

# Techniques d'assistance respiratoire veineuse et alternatives au cours du syndrome de détresse respiratoire aiguë

## Techniques of Veno-venous Respiratory Support and Alternatives in Acute Respiratory Distress Syndrome

C. Manzon · G. Piton · S. Chocron · G. Capellier

© SRLF et Springer-Verlag France 2014

**Résumé** L'assistance respiratoire dans le cadre du syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) tend à se développer depuis ces dernières années. Les algorithmes de prise en charge des patients au cours de cette pathologie commencent à voir le jour. Les réponses thérapeutiques en fonction du type de SDRA devront être différentes. En effet, les contraintes techniques différeront selon les objectifs thérapeutiques : soit des objectifs d'oxygénation prédominants, soit des objectifs de décarboxylation prioritaires, soit mixtes. Les progrès techniques actuels couplés à une rationalisation de l'utilisation des techniques d'*extracorporeal membrane oxygenation* (ECMO) dans le SDRA permettront de contribuer sans doute à l'amélioration du pronostic de cette pathologie.

**Mots clés** Syndrome de détresse respiratoire aiguë · ECMO · Technique

**Abstract** Respiratory support in acute respiratory distress syndrome (ARDS) has been developing since these last

years. Algorithms of ARDS patient management have been set up. However, the therapeutic response should be adapted to the type of SDRA. Technical requirements vary in relation to the predominant therapeutic objectives: oxygenation, decarboxylation or both. Current technical improvements, in conjunction with better evidenced utilization of *extracorporeal membrane oxygenation* will contribute to improve ARDS prognosis.

**Keywords** Acute respiratory distress syndrome · ECMO · Technique

### Principes de fonctionnement

### Introduction

Depuis le premier succès de l'utilisation d'une circulation extracorporelle (CEC) dans le traitement d'un malade avec une détresse respiratoire post-traumatique [1], les progrès techniques mais aussi les avancées physiopathologiques ont été considérables. Les techniques actuelles s'inscrivent dans une simplification croissante, même si les connaissances physiopathologiques et les compétences cliniques et techniques restent importantes pour utiliser de façon adaptée les différentes solutions (du plus simple au plus élaboré) de suppléance [2–4]. Dans le registre de l'Extracorporeal Life Support Organization (ESLO, institué depuis 1986), plus de 80 % des patients adultes ayant un syndrome de détresse respiratoire aiguë (SDRA) sont pris en charge par *extracorporeal membrane oxygenation* veineuse (ECMO VV). Dans le cadre des techniques extracorporelles (EC) d'assistance respiratoire, l'objectif principal est de suppléer partiellement

---

C. Manzon · G. Piton  
Réanimation médicale, CHRU, boulevard Fleming,  
F-25030 Besançon, France

S. Chocron  
Chirurgie cardiaque et thoracique, CHRU, boulevard Fleming,  
F-25030 Besançon, France  
EA 3920, université de Franche-Comté, F-25000 Besançon, France

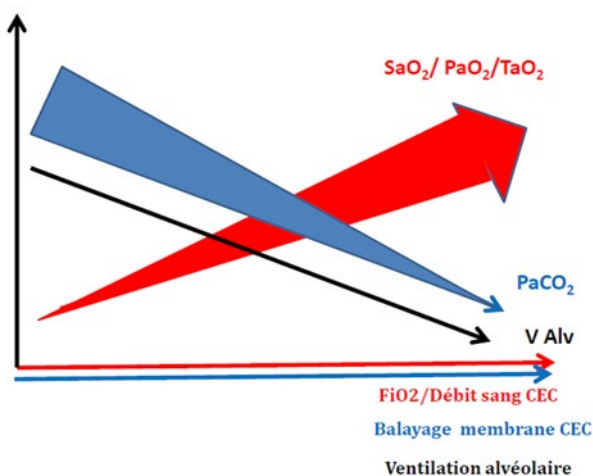
G. Capellier (✉)  
Réanimation médicale, CHRU, boulevard Fleming,  
F-25030 Besançon, France  
EA 3920, université de Franche-Comté, F-25000 Besançon, France  
Monash University, Melbourne, Victoria, Australia  
e-mail : gilles.capellier@univ-fcomte.fr

ou quasi complètement la fonction d'échangeur gazeux du poumon naturel. Cette situation se rencontre au cours d'atteinte pulmonaire sévère obérant totalement les capacités d'échange du poumon (fonction supplétive), induisant des risques majeurs d'altération supplémentaire du poumon et/ou des organes distants (fonction protectrice) ou au cours de situation (lavage alvéolaire, chirurgie trachéale ou pulmonaire...) empêchant l'utilisation du poumon (fonction by-pass ou remplacement). Ainsi, pour des besoins définis, la stratégie de suppléance pourra être différente, le choix reposant sur les performances attendues des systèmes EC. Pour atteindre ces différents objectifs, il est utile de comprendre les déterminants des échanges gazeux EC et leur résultante chez le malade.

### Déterminants des échanges gazeux résultant de l'interaction patient-circuit

Plusieurs principes doivent être intégrés pour réunir les effets du circuit EC et la résultante pour le malade (Fig. 1) :

- déterminants de l'oxygénation :
  - $FiO_2$  et  $FECO_2$  ;
  - fonction pulmonaire (shunt) et de l'échangeur EC (membrane) ;
  - courbe de dissociation de l'hémoglobine ;
  - débit cardiaque et débit EC ;
  - phénomène de recirculation ;
- déterminants de l'épuration de  $CO_2$  :
  - débit de balayage du circuit EC ;
  - ventilation minute (volume courant, fréquence respiratoire) ;
  - fonction pulmonaire (effet espace mort) ;
  - fonction de la membrane ;
  - production de  $CO_2$ .



**Fig. 1** Déterminants des échanges gazeux EC et impact sur les gaz du sang de sortie du circuit EC

### Oxygène

La quantité d'oxygène délivrée par le circuit EC dépend directement du débit EC. Un débit EC supérieur ou égal à 60 % du débit cardiaque permettrait d'obtenir une  $SaO_2$  supérieure à 90 % [5]. Les débits EC requis sont de l'ordre de 50 à 60 jusqu'à 80 à 100 ml/kg par minute. Pour améliorer les niveaux d'oxygénation atteints, certains auteurs proposent d'introduire une hypothermie, de réduire le débit cardiaque par l'utilisation de bêtabloquants ou d'augmenter les seuils transfusionnels habituels. Avec les systèmes autorisant des débits sanguins EC faibles, les transferts d'oxygène restent modérés de l'ordre de 25 à 35 ml/min [6]. Le débit de gaz frais pour oxygéner complètement le sang EC est faible, pour saturer complètement 3 l de sang par minute avec une saturation initiale en oxygène de 60 % et une hémoglobine de 10 g/dl, 0,2 l/min d'oxygène sera suffisant avec une membrane performante [7]. Ces données théoriques sont altérées par le phénomène de recirculation induisant un véritable « shunt » dans le circuit EC et dérivant le sang oxygéné vers la ligne de drainage veineuse du circuit EC au détriment du ventricule droit [5]. Le phénomène de recirculation est dépendant du type de circuit EC (fémorojugulaire versus jugulofémoral) et de canules, de la position des canules (distance entre canule ou orifice de drainage et de réinjection), du débit EC, de la volémie et du débit cardiaque du malade [8]. La fraction de recirculation (R,%) peut être approchée par la formule suivante :  $(SdO_2 - SvO_2 / SmO_2 - SvO_2) \times 100$ , avec  $SdO_2$  la saturation du sang de la canule de drainage,  $SmO_2$  la saturation du sang à la sortie de la membrane et  $SvO_2$  la saturation du sang veineux mêlé [9]. En règle générale, en l'absence de recirculation majeure, d'un débit cardiaque très élevé ou d'un état hypermétabolisme, une saturation artérielle supérieure à 85 % peut être obtenue avec l'ECMO VV malgré une altération sévère de la fonction pulmonaire [10].

