

Le matériel d'hémodialyse

par NK Man, Paul Jungers

parution 13 juillet 2007 | Dernier ajout 13 juillet 2007



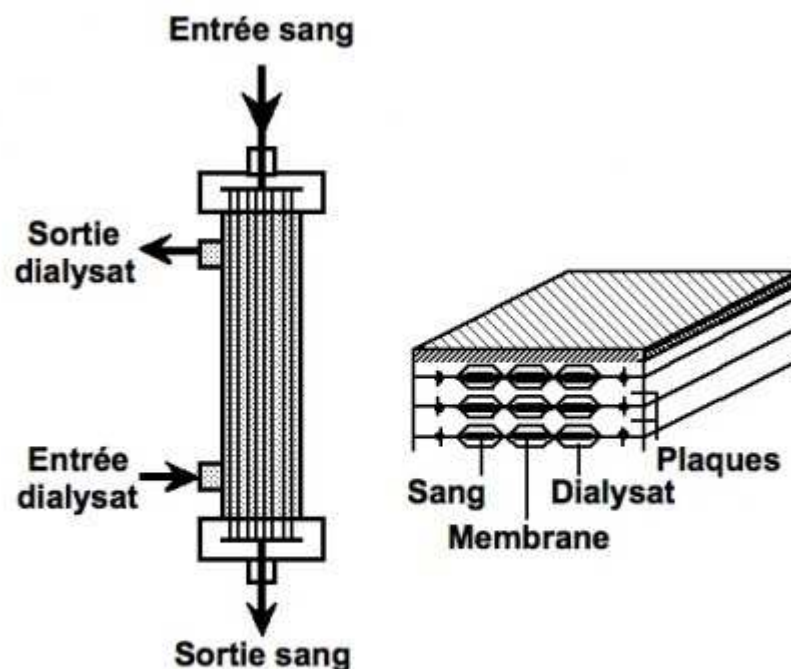
La technologie de l'hémodialyse a fait des progrès considérables depuis l'époque pionnière des années 1960. Ces progrès portent sur l'ensemble des composants de l'équipement d'hémodialyse, qui comprend les dialyseurs, les générateurs de bains de dialyse et les dispositifs de monitoring.

1. Dialyseurs

Les dialyseurs actuellement utilisés se ramènent à deux types principaux : les dialyseurs en plaques et les dialyseurs à fibres creuses, les dialyseurs en bobines étant pratiquement abandonnés. Les dialyseurs sont livrés prêts à l'emploi et pré-stérilisés par l'oxyde d'éthylène, les rayons gamma ou la vapeur, et sont conçus pour un usage unique.

1.1 Dialyseurs en plaques

Ils sont composés d'un nombre variable de compartiments parallèles, rectangulaires, séparés par des structures de soutien rigides sur lesquelles repose la membrane (Figure 4-1). Le sang circule entre les couches de membranes, tandis que le dialysat circule à contre-courant, autour des structures de soutien qui augmentent les turbulences du bain de dialyse et, partant, l'efficacité des échanges. Les résistances du circuit sanguin et du bain de dialyse sont faibles, l'ultrafiltration est aisée à contrôler.



1.2 Dialyseurs à fibres creuses

Ils sont constitués par la juxtaposition de 10 à 15000 fibres creuses, ou capillaires, avec un diamètre interne de 200 à 300 μm et une épaisseur membranaire de 10 à 40 μm . Le faisceau de fibres est renfermé dans une gaine rigide munie d'embouts pour le sang et le liquide de dialyse. Le sang circule à l'intérieur des fibres, tandis que le dialysat s'écoule à contre-courant à l'extérieur des capillaires (Figure 4-1). En raison du rapport élevé de la surface effective de dialyse au volume sanguin et de son absence pratiquement complète d'extensibilité, ce dispositif est théoriquement le meilleur, ce d'autant que son contenu en sang est plus réduit encore que pour les

dialyseurs en plaques. De plus, ces dialyseurs sont légers, de faibles dimensions et aisés à manipuler. Tous ces avantages combinés expliquent que ce type de dialyseur soit actuellement le plus utilisé dans le monde.

1.3 Dialyseurs à grande surface et à hautes performances

Des dialyseurs ayant une surface efficace élevée (jusqu'à 2 m² ou plus) et des dialyseurs de haute perméabilité (avec un Kf pouvant aller jusqu'à 100 ml/heure/mmHg) ont été mis au point pour augmenter le transfert des solutés et augmenter ainsi l'efficacité de la dialyse.

