

M. Bongert¹, M. Geller¹, J. Strauch²,
D. Buchwald², W. Pennekamp³, A. Strauß¹,
U. Aschenbrenner⁴

¹Fachhochschule Dortmund,
Forschungsschwerpunkt Computersimulation
im Maschinenbau
(Leiter: Prof. Dr.-Ing. Marius Geller)

²Ruhr-Universität Bochum,
Universitätsklinikum Bergmannsheil,
Klinik für Herz- und Thoraxchirurgie
(Direktor: Prof. Dr. med. Justus Strauch)

³Ruhr-Universität Bochum,
Universitätsklinikum Bergmannsheil,
Institut für Diagnostische Radiologie,
Interventionelle Radiologie und Nuklearmedizin
(Direktor: Prof. Dr. med. Volkmar Nicolas)

⁴Universitätsklinik Dresden,
Klinik und Poliklinik für Unfall-
und Wiederherstellungschirurgie
(Direktor: Prof. Dr. med. Hans Zwipp)

In-silico-Untersuchung des Einflusses der Kanülenpositionierung auf die Sauerstoffsättigung im rechten Vorhof bei der VV-ECMO-Anwendung

ZUSAMMENFASSUNG

Die veno-venöse extrakorporale Membranoxygenation (ECMO) stellt eine Akuttherapie-Behandlungsmethode beim schweren akuten Lungenversagen z. B. durch ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrome) dar.

Bis Anfang 2012 wurden der ELSO (Extracorporeal Life Support Organization) von den über 170 weltweit aktiven ECMO-Zentren über 45.000 ECMO-Anwendungen gemeldet.

Im klinischen Einsatz einer ECMO zeigt sich, dass die Optimierung des Sauerstoffangebots für den Patienten nur zum Teil das erwartete Maß erreicht. Insbesondere der Lage der Kanülen mit ihrem Einfluss auf die Strömung innerhalb der Vena cava sowie des rechten Vorhofs wird dabei eine zentrale Bedeutung beigemessen.

Eine systematische Analyse der Auswirkungen des Abstands zweier ECMO-Kanülen zueinander auf die Blutströmung ist nur an einem virtuellen Modell durchführbar. Aus MRT-Daten der Probanden konnte ohne Qualitätsverlust ein symmetrisches sowie ein asymmetrisches Simulationsmodell von der relevanten Anatomie, bezogen auf die Kanülenlage, entwickelt werden. Damit ist gewährleistet, dass Einflüsse der Gefäßgeometrie sowie die Kanülenlage berücksichtigt und somit die Strömungssimulationen unter realitätsnahen Bedingungen durchgeführt werden können. Mimics ist eine Software zur medizinischen Bildverarbeitung in 3D und ermöglicht zum einen die Rekonstruktion der Anatomie auf Basis von MRT-Daten und zum anderen deren Konvertierung in ein CAD-Format. Mittels der Software 3-matic werden die verschiedenen CAD-Modelle inklusive der beiden ECMO-Kanülen erstellt. Weiterhin wird dieses Tool genutzt, um die erzeugten Mo-

delle für die Nutzung mittels Computational Fluid Dynamics (CFD) zu vernetzen.

Allein mit diesen Modellen inklusive stationärer Simulationen mit physiologischen Randbedingungen ist es möglich, sowohl die Inzidenz der Rezirkulation als auch den Jetflow der jugularen Kanüle während einer ECMO-Anwendung zu analysieren.

Bei bis zu 30 % der langzeitüberlebenden Patienten ist die gesundheitsbezogene Lebensqualität nach erfolgter ECMO-Therapie signifikant eingeschränkt. Der positive Outcome der im Report 2011 der ELSO zusammengefassten respiratorischen ECMO-Behandlungsfälle für erwachsene Patienten beträgt nur 54 %.

Mit den in dieser Studie gewonnenen Erkenntnissen lässt sich eine Steigerung der Sauerstoffsättigung im Patienten um ca. 11 % erreichen und somit die ECMO-Therapie effektiver gestalten. Dies kann die Effizienz der Anwendung steigern, möglicherweise auch die Einsatzdauer und damit die Kosten sowie Komplikationsrisiken reduzieren.

Infolge der höheren Effizienz und des damit verbundenen verbesserten systemischen Sauerstoffangebots kann möglicherweise ein besserer Outcome der Patienten erreicht werden, was in weiterführenden Studien noch belegt werden muss.

SCHLÜSSELWÖRTER

Sauerstoffangebot, virtuelles Venenmodell, Kanülenposition, VV-ECMO, CFD

ABSTRACT

Veno-venous extracorporeal membrane oxygenation (ECMO) is an ultima ratio treatment technique for patients with acute severe pulmonary failure, for example as a result of Acute Respiratory Distress Syndrome (ARDS).

Until the beginning of 2012, the Extracorporeal Life Support Organization (ELSO) reported a total of over 45,000 applications of this method from 170 ECMO centres worldwide.

However, in practice, the optimization of oxygen supply for patients treated with ECMO has proved to be less than expected. In particular, cannula position has a significant influence on the blood flow in the Vena cava and the right atrium.

Systematic analysis of the effect of the distance between two cannulae is only possible with the aid of virtual modelling. Symmetric and asymmetric simulation models were developed from MRI derivatives of subjects' anatomical data with respect to cannula location. This made it possible to consider not only cannula position but also vessel geometry, thereby simulating blood flow under realistic conditions. Mimics provided the link between the reconstruction of anatomy from MRI data and its conversion into a CAD format. 3-matic was used to process several CAD models including both cannulae. Furthermore, it was used to mesh these models for Computational Fluid Dynamics (CFD).

Only the above mentioned simulation models, using steady state simulation with physiological limits, made it possible to analyse the incidence of recirculation during ECMO use and jet flow of jugular cannula.

Up to 30% of long-term surviving patients show significant restriction of health-related life quality after ECMO treatment. Only 54% show a positive outcome as described in the 2011 ELSO report on respiratory ECMO treatment cases for adult patients.

The results of this study suggest a means of increasing oxygen saturation in situ in

patients by up to 11 %, thereby increasing the effectiveness of ECMO therapy, possibly also reducing treatment times and thus costs and the risk of complications.

Increased treatment effectiveness and improved oxygen delivery to the patient might also mean an improved outcome, although this requires confirmation by further studies.

