

Einfluss einer Mikroaxialpumpe auf aortale Blutströmungen bei femoralem extrakorporalem Life Support System (ECLS) und kardiogenem Schock

Untersuchungen an einem Kreislaufsimulator

ZUSAMMENFASSUNG

Akute Herz-Kreislauf-Erkrankungen können mit einem kardiogenen Schock einhergehen. In solchen Fällen kann das extrakorporale Life-Support-System (ECLS) als lebenserhaltende Maßnahme eingesetzt werden, wenn medikamentöse Maßnahmen nicht mehr ausreichend sind. Die Absicht besteht darin, den Kreislauf aufrechtzuerhalten und die Sauerstoffversorgung der gesamten Organe, inklusive des Herzens zu gewährleisten. Die am häufigsten verwendete Kanülierung des ECLS ermöglicht den arteriellen Zufluss peripher über die Arteria femoralis, da diese im Notfall am schnellsten zugänglich ist. Zu beachten ist hier der retrograde Fluss des ECLS, der dem antegraden Fluss des bereits geschwächten Herzens entgegenwirkt. Dies führt neben einem Zwei-Kreislauf-System auch zur Nachlasterrhöhung des linken Ventrikels. Die genauen Auswirkungen dieser Ereignisse sind bislang noch nicht geklärt und sollen anhand eines Kreislaufsimmers untersucht werden. Mit dem Einsatz der Mikroaxialpumpe Impella 2.5 kann der linke Ventrikel entlastet werden, indem das Blut aus diesem abgezogen und in der aufsteigenden Aorta wieder zurückgegeben wird.

Anhand eines In-vitro-Modells der großen arteriellen und venösen Körpergefäße (EMPACs) wurde die Interaktion zwischen Eigen- und ECLS-Kreislauf und zusätzlicher Mikroaxialpumpe näher untersucht. Mittels Pulswellensonografie wurden die Blutflussgeschwindigkeiten und der Pulsatilitätsindex in der Aorta, der Arteria carotis communis sinistra und Arteria renalis gemessen. Aufnahmen mittels farbkodierter Duplexsonografie dienen zur bildlichen Darstellung. Wir konnten in dieser Arbeit zeigen, dass der Einsatz einer Mikroaxialpumpe zusätzlich zu einem ECLS-System die auftretende Trennzone zwischen den konkurrierenden Flüssen in distale Richtung verschieben kann und den linken Ven-

trikel so entlastet. Dies könnte die Erholung des Myokards deutlich beschleunigen. Bei einer Verschiebung der Trennzone bei einer vorhandenen Diffusionsstörung der Lunge könnte dann aber für einen unbestimmten Zeitraum nicht ausreichend oxygeniertes Blut in die Koronarien und Endorgane gelangen. Eine Kreislaufferhaltung mittels ECLS und gleichzeitige linksventrikuläre Entlastung mittels Mikroaxialpumpe sollte deswegen sorgfältig überwacht werden.

SCHLÜSSELWÖRTER

Kreislaufsimulation, kardiovaskuläre Modelle, extrakorporale Unterstützung, Mikroaxialpumpe, Flusseigenschaften in der Aorta

ABSTRACT

Acute cardiovascular diseases can be accompanied by cardiogenic shock. In such cases, an extracorporeal life support system (ECLS) can be used as a life-sustaining measure when pharmaceutical support is no longer sufficient. This is to maintain the circulation and to ensure oxygenation of all end organs, including the myocardium. The most commonly used femoral cannulation access of the ECLS enables the arterial inflow via the femoral artery, since this is the quickest access in emergency cases. The retrograde flow should be critically considered, as it counteracts against the antegrade flow of the already compromised left ventricle. In addition to a double circulatory system, this also leads to an increased left ventricular afterload. The precise interactions of these events are so far not clear and should be investigated using a mock circulation loop. The use of a microaxial pump may unload the left ventricle and displace blood into the general circulation.

Using an in vitro circulatory mock loop of the major arteries and veins (EMPACs), the interaction between the native and the extracorporeal circulation and the addi-

tional microaxial pump was more closely investigated. The blood flow velocities and the pulsatility index in the aorta, the left carotid artery and renal artery were measured by using pulse waved doppler. Color-coded doppler sonography allowed a visual illustration. We were able to show that the microaxial pump in addition to the ECLS system is able to shift the watershed between the competing flows in a distal direction thus allowing a left ventricular unloading and facilitated recovery. Due to pulmonary edema a shifted watershed towards the descending aorta may unpredictably deliver unoxygenated blood into the coronary system and end organs. Thus, a combined use of life sustaining ECLS and left ventricular unloading with microaxial pumps should be carefully monitored.

KEYWORDS

Circulation simulation, cardiovascular models, extracorporeal support, micro axial pump, flow properties in the aorta

EINLEITUNG

In Deutschland belegen die chronische ischämische Herzkrankheit, akuter Myokardinfarkt und Herzinsuffizienz die ersten drei Ränge der häufigsten Todesursachen (Stand 2015) [1].

