

Gestion d'une épuration extrarénale (EER)

Pr Carole Ichai

Université Côte D'Azur, Centre Hospitalier Universitaire de Nice, Service de Réanimation Polyvalente, Hôpital Pasteur 2. 30 voie Romaine. 06000 Nice, France

Auteur correspondant : Pr Carole Ichai
Email : ichai@unice.fr

Partenariats scientifiques : Baxter, Fresenius Kabi.

Points Essentiels

- Les échanges diffusifs dépendent d'un gradient de concentration à travers le filtre permettant un échange efficace des petites molécules.
- Les échanges convectifs dépendent d'un gradient de pression à travers le filtre permettant un échange à la fois de petites et moyennes molécules, mais aussi de leur solvant (plasma).
- L'épuration en hémodialyse est basée essentiellement sur la diffusion; en hémofiltration elle repose sur la convection.
- Les techniques d'épuration extrarénale continues (EERC) restent les techniques de choix chez les patients instables hémodynamiquement ou à risque d'hypertension intracrânienne.
- Les techniques d'EERC et intermittentes doivent être considérées comme des techniques complémentaires à utiliser selon l'état du patient.
- Le choix entre hémodialyse continue (CVVHD) et hémofiltration continue (CHHH) dépend de la disponibilité du matériel et de l'expérience de l'équipe.
- Toutes les techniques d'EERC nécessitent le réglage des débits de sang, d'ultrafiltration (ou effluent en hémofiltration), de dialysat (en hémodialyse), de la perte patient et du site de réinjection (pré- / post-dilution).
- L'initiation de l'EER doit se faire en présence de 2 soignants en débutant par un branchement à blanc (sans traitement).
- L'entretien d'une EER impose une surveillance clinico-biologique du patient et une gestion soigneuse du cathéter.
- Les pressions d'alarmes doivent être rigoureusement surveillées; il faut en connaître leurs causes et les mesures correctrices.

- La gestion d'une EERC en citrate impose une surveillance spécifique qui nécessite une expertise.

Les techniques d'épuration extrarénale font appel à des échanges par diffusion, c'est-à-dire par gradient de concentration en hémodialyse et à des échanges par convection, c'est-à-dire par gradient de pression en hémofiltration. Les 2 techniques sont efficaces à condition d'utiliser les bons réglages. Les techniques continues restent les plus utilisées chez les patients de réanimation. La gestion et la surveillance de ces techniques nécessitent une connaissance et une coopération médico-soignante, un apprentissage de l'équipe. La gestion pratique de ces techniques a fait l'objet de recommandations françaises et internationales détaillées.

1. Principes d'échanges et techniques d'EERC

1.1. Principes d'échanges

Toutes les techniques d'EERC procèdent par transfert à travers une membrane semi-perméable mais le mécanisme d'échange dépend de la technique utilisée [1-3].

Il existe 2 grands principes d'échanges utilisables au cours de l'EERC. La diffusion repose sur des échanges par gradient chimique de concentration : les molécules traversent la membrane du filtre passivement en allant du plus concentré vers le moins concentré. Ce principe est particulièrement adapté à l'élimination de petites molécules sanguines telles que l'urée, la créatinine ou le potassium (figure 1A). Les techniques de dialyse continue reposent principalement sur ce type d'échange. Les échanges par convection ou ultrafiltration font appel à un gradient actif de pression : les molécules associées à leur solvant (eau plasmatique) traversent la membrane à condition qu'il existe une pression hydrostatique positive du côté sanguin supérieure à celle du côté ultrafiltration/dialysat (figure 1B). Les techniques d'hémofiltration continue font appel principalement aux échanges par convection permettant à la fois l'élimination des petites et moyennes molécules ainsi que de l'eau plasmatique.

Le phénomène d'adsorption des molécules sur les membranes n'est pas à proprement parler un mécanisme d'échange, mais les molécules qui adhèrent à la membrane voient leur concentration plasmatique diminuer.

