

Principes épuration extrarénale

Dr Vincent Bourquin - service de néphrologie - <http://nephroblog.org>

Certificat of Advanced Studies HES-SO

«Soins aux personnes en insuffisance rénale»

Cours sur les principes de l'hémodialyse et l'hémodiafiltration

1h30

24 avril 2013

Dr Vincent Bourquin

<http://nephroblog.org>

Plan du cours



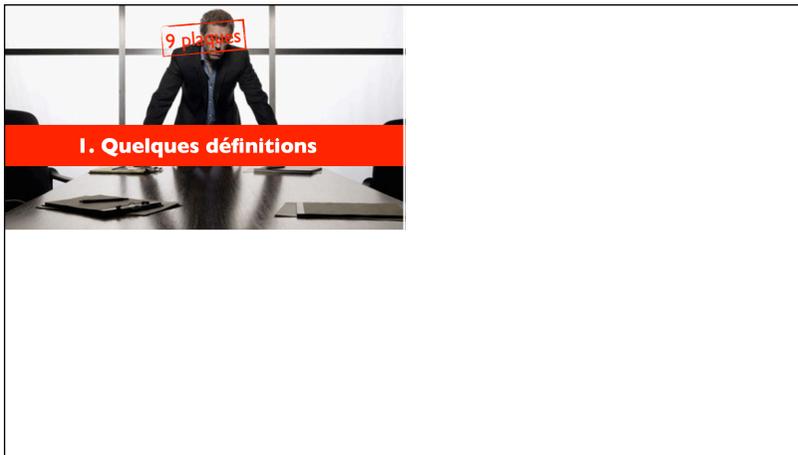
I. Quelques définitions

Plan du cours

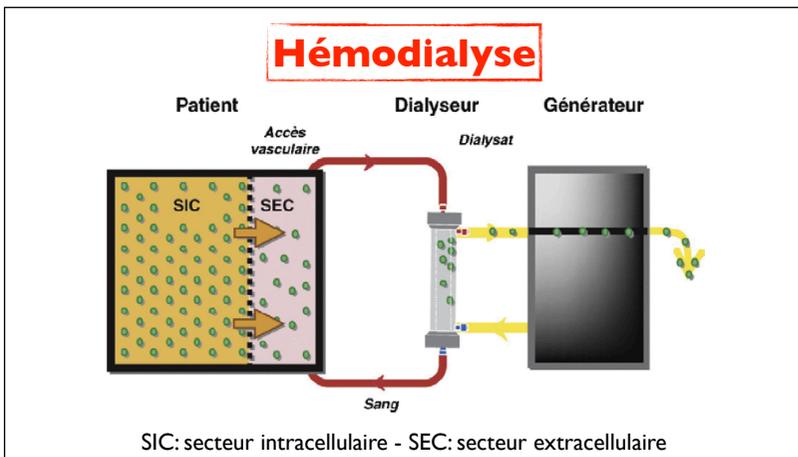
 <p>9 plaques</p>	 <p>4 plaques</p>
1. Quelques définitions	2. Mécanismes de transfert
Plan du cours	

 <p>9 plaques</p>	 <p>4 plaques</p>
1. Quelques définitions	2. Mécanismes de transfert
 <p>14 plaques</p>	3. Différentes techniques

 <p>9 plaques</p>	 <p>4 plaques</p>
1. Quelques définitions	2. Mécanismes de transfert
 <p>14 plaques</p>	 <p>13 plaques</p>
3. Différentes techniques	4. Recommandations pratiques



Le terme «**hémodialyse**» englobe l'ensemble des modalités d'épuration extrarénale capables de restaurer périodiquement le «milieu intérieur» de patients insuffisants rénaux chroniques résultant de la défaillance de leurs fonctions excrétrices. Il fait appel à **différentes modalités techniques** (hémodialyse, hémofiltration, hémodiafiltration) qui font intervenir des **principes physiques élémentaires** (diffusion, convection, adsorption).

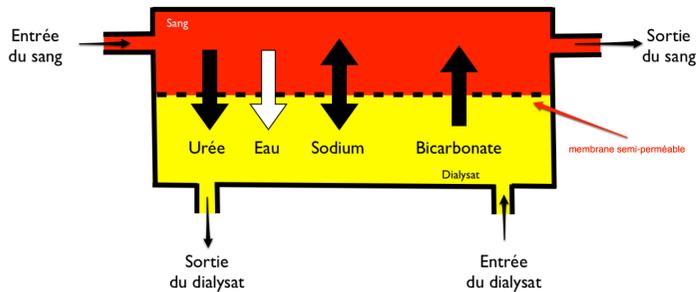


Le terme **hémodialyse** est un terme générique qui englobe l'ensemble des méthodes d'épuration extrarénale (EER) qui font appel à une circulation extracorporelle. C'est à partir du sang circulant que les phénomènes d'échanges avec le «milieu extérieur» s'établissent et permettent de rétablir périodiquement l'homéostasie et la composition du «milieu intérieur» du patient urémique.



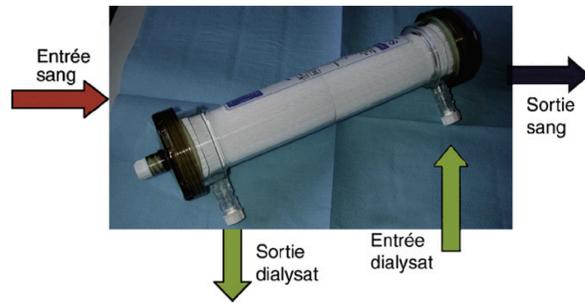
Le **moniteur-générateur d'hémodialyse** a plusieurs fonctions. Il produit de façon continue et extemporanée une solution électrolytique d'échange (dialysat et/ou liquide de substitution). Il assure la circulation sanguine extracorporelle. Il contrôle, monitorise et sécurise le bon déroulement de la séance programmée. Il permet un contrôle qualité par évaluation des performances d'épuration et par contrôle de la performance hémodynamique.