KEY WORDS

Oxygen supply, virtual venous model, canula position, VV-ECMO, CFD

Einleitung

Der humane Körper bezieht seine Energie im Wesentlichen aus der Verbrennung von Nährstoffen. Die dazu erforderliche bedarfsgerechte Versorgung mit Sauerstoff sowie Entsorgung des Kohlendioxids wird mittels der Alveolen mit ihren Blutkapillaren als kleinster Funktionseinheit der Lunge gewährleistet. In den Alveolen nimmt das Hämoglobin mittels Diffusion O_2 auf. Zudem erfolgt ebenfalls durch Diffusion die Elimination von CO_2 . Eine Dysfunktion der Alveolen kann verschiedene Ursachen haben, sowohl ein akutes Lungenversagen, verursacht durch ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrome), als auch eine Lungenschädigung durch eine direkte Schädigung (Aspiration von Salz- oder Süßwasser, Inhalation toxischer Gase [z. B. Rauchgas], Inhalation von hyperbarem Sauerstoff) oder durch eine indirekte Schädigung (Massentransfusion, akute Pankreatitis, Medikamente, Verbrennungen, Schock [„Schocklunge“]).

Stellt sich solch eine Erkrankung der Lunge als resistent gegenüber den konventionellen therapeutischen Maßnahmen heraus, d. h. eine Zustandsverbesserung des Patienten ist nicht zu erreichen, kann die veno-venöse extrakorporale Membranoxygenation (ECMO) als Akuttherapie-Behandlungsmethode eine lebensrettende Option sein. Eine ECMO-Therapie kann über mehrere Tage bis zu mehreren Wochen eingesetzt werden.

Bis Anfang 2012 wurden der Extracorporeal Life Support Organization (ELSO) von den mehr als 170 weltweit aktiven ECMO-Zentren über 45.000 ECMO-Anwendungen gemeldet [1]. Der positive Outcome der Patienten, die eine respiratorische ECMO erhalten haben, beträgt dabei 54 % [2].

Eine Verbesserung des Sauerstoffangebots bei einer VV-ECMO-Anwendung wird nur teilweise erreicht. Es wird vermutet, dass diese Minderung dadurch hervor-

gerufen wird, dass ein Teil des zugeführten Blutes durch die femorale gelegene Kanüle direkt wieder abgesaugt wird, bevor es in den Lungenkreislauf gelangen kann. Es wird angenommen, dass die Positionierung der ECMO-Kanülen einen signifikanten Einfluss auf die Strömung innerhalb des relevanten Untersuchungsgebiets hat, da durch die Bypassierung des Herzens eine Rezirkulation des angereicherten Blutes entsteht.

MATERIAL UND METHODEN

Die klassische Untersuchungsmethode ist die In-vivo-Methode. Doch eine systematische Analyse der Auswirkungen des Abstandes zweier ECMO-Kanülen zueinander auf die Blutströmung ist mit Variation aller möglichen Parameter direkt am Patienten (in vivo) nicht möglich und selbst im Tiermodell unvermeidbar, nicht nur allein wegen der hohen Anzahl von notwendigen Versuchen.

Daher ist bisher auf In-vitro-Versuche mit einer kontrollierten, künstlichen, möglichst physiologischen Umgebung zurückgegriffen worden. Die dort gefundenen Ergebnisse müssen abschließend in vivo validiert werden. Allerdings stößt man schnell an die Grenzen hinsichtlich Messtechnik, Visualisierung, Zeit und Kosten.

Als Ergänzung dieser Methoden etabliert sich zunehmend die im Maschinenbau bereits bewährte Methode der numerischen Simulation – in silico – mittels virtueller Modelle. Sie besitzt besonders im Hinblick auf die Biomedizintechnik wesentliche Vorteile wie

- Berechnung und Auswertung der Strömung selbst in komplexen 3D-Anatomien,
- Quantifizierung sonst nicht messbarer physikalischer Größen (z. B. Schubspannungen),
- weniger zeit- und kostenintensiv als Messungen,
- extrem schnelle Parameterstudien und damit verbunden die Reduzierung von Zeit, Kosten und Tierversuchen auf ein absolut notwendiges Mindestmaß.

Für die Untersuchung der Strömungsverhältnisse in der Vena cava bei einer veno-venösen ECMO Anwendung (VV-ECMO) sind für den theoretischen Versuchsaufbau die Spitzen zweier Standard-ECMO-Kanülen mit einem Durchmesser von 21 Fr. ohne geometrische Besonderheiten wie z. B. seitliche Bohrungen eingesetzt worden. Sie befinden sich in ihrer Standardposition. Die Spitze der jugularen Kanüle ist in der Mitte des rechten Atriums

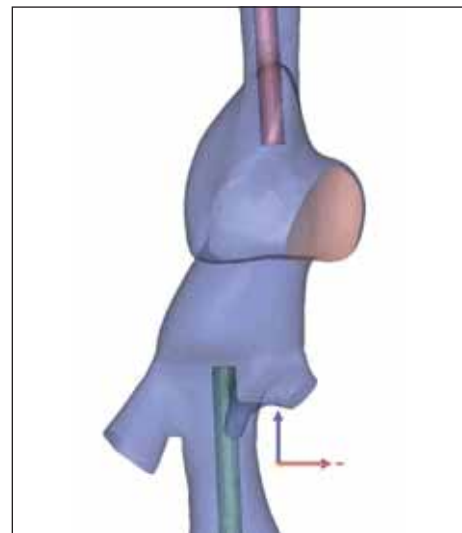


Abb. 1: Standardposition der ECMO-Kanülen

in Höhe der Trikuspidal-Klappe, die femorale Kanüle in Höhe der Lebervenen positioniert (Abb. 1).

Der neu eingeführte Parameter Rezirkulationsgrad G_{RC} ist als das Verhältnis der Sauerstoffsättigung am Eintritt der femoralen Kanüle zu der Sauerstoffsättigung der ECMO, d. h. am Austritt der jugularen Kanüle, definiert worden, um den Grad der Rezirkulation des mit Sauerstoff angereicherten Blutes quantifizieren zu können.

$$G_{RC} = \frac{sO_{2\text{femoral}}}{sO_{2\text{ECMO}}} * 100 [\%]$$

ANATOMIEAKQUISE

In dieser Studie wird der Scan eines Kernspintomographen (MRT) verwendet, um die Anatomie der Probanden zu erfassen. Dazu wird die in der klinischen Routine eingesetzte EKG-getriggerte Cardio-MRT-Untersuchung angewendet. Die Untersuchung des kompletten Torsos erfolgt axial mit der Cine-SSFP-Sequenz mit Bright-Blood-Darstellung (SSFP = Steady State Free Precession). Eine Kontrastmittelgabe ist bei diesen Sequenzpräparationen nicht erforderlich.