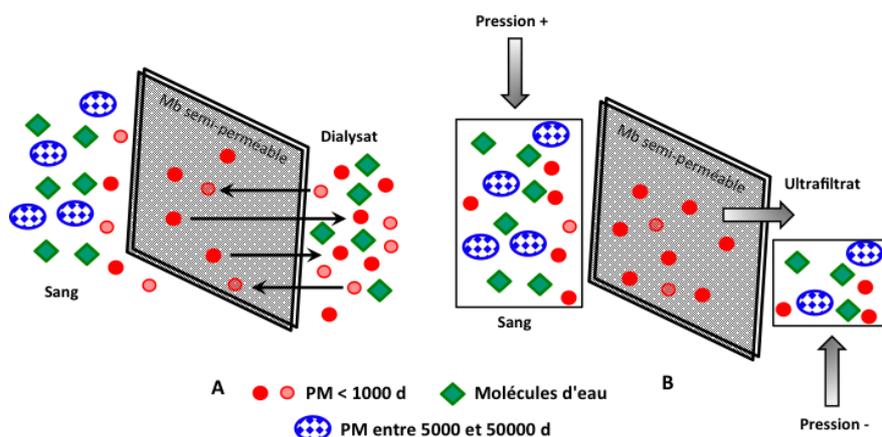


Figure 1. Les 2 principes d'échanges en épuration extrarénale.

A : la diffusion = échanges par gradient de concentration : les solutés passent du compartiment le plus vers le moins concentré jusqu'à égalisation des concentrations entre les 2 compartiments sanguin et du dialysat.

B : la convection = échanges par gradient de pression : le solvant entraîne passivement les solutés à travers la membrane tant que la pression transmembranaire est maintenue : il y a production d'ultrafiltration.

1.2. Techniques d'épuration extrarénale continue [1-4]

L'hémodialyse continue (HDC) vise à épurer les petites molécules par diffusion. La perte hydrique peut être obtenue grâce à de l'ultrafiltration qui est classiquement réalisée séparément de la diffusion. Le transfert des molécules se produit selon le gradient de concentration transmembranaire entre le secteur vasculaire (compartiment sanguin) et le dialysat qui circule à contre-courant. L'hémodialyse veino-veineuse continue (CVVHD) est réalisée 24 heures sur 24 permettant d'appliquer des débits sanguins (Q_s) et des débits de dialysat (Q_d) adaptés à l'instabilité hémodynamique des patients (figure 2).

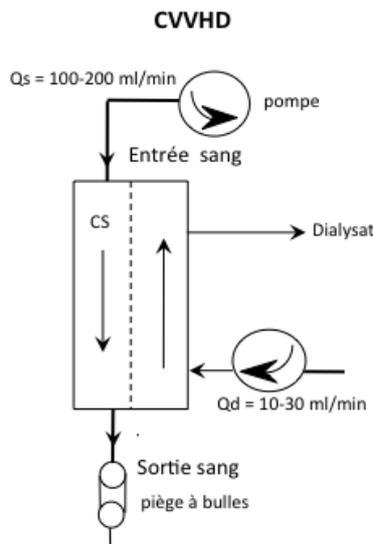


Figure 2. Représentation schématique des circuits d'épuration extrarénale par hémodialyse continue veino-veineuse (CVVHD)

Q_s = débit de sang; Q_d = débit de dialyse; UF = Ultrafiltration; CS = compartiment sanguin; LS = liquide de substitution; LD = liquide de dialyse

Toutes les techniques conventionnelles d'hémodilution continue (HFC) font appel à des échanges par convection, permettant l'élimination concomitante de solutés et d'eau : c'est l'ultrafiltrat (UF). Les faibles Q_{sg} utilisés (100 à 200 mL/min) imposent d'administrer la technique en continu pour être efficace. L'HFC veino-veineuse (CVVH) est actuellement la technique de référence (figure 3A). Du fait d'un débit continu d'ultrafiltration (Q_{uf}) (20 à 30 mL/min), il est nécessaire de substituer le patient avec un liquide, appelé liquide de

réinjection ou de substitution, dont le débit dépend de la perte hydrique souhaitée pour le patient. Cette substitution peut s'administrer à la sortie du filtre qui définit la post-dilution, ou à l'entrée du filtre qui définit la pré-dilution. Les machines actuelles permettent d'associer les 2 modalités en réglant la proportion de l'une par rapport à l'autre. Les techniques d'hémodiafiltration continue veino-veineuse ou CVVHDF, qui associent échanges convectifs et diffusifs (Q_d de 10 à 30 mL/min), sont restées longtemps populaires, faisant espérer une efficacité optimum pour tous les échanges moléculaires et hydriques. Cependant, il est maintenant acquis que la convection et la diffusion concomitantes n'additionnent pas leurs effets et même au contraire les réduisent (figure 3B). De nos jours il est donc préférable de ne plus faire de CVVHDF.

