


S. Tiedge², C. Klüß³, M. Amha^{4,5},
G. Stockinger^{4,5}, C. Neuber⁶, F. Münch¹ 

¹ Kinderherzchirurgische Abteilung
Universitätsklinikum Erlangen,
Loschgestraße 15, 91054 Erlangen,
Universität Erlangen-Nürnberg,
(Direktor: Prof. Dr. R. A. Cesnjevar)


² Medizinische Hochschule Hannover,
Klinik für Herz-, Thorax-, Transplantations-
und Gefäßchirurgie, Abteilung Kardiotechnik,
Carl-Neuberg-Straße 1, 30625 Hannover,
(Direktor: Prof. Dr. Dr. h. c. A. Haverich;
Bereichsleiter Chirurgie angeborener
Herzfehler: Dr. A. Horke)

³ Klinik für Kinderherzchirurgie und
angeborene Herzfehler
(Direktor: Dr. Eugen Sandica),
Herz- und Diabeteszentrum NRW,
Ruhr Universität Bochum,
Georgstr. 11, 32545 Bad Oeynhausen

⁴ Universitäres Herz- und Gefäßzentrum
Hamburg, Sektion Herzchirurgie
für angeborene Herzfehler,
(Direktor: Prof. Dr. Dr. Reichenspurner,
Sektionsleiter: Prof. Dr. A. Rütger),
Martinistraße 52, 20246 Hamburg,

⁵ Life Systems Medizintechnik-Service GmbH,
Schlossstrasse 525, 41238 Mönchengladbach

⁶ Universitätsklinikum Heidelberg,
Klinik für Herzchirurgie,
Im Neuenheimer Feld 430, 69120 Heidelberg
(Leiter Sektion Kinderherzchirurgie:
Prof. Dr. T. Loukanov)

 Frank Münch
ORCID-iD: 0000-0002-2790-0418

Dipl.-Ing. (FH) Sebastian Tiedge
Leiter AG „Kinder- und Säuglings-
perfusion“ der DGfK e.V.
Stellvertretende Leitung Abt. Kardiotechnik
Bereichsleitung Kinder- und Säuglings-
perfusion
Medizinische Hochschule Hannover
Klinik für Herz-, Thorax-, Transplantations-
und Gefäßchirurgie
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover
Tel.: +49 (0)511 / 532 5068
E-Mail: tiedge.sebastian@mh-hannover.de

HIGHLIGHTS

- physikalische Grenzen der Minimalisierung der EKZ
- einheitliche Kanülenlisten
- Übersicht aktuell erhältlicher Medizinprodukte für Kinder- und Säuglingsperfusion
- Einsatz VAVD bei pädiatrischer Perfusion
- Hämofiltration an der EKZ

Kinderperfusion in Deutschland 4.0 „Hardware“ – AG „Kinder- und Säuglingsperfusion“ der Deutschen Gesellschaft für Kardiotechnik

ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung: Die Patientenklintel in der Kinderherzchirurgie reicht vom Neugeborenen bis zum Erwachsenen. Viele Studien zeigen, dass die Gabe von Fremdblutprodukten zu transfusionsbedingten Komplikationen führen kann. Neben Infektionen sind höhere Mortalitätsraten durch kardi-ale, nephrologische, hepatische und vor allem pulmonale Komplikationen bekannt. Der Verbrauch an Blutprodukten sollte deshalb durch präoperative Optimierung, blutsparende Operationsverfahren und ein restriktives Transfusionsmanagement vermindert werden. Im Bereich der Kardiotechnik kann durch die Miniaturisierung der Systeme für die extrakorporale Zirkulation (EKZ) und durch Anwendung moderner Perfusionsregime der Fremdblutbedarf reduziert werden. Vor allem Säuglinge mit angeborenen Herzfehlern haben entwicklungsbedingt häufig ein sehr geringes Körpergewicht und kleine Gefäßlumina. Das hierbei benötigte individuelle Vorgehen, verlangt vom klinischen Perfusionisten, sich im physikalischen Grenzbereich des Perfusionssystems zu bewegen. Um routinemäßig eine optimale, patientenorientierte Perfusion anbieten zu können, ist es nötig, alle für ein EKZ-System benötigten Komponenten, wie z. B. Oxygenator, Hämofilter und Schlauchsystem mit ihren speziellen und physikalischen Leistungsdaten zu kennen.

Schlussfolgerung: Eine „maßgeschneiderte“ Perfusion strebt die Versorgung der Körperorgane mit der kleinstmöglichen invasiven, jedoch notwendigen Störung der Homöostase an. Das betrifft u. a. den Durchmesser und die Länge des Schlauchsystems, die Distanz und Position der Pumpen zum Operationstisch sowie die Größe der Kanülen. Die optimale Zusammensetzung aller Komponenten benötigt im Idealfall ein sehr geringes Füllvolumen und ermöglicht so eine fremdblutfreie Perfusion. Die AG „Kinder- und Säuglingsperfusion“ hat es geschafft, eine Bestandsaufnahme der in Deutschland vorherrschenden Perfusionskonzepte vorzunehmen. Durch das Teilen von Erfahrung und Wissen konnten Über-

sichtslisten, Handlungsempfehlungen sowie einheitliche Perfusionskonzepte erarbeitet werden. Hierdurch ist es möglich geworden, die hohe Qualität der Kinderperfusion in Deutschland noch weiter zu verbessern.

SCHLÜSSELWÖRTER

Kinder- und Säuglingsperfusion, Verbrauchsartikel für extrakorporale Zirkulation, Fremdbluttransfusion, patientenorientierte Perfusion, Hämodilution

ABSTRACT

Introduction: The patients in pediatric cardiac surgery range from newborns to adults. Many studies show that the administration of foreign blood products can lead to transfusion-related complications. In addition to infections, higher mortality rates due to cardiac, nephrological, hepatic and especially pulmonary complications are known. The consumption of blood products should therefore be reduced by preoperative optimization, blood-saving surgical procedures and restrictive transfusion management. In the field of perfusionists, the need for foreign blood can be reduced by miniaturizing the extracorporeal circulation (ECC) systems and applying modern perfusion regimes. Especially infants with congenital heart defects often have a very low body weight and small vascular lumina. The individual approach called for here requires the clinical perfusionist to operate the perfusion system at its physical limit. In order to routinely offer optimal, patient-oriented perfusion, it is necessary to know all the components required for an ECC system, such as oxygenator, hemofilter and tubing system with their special and physical performance data.

Conclusion: “Customized” perfusion aims to supply the body’s organs with the least invasive yet essential disturbance of homeostasis. This involves the diameter and length of the tubing system, the distance and position of the pumps to the operating desk, and the size of the cannulas. The optimal composition of all components ideally involves a very small filling volume, which enables

perfusion without foreign blood products. The Child and Infant Perfusion Working Group has succeeded in taking stock of the perfusion concepts prevailing in Germany. Overview lists, recommendations for action and uniform perfusion concepts were developed by sharing experience and knowledge. This made it possible to further improve the high quality of child perfusion in Germany.

KEYWORDS

Pediatric and neonatal perfusion, disposable extracorporeal circulation, foreign blood transfusion, patient-oriented perfusion, hemodilution

Einleitung

Mit Gründung der Arbeitsgruppe „Kinder- und Säuglingsperfusion“ der Deutschen Gesellschaft für Kardiotechnik e. V. im Jahr 2013 ist es gelungen, den in Deutschland tätigen Kinderperfusionisten eine gemeinsame Plattform zu bieten. Hauptziele der Arbeitsgruppe sind die Bestandsaufnahme der in Deutschland vorherrschenden Perfusionskonzepte sowie die Entwicklung von Handlungsempfehlungen für die Kinder- und Säuglingsperfusion.

Eine Besonderheit im Bereich der Chirurgie angeborener Herzfehler ist die große Spanne der Patientenklintel in Bezug auf Alter, Größe und Gewicht. Um routinemäßig vom Neugeborenen bis zum Erwachsenen ein optimales patientenorientiertes EKZ-System zur Verfügung zu stellen, ist es notwendig, die Einsatz- und Grenzbereiche der jeweilig verwendeten Komponenten wie Oxygenatoren, Kanülen und Schläuche zu kennen. Nur durch die Optimierung und Anpassung des jeweiligen EKZ-Systems in Bezug auf Komponentenauswahl und Schlauchlänge ist es möglich, die Oberfläche und das Füllvolumen des verwendeten HLM-Systems zu minimieren.

Je ungünstiger das Verhältnis zwischen Blutvolumen des Patienten und Primingvolumen der HLM ist, desto größer ist die Notwendigkeit der Zugabe von Blutprodukten ins Priming. Viele Studien konnten zeigen, dass die Gabe von Fremdblutprodukten zu transfusionsbedingten Komplikationen führen kann. Neben Infektionen sind höhere Mortalitätsraten durch kardiale, nephrologische, hepatische und vor allem pulmonale Komplikationen bekannt [1-4]. Es gibt zunehmend Hinweise, dass eine liberale Transfusion von Blutprodukten in der Herzchirurgie die Morbidität von Kindern ungünstig beeinflussen kann [5, 6]. Der

Gebrauch von Blutprodukten soll deshalb durch präoperative Optimierung, blutsparende Operationsverfahren und restriktive Transfusion vermindert werden. Um die Nebeneffekte möglichst gering zu halten, wurde mit Hilfe möglichst kleiner EKZ-Systeme und verändertem Perfusionsregime der Fremdblutbedarf reduziert [7].

Eine große Herausforderung derzeit ist die Verfügbarkeit entsprechender Medizinprodukte. Durch den ständigen Wandel der Medizinproduktehersteller-Landschaft und durch geänderte gesetzliche Vorgaben nimmt vor allem im Bereich der Kinderperfusion die Produktvielfalt ab. Es führt zum Teil dazu, dass durch die geringen Verbrauchsmengen – bezogen auf den gesamten Weltmarktverbrauch – und die steigenden Anforderungen im Zulassungsprozess viele Produkte als unrentabel vom Markt genommen werden. Dadurch werden notwendige Neu- und Weiterentwicklungen gesetzter Produkte ausgebremst oder gar nicht erst begonnen. Wenn dieser Trend nicht durchbrochen wird, führt das dazu, dass in naher Zukunft bei verschiedenen Produkten kaum noch Auswahl möglich ist und dass bei Produktionsausfällen Versorgungsengpässe in den Kliniken entstehen können.

Durch die Vernetzung und den ständigen Austausch innerhalb der Arbeitsgruppe erreichen wir trotz zum Teil schwieriger Rahmenbedingungen einen hohen Wissensstand aller beteiligten Kinderperfusionisten. Somit ist es möglich, von den Erfahrungen der Kollegen anderer Kliniken zu profitieren, die eigenen EKZ-Systeme zu optimieren und neue Perfusionskonzepte in die Klinik einzubringen. Auf diese Weise kann die Kardiotechnik ihren Anteil an einer optimalen Patientenversorgung leisten und Morbidität und Mortalität in ihrem Bereich weiter senken.

WELCHE KANÜLEN SIND FÜR WELCHE PATIENTEN GEEIGNET?

Klinikspezifische Kanülenlisten leisten einen wichtigen Beitrag zur Vereinheitlichung der Perfusion in einer Klinik. Anhand einiger Eckpunkte wurde eine allgemeingültige Kanülenliste erstellt, die für die entsprechenden Flussbereiche Empfehlungen zur Größe der arteriellen und venösen Kanülen in Abhängigkeit vom Ort der Kanülierung macht (Tab. 1). Ein Eckpunkt für die Erstellung dieser Kanülenliste ist ein arterieller Liniendruck von maximal 250 mmHg. Die Empfehlungen in der Liste beziehen sich auf Flusswertestufen. Die zusätzliche Angabe des Körper-

gewichts der Patienten ist als Richtwert zu sehen, da für die Berechnung des benötigten Sollflusses die Körpergröße des Patienten ebenfalls mit einbezogen werden muss. Neben den vorgegebenen Kanülengrößen sind Innendurchmesser und die Länge der venösen Linie entscheidend für die venöse Drainage. Daher wurde die Notwendigkeit der Verwendung einer vakuumassistierten venösen Drainage (VAVD) mit angegeben. Bei dem verwendeten Vakuum sollte ein Sog von größer als -60 mmHg nicht überschritten werden, um eine unnötige Blutschädigung zu verhindern [8].

Hinderlich für eine allgemeingültige Kanülenliste sind unklare Außendurchmesserangaben der Firmen. Diese sind nicht valide bzw. mit einer hohen Toleranzbreite versehen. In einer Versuchsreihe von Münch et al. konnten Toleranzen im Außendurchmesser bei arteriellen Kanülen von bis zu 11 % festgestellt werden [9]. Die tatsächlichen Außendurchmesser sind vor allem in der Kinderherzchirurgie, mit kleinen Gefäßlumina, sehr relevant. Um das Problem zu verdeutlichen, im Folgenden das Beispiel der Kanülierung des Truncus brachiocephalicus bei einer Norwood I Palliation. Hierbei wird der arterielle Patientenzugang über eine Shuntanlage auf den Truncus brachiocephalicus realisiert. Würde man einen 3,5-mm-Shunt verwenden, sollte eine 10-Fr-Kanüle (AD: 3,3 mm) passen. Tatsächlich passen einige 10-Fr-arterielle Kanülen hier nicht, da sie einen Außendurchmesser von 3,59 mm aufweisen [9].