Treten Herz-Kreislauf-Erkrankungen auf, so kann ein Teil davon mit einem akuten kardiogenen Schock einhergehen. Dieser Zustand stellt einen lebensbedrohlichen Notfall dar, da das Herz nicht mehr in der Lage ist, die Organversorgung aufrechtzuerhalten. Neben dem Verlust der nativen Herzfunktion droht die Unterversorgung lebenswichtiger Organe, wie die des Gehirns, der Nieren oder der Leber. In solchen Fällen kann das extrakorporale Life Support-System (ECLS), eine aktive mechanische Kreislaufunterstützung, als lebenserhaltende Maßnahme eingesetzt werden, wenn konservative Behandlungen nicht mehr ausreichend sind. Das ECLS-System befördert über eine

drainierende Kanüle das Blut aus dem Körper, oxygeniert dieses und stellt es anschließend über eine arterielle Kanüle dem Patienten wieder zur Verfügung. Da der Einbau des oben genannten Systems häufig im Rahmen einer Reanimation nach akutem Kreislaufversagen stattfindet, erfordert dies eine zeitnahe und fehlerfreie Wiederherstellung des Kreislaufes. Die perkutane veno-arterielle Kanülierung des ECLS-Systems bietet über die Vena femoralis und die Arteria femoralis eine schnelle und komplikationsarme Möglichkeit [2–4].

Trotz der fortlaufenden Weiterentwicklung der ECLS-Systeme und deren stetig zunehmendem Einsatz ist dieses Verfahren noch immer mit einer hohen Mortalität von über 60 % assoziiert [5, 6].

Das Prinzip der femoral-femorale ECLS führt zwar zu einer Vorlastreduktion des linken Ventrikels, ist in seiner Wirkungsweise jedoch eingeschränkt, da dies ohne die direkte Entleerung des linken Ventrikels stattfindet [7–9].

Bei der Versorgung von Patienten mit dem ECLS-System findet die Rückführung des Blutes außerdem aus dem externen Kreislauf in das arterielle Gefäßsystem in retrograder Richtung statt. Dies führt zum einen zur Nachlasterhöhung des linken Ventrikels, zum anderen aber auch zu einem Zweikreislaufsystem mit konkurrierenden Flüssen.

Zur Entlastung des linken Ventrikels werden daher vermehrt Mikroaxialpumpen (Impella, Abiomed, Aachen, Deutschland) eingesetzt. Pappalardo et al. zeigen anhand einer größeren klinischen Studie, dass die linksventrikuläre Entlastung mittels einer Mikroaxialpumpe in Verbindung mit der ECLS-Therapie zu einer geringeren Mortalitätsrate führt als die alleinige ECLS-Therapie [5]. Koeckert et al. beschreiben in einem Fallbericht ebenfalls die erfolgreiche Nachlastreduktion des linken Ventrikels [10].

Die Auswirkungen der Mikroaxialpumpe als zusätzliches Unterstützungssystem auf die Verteilung des aortalen Blutflusses sind bisher nicht näher untersucht worden. Auch wenn der Einsatz dieses sekundären Unterstützungssystems zur Nachlastreduktion führt und somit die Mortalität positiv beeinflusst, muss das Strömungsverhalten genauer untersucht werden. Zurzeit ist die genaue Auftritts- und Ausbreitungsweise des Mischungsphänomens noch nicht vollständig geklärt. Klar abgrenzende Trennzonen, eine weit verbreitete Mischungszone oder sich überlappende Flüsse sind vorstellbar (Abb. 1).

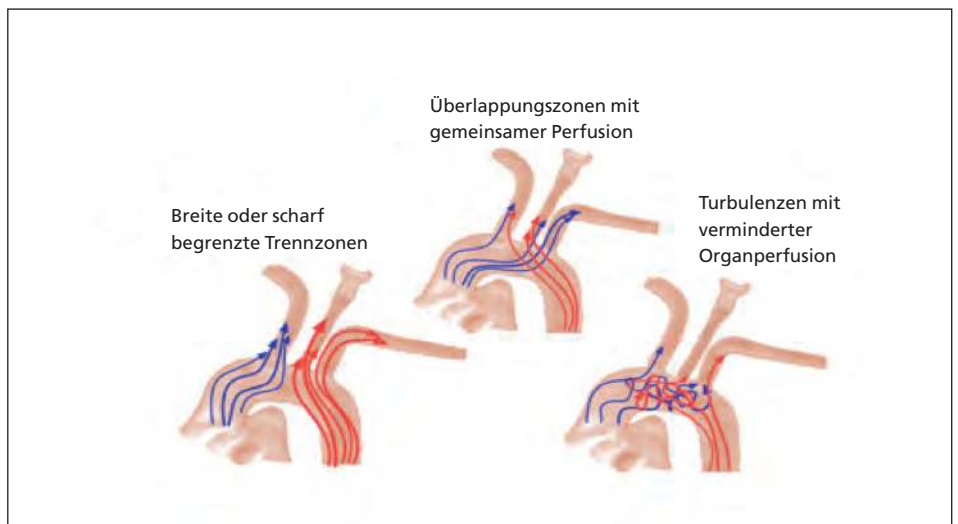


Abb. 1: Auftritts- und Ausbreitungsmöglichkeiten des Mischungsphänomens zwischen ECLS- und Eigenkreislauf

Anhand verschiedener Methoden, wie die der Aortographie oder der Computertomographie mit Kontrastmittelzugabe, ist das auftretende Mischungsphänomen darstellbar [11–14]. Auch bislang durchgeführte tierexperimentelle Versuche können richtungweisend sein.