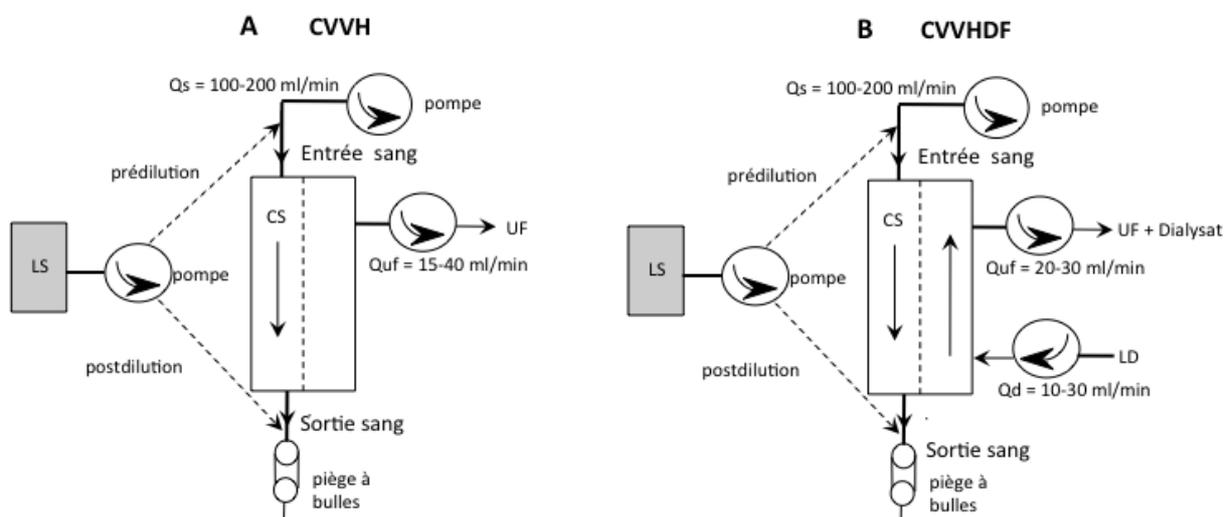


Figure 3. Représentation schématique des circuits d'épuration extrarénale par hémodiafiltration continue veino-veineuse (CVVH) (A), et par hémodiafiltration continue veino-veineuse, CVVHDF (B).

Q_s = débit de sang; Q_d = débit de dialyse; Q_{uf} = débit d'ultrafiltration, UF = Ultrafiltration; CS = compartiment sanguin; LS = liquide de substitution; LD = liquide de dialyse

Les recommandations françaises et internationales précisent qu'il n'existe pas de réelle preuve de bénéfice de la convection sur la diffusion. Ainsi le choix entre CVVH et CVVHD dépend de la disponibilité de la technique et de l'expertise des équipes [5-7]. Les techniques d'hémodialyse intermittentes peuvent être utilisées chez les patients de réanimation hémodynamiquement stables et monodéfaillants. Mais plus de 2/3 des patients de réanimation bénéficient de techniques d'EERC, techniques particulièrement appropriées chez les patients instables, avec risque d'œdème cérébral et hypertension intracrânienne ou avec surcharge hydrosodée. Par ailleurs des données récentes semblent apporter un bénéfice en terme de récupération de la fonction rénale [8-11]. Les techniques continues et intermittentes doivent être considérées comme complémentaires à des moments différents de la pathologie du patient.

2. La gestion pratique de l'EERC

2.1. Les réglages en EERC

Le choix de la technique, des membranes, des solutés et de la supplémentation en ions du patient relève purement de la prescription médicale. Quelle que soit la technique d'EER utilisée, la prescription des paramètres suivants par le médecin est nécessaire et relève d'une surveillance infirmière : le débit sanguin, le débit de dialysat (en CVVHD ou hémodialyse intermittente), le débit d'effluent (en CVVH), la perte hydrique patient, le site d'administration de réinjection [5-7].

- *Le débit effluent* : les recommandations nationales et internationales préconisent un débit délivré à 20-25 ml/kg/h de façon à avoir une épuration suffisante [6, 7]. Ceci implique un réglage prescrit au delà, soit environ 30 à 35 ml/kg/h. Au delà de 100-110 kg, il faut se baser sur le poids idéal. En CVVHD, ce débit correspond au débit de dialysat (Qd). En hémodifiltration continue, c'est le débit d'ultrafiltration (Quf) (appelé aussi débit de réinjection) qui représente le débit obtenu par convection. En hémodiafiltration continue (CVVHDF), ce débit effluent est la somme du Quf et du débit dialysat.