### Gaz carbonique

L'épuration du  $CO_2$  par un circuit EC va dépendre de la « ventilation » de la membrane et est relativement indépendante du débit sanguin EC. Il est théoriquement possible d'éliminer le  $CO_2$  produit par minute (200 à 250 ml/min) à partir de 0,5 à 1 l/min de sang veineux [7]. Cette épuration de  $CO_2$  s'accompagne, chez l'animal d'expérience en ventilation spontanée, d'une diminution de la fréquence respiratoire [11] et chez l'animal en ventilation mécanique contrôlée d'une possibilité de réduire la ventilation minute (fréquence, volume courant) et ainsi de limiter le régime de pression intrathoracique [12]. Initialement, cette technique nécessitait le recours à des canules veineuses de gros calibre (21–28 Fr) et impliquait des débits EC de l'ordre de 25 à 30 % du débit cardiaque [13,14].

### Différentes solutions techniques EC d'assistance respiratoire

Les aspects techniques seront développés dans les chapitres suivants. Sont abordés dans cette partie les principes de fonctionnement et les effets attendus pour le malade (Tableau 1)

#### Techniques VV

Le sang veineux du patient est drainé par un abord vasculaire veineux et retourne au patient dans le système veineux après un passage à travers un échangeur gazeux extrapulmonaire (Fig. 2). Le sang EC est enrichi en oxygène lors de l'exposition au mélange gazeux circulant dans la membrane. En raison de l'obtention d'une saturation des capacités de liaison de l'hémoglobine à l'oxygène, il existe un effet plateau malgré l'augmentation de la  $F_{EC}O_2$ . Le sang EC complètement oxygéné va se mélanger au sang veineux du patient, il en résulte une baisse du niveau d'oxygénation du mélange sanguin qui va dépendre de plusieurs facteurs.

#### Débit EC bas (< 0,5 l/min)

La possibilité d'éliminer une partie du  $CO_2$  produit par l'organisme par un circuit EC à bas débit a été proposée dès la fin des années 1990 par Pesenti et al., en modifiant une machine d'hémodilution [15]. L'impact porte surtout sur l'épuration de  $CO_2$  et plus modérément sur l'oxygénation, car dépendant du débit d'assistance. En général, ces circuits sont simplifiés par rapport à l'ECMO conventionnel, aboutissant à des systèmes où la pompe et la membrane sont intégrées dans un seul équipement [16]. Les débits EC dans les systèmes actuels (Hemolung®, ALung technologies, Pittsburgh États-Unis ; iLA Active Gambro Novalung®, France,

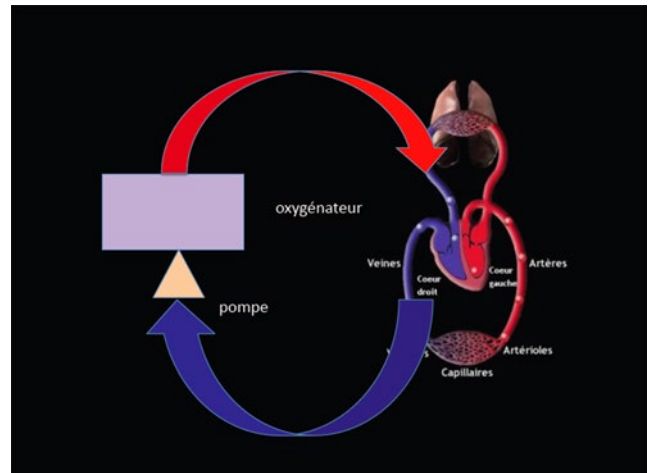


Fig. 2 Assistance veineuse

Hemodec®, Salerno, Italie) sont de l'ordre de 400 à 500 ml [6,17,18]. Il est possible de mettre une membrane de dialyse dans le circuit pour soustraire du liquide et le réinjecter en amont de la membrane pour induire une hémodilution et éviter la thrombose de la membrane [17]. De plus, la recirculation de l'ultrafiltrat augmente la quantité de  $CO_2$  disponible pour l'échange au niveau de la membrane et améliore les performances du dispositif [19]. Les cathéters sont de diamètre plus petit et peuvent plus facilement permettre un accès vasculaire unique. Des complications peuvent survenir : dans une étude publiée sur cette technique dans le cadre de l'insuffisance respiratoire chronique hypercapnique, un patient est décédé de complications hémorragiques liées à la perforation d'une veine iliaque, une thrombose veineuse a été diagnostiquée pour un autre et une complication hémorragique nécessitant une transfusion pour trois

Tableau 1 Particularités des différents types d'assistance respiratoire			
Type de cannulation d'assistance	Veineuse « traditionnelle »	Coaxiale	Artérioveineuse
Avantages	Efficacité pour décarboxylation et oxygénation	Un abord vasculaire	Pas de pompe Simplicité d'utilisation et de surveillance
Inconvénients	Absence de soutien hémodynamique	Débit d'assistance limité Risque de recirculation	Risque d'ischémie de membre Contre-indication en cas de choc associé Intérêt pour décarboxylation
Risques inhérents à la pose	+	+++	++
Technique	Percutanée		
Nécessité d'un monitoring par ETO	++	+++	+
Complications	+	+++	++

ETO : échographie transœsophagienne.

autres patients [6]. En dehors des membranes développées sur des machines d'hémofiltration continue, de nouvelles générations de circuit EC, compactes et dédiées entièrement à cette technique ont été développées. Le système comporte une pompe centrifuge qui génère un flux sanguin à travers une membrane de forme annulaire qui maximalise la surface d'échange et l'épuration de gaz carbonique (*active mixing*). Le gaz est administré avec l'application d'une pression négative en sortie de circuit [16,18]. D'autres constructeurs ont modifié les circuits d'assistance ou les pompes pour les positionner dans ce segment de débit EC (taille des canules ou canule double lumière, pompe miniaturisée et membranes de haute performance). La durée de vie des filtres va dépendre du fournisseur et du principe retenu, de 72 heures à 2 semaines.

### Débit EC élevé

Il en résulte un impact majeur sur l'épuration de CO<sub>2</sub> et aussi sur l'oxygénation (saturation de l'hémoglobine en oxygène et transport artériel en oxygène) se traduisant à l'extrême par la possibilité de suppléer complètement la fonction échangeur du poumon. Cette situation correspond aux techniques utilisées chez les malades hypoxiques, les débits EC sont de plusieurs litres par minute, la taille des canules est importante avec le plus souvent de multiples accès veineux. Cette situation est plus proche des assistances utilisées en chirurgie cardiaque que des techniques d'hémofiltration continue utilisées couramment en réanimation.

