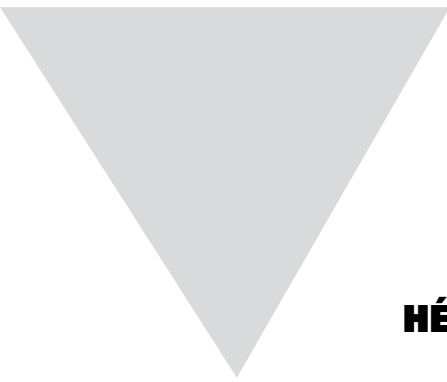




HÉMOFILTRATION CONTINUE EN RÉANIMATION, DES ASPECTS TRÈS PRATIQUES

Didier Journois

Service d'Anesthésie-Réanimation, HEGP, 20 rue Leblanc, 75015 Paris

1. RAPPEL DES PRINCIPES DE L'HÉMOFILTRATION

1.1. LE DÉBIT SANGUIN

Le débit sanguin revêt en hémofiltration une importance fondamentale, à tel point que l'impossibilité d'obtenir un débit sanguin suffisant est une contre-indication du choix d'un transport convectif exclusif (hémofiltration pure). Cette particularité repose sur le principe même de l'hémofiltration qui consiste à éliminer par filtration une fraction du volume sanguin pour la compenser par ailleurs. Cette fraction filtrée doit être importante pour obtenir une clairance importante. La persistance de cette performance épurative requiert que le sang reste fluide, relativement dilué, à l'intérieur des portions les plus étroites du circuit (les capillaires de l'hémofiltre). Ceci ne peut être obtenu qu'avec une fraction de filtration relativement faible. On voit donc que la seule façon de concilier ces deux impératifs opposés est d'obtenir un débit sanguin important de façon à filtrer beaucoup en concentrant peu. Une épuration performante requiert donc qu'un important volume de sang soit traité (tout comme le débit sanguin des reins natifs qui représente 20 % du débit cardiaque). L'obtention d'un débit sanguin important repose sur l'emploi de cathéters de bon calibre insérés dans des vaisseaux eux-mêmes parcourus par un débit sanguin suffisant.

1.2. LES CATHÉTERS

Les patients en IRA sont rarement porteurs d'une fistule artério-veineuse et la réalisation d'une EER requiert la pose d'un accès vasculaire adapté. Comme évoqué plus haut, le cathéter revêt en hémofiltration continue une importance similaire à celle de l'artère rénale en physiologie. C'est à lui qu'incombe la mission de transporter les importantes quantités de sang destinées à la filtration.

De nombreux types de cathéters sont disponibles et le choix de l'un d'entre-eux doit, en grande partie, être déterminé par le débit qu'il permet d'obtenir. En vertu de la loi de Poiseuille, le cathéter doit être court et de gros diamètre interne pour opposer des résistances minimales à un écoulement newtonien. En effet, le sang qui n'a rien des caractéristiques d'un fluide newtonien s'en approche aux hautes vitesses qui sont la règle à l'intérieur d'un cathéter. Les orifices des voies

sont conçus pour permettre un débit maximal en aspiration (pression négative) ou en refoulement (pression positive) selon la voie considérée. On comprend que l'inversion des voies d'un cathéter représente une utilisation différente et, a priori, moins favorable de celle pour laquelle il a été conçu.

1.2.1. VOIE D'INSERTION

Bien que tous les sites d'insertion usuels de cathéters centraux soient en théorie utilisables en hémofiltration, certains sont à favoriser. En effet, alors que la voie veineuse efférente (de retour) peut utiliser tout abord central, la voie afférente doit être disposée dans un vaisseau au sein duquel circule un débit sanguin largement supérieur à celui que le cathéter va mobiliser afin que la quantité de sang disponible dans le vaisseau ne soit jamais limitante. Pour cette raison, le territoire cave supérieur est préférable. En effet, le territoire cave supérieur voit circuler approximativement la moitié du débit circulatoire soit de 5 à 10 fois plus que le débit circulant dans le cathéter. A titre comparatif, une veine fémorale voit circuler un débit qui est de l'ordre, voire inférieur, à celui du cathéter. Alors que l'insertion fémorale convient tout à fait pour la voie veineuse efférente, elle peut être limitante pour la voie «artérielle» afférente au circuit d'hémofiltration.