Hoepfer et al. beschreiben 2014 in einem Fallbericht das Phänomen der Wasserseide. Mittels Kontrastmittel zeigen sie, dass das Blut aus dem externen ECLS-Kreislauf die Koronararterien nicht erreicht und sich die sogenannte Wasserseide zwischen den konkurrierenden Flüssen bildet [15].

Allerdings ist die Identifizierung und Darstellung des Mischungsphänomens anhand von klinischen Studien, Fallberichten, tierexperimentellen Versuchen oder aber auch anhand theoretischer Überlegungen problematisch, da sich diese nicht auf die

Gesamtheit aller Patienten übertragen lassen. Zur definierten Charakterisierung der flüssigkeitsmechanischen Interaktionen während der ECLS-Therapie reichen In-vivo-Modelle nicht aus, da sowohl Menschen als auch Tiere nicht justierbar sind. Ein In-vitro-Modell zur Kreislaufsimulation kann qualitativ wertvollere Antworten geben. Differentielle Einstellungen von der Totalentlastung des Herzens durch das ECLS-System bis hin zur vollständigen Erholung des Herzens müssen approximierbar sein. Es gilt demnach Folgendes zu klären:

- Verhalten der Geschwindigkeiten sowie des Pulsatilitätsindex in der absteigenden Aorta und in den nachgeordneten organversorgenden Gefäßen
- Veränderung der Grenzzone bei jeweiligen Stufen anteiliger ECLS und eigener Herzarbeit, wenn eine Mikroaxialpumpe dazugeschaltet wird



Abb. 2: Aufbau des EMPACs Kreislauf-Simulations-Modells

Szenario	P sys	P dias	P sys	P dias	T sys	Puls	Fluss obere Körperhälfte (ml)	Fluss untere Körperhälfte (ml)
Kardiogener Schock	50	-24	50	-20	20	40	200	860
Erholung 1	80	-20	100	-20	32	55	520	1500
Erholung 2	120	-75	130	-20	32	80	850	2150
Weaning	300	-99	120	-20	32	80	880	2400

Tab. 1: Einstellungsparameter für jeweilige Szenarien am Kunstherzventrikel (Fa. Medos/Xenios AG, Heilbron, Deutschland)

– Wirkung der Mikroaxialpumpe bei anteiliger ECLS und eigener Herzarbeit auf die Entlastung des linken Ventrikels.

MATERIAL UND METHODEN

Die Durchführung der Untersuchungen erfolgte an einem Herz-Kreislaufsimulator, der vom Universitätsklinikum Gießen Marburg in Zusammenarbeit mit der Fachhochschule Dortmund und der Technischen Hochschule Mittelhessen unter dem Projektnamen EMPACs – Exploration of Mixing Phenomena During Interaction of Internal and External Circulations entwickelt wurde. Das Silikonmodell der großen arteriellen und venösen Körpergefäße stellt eine Nachbildung der Kreislaufmorphologie dar und bietet die Grundlage für eine Kreislaufsimulation. Essentiell zur Beantwortung der Fragestellungen ist, dass beide Flüsse unabhängig voneinander eingestellt werden können. So erlaubt das In-vitro-Modell Untersuchungen zu allen gewünschten Eigen-ECLS-Kreislaufszenerarien.

Das Silikonmodell der Aorta und Vena cava (Fa. United Biologics, Santa Ana, USA) wurde mittels zwei bildgebender Daten erwachsener, gesunder Probanden entwickelt. Die Äquivalenz zur Morphologie bietet das Silikonmodell durch ihre Wandstärke, welche in ihren Eigenschaften, wie die der Elastizität und der Compliance, ver-

gleichbar mit denen einer echten Aorta und Vena cava ist. Zudem erlauben justierbare Widerstände in Form von Schraubhähnen nach Hoffmann die Anpassung des peripheren Widerstandes, so dass Druckparameter und Flussverteilungen einzelner Gefäßabgänge physiologischen Werten entsprechen können. Als Aortenklappe wurde eine CoreValve-Prothese (Fa. Medtronic, Minneapolis, USA) eingesetzt.