### Techniques artérioveineuses (AV)

Ces techniques se rapprochent des possibilités d'échange gazeux des circuits VV avec débit limité. Des accès artériel et veineux fémoraux sont nécessaires, il n'y a pas de pompe EC dans le circuit. Les canules sont de taille 13 ou 15 Fr pour les canules artérielles et 15 ou 17 Fr pour les canules veineuses. Le circuit ne nécessite pas de shunt de reperfusion artérielle. Le choix d'une canule d'un diamètre inférieur à 70 % du diamètre de l'artère préviendrait la survenue d'une ischémie. La force motrice du système est représentée par le débit cardiaque et la pression artérielle du malade avec une relation linéaire entre le débit sanguin à travers la membrane et la pression artérielle moyenne (au minimum supérieure à 60 mmHg). Le flux sanguin dans le circuit demeure pulsatile avec des débits variant entre 0,7 et 1,5 l/min. Les résistances sont liées aux diamètres des canules artérielles et veineuses et à la résistance interne de la membrane. L'utilisation d'une membrane avec une résistance interne basse et des caractéristiques d'échange gazeux important est indispensable [20]. La membrane a une surface de 1,3 m<sup>2</sup>, elle est biocompatible (*coating* par héparine, faible *shear stress* sanguin), La pression maximale supportée par la membrane est de 200 mmHg. La perte de charge

est de 6 mmHg à un débit sanguin de 1,5 l/min. Le volume de *priming* est de 240 ml.

L'intensité de la décarboxylation du sang dérivé de la circulation du patient est peu conditionnée par le débit sanguin transmembranaire mais surtout par le débit de balayage de la membrane du circuit qui est progressivement réglé à 10 l/min. Le circuit et les canules sont préhéparinés avec possibilité d'appliquer cette technique chez les sujets à haut risque hémorragique [21,22] ou dans les contextes postopératoires [23]. Le circuit peut être utilisé pendant une période de 29 jours. La survenue de complications (ischémie des membres inférieurs, voire amputation, syndrome de loge, thrombose, hématome) chez 12 à 25 % des malades a limité la généralisation de cette technique [24,25]. Les contre-indications sont une thrombopénie induite par l'héparine de type 2, les états de choc (cardiogénique ou septique), l'artériopathie oblitérante des membres inférieurs et un poids de moins de 20 kg. De plus, des accidents à la pose et au retrait (dissection, hématome, fistule AV) et le développement des techniques VV à bas débit ont diminué l'intérêt de cette technique. Ses indications pourraient se concevoir dans un environnement où la mise en place, le fonctionnement et la surveillance d'une pompe seraient compliqués comme en transport ou dans un environnement aux ressources limitées (hôpital militaire en milieu hostile).

### Description des composants du circuit EC

Les circuits VV, AV et veinoartériel (VA) sont décrits sur les Figures 2-4 [26-31]. Le circuit d'assistance doit pouvoir pallier à une défaillance cardiaque ou respiratoire durant des jours, voire des semaines. Il doit pourvoir couvrir les besoins métaboliques du patient incluant les apports d'oxygène et la

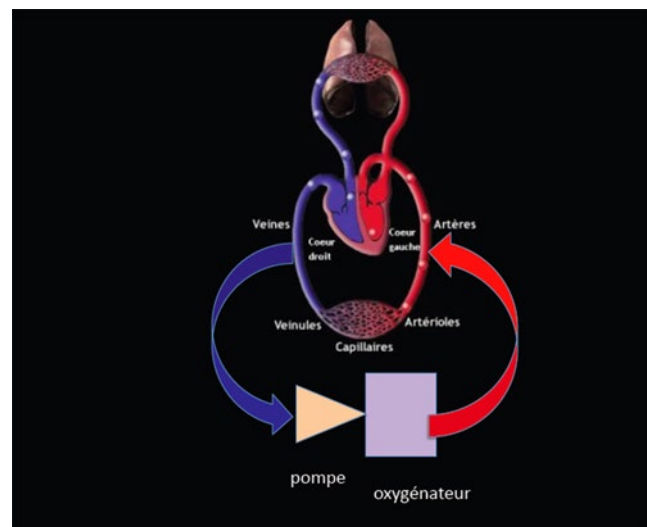
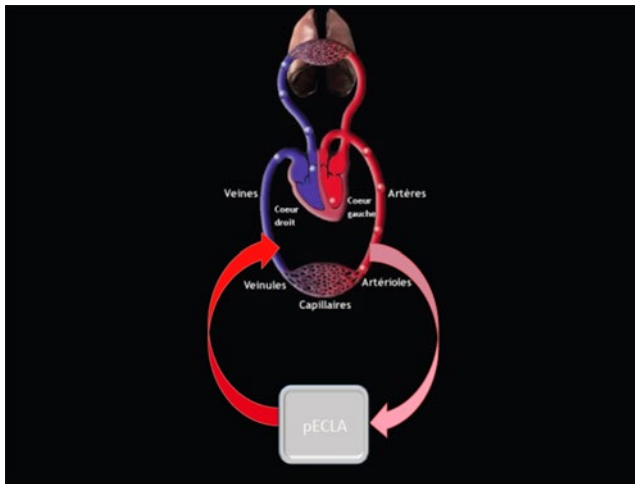


Fig. 3 Assistance veinoartérielle



**Fig. 4** Assistance artérioveineuse (de type Novalung®)

décarboxylation. Il doit par ailleurs rester modulable et permettre l'ajout d'autres thérapeutiques suppléatives comme l'hémofiltration continue ou les échanges plasmatiques.

La composition du circuit devra être adaptée aux objectifs thérapeutiques :

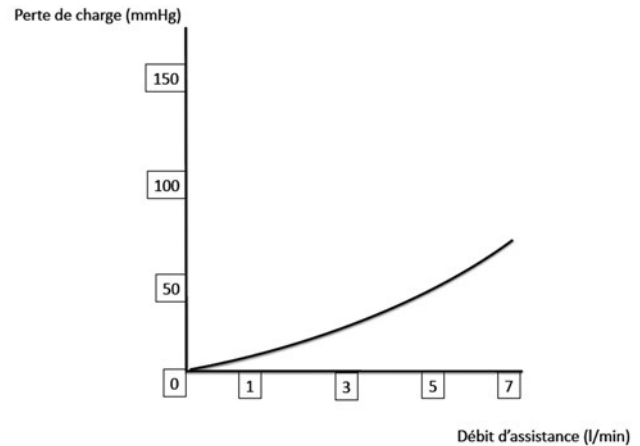
- assistance cardiorespiratoire ;
- assistance respiratoire à visée de décarboxylation ;
- assistance respiratoire à visée de décarboxylation et d'oxygénation.

Les éléments composant le circuit seront détaillés dans ce chapitre. Les matériels utilisés pour les canules, les pompes et les membranes ont largement évolué ces dix dernières années [31]. Toutefois, même si les risques de complications dramatiques (rupture de circuit, dysfonction de pompe) ont diminué, la gestion du circuit nécessite à la fois de bonnes connaissances théoriques et une solide expérience individuelle et collective (chirurgien et anesthésiste de chirurgie cardiaque, perfusionniste). On distingue trois types de circuits disponibles dans le cadre de l'assistance respiratoire.