ÜBERSICHT GÄNGIGER KANÜLEN IN DER KINDERHERZCHIRURGIE

In den nachfolgenden Tabellen sind gängige arterielle und venöse Kanülen sowie Perfusionszubehör aufgelistet. Da seitens der Industrie die für die Kinderperfusion verfügbare Produktpalette leider immer weiter ausgedünnt wird, ist eines der Hauptanliegen der Arbeitsgruppe die Erstellung von Vergleichs- bzw. Verfügbarkeitslisten. So kann man sich über alternative Produkte und deren Einsatzbereiche informieren. Diese Tabellen 2–6 wurden nach bestem Wissen recherchiert, haben aber keinen Anspruch auf Vollständigkeit.

ROLLERPUMPEN

In der Kinder- und Säuglingsherzchirurgie sind aufgrund ihrer einfachen Handhabung und feinen Steuerbarkeit in der Regel Rollerpumpen im Einsatz. Gebräuchliche Schlauchdurchmesser für die Verdrängerpumpen sind hierbei 1/8" (ID 3,18 mm), 3/16" (ID 4,76 mm), 1/4" (ID 6,35 mm),

Flow ml/min	art. Linie	venöse Linie	Vak.*	Körpergewicht	Aorta	Aorta	SVC / IVC	SVC / IVC	TwoStage / Rechter Vorhof	Art. Fem / cervical	Ven. Fem. / cervical
Produkt	Zoll	Zoll		kg		gerade	90° / 90°	gerade / gerade			
	1/8	3/16	nein	< 2,5	2,0 mm	6 Fr	10 Fr / 10 Fr	12 Fr / 12 Fr			
bis 600	1/8	3/16	nein	bis 3	2,6 mm	8 Fr	10 Fr / 12 Fr	12 Fr / 14 Fr	16 Fr		
600-800	1/8	3/16	ja	bis 4,5	2,6 mm	8 Fr	10 Fr / 14 Fr	12 Fr / 16 Fr	18 Fr	8 Fr	12 Fr
800-1000	1/8	3/16	ja	bis 7	3,0 mm	10 Fr	10 Fr / 16 Fr	12 FR / 16 Fr	20 Fr	10 Fr	14 Fr
1000-1300	3/16	1/4	nein	bis 10	3,0 mm	10 Fr	12 Fr / 16 Fr	14 FR / 16 Fr	22 Fr	10 Fr	14 Fr
1300-1500	3/16	1/4	nein	bis 12	3,5 mm	12 Fr	12 Fr / 16 Fr	14 Fr / 18 Fr	22 Fr	12 Fr	15 Fr
1500-1800	1/4	1/4	ja	bis 17	3,5 mm	12 Fr	14 Fr / 18 Fr	16 Fr / 20 Fr	24 Fr	12 Fr	17 Fr
1800-2300	1/4	3/8	nein	bis 20	4,0 mm	12 Fr	14 Fr / 18 Fr	16 Fr / 20 Fr	24 Fr	12 Fr	17 Fr
2300-2600	1/4	3/8	nein	bis 25	4,5 mm	14 Fr	16 Fr / 20 Fr	18 Fr / 22 Fr	26 Fr	14 Fr	17 Fr
2500-3000	1/4	3/8	nein	bis 30	4,5 mm	14 Fr	16 Fr / 22 Fr	18 Fr / 24 Fr	29 / 29 Fr	15 Fr	19 Fr
3000-3500	1/4	3/8	nein	bis 47	4,5 mm	16 Fr	18 Fr / 22 Fr	20 Fr / 24 Fr	29 / 29 Fr	15 Fr	19 Fr
3500-4500	1/4	3/8	nein	bis 60		16 Fr	20 Fr / 24 Fr	22 Fr / 26 Fr	29 / 29 / 29 Fr	17 Fr	21 Fr
4500-5500	3/8	3/8	ja	bis 90		18 Fr	24 Fr / 24 Fr	24 Fr / 28 Fr	29 / 29 / 29 Fr	19 Fr	23 Fr
5500-6500	3/8	3/8	ja	bis 120		20 Fr		24 Fr / 32 Fr	32 / 40 Fr	21 Fr	25 Fr
6500-...	3/8	1/2	nein	mehr als 120		22 Fr		28 Fr / 32 Fr	32 / 40 Fr	21 Fr	25 Fr

* VAK. = Vakuum; bei grenzwertigen Kanülengrößen kann die Vakuum-Anlage für einen verbesserten venösen Rückfluss notwendig sein; ab 4,5 l Rückfluß über 3/8 Zoll-Linie ist Vakuumunterstützung notwendig

Tab. 1: Allgemeingültige Kanülenliste

5/16" (ID 7,94 mm), 3/8" (ID 9,54 mm) und 1/2" (ID 12,7 mm). Aktuell sind in Europa drei Herz-Lungen-Maschinentypen erhältlich. Bei allen Herstellern ist die maximal einstellbare Drehzahl 250 U/min. Die in der Literatur empfohlene maximale Drehzahl ist 162 U/min, um ein möglichst geringes Bluttrauma bei adäquater Blutförderung zu erreichen [10]. In Tabelle 7 wurden alle erhältlichen Pumpengrößen und Typen bezogen auf ihre maximale Fördermenge bei 162 U/min aufgelistet.

GRUNDLAGEN SCHLAUCHWIDERSTÄNDE

Um den Bedarf an Fremdblutprodukten sowie das Primingvolumen und die Oberfläche des EKZ-Kreislaufes so gering wie möglich zu halten, ist eine größtmögliche Miniaturisierung des Schlauchsystems notwendig. Gerade bei den Tischlinien wirken sich Änderungen im Durchmesser wie auch in der Länge erheblich auf den Schlauchwiderstand aus. Wird das Gesetz von Hagen-Poiseuille in Analogie zum Ohm'schen Gesetz gesetzt, erkennt man an der vereinfachten Formel $W = l / r^4$, dass sich der Widerstand (W) proportional zur Schlauchlänge (l) verhält, während der Radius (r) des Schlauches indirekt proporti-

onal mit einem Faktor 4 eingeht [11, 12]. Da das Gesetz von Hagen-Poiseuille nur für stationäre laminare Strömung einer homogenen Flüssigkeit in einem starren Rohr gilt, ist es auf die Strömung des Blutes, als nicht-Newton'sche Flüssigkeit, nur bedingt anwendbar. Mit seiner Hilfe kann jedoch eine näherungsweise Abschätzung des Schlauchwiderstands gemacht werden [13]. Um den Strömungswiderstand in der arteriellen und venösen Linie bestimmen zu können, kann die Formel hinsichtlich des Druckabfalls (Δp) umgestellt werden und nach Einsetzen und Umrechnen der entsprechenden Parameter in mmHg errechnet werden. Abbildung 1 zeigt den theoretischen, rechnerischen Verlauf der Schlauchwiderstände aller gängigen Schlauchdurchmesser in Abhängigkeit des verwendeten Flusses. Für die Berechnung wurde eine normale Viskosität des Blutes, von 4 mPa s, angenommen.

Gesetz von Hagen-Poiseuille:

$$\dot{V} = \frac{\pi \cdot \Delta p \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l}$$

Hagen-Poiseuille-Analogie: $\Delta p = W \cdot \dot{V}$

$$\text{Gefäßwiderstand: } W = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

Druckabfall Schlauch:

$$\Delta p = \frac{\dot{V} \cdot 8 \cdot \eta \cdot l}{r^4 \cdot \pi}$$

\dot{V} = Volumenstrom [m³/s]
 η = Viskosität [pa*s]
 l = Länge des Schlauches [m]
 r = Durchmesser des Schlauches [m]

VERBINDUNGSSCHLÄUCHE AUS KUNSTSTOFF

Neben den Schlauchlängen ist der Durchmesser der Verbindungsschläuche der entscheidende Faktor für minimalisierte Kinder-EKZ-Systeme (Tab. 8).

Auswahl und Spezifikation von EKZ-Verbindungsleitungen

Polyvinylchlorid (PVC) lässt sich Extrudieren, Spritzgießen, Blasformen, Sintern oder in beliebige Formen pressen. Durch die Zugabe von Additiven wird die PVC-Matrix so verändert, dass sie die nötigen Eigenschaften für die medizinische Anwendung aufweist. Medizinisches PVC besteht bis zu 50 % ihres Gesamtgewichts aus

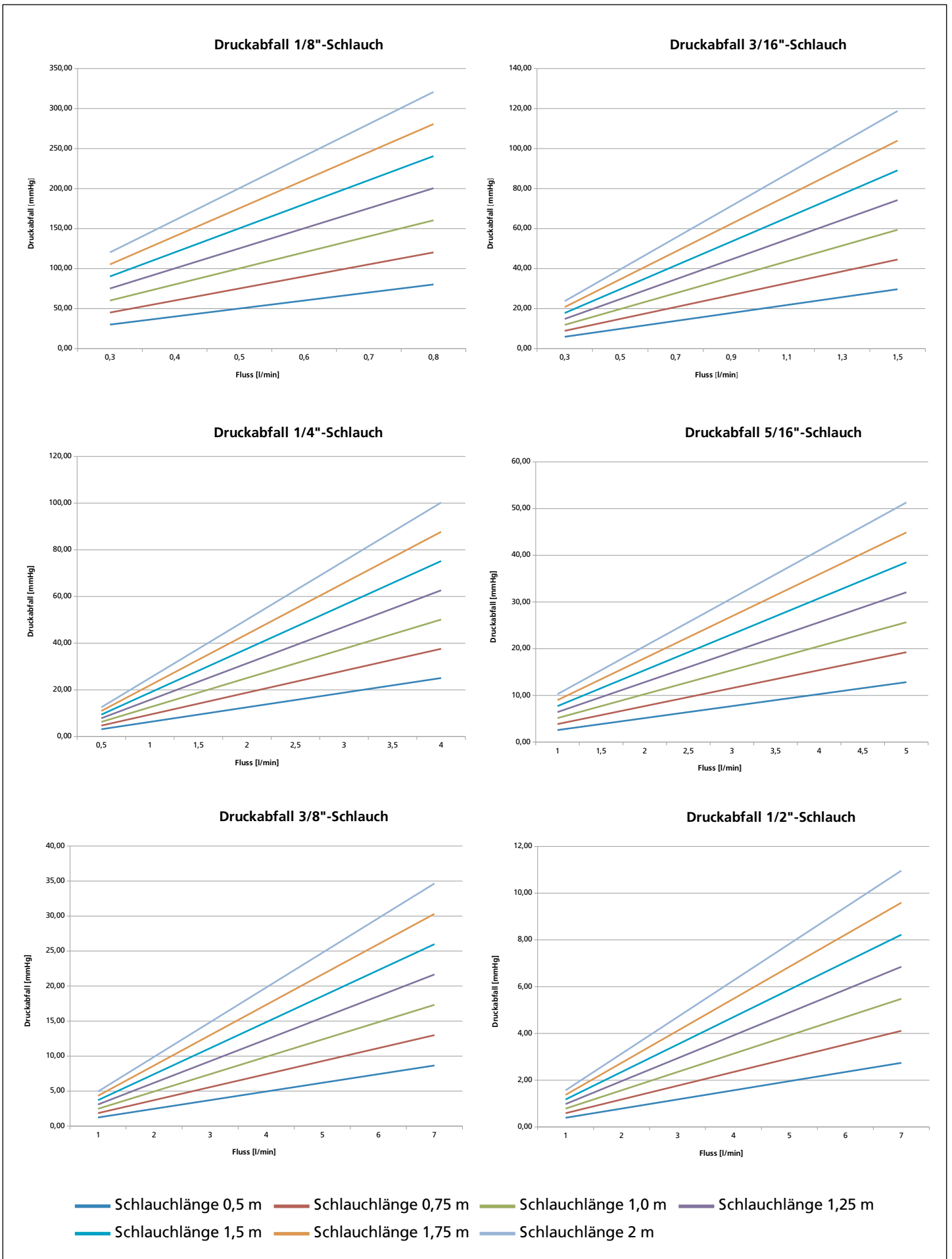


Abb. 1: Übersicht Druckabfall unterschiedlicher Schläuche mit der Viskosität des Blutes