La méthode de choix est en général un cathéter à double-lumière inséré par voie jugulaire interne. Cette voie est celle qui semble présenter la plus faible incidence de complications [1]. Son extrémité doit se situer entre 1 et 2 cm au-dessus de la jonction entre la veine cave supérieure et l'oreillette droite. On emploie des cathéters d'un calibre au moins égal à 9F, souvent de 13 ou 14F chez l'adulte de façon à pouvoir assurer le débit sanguin nécessaire à une épuration correcte du patient. Le phénomène de «recirculation» représente la portion du sang qui est ré-aspiré par le cathéter alors qu'il en provient. La recirculation réduit l'efficacité de l'épuration extra-rénale, mais surtout accroît l'hémo-concentration (si le bilan restitution - UF est négatif) et favorise l'obstruction et la thrombose du circuit. La recirculation peut être évitée par l'emploi de cathéters dont les orifices sont éloignés les uns des autres et par leur insertion dans des veines présentant un fort débit sanguin (veines caves).

1.2.2. LA PRESSION «ARTÉRIELLE»

La pression afférente dite «artérielle», qui n'a rien d'artérielle puisqu'il s'agit de sang veineux provenant d'une veine systémique, doit son nom à son caractère efférent du patient. A l'arrêt de la pompe à sang la pression dans la ligne «artérielle» est donc, celle de la pression veineuse centrale soit de quelques millimètres de mercure. Dès que cette pompe sanguine se met en route, la pression afférente chute car le sang est aspiré. La pression résultante est d'autant plus basse (élevée en valeur absolue) que la pompe tourne rapidement et que la résistance à l'écoulement du sang dans le dispositif veine-cathéter-ligne est importante. Un piège courant est de faire confiance à l'affichage de débit sanguin qui est réglé sur la machine d'hémofiltration. En effet, ce débit est demandé et non mesuré. Il correspond à une calibration réalisée par le fabricant du moniteur d'hémofiltration pour des pressions «normales» mais pas à une valeur de débit mesurée. La valeur vraie du débit sanguin est inférieure ou égale à la valeur affichée. Une étude de Balwin et al. a révélé ce phénomène prévisible par la réalisation systématique de mesure de débit sanguin [2].

1.2.2.1. *Pression afférente trop basse*

Tableau I

Chutes importantes de la pression afférente («artérielle»).
Causes et solutions.

Site	Problème	Motif(s)	Correction
Vaisseau	Quantité de sang disponible insuffisante	- Faible débit sanguin intra-vasculaire - Hypovolémie vraie ou relative	- Expansion volémique (si justifiée) - Utilisation du cathéter pour le retour veineux - Mauvaise position intra-vasculaire - Changer le site/longueur
Cathéter	Résistance à l'écoulement accrue	- Coudure vraie ou mémorisée - Thrombose - Inversion des voies - Viscosité élevée du sang	- Changement du cathéter - Restauration du sens des voies - Choix d'un cathéter plus gros ou plus court
Ligne	Résistance à l'écoulement accrue	- Clamp oublié - Coudure - Thrombose	- Levée du clamp - Levée des obstacles - Changement du circuit

1.2.2.2. *Pression afférente trop élevée*

Dans certaines situations, la pression afférente est trop élevée, c'est-à-dire trop faible en valeur absolue. Elle est peu négative voire positive. Cette situation est très rare. Outre la pose accidentelle du cathéter dans une artère, elle correspond en général à des montages particuliers du circuit d'hémofiltration comme, par exemple, sur un circuit de circulation extra-corporelle (CEC). La ligne afférente de l'hémofiltration étant branchée à la ligne artérielle du circuit de CEC. Cette situation serait sans conséquence si elle n'était détectée par le moniteur d'hémofiltration comme une anomalie grave justifiant l'arrêt de la pompe à sang. Si le montage doit être réalisé ainsi (ce qui est déconseillé) la seule façon de parvenir à faire tourner le circuit est de leurrer le moniteur en clampant partiellement la ligne afférente et en demandant au moniteur d'hémofiltration un débit de pompe à sang élevé de façon à ce que la pression chute plus rapidement que le temps de réaction du dispositif de sécurité. Une fois en rotation rapide la pompe maintient une pression négative. A chaque arrêt de la pompe la même manœuvre devra être répétée... Une alternative plus recommandable est de brancher la ligne afférente sur la voie veineuse de la CEC. La pression y est modérément négative et le débit sanguin de l'hémofiltration, qui est faible en regard de celui de la CEC, n'aura pas d'influence sur ce dernier. Le retour «veineux» de l'hémofiltration doit se faire en aval sur la même ligne veineuse, dans le réservoir veineux si le circuit est ouvert et juste avant le corps de pompe si le circuit est fermé.

1.2.2.3. *Inversion des voies de cathéters*

Il est très fréquent de voir inverser les voies d'un cathéter déficient en particulier lorsque les pressions afférente ou efférente présentent des valeurs anormales. Cette méthode est peu recommandable, mais il est d'autant plus délicat de recommander de ne jamais l'employer, que cette technique est souvent en apparence «efficace» dans le sens où elle règle le problème des pressions anormales de l'une des deux voies !