## Oxygénateur et mélangeur

### Propriétés

Le mélangeur (air, oxygène) permet de régler l'apport de gaz frais à la membrane en quantité (débit) et en qualité (réglage de la  $FECO_2$ ). L'oxygénateur correspond à l'interface permettant à la fois les échanges gazeux et les échanges thermiques. Il existe deux types d'oxygénateur (Tableau 2) : les oxygénateurs à bulle et les oxygénateurs à membranes. Les oxygénateurs à bulle assurent l'oxygénation et la décarboxylation par barbotage. La surface d'échange est proportionnelle au nombre de bulles. Ils sont principalement



**Fig. 5** Exemple de courbe exprimant la relation entre le débit d'assistance et la perte de charge attendue pour un oxygénateur donné. La perte de charge correspond au gradient de pression transmembranaire

destinés à une utilisation peropératoire de chirurgie cardiaque. Avec les oxygénateurs à membrane, le sang n'entre pas en contact direct avec le gaz, et l'hémotraumatisme lié au bullage est supprimé.

On distingue deux types architecturaux : les membranes planes et les membranes tubulaires. Les oxygénateurs à membranes planes sont subdivisés en deux sous-classes :

- les membranes assemblées en spirale (membrane en silicone), idéales pour des utilisations de longue durée ;
- les membranes assemblées en couches dites oxygénateurs à plaque qui forment des canaux parallèles qui se comportent comme des capillaires.

Les oxygénateurs à membranes tubulaires sont composés de fibres creuses.

Les échanges gazeux des membranes continues sont conservés sur des périodes dépassant deux semaines. En revanche, les membranes microporeuses ne conservent leur capacité de transfert que quelques heures (phénomène de perméabilisation de la membrane). Ce phénomène peut être retardé si la ventilation se fait avec un gaz saturé en vapeur d'eau et réchauffé. Actuellement, la plupart des oxygénateurs sont des oxygénateurs à membrane composés de fibres creuses en polyméthylpentène non perméables, à la différence des membranes en polypropylène.

### Rhéologie

Chaque oxygénateur est testé afin d'obtenir des données sur les gradients de pression (perte de charge) en fonction du débit (Fig. 5). En pratique, on admet que le gradient de pression généré par le passage du sang à travers l'oxygénateur devra rester inférieur à 50 mmHg/l par minute de débit d'assistance.



Tableau 2 Caractéristiques techniques des principaux oxygénateurs disponibles sur le marché					
Modèle	Quadrox ID adulte	Medos Hilite 7000 LT	Novalung ILA	Novalung sLA	Medtronic Kolobow ECMO
Matériau	PMP	PMP	PMP	PMP	Silicone
Plage d'utilisation	0,5–7 l/min	7 l/min	0,5–4,5 l/min	0,5–4,5 l/min	1,0–1,8 l/min
Volume de <i>priming</i>	250 ml	275 ml	225 ml	225 ml	90–175 ml
Surface effective	1,8 m <sup>2</sup>	1,9 m <sup>2</sup>	1,3 m <sup>2</sup>	1,3 m <sup>2</sup>	0,6–1,5 m <sup>2</sup>
Échange gazeux					
Matériau échangeur thermique	Polyuréthane	Polyester	–	–	–
Surface échange thermique	0,6 m <sup>2</sup>	0,45 m <sup>2</sup>	Non applicable	Non applicable	Non applicable
Taille connecteurs (pouces)	3/8	3/8	3/9 Connecteur de sécurité	3/8	1/4

PMP : polyméthylpentène.

### Échanges gazeux

Les échanges gazeux des assistances dépendent du degré d'oxygénation du sang au niveau de la membrane, du débit sanguin à travers le circuit d'ECMO, de la qualité des échanges gazeux au niveau du poumon natif et du débit cardiaque propre du patient.

Une étude récente [5], étudiant l'impact des réglages d'ECMO VV, a mis en évidence l'impact du débit d'assistance, idéalement maintenu à plus de 60 % du débit cardiaque natif, sur l'oxygénation systémique et l'intérêt (au moins théorique) de la modification du seuil transfusionnel quand les objectifs d'oxygénation ne sont pas atteints au débit maximal d'ECMO. La décarboxylation est fortement liée au débit de balayage et ne semble pas affectée par le débit d'assistance dans la mesure où il reste supérieur à 2,5 l/min et que la  $F_{ECO_2}$  est au-dessus de 40 %.

Il faut en effet distinguer l'oxygénation et la décarboxylation dans nos objectifs thérapeutiques. L'oxygénation dépend de la géométrie de l'oxygénateur, de l'épaisseur du flux sanguin intramembranaire, des propriétés intrinsèques de la membrane, de la  $FiO_2$  du mélangeur, de la durée de passage des globules rouges au niveau de la zone d'échange, du taux d'hémoglobine et de la quantité d'oxygène contenue dans le sang entrant dans la membrane et du gradient de concentration entre le gaz du balayage et le sang traité par l'oxygénateur. Ces notions sont traduites dans une grandeur qui caractérise les membranes EC, le *rated flow* (Fig. 6). Cette valeur correspond à la quantité de sang veineux pouvant être oxygénée de 75 à 95 % de saturation en oxygène dans un intervalle de temps donné. Cela permet de définir les performances de la membrane et de comparer les différents oxygénateurs disponibles. En pratique, le flux déterminé par le *rated flow* correspond au flux pour permettre

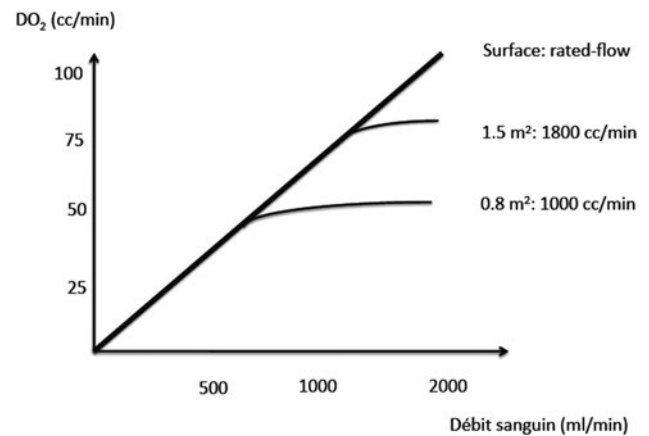


Fig. 6 Exemple de courbes de détermination du *rated flow* pour deux oxygénateurs pédiatriques

une oxygénation optimale, il est propre à chaque oxygénateur (Tableau 3).

En l'absence de dysfonctionnement, quand le débit de sang sur l'ECMO reste inférieur ou égal au *rated flow*, le sang quittant la membrane est correctement oxygéné.

La qualité de la décarboxylation est indépendante du débit sanguin, modérément dépendante de la pression partielle de  $CO_2$  ( $PaCO_2$ ) à l'entrée du circuit. Les déterminants majeurs sont la surface totale d'échange et le débit de balayage. Il est à retenir que, du fait des propriétés des gaz, l'efficacité des circuits d'ECMO reste supérieure pour la décarboxylation comparée à l'oxygénation quel que soit le type d'oxygénateur utilisé.

