / K$ $10^{-6} / K^2$	-2.9 4	-	-2.0 8
Temperaturkoeffizienten des Brückenwiderstandes ¹⁾	α_{res} β_{res}	$10^{-3} / K$ $10^{-6} / K^2$	-	2.4 6	-
Temperaturkoeffizient der Offsetspannung ¹⁾	TCV _o	$\mu V / V K$	-	± 8	-
Temperaturkoeffizienten des Temperatursensorenwiderstandes ¹⁾	α_T β_T	$10^{-3} / K$ $10^{-6} / K^2$	-	7.2 13.0	-

¹⁾ Die Temperaturabhängigkeit wird im Betriebstemperaturbereich durch die Formel
 $F(\theta) = F(25) \cdot [1 + \alpha_T(\theta-25) + \beta_T(\theta-25)^2]$
beschrieben.

Nenndruck p_r

mit Ausgangsspanne V_{sp} und Empfindlichkeit S bei $V_{co} = 5V$ und $T_s = 25^\circ C$

Druckzuführung von Port A (Gehäuseform M; Port B)

p_r [bar]	V_{sp} [mV]		S [mV/bar]	
	Min.	Typ.	Min.	Max.
0.016	16	25	32	1000
0.025	16	25	32	1500
0.04	24	35	45	2000
0.06	27	40	50	2800
0.1	40	60	70	4000
0.16	55	80	95	5500
0.25	75	100	120	7500
0.4	90	120	150	10000
0.6	90	120	150	15000
1.0	90	120	150	20000
1.6	90	120	150	25000
2.5	90	120	150	30000

²⁾ $V_{sp} = V_r - V_o$, V_r = Ausgangsspannung bei Nenndruck

Datenblatt

Stand September 2000

AKTIV SENSOR GmbH

Bühlbacher Str. 95
14532 Stahnsdorf

Tel.: +49 (0) 3329 / 6006 -16-17

Fax: +49 (0) 3329 / 6006 -15

e-mail: info@aktiv-sensor.de

Internet: <http://www.aktiv-sensor.de>

Datenblatt

Stand September 2000

AKTIV SENSOR GmbH

Bühlbacher Str. 95
14532 Stahnsdorf

Tel.: +49 (0) 3329 / 6006 -16-17

Fax: +49 (0) 3329 / 6006 -15

e-mail: info@aktiv-sensor.de

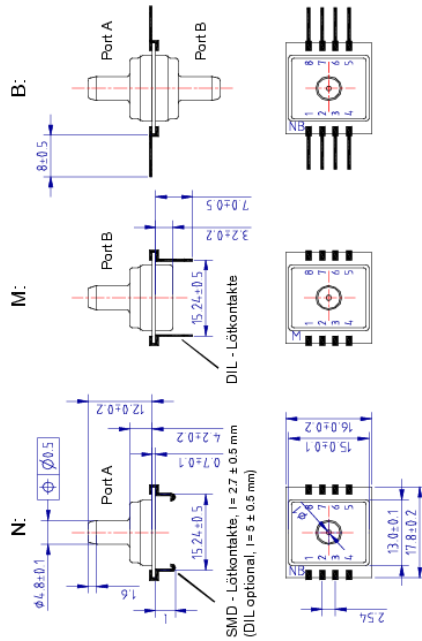
Internet: <http://www.aktiv-sensor.de>

Druckaufnehmer der AL-Reihe

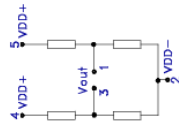
Druckaufnehmer im SMD oder DIL - Gehäuse

Maßbilder

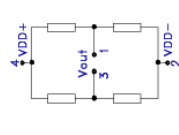
Gehäuseformen N, M und B



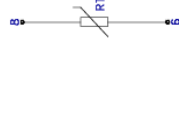
Schaltung und Anschlussbelegung



offene Brücke



geschlossene Brücke



Temperatursensor

Druckaufnehmer der AL-Reihe

Druckaufnehmer im SMD oder DIL - Gehäuse

Applikationen

Passive Temperaturkompensation

Mit dem wahlweise eingebauten Temperatursensor R_T kann der Temperaturfehler der Empfindlichkeit kompensiert werden.

Die Kompensation erfolgt durch externe Beschaltung mit den Widerständen R_z und R_v .

Typische Werte für R_z , R_v und V_{cc} liegen im Bereich:

$$\begin{aligned} 300 \Omega &\leq R_z \leq 900 \Omega \\ 2000 \Omega &\leq R_v \leq 5000 \Omega \\ 10 \text{ V} &\leq V_{cc} \leq 15 \text{ V} \end{aligned}$$

Die exakten Werte werden aus den Messwerten für die Temperaturkoeffizienten der Empfindlichkeit, des Brückenwiderstandes und des

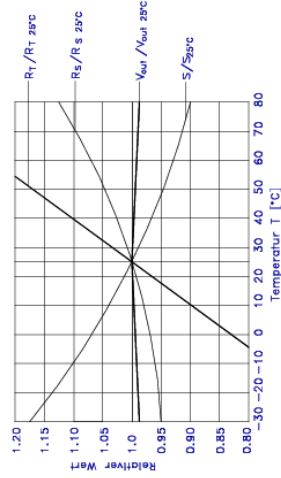
Temperatursensorwiderstandes auf der Basis des Arbeitstemperaturbereiches berechnet. Zusätzlich kann mit dem Widerstand R_{T1} oder R_{T2} (je nach Vorzeichen des Temperaturkoeffizienten der Offsetspannung) der Temperaturfehler des Brückenoffsets kompensiert werden.