- *Le débit sang (ml/min) (Qsg)*: en CVVHD, il doit être réglé entre 100 et 250 ml/min. En CVVH et CVVHDF, le réglage du Qsg s'effectue en fonction du débit de réinjection (Quf) de façon à obtenir un rapport Quf/Qsg ou fraction de filtration (FF) < 25 %. Ce rapport indique le risque de colmatage du filtre qui aboutit à une thrombose du circuit. En effet si le Qsg est trop faible par rapport au Quf, la fraction de filtration va augmenter et la pression de filtration transmembranaire (capacité à épurer) sera de plus en plus basse (figure 4). Ainsi le Qsg sera compris entre 140 et 250 ml/min selon le réglage du Quf, de façon à avoir une FF < 25 %. La FF n'est pas un paramètre limitant en CVVHD du fait de l'épuration par dialyse (diffusion) qui n'expose que peu au phénomène d'hémoconcentration (à la perte patient près) et donc de colmatage.

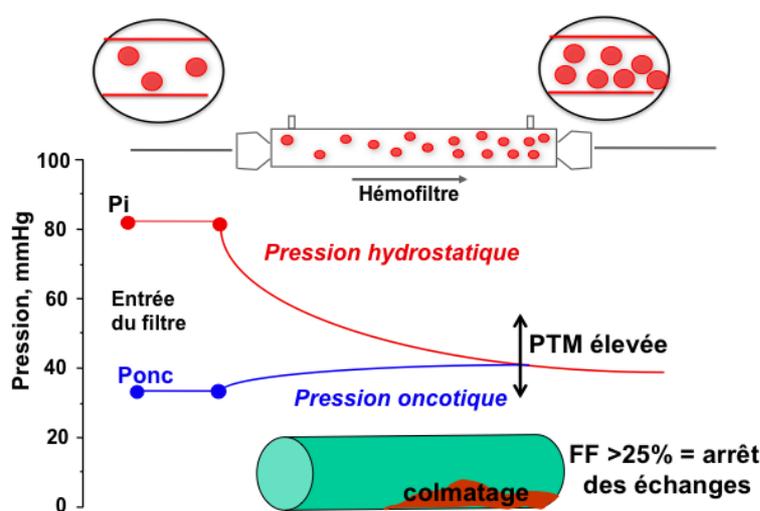


Figure 4. Le mécanisme du colmatage et sa surveillance

Lorsque le sang circule dans le filtre, la pression hydrostatique qui permet la convection diminue au fur et à mesure de la progression du sang dans le filtre qui constitue une

résistance à cette pression. Dans le même temps, la pression oncotique augmente du fait de l'hémoconcentration. Plus le rapport entre les 2 représenté par la fraction de filtration ($FF = Q_{uf}/Q_{sg}$) augmente, plus le colmatage est important. Ainsi le réglage de ces 2 paramètres doit aboutir à une $FF < 25\%$.

- *la perte patient (ml/h) : toujours réglée à zéro à l'initiation, avec augmentation progressive selon l'état hémodynamique du patient et l'objectif souhaité (inflation du patient)*
- *le site de réinjection (ml/h) : la réinjection en amont de l'hémofiltre constitue la pré-dilution. Elle procure l'avantage théorique de diminuer le risque de colmatage mais l'efficacité de l'épuration diminue d'autant plus que la proportion de pré-dilution est importante (le maximum étant 100 % pour une pré-dilution totale). La réinjection en aval de l'hémofiltre représente la post-dilution qui procure l'efficacité maximum; mais expose au colmatage par hémoconcentration.*

2.2. Gestion et surveillance du patient [5-7]

- *la gestion du cathéter : le cathéter doit être manipulé avec les mêmes précautions d'asepsie qu'un cathéter de voie veineuse centrale. Lors de chaque arrêt de session (changement de filtre), il faut rincer chacune des voies du cathéter avec une injection vigoureuse de 10 ml de NaCl à 0,9 % avant de réaliser un verrou anticoagulant. Il n'existe pas de recommandation favorisant une molécule par rapport à l'autre (héparine non fractionnée versus NaCl 0,9 % versus citrate). Néanmoins, il semble que le citrate concentré (>30 %) permet de maintenir une meilleure perméabilité du cathéter associé à un effet bactéricide. Dans tous les cas le volume injecté dans chaque voie doit occuper tout le cathéter. A la remise en marche de l'EERC, il faut impérativement ré-aspirer la totalité du verrou anticoagulant puis tester la bonne perméabilité du cathéter en procédant à nouveau à une aspiration-réinjection comme précédemment décrit.*