Ein adäquater Klappenschluss wurde erreicht, indem um den Ventrikel herum eine Druckmanschette angebracht wurde, welche von dem System der Kunstherzventrikel angetrieben wird, um den Druck auf den Ventrikel ausreichend zu erhöhen. Ein Kapazitätsgefäß zwischen arteriellem und venösem Gefäßsystem simuliert die periphere Mikrozirkulation des Herzkreislaufes. Das Silikonmodell befindet sich in einer wasserdichten Kunststoffwanne (60 x 40 cm), welche mit Wasser gefüllt werden kann, um eine Artefakt-freie und direkte Ultraschallkoppelung an das Gefäßsystem zu gewährleisten. Weiter kann durch Variation des Füllungsstandes, der intrathorakale und intraabdominelle Druck variiert werden. Das Silikonmodell verfügt über unterschiedlich lumige Zugangsports an zentralen und peripheren Gefäßen. Dies ermöglicht den Einbau unterschiedlicher Kanüllierungsvariationen. Der Antrieb des ECLS-Systems erfolgt mit einem Ro-

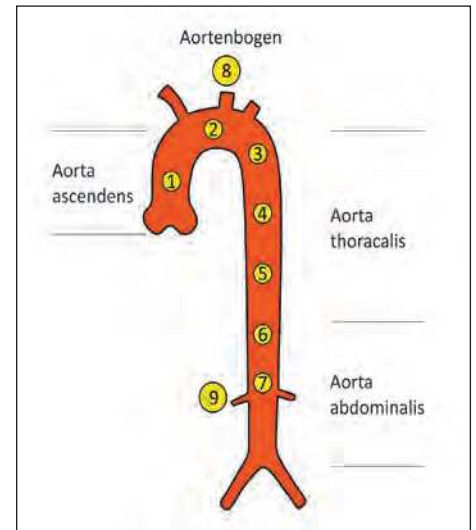


Abb. 3: Darstellung der Messpunkte im aortalen Gefäßteil des Simulators

taflow-Zentrifugalpumpenkopf. Das Blutmedium wird aktiv über einen Sog, welcher durch die Zentrifuge generiert wird, aus dem venösen Gefäßsystem drainiert. Die Rückführung des Blutmediums in das arterielle Gefäßsystem findet über Druckerhöhung statt. In Abhängigkeit von der Vor- und Nachlast kann der Blutfluss über die Drehzahl der Rotaflow-Pumpe gesteuert werden. Als linksventrikuläre Entlastung wird die Mikroaxialpumpe Impella 2.5 (Fa. Abiomed, Danvers, USA) verwendet. Die Impella 2.5 ist die kleinste kathe-

Szenario	HZV Eigenkreislauf (l/min)	MAP Eigenkreislauf (mmHg)	HZV ECLS-System	MAP Eigenkreislauf + ECLS-System (mmHg)
Kardiogener Schock	1	20–30	4	50–70
Erholung 1	2	40–60	3	60–80
Erholung 2	3	60–80	2	70–90
Weaning	4	70–90	1	70–90

Tab. 2: Zielbedingungen für die jeweiligen Szenarien

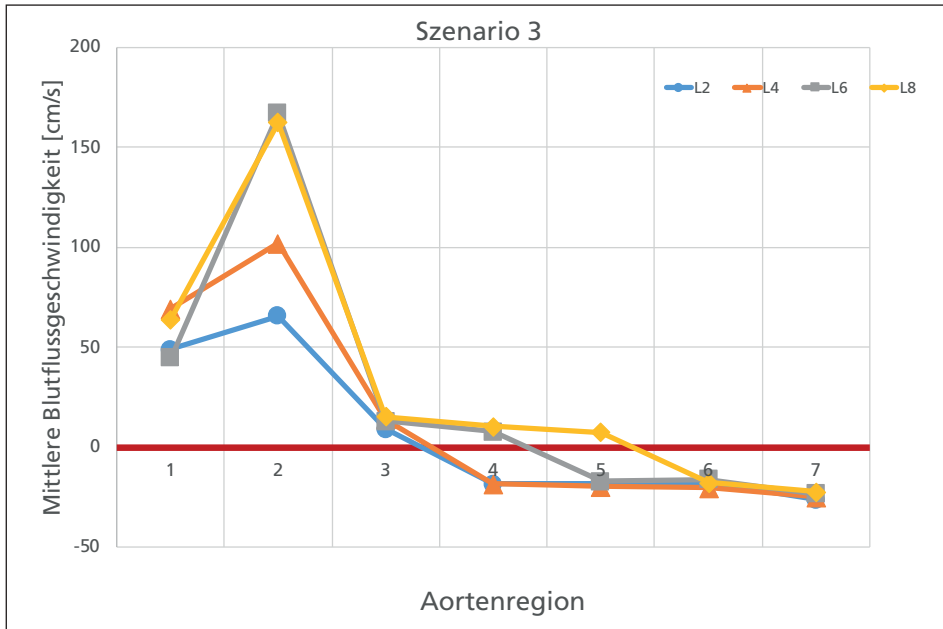


Abb. 4: Darstellung der Ergebnisse der mittleren Blutflussgeschwindigkeit über die Messpunkte 1 bis 7 des dritten Szenarios