Nach der ebenenweise durchgeführten Akquise ist die Anatomie im DICOM-Format verfügbar. Die Ebene $z_{1...n}$ beinhaltet die 2D-geometrischen Informationen $(x_n|y_n)$ für jeden Zeitpunkt $t_{1...n}$ der Aufnahme (Abb. 2). Für die weitere Nutzung ist es erforderlich, die Struktur der zeitabhängigen DICOM-Daten zu ändern. Dazu wird die von der Firma MHGS speziell hergestellte Software DICOM 3D-Extractor verwendet. Sie konvertiert die zeitabhängigen Geometriedaten einer jeden Ebene für jeden Aufnahmezeitpunkt in einen zusammenhängenden 3D-Block der ganzen Geometrie. Diese

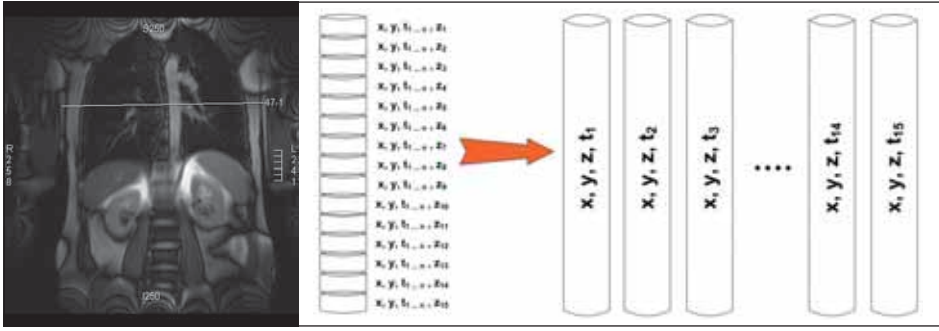


Abb. 2: Umstrukturierung des DICOM-Datensatzes

Technologie reproduziert die Anatomie ohne jeglichen Qualitätsverlust [3].

SEGMENTIERUNG

Bei der medizinischen Diagnose erfolgt die Segmentierung in der Regel durch Workstations mit spezieller, auf das jeweilige MRT-Gerät abgestimmter Software. In dieser Studie wird dagegen auf die Mimics Innovation Suite von Materialise zurückgegriffen.

Die zuvor konvertierten Daten liegen nach wie vor im DICOM-Format vor. Die einzelnen 3D-Blöcke der kardiovaskulären Gefäße sowie der rechte Ventrikel werden innerhalb von Mimics schichtweise segmentiert, indem jede entsprechende Querschnittfläche mit verschiedenen Farben markiert wird (Abb. 3a). Danach werden alle Schichten zusammengefügt. Die daraus entstandenen virtuellen 3D-Modelle müssen abschließend noch geglättet werden. Diese Arbeitsschritte müssen sehr gewissenhaft ausgeführt werden, damit die rekonstruierte Geometrie noch mit der originalen Anatomie übereinstimmt. Als Ergebnis sind die Aorta, Vena cava und der rechte Ventrikel innerhalb des Torsos dargestellt (Abb. 3b).

KONVERTIERUNG

Das Geometriemodell der kardiovaskulären Anatomie ist in separate Regionen (arterielle und venöse Gefäße sowie rechtes

Atrium) zerlegt worden (Abb. 4a). Jeder Bereich wird in das CAD-Format STL (Stereolithographie-Format) exportiert. Diese Konvertierung des Datenformats ist im weiteren Verlauf für den Aufbau der verschiedenen Strömungsvolumina mittels 3-matic erforderlich. Weiterhin benötigen die Tools sowohl für das Vernetzen dieser Volumina als auch für die Simulation mittels CFD (Computational Fluid Dynamics) oder Finite-Element-Methode (FEM) dieses Format.

Mit dem STL-Format können auch haptische 3D-Modelle der eingescannten Anatomie mit marktgängigen Rapid-Prototyping-Systemen erzeugt werden, die auch für einen Einsatz in einem In-vitro-Versuchsstand geeignet sind.

SIMULATIONSMODELL

Die erzeugten Simulationsmodelle erlauben die Berechnung physikalischer Parameter wie zum Beispiel der Geschwindigkeit in der originalen venösen Vena cava. Die Darstellung erfolgt unter anderem als Konturplot oder in Form von Stromlinien. Insbesondere die räumliche Verteilung des essentiellen Parameters Sauerstoffsättigung (sO_2), der so nicht messbar ist, kann berechnet und später im Postprocessing eingehend analysiert werden.

Sowohl das symmetrische als auch das asymmetrische Simulationsmodell basieren auf der originalen Anatomie der Pro-

banden und beinhalten die jugularen und femoralen ECMO-Kanülen, das vernetzte Strömungsvolumen sowie die physiologischen Randbedingungen.

KANÜLIERTE ANATOMIE

In das Fluidvolumen des kompletten Venensystems (Abb. 4b), das von der Vena jugularis bis einschließlich zur Vena femoralis reicht, werden die beiden zuvor erzeugten 3D-CAD-Modelle der 21-Fr. Kanülen interaktiv (translatorisch, rotatorisch) eingebracht (Abb. 5a). Auch bei dem

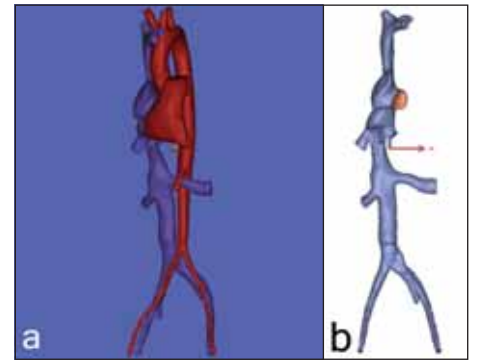


Abb. 4: a) virtuelles kardiovaskuläres System (STL-Format), b) virtuelles Venensystem inkl. rechtes Atrium (STL-Format)

interaktiven Einführen der Kanülen in das virtuelle Venensystem besteht die Gefahr, Löcher in die Gefäßwand zu reißen. Die beiden äußeren Darstellungen zeigen das Ergebnis für die femorale und juguläre Kanüle (Abb. 5b, 5c). Diese und alle weiteren Arbeitsschritte sind mit dem Tool 3-matic durchgeführt worden.

Bezogen auf die Kanülenlage sind symmetrische sowie asymmetrische Simulationsmodelle entwickelt worden, um unter realitätsnahen Bedingungen mittels Strömungssimulationen die Einflüsse der Gefäßgeometrie sowie die Kanülenlage zu untersuchen.

Bei dem asymmetrischen Simulationsmodell ist die juguläre Kanüle in der Mitte des rechten Vorhofs in Höhe der Trikuspidal-Klappe fixiert und die femorale Kanüle ausgehend von ihrer Standardposition in Höhe der Lebervenen in ca. 12-mm-Schritten zurückgezogen worden (Abb. 6a, 6b). Mit einem maximalen asymmetrischen Kanülenabstand von 241 mm ist die femorale Kanüle bis kurz oberhalb der Bifurkation positioniert worden (Abb. 6c).