- *la surveillance patient : en plus de la surveillance clinique habituelle, elle nécessite un soin particulier à la surveillance hémodynamique car les pertes patient peuvent conduire à une hypovolémie si la déplétion hydrique est trop importante. La gestion d'une EERC impose donc de monitorer avec soin le bilan entrée/sortie et le poids corporel quotidiennement. Il convient de surveiller la température de façon à maintenir une température stable (système de réchauffeur externe (couverture chauffante) \pm associé au système de réchauffeur des lignes de la machine. Enfin, il est important d'intensifier la surveillance biologique, en particulier électrolytique au moins une fois par jour (incluant natrémie, kaliémie, magnésémie et phosphatémie). Le rythme et les éléments du bilan biologique se feront sur prescription médicale en fonction de l'état, la pathologie du patient et la technique utilisée.*

2.2. Initiation de l'EERC

Le montage et le rinçage du circuit peuvent être réalisés par un médecin ou un infirmier avec de simples précautions de propreté (pas d'habillage stérile). Quel que soit le type d'anticoagulant choisi, il ne semble pas nécessaire d'effectuer le rinçage du circuit avec des poches contenant de l'héparine. En revanche, le double rinçage au NaCl 0,9 % paraît plus efficace pour laisser le moins d'air possible dans le filtre (source de coagulation). Le

branchement nécessite masque, charlotte et gants stériles sans obligation de blouse stérile. Il doit se faire en présence de 2 soignants, un médecin et un infirmier normalement surtout au premier branchement. Pour éviter l'hypovolémie, il faut brancher simultanément la ligne artérielle et veineuse. Enfin l'initiation se fait par branchement dit "à blanc" : il s'agit de tester initialement le circuit sanguin (dont la perméabilité et le bon fonctionnement du cathéter) en débutant avec le seul débit sanguin compris entre 50 et 80 ml/min, puis de l'augmenter progressivement (par paliers de 50 ml/min) jusqu'à atteindre le débit cible. S'il n'y a aucun problème (en particulier au niveau des pression d'entrée et de retour), le traitement (filtration ou dialyse ± perte du patient) peuvent débiter. Des valeurs anormales de pression lors du branchement à blanc indiquent un problème de dysfonction du cathéter (thrombose, plicature mécanique ou placage des orifices du cathéter sur la paroi veineuse). Ceci impose d'en informer le médecin et dans la majorité des cas de changer le cathéter. La connexion entre l'abord vasculaire et le circuit doit être visible et accessible pour réduire le risque de déconnexion accidentelle.

2.2. Entretien de l'EERC et gestion des alarmes

2.2.1. L'entretien de l'EERC

Les lignes du circuit doivent être fixées de façon à éviter toute plicature. Lors de toute mobilisation du patient nursing, kinésithérapie, mise au fauteuil, etc.) mais aussi en cas d'alarme de pression, il faut se mettre en régime dit "de sécurité" qui consiste à arrêter tout traitement (convection/dialyse et perte patient). En pratique, certaines machines sont équipées d'une touche "nursing" qui met directement le circuit en sécurité, pour d'autres il faut utiliser la fonction "changement poche". Il faut prévenir toute entrée d'air en maintenant le niveau du piège à bulle et n'interposant aucun robinet sur les lignes vasculaires.

2.2.1. Gestion des alarmes (figure 5)

Les recommandations françaises préconisent fortement une surveillance étroite des pressions du circuit, de façon à optimiser l'efficacité des échanges et la durée de vie des filtres. Globalement, il existe des valeurs minimum et maximum au delà desquelles, il n'est plus possible d'avoir un fonctionnement correct du circuit, obligeant à changer le set. Néanmoins, la surveillance de la tendance de ces pressions et plus appropriées que d'attendre la valeur seuil, de façon à anticiper et prendre d'éventuelles mesures correctrices (tableau 1).

- *la pression d'entrée* : c'est la pression mesurée entre le côté "artériel" du cathéter et la pompe à sang. C'est donc un indicateur du bon fonctionnement de la voie artérielle du cathéter et de la capacité de la pompe à délivrer le débit sanguin prescrit. Sa valeur est normalement négative (car il y a aspiration) entre - 50 et -150 mmHg. Une valeur < -200 mmHg indique un problème de cathéter. Il faut dans ce cas, vérifier l'absence de plicature mécanique ou d'hypovolémie conduisant à un placage de l'orifice artériel du cathéter sur la paroi veineuse. L'inversion des voies du circuit a été longtemps considérée comme la solution dans ces cas là. Si elle fonctionne en apparence, cela ne durera pas. De plus cette inversion entraîne le renvoi de microthrombi dans la circulation et à une altération du flux dans les

voies (donc une baisse d'efficacité). Ainsi, il faut proscrire l'inversion des lignes et changer le cathéter si nécessaire.