Auf Kundenwunsch werden die Werte für die Kompensation gegen Aufpreis mitgeliefert. Dazu sind folgende Angaben notwendig:

- Arbeitstemperaturbereich (°C)
- max. zulässige Abweichung (%)
- Betriebsspannung V_{cc} (V)
- gewünschte Kompensation

- Temperaturfehler der Empfindlichkeit
- Temperaturfehler des Brückenoffsets
- Temperaturfehler der Empfindlichkeit und des Brückenoffsets

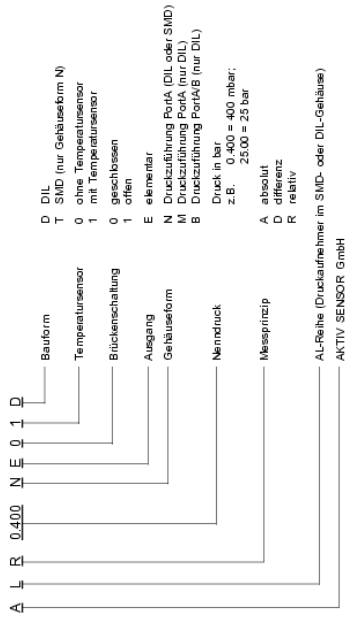
Relative Temperaturabhängigkeiten von R_s , R_T , S und die daraus resultierende relative Temperaturabhängigkeit der Brückenausgangsspannung V_{out} :



Druckaufnehmer der AL-Reihe

Druckaufnehmer im SMD oder DIL - Gehäuse

Bauelemente- und Bestellbezeichnung



Druckbereiche [bar]

0 - 0.016; 0 - 0.025; 0 - 0.04; 0 - 0.06;
 0 - 0.1; 0 - 0.16; 0 - 0.25; 0 - 0.4; 0 - 0.6;
 0 - 1.0; 0 - 1.6; 0 - 2.5;

Die angegebenen Daten - einschließlich der Abbildungen und graphischen Darstellungen - entsprechen dem aktuellen Stand unserer Kenntnisse und sind nach bestem Wissen und Gewissen richtig und zuverlässig. Sie dienen lediglich der Produktspezifikation und stellen keine zugesicherten Eigenschaften dar. Technische Änderungen vorbehalten.

AL

6/6

Datenblatt
 Stand September 2000

AKTIV SENSOR GmbH
 Rühlbacher Str. 95
 14332 Steinfeldt

Tel.: +49 (0) 3235 / 6068 -16/-17
 Fax: +49 (0) 3235 / 6068 -15
 e-mail: www@aktiv-sensor.de
 Internet: <http://www.aktiv-sensor.de>

C.2 Temperatursensor

Heraeus SENSOR

FK-Serie

Dünnschicht Platin-Temperaturmeßwiderstände (PTMW)
(-70 °C bis +500 °C)

PTMW der F-Serie zeichnen sich durch Langzeitstabilität, hohe Genauigkeit über einen großen Temperaturbereich und Kompatibilität aus. Sie werden insbesondere für Anwendungen mit hohen Anforderungen eingesetzt, typischerweise in den Branchen Automobil, Weiße Ware, Klima- und Heizungstechnik, Energieerzeugung sowie in Geräten und Maschinen für Medizin und Industrie.

Widerstand R ₂₅	Toleranz	Beit-Nr.	Beit-Nr.
		Widerstandsbezeichnung	Curvetraechung
100 Ω bei 0 °C	± 0,5 %	BEC 751, Klasse B	32.208.520
R ₂₅ -M-FK422,		BEC 751 I, Klasse A	32.208.521
IP1100		BEC 751 I, Klasse I/3 B	32.208.522
		± 0,3%	
500 Ω bei 0 °C		BEC 751, Klasse B	32.208.523
R ₂₅ -M-FK422,		BEC 751, Klasse A	32.208.524
IR 500		± 0,5%	
1000 Ω bei 0 °C		BEC 751, Klasse B	32.208.525
für M-FK422,		BEC 751, Klasse A	32.208.527
IP1100		± 0,3%	

Der Nennwert zur Bestimmung des Nennwiderstandes liegt 8 mm nach dem Sensorkörperende

Temperaturbereich (Dauerbetrieb)
 Klasse B : -70 °C bis +500 °C
 Klasse A : -70 °C bis +350 °C
 Klasse I/3 B : 0 °C bis +100 °C

Temperatur-Koeffizient
 : Tk = 3850 ppm/K ; 3750 ppm/K auf Anfrage
 : L = 4,0 ± 0,2 w = 2,2 ± 0,3
 : L₁₀ = 10 ± 1,0 D₁₀ = 0,2 ± 0,02
 : I₁₀ = 0,8 - 0,1 ± 0,2

Abmessungen (mm)
 : L₁₀ = 10 ± 1,0 D₁₀ = 0,2 ± 0,02

Anschlußdrähte
 : Platinmantel-Nickeldraht

Langzeitstabilität
 : Max. Drift 0,04% nach 1000 h bei 500 °C

Erstübertungsfestigkeit
 : Mindestens 40 g Beschleunigung bei 10 bis 2000 Hz, abhängig von Montageart

Stoßfestigkeit
 : Mindestens 100 g Beschleunigung mit 8ms Halb-Sinus-Welle, abhängig von Montageart

Umgebungsbedingungen
 : Ungeschützt nur in trockener Umgebung einsetzbar

Isolationswiderstand
 : > 10 MΩ bei 20 °C; > 1 MΩ bei 500 °C

Selbsterwärmung
 : 0,5 K/mW (Luftstrom v = 1 m/s)
 : Bewegtes Wasser v = 6,4 m/s; l_{6,4} = 0,2 s; l_{6,9} = 0,5 s
 : 500 Ω-0,3 mA; v = 1 m/s; l_{6,4} = 3,4 s; l_{6,9} = 10,7 s

Anspruchzeit
 : 100 Ω-0,3 bis 1,0 mA
 : 500 Ω-0,3 mA

Meßstrom
 : 100 Ω-0,1 bis 0,3 mA
 : 500 Ω-0,1 bis 0,3 mA

Heraeus M-FK 422

Platin-Temperatursensor in Dünnschichttechnik

Platin-Temperatursensoren der F-Serie zeichnen sich durch Langzeitstabilität, hohe Genauigkeit über einen großen Temperaturbereich und Kompatibilität aus. Sie werden insbesondere für Anwendungen mit hohen Anforderungen eingesetzt, typischerweise in den Branchen Automobil, Weiße Ware, Klima- und Heizungstechnik, Energieerzeugung sowie in Geräten und Maschinen für Medizin und Industrie.