### Échanges thermiques

Tous les oxygénateurs à membrane sont équipés d'un échangeur thermique. Ils sont composés soit d'acier inoxydable,

Modèle	Quadrox ID adulte	Medos Hilite 7000 LT	Affinity	Avecor 1500
Surface (m <sup>2</sup> )	1,8	1,9	2,5	1,5
Flux sanguin maximum (ml/min)	7 000	7 000	7 000	1 800
Rated flow (ml/min)	–	1 700–7 000	7 000	1 800

soit de polyéthylène ou de polyuréthane. Ils ont une importance non négligeable du fait du risque lié d'hypothermie induite par le circuit qui peut avoir des conséquences graves sur le devenir du patient.

#### Réglage des débits de balayage

Le débit de balayage sera fixé initialement au même débit que celui du débit sanguin de l'assistance avec une adaptation en fonction des gazométries itératives réalisées dans le cadre de la surveillance. Une étude récente retrace l'impact d'une variation trop brutale de la PaCO<sub>2</sub> sur la mortalité [32] avec un objectif thérapeutique précoce potentiel.

Pour mémoire, la majorité des oxygénateurs peuvent supporter des débits de gaz compris entre un minimum de 100 ml/min et 10 l/min (recommandations constructeurs). Au moment du sevrage, la plupart des équipes interrompent complètement le débit de gaz.

#### Critères de bon fonctionnement

- Surveillance des régimes de pression

L'analyse des pressions permet de rechercher des dysfonctionnements du circuit (Tableau 4).

- Critères d'efficacité des échanges gazeux

En cas de défaut d'échange gazeux, le défaut d'oxygénation reste le premier signe d'alerte, on peut réaliser une gazométrie en amont et en aval de l'oxygénateur après avoir réglé la FiO<sub>2ECMO</sub> à 1. L'analyse de ces gazométries couplées

à l'analyse des pressions sur le circuit permet de poser un diagnostic de dysfonctionnement de l'oxygénateur. En pratique, un ratio PaO<sub>2ECMO</sub>/FiO<sub>2ECMO</sub> inférieur à 200 mmHg devra faire envisager un changement de l'oxygénateur.

#### Pompes

##### Pompes non occlusives

Les pompes rotatives centrifuges sont majoritairement utilisées en Europe, Asie et Australie. Le sang de la canule de drainage veineux, qui arrive au centre de la pompe, est accéléré de façon centrifuge par la rotation de la turbine. Le lien entre la console, le moteur et le corps de pompe est un champ électromagnétique sans lien mécanique avec diminution des risques d'usure, d'échauffement et d'hémolyse. Il existe trois types de pompes centrifuges :

- les pompes à ailettes ;
- les pompes à cône ;
- les pompes à hélice.

Ces pompes ont comme avantages de provoquer des forces de cisaillement moindres par rapport aux pompes occlusives utilisées dans le cadre de la chirurgie cardiaque, absence de stagnation sanguine, de risque de rupture en cas d'hyperpression (coude, obstacle sur le circuit). La présence d'air dans le corps de pompe s'accompagne d'un désamorçage avec un risque d'embolie gazeuse diminué. Ces pompes sont à la fois pré- et postcharge-dépendantes. Le débit de pompe sera à la fois fonction du sang arrivant et des pressions postpompes.

Pression de drainage (valeur absolue)	Pression portion entre pompe et oxygénateur	Pression en sortie d'oxygénateur	Gradient de pression à travers l'oxygénateur	Hypothèses diagnostiques
↗	↘	↘	↘	Patient hypovolémique Tamponnade, pneumothorax, hémithorax Plicature canule veineuse
↘	↘	↘	↘	Défaillance de la tête de pompe
↘	↗	↘	↗	Défaillance de l'oxygénateur
↘	↗	↗	↘	Obstacle à l'éjection

### Pompes occlusives

Les pompes occlusives sont actuellement peu utilisées dans le domaine de la réanimation en raison d'une surveillance plus compliquée et de risques notamment mécaniques. Leur usage est réservé au secteur de la CEC peropératoire. Elles ne seront pas détaillées ici.

### Réglages de départ

Le débit sanguin devra être adapté aux objectifs thérapeutiques. Pour mémoire :

- assistance pour assistance cardiorespiratoire : 60 ml/kg par minute avec un objectif de SvO<sub>2</sub> supérieure à 70 % ;
- assistance respiratoire pour oxygénation : 60–80 ml/kg par minute avec une capacité de transport d'oxygène dépendant du débit de sang, de la saturation de l'hémoglobine en oxygène et des capacités d'échange gazeux de l'oxygénateur.

### Surveillance

- Pressions d'entrée du circuit

La dépression appliquée en entrée de circuit, générée par la pompe non occlusive, devra se situer dans une fourchette de pression négative entre 100 et 300 mmHg. Des dépressions supérieures (voisines de –750 mmHg) induisent un risque d'hémolyse, de cavitation et d'embolie gazeuse. De plus, selon le type d'assistance, ces niveaux de dépression peuvent être à l'origine de phénomène de succion au niveau des zones de drainage veineux (oreillette droite, veines caves) à l'origine de dommages endothéliaux et conduire à une véritable aspiration des parois vasculaires ou cardiaque (phénomène de *suck down*).

- Pressions de sortie du circuit

La pression de sortie de circuit ne devra pas excéder 400 mmHg, principalement du fait du risque d'hémolyse et des risques mécaniques (déconnexion accidentelle du circuit).

- Hémolyse

L'hémoglobine libre plasmatique devra être inférieure à 15 mg/dl. En cas de taux supérieur à 50 mg/dl, une cause devra être recherchée dans les meilleurs délais (dépression excessive dans le circuit, thrombose partielle d'un composant du circuit, interfacement accidentel eau/sang ou air/sang).

### Canules

#### Types

On distingue habituellement les canules veineuses ou de drainage (multiperforées) d'un diamètre de 24 à 28 Fr selon le morphotype du patient et des canules de réinjection de 15 à 19 Fr. Une troisième canule de drainage pourra être

utilisée si le débit cible n'est pas obtenu du fait d'un défaut de drainage.

En assistance respiratoire, des canules coaxiales (Avalon Elite®, Avalon Laboratories ; iLA Active® cannulas Novalung ; Hemolung Catheter®, Alung...), permettant à la fois les drainages et la réinjection, peuvent être utilisées après un abord percutané unique jugulaire interne droit ou fémoral selon le modèle de canule. Le sang est prélevé sur les deux territoires caves supérieur et inférieur et est réinjecté directement dans l'oreillette droite. Les diamètres usuels de ces canules sont compris entre 16 et 31 Fr. L'utilisation de matériaux résistants a permis de diminuer l'épaisseur de la paroi de la canule et ainsi d'augmenter le diamètre interne utile et le débit maximal.

Un autre système dénué de pompe, utilisant comme pression motrice pour permettre la progression du sang au travers de l'oxygénateur le différentiel de pression entre la circulation systémique et la circulation veineuse, dispose de canules spécifiques.

### Propriétés

La majorité des canules sont préhéparinées ou ont un revêtement qui augmente la biocompatibilité. La taille et la longueur doivent être adaptées au morphotype et en fonction des objectifs de débit (Tableaux 5, 6).