En raison de leur perméabilité hydraulique élevée, l'utilisation de dispositifs de contrôle du débit d'ultrafiltration est impérative. Dans ces conditions, la rétrofiltration est obligatoire. Les techniques d'hémodilution ou d'hémodiafiltration permettent de diminuer ou d'annuler la rétrofiltration.

1.4 Volume sanguin résiduel

La quantité de sang perdue à l'occasion de chaque dialyse dépend du volume interne du dialyseur, de sa géométrie et de la biocompatibilité de la membrane. Lorsque l'héparinisation est effectuée de manière adéquate, avec une bonne technique de restitution en fin de séance, la perte de sang ainsi engendrée (environ 1 ml) est relativement faible au regard des autres sources de spoliation sanguine telles que le saignement des points de ponction de la fistule et les échantillons de sang prélevés pour analyses biologiques.

1.5 Prévention de la coagulation

Les dialyseurs et les tubulures du circuit sanguin sont thrombogènes et exigent une anticoagulation, soit du patient, soit du circuit sanguin extracorporel. Une héparinisation insuffisante peut conduire à la formation de caillots qui réduisent la surface membranaire efficace et, par voie de conséquence, diminuent la clairance et le débit d'ultrafiltration du dialyseur, et entraînent également une perte de globules rouges pour le patient. Un test de coagulation modifié, le temps partiel de thromboplastine activée, est le plus souvent utilisé pour guider l'héparinothérapie au cours de l'hémodialyse.

Des membranes recouvertes de polyéthylène-imine (PEI), telles que la membrane AN69 ST®, ont la propriété d'adsorber l'héparine contenue dans le liquide de rinçage, diminuant ainsi le risque de coagulation dans le dialyseur. Elles permettent une hémodialyse sans héparinisation chez les patients à risque hémorragique élevé, notamment en péri-opératoire.

Des membranes rendues bio-réactives par greffe à leur surface de substances organiques telle que la vitamine E (Excebrane®) ont été récemment proposées pour diminuer le stress oxydant provoqué par la membrane. Leurs bénéfices à long terme sur la prévention des complications liées à l'inflammation et au stress oxydant demandent à être évalués.

1.6 Réutilisation

Compte-tenu du prix élevé des dialyseurs, notamment à hautes performances, leur réutilisation présente un intérêt économique évident. La réutilisation des dialyseurs peut être effectuée soit manuellement, soit à l'aide de dispositifs automatisés.

Les effets secondaires imputables à la réutilisation tiennent la plupart du temps au non-respect de la procédure préconisée pour la stérilisation du dialyseur. Ils sont dus, en effet, à la réinjection au patient de traces des agents désinfectants utilisés pour le nettoyage et le reconditionnement du dialyseur, provoquant par leur interférence avec les membranes et les protéines des réactions toxiques et immunologiques indésirables. En effet, les protéines modifiées deviennent immunogènes. En tout état de cause, la réutilisation du matériel à usage unique n'est pas autorisée en France.

2. Membranes de dialyse

2.1 Structure chimique

Les membranes de dialyse sont conçues pour reproduire au plus près possible les caractéristiques de perméabilité de la membrane basale glomérulaire. Elles sont faites de polymères d'origine naturelle comme la cellulose, ou de fibres textiles synthétisées à partir de produits dérivés de l'industrie pétrochimique. Les membranes de cellulose régénérée, soit non substituées comme la Cuprophan®, soit substituées comme l'Hemophan® ou le di- et le tri-acétate de cellulose sont hydrophiles alors que les membranes polymériques synthétiques sont hydrophobes.

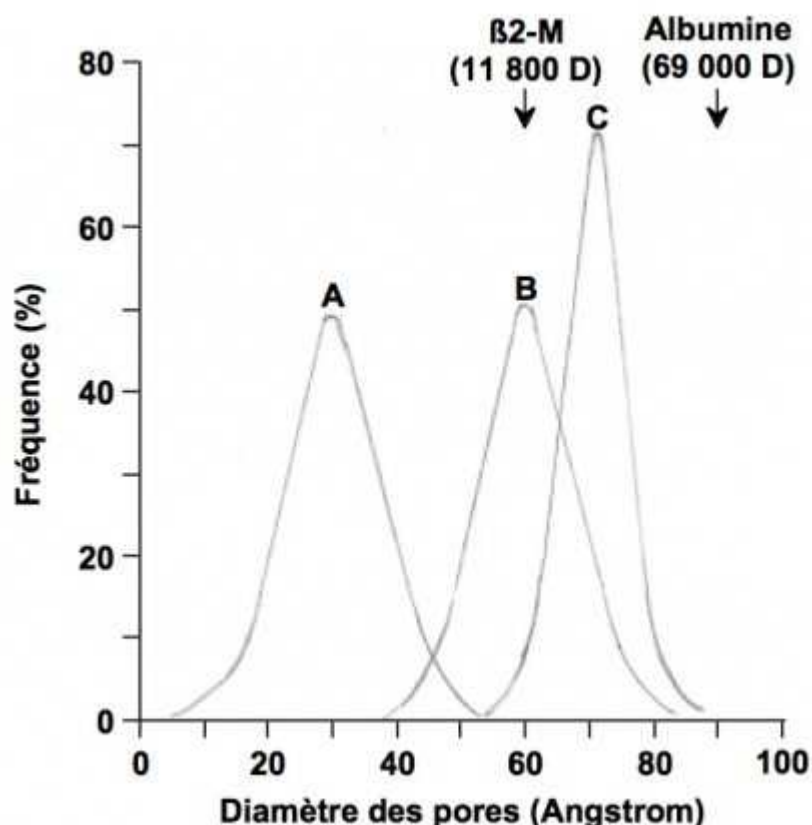
Les membranes récentes constituées de copolymères sont à la fois hydrophiles et hydrophobes, ce qui augmente à la fois leurs performances de diffusion et leur capacité d'adsorption.