Pour se déterminer en connaissance de cause il est nécessaire de savoir que cette amélioration est souvent obtenue au prix d'une petite embolie crurorique (la voie aspirative obstruée se libère de son caillot) et en en connaissant les autres inconvénients : tout d'abord l'inversion des voies augmente le taux de recirculation que l'on définit comme la proportion du sang qui retourne dans le circuit alors qu'il vient d'en sortir. Cette recirculation réduit la clairance car, pour des motifs physiques, le sang déjà épuré par un passage ne l'est pas autant aux passages suivants. Ensuite, cette recirculation entraîne une hémococoncentration croissante si une perte de poids est demandée. Dans ce cas, l'inversion des voies augmente donc le risque d'obstruction du circuit en le soumettant à une rhéologie défavorable. Il est donc fréquent que l'amélioration de la circulation dans le circuit ne soit que de courte durée et ceci explique les thromboses « inopinées » du circuit survenant quelques dizaines de minutes après une inversion des voies jugée « salvatrice ».

Il faut néanmoins reconnaître qu'il existe des circonstances où les inconvénients de l'inversion des voies deviennent peu importants. En particulier lorsque l'extrémité distale du cathéter se trouve dans la veine cave supérieure. Le débit sanguin autour du cathéter est alors tellement grand en comparaison à celui du cathéter que la recirculation devient nécessairement faible. Dans cette situation ne persiste alors que le problème de la rhéologie du sang au sein des deux voies du cathéter. En effet, ces derniers sont conçus pour fonctionner dans un sens préférentiel et les déterminants architecturaux du cathéter sont tout à fait différents selon que le sang circule de façon aspirative ou propulsée. Il est probable que le débit sanguin obtenu soit inférieur à celui que l'aurait atteint dans le bon sens. Ceci étant dit, dans le but d'obtenir une clairance régulière sur l'ensemble de la journée, mieux vaut sans doute se contenter d'un cathéter de performance réduite mais sans dysfonctionnement majeur que de passer du temps hors connexion à rechercher le cathéter idéal.

1.3. L' ANTICOAGULATION

La thrombose du circuit est une complication fréquente de l'hémofiltration continue. On peut se demander pour quelle raison cette thrombose survient si souvent en hémofiltration alors qu'elle est exceptionnelle en hémodialyse intermittente. La raison, comme évoquée plus haut repose probablement sur l'hémococoncentration et sur la durée de mise en œuvre qui sont deux particularités de cette technique. Il serait illusoire de réduire la lutte antithrombotique à une seule question de traitement médicamenteux car, comme évoquées plus haut, les conditions rhéologiques et en particulier le degré de concentration atteint en partie terminale du filtre sont des facteurs déterminants. La preuve en est qu'une hémofiltration efficace peut souvent être réalisée sans antithrombotique à la condition d'un débit sanguin élevé et/ou d'une hémodilution marquée.

Les circuits d'EER requièrent l'emploi d'une méthode anti-thrombotique afin d'éviter l'activation de la coagulation au contact des matériaux exogènes. L'hémodialyse intermittente est relativement peu exigeante dans ce domaine car elle est utilisée sur des périodes courtes. Ainsi un début de thrombose est possible sans conséquence et souvent sans même que le clinicien ne s'en rende compte, la thrombose se limitant au filtre veineux ou n'est décelable que par un examen détaillé du circuit. De la même façon, les complications hémorragiques

sont relativement peu fréquentes car la période d'exposition au risque hémorragique est courte et maximale durant la séance d'hémodialyse intermittente.

En revanche, outre une durée d'utilisation plus longue qu'en hémodialyse, les méthodes convectives sont caractérisées par une activation de la cascade de la coagulation d'autant plus intense que le processus d'ultrafiltration tend à concentrer les protéines plasmatiques et donc les facteurs de la coagulation lors de son passage sur la membrane. Or c'est précisément le contact du plasma et de la membrane qui initie l'activation de la cascade de la coagulation. Il en découle d'importantes considérations, en matière d'architecture optimale des hémofiltres favorisant le choix de fibres courtes et nombreuses de façon à ne pas atteindre un degré d'hémoconcentration trop important.

De plus, l'incidence élevée des conditions pro-inflammatoires, en particulier chez les patients septiques, contribue à favoriser l'activation de la cascade de la coagulation chez les patients de réanimation qui bénéficient de ces techniques d'épuration continue.

A l'inverse, d'autres patients sont potentiellement à risque d'hémorragie, en particulier en situation chirurgicale. Souvent les patients de neurochirurgie ou de chirurgie hépatique ne peuvent pas recevoir de traitement anticoagulant important pour ce motif. Le bénéfice d'une anticoagulation efficace est donc à mettre en balance avec son risque. C'est la raison pour laquelle de nombreuses alternatives ont été envisagées pour assurer ce qu'il convient davantage de considérer comme un traitement antithrombotique que comme un traitement anticoagulant.