Bei dem symmetrischen Simulationsmodell sind sowohl die juguläre Kanüle als auch die femorale Kanüle von ihrer Standard-Position aus jeweils in ca. 5-mm-Schritten zurückgezogen worden (Abb. 7a, 7b). Dadurch wird ein maximaler Abstand von 198 mm erreicht.

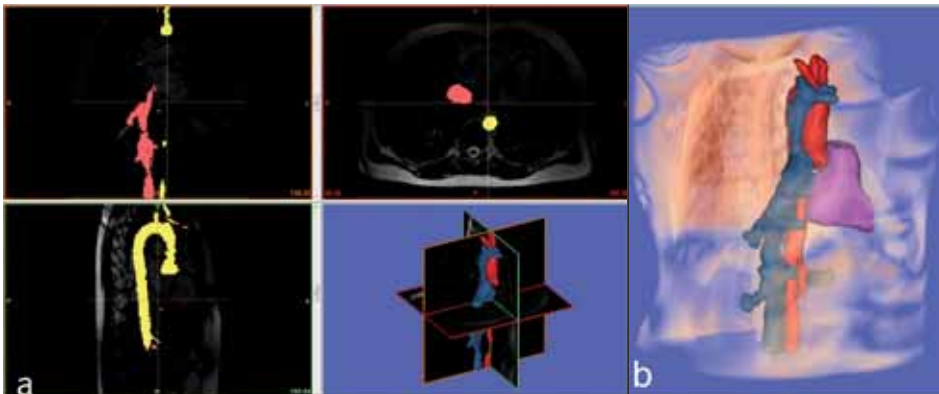


Abb. 3: a) Segmentierung in diversen Ansichten, b) virtuelles Modell der Aorta (rot), Vena cava (blau) und des rechten Ventrikels (lila)

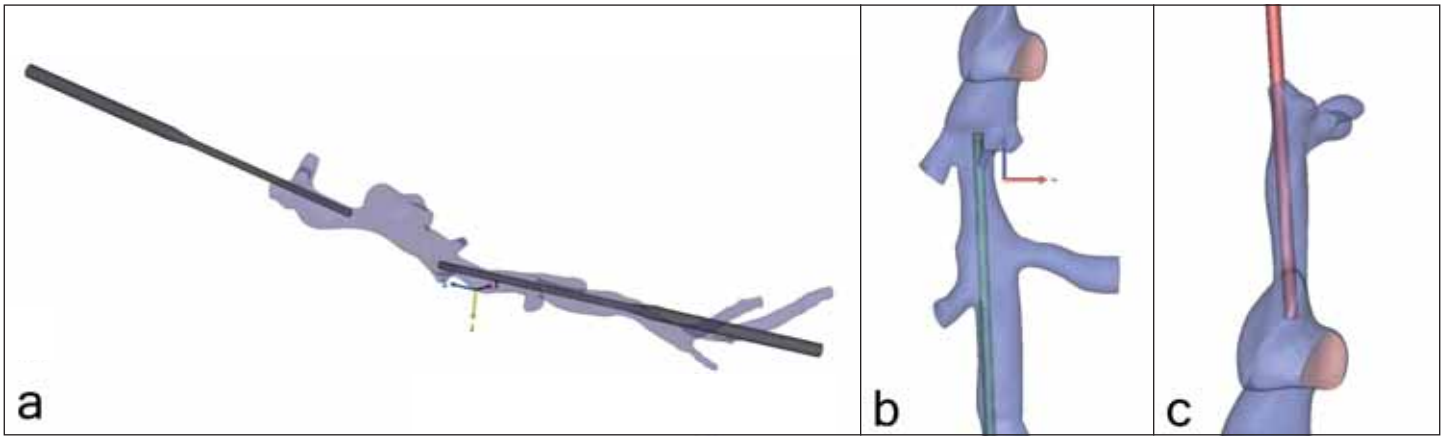


Abb. 5: a) kanülierte Venen, b) Vena cava inferior mit femoraler Kanüle, c) Vena cava superior mit jugularer Kanüle

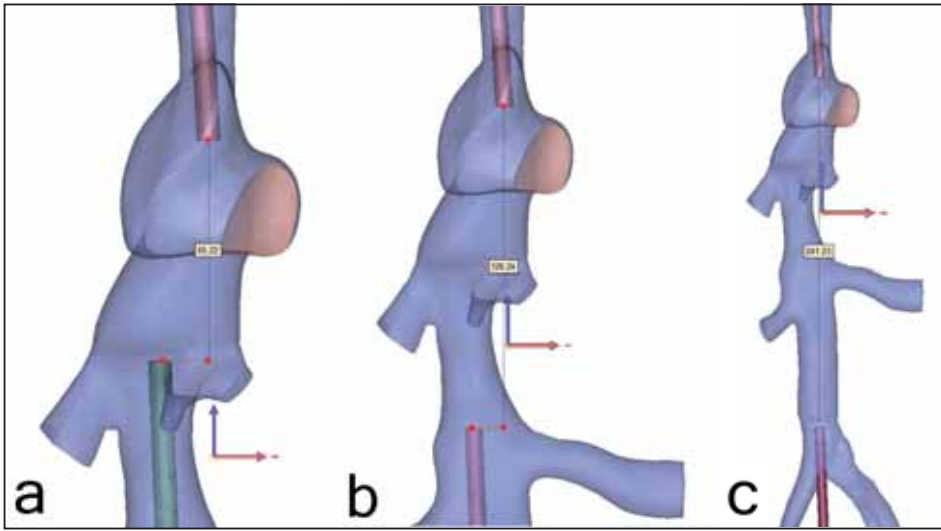


Abb. 6: a) asymmetrisches Modell mit Kanülen in Standardposition, b) Zurückziehen der femoralen Kanüle, c) femorale Kanüle in Höhe der Bifurkation

Die Geometrien der beiden Simulationsmodelle sind das Ergebnis mehrerer Boole'scher Operationen. Zuerst werden die Fluidvolumina der positionierten Kanülen mittels „Boolean subtraction“ aus dem Fluidvolumen der Vena cava ausgeschnitten (Abb. 8a). Anschließend müs-

sen die entstandenen Schnittflächen (grün) mit einem neuen Oberflächennetz versehen werden. Mit dem gleichen Arbeitsablauf wird das neue Fluidvolumen der Vena cava mittels zweier ausreichend dimensionierter Quader als Schneidwerkzeugen auf den zu untersuchenden Bereich der Vena ca-

va zurechtgeschnitten (Abb. 8b). Dabei ist darauf zu achten, dass die Schnittfläche nahezu senkrecht zur Strömung liegt. Wiederum ist ein Remesh der Schnittflächen durchzuführen. Durch die Nutzung von Schneidwerkzeugen ist sichergestellt, dass die Flächen als eine wichtige Voraussetzung für Ein- und Austrittsrandbedingungen planar sind. Für die weitere Nutzung mittels CFD ist darauf zu achten,

dass sämtliche Flächen des mittlerweile fertigen Geometriemodells innerhalb von 3-matic aussagekräftig benannt worden sind (Abb. 8c).