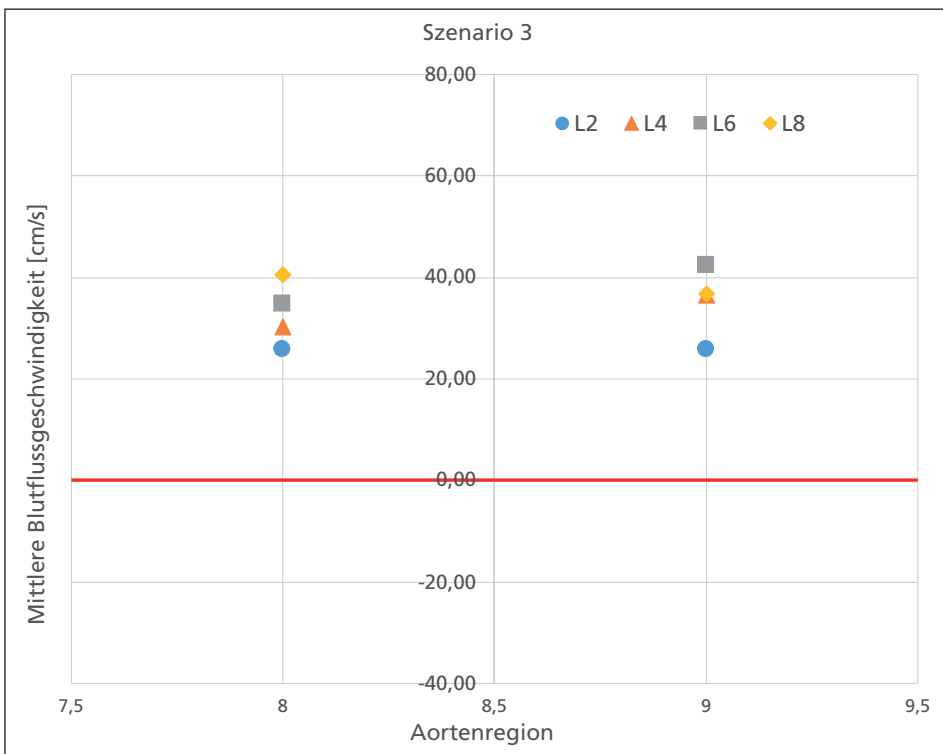


Abb. 5: Darstellung der Ergebnisse der mittleren Blutflussgeschwindigkeit über die Messpunkte 8 bis 9 des dritten Szenarios

terbasierte Mikroaxialpumpe der Fa. Abiomed und kann auf höchster Leistungsstufe 2,5 Liter Blut befördern. Hierbei wird der Katheter mit dem Pigtail in retrograder Richtung durch die Arteria femoralis in die Aorta und über die Aortenklappe in den linken Ventrikel geschoben. Als Vorbereitung auf die Messungen erfolgt die Adjustierung und Inbetriebnahme des EMPACs Simulators. Mit Hilfe der justierbaren Widerstände werden physiologisch ähnliche Druck- und Flussverteilungen eingestellt (Tab. 1).

In Bezug auf die Vorarbeiten aus den Tabellen 1 und 2 werden alle Kreislaufszenarien simuliert, wobei erst der Eigenkreislauf etabliert wird und anschließend nacheinander das ECLS-System und die Impella dazugeschaltet werden. Nach vollständiger Etablierung eines Kreislaufszenarios wird an 9 definierten Messpunkten beginnend von der Aorta ascendens (Messpunkt 1) bis zur Aortenbifurkation (Messpunkt 9) gemessen (Abb. 3). An jedem Messpunkt werden bei vorjustiertem Kreis-

laufszENARIO nacheinander 4 unterschiedliche Leistungsstufen der Impella (Level 2, 4, 6 und 8) eingestellt und Blutflussgeschwindigkeit und Pulsatilitätsindex (PI) gemessen, bevor zum nächsten Messpunkt übergegangen wird. Die Messzyklen wurden jeweils komplett durchgeführt, dies wurde insgesamt 3 Mal wiederholt.

ERGEBNISSE

Die Darstellung der Messergebnisse der mittleren Blutflussgeschwindigkeiten wird in 2 Grafiken unterteilt: Die erste Grafik zeigt jeweils die Auftragung der mittleren Blutflussgeschwindigkeit über die ersten 7 Messpunkte, da sich diese in der fortlaufenden Aorta befinden. Die Messpunkte 8 und 9 werden in einer zweiten Grafik dargestellt. Aufgetragen werden die Mittelwerte der Messergebnisse der mittleren Blutflussgeschwindigkeit auf der Ordinate über die Messpunkte 1 bis 7 in der Abszisse in einem Punktediagramm. Die Messergebnisse der Messpunkte 8 und 9 werden in einem Punktediagramm dargestellt. Unterschiedliche Farben der Graphen zeigen die unterschiedlichen Leistungsstufen der Impella. Der Abbildung 4 ist zu entnehmen, dass die Werte aller Graphen in den Messpunkten 1 bis 3 positive Werte annehmen, wobei an Messpunkt 2 jeweils eine Zunahme der mittleren Blutflussgeschwindigkeiten auftritt, bevor diese an Messpunkt 3 nur geringe positive Werte aufweist. Die Graphen der Leistungsstufen 2 und 4 nehmen ab dem vierten Messpunkt negative Werte an, während der Graph der Leistungsstufe 6 erst ab dem fünften und der Graph der Leistungsstufe 8 erst ab dem sechsten Messpunkt negative Werte besitzt. Ab Messpunkt 6 sind alle Graphen im negativen Bereich.