1.3.1. L'HÉPARINE

L'héparine non-fractionnée administrée en continu est l'agent antithrombotique le plus utilisé en hémofiltration continue. Les doses nécessaires dépendent de plusieurs facteurs, du malade et du matériel utilisé. Les doses employées sont donc très variables. Elles sont adaptées au poids du patient mais surtout à l'effet évalué de l'héparine. Le temps de céphaline activé (TCA) reste le test le plus adapté pour suivre de façon pragmatique l'effet de l'héparine. Il n'a jamais été mis en évidence d'accroissement de l'efficacité antithrombotique lorsque le TCA ou l'activité anti-Xa à l'héparine sont accrus. En effet, une anticoagulation légère est suffisante en hémofiltration continue car ce facteur n'est que l'un des facteurs contribuant à l'obstruction de l'écoulement sanguin. En pratique un TCA à 1,2-1,5 fois le témoin ou une activité anti-Xa à l'héparine à 0,15-0,20 UI. ml⁻¹ sont adaptées. Dans la mesure où il est parfois long d'atteindre cet objectif sans le dépasser, il est recommandé de ne pas interrompre ce traitement sans bon motif une fois l'équilibre atteint. En particulier en cas d'arrêt momentané de l'hémofiltration (transfert du patient au bloc opératoire, radiologie ou pendant un changement de circuit, etc...) la seringue électrique d'héparine intégrée au circuit est alors remplacée par une autre afin de maintenir l'administration de l'anticoagulant aux mêmes doses. Les facteurs susceptibles de modifier les besoins en héparine sont, comme ailleurs, l'existence d'un syndrome inflammatoire ou thrombotique évolutif. Les circuits revêtus d'héparine n'ont jamais été correctement évalués bien qu'ils puissent représenter une alternative à l'administration systémique d'héparine en vue d'en réduire les complications.

1.3.2. HÉPARINES DE BAS POIDS MOLÉCULAIRE

En dissociant l'activité anti-Xa de l'activité anti-IIa de l'héparine, les héparines de bas poids moléculaire (HBPM) devraient atteindre une plus grande efficacité antithrombotique pour un moindre risque hémorragique. Plusieurs travaux ont évalué ces dérivés de l'héparine en hémofiltration continue [3]. Si leur efficacité semble acquise dans cette indication, leur tolérance ne pourra être affirmée qu'à l'issue d'un plus large emploi étroitement encadré. En effet, alors que ces traitements sont contre-indiqués chez les patients insuffisants rénaux, ils sont tout de même très employés en hémodialyse intermittente chez des patients anuriques. Mais il est vrai que l'injection est alors réalisée à faible dose toutes les 48 heures et que le risque d'accumulation devient alors probablement très faible. La situation est différente en hémofiltration du fait de son caractère continu. L'activité anti-Xa doit être maintenue entre 0,2 et 0,5 UI.ml⁻¹ mais la pratique enseigne que des accidents thrombotiques peuvent survenir en dépit de valeurs comprises dans cette fourchette. Le critère biologique de monitoring idéal de l'emploi des HBPM en hémofiltration n'est donc pas disponible.

1.3.3. LE RINÇAGE PÉRIODIQUE

Le rinçage périodique de la membrane consiste à administrer à intervalles réguliers un bolus d'environ 100 ml de sérum salé isotonique en amont du circuit d'EER. Cette technique est efficace lorsqu'elle est utilisée au cours de séances de quelques heures d'hémodialyse séquentielle chez les malades ne pouvant pas recevoir d'héparine. En effet, les phénomènes thrombotiques apparaissent rapidement, à moins que l'hémostase du sujet soit d'emblée très sévèrement compromise. En l'absence d'évaluation convenable il est prudent de proscrire l'emploi de cette méthode lors des HFC car elle est susceptible d'entraîner une importante consommation des facteurs de la coagulation. Tout au plus s'agit-il d'une méthode de «sauvetage» permettant d'éviter de justesse la perte du contenu sanguin d'un circuit.

1.3.4. CITRATE

En chélatant le calcium nécessaire à de nombreuses étapes de la coagulation, le citrate est un antithrombotique de référence. Toutefois, son administration requiert une neutralisation par l'administration de calcium en aval du circuit, dans un rapport stœchiométrique, afin d'éviter une hypocalcémie aiguë chez un malade dont l'état cardio-vasculaire est souvent précaire. Cette contrainte exige de disposer d'un matériel adapté et du dosage facile et répété du calcium ionisé. De plus la substitution - comme la dialyse complémentaire - nécessitent l'emploi de solutés particuliers. Chaque industriel propose une technique basée sur cet agent anti-thrombotique. A l'heure actuelle, seules les techniques de base (hémofiltration à faible clairance, hémodialyse) sont parfaitement assurées par les automates commercialisés à la condition d'un respect rigoureux des modalités de mise en œuvre.