Widerstand R ₂₅	Toleranz	Beit-Nr.	Beit-Nr.
		Widerstandsbezeichnung	Curvetraechung
100 Ω bei 0 °C	± 0,5 %	BEC 751, Klasse B	32.208.520
R ₂₅ -M-FK422,		BEC 751 I, Klasse A	32.208.521
IP1100		BEC 751 I, Klasse I/3 B	32.208.522
		± 0,3%	
500 Ω bei 0 °C		BEC 751, Klasse B	32.208.523
R ₂₅ -M-FK422,		BEC 751, Klasse A	32.208.524
IP1100		± 0,5%	
1000 Ω bei 0 °C		BEC 751, Klasse B	32.208.525
für M-FK422,		BEC 751, Klasse A	32.208.527
IP1100		± 0,3%	

Der Nennwert zur Bestimmung des Nennwiderstandes liegt 8 mm nach dem Sensorkörperende

Spezifikation
 : DIN EN 60751

Temperaturbereich (Dauerbetrieb)
 Klasse B : -70 °C bis +500 °C
 Klasse A : -70 °C bis +350 °C
 Klasse I/3 B : 0 °C bis +100 °C

Temperatur-Koeffizient
 : Tk = 3850 ppm/K; 3750 ppm/K auf Anfrage
 : L = 4,0 ± 0,2 w = 2,2 ± 0,3 H = 0,8 - 0,1 ± 0,2
 : L₁₀ = 10 ± 1,0 D₁₀ = 0,2 ± 0,02
 : I₁₀ = 0,8 - 0,1 ± 0,2

Anschlußdrähte
 : Platinmantel-Nickeldraht

Langzeitstabilität
 : Max. Drift 0,04% nach 1000 h bei 500 °C

Erstübertungsfestigkeit
 : Mindestens 40 g Beschleunigung bei 10 bis 2000 Hz, abhängig von Montageart

Stoßfestigkeit
 : Mindestens 100 g Beschleunigung mit 8ms Halb-Sinus-Welle, abhängig von Montageart

Umgebungsbedingungen
 : Ungeschützt nur in trockener Umgebung einsetzbar

Isolationswiderstand
 : > 10 MΩ bei 20 °C; > 1 MΩ bei 500 °C

Selbsterwärmung
 : 0,5 K/mW bei 0 °C
 : Bewegtes Wasser v = 6,4 m/s; l_{6,4} = 0,2 s; l_{6,9} = 0,5 s
 : Luftstrom v = 1 m/s; l_{6,4} = 3,4 s; l_{6,9} = 10,7 s
 : 100 Ω-0,3 bis 1,0 mA
 : 500 Ω-0,3 mA

Anspruchzeit
 : 100 Ω-0,1 bis 0,3 mA
 : 500 Ω-0,1 bis 0,3 mA

Meßstrom
 : 100 Ω-0,1 bis 0,3 mA
 : 500 Ω-0,1 bis 0,3 mA

C.3 Photosensor

TSL230, TSL230A, TSL230B PROGRAMMABLE LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTERS

SOE50078 - OCTOBER 1992 - REVISED MARCH 1994

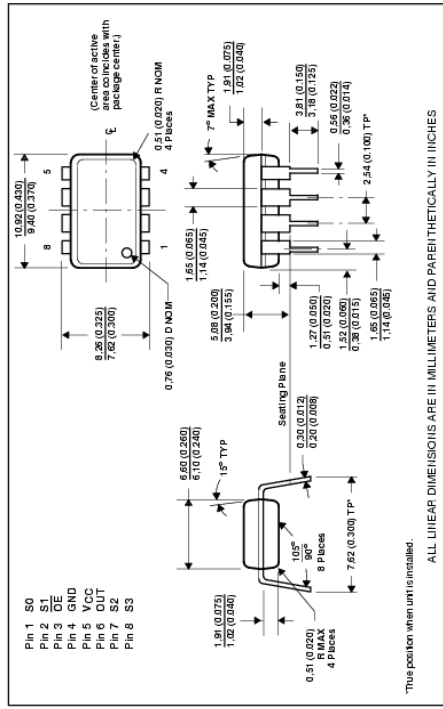
- High-Resolution Conversion of Light Intensity to Frequency With No External Components
- Programmable Sensitivity and Full-Scale Output Frequency
- Communicates Directly With a Microcontroller
- Single-Supply Operation Down to 2.7 V, With Power-Down Feature
- Absolute Output Frequency Tolerance of $\pm 5\%$ (TSL230B)
- Nonlinearity Error Typically 0.2% at 100 kHz
- Stable 100 ppm/ $^{\circ}\text{C}$ Temperature Coefficient
- Advanced LincMOSTM Technology

description

The TSL230, TSL230A, and TSL230B programmable light-to-frequency converters combine a configurable silicon photodiode and a current-to-frequency converter on single monolithic CMOS integrated circuits. The output can be either a pulse train or a square wave (50% duty cycle) with frequency directly proportional to light intensity. The sensitivity of the devices is selectable in three ranges, providing two decades of adjustment. The full-scale output frequency can be scaled by one of four preset values. All inputs and the output are TTL compatible, allowing direct two-way communication with a microcontroller for programming and output interface. An output enable (OE) is provided that places the output in the high-impedance state for multiple-unit sharing of a microcontroller input line. The devices are available with absolute-output-frequency tolerances of $\pm 5\%$ (TSL230B), $\pm 10\%$ (TSL230A), or $\pm 20\%$ (TSL230). Each circuit has been temperature compensated for the ultraviolet-to-visible-light range of 300 nm to 700 nm. The devices are characterized for operation over the temperature range of -25°C to 70°C .

mechanical data

The TSL230, TSL230A, and TSL230B are packaged in a clear plastic 6-pin dual-in-line package. The photodiode area is typically 1.36 mm^2 (0.0029 in^2) ($S0 = S1 = H$).