	Typ	Ref-Nr	Konnektor [Zoll]	Größe [Fr]	Größe [mm]	Länge [cm]	Besonderheit
Medtronic	DLP pediatric vented DLP pediatric non-vented	77006 - 77016 77106 - 77116	1/4	6-16	2,0-5,3	22,9	weiche Spitze
	DLP pediatric vented DLP pediatric non-vented	77206 - 77212 77306 - 77312	3/16	6-12	2,0-4,0	22,9	weiche Spitze
	DLP straight tip	75008 - 75014	1/4	8-14	2,3-4,7	17,8	gerade Spitze clear tip
	DLP straight tip	70016 73016	1/4 3/8	16	5,3	17,8	gerade Spitze clear tip
Andocor	Arterial Paediatric Cannulae	AP04519V - AP12019V	3/16-1/4	4,5-12	1,5-4,0	23	90° Metallkopf
Xcell	Arterial Cannula	IFAC-PSR-ST-08 - IFAC-PSR-ST-16	1/4	8-16	2,7-5,3	21	straight plastic tip, reinforced with stylet
	Arterial Cannula	IFAC-PSR-08 - IFAC-PSR-16	1/4	8-16	2,7-5,3	20,5	straight plastic tip, reinforced, without suture ring
	Arterial Cannula	IFAC-PSN-08 - IFAC-PSN-16	1/4	8-16	2,7-5,3	20,5	straight plastic tip, non-reinforced
	Arterial Cannula	IFAC-PCR-12 - IFAC-PCR-14 IFAC-PCR-16	1/4 3/8	12-14 16	4,0-4,7 5,3	21,5	curved plastic tip, reinforced
	Arterial Cannula	IFAC-PCN-12 - IFAC-PCN-14 IFAC-PCN-16	1/4 3/8	12-14 16	4,0-4,7 5,3	21,5	curved plastic tip, non-reinforced
LivaNova	Arterial Cannula gerade LL Arterial Cannula gerade	A232-30B - A232-45B A232-30C - A232-45C	1/4	9-14	3,0-4,5	22 - 23	gerade Spitze, reinforced, suture collar
	Arterial Cannula curved LL Arterial Cannula curved	A222-30B - A222-45B A222-30C - A222-45C	1/4	9-14	3,0-4,5	22 - 23	gebogene Spitze, reinforced, suture collar
	Arterial Cannula curved LL Arterial Cannula curved	A212-30B - A212-45B A212-30C - A212-45C	1/4	9-14	3,0-4,5	22 - 23	90° Spitze aus Plastik, reinforced, suture flange
	Arterial Cannula curved	A272-15N - A272-45N	3/16-1/4	5-14	1,5-4,5	22	135° Spitze aus Plastik, reinforced, suture collar
	Arterial Cannula curved	A900-98 - A900-155	3/16-1/4	8-12	2,6-3,8	22	135° Spitze aus Plastik, reinforced, suture collar
freelife	Arterielle Kanüle Pediatric	FLK A12 G 08 - FLK A12 G 16 FLK A12 E 08 - FLK A12 E 16	3/16 1/4	8-16	2,6-5,3		drahtverstärkt, gerade, weiche Spitze
	Arterielle Kanüle gerade LL Arterielle Kanüle gerade	FLK A04 E 08 - FLK A04 E 14 FLK A04 C 08 - FLK A04 C 14	1/4	8-14	2,6-4,5		drahtverstärkt, gerade, mit Ring
	Arterielle Kanüle gebogen LL Arterielle Kanüle gebogen	FLK A03 E 08 - FLK A03 E 14 FLK A03 C 08 - FLK A03 C 14	1/4	8-14	2,6-4,5		drahtverstärkt, gebogen mit Ring

Tab. 2: Übersicht arterielle Kanülen

Weichmachern, die keine chemische Bindung mit der PVC-Matrix eingehen und so ins Kontaktmedium migrieren können [14]. Patienten, die beispielsweise mit einer Bluttransfusion oder einer extrakorporalen Zirkulation (EKZ) behandelt werden, kommen mit vielen verschiedenen medizinischen Einwegprodukten aus PVC in Berührung. Diese setzen dabei signifikante Mengen an Weichmachern in das Kontaktmedium frei, welche dann vom Patienten aufgenommen werden [15-18]. Es konnte über mehrere Studien nachgewiesen werden, dass DEHP (di-2(Ethylhexyl)phthalat) als der wohl am häufigsten verwendete Weichmacher in PVC-Medizinprodukten in signifikanten Mengen in das Kontaktmedium Blut migriert [19-22]. Gegenüber DEHP und anderen Phthalaten be-

stehen schwerwiegende toxikologische Bedenken hinsichtlich ihrer Wirkung auf die endokrinen Funktionen, was wiederum zu Entwicklungs- und Reproduktionsschädigungen führen kann [23-28]. DEHP wird darüber hinaus als möglicherweise krebs-erregend für den Menschen eingestuft [29]. Interessanterweise wurde 2005 der Einsatz von DEHP und einigen anderen Phthalaten in Spielzeug und Babyartikeln von der Europäischen Union (EU) verboten [30]. In Medizinprodukten dagegen wird DEHP bis heute anscheinend unbedenklich eingesetzt [31]. Leider wird immer noch davon ausgegangen, dass die Vorteile von DEHP in Medizinprodukten die Risiken für die Patienten überwiegen [28, 32]. Mittlerweile stehen viele alternative PVC-Additive bzw. Kunststoffe zur Verfügung, die bedenken-

los in Medizinprodukten eingesetzt werden können [33-35]. Einer dieser alternativen PVC-Zusätze, der speziell für den Einsatz in Medizinprodukten entwickelt wurde, ist Tri-2-Ethylhexyltrimellitat (TEHTM), auch als noDOP bezeichnet [36]. In mehreren Studien konnte bereits nachgewiesen werden, dass TEHTM eine verminderte Migrationsrate im Vergleich zu DEHP hat [14, 16-18]. Weitere Studien zeigten eine deutlich geringere Toxizität von TEHTM im Vergleich zu DEHP [32, 37-39]. Der von der Europäischen Kommission ermittelte Grenzwert für DEHP mit einer tolerierbaren täglichen Aufnahme (tolerable daily intake, TDI) von 50 µg/kg/d wird bei Operationen mit extrakorporaler Zirkulation bereits bei kurzen Eingriffen um ein Vielfaches überschritten. Exempla-

	Typ	Ref-Nr	Konnektor [Zoll]	Größe [Fr]	Größe [mm]	Länge [cm]	Besonderheit
Medtronic	DLP Malleable Single Stage	68112 - 68116 68118 - 68124	1/4 1/4-3/8	12-16 18-24	4,0-5,3 6,0-8,0	30,5 38,1	gerade biegsam
	DLP Single Stage	66112 - 66116 66118 - 66124	1/4 1/4-3/8	12-16 18-24	4,0-5,3 6,0-8,0	30,5 38,1	gerade
	DLP Right Angle Single Stage	67512 - 67516 67518 - 67524	1/4 1/4-3/8	12-16 18-24	4,0-5,3 6,0-8,0	30,5 38,1	90° Kunststoff
	DLP Single Stage Right Angle Metal Tip	67312 - 67320	1/4	12-20	4,0-6,7	35,6	90° Metallkopf
	DLP Single Stage Right Angle Metal Tip	69312 - 69320	3/8	12-20	4,0-6,7	35,6	90° Metallkopf
Andocor	Venous Cannula	01V101L7 - 01V121L7 01V141L7 - 01V201L7	3/16-1/4 1/4	10-12 14-20	3,3-4,0 4,7-6,6	35	90° Metallkopf
Xcell	Venous Return Cannula	VC-PSR-12 - VC-PSR-16 VC-PSR-18 - VC-PSR-26	1/4 5/16	12-16 18-26	4-5,3 6,0-7,6	38	straight plastic tip, reinforced
	Venous Return Cannula	VC-PCR-12 - VC-PCR-16 VC-PCR-18 - VC-PCR-26	1/4 5/16	12-16 18-26	4-5,3 6,0-7,6	38	curved plastic tip, reinforced
	Venous Return Cannula	VC-MCR-12 - VC-MCR-16 VC-MCR-18 - VC-MCR-26	1/4 5/16	12-16 18-26	4-5,3 6,0-7,6	38	curved metal tip, reinforced
LivaNova	Venous Cannula gerade	RV-40012 - RV40016 RV-40018 - RV40024	1/4 1/4-3/8	12-16 18-24	4-5,3 6,0-8,0	30,5 36	straight lighthouse tip, reinforced
	Venous Cannula gerade	V122-14 - V122-22	1/4	14-22	4,7-7,3	30	straight bullet tip, reinforced
	Venous Cannula gebogen	RV-41012 - RV-41016 RV-41018 - RV-41024	1/4 1/4-3/8	12-16 18-24	4-5,3 6,0-8		90° curved, lighthouse tip, reinforced
	Venous Cannula gebogen	V900-143 V900-144 - V900-145	3/16-1/4 1/4	14 16-18	4,7 5,3-6,0	26	90° curved, reinforced
	Venous Cannula gebogen	V132-10 - V132-12 V132-14 - V132-20	3/16-1/4 1/4	10-12 14-20	3,3-4 4,7-6,7	25 - 26 26 - 27	90° curved, reinforced, suture collar
freelife	Venöse Kanüle gerade Venöse Kanüle gerade Ring	FLK V02 A 12 - FLK V02 A 26 FLK V04 A 12 - FLK V04 A 26		12-26	4,0-7,6		straight, reinforced
	Venöse Kanüle gebogen Venöse Kanüle gebogen Ring	FLK V01 A 12 - FLK V01 A 26 FLK V11 A 12 - FLK V11 A 26		12-26	4,0-7,6		90°, reinforced

Tab. 3: Übersicht venöse Kanülen

risch erreicht ein Säugling mit einem Körpergewicht von 5 kg KG diesen Grenzwert schon durch den Kontakt mit einem EKZ-Schlauchset. In der Langzeitanwendung mittels extrakorporaler Membranoxygenierung (ECMO) kann es zu einer 380-fachen Überschreitung des TDI für DEHP kommen. Verwendet man dagegen PVC-Systeme mit TEHTM, für den von der Europäischen Kommission ein TDI von 1 mg/kg/d angegeben ist, wird selbst bei extrem langen Kontaktzeiten, wie es bei ECMO-Einsätzen der Fall ist, der TDI für TEHTM nicht erreicht (0,09-fache TDI-TEHTM) [17].

VAKUUMASSISTIERTE VENÖSE DRAINAGE AN DER EKZ

Die venöse Drainage aus dem Herzen ist aufgrund der durch die Höhendifferenz vom Operationstisch zum venösen Reservoir erzeugten Sogwirkung sichergestellt (Abb. 2). Durch kleinere Lumina der venösen Kanülen und Tischlinien sowie der patientennahen Positionierung des Re-

servoirs werden die natürlichen physikalischen Gegebenheiten aufgehoben [40]. Obligat ist eine vakuumassistierte venöse Drainage (VAVD) bei der Verwendung kleiner Venenkanülen, dünner Schlauchlumina (Abb. 1) oder einer zu geringen Höhendifferenz zwischen OP-Tisch und Eingang des venösen Reservoirs [41-43].

Das Arbeiten mit einer vakuumassistenten venösen Drainage (VAVD)

Der Einsatz der vakuumassistenten venösen Drainage erfordert einen für den Einsatz an der HLM konzipierten Vakuum-Controller (Tab. 9). Dieser ist mit einem einfachen Schlauchsystem mit Bakterienfilter und Kondenswasserfalle zum Schutz des VAVD-Controllers und des vakuumgenerierenden Systems im Krankenhaus ausgestattet. Das Arbeiten mit einem Vakuum-Controller setzt grundlegende Kenntnisse des Funktionsprinzips und entsprechende Erfahrung voraus. Grundsätzlich sollte die Anwendung restriktiv erfolgen

[44]. Bei einem ausreichenden venösen Rückfluss sollte der Sog am Vakuum-Regulator auf den atmosphärischen Druck umgestellt werden. Ein exzessiver Sog kann zum Kollabieren des gesamten venösen Gefäßsystems führen. Dies hätte einen massiven Lufteintritt in das venöse System zur Folge, welcher möglicherweise weder durch den venösen Filter noch durch den Oxygenator, noch durch den arteriellen Filter beseitigt werden kann und somit zurück in den Patientenkreislauf gelangen könnte. Folgen sind gasförmige Mikroembolien sowie eine massive Hämolyse durch die hohen Scherkräfte [8, 42, 45]. Die Schwelle des negativen Drucks beträgt laut Jeger et al. 120 mmHg [46]. J. G. Kwak et al. zeigten in ihrer klinischen Arbeit, dass es möglich ist, einen negativen Druck bis zu -60 mmHg zu verwenden, ohne eine wesentliche Hämolyse bei Kindern unter 10 kg Körpergewicht zu verursachen [8].