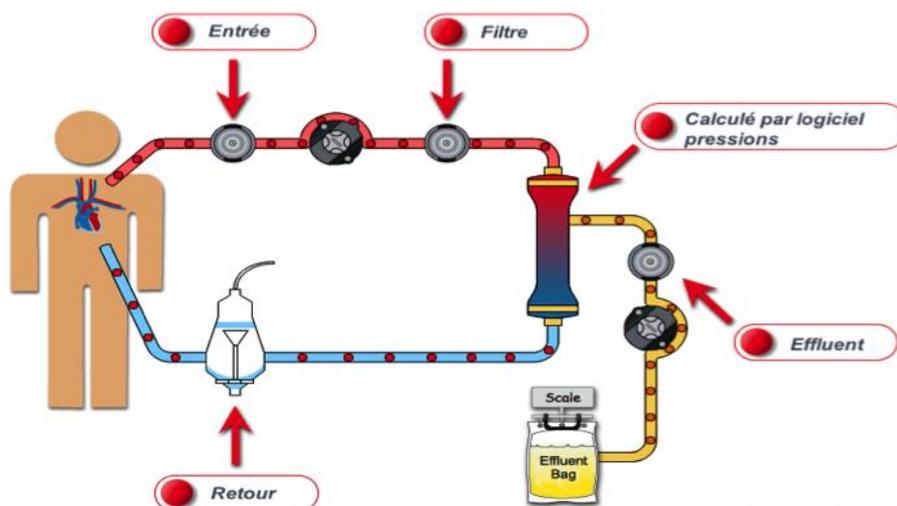
- *la pression de retour* : c'est la pression mesurée entre la sortie de l'hémofiltre et l'entrée côté veineux du cathéter. Elle indique le bon fonctionnement de la voie veineuse de retour du cathéter. Sa valeur est positive entre + 50 et + 150 mmHg. Une élévation au delà de ses valeurs indique une gêne au retour veineux (mécanique ou thrombose du cathéter) qui impose le changement du cathéter en cas de thrombose.

- *la pression filtre* : c'est la pression mesurée entre la pompe à sang et l'entrée de l'hémofiltre. Elle témoigne de la circulation du sang dans l'hémofiltre et les valeurs normales se situent entre + 100 et + 250 mmHg. Son élévation est l'indicateur de la coagulation du filtre. Ainsi il convient de prendre des mesures correctrices lors de l'augmentation régulière de cette pression en adaptant l'anticoagulation. Au delà de + 250 mmHg il faut changer le filtre.

- *la pression effluent ou pression de filtration* : c'est la pression mesurée entre la sortie ultrafiltrat/dialysat du filtre et la pompe effluent. C'est un témoin de la qualité de la filtration. Sa valeur se situe entre + 50 et - 150 mmHg en fonction du débit sanguin mais surtout en fonction de la perméabilité du filtre : si le filtre est très perméable la valeur sera positive; plus la valeur devient négative plus la perméabilité est faible obligeant la pompe à effluent à imposer une aspiration plus importante

- *la pression transmembranaire (PTM)* : elle est calculée par la machine et indique la pression exercée sur la membrane du filtre pour permettre la filtration du sang à l'intérieur des fibres vers le secteur ultrafiltrat. Elle est donc le témoin de l'efficacité du Quf. Son élévation (> 300 mmHg) indique un début de colmatage. Au delà de + 450 mmHg, les échanges par ultrafiltration ne peuvent plus se faire et imposent le changement de filtre. La prévention de ce phénomène de colmatage passe par le maintien d'une fraction de filtration < 25 %.

- *la perte de charge (ΔP)* : elle est aussi calculée par la machine et indique la résistance à l'écoulement du sang à l'intérieur des fibres creuses du filtre. C'est donc un indicateur de la coagulation dans le filtre. Son élévation au delà de 200 mmHg impose le changement du filtre.