This position when unit is installed.

ALL LINEAR DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS AND PARENTHETICALLY IN INCHES

LincMOS is a trademark of Texas Instruments Incorporated.

PRODUCTION DATA INFORMATION: In order as of publication date. Product conforms to specifications for the items of focus in the table. Product may vary from the information in this table without notice.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 1994, Texas Instruments Incorporated

5-3

TSL230, TSL230A, TSL230B PROGRAMMABLE LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTERS

SOE50078 - OCTOBER 1992 - REVISED MARCH 1994

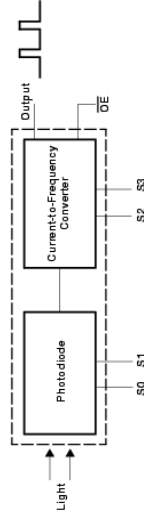
Terminal Functions

TERMINAL NAME	NO.	IO	DESCRIPTION
GND	4		Ground
OE	3	I	Enables (or disables) output
OUT	6	O	Scaled-frequency (f_o) output
S0, S1	1, 2	I	Sensitivity-select inputs
S2, S3	7, 8	I	f_o scaling-select inputs
VDD	5		Supply voltage

Selectable Options

S1	S0	SENSITIVITY	f_o SCALED (divide-by)
L	L	Power Down	1
H	H	10 \times	2
H	L	100 \times	10
H	H	100 \times	100

functional block diagram



absolute maximum ratings over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)[†]

Supply voltage, VDD (see Note 1)	6.5 V
Input voltage range, all inputs, V_i	$-0.3 \text{ V to } V_{DD} + 0.3 \text{ V}$
Operating free-air temperature range, T_A	$-25^{\circ}\text{C to } 70^{\circ}\text{C}$
Storage temperature range	$-25^{\circ}\text{C to } 185^{\circ}\text{C}$
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 10 seconds	$-25^{\circ}\text{C to } 260^{\circ}\text{C}$

[†] Stresses beyond those listed under "absolute maximum ratings" may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under "recommended operating conditions" is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

NOTE 1: All voltage values are with respect to GND.

recommended operating conditions

	MIN	NOM	MAX	UNIT
Supply voltage, VDD	2.7	5	6	V
High-level input voltage, V_{IH}		2	V_{DD}	V
Low-level input voltage, V_{IL}		0	0.8	V
Operating free-air temperature range, T_A		-25	70	$^{\circ}\text{C}$



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

5-4

TSL230, TSL230A, TSL230B
PROGRAMMABLE LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTERS

SOE50078 – OCTOBER 1992 – REVISED MARCH 1994

PARAMETER	TEST CONDITIONS			MIN	TYP	MAX	UNIT
	VOH	LOH	LOL				
VOH	High-level output voltage	LOH = -4 mA		4	4.3		V
VOL	Low-level output voltage	LOL = 4 mA		0.17	0.26		V
I _H	High-level input current					1	µA
I _L	Low-level input current	Power-on mode			2	3	µA
I _{DD}	Supply current	Power-down mode			1.1	10	µA
	Full-scale frequency†				±100		ppm/°C
MSVS	Supply voltage sensitivity	1.5, 700 nm, -25°C ≤ T _A ≤ 70°C			±100	0.5	%/V

† Full-scale frequency is the maximum operating frequency of the device without saturation.

operating characteristics at V_{DD} = 5 V, T_A = 25°C

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TSL230			TSL230A			TSL230B			UNIT	
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX		
I _O	S ₀ = H, S ₁ = L, S ₂ = L E _a = 130 mW/cm ² λ _p = 670 nm I ₀ = 0, S ₀ = H, S ₁ = L, S ₂ = L	0.8	1	1.2	0.9	1	1.1	0.95	1	1.05	MHz	
		0.1	10	0.1	10	0.1	10	0.1	10	0.1	10	Hz
		0.8	1	1.2	0.9	1	1.1	0.95	1	1.05	MHz	
		0.13	10	0.13	10	0.13	10	0.13	10	0.13	10	Hz
		0.8	1	1.2	0.9	1	1.1	0.95	1	1.05	MHz	
f _w	S ₀ = S ₁ = H, S ₂ = L E _a = 1.3 mW/cm ² λ _p = 670 nm E _a = 0, S ₀ = S ₁ = H, S ₂ = L	1.25	550	1.25	550	1.25	550	1.25	550	ns		
		1/20		1/20		1/20		1/20		1/20	s	
Nonlinearity‡	I ₀ = 0 MHz to 10 MHz I ₀ = 0 MHz to 100 kHz I ₀ = 0 MHz to 1 MHz	±0.1%		±0.1%		±0.1%		±0.1%		%FS		
		±0.2%		±0.2%		±0.2%		±0.2%		%FS		
Recovery from power-down	S ₀ = S ₁ = L	100		100		100		100		µs		
		1 pulse of new frequency plus 1 µs		2 periods of new frequency plus 1 µs							µs	
Response time to full-scale step input												
Response time to full-scale step change												
Response time to output enable (OE)												

† Full-scale frequency is the maximum operating frequency of the device without saturation.
‡ Nonlinearity is given as the maximum error in output frequency, expressed as a percent of full scale.
§ Principal frequency is the internal oscillator frequency, equivalent to divide-by-1 output selection.