2.2 Caractéristiques de perméabilité

Les membranes de dialyse se caractérisent par leur résistance à la diffusion des solutés, par leur perméabilité hydraulique et par leur perméabilité aux solutés (ou coefficient de tamisage).

Les progrès technologiques récents ont permis la mise au point de membranes synthétiques de hautes performances ayant un débit d'UF modéré tout en gardant un débit élevé d'extraction de solutés, par optimisation du nombre et du diamètre des pores par unité de surface (telle que la membrane PMMA BKF® Toray). D'autre part, la technologie a permis d'améliorer la sélectivité des membranes, c'est-à-dire d'augmenter le passage des molécules de haut poids moléculaire sans entraîner de fuite importante d'albumine (Helixone® Fresenius), se rapprochant ainsi de la membrane basale glomérulaire humaine.

Dans le tableau 4-1 sont indiquées les caractéristiques des principales membranes de dialyse actuellement utilisées, avec l'indication de leur coefficient de perméabilité hydraulique (Kf) et de leur coefficient de tamisage (SC, pour sieving coefficient) pour différents solutés. Une diminution importante de la perméabilité hydraulique par rapport à celle mesurée in vitro avec des solutions aqueuses est observée pour la plupart des membranes lorsqu'elles sont testées avec des solutions contenant des protéines, telles que le plasma, en raison de l'interaction entre les protéines et la membrane.

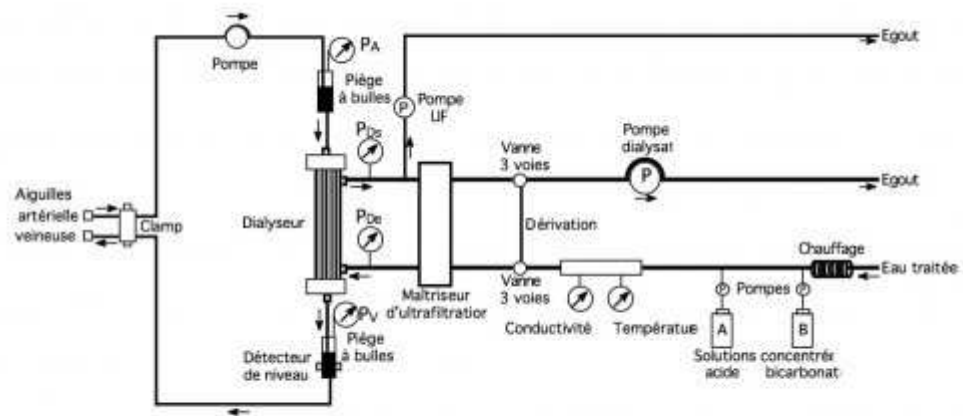


Avec les membranes de haute perméabilité, le gain en perméabilité membranaire est proportionnellement plus fort pour les solutés de haut poids moléculaire que pour ceux de faible poids moléculaire. Ce qui explique leur intérêt pour une meilleure extraction des "moyennes molécules"

Récemment, ont été développées des membranes asymétriques, permettant le passage des solutés du sang vers le dialysat, mais s'opposant à l'entrée d'endotoxines bactériennes du dialysat vers le sang.

3. Générateurs -moniteurs

Les générateurs de bain de dialyse permettent la production du liquide de dialyse, ou dialysat, dans des conditions définies de concentration, de température, de pression et de débit. Le dialysat est préparé extemporanément, au cours de la séance de dialyse, par dilution de sels minéraux dans une eau traitée. Le schéma de principe d'un générateur-moniteur est présenté sur la figure 4-3. Les dispositifs de contrôle du dialysat et du circuit sanguin extracorporel ainsi que les dispositifs de monitoring sont inclus dans le générateur.