Pressions	Valeurs min-max (mmHg)	Anomalies	Causes	Mesures correctrices
Pression d'entrée	- 50 à - 150	< -150	= obstacle voie artérielle du cathéter . coudure mécanique . orifice plaqué sur paroi vasculaire . thrombose	. repositionnement, levée de l'obstacle . traitement d'une hypovolémie, repositionnement . changer le cathéter
Pression de retour	+ 50 à + 150	> 150	= obstacle voie veineuse du cathéter . coudure mécanique . thrombose	. repositionnement, levée de l'obstacle . changer le cathéter
- Pression filtre - Perte de charge	. + 100 à + 250 . < 200	. > 250 . > 200	= coagulation du filtre	. anticiper la restitution avant ces valeurs seuils
- Pression transmembranaire	< 450	. > 300 . > 450	- début de colmatage - colmatage	. réduire la FF en augmentant le Qsg ou en réduisant le Quf (mesure transitoire) . changer le filtre

Tableau 1. Principales alarmes de pression, valeurs anormales et mesures correctrices
FF = fraction de filtration; Qsg = débit sang; Quf = débit d'ultrafiltration

2.3. Principales particularités pour l'EERC en citrate

L'administration de citrate trisodique fait appel à des machines dites "asservies". Il y a 2 types d'asservissement celui du débit sang avec la concentration de citrate trisodique souhaitée : la quantité absolue de citrate qui retourne au patient est proportionnelle au Qsg de façon à maintenir la concentration prescrite en citrate (toute augmentation du Qsg induira obligatoirement une augmentation de la quantité de citrate délivrée au patient et inversement). Le 2^{ème} asservissement est celui de la pompe à citrate avec la pompe de substitution calcique au patient : ainsi tant que le citrate est délivré, la substitution calcique au patient l'est aussi; quand le citrate est stoppé, la substitution calcique aussi. Ce système est une sécurité pour éviter la survenue d'hypocalcémie ionisée grave chez le patient.

2.3.1 Les réglages

- *CVVHD* : Utilisation de citrate à 4 %. Le Qsg est compris entre 100 à 120 ml/min. Il ne faut pas mettre de Qsg plus élevé car il existe un risque de surdosage (quantité de citrate délivrée trop élevée) et de survenue d'alcalose métabolique. Le débit de dialysat (Qd) est compris entre 2000 à 3000 ml/h. La concentration en citrate est débutée à 4 mmol/l puis

adaptée sur le calcium ionisé filtre (mesuré à la sortie du filtre) avec un objectif de 0,30 à 0,40 mmol/l. Le débit de substitution de calcium est réglé initialement pour maintenir la calcémie ionisée du patient normale donc compris entre 1,1 et 1,3 mmol/l puis réajuster en fonction des dosages chez le patient par augmentation/réduction de 0,3 mmol/l en cas d'hyper/hypocalcémie ionisée du patient.

- *CVVH/CVVHDF* : Utilisation de citrate 0,62 %. Le Qsg est compris entre 120 à 180 ml/min. Il ne faut pas mettre de Qsg plus élevé car il existe un risque de surdosage (quantité de citrate délivrée trop élevée) et de survenue d'alcalose métabolique. Le Quf est réglé entre 1000 à 2000 ml/h. La concentration en citrate est débutée à 3 mmol/l puis adaptée sur le calcium ionisé filtre (mesuré à la sortie du filtre) avec un objectif de 0,25 à 0,40 mmol/l. Attention il ne faut pas mettre de pré-dilution (réglage à 0) car le citrate est déjà administré en pré-dilution. Le débit de substitution de calcium, exprimé sur les machines en pourcentage est réglé initialement à 110-120 % pour compenser les pertes sur les 2 premières heures, puis remis à 100 % si la calcémie ionisée du patient est normale; elle sera réajustée en fonction des dosages chez le patient par augmentation/réduction de 10 à 30 % en cas d'hyper/hypocalcémie ionisée du patient.

2.3.2. La surveillance, risques et mesures correctrices (tableau 2)

Elle est comparable en CVVHD, CVVHDF et CVVH et doit inclure :

- *calcémie ionisée filtre* : l'objectif est de 0,25 à 0,40 mmol/l; un contrôle par dosage doit être effectué 15 à 20 min après l'initiation puis toutes les heures jusqu'à obtention de l'objectif sur 2 dosages consécutifs, puis toutes les 4 à 6 heures si la valeur cible est stable.

- *calcémie ionisée patient* : la mesurer avant tout branchement et ne jamais démarrer avant d'avoir une concentration normale. La valeur cible est de 1,10 à 1,30 mmol/l; son dosage doit être effectué 15 à 20 min après l'initiation puis toutes les heures jusqu'à obtention de l'objectif sur 2 dosages consécutifs, puis toutes les 4 à 6 heures si la valeur cible est stable.

- *calcémie totale patient* : le dosage doit être réalisé 1 fois par jour si stable, toutes les 6 heures en cas de risque d'accumulation.