TSL230, TSL230A, TSL230B
PROGRAMMABLE LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTERS

SOE50078 – OCTOBER 1992 – REVISED MARCH 1994

TYPICAL CHARACTERISTICS

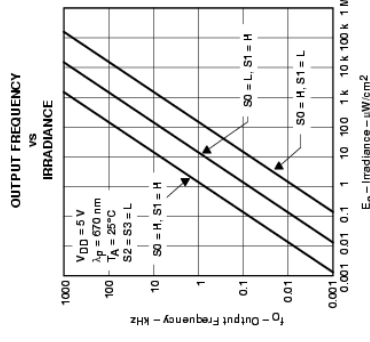


Figure 1

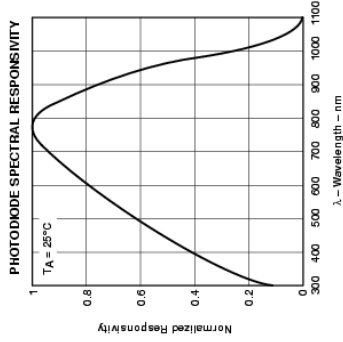


Figure 2

DARK FREQUENCY VS TEMPERATURE

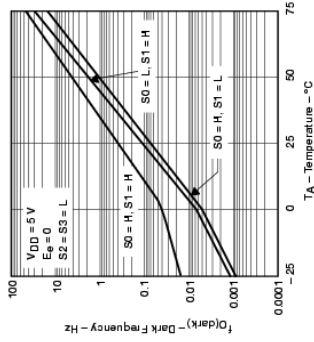


Figure 3

TEMPERATURE COEFFICIENT OF OUTPUT FREQUENCY VS WAVELENGTH OF INCIDENT LIGHT

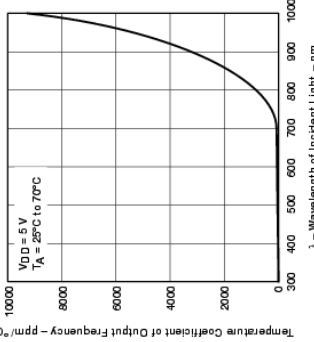


Figure 4

TSL230, TSL230A, TSL230B
PROGRAMMABLE LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTERS

SOE50078 — OCTOBER 1992 — REVISED MARCH 1994

TYPICAL CHARACTERISTICS

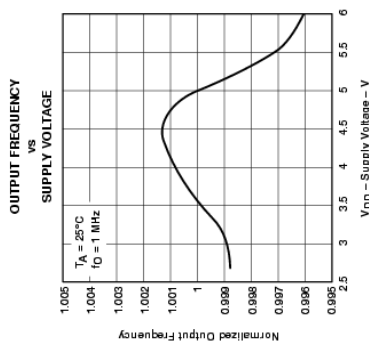


Figure 5

APPLICATION INFORMATION

power-supply considerations

For optimum device performance, power-supply lines should be decoupled by a 0.01- μ F to 0.1- μ F capacitor with short leads.

output interface

The output of the device is designed to drive a standard TTL or CMOS logic input over short distances. If lines greater than 12 inches are used on the output, a buffer or line driver is recommended.

sensitivity adjustment

Sensitivity is controlled by two logic inputs, S0 and S1. Sensitivity is adjusted using an electronic iris technique — effectively an aperture control — to change the response of the device to a given amount of light. The sensitivity can be set to one of three levels: 1x, 10x or 100x, providing two decades of adjustment. This allows the responsibility of the device to be optimized to a given light level while preserving the full-scale output-frequency range. Changing of sensitivity also changes the effective photodiode area by the same factor.

TSL230, TSL230A, TSL230B
PROGRAMMABLE LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTERS

SOE50078 — OCTOBER 1992 — REVISED MARCH 1994

APPLICATION INFORMATION

output-frequency scaling

Output-frequency scaling is controlled by two logic inputs, S2 and S3. Scaling is accomplished on chip by internally connecting the pulse-train output of the converter to a series of frequency dividers. Divided outputs available are divide-by-2, 10, 100, and 1 (no division). Divided outputs are 50 percent-duty-cycle square waves while the direct output (divide-by-1) is a fixed-pulse-width pulse train. Because division of the output frequency is accomplished by counting pulses of the principal (divide-by-1) frequency, the final-output period represents an average of n (where n is 2, 10 or 100) periods of the principal frequency. The output-scaling-counter registers are cleared upon the next pulse of the principal frequency after any transition of the S0, S1, S2, S3, or OE lines. The output goes high upon the next subsequent pulse of the principal frequency, beginning a new valid period. This minimizes the time delay between a change on the input lines and the resulting new output period in the divided output modes. In contrast with the sensitivity adjust, use of the divided outputs lowers both the full-scale frequency and the dark frequency by the selected scale factor.

The frequency-scaling function allows the output range to be optimized for a variety of measurement techniques. The divide-by-1 or straight-through output can be used with a frequency counter, pulse accumulator, or high-speed timer (period measurement). The divided-down outputs may be used where only a slower frequency counter is available, such as a low-cost microcontroller, or where period measurement techniques are used. The divide-by-10 and divide-by-100 outputs provide lower frequency ranges for high resolution-period measurement.

measuring the frequency

The choice of interface and measurement technique depends on the desired resolution and data acquisition rate. For maximum data-acquisition rate, period-measurement techniques are used.

Using the divide-by-2 output, data can be collected at a rate of twice the output frequency or one data point every microsecond for full-scale output. Period measurement requires the use of a fast reference clock with available resolution directly related to reference-clock rate. Output scaling can be used to increase the resolution for a given clock rate or to maximize resolution as the light input changes. Period measurement is used to measure rapidly varying light levels or to make a very fast measurement of a constant light source.

Maximum resolution and accuracy may be obtained using frequency-measurement, pulse-accumulation, or integration techniques. Frequency measurements provide the added benefit of averaging out random- or high-frequency variations (jitter) resulting from noise in the light signal. Resolution is limited mainly by available counter registers and allowable measurement time. Frequency measurement is well suited for slowly varying or constant light levels and for reading average light levels over short periods of time. Integration (the accumulation of pulses over a very long period of time) can be used to measure exposure, the amount of light present in an area over a given time period.

