

T. Frank, D. Buchwald, W. Pennekamp<sup>1</sup>,  
D. Reber, S. Sponagel<sup>2</sup>, A. Laczkovics,  
H.-J. Weber<sup>2</sup>

Klinik für Herz- und Thoraxchirurgie,  
Universitätsklinik Bergmannsheil GmbH,  
Bochum  
(Direktor: Prof. Dr. med. Axel Laczkovics)

<sup>1</sup>Institut für Diagnostische und Inter-  
ventionelle Radiologie und Nuklearmedizin,  
Universitätsklinik Bergmannsheil GmbH,  
Bochum  
(Direktor: Prof. Dr. med. Volkmar Nicolas)

<sup>2</sup>Fachhochschule Aachen, Campus Jülich  
Fachbereich 9  
Medizintechnik und Technomathematik  
(Rektor: Prof. Dr.-Ing. Dipl.-Wirt.-Ing.  
Manfred Schulte Zurhausen)

# Röntgenologische Unter- suchung der Strömungs- eigenschaften funktioneller Komponenten der Herz- Lungen-Maschine

## ZUSAMMENFASSUNG

Bei der unphysiologischen Durchströmung von Blut durch eine Herz-Lungen-Maschine kommt es durch Querschnittsveränderungen im blutführenden System, auftretende Turbulenzen und Strömungsumlenkungen zu einer mechanischen Beanspruchung der zellulären Bestandteile des Blutes. Die Folgen dieser Beanspruchung sind vor allem in einer erhöhten Hämolyserate, einer verstärkten Thrombozytenaggregation und in der Aktivierung des Komplementsystems zu sehen [1, 2].

Aus diesem Grund sind Kenntnisse über die Blutströmung innerhalb der funktionellen Komponenten der Herz-Lungen-Maschine von hohem Interesse.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Strömungsverhältnisse, hier eigentlich der Weg, den das Blut durch verschiedene Komponenten der Herz-Lungen-Maschine nimmt, dargestellt. Für diese experimentelle In-vitro-Arbeit wurde ein Perfusionskreislauf auf der Basis einer Zentrifugalpumpe entwickelt, in den Hartschalenreservoir, arterielle Filter und Oxygenatoren einzeln integriert wurden. Die Strömung innerhalb der Komponenten wurde dabei mittels Röntgendurchleuchtung unter Zugabe von Kontrastmittel dargestellt. Der Versuchsaufbau eignete sich, um darzustellen, welchen Weg das Perfusat durch die verschiedenen funktionellen Komponenten nimmt. Die Strömungsverhältnisse im Inneren der Bauteile waren gut darzustellen.

## SCHLÜSSELWÖRTER

Herz-Lungen-Maschine, Hämorheologie, Bluttraumatisierung, Strömungsverhältnisse, Kardiotomiereservoir, Oxygenator, arterieller Filter, Perfusionskreislauf

## ABSTRACT

In non-physiological flow of blood through a heart-lung machine, there is a mechan-

ical load on the cellular components of the blood as a result of changes in cross-section in the system transporting the blood, turbulences which occur and deflections of the flow. The results of these loads can above all be seen in an increased haemolysis rate, a rise in thrombocyte aggregation and in activation of the complementary system. For this reason, knowledge of the blood flow inside the functional components of the heart-lung machine is of great interest.

In the course of this paper, the flow situation, here basically the path which the blood takes through the various components of the heart-lung machine, is portrayed. For this experimental in-vitro work, a perfusion circulation on the basis of a centrifugal pump was developed, with the hard shell reservoirs, arterial filters and oxygenators being integrated individually. The flow inside the components was portrayed by means of X-ray fluoroscopy with addition of contrast agent. The set-up of the experiment was suited to showing the path which the perfusate takes through the various functional components. The flow situation in the interior of the components was well portrayed.

## KEY WORDS

Heart-lung machine, hemorheology, traumatization of blood, fluid dynamics, cardiotomy reservoir, oxygenator, arterial filter, perfusion circuit

## EINLEITUNG

Der Herz-Lungen-Maschinen-Kreislauf beinhaltet mehrere funktionelle Komponenten, mit denen das Blut des Patienten in Kontakt kommt. Im Wesentlichen handelt es sich um Reservoir, Oxygenatoren und diverse Filtereinrichtungen, genauer gesagt um industriell gefertigte Produkte, die häufig hinsichtlich ihrer rheologischen Ei-