### Insertion

La disponibilité d'un deuxième circuit d'ECMO (*emergency circuit*) devra être vérifiée avant toute procédure d'ECMO. Pour de nombreuses équipes, cette précaution fait partie des mesures de sécurité pour anticiper un dysfonctionnement ou un problème technique sur le premier circuit. L'ESLO a effectué des recommandations dans la gestion des CEC. La pose des canules dans le cadre des assistances VV relève d'une technique de type Seldinger avec un abord percutané. Un bolus d'héparine (50 à 100 UI/kg) pourra être réalisé deux minutes avant la mise en place des canules. Cette

**Tableau 5** Taille de canule artérielle proposée en fonction du débit souhaité

Débit souhaité (ml/min)	Taille canule artérielle (Fr)	Diamètre externe (mm)
0–400	8	2,66
400–700	10	3,33
700–1 200	12	4
1 200–1 700	14	4,66
1 700–2 000	15	5
2 000–2 500	17	5,66
2 500–3 500	19	6,33
> 3 500	21	7



Débit (ml/min)	Taille canule veineuse (Fr)	Diamètre externe (mm)
0–350	8	2,66
350–600	10	3,33
600–1 000	12	4
1 000–1 400	14	4,66
1 400–1 500	15	5
1 500–1 500	17	5,66
1 500–2 000	19	6,33
2 000–2 500	21	7
2 500–3 000	23	7,66
3 000–3 500	25	8,33
3 600–4 500	27	9
> 4 500	29	9,66

administration devra être discutée en prenant en compte le contexte (syndrome hémorragique, traumatisme, lésion intracrânienne) et de troubles préexistants de l’hémostase (thrombopénie, insuffisance hépatocellulaire).

*Fixation*

On distingue plusieurs types de fixation : soit chirurgicale par suture, soit par le biais de dispositifs adhésifs proches de ceux utilisés pour la fixation des contre-pulsions. La fixation des canules devra être soignée et vérifiée à chaque prise de poste infirmier en respectant l’axe du membre et du vaisseau canulé sur 20 à 30 cm. Les pansements devront permettre cette surveillance, tout en gardant leur caractère occlusif. Pour les canules coaxiales, leur fixation est importante afin de prévenir une mobilisation et une perte d’efficacité par la survenue ou la majoration d’un phénomène de recirculation [33].

*Complications*

La mortalité sous ECMO VA est directement proportionnelle aux complications hémorragiques [34]. Selon le registre de l’ELSO, le saignement lié au site de canulation touche 17,2 % des ECMO de l’adulte. Pour mémoire, l’incidence des pneumothorax est de 13,0 %, sans que soit précisée l’origine (lié à la ponction ou lié au barotraumatisme de la ventilation mécanique).

**Circuits/tuyaux**

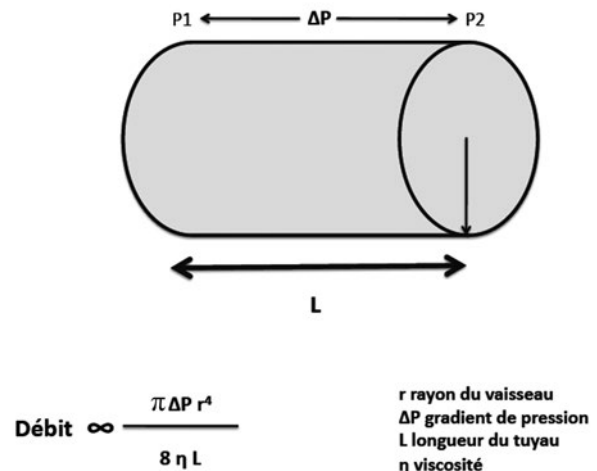
*Composition, propriétés, biocompatibilité*

La problématique principale des tuyaux et des connecteurs sera celle de la biocompatibilité. Deux types de matériaux

sont utilisés : le polychlorure de vinyle et les silicones. Ils sont responsables de rejet de particules dans la circulation sanguine qui seront variables dans le temps.

Pour ces deux matériaux, il existe des traitements de surface qui permettent d’améliorer leur hémocompatibilité. La relation produite entre le sang et les matériaux se fait toujours par accréation de protéines. Cette adsorption sera responsable du potentiel prothrombotique et pro-inflammatoire du circuit. Les traitements de surface ont pour but de créer une interface entre le sang et la surface qui préviendra l’extension de l’activation sanguine. On distingue les traitements de surface par préhéparinisation des traitements plus complexes (phosphorylcholine, cyclosiloxane, facteur H) qui sont propres à chaque fabricant.

Sur le plan rhéologique (Fig. 7, Tableau 7), les résistances à l’écoulement seront proportionnelles à la longueur du tuyau et inversement proportionnelles au rayon du circuit. Leur calcul répond aux différents termes de la loi de Poiseuille concernant l’écoulement des liquides. La longueur totale du circuit aura un impact sur les résistances à l’écoulement et devra être un compromis entre les contraintes mécaniques et celles du nursing, voire d’un éventuel transport [35].



**Fig. 7** Loi de Poiseuille

Diamètre (pouces)	Débit attendu (l/min)
3/16	1,2
1/4	2,5
3/8	5
1/2	10

### Priming

Le *priming* du circuit d'ECMO, utilisé chez les adultes, est réalisé grâce à des cristalloïdes. L'association entre les tuyaux composés de *one dioctyl adipate* (DOA) et le sérum physiologique devrait être choisie afin de prévenir le relargage de particules pour les circuits débullés d'attente [36]. Une étude relate la possibilité de conservation d'un circuit débullé jusqu'à 35 jours [37]. Une autre étude ne retrouvait pas d'altération des propriétés de la membrane alors que le circuit était conservé débullé pendant 15 jours [38]. Il est nécessaire d'avoir des clamps stériles (pour la pose) et à disposition ensuite pour intervenir rapidement en cas de complication (rupture, désinsertion, décanulation).

### Console

Les consoles de pompe sont variables selon les fournisseurs. Elles associent pour les plus modernes une interface de réglage de l'assistance (nombre de tours/minute) et les outils de monitoring (débitmètre, mesures des pressions, mesures de la SvO<sub>2</sub>, durée d'autonomie électrique). Il peut exister un asservissement de la pompe aux mesures de pression selon le type de console à intégrer dans la surveillance du fait du risque d'arrêt inopiné de l'assistance. Un système de secours manuel d'entraînement de la pompe est présent sur le chariot de CEC et est installé pour pouvoir être utilisé rapidement en cas de dysfonction de la pompe ou de l'alimentation.

### Données générales

#### Place de l'échographie

L'échographie joue un rôle triple :

- évaluation hémodynamique des ventricules droit et gauche, détermination d'une précharge-dépendance éventuelle et recherche de valvulopathies ;
- contrôle de la ponction [39] : elle permet de réaliser une analyse morphologique du réseau d'implantation (recherche d'athéromatose en cas de ponction artérielle ou de thrombus en cas de ponction veineuse) ;
- contrôle du bon positionnement de la canule.

La progression des guides lors du Seldinger ainsi que la bonne position des canules seront surveillées par échographie transœsophagienne au lit du patient au moment de l'implantation de l'assistance (intérêt de la coupe bicave).

Par ailleurs, en cas de double canulation, il faudra s'assurer du maintien d'une distance suffisante entre les deux extrémités des canules pour diminuer les phénomènes de recirculation. L'échographie doppler couleur permet aussi de vérifier la perméabilité des canules mais aussi d'approcher l'importance de la recirculation [40]. Le positionnement

des canules coaxiales type Avalon peut être délicat, et plusieurs techniques (échographie, cathéter-guide, analyse du trajet d'une sonde de Swan-Ganz en scopie) sont proposées pour améliorer la mise en place et prévenir des complications dramatiques [33,41,42].