Ein oft unterschätztes, aber dennoch wichtiges Utensil eines Hartschalen-Reser-



Abb. 2: Auswirkung einer venösen Drainage bei Patienten > Reservoir

voirs, welches mit VAVD betrieben wird, ist ein Über- bzw. Unterdruckventil. Diese Ventile öffnen bei einem Sog von -150 mmHg und einem Druck von $8-25$ mmHg im Reservoir [47, 48]. Auf das Problem des exzessiven Sogs wurde bereits eingegangen. Ein Überdruck im venösen Reservoir kann entstehen, wenn am Reservoir alle Öffnungen verschlossen sind, der VAVD-Controller noch ausgeschaltet und kein Druckausgleich zur Atmosphäre geschaffen ist, jedoch die Sauger bereits laufen. Ist der Überdruck im System höher als der hydrostatische Druck des Gefälles vom OP-Tisch zum Eingang des Reservoirs, entsteht ein Druckausgleich in Richtung Patient, welcher neben einem AIR-Block auch eine massive Luftembolie verursachen kann.

Take Home Massage VAVD

Ein Vakuum-Controller ist erst dann anzuschließen/einzuschalten, wenn man sicher an der EKZ ist und entweder die Kanülen oder die Schlauchlumen für den angestrebten Rückfluss nicht mehr ausreichend sind oder zu klein gewählt wurden.

OXYGENATOREN

Heute kommen bei der EKZ fast ausschließlich moderne, beschichtete Membranoxygenatoren mit integriertem Wärmetauscher zum Einsatz. Dabei sind Blut- und Gasseite

durch eine semipermeable Membran voneinander getrennt. Neben einer effektiven und homogenen Oxygenierung und Decarboxylierung des Blutes bieten diese Oxygenatoren die Möglichkeit des Einsatzes volatiler Anästhetika an der HLM. Hong-yan Xiong et al. konnten zeigen, dass auch im Bereich der Kinderherzchirurgie die Verwendung von Sevoflurane zu einer signifikant kürzeren Beatmungszeit führt [49].

Die Industrie bietet unterschiedliche Oxygenatorgrößen für unterschiedliche Arbeits- bzw. Einsatzbereiche an. Bei der Wahl eines Oxygenators spielen die Faktoren Membranoberfläche, Füllvolumen und Flussbereich eine große Rolle. Eine quantitative Vergleichsmöglichkeit bietet der Volumen-Effizienz-Index. Dieser wird als Quotient aus maximaler Blutflussrate und dem Primingvolumen ermittelt. Des Weiteren ist zu beachten, dass das Füllvolumen auch von Zusatzfunktionen wie z. B. einem integrierten arteriellen Filter und der Größe des Wärmetauschers abhängig ist [50, 51].

In den Tabellen 10–12 wurden die in Deutschland verwendeten Oxygenatoren für EKZ und ECLS/ECMO erfasst. Die Inhalte der Tabellen wurden nach bestem Wissen recherchiert, haben aber keinen Anspruch auf Vollständigkeit.

HÄMOFILTER

Das EKZ-System bei Kinder- und Säuglingsperfusionen ist wesentlich unphysio-

logischer, bezogen auf den Fremdoberflächen-Blutkontakt und die Größe der Patienten. Hierdurch löst die EKZ pathophysiologische Reaktionen mit zum Teil erheblichen negativen Auswirkungen auf den Gesamtorganismus aus. Diese zeitlich begrenzten Funktionsstörungen, gerne auch als Postperfusionssyndrom bezeichnet, lösen eine mehr oder weniger ausgeprägte akute unspezifische Entzündungsreaktion (SIRS) aus. Dabei entstehen z. B. Interleukine und Komplementfaktoren, die potenziell Schäden an Organsystemen verursachen können. Neben diesen Einflussfaktoren werden in der Kinderherzchirurgie wegen vermehrter Kollateralflüsse die Patienten unter Hypothermie und mit verminderten Perfusionsdrücken perfundiert. Das beeinträchtigt die Nierenfunktion zusätzlich zum Pulsationsverlust durch die EKZ. Als Kinderperfusionisten erleben wir hier deutlich häufiger eine Hypervolämie und eingeschränkte Nierenfunktion bei Säuglingen nach EKZ. Vor allem die Lungen sind aufgrund dessen nach jeder EKZ relativ überwässert.

Daher ist es nötig, bei Säuglingsperfusionen häufiger zu filtrieren, um den perfusionsbedingten „toxischen“ Mediatoren und der Hypervolämie einzelner Organe bzw. Organsysteme entgegenzuwirken und unerwünschte pathogene Substanzen mittels dafür geeigneter Filtrationsverfahren zu reduzieren. Zhou et al. konnten zei-

	Typ	Ref-Nr	Konnektor [Zoll]	Größe [Fr]	Größe [mm]	Länge [cm]	Besonderheit
Medtronic	DLP Left Heart Vent	12110 - 12115	1/4	10-15	3,3-5,0	38,1	malleable body, vented connector
	DLP Left Heart Vent	12008 12001	1/4	10 13	3,3 4,3	33	preformed tip, vented connector
	DLP Left Heart Vent	12101	1/4	13	4,3	33	vented connector, malleable introducer
	DLP Intracardiac Sump	12013 12112	1/4	12	4,0	30,5	sump sucker
Andocor	PVC Vent Catheter	PVBA13 PVBA20	1/4	13	4,3	32	closed tip, right angled, preformed
Xcell	Vent Catheter (Type A)	SCA-12 SCA-14	1/4	12 14	4,0 4,5	28	infant - without stylet pediatric - with stylet
	Malleable Suction Catheter (Type B)	SCB-12 SCB-14	1/4	12 14	4,0 4,5	31	infant pediatric
	Suction Catheter with Steel Tip (Type C)	SCC-12 SCC-14	1/4	12 14	4,0 4,5	31	infant pediatric
	Flexible Suction Catheter	SCF-14	1/4	15	5,0	38	sump sucker pediatric
LivaNova	Vent	VT-31212	1/4	12	4,0	27,2	blunt tip, removable stylet
	Vent without Stylet	VT-84510 - VT-84513	1/4	10 13	3,3 4,3	31,8	right angle, bullet tip, without stylet
	Vent Guidewire Stylet	VT-84410 - VT-84413	1/4	10 13	3,3 4,3	31,8	straight, bullet tip, stylet
freelife	Vent	FLK X002 12 - FLK X002 14 FLK X004 12	1/4	12-14 12	4,0-4,5 4,0	45 35	mit Draht mit Einführhilfe

Tab. 4: Übersicht Vent und Sumpfsauger

gen, dass eine Kombination aus Ultrafiltration (UF), Zero-Balance-Ultrafiltration (Z-BUF) und modifizierter Ultrafiltration (MUF) mit einer postoperativen Verbesserung der Lungenfunktion einhergeht [52]. Allerdings muss im Zuge einer Nutzen-Risiko-Abwägung der Einsatz eines Hämofilters, der durch seine sehr große Oberfläche pathologische Reaktionen auslöst, sehr genau überlegt werden. Neben der intraoperativen Anwendung der Ultrafiltration spielt aber vor allem auch die postoperative Anwendung der modifizierten Ultrafiltration (MUF) als post-EKZ-Filtration eine entscheidende Rolle, um das intraoperative Ungleichgewicht zwischen Patienten-größe und Primingvolumen rückgängig zu machen [53-56].

Neben der Reduktion der Interleukine und Entzündungsmediatoren, bietet die Hämofiltration auch die Möglichkeit, negative transfusionsbedingte Nebenwirkungen auszugleichen. Gerade bei Neonaten muss dem Priming zur Begrenzung der Hämodilution häufig Fremdblut in Form von Erythrozytenkonzentrat zugegeben werden. Dessen Zusammensetzung ist in Bezug auf den Säure-Basen-Status, die Elektrolyte und Metabolite sehr unphysiologisch. Die Filtration sowohl

des Primings wie auch kontinuierlich während der EKZ reduziert unerwünschte Metabolite wie Laktat und Glukose, stabilisiert und normalisiert den Elektrolyt- sowie den Säure-Basen-Haushalt [57, 58].

Das Hauptaugenmerk der Ultrafiltration ist die Elimination des überschüssigen Gesamtkörperwassers (total body water; TBW). Die Ultrafiltration konzentriert wirksam Erythrozyten und Plasmaproteine [59]. Der signifikante Anstieg des TBW ist ein allgemein beobachtetes Phänomen während der EKZ aufgrund eines kapillaren Lecksyndroms (capillary leak). Dies wird häufig durch Komplementaktivierung und Freisetzung von z. B. Zytokinen C3a, C5a hervorgerufen [60]. Überschüssiges TBW ist die Hauptursache für Gewebedeme und daraus resultierende Organdysfunktionen. Die Zunahme des osmotischen Druckes im Plasma durch die Ultrafiltration fördert die Resorption aus dem Interstitium in das vaskuläre System und hilft so ein postoperatives Lungenödem zu verhindern [54].

Vor allem bei der EKZ von Säuglingen bis 10 kg ist der Hämofilter ein wichtiger und fester Bestandteil im EKZ-Setup. Allein die Art der Implantation in das EKZ-

System sowie die Indikation für den Einsatz variieren stark [54]. Die einfachste Form, den Hämofilter zu platzieren, ist der passive Einsatz an der HLM. Der Hämofilter wird als „Shunt“ zwischen der arteriellen Linie und dem Kardiotomie-Reservoir platziert. Vor allem bei sehr kleinen Patienten entsteht so ein nur schwer zu kontrollierender Shuntfluss. Dieser muss durch Erhöhung des Pumpen-Minuten-Volumens ausgeglichen werden, um eine ausreichende Perfusion des Patienten sicherzustellen. Durch eine aktive Hämofiltration mittels Pumpe ist ein definierter „Shunt“ möglich, der leicht durch die entsprechende Steigerung des EKZ-Flusses ausgeglichen werden kann. Die Verwendung einer eigenen Pumpe für den Hämofilter bietet zwei weitere Vorteile. Zum einen kann das Blut vor der arteriellen Pumpe und somit unabhängig vom Patientenfluss entnommen werden, zum anderen kann der Durchfluss durch den Hämofilter und damit auch die Filtrationsrate exakt gesteuert und den jeweiligen Notwendigkeiten angepasst werden. Tabelle 13 zeigt eine Übersicht der in Deutschland erhältlichen Hämofilter für den Einsatz in der Kinder- und Säuglingsperfusion. Die Auflistung ist

	Typ	Ref-Nr	Konnektor [Zoll]	Nadelgröße [Ga]	Größe [Fr]	Größe [mm]	Länge [cm]	Besonderheit
Medtronic	DLP Aortic Root Cannulae	10218 - 12218 10018	LL	18	4	1,3	6,4 14	white / blue tip with standard introducer
	DLP Cardioplegia Needle	11316	LL	16	5	1,7	16,5	with stop hub
	Gundry Retrograde Cannula	94110	LL		10	3,3	22,9	with manual-inflate cuff
	DLP Retrograde Cannula	94040 94006 - 94106	LL		10 6	3,3 2,0	22,9 24,1	wirebound body, no stylet non-wirebound, no stylet / stylet
Andocor	Aortic Root +/- Vent	ARC07 - ARC01 ARC08 - ARC02	LL	16-12	6-9	2,0-3,0	15,0	mit Vent ohne Vent
	Retrograde Kardioplegiekanüle	RCC01	LL		14	18,0	31,0	self-inflating, malleable stylet
	Koronarperfusionskanüle	OC1045 - OC1445 OC1090 - OC1490	LL		10-14	3,3-4,7	21,0	45° 90°
Xcell	Aortic Root +/- Vent	ARC-S-15 - ARC-S-16 ARC-Y-15 - ARC-Y-16	LL	15-16				ohne Vent mit Vent
	Koronarperfusionskanüle	CAOC-45-10 - CAOC-45-14 CAOC-90-10 - CAOC-90-14	LL		10-14	3,3-4,7		45° 90°
LivaNova	Aortic Root ohne Vent	AR-11018	LL	18	4	1,3		
freeliffe	Aortic Root +/- Vent	FLK C04 K 14 - FLK C04 K 11 FLK C20 K 14 - FLK C20 K 11	LL / 1/4	14-11		1,6-2,3	17,0	mit Vent ohne Vent
	Koronarperfusionskanülen	FLK C01 I 30 - FLK C01 I 40 FLK C03 I 30 - FLK C03 I 40	LL		9-12	3,0-4,0		90° 135°

Tab. 5: Übersicht Kardioplegie-Kanülen

nach bestem Wissen recherchiert, bietet jedoch keinen Anspruch auf Vollständigkeit.