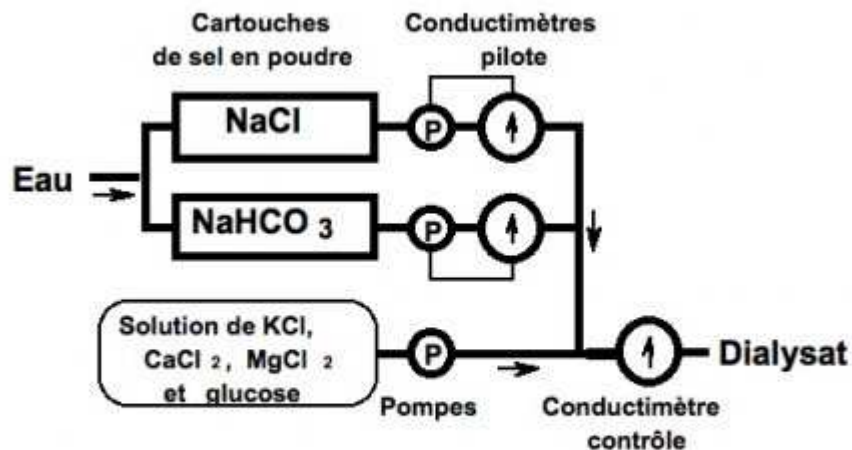


3.1 Préparation du dialysat

Le dialysat est préparé à partir de sels de qualité pharmaceutique dilués dans de l'eau traitée. Les concentrés de solutés se présentent sous forme de poudre ou de liquide. Pour tenir compte de leur solubilité en solution aqueuse, les rapports de concentration sont habituellement de 1/35 pour les concentrés contenant de l'acétate et de 1/20 pour les concentrés contenant du bicarbonate.

Les dialysats avec tampon acétate sont préparés à partir d'un concentré unique, tandis que les dialysats à tampon bicarbonate nécessitent deux concentrés liquides différents, l'un contenant le bicarbonate de sodium avec ou sans adjonction de chlorure de sodium, l'autre contenant tous les autres composants du dialysat avec 2 à 4 mmol/L d'acide acétique (Tableau 4-II). Ce dernier est nécessaire pour maintenir le pH du dialysat final entre 7,1 et 7,6 afin d'éviter la précipitation du calcium et du magnésium sous forme de carbonate. Le concentré liquide de bicarbonate de sodium peut être remplacé par une cartouche contenant du bicarbonate de sodium sous forme de poudre.

La tendance actuelle, pour faciliter le stockage et la manutention et réduire les risques de contamination bactérienne, est d'utiliser des cartouches de chlorure et de bicarbonate de sodium en poudre et une solution concentrée contenant les chlorures de potassium, de calcium et de magnésium, avec ou sans glucose (figure 4-4). La totalité des solutés peut même être présentée sous forme de poudre (Ichtys®).



3.2 Dispositifs de contrôle (moniteurs)

Des moniteurs et des alarmes sont incorporés dans le générateur pour vérifier en permanence la composition du

liquide de dialyse et pour déceler toute anomalie pouvant se produire dans le circuit sanguin ou le circuit de bain de dialyse.

Les moniteurs du circuit de bain de dialyse contrôlent l'osmolalité du dialysat par conductimétrie, sa température, son pH, la pression régnant dans le circuit de dialyse, le débit du dialysat à l'aide d'un débitmètre ou de capteurs électromagnétiques et détectent les fuites de sang par photométrie. Les moniteurs du circuit sanguin contrôlent le débit sanguin par une pompe calibrée, la pression du circuit sanguin par des capteurs et la présence d'air dans le circuit par la surveillance du niveau sanguin au niveau du piège à bulles. Chaque fois que l'un de ces paramètres sort des limites de sécurités fixées par avance, le dialysat est dérivé vers un court-circuit, la pompe à sang est arrêtée et les lignes sanguines sont clampées, tandis que des alarmes sonores et visuelles se déclenchent. L'ensemble de ces dispositifs est tel qu'il assure une sécurité pratiquement absolue de la séance de dialyse.

3.3 Moniteurs d'ultrafiltration en hémodialyse

Le contrôle de l'ultrafiltration dépend de la perméabilité hydraulique de la membrane utilisée. En cas d'emploi de dialyseurs à hautes performances, le contrôle précis et la régulation du débit d'ultrafiltration impliquent, la plupart du temps, l'utilisation de maîtreur d'ultrafiltration.