Literaturverzeichnis

- [Api99] Apitz I. (1999), „Entwicklung und Aufbau einer Testanlage zur Untersuchung der hydrodynamischen Eigenschaften mechanischer Herzklappenprothesen in pulsativer Strömung“, Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Bet91] Betz E. L. (1991), „Herz- und Blutkreislauf“, Spektrum der Wissenschaft Verlagsgesellschaft.
- [Bol90] Bolz A., Schaldach M., Winter W. (1990), „Mechanische Aspekte bei der Entwicklung künstlicher Herzklappen“, Biomed. Technik 35, 302-315.
- [Bru83] Bruss K.-H., Reul H., van Gilse J., Knott E. (1983), „Pressure Drop and Velocity Fields at Four Mechanical Heart Valve Prostheses: Björk-Shiley Standard, Björk-Shiley Concave-Convex, Hall-Kaster and St. Jude Medical“, Life Support Systems 1, 3-22. , J. Thorac Cardiovasc Surg 96, 952-961.
- [Car89] Carey R. F., Herman B. A. (1989), „The effects of a glycerin-based blood analog on the testing of bioprosthetic heart valves“, J. Biomechanics 22, 1185-1192.
- [Doh98] Dohmen R., Hüsgen P., Köhler J. C. (1998), „In vitro Untersuchungen hydrodynamischer Eigenschaften der TRI-Technologies Herzklappenprothese nach prEN 12006-1“, Biomedizinische Technik 43, 384-387.
- [Dur77] Durrani T. S., Greated C. A. (1977), „Laser Systems in Flow Measurement“, Plenum Press, New York.
- [Dur76] Durst F., Melling A., Whitelaw J. H. (1976), „Principles and practice of Laser-Doppler-Anemometrie“, Academic Press, London.
- [prEN96] Köhler J. (1996), Aachen .
- [Fet80] Fettel B. E., Johnston D. R., Morris P. E. (1980), „Accelerated life testing of prosthetic heart valves“, Medical Instrumentation 14, 162-164.
- [Ger91] Gerthsen, Kneser, Vogel (1991), „Physik“, Springer.
- [Gro00] Grossmann S. (2000), „The onset of shear flow turbulence“, Reviews of Modern Physics 72, 603-618.
- [Has87] Hasenkam J. M., Westphal D., Reul H., Gormsen J., Giersiepen M., Stodkilde-Jorgensen H., Kildenberg Paulsen P. (1987), „Three-dimensional Visualization of axial Velocity Profiles downstream of six different mechanical

aortic Valve Protheses, Measured with a Hot-Film Anemometer in a steady state flow model“, J. Biomechanics 20, 353-364 .

- [Has88] Hasenkam J. M., Westphal D., Nygaard H., Reul H., Giersiepen M., Stodkilde-Jorgensen H. (1988), „In vitro stress measurement in the vicinity of six mechanical aortic valves using Hot-Film Anemometer in steady flow“, J. Biomechanics 21, 235,247 .
- [Hil84] Hille (1984) in Proceedings of the Second Int. Symposium on Applications of Laser-Doppler-Anemometrie to Fluid Mechanics, Lisbon.
- [Hil86] Hillen B., Hoogstraten H. W., Post L. (1986), „A mathematical model of the flow in the circle of willis“, J. Biomechanics 19, 187-194.
- [Hue98] Hüsgen P., Wirtz R. J., Köhler J. C. (1998), „Die Labcor-stented porcine Herzklappenprothese im Labortest nach prEN 12006-1“, Biomedizinische Technik 43, 387-388.
- [Hue91] Hütte (1991) „Die Grundlagen der Ingenieurwissenschaften“, Springer-Verlag, Berlin.
- [Hwa98] Hwang H. C., Reul H., Reinhard P. (1998), „In vitro evaluation of the Long-Body On-X Bileaflet Heart Valve“, J. Heart Valve Dis. 7, 561-573.
- [Koe96] Köhler J. C., Wirtz R. J., Thomer O. (1996), „Einfluß des Gefäßdurchmessers auf Druckverlust und effektive Öffnungsfläche künstlicher Herzklappen“, Biomedizinische Technik 41, 576-577.
- [Koe97] Köhler J., Wirtz R. J., Dohmen R. (1997), „In vitro-evaluation of steady flow performance of the TRI-Technologies Prosthetic Heart Valve according to prEN 12006-1“, .
- [Kno88] Knott E., Reul H., Knoch M., Steinseifer U., Rau G. (1988), „In vitro comparison of aortic heart valve protheses Part 1: Mechanical valves“, J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 96, 952-961.
- [Kra02] Krause M. (2002), Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Lan00] Langenberg J. (2000), „“, Diplomarbeit am Institut für Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Lei92] Lei M., van Steenhoven A. A., van Campen D. H. (1992), „Experimental and numerical analyses of the steady flow field around an aortic Björk-Shiley Standard valve prothesis“, J. Biomechanics 25, 213-222.
- [Len96] Lentell J. C., Pehrson S. K., Rau G., Reul H. (1996), „In vitro flow dynamics of a new mechanical cardiac valve prothesis-TRICUSP“, Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg. 30, 117-123.
- [Lie89] Liepsch D. (1989), „Biofluid Mechanics“, Proceedings of the 2nd International Symposium, Springer Verlag Berlin.