DISKUSSION

In der kardiovaskulären Chirurgie und insbesondere in der Kinderherzchirurgie spielen blutsparende Maßnahmen eine Schlüsselrolle. Wenngleich das Patient Blood Management einen festen Stellenwert bei erwachsenen Patienten hat, sind standardisierte Konzepte bei pädiatrischen Patienten selten. Insbesondere bei Säuglingen ist aufgrund des Missverhältnisses zwischen Blutvolumen des Patienten und dem Füllvolumen des EKZ-Kreislaufes häufig eine Zugabe von Blutprodukten ins Priming notwendig. Redlin et al. konnten eine gesteigerte Letalität mit einer arteriellen EKZ-Transfusion assoziieren, die z. B. beim Start der EKZ mit Blutpriming auftritt [61]. Erst der Verzicht auf Blutpriming eröffnet die Option einer transfusionsfreien Säuglingsherzoperation mit EKZ [62]. Entscheidend dafür ist ein primingreduziertes 250EKZ-System mit einer an die Patientengröße angepassten, modifizierten HLM. Fokus dabei ist die Anpassung der Roller-pumpen bezogen auf Größe und Position zu dem Oxygenator und Reservoir. Weiter muss die HLM möglichst nahe am Patienten

positioniert werden, um Schlauchlängen reduzieren zu können. So vorbereitet, wird das EKZ-System in allen verwendeten Komponenten patientenadaptiert zusammengesetzt [63, 64]. Münch et al. konnten zeigen, dass die konsequente Umstellung des kardiotechnischen Setups für Säuglinge von 5 bis 10 kg auf eine anders aufgebaute „Neo-HLM“ und die Verwendung dafür angepasster Perfusionskomponenten die Fremdoberfläche um 58 % und das Priming um 84 % senken konnte. Hierfür wurden Komplettperfusionssysteme mit Oxygenator, arteriellem Filter, offenem Reservoir, Hämofilter, Blutkardioplegie-System ((KIDS 101 (LivaNova), Affinity Pixie (Medtronic), FX05 CAPIOX (Terumo)), die für das Patientengut mit einem Körpergewicht von 5–10 kg geeignet sind, verglichen [65]. Auch Tauber et al. konnten durch Einführung des Patient Blood Managements in der Kinderherzchirurgie, bezogen auf das Neuausrichten der HLM-Position, kürzere Schlauchverbindungs-längen und Schlauchdurchmesser sowie das Einführen einer patientenangepassten Triggerschwelle, den Anteil an Blutpriming um 67 % reduzieren [66]. Allein durch den mit Hilfe einer Triggerschwelle (8,6 g/dl) errechneten EKZ-Bedarf im Priming konnte

der Gesamtfremdblutverbrauch bei Säuglingsherzoperationen unter 10 kg KG signifikant gesenkt werden [67]. Böttcher et al. bekräftigten ihre Thesen eines blutfreien Primings. Es soll unbedingt eine Minimierung der EKZ-Systeme vor allem durch maximale Kürzung der blutführenden Schläuche erfolgen, um die Hämodilatation auf das absolut Nötigste zu reduzieren [68]. Weiter kann durch den Einsatz moderner Blutkardioplegieverfahren, insbesondere bei Neonaten, eine kardioplegieinduzierte Verdünnung vermieden werden [69-71]. Durch die Verkleinerung des EKZ-Setups konnten De Somer et al. die pathologischen Gerinnungsveränderungen reduzieren und auf Fresh-Frozen-Plasma (FFP) größtenteils verzichten [72]. Koster et al. postulierten, dass das minimalisierte EKZ-System der Schlüssel für fremdblutfreie HLM-Eingriffe ist [73]. Im Konsensuspaper von Menkis et al. wird die Minimierung des EKZ-Setup bezogen auf die Reduzierung des Fremdblutverbrauchs mit der Klasse IIa, Level A angegeben [74]. Böttcher et al. konnten zeigen, dass Patienten, die ohne Transfusion während der EKZ auskommen, signifikant geringere postoperative Laktatwerte aufzeigen [75]. Murin et al. konnten die Letalität senken,

	Typ	Ref-Nr	Konnektor [Zoll]	Größe [Fr]	Größe [mm]	Länge [cm]	Besonderheit
Medtronic	Biomedicus one-piece Arterial Cannula	CB96825-008 - CB96825-014	1/4	8-14	2,7-4,7	19	Cortiva-beschichtet, nicht zum Seldingern, ohne LL
	Biomedicus one-piece Venous Cannula	CB96835-008 - CB96835-014	1/4	8-14	2,7-4,7	19	Cortiva-beschichtet, nicht zum Seldingern, ohne LL
	Biomedicus next generation Arterial Cannula	96820-108 - 96820-114	1/4	8-14	2,7-4,7	22,9	unbeschichtet, Seldinger-Technik möglich, ohne LL
	Biomedicus next generation Venous Cannula	96830-108 - 96830-114	1/4	8-14	2,7-4,7	22,9	unbeschichtet, Seldinger-Technik möglich
Getinge	Arterial HLS Cannulae	BE-PAS 1315	3/8	13	4,3	15	bioline coating
	Avalon Elite Bi-caval Dual Lumen Catheter	10013 - 10019	1/4	13-19	4,3-6,4	11-21	
Fresenius	NovaPort one KU Singlelumenkanüle	8800029 8800024	3/8	13	4,3	9 14	x.ellence coating
	NovaPort twin Doppellumenkanüle	8800086	3/8	18	6	17	x.ellence coating
freelife	Arterielle Femoralkanüle ohne LL	FLK A10 J08R - FLK A10 J14R FLK A10 C08R - FLK A10 C14R	3/16 1/4	8-14	2,7-4,7		Rheopax-Beschichtung
	Arterielle Femoralkanüle mit LL	FLK A10 G08R - FLK A10 G14R FLK A10 E08R - FLK A10 E14R	3/16 1/4	8-14	2,7-4,7		Rheopax-Beschichtung
	Venöse Femoralkanüle SA ohne LL	FLK V18 J08R - FLK V18 J14R FLK V18 C08R - FLK V18 C14R	3/16 1/4	8-14	2,7-4,7		Rheopax-Beschichtung
	Venöse Femoralkanüle SA mit LL	FLK V18 G08R - FLK V18 G14R FLK V18 E08R - V18 E14R	3/16 1/4	8-14	2,7-4,7		Rheopax-Beschichtung
	Revas Venovenöse Dual Lumen Kanüle	FLK VV 19R	3/8	19	6,4		Rheopax-Beschichtung

Tab. 6: Übersicht Single- und Doppellumenkanülen für ECLS & ECMO

Perfusionssystem		LivaNova S5		Getinge HL40		Medtronic Quantum		
Rollerpumpe		groß	klein	groß	klein	groß	mittel	klein
Schlauchgröße	1/2"	7,21	---	7,33	---	7,25	5,31	---
	3/8"	4,21	---	4,53	---	4,25	3,16	---
	5/16"	3,05	1,51	---	---	3,1	2,29	1,53
	1/4"	2,02	1,01	2,13	1,08	2,05	1,52	1,01
	3/16"	1,16	0,6	1,2	0,61	---	0,89	0,6
	1/8"	0,54	0,28	0,57	0,29	---	---	0,29

Tab. 7: Fluss in l/min von Rollerumpen verschiedener Hersteller bei 162 U/min

indem sie auf Blutpriming verzichten und eine Triggerschwelle von 8 g/dl zur EK-Transfusion festlegten [76]. In einer Metaanalyse aus 2012 wurde festgestellt, dass die Menge der transfundierten Fremdblutprodukte in direktem Zusammenhang mit akuter Niereninsuffizienz steht [77].

Vakuumasistierte venöse Drainage

Eine erfolgreiche chirurgische Therapie im Bereich der angeborenen Herzfehler basiert im Wesentlichen auf einer zügigen Korrektur, einer „maßgeschneiderten“ Perfusion sowie einem optimalen Management der Hämodynamik. Eine chirurgische Korrektur setzt u. a. ein beinahe blutfreies und übersichtliches Operationsfeld bei einer adäquaten Organperfusion voraus [40, 78, 79]. Diese Vorgaben sind oft nur durch den Einsatz einer vakuumasistierten ve-

nösen Drainage für einen verbesserten venösen Rückfluss zu erreichen. Dies ist vor allem bei unzureichender Höhendifferenz für eine passive Drainage zwischen Patient und venösem Reservoir einlass (Abb. 2), zu kleinen Kanülen und zu dünnen venösen EKZ-Schläuchen nötig. Obligat ist der VAVD-Einsatz bei der Verwendung kleinerer Venenkanülen und dünnerer Schläuche, um ein geringeres Primingvolumen zu haben. Dies erhöht jedoch das Risiko arterieller gasförmiger Mikroembolien und des Bluttraumas (Tab. 1; Abb. 1) [45]. Im Konsensuspapier der EACTS/EACTA/EBCP wird empfohlen, hierfür ein für Vakuum zugelassenes venöses Reservoir zu verwenden und den Unterdruck im venösen System zu überwachen (Klasse I, Level C). Nicht empfohlen werden hingegen exzessive negative Drücke größer -60 mmHg

(Klasse III, Level B) [80] wegen der massiven Blutschädigung. Ein weiteres Problem ist die Verfügbarkeit zugelassener VAVD-Controller für den Einsatz an der HLM. Hier muss seitens der Industrie nachgebessert werden, um im Einsatz von VAVD nicht off-Label zu agieren.

Beschichtung von Schlauchsystemen

Die Auswahl geeigneter Werkstoffe für EKZ-Systeme stellt ein großes Problem in der biomedizinischen Anwendung dar. Diese müssen biokompatibel und in der physiologischen Umgebung funktionstüchtig sein. Für den EKZ-Kreislauf spielt die Blutverträglichkeit (Hämokompatibilität) eine entscheidende Rolle. Im EKZ-System werden verschiedene Anforderungen an die verwendeten Kunststofftypen gestellt. Bei dem Oxygenator liegt der Fokus auf

Durchmesser [Fr]	Länge [cm]	Volumen [ml]	Volumenreduktion [%]
1/8"	100	7,9	-55,6
3/16"	100	17,8	-43,8
1/4"	100	31,7	-36,0
5/16"	100	49,5	-30,6
3/8"	100	71,2	-43,8
1/2"	100	126,6	---

Tab. 8: Volumenverbrauch nach Größe der Schlauchlumina

dem Gasaustausch, das Pumpensegment muss genügend Rückstellkraft aufweisen und der Hämofilter dient als Nierenersatz. Somit kommt das zirkulierende Blut mit einer Vielzahl unterschiedlicher Kunststoffe und Fremdoberflächen in Berührung. Fremdkörper, wozu alle Werkstoffe gehören, die mit Blut oder Körperflüssigkeiten in Verbindung stehen, lösen eine Reaktion im Organismus aus. Werkstoffe, die Körperkontakt haben, dürfen keine toxische, allergische, entzündliche oder gar karzinogene Wirkung haben [81]. Durch den Kontakt mit Fremdmedien (Kunststoffe) wird die Gerinnungskaskade im Körper aktiviert. Die EKZ-Schläuche wirken somit auf den Organismus wie eine Gefäßverletzung. Thrombozyten haften sich an die Fremdoberfläche und bilden Agglomerate. Die Beschichtung von blutführenden Systemen ist vor allem im Kinder-EKZ-Bereich mit langen Perfusionszeiten obligat und wird deshalb wenig hinterfragt. Es verbessert bei den meisten PVC-Leitungen nachweislich die Hämokompatibilität [80].

Bezogen auf den Transfusionsbedarf konnten in einem Konsensuspapier von Menkis et al. keine signifikanten Unterschiede bei chirurgischen Blutungen sowie Transfusionsbedarf festgestellt werden (Klasse IIb, Level A) [74]. Idealerweise initiiert die Oberflächenveredlung die menschliche tunica intima, um humanes Blut „inert“ für das EKZ-System zu halten. Aktuell sind unterschiedlichste Arten von Oberflächenbeschichtungen für die EKZ erhältlich, die die Biokompatibilität des PVC verbessern sollen [47, 82-85]. Bezogen auf die Thrombogenität (Hämokompatibilität) ist ein nDOP-PVC-Schlauch (TEHTM) zu einem durch Beschichtung modifiziertem PVC-Schlauch (DEHP) als gleichwertig anzusehen – allerdings bei Faktor 100 geringerer Weichmacher-Migration [36].

SCHLUSSFOLGERUNG

Durch die Optimierung der HLM hinsichtlich verwendeter Komponenten, Positionierung und Miniaturisierung ist es möglich, Oberfläche und Füllvolumen soweit

Hersteller	VAVD-Controller	Bemerkungen
Irasun	Sevaco LK3	für VAVD zugelassen
Getinge	Maquet VAVD-Controller	Produktion eingestellt
Eurosets	EVADO Vacuum Regulator	
Spectrum Medical	Quantum Ventilation System	im Ventilationsmodul integriert

Tab. 9: Übersicht Vakuüm-Controller

zu reduzieren, dass der Bedarf an Fremdblutprodukten möglichst gering ist. Dieser Prozess betrifft jedoch nicht nur den Perfusionisten, sondern bedarf eines hohen Aufwands und klarer Absprachen im gesamten Herz-Team.