Weiter wird in Abbildung 5 deutlich, dass mit zunehmender Impella-Leistungsstufe eine Zunahme der mittleren Blutflussgeschwindigkeit stattfindet. Am neunten Messpunkt hingegen steigt die mittlere Blutflussgeschwindigkeit von Level 2 auf 4 bis Level 6 zunächst an, nimmt dann aber auf höchstem Level so ab, dass sie dennoch über dem Wert von Level 4 liegt.

Die Darstellung des PI erfolgt mittels einer weiteren Grafik, auf welcher der PI auf der Ordinate über die Messpunkte auf der Abszisse aufgetragen wird. Beispielfhaft werden an dieser Stelle die Ergebnisse des dritten Messszenarios dargestellt. Die Abbildungen 6 und 7 zeigen eine Zunahme der Werte aller Graphen zwischen den Messpunkten 1 bis 7 mit einem Maximum an Messpunkt 7. An den Messpunkten 8 bis

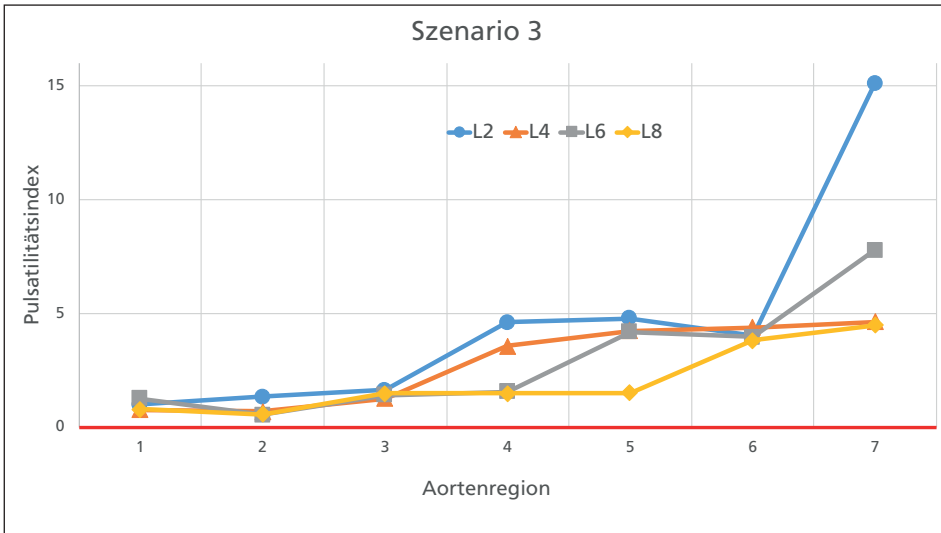


Abb. 6: Darstellung der Ergebnisse des Pulsatilitätsindex über die Messpunkte 1 bis 7 des dritten Szenarios

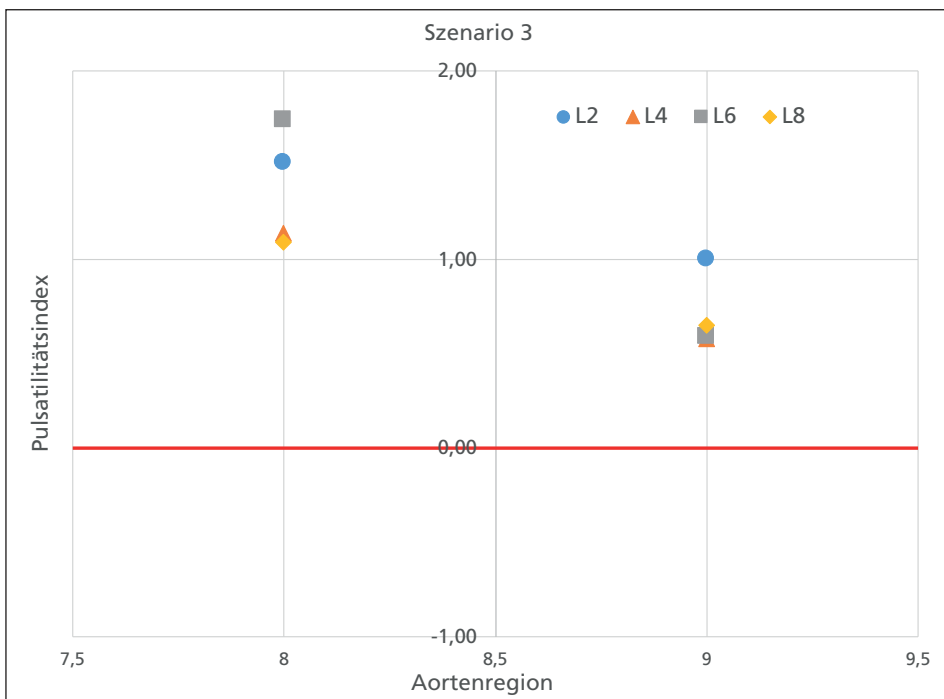


Abb. 7: Darstellung der Ergebnisse des Pulsatilitätsindex über die Messpunkte 8 und 9 des dritten Szenarios