### Impact pharmacocinétique et pharmacodynamique du circuit

Il existe une adsorption sur le circuit EC de nombreuses substances, comme les antibiotiques, utilisées en réanimation [43–45]. Dans l'état actuel des connaissances, une grande prudence s'impose dans l'ajustement des traitements, il est souhaitable de prendre en compte les modifications de volume de distribution et d'ajuster les doses des antibiotiques sur les taux sériques, notamment en attendant les résultats des études en cours.

### Équipe et formation

Le malade sera préparé pour une pose des canules dans des conditions d'asepsie chirurgicale. Il est recommandé d'avoir deux opérateurs médicaux et un opérateur non médecin habillés stérilement et assistés d'un aide. Il pourra être utile selon les organisations du service et les expertises de disposer d'un référent pour l'analyse échographique de la procédure (montée des guides et positionnement des canules). Des problèmes sont décrits lors de la cannulation dans près de 10 % des cas. En l'absence de chirurgien au moment de la cannulation, la possibilité d'avoir recours à un chirurgien vasculaire rapidement en cas de complication est une procédure recommandée [46]. Un dysfonctionnement précoce du circuit (pompe, oxygénateur, *tubing*) doit conduire à une évaluation rigoureuse et à une réponse adaptée impliquant une formation et une expérience suffisante de la technique. Ces situations peuvent accompagner l'erreur ou l'inexpérience [48–50].

### Conclusion

Le développement des techniques d'assistance EC s'effectue depuis de nombreuses années et autorise maintenant une utilisation beaucoup plus large, sortie des seuls services de chirurgie cardiaque et des réanimations hyperspécialisées. Il aura fallu l'épidémie de grippe H1N1 pour mettre ces techniques sous les feux de l'actualité. Dans le même temps, les concepts de ventilation protectrice et d'iatrogénie induite par la ventilation mécanique permettent de revisiter l'application de certaines de ces techniques EC. Ainsi, les objectifs de normaliser les gaz du sang, ou plutôt de garantir des échanges gazeux suffisants (pour permettre l'amélioration du poumon natif), peuvent être obtenus avec des techniques

plus ou moins invasives dont la différence majeure réside dans le débit EC. Dans tous les cas, il s'agit de circuits EC dont les risques sont multiples liés aux abords et au matériel. Le développement des techniques avec débit EC limité, accès de plus petits calibres et utilisant des circuits bien connus des réanimateurs (appareil d'hémofiltration VV) ou conçus spécifiquement pour un usage dans les services de réanimation (facilité de préparation et intégration des alarmes dans des algorithmes de gestion du circuit EC), pourrait permettre une utilisation large, alors que les justificatifs cliniques et économiques ne sont pas encore disponibles.

Jusqu'à présent, de par la complexité des techniques, la nécessité de disposer de plateaux techniques performants (chirurgie cardiaque), la fréquence des complications en l'absence de preuves irréfutables de leur efficacité et des coûts engendrés, ces techniques demeurent indiquées pour les malades les plus graves dans des centres expérimentés [51–53].

Elles justifient la rédaction et l'application de recommandations, de démarches d'amélioration de la qualité et de sécurité et d'une activité suffisante dans un cadre collaboratif [31,53–55].

**Conflit d'intérêt :** G. Capellier : membre du board du laboratoire Gambro. Présentation au congrès SRLF (prise en charge des frais de congrès) pour la société A Lung. Participation à l'étude EOLIA soutenue par la société Maquet.

C. Manzon, G. Piton et S. Chocron déclarent ne pas avoir de conflit d'intérêt.

## Références

- Hill JD, O'Brien TG, Murray JJ, et al (1972) Prolonged extracorporeal oxygenation for acute post-traumatic respiratory failure (shock-lung syndrome). Use of the Bramson membrane lung. *N Engl J Med* 286:629–34
- Terragni P, Maiolo G, Ranieri VM (2012) Role and potentials of low-flow CO<sub>2</sub> removal system in mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care* 18:93–8
- Peek GJ, Mugford M, Tiruvoipati R, et al (2009) Efficacy and economic assessment of conventional ventilatory support versus extracorporeal membrane oxygenation for severe adult respiratory failure (CESAR): a multicentre randomised controlled trial. *Lancet* 374:1351–63
- Turner DA, Cheifetz IM (2013) Extracorporeal membrane oxygenation for adult respiratory failure. *Respiratory Care* 58:1038–49
- Schmidt M, Tachon G, Devillers C, et al (2013) Blood oxygenation and decarboxylation determinants during venovenous ECMO for respiratory failure in adults. *Intensive Care Med* 39:838–46
- Burki NK, Mani RK, Herth FJ, et al (2013) A novel extracorporeal CO<sub>2</sub> removal system: results of a pilot study of hypercapnic respiratory failure in patients with COPD. *Chest* 143:678–86
- Gattinoni L, Carlesso E, Langer T (2011) Clinical review: extracorporeal membrane oxygenation. *Crit Care* 15:243
- Messai E, Bouguerra A, Harmelin G, et al (2013) A new formula for determining arterial oxygen saturation during extracorporeal oxygenation. *Intensive Care Med* 39:327–34
- Bonacchi M, Hamelin G, Peris A, Sani G (2011) A novel strategy to improve systemic oxygenation in venovenous extracorporeal membrane oxygenation: the "X-configuration". *J Thorac Cardiovasc Surg* 142:1197–204
- Sidebotham D, McGeorge A, McGuinness S, et al (2010) ECMO for treating severe cardiac and respiratory failure in adults: Part 2—Technical considerations. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 24:164–72
- Kolobow T, Gattinoni L, Tomlinson T, et al (1977) The carbon dioxide membrane lung (CDML): a new concept. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 23:17–21
- Brunet F, Mira JP, Dhainaut JF, Dall'ava-Santucci J (1995) Efficacy of low frequency positive-pressure ventilation-extracorporeal CO<sub>2</sub> removal. *Am J Respir Crit Care* 151:1269–70
- Gattinoni L, Pesenti A, Mascheroni D, et al (1986) Low-frequency positive-pressure ventilation with extracorporeal CO<sub>2</sub> removal in severe acute respiratory failure. *JAMA* 256:881–6
- Deslauriers J, Awad JA (1997) Is extracorporeal CO<sub>2</sub> removal an option in the treatment of adult respiratory distress syndrome? *Ann Thorac Surg* 64:1581–2
- Pesenti A, Rossi GP, Pelosi P, et al (1990) Percutaneous extracorporeal CO<sub>2</sub> removal in a patient with bullous emphysema with recurrent bilateral pneumothoraces and respiratory failure. *Anesthesiology* 72:571–3
- Cove ME, McLaren G, Federspiel WJ, Kellum JA (2012) Bench to bedside review: extracorporeal carbondioxide removal, past present and future. *Crit Care* 16:232–40
- Terragni PP, Del Sorbo L, Mascia L, et al (2009) Tidal volume lower than 6 ml/kg enhance lung protection: role of extracorporeal carbon dioxide removal. *Anesthesiology* 111:826–35
- Batchinsky AL, Jordan BS, Regn D, et al (2011) Respiratory dialysis: reduction in dependence on mechanical ventilation by venovenous extracorporeal CO<sub>2</sub> removal. *Crit Care Med* 39:1382–7
- Gramaticopolo S, Chronopoulos A, Piccinni P, et al (2010) Extracorporeal CO<sub>2</sub> removal: a way to achieve ultraprotective mechanical ventilation and lung support: the missing piece of multiple organ support therapy. *Contrib Nephrol* 165:174–84
- Conrad SA, Zwischenberger JB, Grier LR, et al (2001) Total extracorporeal arteriovenous carbon dioxide removal in acute respiratory failure: a phase I clinical study. *Intensive Care Med* 27:1340–51
- McKinlay J, Chapman G, Elliot S, Mallick A (2008) Pre-emptive Novalung-assisted carbon dioxide removal in a patient with chest, head and abdominal injury. *Anaesthesia* 63:767–70
- Hammel C, Forrest M, Barrett P (2008) Clinical experience with a pumpless extracorporeal lung assist device. *Anaesthesia* 63:1241–4
- Iglesias M, Jungebluth P, Petit C, et al (2008) Extracorporeal lung membrane provides better lung protection than conventional treatment for severe postpneumectomy noncardiogenic acute respiratory distress syndrome. *J Thorac Cardiovasc Surg* 135:1362–71
- Terragni PP, Birocco A, Faggiano C, Ranieri VM (2010) Extracorporeal CO<sub>2</sub> removal. *Contrib Nephrol* 165:185–96
- Bein T, Weber F, Philipp A, et al (2006) A new pumpless extracorporeal interventional lung assist in critical hypoxemia/hypercapnia. *Crit Care Med* 34:1372–7
- Janvier G, Lehot JJ (2004) Circulations extracorporelles, 2<sup>e</sup> édition. Édition Arnette
- Flécher E, Seguin P, Verhoye JP (2010) ECLS et ECMO, guide pratique. Ed Springer
- Annich GM, Lynch WR, McLaren G, et al (2012) ECMO Extracorporeal Cardiopulmonary Support in Critical Care, 4th edition. Extracorporeal Life Support Organization, Ann Arbor