Als AG „Kinder- und Säuglingsperfusion“ haben wir es in den letzten Jahren geschafft, eine Bestandsaufnahme der in Deutschland vorherrschenden Perfusionskonzepte vorzunehmen. Durch das Teilen von Erfahrung und Wissen konnten Übersichtslisten, Handlungsempfehlungen sowie einheitliche Perfusionskonzepte erarbeitet werden. Auf dieser Grundlage ist es den Kollegen möglich, ihr Perfusions-equipment anzupassen und zu modifizieren. Dabei profitieren die Teams von den Erfahrungen der Kolleginnen und Kollegen aus den anderen Kliniken, zum Wohle der uns anvertrauten Patienten.

	Oxygenator	max. Blutfluss [l/min]	Priming-Volumen [ml]	Oberfläche Oxygenator [m²]	max. Gasfluss [l/min]	Material Oxymembran	Oberfläche Wärmetauscher [m²]	Material Wärmetauscher	Volumen-Effizienz-Index [Priming/Blutfluss]	Beschichtung
Terumo	Capiox RX05	1,5	43	0,5	5,0	Polypropylen (PP) mikroporös	0,04	Edelstahl	34,88	X-coating
	Capiox RX15	5,0	135	1,5	15,0	Polypropylen (PP) mikroporös	0,14	Edelstahl	37,04	X-coating
	Capiox RX25	7,0	250	2,5	20,0	Polypropylen (PP) mikroporös	0,20	Edelstahl	28,00	X-coating
Getinge	Quadrox-i Small Adult (HMO 50000)	5,0	175	1,3		Polypropylen (PP) mikroporös	0,30	Polyurethan (TPU)	28,57	Bioline/Softline
	Quadrox-i Adult (HMO 70000)	7,0	215	1,8		Polypropylen (PP) mikroporös	0,40	Polyurethan (TPU)	32,56	Bioline/Softline
Fresenius	Hilite 1000	1,0	57	0,4	2,0	Polypropylen (PP) mikroporös	0,07	Polyester	17,54	x.eed/Rheoparin
	Hilite 2800	2,8	98	0,8	5,6	Polypropylen (PP) mikroporös	0,16	Polyester	28,57	x.eed/Rheoparin
	Hilite 7000	7,0	320	1,9	14,0	Polypropylen (PP) mikroporös	0,45	Polyester	21,88	x.eed/Rheoparin
Medtronic	Affinity NT	7,0	280	2,5		Polypropylen (PP) mikroporös		Edelstahl	25,00	Balance
	Affinity Pixie	2,0	48	0,7		Polypropylen (PP) mikroporös		Polyethylen-terephthalat (PET)	41,67	Balance/Cortiva
LivaNova	Kids D100	0,7	31	0,2		Polypropylen (PP) mikroporös	0,03	(Edelstahl)	22,58	Ph.I.S.I.O (PC)
	Kids D101	2,5	87	0,6		Polypropylen (PP) mikroporös	0,06	(Edelstahl)	28,74	Ph.I.S.I.O (PC)
	Inspire 6	6,0	184	1,4		Polypropylen (PP) mikroporös	0,40	Polyurethan (TPU)	32,61	Ph.I.S.I.O (PC)
	Inspire 8	8,0	219	1,8		Polypropylen (PP) mikroporös	0,40	Polyurethan (TPU)	36,53	Ph.I.S.I.O (PC)
Eurosets	A.I.one	7,0	190	1,4		(Polypropylen (PP) mikroporös)	0,08	Edelstahl	36,84	A.g.i.l.e. (PC)
	Trilly	3,0	99	0,8		Polypropylen (PP) mikroporös	0,04	Edelstahl	30,30	A.g.i.l.e. (PC)

Tab. 10: Übersicht Oxygenatoren ohne integrierte arterielle Filter

	Oxygenator	max. Blutfluss [l/min]	Priming-Volumen [ml]	Oberfläche Oxygenator [m ²]	max. Gasfluss [l/min]	Material Oxymembran	Oberfläche Wärmetauscher [m ²]	Material Wärmetauscher	Volumen-Effizienz-Index [Priming/Blutfluss]	Porengröße Art.Filter [µm]	Oberfläche Art. Filter [cm ²]	Beschichtung
Terumo	Capiox FX05	1,5	43	0,5	5	Polypropylen (PP) mikroporös	0,035	Edelstahl	34,88	32	130	X-coating
	Capiox FX15	5,0	144	1,5	15	Polypropylen (PP) mikroporös	0,14	Edelstahl	34,72	32	360	X-coating
	Capiox FX25	7,0	260	2,5	20	Polypropylen (PP) mikroporös	0,2	Edelstahl	26,92	32	600	X-coating
Getinge	Quadrox-i Neonatal	1,5	40	0,38		Polypropylen (PP) mikroporös	0,07	Polyurethan (TPU)	37,50	33		Bioline/Softline
	Quadrox-i Pediatric	2,8	99	0,8		Polypropylen (PP) mikroporös	0,15	Polyurethan (TPU)	28,28	33		Bioline/Softline
	Quadrox-i Small Adult (HMO 51000)	5,0	295	1,3		Polypropylen (PP) mikroporös	0,3	Polyurethan (TPU)	16,95	40	430	Bioline/Softline
	Quadrox-i Adult (HMO 71000)	7,0	335	1,8		Polypropylen (PP) mikroporös	0,4	Polyurethan (TPU)	20,90	40	430	Bioline/Softline
Fresenius	Hilite AF 7000	7,0	320	1,9		Polypropylen (PP) mikroporös	0,45	Polyethylen	21,88	40	360	x.eed
Medtronic	Affinity Fusion	7,0	260	2,5		Polypropylen (PP) mikroporös		Polyethylenterephthalat (PET)	26,92	25 µm		Balance/Cortiva
LivaNova	Inspire 6F	6,0	284	1,4		Polypropylen (PP) mikroporös	0,4	Polyurethan (TPU)	21,13	38	68	Ph.I.S.I.O (PC)
	Inspire 8F	8,0	351	1,75		Polypropylen (PP) mikroporös	0,4	Polyurethan (TPU)	22,79	38	97	Ph.I.S.I.O (PC)
Eurosets	A.I.one AF Plus	7,0	225	1,65		Polypropylen (PP) mikroporös	0,08	Edelstahl	31,11	80 + 38		A.g.i.l.e. (PC)
	Trilly AF	3,5	130	1,1		Polypropylen (PP) mikroporös	0,04	Edelstahl	26,92	80 + 38		A.g.i.l.e. (PC)

Tab. 11: Übersicht Oxygenatoren mit integrierten arteriellen Filtern

	Oxygenator	max. Blutfluss [l/min]	Priming-Volumen [ml]	Oberfläche Oxygenator [m ²]	max. Gasfluss [l/min]	Material Oxymembran	Oberfläche Wärmetauscher [m ²]	Material Wärmetauscher	Volumen-Effizienz-Index [Blutfluss/Priming]	Zulassung [d]	Beschichtung
Fresenius	Hilite 800LT	0,8	55	0,32	1,6	Polymethylpentene (PMP)	0,07	Polyethylen	14,55	1	Rheoparin
	Hilite 2400LT	2,4	95	0,65	4,8	Polymethylpentene (PMP)	0,16	Polyethylen	25,26	1	Rheoparin
	Hilite 7000LT	7,0	320	1,90		Polymethylpentene (PMP)	0,45	Polyethylen	21,88	1	Rheoparin
LivaNova	D902 Lilliput 2 ECMO	2,3	90	0,67		Polymethylpentene (PMP)	0,02	Edelstahl	25,56	5	Ph.I.S.I.O (PC)
	EOS ECMO	5,0	180	1,20		Polymethylpentene (PMP)	0,14	Edelstahl	27,78	5	Ph.I.S.I.O (PC)
Getinge	Quadrox-ID pediatric	2,8	81	0,80	5,6	Polymethylpentene (PMP)	0,15	Polyurethan (TPU)	34,57	30	Bioline/Softline
	Quadrox PLS	7,0	215	1,80	14,0	Polymethylpentene (PMP)	0,40	Polyurethan (TPU)	32,56	14	Bioline/Softline
	Quadrox HLS 5.0	5,0	240	1,30	10,0	Polymethylpentene (PMP)	0,30	Polyurethan (TPU)	20,83	30	Bioline/Softline
	Quadrox HLS 7.0	7,0	273	1,80	14,0	Polymethylpentene (PMP)	0,40	Polyurethan (TPU)	25,64	30	Bioline/Softline
Eurosets	ECMO Adult	7,0	225	1,81		Polymethylpentene (PMP)	0,08	Edelstahl	31,11	14	A.g.i.l.e. (PC)
	ECMO Paediatric	4,0	190	1,35		Polymethylpentene (PMP)	0,08	Edelstahl	21,05	14	A.g.i.l.e. (PC)
	ECMO New Born	1,5	90	0,69		Polymethylpentene (PMP)	0,04	Edelstahl	16,67	14	A.g.i.l.e. (PC)

Tab. 12: Übersicht Oxygenatoren für ECLS/ECMO

	Hämo- filter	max. Blutfluss [ml/min]	Priming- Volumen [ml]	Membran- Oberfläche [m ²]	max. TMP [mmHg]	Material Filter- membran	max. Molekül- größe [Dalton]	Filtra- tionsrate [ml/h/ mmHg]	Ultrafiltra- tion [ml/min] (bei 200 ml/min + 200 mmHg)	Anschlüsse Blutseitig	Anschlüsse Filtratseitig
Terumo	HC05	500	34,0	0,50	500	Polysulfon	65000			1/4"- Konnektor	1/2"- Hansen
Getinge	BC 20 plus	100	17,0	0,22	600	Polyaryl- ether- sulfon				Pos-Lock male	LuerLock female
	BC 60 plus	400	65,0	0,70	600	Polyaryl- ether- sulfon				Pos-Lock male	Luer-Lock female
Fresenius	Hämo- filter pro 20	100	17,0	0,20	600	Polyaryl- ether- sulfon			34,00	Pos-Lock male	Luer-Lock female
	Hämo- filter pro 60	400	52,0	0,60	600	Polyaryl- ether- sulfon			67,00	Pos-Lock male	Luer-Lock female
Medivators (Hemocor)	HPH Junior		8,0	0,09	500	Polysulfon	65000			Luer-Lock male	Luer-Lock female
	HPH Mini		14,0	0,07	500	Polysulfon	65000			Luer-Lock male	Luer-Lock female
	HPH 400		34,0	0,30	500	Polysulfon	65000			1/4"- Konnektor	1/4"- Konnektor
	HPH 700		56,0	0,71	500	Polysulfon	65000			1/4"- Konnektor	1/4"- Konnektor
LivaNova	DHF02	100	30,0	0,25	500	Polyether- sulfon	65000	16,00		Pos-Lock male	1/4"- Konnektor
	DHF06	500	60,0	0,68	500	Polyether- sulfon	65000	31,00		Pos-Lock male	1/4"- Konnektor
freelife	HF 0,2		15,0	0,20	500	Micro- Undulated Polysulfon		7,00		Pos-Lock male	Luer-Lock female
	HF 0,3		21,0	0,30	600	Polyether- sulfon		14,00		Pos-Lock male	Luer-Lock female
	HF 0,7		49,0	0,70	600	Polyether- sulfon		32,00		Pos-Lock male	Luer-Lock female
Medica	D025		2,5	0,02	600	Polysulfon	50000	0,32		Luer-Lock female	Luer-Lock female
	D050		5,0	0,08	600	Polysulfon	50000	1,30		Luer-Lock male	Luer-Lock female
	D100		10,0	0,15	600	Polysulfon	50000	3,00		1/4"-Kon- nektor	1/4"-Kon- nektor
	D150		19,0	0,25	600	Polysulfon	50000	5,50		Pos-Lock male	Luer-Lock female
	DP03HC		21,0	0,30	600	Polyether- sulfon	50000	14,00		Pos-Lock male	Luer-Lock female
	DP07HC		49,0	0,70	600	Polyether- sulfon	50000	32,00		Pos-Lock male	Luer-Lock female