genschaften am Computer entwickelt und optimiert werden. Mit der Zielsetzung einer hohen Leistungsfähigkeit bei gleichzeitig geringer Bluttraumatisierung stehen verschiedene Bauformen und Typen von Kardiotomiereservoirs und Oxygenatoren zur Verfügung. Der Endanwender ist dabei auf die aus der Industrie kommenden Informationen über die Produkte angewiesen. Insbesondere liegen in der Regel keine Aussagen darüber vor, wie die Blutströmung innerhalb der einzelnen Geräte aussieht. Viele der verwendeten Grundelemente verfügen zwar über ein transparentes Gehäuse, das einen Einblick in die innere Konstruktion ermöglicht, insbesondere jedoch während der Durchströmung mit Blut ist eine Beobachtung der Strömungsverhältnisse im Inneren nicht möglich. Im Rahmen dieser Arbeit wurden Strömungsphänomene in funktionellen Komponenten der Herz-Lungen-Maschine in einer Versuchsreihe sichtbar gemacht. Hierzu wurde ein Perfusionskreislauf entwickelt, in dem die zu untersuchenden Bauteile einzeln integriert werden konnten. Mittels Röntgendurchleuchtung wurde es möglich, in das Innere der durchströmten Komponenten zu blicken, um die Strömungsverhältnisse, die in diesen Bauteilen herrschen, darzustellen. Als repräsentative Beispiele dienen das Hartschalenreservoir Dual Avant D 970 der Firma Sorin Dideco (Mirandola, Italien) und der Oxygenator Quadrox-i adult der Firma Maquet Cardiopulmonary (Hirrlingen). Es sollte untersucht werden, wie sich die Strömungsbedingungen im Inneren dieser Komponenten in Abhängigkeit von verschiedenen Strömungsparametern (Füllstandshöhe im Reservoir, Volumenstrom) darstellen. Zusätzlich wurde beim Oxygenator geprüft, welchen Weg einströmende Luft durch das Innere nimmt und ob diese bis zum arteriellen Ausgang des Oxygenators vordringt.

## MATERIAL UND METHODEN

Um die Strömungseigenschaften in den Komponenten der Herz-Lungen-Maschine unter möglichst praxisnahen Bedingungen zu simulieren und die Strömung in diesen Komponenten darzustellen, war es notwendig, einen kompletten Perfusionskreislauf zu entwickeln, der praxisnahe Strömungsverhältnisse herstellte. Das bedeutete, dass der Perfusionskreislauf temperierbar sein musste, um eine gewünschte Temperatur des Perfusionsfluids von 37 °C einzustellen und zu halten. Das Fluid, welches den Kreislauf durchströmen sollte, musste ähnliche rheologische Eigenschaften besitzen wie menschliches Blut im Herz-Lungen-Maschinen-Kreislauf. Bei Blut handelt es sich hinsichtlich seiner rheologischen Eigenschaften jedoch um ein komplexes, nicht Newton'sches Fluid, dessen Viskosität durch die aufgebrachte Scherrate  $\dot{\gamma}$ , den Anteil korpuskulärer Bestandteile, den Anteil der im Plasma vorhandenen Makromoleküle (insbesondere der Proteine) sowie durch die Fließgeometrie und die Temperatur bestimmt werden [3, 4]. In der Literatur wird allerdings auch beschrieben, dass sich Blut bei hohen Scherraten Newton'schem Verhalten annähert. Dieser Bereich liegt oberhalb einer Scherrate von  $\dot{\gamma} \geq 10^3/s$  und ist typisch für technische Systeme [4]. Somit konnte ein Newton'sches Fluid verwendet werden, welches annähernd die gleiche Viskosität besaß wie menschliches Blut im Herz-Lungen-Maschinen-Kreislauf. Zwar findet sich in der Literatur [5, 6] für menschliches Vollblut bei 37 °C ein Viskositätswert von  $\eta = 4,7$  cP, jedoch wird die Viskosität des Blutes durch die Hämodilution mit kristalloider Priming-Lösung herabgesetzt. Daher musste zunächst rechnerisch ermittelt werden, welchen Effekt die Hämodilution auf die Viskosität von menschlichem Blut hat. Hierfür kam die Casson-Gleichung zur Anwendung:

$$\eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\infty} + \frac{\tau_0}{\dot{\gamma}} + 2 \times \sqrt{\frac{\tau_0 \times \eta_{\infty}}{\dot{\gamma}}}$$

$\eta_{\infty}$  ist darin die Blutviskosität bei sehr hohen Scherraten  $\dot{\gamma} \rightarrow \infty$ :

$$\eta_{\infty} = \frac{\eta_{Pl}}{(1 - Hkt)^{1,969}}$$

Der Hämatokritwert (Hkt) des zu untersuchenden Blutes wird hier als Dezimalbruch  $< 1$  in die Gleichung eingesetzt. Die benötigte Viskosität des Plasmas  $\eta_{Pl}$  lässt sich für eine Gesamteiweißkonzentration

des menschlichen Blutes von  $c \geq 12,5$  g/dl [6] ausreichend gut mit folgender empirischen Zahlenwertgleichung [6] berechnen:

$$\frac{\eta_{Pl}}{[cP]} = \eta_{H_2O}(T) + 0,14287 \times c - 0,016731 \times c^2 + 0,0016 \times c^3$$