Certains dispositifs sont constitués d'un égaliseur de débit du dialysat et d'une pompe volumétrique qui soustrait un volume de dialysat égal à celui de la perte de poids souhaitée. D'autres sont fondés sur le contrôle différentiel du débit d'entrée et de sortie du dialysat à l'aide de débitmètres électromagnétiques ou de l'effet Coriolis.

3.4 Moniteurs d'hémofiltration et d'hémodiafiltration

Dans ce mode d'épuration, la pompe de réinjection est couplée à la pompe d'ultrafiltration, de telle sorte que la quantité réinjectée soit strictement égale à la quantité ultrafiltrée diminuée du débit de soustraction liquidienne correspondant à la perte de poids souhaitée. La composition du liquide de substitution est analogue à celle d'un dialysat, sauf dans la technique de biofiltration où le liquide de substitution est une solution isotonique de bicarbonate de sodium et le liquide de dialyse, un dialysat sans tampon. Le liquide de réinjection doit être stérile et apyrogène, de qualité pharmaceutique.

3.5 Moniteurs de surveillance automatisée

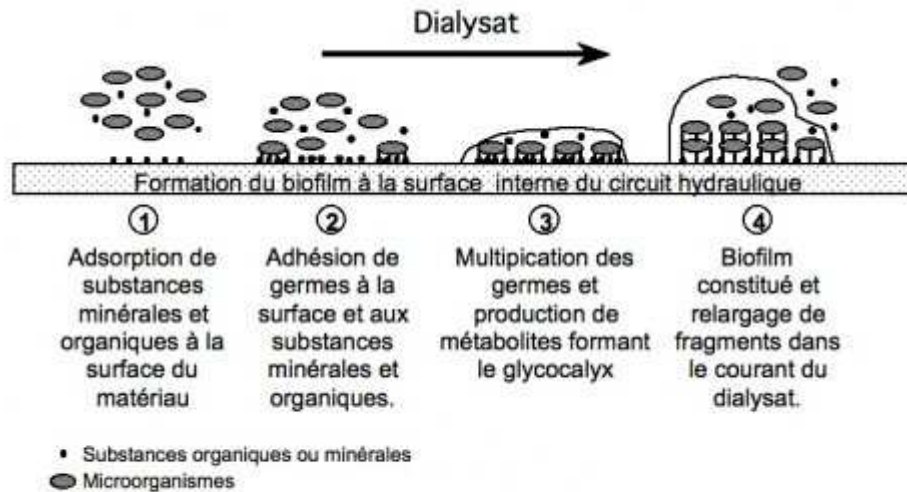
Plusieurs types de générateurs de dialyse contiennent des programmes permettant la surveillance automatisée du circuit de dialyse et du circuit sanguin et assurant le contrôle et la régulation de l'ultrafiltration, l'ajustement de la concentration en sodium du dialysat, le contrôle permanent de la densité sanguine, le contrôle automatisé de la pression artérielle, la température du dialysat, etc (figure 4-4). Ces dispositifs sont destinés à assurer une dialyse sans incident ainsi qu'une soustraction adéquate de sodium et d'eau, notamment au cours des dialyses de courte durée. De plus, des moniteurs permettent de contrôler le taux d'extraction d'urée pendant la séance de dialyse et de déceler ainsi une éventuelle baisse d'efficacité.

Ces dispositifs de monitoring sont conçus pour garder en mémoire les paramètres cliniques et techniques enregistrés au cours de chaque séance d'hémodialyse, assurant ainsi la possibilité d'un contrôle de qualité.

La téléinformatique, avec mise en réseau des informations recueillies en cours d'hémodialyse, permet la gestion et le contrôle à distance des patients dialysés, dispositif particulièrement utile pour l'extension de l'autodialyse et de l'hémodialyse à domicile.

3.6 Désinfection du circuit de dialysat et prévention du biofilm

Le circuit de bain de dialyse doit être soigneusement nettoyé et désinfecté à la fin de chaque dialyse. La procédure de nettoyage et de désinfection doit se conformer aux recommandations du fabricant. La contamination microbienne du dialysat peut-être à l'origine de la formation d'un biofilm à la surface du circuit hydraulique des générateurs-moniteurs d'hémodialyse. Le biofilm est un dépôt de micro-organismes au sein d'une matrice constituée de matières minérales et organiques provenant du métabolisme microbien et du dialysat. Cette matrice, appelée glycocalyx, forme un réseau de fibres recouvrant progressivement les germes et constitue ainsi une barrière physique protégeant les micro-organismes des agressions du milieu extérieur et, notamment, de la diffusion des désinfectants chimiques (figure 4-5). Le nettoyage par l'acide citrique à 3 % assure la décalcification du circuit et prévient la constitution du biofilm qui, lorsqu'il est déjà formé, ne peut plus être éliminé.