1.4. L'ULTRAFILTRAT

1.4.1. LA QUANTITÉ D'ULTRAFILTRAT

En hémofiltration continue pure (CVVH, CAVH) et au cours des méthodes dérivées que sont les techniques sans restitution (SCUF) ou à haute clairance (hcCVVH), la clairance, c'est-à-dire la capacité du dispositif à éliminer le que le rein aurait dû éliminer, est assurée par convection. L'ultrafiltrat en est le produit.

Quelques confusions doivent être levées. En particulier en ce qui concerne les notions de «perte patient», de «pré» et «post-dilution», ainsi qu'à propos du volume de recueil en hémodiafiltration.

1.4.2. LA PERTE PATIENT

L'ultrafiltration plasmatique produit un important volume de liquide de composition proche de celle du plasma qui est compensé par des apports équivalents. Si le bilan net de ces entrées-sorties est nul, la «perte patient» est nulle. Dans ce cas, le patient est resté à poids constant et les seules modifications de composition ou de volume des secteurs hydriques de l'organisme ne peuvent résulter que de différences de composition entre les liquides de restitution et l'ultrafiltrat. En revanche il est possible de restituer moins que le patient n'a perdu. Le bilan est alors négatif.

La participation de la perte-patient à la clairance est très faible et il faut bien distinguer la clairance qui découle de l'opération d'entrée-sortie de fort volume de celle de la «perte patient», ou «perte de poids», qui ne réalise qu'une clairance de l'eau ou une perte pondérale si l'on préfère. La qualité d'une épuration est, on le voit, tout à fait indépendante de l'existence ou non d'une «perte patient».

1.5. PRÉDILUTION ET POSTDILUTION

Traditionnellement le volume hydroélectrolytique restitué au patient de façon asservie au volume filtré est injecté dans le circuit sanguin après l'hémofiltre, avant qu'il ne retourne au patient. C'est la postdilution. Pour éviter les effets néfastes de l'hémoconcentration dans les fibres capillaires de l'hémofiltre, et donc les obstructions et thromboses, il a été proposé de réaliser une part variable de la restitution liquidienne au patient en amont de l'hémofiltre. C'est la «prédilution». Ce procédé est efficace, mais il réduit la clairance de façon importante car une partie du travail de filtration s'attache dès lors à épurer un liquide dépourvu d'impureté. On conçoit que le volume d'ultrafiltrat obtenu n'ait pas la même capacité à renseigner sur l'épuration réalisée qu'un volume équivalent obtenu en postdilution exclusive. Pour cette raison, il convient de ne pas retenir les appellations «haut ou bas volume» mais plutôt «haute ou basse clairance» car il est possible de réaliser un haut volume avec une basse clairance : en utilisant un fort degré de prédilution. La perte d'efficacité a été évaluée au cours d'études cliniques dont on peut admirer le pragmatisme et qui ont le mérite de fournir une évaluation des erreurs de prescription, de mise en œuvre et de mesure des clairances. Une méthode d'évaluation plus éloignée du monde réel, mais plus précise, repose sur le simple calcul exprimé par la formule suivante :

$$CI = \frac{Q_s}{Q_s + \text{pré}} \cdot (\text{pré} + \text{post} + \text{pp})$$

où CI est la clairance obtenue, Q_s est le débit sanguin et pré, post et pp sont respectivement les volumes de prédilution, postdilution et de perte patient. Attention, en utilisant cette formule, à veiller à la cohérence des unités employées car les clairances s'expriment en général en ml par min alors que les débits le sont en ml par h.

1.6. LA CLAIRANCE

Les techniques d'hémofiltration sont mise en œuvre pour réaliser une clairance des substances que le rein défaillant ne peut éliminer. On conçoit que

le degré «d'insuffisance rénale» résiduelle du patient va dépendre de la valeur de cette clairance prodiguée par la machine d'EER. En hémofiltration la formule est très simple et l'on retrouve une forme simplifiée de l'équation exprimée plus haut : $CI = UF$

Autrement dit, la clairance est égale au débit d'ultrafiltrat (en veillant à ce que l'unité soit la même !). Un débit d'ultrafiltrat de 4.000 ml.h^{-1} correspond donc à une clairance de $4.000 \text{ ml} \div 60 \text{ min}$ soit $66,6 \text{ ml.min}^{-1}$ soit, pour un adulte de $1,73 \text{ m}^2$, une clairance de $38,5 \text{ ml.min}^{-1}.\text{m}^{-2}$, ce qui représente une fonction rénale altérée mais suffisante pour assurer une parfaite homéostasie. On peut voir sur cet exemple qu'une réduction de ce débit d'ultrafiltrat ou l'application d'une prédilution réduirait la clairance en faisant passer le patient en-dessous du seuil des 60 ml.min^{-1} . Cette question est importante car c'est en-dessous de ce seuil que les adaptations posologiques de médicaments sont en général requises.