VERNETZUNG

Basis für die Diskretisierung des Fluidvolumens ist eine exakte Rekonstruktion der originalen Vena cava mit den beiden integrierten Kanülen. Zuerst wird ein Oberflächennetz mit tetraedralen Elementen erzeugt. Dies gewährleistet die genaue Nachbildung der geometrisch komplexen Gefäßwand. Ausgehend von diesem Oberflächennetz wird dann ein Volumennetz mit 546.822 Tetraeder-Elementen und 137.244 Knoten generiert (Abb. 9). Damit ist es möglich, kleinste Verrundungen aufzulösen sowie kleinste Regionen mit Wirbeln zu detektieren.

Die Vernetzung dieser Geometrie im STL-Format ist nur mittels 3-matic erfolgreich gewesen. Alle anderen marktgängigen Vernetzungstools haben kein bzw. kein zufriedenstellendes Volumennetz erzeugen können.

RANDBEDINGUNGEN

Nach der Vernetzung des jeweiligen Simulationsmodells werden den einzelnen Flächen ihre physiologischen Randbedingungen zugewiesen.

Aufgrund der im Blut enthaltenen Bestandteile besitzt das Fluid-Blut ein Non-Newton-Verhalten. Bei kleinen Scherkräften besitzt Blut eine hohe Viskosität. Bei stärkeren Scherkräften sinkt die Viskosität des Blutes dagegen. Dieser strukturviskose Effekt bei der dynamischen Viskosität wird durch eine empirische Funktion, die die physiologischen Parameter wie Hämatokrit, Gesamteiweißkonzentration sowie Fibrinogen enthält, berücksichtigt. Die dynamische Viskosität wird in Abhängigkeit des Parameters Shear Strain Rate berechnet (Abb. 10).

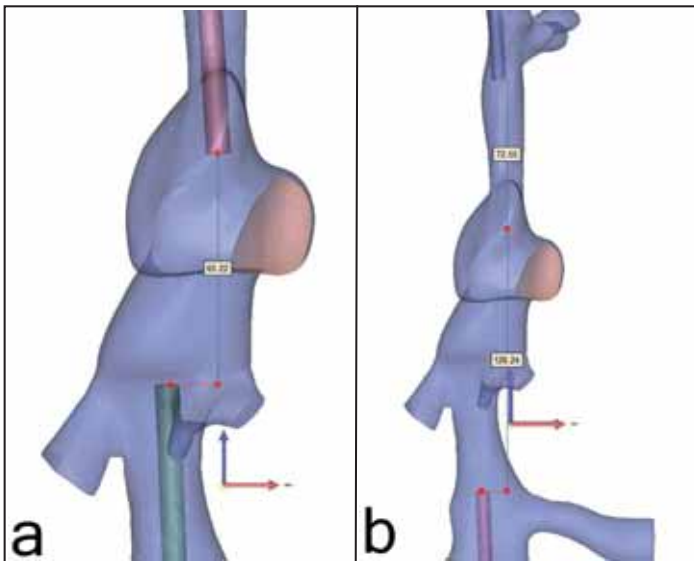


Abb. 7: a) symmetrisches Modell mit Kanülen in Standardposition, b) maximaler Abstand (198 mm)

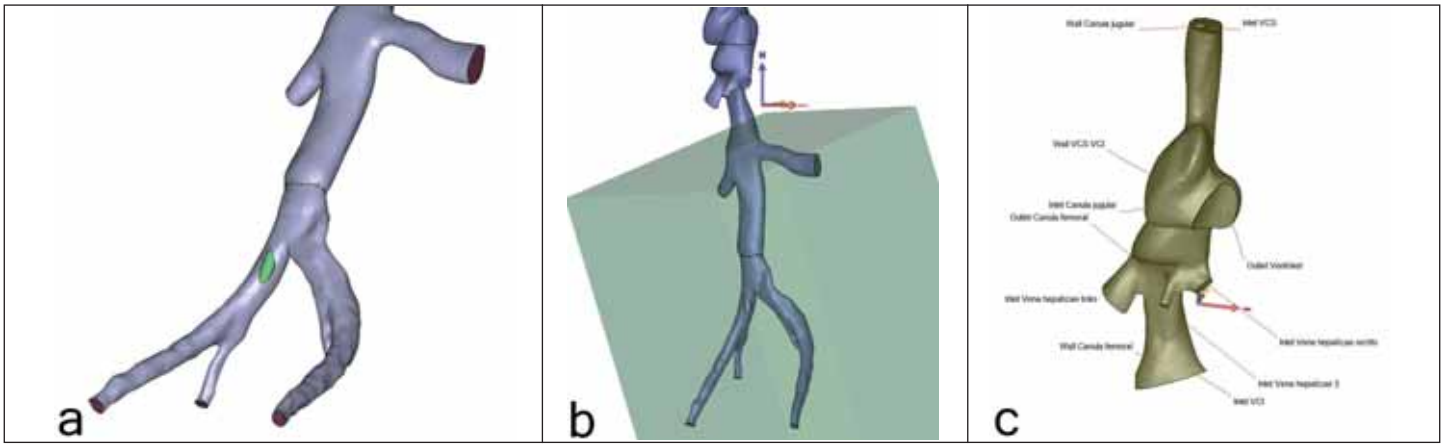


Abb. 8: a) ausgeschnittene Kanülenlumina, b) Vena cava inferior mit Schneidwerkzeug, c) für die Randbedingungen benannte Oberflächen

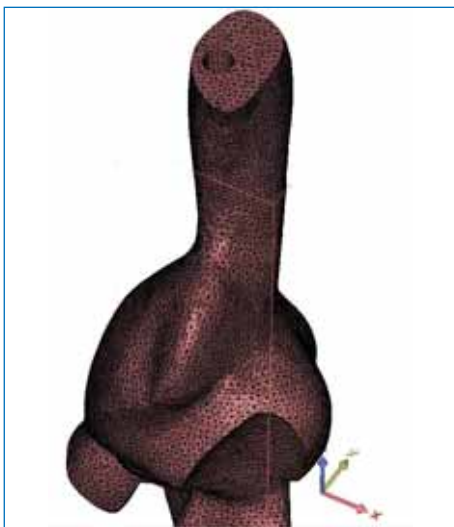


Abb. 9: vernetztes Fluidvolumen des Simulationsmodells

Die stationären Simulationen sind mit den weiteren nachfolgend aufgeführten Randbedingungen durchgeführt worden:

ECMO-Flow: 3 l/min
 Herzzeitvolumen (HZV): 5 l/min
 Kanüledurchmesser: 21 French
 sO₂-Body: 60 %
 sO₂-ECMO: 100 %

Unter sO₂-Body ist die Sauerstoffsättigung angenommen worden, mit der das Blut über die Vena cava superior (VCS)

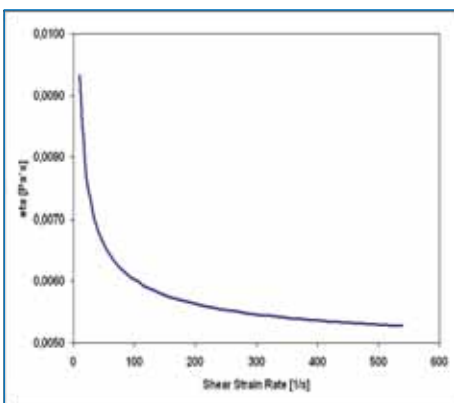


Abb. 10: dynamische Viskosität über Schergeschwindigkeit

und Vena cava inferior (VCI) dem rechten Atrium zufließt. Dabei ist ein schlechter Ausgangswert von 60 % angenommen worden, um den Einfluss der Kanülenposition und -lage besser aufzeigen zu können. Bei den Simulationen sind dieser Parameter und der ECMO-Flow nicht variiert worden.

Weiterhin wird zugrunde gelegt, dass sich das Herzzeitvolumen (HZV) zu $\frac{1}{3}$ in die Vena cava superior und zu $\frac{2}{3}$ in die Vena cava inferior aufteilt [4]. Der Flow aus der Leber beträgt im Mittel $\frac{1}{4}$ des Herzzeitvolumens. Bei drei Lebervenen berechnen sich die einzelnen Blutflüsse wie folgt:

Flow in Vena cava superior: $\frac{1}{3} * \text{HZV}$
 Flow in Vena hepaticae: $\frac{1}{12} * \text{HZV}$
 Flow in Vena cava inferior: $\frac{5}{12} * \text{HZV}$

Wird die femorale Kanüle kurz oberhalb der Bifurkation positioniert, muss der Flow aus den beiden Nierenvenen mit $\frac{1}{5}$ des Herzzeitvolumens noch zusätzlich berücksichtigt werden:

Flow in Vena renalis: $\frac{1}{10} * \text{HZV}$
 Flow in Vena cava inferior: $\frac{13}{60} * \text{HZV}$

ERGEBNISSE

Im Postprocessing existieren vielfältige Auswertungsmöglichkeiten und -parameter. Die Strömungssimulationen werden beispielhaft für die beiden Parameter Geschwindigkeit sowie Sauerstoffsättigung ausgewertet. Bei den Simulationen ist nicht der chemische Vorgang der Sauerstoffsättigung, sondern die Durchmischung der beiden sO₂-Konzentrationen zum einen aus der ECMO, zum anderen aus dem Körperrückstrom berechnet worden.

Jugulare Kanülen erzeugen Jetströmungen, die neben der Kanülenlage und dem Kanülenabstand die Strömung innerhalb der Vena cava beeinflussen.

Bei der Darstellung der Geschwindigkeitsverteilung für die verschiedenen Kanülenabstände zeigt sich sowohl bei dem

asymmetrischen (Abb. 11a, 11b) als auch bei dem symmetrischen Modell (Abb. 11c) eine ausgeprägte „Geschwindigkeitsfahne“, die bis zur femoralen Kanüle reicht. Sie wird hervorgerufen durch die Jetströmung der jugularen Kanüle. Selbst bei einem maximalen Abstand innerhalb des symmetrischen Modells bildet sich ein zusammenhängendes Geschwindigkeitsfeld aus. Die Blickrichtung bei diesen Konturplots ist in Richtung des rechten Ventrikels. In den beiden nachfolgenden Abbildungen wechselt die Blickrichtung in den rechten Vorhof hinein.

Mit den von der jugularen Kanüle ausgehenden Stromlinien wird sichtbar, dass die Jetströmung am rechten Vorhof vorbeifließt. Erst im Bereich der Lebervenen strömt ein Teil wieder in Richtung rechter Vorhof zurück und steht damit nur anteilmäßig für das Ansaugen in den rechten Ventrikel zur Verfügung (Abb. 12a, rote Pfeile).

Selbst bei einem deutlich vergrößerten Kanülenabstand wird bei beiden Simulationsmodellen die Rezirkulation zwischen den beiden Kanülen infolge des Jetstromeffekts sichtbar, d. h. die femorale Kanüle saugt einen Teil des jugular zugegebenen, angereicherten Blutes ab (Abb. 12b, 12c).

Das Vorbeiströmen am rechten Vorhof sowie die Umlenkung in Höhe der Lebervenen werden auch durch die Verteilung der Sauerstoffsättigung für die einzelnen Kanülenabstände sichtbar (Abb. 13a, 13b). Auffallend ist die Tatsache, dass im symmetrischen Modell mit größer werdendem Kanülenabstand die Sauerstoffsättigung im rechten Vorhof signifikant steigt. Zudem bildet sich ein deutlich homogeneres Gebiet bezüglich der Sauerstoffsättigung im Bereich zwischen Vorhof und Lebervenen aus (Abb. 13c).

Die Darstellung der Stromlinien mit seitlicher Blickrichtung auf den rechten Ventrikel zeigt in Abb. 14a und Abb. 14b, dass in der Standardposition der jugularen Ka-

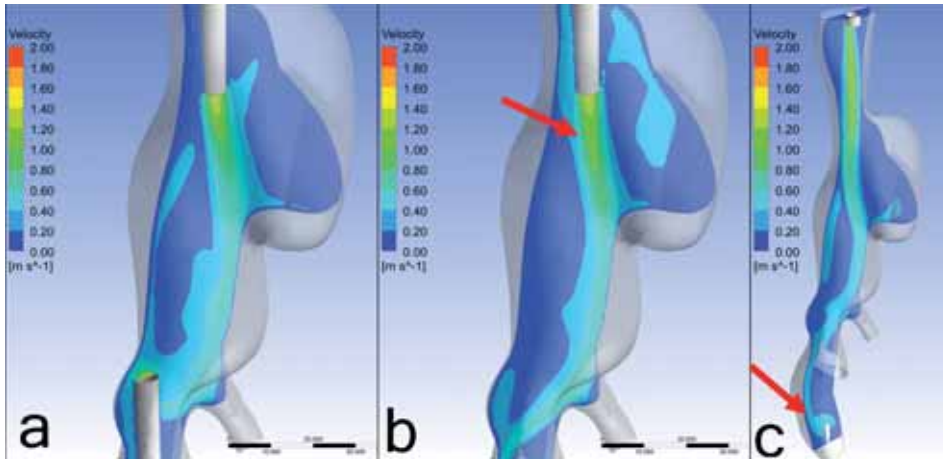


Abb. 11: Geschwindigkeitsverteilung für a) Kanülen in Standardposition, b) Kanülen mit maximalem Abstand (asym. Modell), c) Kanülen mit maximalem Abstand (sym. Modell)