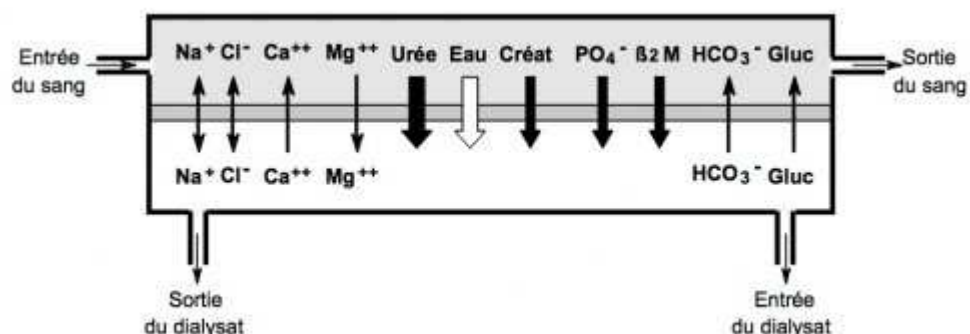


La désinfection utilise soit des agents chimiques tels que le formol, l'hypochlorite de sodium, l'eau oxygénée, l'acide acétique ou paracétique, des préparations associant plusieurs de ces agents, ou la chaleur. Les agents désinfectants séjournent dans les circuits hydrauliques jusqu'à la dialyse suivante, où ils doivent être éliminés par rinçage. La présence éventuelle de traces résiduelles d'agents stérilisants dans le dialysat doit être soigneusement recherchée à l'aide de tests appropriés, tels que le test de Hantzsch ou le réactif de Schiff pour le formol, ou l'iodure de potassium pour l'hypochlorite et l'acide acétique.

Des dispositifs automatisés permettent la désinfection journalière des circuits du traitement d'eau et des circuits du dialysat des générateurs de dialyse. Le remplacement périodique des tubulures du circuit de dialysat et des lignes de dialysat est recommandé pour éviter la formation d'un biofilm. De même, les connecteurs rapides, qui sont sujets à la surinfection bactérienne et à la formation d'un biofilm, doivent être désinfectés séparément et pendant une durée d'au moins 24 heures.

4. Composition du dialysat

Le liquide de dialyse est une solution électrolytique dont la composition est très proche de celle du liquide extracellulaire normal. Toutefois, cette composition est calculée de manière à anticiper les anomalies de la composition du plasma qui se développent entre les dialyses et à en assurer la correction la plus complète. Le bain de dialyse est donc dépourvu d'urée, de créatinine, d'acide urique, de phosphore et de potassium, tandis qu'il contient une concentration appropriée de sodium, de chlore, de bicarbonates et de glucose de manière à obtenir un transfert dans le sens désirable pour rétablir l'équilibre du plasma (figure 4-6). Le tableau 4-II indique la composition de dialysat la plus généralement utilisée.



4.1 Sodium

Le sodium est le principal déterminant de l'osmolalité du dialysat. La concentration en sodium du dialysat doit être au moins égale à sa concentration dans l'eau du plasma, de manière à éviter une perte indésirable de

sodium par diffusion. Les dialysats hyponatriques sont responsables de la survenue fréquente d'incidents d'hypotension, de céphalées et de crampes musculaires.

Une concentration en sodium du dialysat voisine de 140 mmol/L est habituellement suffisante pour permettre la soustraction par ultrafiltration de 3 à 4 litres d'eau (avec leur contenu en sodium), en 4 heures, avec un minimum de symptômes chez la plupart des patients.

4.2 Potassium

La concentration en potassium du dialysat est habituellement de 2 mmol/L pour permettre l'extraction du potassium accumulé durant la période interdialytique. Toutefois, une concentration plus élevée, soit 3 ou même 4 mmol/L, peut être nécessaire lorsque la déplétion en potassium en fin de dialyse entraîne des troubles du rythme. Cette précaution est particulièrement utile chez les sujets âgés ou chez les patients ayant une instabilité cardio-vasculaire.

4.3 Calcium

La concentration en calcium du dialysat doit être suffisamment élevée pour éviter la création d'un bilan négatif du calcium au cours de la dialyse. La fraction diffusible du calcium étant d'environ 60 %, il n'apparaît pas de transfert diffusif appréciable lorsque le contenu en calcium du dialysat est de 1,5 mmol/L. Habituellement, une concentration un peu plus élevée en calcium du dialysat, de l'ordre de 1,75 mmol/L, est préférée pour éviter tout risque de bilan calcique négatif.