- [Mal00] Malki O. (2000), „Hydrodynamik mechanischer Herzklappenprothesen“, Dissertation an der Universität Kiel.
- [Mue99] Müller W. (1999), „Geschwindigkeitsmessungen in der Nachlaufströmung mechanischer Herzklappenprothesen mittels Laser-Doppler-Anemometrie“, Diplomarbeit am Institut für Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Per91] Perktold K., Nerem R. M., Peter R. O. (1991), „A numerical calculation of flow in a curved tube model of the left main coronary artery“, *J Biomechanics* 24, 175-189.
- [Poh91] Pohl M., Wendt M. O., Lerche D. (1991), „Hydrodynamischer in-vitro-Vergleich einer neuen künstlichen Herzklappe mit der Björk-Shiley-Klappe (Standard)“, *Biomed. Technik* 36, 134-139.
- [Rei91] Reif T. H. (1991), „A numerical analysis of the backflow between the leaflets of a St.-Jude-Medical cardiac valve prosthesis“, *J. Biomechanics* 24, 733-741.
- [Ren97] von Renner C. (1997), „Hydrodynamische Untersuchungen an Kreislaufimplantaten“, Diplomarbeit am Institut für Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Reu87] Reul H., Giersiepen M., Knott E. (1987), „Laboratory testing of prosthetic heart valves“, *Engineering in Medicine* 16, 67-76.
- [Sie91] Sievers H.-H., Scheewe J., Bernhard A. (1991), „Eine neuartige dreiflügelige mechanische Herzklappenprothese. Druckgradienten Strömungsmuster in stationärer Strömung“, *Z. Herz-, Thorax-, Gefäßchir.* 5, 91-96.
- [Ruc87] Ruck B. (1987), „Laser-Doppler-Anemometrie“, AT Verlag, Stuttgart.
- [Sik84] Sikarskie D., Stein P. D., Vable M. (1984), „A mathematical model of aortic valve vibration“, *J. Biomechanics* 17, 831-837.
- [Sli82] Schlichting H. (1982), „Grenzschicht-Theorie“, Verlag G. Braun, 8. Auflage.
- [Smi85] Schmidt R. F., Thews G. (1985) „Physiologie des Menschen“, 22. Auflage, Springer-Verlag, Berlin.
- [Som94] Sommerfeld A. (1994), „Experimente zur Stabilität der stationären Taylor-Couette-Strömung in großen Spalten“, Diplomarbeit, Kiel.
- [Sra81] Schramm D., Baldauf W., Meisner H. (1981), „Flow Pattern and Velocity Field Distal to Human Aortic and Artificial Heart Valves as Measured Simultaneously by Ultramicroscope Anemometry in Cylindrical Glass Tubes“, *Thorac. cardiovasc. Surgeon* 28, 133-140.
- [Sra82] Schramm D., Müller-Mohnsen H., Baldauf W., Meisner H. (1982), „Fresh Human Aortic and Artificial Heart Valves Studied in Vitro Using Ultramicroscope Anemometrie“, *Torac. cardiovasc. Surgeon* 30, 273-280.

- [Ste85a] Stevenson D. M., Yoganathan A. P., Williams F. P. (1985), „Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves-I Computational scheme and methodology“, *J. Biomechanics* 18, 899-907.
- [Ste85b] Stevenson D. M., Yoganathan A. P., Williams F. P. (1985), „Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves-II Results on five models“, *J. Biomechanics* 18, 909-926.
- [Sto91] Stößlein E., Wendt M. O., Pohl M., Meier W. (1991), „Dreidimensionale Sichtbarmachung stationärer Strömung hinter künstlichen Herzklappen“, *Biomed. Technik* 36, 162-166.
- [Sul95] Schulz A. (1996), „Lokale Modenkopplung im Taylor-Couette-System“, Diplomarbeit, Kiel.
- [Swa84] Swanson W. M. (1984), „Relative performance of prosthetic heart valves based on power measurements“, *Medical Instrumentation* 18, 317-325.
- [Swe98] Schwenzel J. (1998), „Entwicklung und Aufbau einer Testanlage für künstliche Herzklappen in stationärer Strömung“, Diplomarbeit am Institut für Experimentelle und Angewandte Physik der Universität Kiel.
- [Tal77] Talkuder N., Reul H., Müller E. W. (1977), „Fluid mechanics of the natural aortic valve“, *Cardiovascular and pulmonary dynamics* 71, 335-350.
- [Til84] Tillmann W., Reul H., Herold M., Bruss K.-H., van Gilse J. (1984), „In-vitro wall shear measurement at aortic valve prostheses“, *J Biomechanics* 17, 263-279.
- [Toe88] Töpfer H., Schwarz A. (1988), „Wissensspeicher Fluidtechnik“, VEB Fachbuchverlag Leipzig, 1. Auflage.
- [Too97] den Toonder J. M. J., Nieuwstadt F. T. M. (1997), „Reynolds number effects in a turbulent pipe flow for low to moderate Re “, *Phys. Fluids* 9, 3398-3409.
- [Van90] Vander, Sherman, Luciano (1990) „Human Physiology“, McGraw-Hill Publishing Company, New York 1990.
- [vSt97] von Stamm J. C. (1997), „Phasendynamik, Symmetriebrechung und Chaos in der Taylor-Couette-Strömung“, Dissertation, Kiel 1996.
- [Wer94] Werner S., Wendt M. O., Schichl K., Pohl M., Koch B. (1994), „Testung hydrodynamischer Eigenschaften von Herzklappenprothesen mit einem neuen Prüfstand“, *Biomed. Technik* 39, 204-210.
- [Yog78] Yoganathan A. P., Corcoran W. H., Harrison E. C., Carl J. R. (1978), „The Björk-Shiley Aortic Prosthesis: Flow Characteristics, Thrombus Formation and Tissue Overgrowth“, *Circulation* 58, 70-76.
- [Yog79] Yoganathan A. P., Harrison E. C. (1978), „Pressure drops across prosthetic aortic heart valves under steady and pulsatile flow-in vitro measurements“, *J. Biomechanics* 12, 153-164.

- [Yog86] Yoganathan A. P., Woo Y.-R., Sung H.-W. (1986), „Turbulent shear stress measurements in the vicinity of aortic heart valve prostheses“, *J. Biomechanics* 19, 433-442.
- [Zha85] Zhao-Hong P., Bao-Shu X., Hwang N. (1985), „Wall shear stress distribution in a model human aortic arch: assessment by an electrochemical technique“, *J. Biomechanics* 18, 645-656.