Die Einheit der Viskosität  $\eta$  wird in cP und die Gesamteiweißkonzentration  $c$  in g/dl angegeben, jedoch werden beide einheitlos in die Gleichung eingesetzt, da es sich um eine Zahlenwertgleichung handelt.  $\eta_{H_2O}(T)$  ist die Viskosität von Wasser in Abhängigkeit der Temperatur und lässt sich aus Tabellen entnehmen. Die Viskosität von Wasser gilt bei dieser Gleichung für einen Temperaturbereich von  $T = 20$  °C bis  $T = 100$  °C. Die letzte zu bestimmende Variable für die Casson-Gleichung ist die Fließgrenze  $\tau_0$ :

$$\frac{\tau_0}{[Pa]} = \frac{(Hkt - 0,07)^{2,779}}{10} \times \left[ \frac{9,446 \times c_{fib}}{(1 + 5,161 \times c_{fib})} \right]^{1,865}$$

Hier wird der Hämatokritwert Hkt wieder als Dezimalbruch  $< 1$  in die Gleichung eingesetzt. Gleichzeitig beeinflusst die Konzentration des im Plasma enthaltenen Fibrinogens  $c_{fib}$  in g/dl die Fließgrenze  $\tau_0$ . Um nun mittels der Casson-Gleichung eine mittlere Viskosität des verdünnten Blutes zu berechnen, wurde ein Vorversuch durchgeführt, in dem alle für diese Berechnung relevanten Daten aus realen Operationen protokolliert wurden. Für diese Datenerhebung wurden nur Patienten berücksichtigt, die prä- und perioperativ keine homologen Blutbestandteile erhielten, so dass man einzig den Effekt der Hämodilution mittels Expafusin-Infusionslösung auf die Viskosität des Patientenblutes erhielt (Tab. 1).

Nach Einsetzen aller ermittelten Parameter in die Casson-Gleichung erhielt man für verdünntes Blut eine mittlere dynamische Viskosität von  $\eta(\dot{\gamma}) = 2,13$  cP  $\pm 0,17$  cP in Abhängigkeit einer Scherrate von  $\dot{\gamma} = 10^3/s$ . Der mittlere Fehler ergab sich aus der Aufsummation der einzelnen Standardabweichungen zu einem Größtfehler nach der allgemeinen Form:

$$y(x_1, x_2, x_n) = \left| \frac{\partial y}{\partial x_1} \right| \times \Delta x_1 + \left| \frac{\partial y}{\partial x_2} \right| \times \Delta x_2 + \dots + \left| \frac{\partial y}{\partial x_n} \right| \times \Delta x_n$$

Hierbei bilden  $x_1, x_2, \dots, x_n$  die mit Messabweichungen behafteten Größen.

Nun wurde eine Wasser-Glycerin-Emulsion hergestellt, die man so lange mit Glycerin

anreichte, bis diese Emulsion eine ähnliche Viskosität aufwies wie die des menschlichen Blutes im HLM-Kreislauf von  $\eta (10^3/s) = 2,13$  cP  $\pm 0,17$  cP. Dieses wurde mittels eines Ubbelohde-Kapillarviskosimeters (Firma Schott Instruments GmbH, Mainz) überprüft.

Nach Abschluss der Messungen fiel die Wahl auf ein Gemisch mit einem Mischungsverhältnis von 33 Vol.-% Glycerin und 67 Vol.-% Wasser als Perfusionsfluid für die spätere Durchströmung der Versuchsanordnung. Die mittlere Viskosität dieser Flüssigkeit bei 37 °C betrug  $\eta = 2,26$  cP  $\pm 0,04$  cP und entsprach somit ungefähr der errechneten Viskosität von verdünntem menschlichen Blut im Herz-Lungen-Maschinen-Kreislauf. Hiermit wurde folgender Perfusionskreislauf gefüllt (Abb. 1):

Es wurde untersucht, wie sich die Strömung im Inneren der Bauteile bei unterschiedlichen Flussraten und unterschiedlichen Füllständen der Flüssigkeit im Kardiotomie-reservoir verhält. Zur Simulation realer Bedingungen wurden die Versuche bei Flussraten von 4 l/min und 5 l/min durchgeführt. Um einen möglichst deutlichen Einfluss des Volumenstroms auf die Strömungsverhältnisse in den einzelnen Komponenten darzustellen, wurde im Vergleich dazu ein Versuch mit einer niedrigeren Flussrate von 2 l/min durchgeführt. Als zu untersuchende Füllstandshöhen im Kardiotomiereservoir wurden 200 ml, 600 ml und 2000 ml gewählt. Zusätzlich wurde geprüft, welchen Weg einströmende Luft durch den Oxygenator nimmt und ob diese bis zum arteriellen Ausgang des Oxygenators vordringt (Abb. 2).