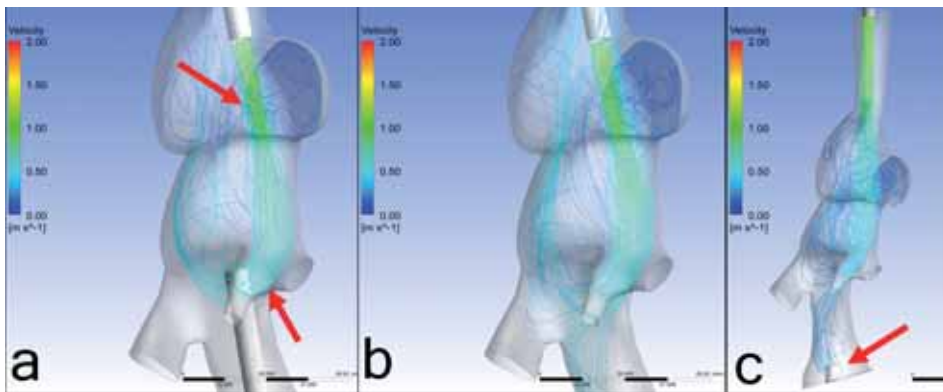


Abb. 12: Stromlinien beginnend an der jugularen Kanüle a) in Standardposition, b) mit maximalem Abstand (asym. Modell), c) mit maximalem Abstand (sym. Modell)

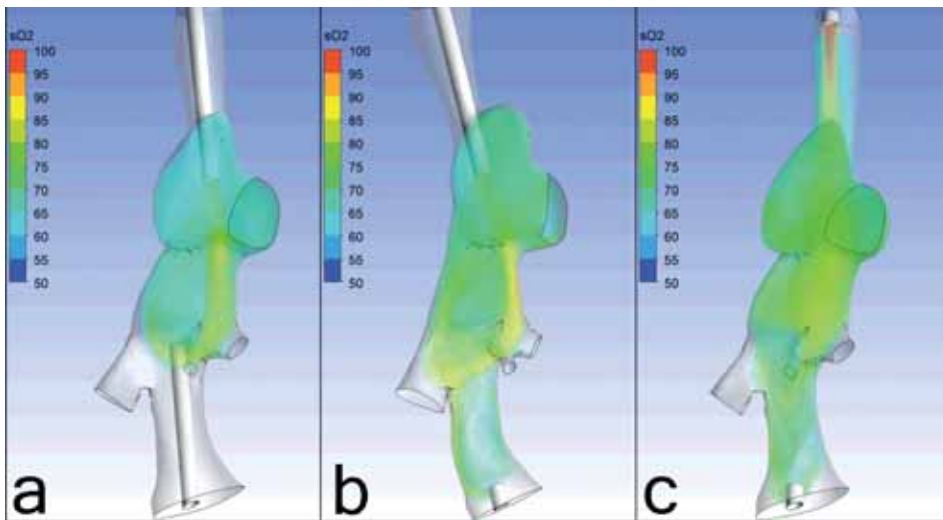


Abb. 13: 3D-Verteilung der Sauerstoffsättigung a) in Standardposition, b) bei maximalem Abstand (asym. Modell), c) bei maximalem Abstand (sym. Modell)

nüle der Hauptteil des angereicherten Blutes der ECMO-Strömung den rechten Vorhof ungenutzt passiert und dass selbst das Zurückziehen der femoralen Kanüle bis zur Bifurkation eine Rezirkulation aus der jugularen Kanüle nicht verhindert. Die Verteilung der Sauerstoffsättigung in Abbildung 14c visualisiert einen Bolus mit hoher Sauerstoffsättigung zwischen den Leber- und Nierenvenen und nicht wie eigentlich erforderlich im rechten Vorhof.

Auf Basis der numerischen Auswertung der ganzen Simulationsrechnungen kann weiterhin als Ergebnis festgehalten werden, dass bei der Annahme einer Restsauerstoffsättigung im Körper von 60 % und einem ECMO-Flow von 1 l/min ein Tausch der Zugabe- und Entnahmestelle keine nennenswerte Auswirkung auf die in der Auswertungsebene Outlet Ventrikel (Abb. 8c) ermittelte Sauerstoffsättigung hat.

Zudem wird bei der Reduzierung des ECMO-Flows auf 1 l/min und bei gleichzeitiger Abstandsvergrößerung eine ähnlich gute Sauerstoffsättigung erreicht wie bei Standard-Flow (3 l/min) und -Position.

DISKUSSION

Im Rahmen dieser Studie ist die Strömungssituation beim veno-venösen ECMO-Einsatz mittels stationärer Simulationen, d. h. ohne dynamische Effekte, untersucht worden. Dabei hat sich gezeigt, dass der Kanülenabstand und die Kanülenposition einen wesentlichen Einfluss auf die Sauerstoffsättigung haben.

Die Ergebnisse bezüglich des Einflusses der Kanülenpositionierung auf die Sauerstoffsättigung sind in zwei Diagrammen zusammengefasst worden. Die gestrichelten Linien stellen hierbei den extrapolierten Verlauf für den jeweiligen Parameter dar.

Aus dem Diagramm für die Sauerstoffsättigung (Abb. 15) lassen sich als wesentliche Aussagen ableiten:

1. Für beide Modelle existiert ein Mindestabstand, bei dem im Vergleich zur Standardposition eine Verbesserung der Sauerstoffsättigung um ca. 7 % erreicht wird.
2. Beim Zurückziehen der jugularen Kanüle gelangt diese infolge eines verminderten Jetstromeffekts in eine zunehmend optimale Position. Hierdurch kann eine Steigerung der Sauerstoffsättigung um knapp 4 % erzielt werden.
3. Ein Zurückziehen der femoralen Kanüle bis zur Bifurkation bewirkt dagegen keine weitere Verbesserung der Sauerstoffsättigung.

Der Kurvenverlauf für den Rezirkulationsgrad zeigt ein zur Sauerstoffsättigung entgegengesetztes Verhalten. Aus dem Diagramm für den Rezirkulationsgrad (Abb. 16) lassen sich als wesentliche Aussagen entnehmen:

1. Eine Reduktion des Rezirkulationsgrades wird im Vergleich zur Standardposition um ca. 9 % für beide Modelle (asymmetrisch/symmetrisch) mit einem Mindestkanülenabstand erreicht.
2. Aufgrund des Zurückziehens der jugularen Kanüle wird für den Rezirkulationsgrad eine weitere Verringerung um ca. 1,0 %, also insgesamt um max. ca. 10 % erreicht.
3. Eine zusätzliche Reduktion durch eine weiter entfernte Position der femoralen Kanüle ist nicht möglich.