4.4 Acétate

Du fait que les ions bicarbonate précipitent en présence de calcium et de magnésium, son précurseur, l'acétate de sodium, fut proposé comme tampon du bain de dialyse, sachant qu'il est métabolisé par le foie et le muscle et génère du bicarbonate. Chez les patients hémodialysés, l'utilisation maximale de l'acétate est évaluée à 3 à 3,5 mmol/kg/heure, ce qui constitue un facteur limitant.

En cas d'utilisation de dialyseurs à hautes performances, le transfert diffusif de l'acétate à partir du dialysat peut dépasser les capacités de conversion métabolique du foie, entraînant une hyperacétatémie. Un taux excessif d'acétate circulant a été impliqué dans la survenue de certains troubles cliniques observés au cours de l'hémodialyse, notamment l'hypotension, les crampes musculaires, les céphalées et les vomissements.

Toutefois, les bains utilisant l'acétate ont l'avantage d'une préparation plus simple et nombre de patients hémodialysés supportent parfaitement la dialyse à l'aide de ce tampon. La concentration habituelle du dialysat en acétate est de 35 mmol/L.

4.5 Bicarbonate

Le tampon bicarbonate procure une correction plus physiologique de l'acidose métabolique que l'acétate. En effet, à la différence de la dialyse avec tampon acétate, la concentration du sang en ions bicarbonate et le pH sanguin s'élèvent progressivement au cours de la dialyse, mais sans phénomène d'augmentation continue post-dialytique. Il en résulte une nette diminution de la fréquence de la symptomatologie associée à la dialyse et une amélioration du bien-être du patient. Habituellement, le concentré liquide de bicarbonate est fourni de manière à obtenir une concentration finale du dialysat comprise entre 26 et 36 mmol/L, en prenant en compte la quantité de bicarbonate de sodium consommé par l'acide acétique pour la formation de dioxyde de carbone.

L'utilisation du tampon bicarbonate doit être préférée chez les patients à l'état cardio-pulmonaire précaire et chez ceux ayant développé des réactions adverses lors de la dialyse avec le tampon acétate, notamment une instabilité hémodynamique. Au cours de la dialyse à hautes performances, l'utilisation du tampon bicarbonate est impérative.

4.6 Magnésium

L'hypermagnésémie peut entraîner des troubles de la conduction atrioventriculaire et intraventriculaire et une tendance dépressive. L'hypermagnésémie chronique pourrait également jouer un rôle dans l'ostéodystrophie rénale et le développement de calcifications des tissus mous. La concentration habituellement recommandée pour corriger l'élévation du magnésium plasmatique est de 0,5 à 0,75 mmol/L.

4.7 Chlore

La concentration en anion chlore doit être égale à la concentration totale en cations, dont le principal est le sodium, diminuée de la concentration de l'anion acétate ou bicarbonate, de manière à maintenir la neutralité électrochimique du dialysat. La concentration en chlore du dialysat varie entre 105 et 120 mmol/L.

4.8 Glucose

L'hémodialyse est généralement effectuée à l'aide d'un dialysat dépourvu de glucose. La quantité de glucose transférée du sang vers le dialysat au cours de chaque dialyse est relativement faible, soit 25 à 30 g. Cette perte de glucose au cours de la dialyse peut, cependant, être responsable de symptômes tels que des céphalées, des nausées ou une fatigue post-dialytique.

De plus, la perte d'acides aminés peut s'élever jusqu'à 10 g par séance de dialyse effectuée avec un dialysat sans glucose, tandis que la présence de glucose dans le dialysat réduit cette perte à moins de 3 g. La déplétion d'acides aminés jointe à l'augmentation du catabolisme protéique provoquée par la perte de glucose contribue à un bilan azoté négatif.

Les patients n'ayant aucun désordre de la glucogenèse et ayant un apport nutritionnel adéquat tolèrent habituellement bien la dialyse avec dialysat sans glucose. En revanche, un dialysat avec concentration en glucose de 1 à 2 g/L est recommandé chez les diabétiques et chez les patients âgés.