## ERGEBNISSE

Obwohl man bei der Durchströmung des Reservoirs mit Blut bei hohen Füllständen in der Praxis ein sehr ruhiges Fließverhalten des Blutes beobachten kann, findet sich auch bei hohen Füllständen ein Bereich mit sehr turbulenten Strömungsverhältnissen unterhalb von 600 ml. Diese Turbulenzen sind, auch bei niedrigen Volumenströmen, vor allem beim Übertritt des Fluids aus dem Filtermedium in das Innenlumen des venösen

Reservoirs zu beobachten. Örtlich sind die Turbulenzen in der Regel wandnah anzuordnen. Man erkannte bei einer Füllstandshöhe von 2000 ml, dass das Fluid zunächst lami-

Patient	Hkt Prä-HLM	Hkt Peri-HLM	cProt Prä-OP [g/dl]	cProt Post-OP [g/dl]	cFib Post-OP [g/dl]	Blutvolumen [ml]
1	0,39	0,29	6,80	3,00	0,13	5075,00
2	0,35	0,26	6,90	4,10	0,23	6510,00
3	0,40	0,30	6,50	3,30	0,19	5600,00
4	0,37	0,26	6,50	3,70	0,58	6580,00
5	0,33	0,27	5,60	3,00	0,27	6160,00
6	0,35	0,28	6,50	4,40	0,24	5600,00
7	0,39	0,30	6,40	3,50	0,18	6685,00
8	0,46	0,30	6,50	2,70	0,11	7035,00
9	0,43	0,28	6,30	3,40	0,18	7105,00
10	0,43	0,29	7,20	3,80	0,24	5635,00
Mittelwert:	0,39	0,28	6,52	3,49	0,24	6198,50
Standardabweichung:	0,04	0,01	0,40	0,50	0,12	655,62

**Hkt Prä-HLM** = Hämatokritwert des Patientenblutes vor Bypassbeginn  
**Hkt Peri-HLM** = Hämatokritwert des Patientenblutes unmittelbar nach Bypassbeginn (während EKZ)  
**cProt Prä-OP** = Gesamtproteinkonzentration des Patientenblutes vor Bypassbeginn  
**cProt Post-OP** = Gesamtproteinkonzentration des Patientenblutes nach OP  
**cFib Post-OP** = Fibrinogenkonzentration des Patientenblutes nach OP

Tab. 1: Ermittelte Blutparameter zur Berechnung der Viskosität von Blut in einer HLM

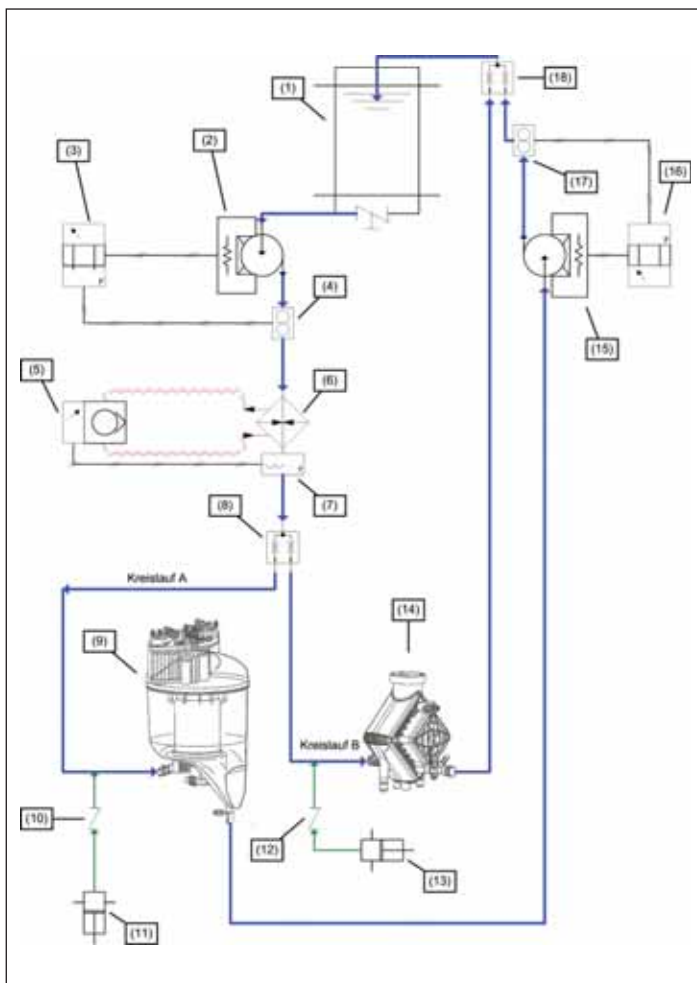


Abb. 1: Schematischer Aufbau des Perfusionskreislaufes

kontrastmittelinduzierte Schwärzung beobachten ließ. Gleichzeitig ließ sich feststellen, dass ein großer Teil des Volumens beim Abstrom aus dem Reservoir in den Ausstromkonus gesaugt wurde, jedoch ein geringer Teil nach dem Aufprall auf die Vorderwand des Behälters nach oben aufstieg und durch das nachströmende Volumen aus dem Filter offensichtlich in eine Innenrotation versetzt wurde. So ließen sich rundherum, wandnah, aufgrund der Querschnittsvergrößerung von Filterdurchmesser zu Reservoiraußenwand Rezirkulationsgebiete erkennen (Abb. 4).