- *gazométrie artérielle (pH, bicarbonates plasmatiques) et ionogramme sanguin (Na, K, Cl, phosphatémie et magnésémie)* : au moins une fois par jour, plus fréquent sur prescription médicale

- *Appel du médecin si* : 1) calcémie ionisée du patient < 0,9 mmol/l pour injection de chlorure/gluconate de calcium; 2) si hypocalcémie ionisée du patient persistante malgré une substitution croissante; 3) si calcémie ionisée filtre < 0,2 ou > 0,45 mmol/l pour réajuster la concentration de citrate à administrer

TROUBLE	TROUBLES ASSOCIÉS	CORRECTION (après appel et sur prescription médicale)
<p><i>Hypocalcémie ionisée patient</i></p> <ul style="list-style-type: none"> - Préexistante au branchement - Durant l'EER <ul style="list-style-type: none"> . Défaut de branchement . Syndrome d'accumulation 	<p>H Y P O T E N S I O N</p> <p>Acidose (pH et bicarbonates bas)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Mesurer Ca⁺⁺ patient avant branchement - Ne jamais brancher avant normalisation (1,1-1,3 mmol/l) - Injecter 1 amp CaCl₂ sur VVC ou 2 amp gluconate Ca sur VVP pour normaliser Ca⁺⁺ - Vérifier les lignes de compensation Ca - Y penser devant : une hypoCa⁺⁺ malgré compensation croissante > 130 % - Confirmation par Ca total/Ca⁺⁺ patient > 2,5 (doser le Ca⁺⁺ et le Ca total patient) - Arrêter le citrate mais continuer l'EERC en réduisant le débit sang (et/ou en augmentant le débit de réinjection)
<p><i>Hypotension inexpliquée</i></p>		<ul style="list-style-type: none"> - Injecter 1 amp CaCl₂ sur VVC ou 2 amp gluconate Ca sur VVP
<p><i>Hypocalcémie ionisée postfiltre</i></p>	<p>Alcalose (pH et bicarbonates élevés)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Réduire la concentration de citrate
<p><i>Hypercalcémie ionisée postfiltre</i></p>		<ul style="list-style-type: none"> - Augmenter la concentration de citrate

Tableau 2. Principaux risques et mesures correctrice de l'EERC en citrate

Références

- [1] Cerda J, Ronco C. Modalities of continuous renal replacement therapy: technical and clinical considerations. *Sem Dial* 2009;22:114-22
- [2] Antoun TA, Palevsky PM. Selection of modality of renal replacement therapy. *Sem Dial* 2009;22 :108-13
- [3] Neri M, Villa G, Garzotto F, et al. Nomenclature for renal replacement therapy in acute kidney injury: basic principles. *Crit Care* 2016;20:318
- [4] Déroche D, Vinsonneau C, Ichai C. Techniques de suppléance extrarénales : place et indications. In: *L'insuffisance rénale aiguë*. L Jacob ed, Springer-Verlag France, Paris pp 319-42, 2007
- [5] Ronco C, Ricci Z, De Backer D, et al. Renal replacement therapy in acute kidney injury: controversy and consensus. *Crit Care* 2015;19:146
- [6] The Kidney Disease Improving Global Outcomes (KDIGO) Working Group. KDIGO Clinical Practice Guideline for Acute Kidney Injury. *Kidney Int* 2012;2 (Suppl):1-138
- [7] Vinsonneau C, Allain-Launay E, Blayau C, et al. Renal replacement in adult and pediatric intensive care. *Ann Intensive Care* 2015;5:58
- [8] Schneider AG, Bellomo R, Bagshaw SM, et al. Choice of renal replacement therapy modality and dialysis dependence after acute kidney injury: a systematic review and meta-analysis. *Intensive Care Med* 2013;39:987-97
- [9] Schoenfelder T, Chen X, Bleß HH. Effects of continuous and intermittent renal replacement therapies among adult patients with acute kidney injury. *GMS Health Technol Assess*. 2017;13:Doc01
- [10] Augustine JJ, Sandy D, Seifert TH, et al. A randomized controlled trial comparing intermittent with continuous dialysis in patients with ARF. *Am J Kidney Dis* 2004;44:1000-7
- [11] Schefold J, von Haehling S, Pschowski R, et al. The effect of continuous *versus* intermittent renal replacement therapy on the outcome of critically ill patients with acute renal failure (CONVINT): a prospective controlled trial. *Crit Care*, 2014;18:R11