La question de la quantité de clairance a été longuement débattue et la conclusion n'est probablement que provisoire. Différents travaux ont mis en avant l'importance d'une clairance régulière en hémodialyse séquentielle [4]. D'autres ont introduit le concept de clairance minimale quotidienne en hémofiltration continue [5]. Il apparaît ainsi très important de déterminer la clairance à obtenir chez un patient donné et d'en déduire le dispositif et la technique d'hémofiltration nécessaires plutôt, qu'à l'inverse, de constater que chaque interruption, même de courte durée, du traitement se solde par une réduction de clairance et par le maintien du patient dans des conditions métaboliques dépendantes de sa fonction «rénale».

1.7. L'HÉMODIAFILTRATION

L'utilisation d'un transport diffusif (dialyse) en association au transport convectif (filtration) permet d'accroître la clairance des petites molécules présentes à fortes concentrations telles que l'urée, la créatinine et toutes celles que ces deux dernières substances sont censées représenter en pratique clinique. Cette association (hémofiltration + hémodialyse) concomitantes représente l'hémodiafiltration.

L'hémodiafiltration est donc utile lorsque la clairance convective est faible et insuffisante (faible débit sanguin, machine peu performante, filtre de faible perméabilité) ou qu'une substance de faible poids moléculaire doit être éliminée rapidement (hyperkaliémie et autres troubles hydroélectrolytiques). Quand une clairance supérieure à $30 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{h}^{-1}$ est utilisée, le transport diffusif devient inutile et l'hémodiafiltration n'a donc plus d'intérêt : l'hémofiltration isolée suffit. En effet quand le débit d'ultrafiltrat est important (la clairance convective est alors importante) la composition ionique de la chambre de recueil de l'hémofiltre, où l'ultrafiltrat se mélange au dialysat, devient proche de celle du plasma. Les différences de concentration s'amenuisent et le transport diffusif voit sa contribution dans la clairance globale très réduite. Il faudrait donc des débits de dialysat très importants pour qu'ils soient contributifs en matière de clairance ($> 4.000 \text{ ml.h}^{-1}$). En pratique l'hémodiafiltration associant une hémofiltration à fort débit à une dialyse à débit normal ou faible n'a pas d'intérêt (l'hémofiltration seule est aussi efficace) et accroît inutilement le coût global de la technique.

Une autre indication est l'impossibilité d'obtenir un débit sanguin suffisant. En effet, un cathéter peut être incapable, pour diverses raisons, d'assurer le débit sanguin requis pour réaliser un transport convectif (au risque d'une hémofiltration

concentration excessive). Dans ce cas, l'hémodiafiltration permet d'obtenir une clairance que l'hémofiltration seule n'aurait pas permise. C'est d'ailleurs pour faire face à cette situation que l'hémodiafiltration a été inventée. L'hémodiafiltration reste très utilisée en pédiatrie où les abords vasculaires de gros calibre sont peu habituels.

2. COMMENT PRESCRIRE UNE HÉMOFILTRATION ?

Au démarrage d'une nouvelle séance, chez un patient qui n'en bénéficiait pas auparavant, nul ne peut connaître les conditions de circulation réelle du sang au sein du circuit. Pour cette raison, une approche pragmatique s'impose. Elle ne repose pas sur des hypothèses mais sur la constatation de données réelles. En pratique dès la connexion du patient aucune hémofiltration ou restitution n'est mise en route (ce que l'on appelle communément le «traitement» reste à l'arrêt). Le circuit sanguin est mis en route de façon isolée à 50 ml.min⁻¹ et le débit sanguin est testé progressivement et de façon croissante pour observer les pressions obtenues. Dès que la pression afférente chute en dessous de 80 à 100 mmHg le débit opératoire maximal est atteint. S'il est estimé suffisant le traitement peut être mis en route. Dans le cas contraire, il convient de changer le cathéter ou de revoir son projet de clairance à la baisse.

2.1. DÉTERMINATION DU DÉBIT SANGUIN

Le débit sanguin correspond à des objectifs précis. Il doit être à la fois :

- Le plus élevé possible afin de conserver une fraction de filtration basse pour ne pas risquer d'obstruction du circuit.
- Le plus bas possible pour être compatible avec la dimension des voies du cathéter et avec son site d'insertion. On voit qu'il s'agit donc d'un compromis difficile à obtenir mais qu'un cathéter de gros calibre disposé dans un vaisseau parcouru par un débit sanguin important reste la solution la moins susceptible d'être limitante (cf. plus haut). En pratique le débit sanguin dont on peut se contenter est déterminé en fonction de la fraction de filtration à ne pas dépasser. Elle est de l'ordre de 20 à 25 %. Au-delà, si le débit de sang ne peut pas être augmenté (pression afférente trop négative), il devient nécessaire d'introduire une prédilution et donc de concéder une perte de clairance. La fraction (ou *ratio*) de filtration est exprimée de la façon suivante :

$$FF = \frac{(\text{pré} + \text{post} + \text{pp})}{Q_s + \text{pré}}$$

Où FF est la fraction de filtration, Q_s est le débit sanguin et pré, post et pp sont respectivement les volumes de prédilution, postdilution et de perte patient.