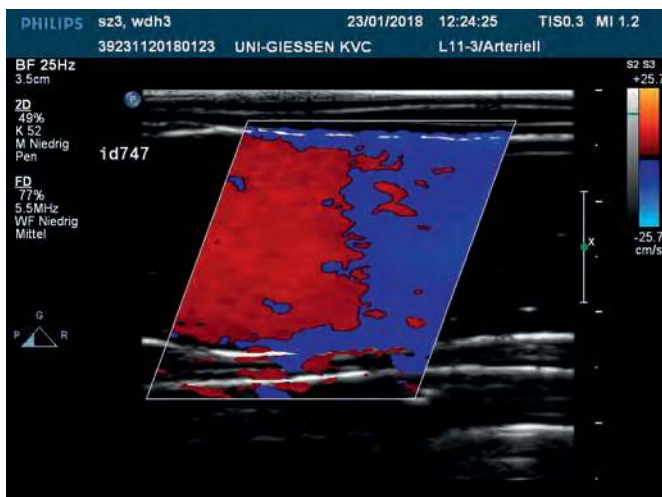


Abb. 8: Darstellung der Trennzone mittels farbkodierter Duplexsonografie, Szenario 3, Messpunkt 4, Impella-Level 4

gestellungen zu dieser Arbeit herausgefunden:

- Zwischen den konkurrierenden Flüssen des Eigen- und ECLS-Kreislaufes herrschen definierbare Mischungseffekte, welche von einer Mikroaxialpumpe als drittem Impuls beeinflusst werden und abhängig von anteiliger Herzeigen- und Impella 2.5-Leistung sind.
- Zwischen der absteigenden Aorta und den Nierenarterien herrschen geringe Blutflussgeschwindigkeiten.
- An den Abgängen der Arteria carotis communis sinistra und der Arteria renalis dextra steigen die Blutflussgeschwindigkeiten mit zunehmender Impella 2.5-Leistung insgesamt an.
- Tendenziell steigt der Pulsatilitätsindex zwischen der absteigenden Aorta und den Nierenarterien an.

Die Diskussion dieser in einem vereinfachten Kreislaufrisimulator erlangten Phänomene erfolgt an dieser Stelle erneut beispielhaft an dem dritten Szenario. Im dritten Messszenario wurde ein Anstieg der mittleren Blutflussgeschwindigkeiten im Messpunkt 2 bei allen Impella-Leistungsstufen aufgezeichnet, welcher auf den Blutausslass des Impella-Katheters an dieser Stelle zurückzuführen ist. Die positiven Blutflussgeschwindigkeiten bis Messpunkt 3 lassen darauf schließen, dass dieser Bereich vom linken Ventrikel perfundiert wird. Anhand der geringen Messwerte an Messpunkt 3 ist zu deuten, dass dieser Bereich zwar vermutlich noch vom linken Ventrikel perfundiert wird, der ECLS-Fluss an dieser Stelle jedoch stark dagegen konkurriert. Dies erklärt auch, dass ab Messpunkt 4 negative Blutflussgeschwindigkeiten bei einem Impella-Level von 2 und 4 auftreten, da in diesem Bereich der Aorta die Impella-Leistung nicht mehr ausreicht, um gegen den ECLS-Fluss von knapp 2 l/min anzukommen. Die geringen positiven Werte an Messpunkt 4 bei einem Impella-Level von 6 und 8 und an Messpunkt 5 bei Impella-Level 8 lassen ähnliche Rückschlüsse zu, da jeweils am nächsten Messpunkt negative Blutflussgeschwindigkeiten aufgezeichnet wurden, welche bis Messpunkt 7 geringe Werte besitzen (s. a. Abb. 4). Somit kann angenommen werden, dass bei einem Flussverhältnis von 2 l/min ECLS: 3 l/min HZV die Impella mit zunehmender Leistung die Trennzone zwischen den konkurrierenden Flüssen in distaler Richtung verschiebt. Abbildung 5 verdeutlicht, dass mit einer zunehmenden Leistung der Impella insgesamt die Blutflussgeschwindigkeiten an den Messpunkten 8 und 9 zugenommen

9 nehmen die Messwerte ab und verlaufen im ähnlichen Wertebereich.

Der Längsschnitt mittels der farbkodierten Duplexsonografie zeigt uns in Abbildung 8, dass die konkurrierenden Flüsse an einer identifizierbaren Stelle aufeinandertreffen.

DISKUSSION

In dieser experimentellen Studie haben wir Folgendes unter Berücksichtigung der Fra-

haben, welche eine verbesserte Endorganperfusion vermuten lassen. Die Veränderungen des PI (Abb. 6 und 7) können ähnlich wie die Ergebnisse aus Messszenario 2 bewertet werden. Der PI steigt jeweils ab dem Messpunkt, an welchem negative Blutflussgeschwindigkeiten auftreten, und lässt auf ein pendelndes Flussverhalten ohne adäquate Perfusion in diesem Bereich schließen. An den Messpunkten 8 und 9 nimmt der PI wieder geringere Werte an und kann eine erfolgreiche Perfusion dieser Messbereiche darstellen. Abbildung 8 zeigt die Trennzone zwischen den Messpunkten 3 und 4 bei einem Impella-Level von 4 an, welches keine Vermischung der konkurrierenden Flüsse, sondern eine klar abgrenzende Trennung aufzeigt.