Tab. 13: Übersicht Hämo-
filter für Kinder und Säuglinge

LITERATUR

1. Holst LB. Benefits and harms of red blood cell transfusions in patients with septic shock in the intensive care unit. *Danish medical journal*. 2016;63(2).
2. Docherty AB, Walsh TS. Anemia and blood transfusion in the critically ill patient with cardiovascular disease. *Critical care (London, England)*. 2017;21(1):61. doi: 10.1186/s13054-017-1638-9.
3. Müller M GC, Zacharowski K, Tonn T, Seifried E. Transfusion of packed red cells – indications, triggers and adverse events. *Deutsches Arzteblatt*. 2015;112(29-30):507-18. doi: 10.3238/arztebl.2015.0507.
4. Gerber DR. Risks of packed RBC transfusion in patients undergoing cardiac surgery. *Journal of Critical Care*. 2012(27):737.e1–.e9. doi: 10.1016/j.jcrc.2012.05.007.
5. Parker RI. Transfusion in critically ill children: indications, risks, and challenges. *Critical care medicine*. 2014;42(3):675-90. doi: 10.1097/ccm.0000000000000176.
6. Crowley M, Kirpalani H. A rational approach to red blood cell transfusion in the neonatal ICU. *Current opinion in pediatrics*. 2010;22(2):151-7. doi: 10.1097/MOP.0b013e328336eb3e.
7. Boettcher W, Sinzobahamvya N, Miera O, Redlin M, Dehmel, Cho, et al. Routine Application of Bloodless Priming in Neonatal Cardiopulmonary Bypass: A 3-Year Experience. *Pediatric cardiology*. 2017. doi: 10.1007/s00246-017-1585-x.
8. Kwak JG, Lee J, Park M, Seo YJ, Lee CH. Hemolysis During Open-Heart Surgery With Vacuum-Assisted Venous Drainage at Different Negative Pressures in Pediatric Patients Weighing Less Than 10 kilograms. *World J Pediatr Congenit Heart Surg*. 2017;8(2):161-5. doi: 10.1177/2150135116681734.
9. Münch F, Teske A, Kasten W, Fiebig D, Cesnjevar RA. Arterielle Kanülen – French ist nicht gleich French. 46 Jahrestagung und 9 Fokustagung Herz. Weimar: Kardiotechnik; 2017.
10. Matte GS. *Perfusion for Congenital Heart Surgery*. Wiley Blackwell. 2015.
11. Tschaut R. *Extrakorporale Zirkulation in Theorie und Praxis*. Rudolf J. Tschaut. 2005.
12. Lauterbach G. *Handbuch der Kardiotechnik*. München, Jena: Urban Fischer Verlag. 2002.
13. Schmidt RF, Thews G. *Physiologie des Menschen. Hämodynamische Grundlagen* Springer Verlag. 1995.
14. Bernard L, Cueff R, Breyse C, Decaudin B, Sautou V. Migrability of PVC plasticizers from medical devices into a simulant of infused solutions. *Int J Pharm*. 2015;485(1-2):341-7. doi: 10.1016/j.ijpharm.2015.03.030.
15. Huang PC, Tsai CH, Liang WY, Li SS, Pan WH, Chiang HC. Age and Gender Differences in Urinary Levels of Eleven Phthalate Metabolites in General Taiwanese Population after a DEHP Episode. *PLoS One*. 2015;10(7):e0133782. doi: 10.1371/journal.pone.0133782.
16. Eckert E, Münch F, Göen T, Purbojo A, Müller J, Cesnjevar R. Comparative study on the migration of di(2-ethylhexyl phthalate (DEHP) and tri(2-ethylhexyl trimellitate (TOTM) into blood from PVC tubing material of a heart-lung machine. *Chemosphere*. 2016;145:10-6. doi: 10.1016/j.chemosphere.2015.11.067.
17. Klapproth A, Schärli M, Göen T, Eckert E, Schäffer TE, Cesnjevar R, et al. Migration of additives (DEHP & TOTM) from Ph.i.s.i.o.[®]-coated PVC materials in medical devices (in German). *Kardiotechnik*. 2017;1(1):1-10.
18. Münch F, Höllerer C, Klapproth A, Eckert E, Ruffer A, Cesnjevar R, et al. Effect of phospholipid coating on the migration of plasticizers from PVC tubes. *Chemosphere*. 2018;202:742-9. doi: 10.1016/j.chemosphere.2018.03.136.
19. Münch F, Göen T, Zimmermann R, Adler W, Purbojo A, Höllerer C, et al. Reduction of exposure to plasticizers in stored red blood cell units. *Perfusion*. 2020;35(1):32-8. doi: 10.1177/0267659119851403.
20. Eckert E, Müller J, Höllerer C, Purbojo A, Cesnjevar R, Göen T, et al. Plasticizer exposure of infants during cardiac surgery. *Toxicol Lett*. 2020;330:7-13. doi: 10.1016/j.toxlet.2020.04.004.
21. Inoue K, Kawaguchi M, Yamanaka R, Higuchi T, Ito R, Saito K, et al. Evaluation and analysis of exposure levels of di(2-ethylhexyl) phthalate from blood bags. *Clin Chim Acta*. 2005;358(1-2):159-66. doi: 10.1016/j.cccn.2005.02.019.
22. Takahashi Y, Shibata T, Sasaki Y, Fujii H, Bito Y, Suehiro S. Di(2-ethylhexyl) phthalate exposure during cardiopulmonary bypass. *Asian Cardiovasc Thorac Ann*. 2008;16(1):4-6. doi: 16/1/4 [pii].
23. Latini G, Verrotti A, De Felice C. Di-2-ethylhexyl phthalate and endocrine disruption: a review. *Curr Drug Targets Immune Endocr Metabol Disord*. 2004;4(1):37-40. doi: 10.2174/1568008043340017.
24. Tickner JA, Schettler T, Guidotti T, McCally M, Rossi M. Health risks posed by use of Di-2-ethylhexyl phthalate (DEHP) in PVC medical devices: a critical review. *Am J Ind Med*. 2001;39(1):100-11.
25. Radke EG, Glenn BS, Braun JM, Cooper GS. Phthalate exposure and female reproductive and developmental outcomes: a systematic review of the human epidemiological evidence. *Environ Int*. 2019;130:104580. doi: 10.1016/j.envint.2019.02.003.
26. Radke EG, Braun JM, Meeker JD, Cooper GS. Phthalate exposure and male reproductive outcomes: A systematic review of the human epidemiological evidence. *Environ Int*. 2018;121(Pt 1):764-93. doi: 10.1016/j.envint.2018.07.029.
27. Chen X, Xu S, Tan T, Lee ST, Cheng SH, Lee FW, et al. Toxicity and estrogenic endocrine disrupting activity of phthalates and their mixtures. *Int J Environ Res Public Health*. 2014;11(3):3156-68. doi: 10.3390/ijerph110303156.
28. European-Commission: The Safety of Medical Devices Containing DEHP-Plasticized PVC or other Plasticizers on Neonates and other Groups Possibly at Risk. https://ec.europa.eu/health/scientific_committees/emerging/docs/scenih_r_o_047.pdf (2015). Accessed 23.09.2020.
29. IARC IWGotEoCRtH. Some chemicals present in industrial and consumer products, food and drinking-water. IARC Monogr Eval Carcinog Risks Hum. 2013;101:9-549.
30. Union E. Directive 2005/84/EC of the European Parliament and of the Council 2005.
31. Su PH, Chang YZ, Chang HP, Wang SL, Huang HI, Huang PC, et al. Exposure to di(2-ethylhexyl) phthalate in premature neonates in a neonatal intensive care unit in Taiwan. *Pediatric critical care medicine : a journal of the Society of Critical Care Medicine and the World Federation of Pediatric Intensive and Critical Care Societies*. 2012;13(6):671-7. doi: 10.1097/PCC.0b013e3283182455558.
32. Testai E, Hariemann P, Rastogi SC, Bernauer U, Piersma A, De Jong W, et al. The safety of medical devices containing DEHP plasticized PVC or other plasticizers on neonates and other groups possibly at risk (2015 update). *Regul Toxicol Pharmacol*. 2016;76:209-10. doi: 10.1016/j.yrtph.2016.01.013.
33. European-Commission. "Synoptic Document" - Provisional List of Monomers and Additives notified to European commission as substances which may be used in the Manufacture of Plastics and Coatings Intended to Come into Contact with Foodstuffs. Brüssel: European-Commission; 2005.
34. HCWH. Alternatives to Polyvinyl Chloride (PVC) and Di (2-Ethylhexyl) Phthalate Medical Devices on the European Market. *Health Care Without Harm*. 2006.
35. Malarvannan G, Onghena M, Verstraete S, van Puffelen E, Jacobs A, Vanhorebeek I, et al. Phthalate and alternative plasticizers in in-dwelling medical devices in pediatric intensive care units. *J Hazard Mater*. 2019;363:64-72. doi: 10.1016/j.jhazmat.2018.09.087.
36. Raumedic-AG. noDOP - Die bessere Alternative. *Helbrechts: Raumedic AG*; 2007.
37. Kambia K, Dine T, Azar R, Gressier B, Luyckx M, Brunet C. Comparative study of the leachability of di(2-ethylhexyl) phthalate and tri(2-ethylhexyl) trimellitate from haemodialysis tubing. *Int J Pharm*. 2001;229(1-2):139-46.
38. Eljezi T, Pinta P, Richard D, Pinguet J, Chezal JM, Chagnon MC, et al. In vitro cytotoxic effects of DEHP-alternative plasticizers and their primary metabolites on a L929 cell line. *Chemosphere*. 2017;173:452-9. doi: 10.1016/j.chemosphere.2017.01.026.
39. Bui TT, Giovanoulis G, Cousins AP, Magner J, Cousins IT, de Wit CA. Human exposure, hazard and risk of alternative plasticizers to phthalate esters. *Sci Total Environ*. 2016;541:451-67. doi: 10.1016/j.scitotenv.2015.09.036.
40. Vida VL, Bhattarai A, Spegginorin S, Zanello F, Stellan G. Effect of Vacuum on Venous Drainage: an Experimental Evaluation on Pediatric Venous Cannulas and Tubing Systems. *JNMA J Nepal Med Assoc*. 2014;52(196):960-6.
41. Rachel Gambino BS, Edward M. Darling. *Vacuum-Assisted Venous Drainage: A 2014 Safety Survey*. *The Journal of ExtraCorporeal Technology*. 2015;47:160-6.
42. Lapietra A, Grossi EA, Pua BB, Esposito RA, Galloway AC, Derivaux CC, et al. Assisted venous drainage presents the risk of undetected air microembolism. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2000;120(5):856-62. doi: 10.1067/mtc.2000.110183.
43. Guimarães DP, Canejo LF, Matte G, Carletto LP, Policarpo VC, Castro A, et al. Impact of Vacuum-Assisted Venous Drainage on Forward Flow in Simulated Pediatric Cardiopulmonary Bypass Circuits Utilizing a Centrifugal Arterial Pump Head. *Braz J Cardiovasc Surg*. 2020;35(2):134-40. doi: 10.21470/1678-9741-2019-0311.
44. Colangelo N, Torracca L, Lapenna E, Moriggia S, Crescenzi G, Alfieri O. Vacuum-assisted venous drainage in extrathoracic cardiopulmonary bypass management during minimally invasive cardiac surgery. *Perfusion*. 2006;21(6):361-5. doi: 10.1177/0267659106071324.
45. Wang S, Ündar A. Vacuum-assisted Venous Drainage and Gaseous Microemboli in