DANKSAGUNG

- Ganz herzlich bedanken möchte ich mich bei meinem Doktorvater **Prof. Dr. Gerd Pfister** für die Möglichkeit, in einem sehr spannenden Bereich zwischen der Physik und der Medizin zu forschen. Besonders bedanken möchte ich mich auch für die Arbeitsatmosphäre und für viele Hilfestellungen bei der Arbeit (damit ich nicht dumm bleibe). Aber auch über die Arbeit hinaus entwickelte sich ein freundschaftliches Verhältnis, sei es bei der jährlichen Arbeitsgruppen-Fahrradtour rund um sein Haus, oder die Fahrradtour für die Profis rund um den Bodensee und auch bei vielen anderen Gelegenheiten in und außerhalb der Universität.
- Meinen Mitdoktoranden **Oliver Malki** und **Martin Steiner** möchte ich für die Jahre im dunklen kalten Keller danken. Olli möchte ich besonders für die Bemühungen danken, mir die Programmierung in C++ ein bißchen näher zu bringen und sich dabei immer wieder Fragen oder Flüche anzuhören. Auch danken möchte ich ihm für unsere erste gemeinsame Bodenseetour. Hier blieb er trotz meiner fünf Plattfüße immer tapfer an meiner Seite (Olli hatte die Luftpumpe). Martin möchte ich für die Zeit im und außerhalb des Labors danken. Besonders sein Fachwissen im Rechnerbereich hat uns einige Male viel Zeit gespart und neue Möglichkeiten eröffnet. Aber auch außerhalb des dunklen Labors hatten wir, falls er nicht gerade mal wieder abgetaucht war, viel Spaß.
- Neben meinen Mitdoktoranden möchte ich mich auch bei meinen Diplomanden **Ingo Apitz**, **Martin Krause** und **Wiebke Müller** für die Zeit als Kellerkinder bedanken. Besonderer Dank gilt Martin. Er war sofort voll bei der Arbeit dabei und übersteht momentan auch Phasen mit weniger Betreuung gut. Bei Wiebke möchte ich mich besonders für die Pionierarbeit beim Aufbau des LDA bedanken. Auch wenn Ingo hauptsächlich mit Olli an der pulsativen Anlage gearbeitet hat, so hatten wir doch auch viel Spaß im Keller (verdammst, verdammst).
- Bedanken möchte ich mich bei allen anderen Mitgliedern der Arbeitsgruppe. **Stephan Wolff** danke ich für die Hilfe mit allen möglichen Rechnerproblemen, besonders auf Linux-Ebene. **Joel Langenberg** danke ich nicht nur für kurzzeitige Ausflüge ins Fitnesszentrum, sondern auch für die Nachsicht, wenn ich mal wieder ein Teil aus dem Taylor-Labor entwendet hatte, um meine Anlagen zu verbessern. Auch danken möchte ich ihm für die ersten Versuche PIV mit mir zusammen an den Testständen auszuprobieren. Jedem nicht namentlich genannten Mitglied danke ich ebenso für hilfreiche Tips, gute Gespräche und eine wunderbare Arbeitsatmosphäre.
- Ein besonderer Dank geht auch an unsere beiden Techniker **Heinz Horak** und **Wolfgang Schumann**, sowie dem Meister des Lagers **Klaus-Dieter Selle**.

Besonders am Anfang meiner Arbeit, war ich Dauergast im Lager oder wenn ich mit meinem elektronischen Wissen am Ende war bei unseren Technikern.

- Im gleichen Maße möchte ich mich auch bei den Mitarbeitern der zentralen Werkstatt bedanken. Ein ganz besonderer Dank gilt hier **Ralf Suren** und **Tim Kröger**. Die Zusammenarbeit hat großen Spaß gemacht und führte von teilweise aufgekritzelten Zeichnungen zu den bestehenden Testanlagen.
- Ein großer Dank gilt auch unseren Partnern im BMBF-Projekt. Besonders danken möchte ich an dieser Stelle **Karl-Heinz Otto** und **Thomas Ebel** von der Firma Tricumed für die Zusammenarbeit während des Projektes und die Unterstützung nach Beendigung des Projektes.
- Meinen Mitbewohnern in der WG möchte ich auch danken. Besonders Jo für seine schlaunen, angebrachten Kommentare während der Zeit des Zusammenschreibens.
- Dem Ur-Bayern **Julian Schwenzel** und dem Dithmarscher **André Morsnowski** möchte ich nicht nur für die Zeit in der Uni während der Diplom- und Doktorarbeit danken, sondern auch für einige sehr lustige Erlebnisse (André: Kommt Ihr noch mit?).
- Meinem Freund **Ralf Hildebrandt** danke ich für alles mögliche während der Schulzeit und des Studiums. Besonders bedanke ich mich bei ihm für das Korrekturlesen dieser Arbeit.
- Meiner Volleyball-Mannschaft, eigentlich die 2.Herren der FT Adler Kiel, momentan 2.Herren TSV Husum, möchte ich für den fast jährlichen Aufstieg, Spaß beim Spiel, Männergespräche in der Umkleidekabine und auch viele Unternehmungen nach Ende des Spiels danken. An dieser Stelle müßte eigentlich auch noch ein Dank an die großartigen Burger-Bratereien Mc-Burger folgen, die uns nach jedem Spieltag ernährten.
- Nun möchte ich mich noch bei meinen drei Fahrrädern bedanken. Besonders nach einer üblen Knieverletzung halfen mir mein Rennrad und mein Mountainbike wieder auf die Beine.
- Meiner Schwester **Cornelia** möchte ich insbesondere für die Betreuung während meines Daniederliegens mit kaputtem Knie danken. Meinem Bruder **Alexander** mitsamt Familie (**Anette** und **Niklas**) danke ich für schöne Stunden nicht nur im Schwarzwald, sondern auch zu Weihnachten und immer mittendrin. Meinem Bruder **Matthias** möchte ich für den einen oder anderen Ausflug in

die spanische Sonne und die Versorgung mit guter Musik seiner Kapelle danken. Meiner Oma **Hedi** danke ich dafür, daß ich früher in der Besucherritze schlafen durfte und sie, so gut es möglich war, immer für uns da war. Meiner Mutter **Christel** danke ich für ganz viel, aber besonders dafür, daß es immer wieder schön ist zehn Jahre nach dem Auszug wieder nach Hause zu kommen (und mit vielen Köstlichkeiten versorgt zu werden).

- Jedem der zum Gelingen dieser Arbeit in weitestem Sinne beigetragen hat und den ich hier nicht erwähnt habe oder zu meiner Schande vergessen haben sollte, möchte ich natürlich auch noch danken.