Anhand dieser experimentellen Messung konnte festgestellt werden, dass eine kombinierte Therapie mit ECLS-System und Impella, welche eine komplikationsarme und schnelle Möglichkeit der Aufrechterhaltung des Kreislaufes liefert, die Interaktion beider Flüsse beeinflussen kann. Die Impella ist in der Lage, die Trennzone zwischen den konkurrierenden Flüssen zu verschieben und den linken Ventrikel zu entlasten. Ebenso kann die Perfusion wichtiger arterieller Abgänge beeinflusst werden. Die Entlastung des linken Ventrikels kann zugunsten des Therapieverlaufes von Patienten im kardiogenen Schock betrachtet werden. Jedoch kann die Verschiebung der Trennzone einen signifikanten Nachteil in der Endorganversorgung hervorrufen, da die Impella 2.5 den Auswurf des nicht ausreichend oxygenierten Blutes als Folge von Diffusionsstörungen in der Lunge verstärkt.

LITERATUR

- [1] Staat & Gesellschaft - Todesursachen - Die 10 häufigsten Todesursachen - Statistisches Bundesamt (Destatis). Verfügbar unter: <https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/GesellschaftStaat/Gesundheit/Todesursachen/Tabellen/HaeufigsteTodesursachen.html>. [zugegriffen: 20-Feb-2017]
- [2] Napp LC et al.: Cannulation strategies for percutaneous extracorporeal membrane oxygenation in adults. *Clin Res Cardiol Off J Ger Card Soc Apr 2016; 105(4): 283–296*
- [3] Banfi C et al.: Veno-arterial extracorporeal membrane oxygenation: an overview of different cannulation techniques. *J Thorac Dis Sep 2016; 8(9): E875–E885*
- [4] Jayaraman AL, Cormican D, Shah P, Ramakrishna H: Cannulation strategies in adult veno-arterial and veno-venous extracorporeal membrane oxygenation: Techniques, limitations, and special considerations. *Ann Card Anaesth Jan 2017, 20(5): 11*
- [5] Pappalardo F et al.: Concomitant implantation of Impella® on top of veno-arterial

extracorporeal membrane oxygenation may improve survival of patients with cardiogenic shock. *Eur J Heart Fail Oct 2016*

- [6] Karagiannidis C et al.: Extracorporeal membrane oxygenation: evolving epidemiology and mortality. *Intensive Care Med May 2016; 42(5): 889–896*
- [7] Beck L, Burg MC, Heindel W, Schülke C: Extrakorporale Membranoxygenierung bei Erwachsenen – Varianten, Komplikationen unter Therapie und die Rolle der radiologischen Diagnostik. *RöFo – Fortschritte Auf dem Geb. Röntgenstrahlen Bildgeb. Verfahr. Feb 2017; 189(2): 119–127*
- [8] Cheng A, Swartz MF, Massey HT: Impella to unload the left ventricle during peripheral extracorporeal membrane oxygenation. *ASAIO J Am Soc Artif Intern Organs 1992 Oct 2013; 59(5): 533–536*
- [9] Chung M, Shiloh AL, Carlese A: Monitoring of the adult patient on venoarterial extracorporeal membrane oxygenation. *Sci World J Apr 2014; e393258*
- [10] Koeckert MS, Jorde UP, Naka Y, Moses JW, und Takayama H: Impella LP 2.5 for left ventricular unloading during venoarterial extracorporeal membrane oxygenation support. *J. Card. Surg Nov 2011; 26(6): 666–668*
- [11] Alwardt CM, Patel BM, Lowell A, Dobberpuhl J, Riley JB, DeValeria PA: Regional perfusion during venoarterial extracorporeal membrane oxygenation: A case report and educational modules on the concept of dual circulations. *J Extra Corpor Technol Sept 2013; 45(3): 187–194*
- [12] Angleitner P, Röggl M, Laufer G, Wiedemann D: Watershed of veno-arterial extracorporeal life support. *Eur J Cardiothorac Surg Oct 2016; 50(4): 785–785*
- [13] Trummer G, Benk C, Heilmann C, Beyersdorf F: Visualization of hypoxemic coronary perfusion despite full retrograde extracorporeal circulatory life support. *Eur J Cardiothorac Surg Feb 2013; 43(2): e47–e47*
- [14] Liu KL et al.: Multislice CT scans in patients on extracorporeal membrane oxygenation: Emphasis on hemodynamic changes and imaging pitfalls. *Korean J Radiol Sept. 2014; 15(3): 322–329*
- [15] Hoepfer MM et al.: Extracorporeal membrane oxygenation watershed. *Circulation Sept 2014; 130(10): 864–865*

INTERESSENKONFLIKT

Die Autoren haben keine finanziellen Interessen oder Beziehungen, die möglicherweise zu irgendwelchen Interessenkonflikten führen können.

Johannes Gehron M.Sc.
 Universitätsklinikum Gießen und Marburg
 Standort Gießen
 Klinik für Herz-, Kinderherz- und
 Gefäßchirurgie
 Rudolf-Buchheim-Str. 7
 35392 Gießen
johannes.gehron@chiru.med.uni-giessen.de