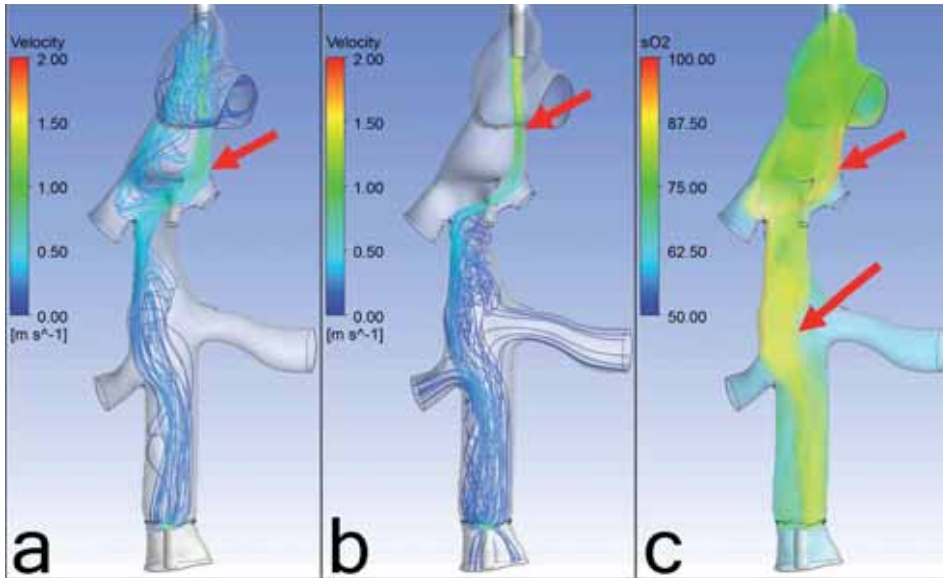


Abb. 14: a) Bypassierung des rechten Atriums aufgrund der Jetströmung, b) Absaugung des jugular zugeführten Blutes, c) Bolus mit hoher Sauerstoffsättigung zwischen Nieren- und Leberveinen

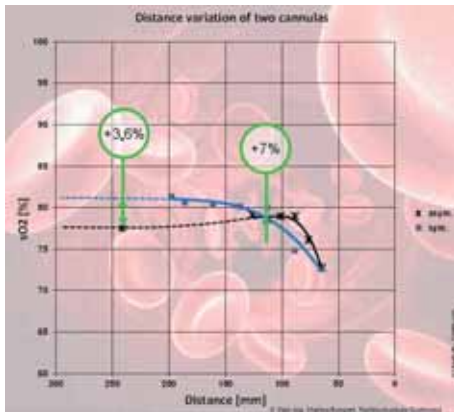


Abb. 15: Sauerstoffsättigung (sO_2) über Kanülenabstand

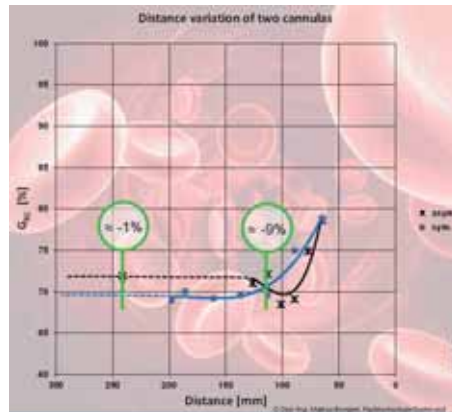


Abb. 16: Rezirkulationsgrad (GRC) über Kanülenabstand

Es bleibt eine Basisrezirkulation von mindestens 9 % bestehen.

Der Mindestabstand ist hauptsächlich abhängig von der Jet-Range der jugularen Kanüle und damit vom ECMO-Flow und Kanüldurchmesser. Der aus den beiden Diagrammen abzulesende Mindestabstand basiert auf einem ECMO-Flow von 3 l/min mit einer 21-Fr.-Kanüle.

Für den klinischen Einsatz einer ECMO und ihrer Kanülen lassen sich aus den Simulationsergebnissen dieser Studie die nachfolgenden Empfehlungen ableiten, die aber in weiterführenden Studien noch bestätigt werden müssen:

- proximale Positionierung der femoralen Kanüle in Höhe der Bifurkation
- distale Positionierung der jugularen Kanüle am Beginn der Vena cava superior
- Beachten eines Mindestabstandes zwischen beiden Kanülen
- ECMO-Flow bei einer 21-Fr.-Kanüle von 3 l/min auf 1 l/min reduzieren
- ECMO-Flow der Körpergröße des Patienten anpassen.

Für kleinere Patienten besteht eine höhere Gefahr hinsichtlich einer Rezirkulation, da nicht immer der Mindestabstand eingehalten werden kann.

Die Ergebnisse dieser Studie sind konform zu den ELSO General Guidelines: „[...] The optimal ECMO blood flow is the lowest flow rate required to provide adequate cardiopulmonary support (VV-ECMO: $\geq 70\%$). [...]“ [5], allerdings liegt der Flow hier deutlich geringer als die dort genannten 3–6 l/min.

LITERATUR

- [1] Extracorporeal Life Support Organization (ELSO), ELSO Registry Information, unter: www.elseo.med.umich.edu/Registry.html (12.09.2013)
- [2] Hung M, Vuylsteke A, Valchanov K: Extracorporeal Membrane Oxygenation: Coming to an ICU Near You. *Journal of Intensive Care Society* 2012 Jan, 13(1): 31–38
- [3] Bongert M, Geller M, Pennekamp W, Nicolas V: Numerical Simulation of Hemodynamic in the Patient-Specific Aorta After Aortic Valve Replacement Based on MRI-Data. In: Eleanor H. Bennington (Hg):

Horizons in World Cardiovascular Research, Vol. 2. Nova Science Publishers, New York 2010: 247–263

[4] Ijima H, Satoh I, Hori M: Blood Flow of the Superior and Inferior Venae Cavae in Cardiogenic Shock: A Study with an Emphasis of the Role of the Stretch Receptors in the Low Pressure System. *Japanese Circulation Journal* 1975 Feb; 39(2):143–149

[5] Extracorporeal Life Support Organization (ELSO), ELSO General Guidelines (2009) unter: www.elseo.med.umich.edu/Guidelines.html (12.09.2013)

Dipl.-Ing. Markus Bongert
 Fachhochschule Dortmund
 Fachbereich Maschinenbau
 Sonnenstr. 96
 44139 Dortmund
 Tel. 0231 9112 232
 E-Mail: bongert@fh-dortmund.de