Eine Veränderung der Strömungsmechanik in Abhängigkeit vom Volumenstrom und der Füllstandshöhe ließ sich in dieser Arbeit beim verwendeten Reservoir nicht bestätigen.

Beim Quadroxy-Oxygenator war zu beobachten, dass eine hinter dem Einlass befindliche Lochplatte zu einer Umlenkung des anströmenden Fluids führte, so dass das Fluid nicht direkt in den Membranteil des Oxygenators einströmte. So kam es zunächst zu einer V-förmigen Verteilung des Perfusats über die Fläche der Lochplatte, bevor der Übertritt des Fluids in den Membranteil stattfand. Dies verursachte eine homogene Fluidverteilung über den kompletten Querschnitt des anschließenden Membranteils (Abb. 5).

Durch eine undurchlässige Platte zwischen Membranteil und integriertem arteriellen Filter kommt es beim Quadroxy adult beim anschließenden Einstrom in den Filter zu einer gleichmäßigen Umströmung aller Filterplatten durch das Perfusat von außen nach innen. Das Fluid kann durch die Platte nicht auf direktem Wege in den Filter strömen, sondern ist gezwungen, durch einen Spalt zwischen Filterplatten und Filteraußengehäuse in den arteriellen Filter zu fließen. Diese gleichmäßige Umströmung aller Filterplatten von außen her hat den Vorteil, dass nicht die erste Filterplatte mit einem Großteil des Volumenstroms belastet wird und die hinterste dafür umso weniger, wie es im Falle des direkten Einstroms des Fluids vom Membranteil in den Filter zu erwarten wäre (Abb. 6).

Legende:

- (1): Vorratsbehälter
- (2)/(15): Zentrifugalpumpe
- (3)/(16): Antriebskonsole der Zentrifugalpumpe mit Flussanzeige
- (4)/(17): induktiver Durchflusssensor
- (5): Wasserpumpe mit Temperaturanzeige
- (6): Wärmetauscher
- (7): Temperaturmessfühler
- (8)/(18): Y-Konnektor
- (9): Kardiotoriereservoir
- (10)/(12): Rückschlagventil
- (11)/(13): Perfusorspritze mit Kontrastmittel
- (14): Oxygenator





Abb. 2: Röntgendurchleuchtung des Reservoirs aus sagittaler Richtung: 1: digitaler Bildaufnehmer, 2: venöses Reservoir, 3: montierter Perfusionskreislauf auf mobilem Wagen, 4: Röntgenröhre

Turbulente Strömungsverhältnisse zeigten sich beim Quadrox-i durch die Ausbildung eines Wirbels im Druckmess- und Entlüftungskonus sowie beim Übertritt des Fluids aus dem arteriellen Filter in den arteriellen Auslass. Auch beim Quadrox-i ließ sich keine signifikante Veränderung der Strömungsmechanik in Abhängigkeit vom Volumenstrom feststellen.

Bemerkenswert war allerdings die Luftelimination des Quadrox hinsichtlich Makroblasen. Eintretende Luft wurde im Oxy-

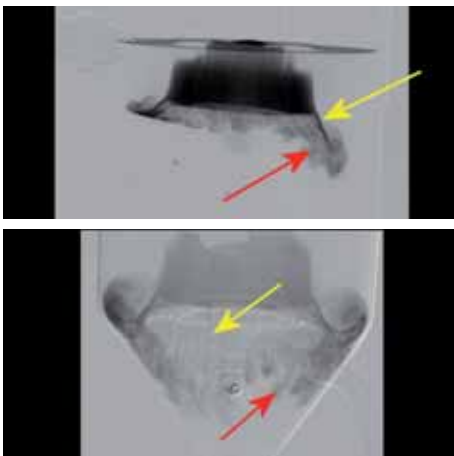


Abb. 3: Turbulenter Einstrom aus dem Filter in das Reservoirinnenlumen: aus lateraler Richtung (o.) und sagittaler Richtung (u.); gelbe Pfeile zeigen laminare Strömungsfäden, rote Pfeile zeigen Strömungsabbriss und Turbulenzbildung.