La valeur de FF est affichée directement sur la plupart des moniteurs modernes d'hémofiltration sur l'écran d'accueil (ce qui est souhaitable) ou sur un écran secondaire. En pratique, en vue de déterminer la taille optimale du cathéter à mettre en place, on utilise plutôt cette formule exprimée de la façon suivante :

$$Q_s = [(\text{pré} + \text{post} + \text{pp}) / FF] - \text{pré}$$

On voit, qu'alors que la somme «pré + post» est constante, que toute augmentation de «pré» réduit «Q_s» de façon parallèle.

3. MONTAGE DU CIRCUIT

Les circuits d'hémofiltration sont destinés par le fabricant pour une machine précise. Sur les dispositifs les plus récents le circuit est compact. Il bénéficie d'une procédure d'installation sur la machine, simplifiée par l'automatisation de son insertion puis de sa purge. Sur les machines plus anciennes ou plus polyvalentes, les circuits disposent d'un code couleur pour faciliter la mise en place des différentes lignes. La purge se fixe deux objectifs : chasser l'air que le circuit contient au départ et l'imprégner du produit anticoagulant. Cette purge est réalisée avec 2 à 3 litres de solution de chlorure de sodium isotonique contenant environ 5.000 UI d'héparine ou un autre antithrombotique. La circulation du liquide doit être très lente au début de façon à chasser vers l'avant l'interface air/eau sans créer de bulles. Les phénomènes de capillarité font qu'il s'en forme tout de même et la seconde phase de la purge doit alors être moins douce : on frappe le circuit à l'aide d'un objet dur (clamp métallique, paire de ciseaux) en regard des bulles visualisées et sur le corps de la membrane. La purge initiale doit absolument être éliminée car elle contient des composés toxiques destinés à la conservation des membranes, en particulier celles en polyacrylonitrile. Un rinçage est donc nécessaire en fin de purge. Le circuit peut alors être mis en circulation en circuit fermé en attendant sa connexion au patient.

La connexion du patient à la machine peut se faire selon diverses modalités : en connectant directement les lignes afférente et efférente au patient et en démarrant la pompe (connexion blanche) ou en connectant la seule ligne « artérielle » et en purgeant le circuit avec le sang du patient (connexion rouge). La première méthode entraîne une légère hémodilution (150 ml environ) qui sera facilement compensée par ultrafiltration, la seconde entraîne une très légère réduction volémique. La connexion « blanche » est la référence en réanimation en dehors de rares situations de surcharge vasculaire évidente.

Le circuit doit être changé toutes les 72 heures. Cette limite est dorénavant fixée par le logiciel. Cette durée correspond aux recommandations des fabricants. Il s'agit de la durée de vie attendue du corps de la pompe occlusive à sang. Au-delà de cette échéance, le risque de rupture devient élevé.

4. SOINS INFIRMIERS

Une dimension trop souvent négligée est la gestion infirmière des systèmes d'hémofiltration continue. En particulier la survenue d'incidents requiert une bonne technique pour ne pas compromettre l'ensemble du circuit. La perte d'un circuit par « thrombose » est un incident grave. En effet, en plus de la perte liée au prix du circuit et du temps de travail attaché à sa mise en œuvre, elle entraîne la perte du sang qu'il contient, qui peut être un facteur favorisant d'anémie et de transfusion. En outre le temps d'interruption du traitement réduit la clairance quotidienne et peut rendre difficile l'obtention de l'objectif de clairance souhaitable. La formation des infirmières doit donc être soignée et répétée. Les grands principes en sont les suivants :

4.1. PAS D'INHIBITION D'ALARME INCOMPRISE

Si une alarme survient, elle peut et doit être inhibée et sa cause doit être corrigée. En revanche l'inhibition répétée d'une alarme conduit en règle à une catastrophe. En effet, obliger le circuit à tourner alors que les conditions

de perméabilité de circuit ne le permettent pas entraîne une augmentation ponctuelle de la fraction de filtration susceptible d'obstruer un circuit pourtant en bon état. Toute alarme inhibée sans succès une fois doit faire adopter un régime de sécurité.