- Cardiopulmonary Bypass. *The Journal of Extra Corporeal Technology*. 2008;40:249-56.
46. Jegger D, Tevaearai HT, Mueller XM, Horisberger J, von Segesser LK. Limitations using the vacuum-assist venous drainage technique during cardiopulmonary bypass procedures. *The journal of extra-corporeal technology*. 2003;35(3):207-11.
47. Terumo-Cardiovascular-Group: Xcoating™ Surface Coating. http://www.terumo-cvs.com/doc/861103_Xcoating-Brochure_JUN2015_FINAL_lowRes.pdf (2015). Accessed.
48. Maquet-Getinge-Group. Maquet Gebrauchsanweisung VHK 70000 Kardiotomie-reservoir Version 08. Getinge; 2020.
49. Xiong HY, Liu Y, Shu DC, Zhang SL, Qian X, Duan WX, et al. Effects of Sevoflurane Inhalation During Cardiopulmonary Bypass on Pediatric Patients: A Randomized Controlled Clinical Trial. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs)*. 1992; 2016; 62(1):63-8. doi: 10.1097/mat.0000000000000285.
50. Scheer MM, Münch F, Bohn S, Haimerl G, Weyand M, Harig F. Oxygenator-Leistungsvergleich: Compactflo Evolution Phisio M versus Inspire 6 M Phisio. *Kardiotechnik*. 2013;9-16.
51. Schmid P. Leitfaden Extrakorporale Zirkulation.pdf. Heidelberg: Springer Medizin Verlag; 2011.
52. Zhou G, Feng Z, Xiong H, Duan W, Jin Z. A combined ultrafiltration strategy during pediatric cardiac surgery: a prospective, randomized, controlled study with clinical outcomes. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2013;27(5):897-902. doi: 10.1053/j.jvca.2013.01.006.
53. Teske A, Münch F, Rüffer A, Cesnjevar R. Modifizierte Ultrafiltration im klinischen Einsatz - wo ist die Evidenz. 47 Internationale Jahrestagung der DGfK und 10 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Wiesbaden: Kardiotechnik 2018. 37.
54. Münch F, Purbojo A, Cesnjevar R, Teske A. Update Hämofiltration und Hämo-perfusion. *Kardiotechnik*. 2019;2:26-36.
55. Naik SK, Knight A, Elliott M. A prospective randomized study of a modified technique of ultrafiltration during pediatric open-heart surgery. *Circulation*. 1991;84(5 Suppl):Iii422-31.
56. Elliott MJ. Ultrafiltration and modified ultrafiltration in pediatric open heart operations. *The Annals of thoracic surgery*. 1993;56(6):1518-22.
57. Osthaus WA, Görler H, Sievers J, Rahe-Meyer N, Optenhöfel J, Breyman T, et al. Bicarbonate-buffered ultrafiltration during pediatric cardiac surgery prevents electrolyte and acid-base balance disturbances. *Perfusion*. 2009;24(1):19-25. doi: 10.1177/0267659109106728.
58. Osthaus WA, Sievers J, Breyman T, Suempelmann R. Bicarbonate buffered ultrafiltration leads to a physiologic priming solution in pediatric cardiac surgery. *Interact Cardiovasc Thorac Surg*. 2008;7(6):969-72. doi: 10.1510/icvts.2008.179333.
59. Walpoth BH, Amport, R., Schmid, B., Lanz, M., Althaus, U. Hemofiltration during cardiopulmonary bypass: Quality assessment of hemoconcentrated blood. Inauguraldissertation: Amport Thomas Walter, Bern, Switzerland 1993.
60. Downing SW, Edmunds LH. Release of vasoactive substances during cardiopulmonary bypass. *The Annals of thoracic surgery*. 1992; 54(6):1236-43. doi: 10.1016/0003-4975(92)90113-i.
61. Redlin M, Boettcher W, Kukucka M, Kuppe H, Habazettl H. Blood transfusion during versus after cardiopulmonary bypass is associated with postoperative morbidity in neonates undergoing cardiac surgery. *Perfusion*. 2014; 29(4):327-32. doi: 10.1177/0267659113517922.
62. Boettcher W, Dehmel F, Matschke A, Iben A, Redlin M, Eggert D, et al. Kongenitale Herzchirurgie mit Verzicht auf Blutpriming bei 1000 konsekutiven Patienten mit einem Körpergewicht von bis zu 15 kg. 46 Internationale Jahrestagung der DGfK und 9 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Weimar: Kardiotechnik. 2017:8.
63. Mesfin A, Tauber J, Biermann D, Sachweh JS, Stockinger G, Sehn C, et al. Der neue Weg der „maßgeschneiderten“ Perfusion. 48 Internationale Jahrestagung der DGfK und 11 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Wiesbaden Kardiotechnik. 2019:4.
64. Weimer RK, Meuser J, Nisztuk S, Gehron J, Mann V, Valeske K, et al. Kongenitale Herzchirurgie mit Verzicht auf Blutpriming bei 1000 konsekutiven Patienten mit einem Körpergewicht von bis zu 15 kg. 46 Internationale Jahrestagung der DGfK und 9 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Weimar: Kardiotechnik 2017: 7.
65. Münch F, Purbojo A, Sandrio S, Cesnjevar R, Rüffer A. Optimiertes EKZ-Konzept zur Vermeidung von Fremdblut bei 5-10 kg Säuglingen. 43 Internationale Jahrestagung der DGfK und 6 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Nürnberg: J. Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie 2014.
66. Tauber J, Amha M, Biermann D, Riso A, Sachweh JS, Rüffer A. Blutsparende Maßnahmen in der Kinderherzchirurgie – eine Single-Center-Erfahrung. 48 Internationale Jahrestagung der DGfK und 11 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Wiesbaden: Kardiotechnik. 2019: 2.
67. Münch F, Bakir B, Cesnjevar R, Blumauer R, Purbojo A, Teske A. Blutbasiertes versus elektrolytbasiertes Priming: Vorteile für die Säuglinge? *Kardiotechnik*. 2020;3:85-95.
68. Boettcher W DF, Redlin M, Sinzobahamvya N, Photiadis J. Cardiopulmonary Bypass Strategy to Facilitate Transfusion-Free Congenital Heart Surgery in Neonates and Infants. *Thorac Cardiovasc Surg*. 2020;68(1):2-14. doi: 10.1055/s-0039-1700529.
69. Münch F, Teske A, Purbojo A, Blumauer R, Cesnjevar RA, Rüffer A. Medizinische und technische Besonderheiten beim Anwenden einer modifizierten Blutkardioplegie in der Kinderherzchirurgie. 46 Internationale Jahrestagung der DGfK und 9 Fokustagung Herz der DGfK und DGTHG. Weimar: Kardiotechnik. 2017: 9.
70. Münch F, Purbojo A, Kellermann S, Jansen C, Cesnjevar R, Rüffer A. Neue Strategien in der Kinderherzchirurgie: Verminderte Elektrolytschwankungen durch modifizierte Blutkardioplegie nach Calafiore. *Kardiotechnik*. 2015;2:44-8.
71. Münch F, Purbojo A, Kellermann S, Jansen C, Cesnjevar RA, Rüffer A. Improved contractility with tepid modified full blood cardioplegia compared with cold crystalloid cardioplegia in a piglet model. *European journal of cardio-thoracic surgery : official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery*. 2014. doi: 10.1093/ejcts/ezu440.
72. De Somer F, Foubert L, Poelaert J, Dujardin D, Van Nooten G, Francois K. Low extracorporeal priming volumes for infants: a benefit? *Perfusion*. 1996;11(6):455-60. doi: 10.1177/026765919601100606.
73. Koster A, Huebler M, Boettcher W, Redlin M, Berger F, Hetzer R. A new miniaturized cardiopulmonary bypass system reduces transfusion requirements during neonatal cardiac surgery: Initial experience in 13 consecutive patients. *The Journal of Thoracic Cardiovascular Surgery*. 2009;137(6):1565-8.
74. Alan H. Menkis MJM, PharmD, MSc (HTA); Davy C.H. Cheng, MD; David C. Fitzgerald, CCP; John J. Freedman, MD; Changqing Gao, MD; Andreas Koster, MD, PhD; G. Scott Mackenzie, MD; Gavin J. Murphy, MD; Bruce Spiess, MD; and Niv Ad, MD. Drug, Devices, Technologies, and Techniques for blood management in minimally invasive and conventional cardiothoracic surgery. *Innovations* 2012;7(4).
75. Boettcher W, Sinzobahamvya N, Miera O, Redlin M, Dehmel, Cho, et al. Routine Application of Bloodless Priming in Neonatal Cardiopulmonary Bypass: A 3-Year Experience. *Pediatr Cardiol*. 2017;38:807-12. doi: 10.1007/s00246-017-1585-x.
76. Murin P, Boettcher W, Ozaki S, Wloch A, Cho MY, Redlin M, et al. Asanguineous Cardiopulmonary Bypass in Infants: Impact on Postoperative Mortality and Morbidity. *Thorac Cardiovasc Surg*. 2020;68(1):59-67. doi: 10.1055/s-0038-1676789.
77. Karkouti K. Transfusion and risk of acute kidney injury in cardiac surgery. *British journal of anaesthesia*. 2012;109 Suppl 1:i29-i38. doi: 10.1093/bja/aes422.
78. Ojito JW, Hannan RL, Miyaji K, White JA, McConaghey TW, Jacobs JP, et al. Assisted venous drainage cardiopulmonary bypass in congenital heart surgery. *The Annals of thoracic surgery*. 2001;71(4):1267-71; discussion 71-2. doi: 10.1016/s0003-4975(00)02458-9.
79. Murai N, Cho M, Okada S, Chiba T, Saito M, Shioyuchi S, et al. Venous drainage method for cardiopulmonary bypass in single-access minimally invasive cardiac surgery: siphon and vacuum-assisted drainage. *J Artif Organs*. 2005;8(2):91-4. doi: 10.1007/s10047-005-0288-x.
80. Kunst G, Milojevic M, Boer C, De Somer FMJJ, Gudbjartsson T, van den Goor J, et al. 2019 EACTS/EACTA/EBCP guidelines on cardiopulmonary bypass in adult cardiac surgery. *British journal of anaesthesia*. 2019;123(6):713-57. doi: <https://doi.org/10.1016/j.bja.2019.09.012>.
81. Parliament E: Regulation (EU) 2017/745 of the European Parliament and of the Council of 5 April 2017 on medical devices, amending Directive 2001/83/EC, Regulation (EC) No 178/2002 and Regulation (EC) No 1223/2009 and repealing Council Directives 90/385/EEC and 93/42/EEC. (2017). Accessed 18..08.2020.
82. Harig F, Cesnjevar R, Lindemann Y, Bumiller L, Singer H, Weyand M. Phosphorylcholine-coated cardiopulmonary bypass in paediatric cardiac surgery improves biocompatibility: reduced contact activation and endothelin-1 release. *Critical Care*. 2001.
83. Medtronic-Inc. Carmeda Bioactive Surface. Minneapolis 2006.
84. Medtronic-Inc. Trillium Biosurface. Minneapolis 2011.
85. Vertellus-Specialities-Inc. Phosphorylcholine Technology. Hampshire: Vertellus Specialities Inc.; 2011.

DANKSAGUNG

Bei unseren jährlichen Arbeitsgruppentreffen in den Kliniken wurden wir von verschiedenen Experten zu diesem Themenkomplex außerhalb der Arbeitsgruppe Kinder- und Säuglingsperfusion unterstützt.

WIR BEDANKEN UNS BEI:

Prof. Dr. Robert Zimmermann, Erlangen: Transfusion von Erythrozyten-Konzentraten und deren Auswirkungen auf den Organismus

OÄ Dr. Leonie Schulte-Uentrop, Hamburg: Brauchen wir heutzutage noch Vollblutersatz im Säuglingspriming?

PD Dr. med. Andreas Koster, Bad Oeynhausen: Patient Blood Management in der Kinderherzchirurgie

Volker Lauenroth, Bad Oeynhausen: VAD bei Kindern und EMAH-Patienten

Prof. Dr. Harry Magunia, Tübingen: Patient Blood Management in der Kinderherzanästhesie

PD Dr. Tim Attmann, Kiel: Norwood-Prozedur – aus der Sicht der Chirurgie

Dr. Peter Dütschke, Kiel: Norwood-Prozedur – aus der Sicht der Anästhesie

INTERESSENKONFLIKTE

Die Autoren der Arbeitsgruppe geben an, keine Interessenkonflikte zu haben.

BESCHREIBUNG UND AUFGABEN DER AG KINDER UND SÄUGLINGSPERFUSION DER DGfK

Die Kinder- und Säuglingsperfusion ist ein hochspezialisierter Bereich innerhalb der Kardiotechnik. Von landesweit 78 herzchirurgischen Zentren gibt es 22 kinderherzchirurgische Abteilungen. Etwa 20 % der in Deutschland klinisch tätigen Perfusionisten sind auf diesen sensiblen Bereich spezialisiert. Gegründet wurde die Arbeitsgruppe im Jahr 2013 im Auftrag der DGfK. Unter den fünf Gründungsmitgliedern waren das Universitätsklinikum Erlangen, das Deutsche Kinderherzzentrum St. Augustin, das Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, das Universitätsklinikum Gießen und die Medizinische Hochschule Hannover. Mittlerweile beteiligen sich 2/3 aller kinderherzchirurgischen Abteilungen aktiv in der AG. Im Rahmen der Jahrestagungen der DGTHG und DGfK trifft sich die AG regelmäßig. Ein weiteres Treffen wird abwechselnd in einer teilnehmenden Klinik ausgerichtet. Neben einer Hospitation im OP können die AG-Themen deutlich ausführlicher erarbeitet und diskutiert werden. Abgerundet werden diese Treffen durch sehr hochwertige Vorträge von Referenten der jeweiligen Klinik.

ZIEL DER ARBEITSGRUPPE „KINDER- UND SÄUGLINGSPERFUSION“:

- Bestandsaufnahme der in Deutschland vorherrschenden Perfusionskonzepte
- Entwicklung von Handlungsempfehlungen für die Kinder- und Säuglingsperfusion
- Standardisierung der Ausbildung/Spezialisierung zum Kinderperfusionisten in Zusammenarbeit mit dem EBCP
- Durchführung von multizentrischen wissenschaftlichen Arbeiten
- Aufbau einer gemeinsamen Kommunikationsplattform zwischen den einzelnen Abteilungen
- Unterstützung der eigenen wissenschaftlichen Jahrestagung durch aktive Teilnahme
- Veröffentlichung der AG-Ergebnisse im offiziellen Organ der DGfK
- Ansprechpartner für alle kardiotechnischen Abteilungen hinsichtlich der Kinder- und Säuglingsperfusion“
- Unterstützung der Kliniken ohne Kinderherzchirurgie mit dem „Kinderperfusionspraktikum – ECCP Zertifizierung“
- Zertifikat Kinderperfusion

Weiterführende Informationen und Kontaktdaten unter: <https://dgfkt.de/organisation/arbeitsgruppen/arbeitsgruppe-kinder-und-saeuglingsperfusion/>.