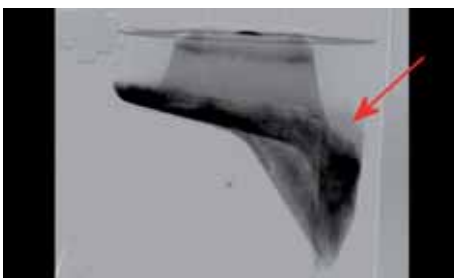


Abb. 4: Ausstrom aus dem Reservoir aus lateraler Richtung; roter Pfeil zeigt wandnahes Rezirkulationsgebiet am Auslaufkonus.

genator zum größten Teil vertikal nach oben in Richtung der hydrophoben Entlüftungsmembran abgelenkt. Zusätzlich war zu sehen, dass ein Teil der Luft den Oxygenator durchquerte und sich im

Druckmesskonus sammelte. Im Vergleich zur einströmenden Luftmenge von 120 ml, die als Bolus über eine Perfusorspritze manuell in die Einstrombahn

des Oxygenators gegeben wurde, war der im Filter ankommende Teil der Luft äußerst gering. Zu keinem Zeitpunkt ließ sich makroskopisch eine durch Luft verursachte Aufhellung in der arteriellen Linie erkennen. Es ist also davon auszugehen, dass ein Großteil der einströmenden Luft über die hydrophobe Entlüftungsmembran entweichen konnte (Abb. 7).

## DISKUSSION

Der Einfluss der Viskosität auf die beobachteten Ergebnisse konnte im Rahmen dieser Arbeit nicht völlig geklärt werden, da dazu ein Vergleich mit Fluiden unterschiedlicher Viskosität notwendig gewesen wäre. So bleibt an dieser Stelle offen, ob eine Veränderung eingetreten wäre, wenn man mit Fluiden höherer oder geringerer Viskosität gearbeitet hätte. Zweck der beschriebenen Viskositätsmessung war es jedoch vielmehr, die Verhältnisse im Inneren der funktionellen Komponenten der Realität eines mit Blut durchströmten Herz-Lungen-Maschinen-Kreislaufs anzugleichen, um im weiteren Verlauf Rückschlüsse auf die praktische Anwendung aus den beobachtbaren Phänomenen zu ziehen. Durch Auswertung der verwendeten Literatur [4, 7, 8] konnte ermittelt werden, dass die Viskosität von Blut bei dem verwendeten Hämatokritwert von ungefähr 30 %, sowohl in Abhängigkeit von einer Temperatur von 37 °C als auch von einer aufgetragenen Scherrate von  $10^3/s$ , um einen Wert von ca. 2 cP schwankt. Somit ist die durchgeführte Berechnung der Blutviskosität als ausreichend genau anzusehen.

Wie die Beobachtungen des Reservoirs gezeigt haben, lässt sich dieses in zwei Bereiche unterteilen: Unterhalb von ca. 600 ml ist die Strömung turbulent. Gormsen und Nygaard [9] geben für Blut eine

kritische Reynoldszahl von 980 an. Somit ist davon auszugehen, dass Blut in diesem unteren Bereich des Reservoirs bei Volumenströmen, die in der Erwachsenenperfusion üblich sind, immer turbulent fließt, da die kritische Reynoldszahl von Blut mit 980 deutlich unter der technischen kritischen Reynoldszahl von 2300 für Wasser liegt. Das hat zur Folge, dass es aufgrund der Abflachung des Strömungsprofils zu einer erhöhten Schubspannung an der Wand von Reservoir und Oxygenator kommt, was eine erhöhte Hämolyserate und Bluttraumatisierung zur Folge haben könnte. Von wissenschaftlichem Interesse wäre es also, zukünftig zu untersuchen, wie stark die tatsächliche Hämolyserate in Abhängigkeit vom eingestellten Volumenstrom in den einzelnen Komponenten bei Blut ausfällt. Verstärkt wird die Traumatisierung, da in Turbulenzen die Geschwindigkeitsvektoren der Fluidteilchen nicht mehr parallel verlaufen, wie es in einer laminaren Strömung der Fall ist, sondern sich ständig nach Richtung und Größe ändern [10] und somit beschleunigt werden. Erythrozyten werden in Turbulenzen somit durch die ständige Änderung der Geschwindigkeit in Richtung und Betrag unphysiologisch belastet.