4.2. CONNAISSANCE DU RÉGIME DE SÉCURITÉ

Il s'agit d'un régime opératoire qui ne fait courir aucun risque au circuit. Il associe l'arrêt du traitement (ultrafiltration et restitution) à la réduction du débit sanguin à une valeur compatible avec un cathéter même très défaillant (de l'ordre de 50 ml.min⁻¹). Avec un tel réglage, le patient ne reçoit aucune épuration, mais le circuit est hors de danger pendant une période très prolongée si nécessaire (pour permettre la pose d'un autre cathéter, l'arrivée d'un « expert » dans la technique, etc...). Il est évidemment vain d'adopter un tel régime de sécurité trop tardivement et le personnel doit être capable de le mettre en œuvre sans délai. Quand tel est le cas la sauvegarde du circuit par une procédure de purge accélérée (recirculation) prévue par les fabricants de moniteurs devient moins utile. Elle doit néanmoins être connue du personnel infirmier de façon à ne jamais perdre le contenu sanguin d'un circuit.

4.3. INTERROMPRE LES ÉCHANGES LORS DES MANIPULATIONS DU CIRCUIT

Lors des soins, des changes, pansements, etc..., il est fréquent de manipuler le patient entraînant des coudures de lignes ou du vaisseau dans lequel les cathéters sont insérés. Pour prévenir une réduction du débit sanguin aboutissant à une thrombose du circuit, il est recommandable de mettre en œuvre de façon prophylactique le régime de sécurité décrit plus haut. Evidemment, dans le but de maintenir les performances épuratives, il convient de ne pas oublier de réaliser le réglage inverse à la fin de la manœuvre.

4.4. SURVEILLANCE DE L'ÉVOLUTION DES PRESSIONS

Enfin, pour ne pas subir les caprices d'un circuit il est sage d'en anticiper les anomalies. En particulier la surveillance de la perte de charge longitudinale renseigne sur l'obstruction ou la thrombose accumulée du circuit, celle de la pression transmembranaire (PTM) sur le colmatage et les dépôts thrombotiques à la surface des capillaires. Une feuille de recueil orientée vers les éléments de sécurité permet au personnel de prévenir la survenue de complications (Figure 1).

CONCLUSION

Les techniques d'hémofiltration requièrent, pour ne pas accroître de façon induite la quantité de travail médical et infirmier, une bonne compréhension de ses principes de base. La formation de l'ensemble du personnel qui participe à la mise en œuvre de ces techniques est certainement un excellent investissement. Au-delà des coûts et de la quantité de travail, il est probable, bien que non prouvée, que la meilleure clairance cumulée délivrée au patient soit un facteur d'amélioration de la qualité des soins.

Figure 1 : Exemple de feuille de surveillance infirmière pour l'hémodifiltration continue.

- [1] Canaud B, Martin K, Nguessan C, Klouche K, Leray-Loragues H, Beraud JJ. Vascular access for extracorporeal renal replacement therapies in the intensive care unit in clinical practice. *Contrib Nephrol.* 2001;266-282
- [2] Baldwin I, Bellomo R, Koch B. A technique for the monitoring of blood flow during continuous haemofiltration. *Intensive Care Med.* 2002;28:1361-1364
- [3] Journois D, Safran D, Castelain MH, Chanu D, Drevillon C, Barrier G. [Comparison of the antithrombotic effects of heparin, enoxaparin and prostacycline in continuous hemofiltration]. *Ann Fr Anesth Reanim.* 1990;9:331-337
- [4] Schiffl H, Lang SM, Fischer R. Daily hemodialysis and the outcome of acute renal failure. *N Engl J Med.* 2002;346:305-310
- [5] Ronco C, Bellomo R, Homel P et al. Effects of different doses in continuous veno-venous haemofiltration on outcomes of acute renal failure: a prospective randomised trial. *Lancet.* 2000;356:26-30

- [1] Canaud B, Martin K, Nguessan C, Klouche K, Leray-Loragues H, Beraud JJ. Vascular access for extracorporeal renal replacement therapies in the intensive care unit in clinical practice. *Contrib Nephrol.* 2001;266-282
- [2] Baldwin I, Bellomo R, Koch B. A technique for the monitoring of blood flow during continuous haemofiltration. *Intensive Care Med.* 2002;28:1361-1364
- [3] Journois D, Safran D, Castelain MH, Chanu D, Drevillon C, Barrier G. [Comparison of the antithrombotic effects of heparin, enoxaparin and prostacycline in continuous hemofiltration]. *Ann Fr Anesth Reanim.* 1990;9:331-337
- [4] Schiffel H, Lang SM, Fischer R. Daily hemodialysis and the outcome of acute renal failure. *N Engl J Med.* 2002;346:305-310
- [5] Ronco C, Bellomo R, Homel P et al. Effects of different doses in continuous veno-venous haemofiltration on outcomes of acute renal failure: a prospective randomised trial. *Lancet.* 2000;356:26-30