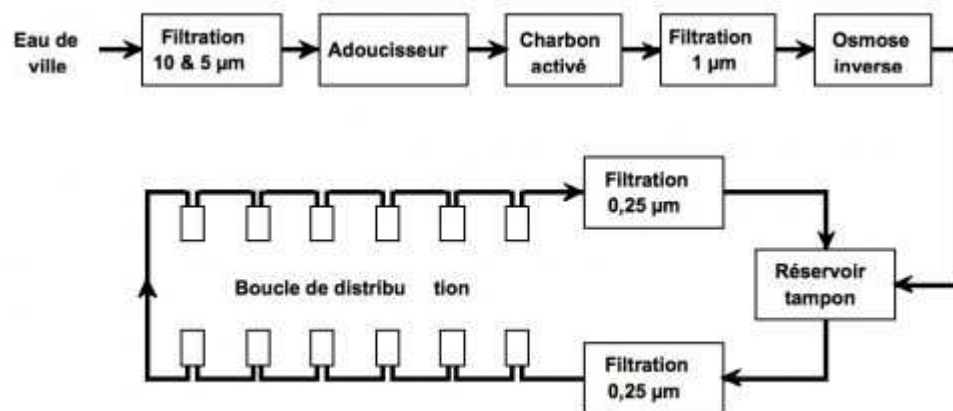
Les dialysats contenant du bicarbonate ou du glucose constituent des milieux favorisant la croissance bactérienne et la production d'endotoxines. Une désinfection rigoureuse associée à un entretien soigneux des appareils et des circuits de traitement de l'eau est obligatoire, et l'utilisation de concentrés liquides stériles est recommandée pour limiter la survenue de ces contaminations bactériennes.

5. Traitement de l'eau

L'eau de ville est impropre à la préparation du bain de dialyse en raison de sa teneur excessive et variable en composés minéraux et organiques, qui pourraient entraîner des conséquences délétères chez le patient en raison des importantes quantités échangées au cours des séances de dialyse.

5.1 Filtration, échange d'ions et osmose inverse

L'eau destinée à la préparation du dialysat doit subir un traitement pour rester compatible avec les standards nationaux. Les teneurs maximales permises de contaminants dans l'eau utilisée pour la préparation du dialysat sont indiquées dans le tableau 4-III. Le système de traitement de l'eau se compose, successivement, de filtres destinés à la rétention des particules, d'un adoucisseur pour soustraire le calcium et le magnésium, d'un filtre à charbon activé pour adsorber le chlore et les substances organiques, puis d'un système d'osmose inverse assurant la désionisation pratiquement totale de l'eau (Figure 4-7).



Les particules insolubles mesurant entre 5 et 10 µm sont efficacement retenues par des filtres, et les particules de taille plus faible, allant jusqu'à 0,2 µm, par des membranes. Le charbon activé adsorbe les composés organiques, les chloramines, le chlore, les pyrogènes et les substances malodorantes de l'eau. Les filtres sont exposés au risque de croissance bactérienne en raison de leur porosité et de leur affinité pour les substances organiques.

Dans l'adoucisseur, la résine échangeuse de cations est chargée sous la forme d'ions Na. Lorsque l'eau de ville "dure" contenant des sels de calcium et de magnésium pénètre dans la résine, le sodium est échangé contre des ions calcium et magnésium sur la base d'un échange ionique équivalent. En cas de saturation du sodium de l'adoucisseur, il peut se produire un relargage massif de calcium et d'aluminium.

L'osmose inverse est un procédé physique reposant sur l'ultrafiltration de l'eau contre un gradient osmotique sous haute pression. Elle permet de soustraire la quasi totalité des substances minérales et des particules organiques dissoutes dans l'eau. Pour obtenir une eau ayant un taux résiduel en ions pratiquement nul, une seconde étape d'osmose inverse doit être utilisée. Ce système permet la suppression de toutes les particules de poids moléculaire supérieur à 200 daltons, y compris les bactéries, les virus et les pyrogènes.

Un soin extrême doit être donné à la surveillance et la maintenance du système, pour garantir la qualité biochimique et microbiologique de l'eau traitée. Une surveillance chimique et microbiologique doit être effectuée au moins tous les 3 mois. Une désinfection périodique soigneuse de l'ensemble du système du traitement de l'eau est obligatoire pour assurer en permanence la stérilité et l'apyrogénicité de l'eau.

5.2 Réglementation de l'eau

Deux circulaires réglementant le traitement de l'eau destinée à l'hémodialyse et à l'hémodiafiltration en-ligne : la circulaire DGS/DH/AFSSAPS n° 200-311 du 7 juin 2000 relative aux spécifications techniques et la sécurité sanitaire de la pratique de l'hémodiafiltration en ligne dans les établissements de santé ; la circulaire DGS/DH/AFSSAPS n° 200-337 du 20 juin 2000 relative à la diffusion d'un guide pour la production d'eau pour l'hémodialyse des patients insuffisants rénaux.

La périodicité des contrôles des installations de traitement de l'eau pour hémodialyse en fonction du nombre de séances effectuées annuellement est indiquée dans le tableau 4-IV.

Imprimer