Ein weiterer Praxisbezug ist die Untersuchung der Entstehung von Mikroblasen in turbulenten Strömungen. Der Volumenstrom in turbulenten Strömungen verhält sich proportional zum Quadrat der Druckdifferenz [7]. Durch die Beschleunigung der Flüssigkeitsteilchen in Turbulenzen entsteht hier also ein stärkerer Druckabfall als bei laminarer Strömung. Bei einem starken Abfall des Drucks ist es denkbar, dass dieser unter den Flüssigkeitsdampfdruck sinkt und es so zu Ausgasungen und zur Entstehung von Mikroblasen kommt. Borghetti [2] bestätigt diese Annahme: „Ein ähnliches Phänomen [...] kann in Regionen entstehen, wo mit turbulentem Fluss Wirbel entstehen und spontan ein negativer Druck eintritt.“ [2] Mit diesem Effekt ist auch bei starken Strömungsumlenkungen zu rechnen, da das Fluid nach dem geraden Anstrom auf die Umlenkungsstelle beschleunigt werden muss. Eine weitere Belastung durch Mikroblasen kommt zustande, wenn der Flüssigkeitsspiegel im Reservoir unter 600 ml sinkt. Da, wie bereits erwähnt, unterhalb dieses Levels eine turbulente Strömung herrscht, wäre denkbar, dass es hier vermehrt zu Lufteinschlüssen von der Flüssigkeitsoberfläche kommt, wenn die Flüssigkeit unter diesen Level sinkt und nun, im Gegensatz zu hohen Füllständen, an

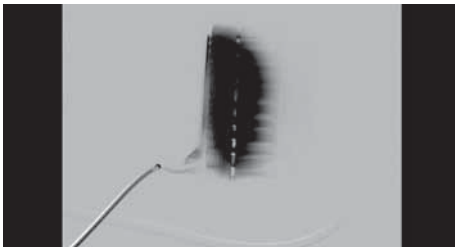
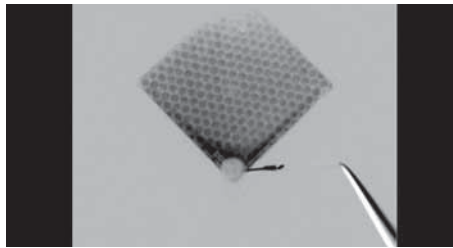


Abb. 5: Durchströmung des Quadroxi: aus lateraler Richtung (li.) und sagittaler Richtung (re.); deutlich erkennbar: Lochplatte (re.)

der Flüssigkeitsoberfläche Turbulenzen herrschen, die zu Mikroblaseneinschlüssen führen. Verstärkt werden diese Mikroblaseneinschlüsse durch das nachströmende Volumen aus dem Filter des Reservoirs. Die Austrittsstelle für die Flüssigkeit aus diesem Filter liegt bei einer Füllstandshöhe von 700 ml. Sinkt nun der Level im Reservoir unterhalb dieser Höhe, so reißt der Volumenstrom, der aus dem Filter in das Reservoirinnenlumen fließt, Luft mit in die Strömung des Hartschalenbehälters. Dies führt zu zusätzlichen Mikroblaseneinschlüssen. Bestätigt wird diese Annahme durch eine Studie von K. Klak [11], der die Abhängigkeit der Mikroblasenanzahl in Abhängigkeit verschiedener Strömungssituationen gemessen hat. Er stellte fest, dass die Anzahl an Mikroblasen in einem offenen Reservoir signifikant unterhalb eines Füllstandes des Blutes von 500 ml ansteigt [11], da diese in der turbulenten Strömung mitgerissen werden, falls der Durchmesser der Mikroblasen kleiner ist als die Porengröße des Filters (120 µm) im Reservoir. Inwieweit das gute Entlüftungsverhalten des Oxygenators zur Eliminierung dieser Mikroblasen beiträgt, war in der makroskopischen Betrachtungsweise dieser Arbeit nicht zu erschließen.

Einerseits kann gesagt werden, dass durch den an der tiefsten Stelle des Oxygenators befindlichen Blutausslass ein Vordringen der eingetretenen Luft bis zum arteriellen Auslass behindert wird, da die Luft im Fluid aufsteigt und sich im Druckmesskonus sammelt. Dies führt neben der Luftelimination durch die hydrophobe Entlüftungsmembran gleichzeitig zu einer konstruktionsbedingten Unterstützung der Luftelimination. Da eintretende Luft – makroskopisch betrachtet – nicht bis zum arteriellen Auslass vordringt, sondern sich im Druckmesskonus des arteriellen Filters sammelt, kann diese von dort leicht entfernt werden. Andererseits kann festgestellt werden, dass es durch die auf einer Ebene befindliche Blutein- und Blutaustrombahn zu einer häufigen Strömungsumlenkung im Oxygenator kommt, da das Blut im Oxygenator mehrfach um 90° um-



geleitet wird, bevor es den arteriellen Auslass erreicht. Zwar bewirkt die Lochplatte des Oxygenators konstruktionsbedingt eine optimale Verteilung des Fluids über den kompletten Querschnitt des Membranteils, jedoch können Strömungsumlenkungen in