29. Short BL, Williams L (2010) ECMO specialist training manual manual, 3rd Ed. Extracorporeal Life Support Organization, Michigan.
30. McLaren G, Combes A, Bartlett RH (2012) Contemporary extracorporeal membrane oxygenation for adult respiratory failure: life support in the new era. *Intensive Care Med* 38:210–20
31. Turner D, Cheifetz IM (2013) Extracorporeal membrane oxygenation for adult respiratory failure. *Respir Care* 58:1038–49
32. Bembea MM, Lee R, Masten D, et al (2013) Magnitude of arterial carbon dioxide change at initiation of extracorporeal membrane oxygenation support is associated with survival. *J Extra Corpor Technol* 45:26–32
33. Langer T, Vecchi V, Belekiy SM, et al (2013) Pressure-guided positioning of bicaval dual-lumen catheters for venovenous extracorporeal gas exchange. *Intensive Care Med* 39:151–4
34. Aubron C, Cheng AC, Pilcher D, et al (2013) Factors associated with outcomes of patients on extracorporeal membrane oxygenation support: a 5-year cohort study. *Crit Care* 17:R73
35. Qiu F, Uluer MC, Kunselman A, et al (2010) Impact of tubing length on hemodynamics in a simulated neonatal extracorporeal life support circuit. *Artif Organs* 34:1003–9
36. Horne DC, Torrance I, Modine T, Gourlay T (2009) The effect of priming solutions and Storage time on plastic migration in different PVC tubing types — implications for wet Storage of ECMO systems. *J Extra Corpor Technol* 41:199–205
37. Naso F, Gandaglia A, Balboni P, et al (2013) Wet-priming extracorporeal membrane oxygenation device maintain sterility for up to 35 days of follow-up. *Perfusion* 28:208–13
38. Karimova A, Robertson A, Cross N, et al (2005) A wet-primed extracorporeal membrane oxygenation circuit with hollow-fiber membrane oxygenator maintains adequate function for use during cardiopulmonary resuscitation after 2 weeks on standby. *Crit Care Med* 33:1572–6
39. Ball RD, Scouras NE, Orebaugh S, et al (2012) Randomized, prospective, observational simulation study comparing residents' needle-guided vs free-hand ultrasound techniques for central venous catheter access. *Br J Anaesth* 108:72–9
40. Ranasinghe AM, Peek GJ, Roberts N, et al (2004) The use of transesophageal echocardiography to demonstrate obstruction of venous drainage cannula during ECMO. *ASAIO J* 50:619–20
41. Trimlett RH, Cordingley JJ, Griffiths MJ, et al (2011) A modified technique for insertion of dual-lumen bicaval cannulae for venovenous extracorporeal membrane oxygenation. *Intensive Care Med* 37:1036–7
42. Hirose H, Amane K, Marhefka G, Cavarocchi N (2012) Right ventricular rupture and tamponade caused by malposition of the Avalon cannula for venovenous extracorporeal membrane oxygenation. *J Cardiothorac Surg* 7:36
43. Preston TJ, Ratliff TM, Gomez D, et al (2010) Modified surface coating and tehri effects on drug adsorption within the extracorporeal life support circuit? *J Extra Corpor Technol* 42:199–202
44. De Rosa FG, Corcione S, Baietto L, et al (2013) Pharmacokinetics of linezolid during extracorporeal membrane oxygenation. *Int J Antimicrob Agents* 41:590–1
45. Shekar K, Roberts JA, Welch S, et al (2012) ASAP ECMO: antibiotic, sedative and analgesic pharmacokinetics during extracorporeal membrane oxygenation: a multi-centre study to optimise drug therapy during ECMO. *BMC Anesthesiol* 12:29
46. Sidebotham D, Allen SJ, McGeorges A, et al (2012) Venovenous extracorporeal membrane oxygenation in adults: practical aspects of circuits, cannulae and procedures. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 26:893–909
47. Hemmila MR, Rowe SA, Boules TN, et al (2004) Extracorporeal life support for severe acute respiratory distress syndrome in adults. *Ann Thorac Surg* 240:595–605
48. Smedira NG, Moazami N, Golding CM, et al (2001) Clinical experience with 202 adults receiving extracorporeal membrane oxygenation for cardiac failure: Survival at five years. *J Thorac Cardiovasc Surg* 122:92–102
49. Mols G, Loop T, Geiger K, et al (2000) Extracorporeal membrane oxygenation: a ten-year experience. *Am J Surg* 180:144–54
50. Bartlett RH (2000) Extracorporeal life support in the management of severe respiratory failure. *Clin Chest Med* 21:555–61
51. Mielck F, Quintel M (2005) Extracorporeal membrane oxygenation. *Curr Opin Crit Care* 11:87–93
52. Lewandowski K (2000) Extracorporeal membrane oxygenation for severe acute respiratory failure. *Crit Care* 4:156–68
53. Hirshberg E, Miller R, Morris AH (2013) Extracorporeal membrane oxygenation in adults with acute respiratory distress syndrome. *Curr Opin Crit Care* 19:38–43
54. Lewandowski K, Rossaint R, Pappert D, et al (1997) High survival rate in 122 ARDS patients managed according to a clinical algorithm including extracorporeal membrane oxygenation. *Intensive Care Med* 23:819–35
55. <http://www.else.med.umich.edu/guide.htm>