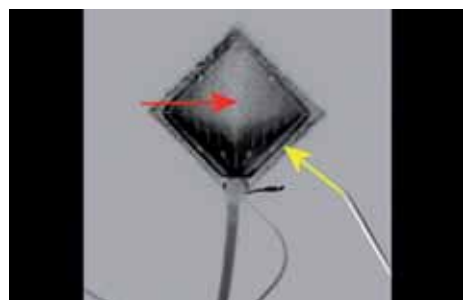
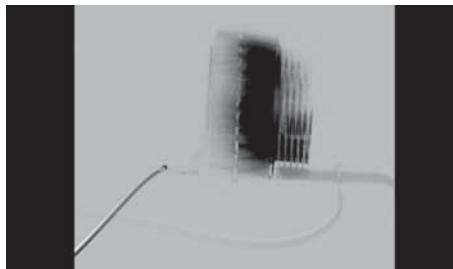


Abb. 6: Durchströmung des arteriellen Filters; aus lateraler Richtung (o.) und sagittaler Richtung (u.); gelber Pfeil zeigt Spalt zwischen Filterplatten und Außengehäuse; roter Pfeil zeigt undurchlässige Platte zwischen Membranteil und arteriellem Filter.

Kombination mit Querschnittsveränderungen zu einer erhöhten Turbulenzneigung führen, da das Fluid nach dem geraden Anstrom auf die Umlenkungsstelle beschleunigt werden muss. Diese Arbeit verfolgte einen qualitativ-deskriptiven Charakter. Daher konnte das quantitative Maß der Auswirkung der hier beobachteten Ergebnisse auf die Blutschädigung nicht gezeigt



Abb. 7: Einströmende Luft in den Oxygenator: aus lateraler Richtung (li.) und sagittaler Richtung (re.); rote Pfeile markieren Sitz der hydrophoben Entlüftungsmembran, gelber Pfeil markiert Druckmesskonus des arteriellen Filters, grüner Pfeil markiert Sitz der arteriellen Linie.

werden. Aus diesem Grund wäre es für zukünftige Arbeiten zu dieser Thematik interessant festzustellen, welches quantitative Maß die hier gemachten Beobachtungen auf die Blutschädigung haben.

#### LITERATUR

- [1] Ruck K, Wendt G: *Filtertechnik in der extrakorporalen Zirkulation*. In: Rudolf J. Tschaut: *Extrakorporale Zirkulation in Theorie und Praxis*. 2. überarbeitete Auflage. Papst Science Publishers, Lengerich 2005
- [2] Borghetti V: *Postperfusionssyndrom*. In: Rudolf J. Tschaut: *Extrakorporale Zirkulation in Theorie und Praxis*. 2. überarbeitete Auflage. Papst Science Publishers, Lengerich 2005
- [3] Krajewski S, Sponagel S: *Rheologie des Blutes – Beschreibung mit Hilfe eines suspensionsrheologischen Modells*. Diplomarbeit, Fachhochschule Aachen, Campus Jülich, 1996
- [4] Klaus S: *Bluttraumatisierung bei der Passage zeitkonstanter und zeitvarianter Scherfelder*. Dissertation: RWTH Aachen, Aachen 2004
- [5] [Online] <http://users.physik.tu-muenchen.de/cucke/medprakt/Viskositatet.PDF>, 8. 2. 2008
- [6] Papenfuß HD: *Medizinische Verfahrenstechnik, Ausgewählte Themen aus der Biofluidmechanik*. Vorlesungsskript: Ruhr-Universität Bochum, Bochum 2007
- [7] Tschaut RJ (Hrsg.): *Extrakorporale Zirkulation in Theorie und Praxis*. 2. überarbeitete Auflage. Papst Science Publishers, Lengerich 2005
- [8] Kertzschner, U: *Strömungsmechanik in der Medizin – Biofluidmechanik*, Vorlesungsskript 1. Semester. Charité Berlin, 2006
- [9] Gormsen J, Nygaard H: *Hämodynamik*. In: Rudolf J. Tschaut: *Extrakorporale Zirkulation in Theorie und Praxis*. 2. überarbeitete Auflage. Papst Science Publishers, Lengerich 2005
- [10] Hering E, Martin R, Stohrer M: *Physik für Ingenieure*. 8. Auflage. Springer, Berlin 2002
- [11] Klak K: *Investigation of gaseous microemboli generation in the heart-lung machine and suggestions how to reduce them*. Universitätsklinik Bergmannsheil GmbH, Abteilung Kardiotechnik. Power-Point-Präsentation: 4th EACTS/ESTS Joint Meeting, Barcelona, Spanien 24–28. September 2005

Dipl.-Ing. (FH) Thimo Frank  
 Universitätsklinikum Düsseldorf  
 Chirurgische Klinik und Poliklinik  
 Klinik für Thorax- und kardiovaskuläre  
 Chirurgie, Abteilung Kardiotechnik  
 E-Mail: thimofrank@unitybox.de