Schéma d'hémodialyseur



L'**hémodialyse chronique** a pour but l'élimination des toxines urémiques, la correction des désordres hydroélectrolytique, phosphocalciques et acidobasiques au moyen d'un échange de solutés et d'eau entre le sang du malade et une solution de dialyse de composition voisine de celle du liquide extracellulaire normal, au travers d'une **membrane semi-perméable**.

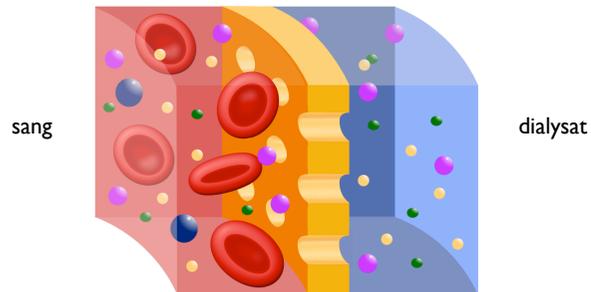
Hémodialyseur



ou dialyseur, hémofiltre, hémodiafiltre, filtre...

L'**hémodialyseur** (synonymes: dialyseur, hémofiltre, hémodiafiltre, filtre, rein artificiel) est le module d'échange qui se trouve à l'interface du patient et de l'appareillage d'hémodialyse. Il contient un faisceau de fibres creuses permettant la circulation sanguine. Le faisceau capillaire baigne dans le dialysat qui circule et perfuse à contre-courant le dialyseur. Un hémodialyseur se caractérise par la nature et la perméabilité (basse, moyenne, haute) de sa membrane, par sa surface d'échange, par sa géométrie interne (résistance circulatoire) et externe (turbulence du compartiment dialysat) et par son hémoréactivité (thrombogénicité, hémocompatibilité).

Membrane semi-perméable



Une **membrane semi-perméable** est une membrane autorisant le passage de l'eau, des électrolytes et des solutés de poids moléculaire inférieur à celui de l'albumine, soit 69'000 Daltons (69 kDa), mais non celui des protéines et des éléments figurés du sang (globules rouges, globules blancs et plaquettes).

Perméabilité des membranes

Tableau 2 Classification des membranes selon leur perméabilité et leurs performances.

Paramètres	Basse perméabilité	Moyenne perméabilité	Haute perméabilité	Très haute perméabilité
Ultrafiltration (KUF) ml/mmHg par heure	< 20	20–30	30–50	> 50
Urée (KD) ml/min	< 180	180–200	200–220	>220
Urée (KoA) ml/min par mètre carré	< 500	500–600	600–700	> 700
Bêta2-microglobuline (KD) ml/min	< 20	20–40	40–60	> 60
Bêta2-microglobuline (KoA) ml/min par mètre carré	< 30	30–50	50–100	> 100
Perte d'albumine g/séance	0	0	< 2	2–5
Modalité thérapeutique	HD	HD	HD, HDF, HF	HD, HDF, HF

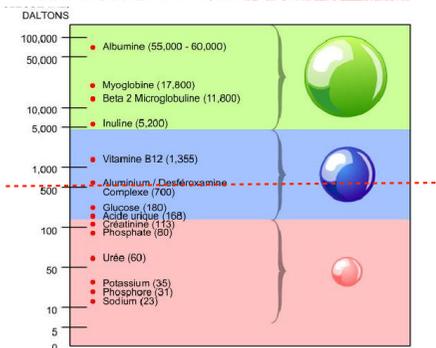
La perméabilité des membranes permet de les classer en 4 catégories principales: basse perméabilité (**low-flux**), moyenne perméabilité (**mid-flux**), haute perméabilité (**high-flux**) et très haute perméabilité (**super-flux**). La notion de perméabilité est trompeuse et le piège commercial doit être déjoué. En effet, elle fait souvent référence à la perméabilité hydrique (coefficient d'ultrafiltration [**KUF**]) et non celle des solutés [**KoA**] ou coefficient de tamisage. Cela sous-entend que la perméabilité aux solutés serait superposable à celle de la perméabilité hydrique, ce qui est loin d'être vrai. C'est ce que nous allons voir par la suite.

Solution = dialysat

Solvant = eau / Solutés = électrolytes

En règle générale, une **solution** est un mélange liquide et homogène, formée par la substance dissoute qui est le **soluté** (solide ou gaz) et le **solvant**, liquide qui représente l'essentiel du mélange.

Poids moléculaire



Les différents solutés ont un **poids moléculaires** qui s'exprime en Dalton (Da).

Toxines urémiques

Tableau 1 Classification des toxines urémiques selon l'European Uremic Toxin Work Group (EUTox).

Substances hydrosolubles de faible poids moléculaire	Substances liées aux protéines	Substances de poids moléculaire moyen
Diméthylarginine asymétrique	3-désoxyglucosone	Adrénomédulline
Benzylalcoool	Acide carboxy-méthyl-propyl-furampropionique	Peptide atrial natriurétique
Acide bêta-guandopropionique	Fructose-lysine	Bêta2-microglobuline
Bêta2-microglobuline	Glyoxal	Bêta-endorphine
Créatinine	Acide hippurique	Cholestyramine
Cytidine	Homocystéine	Clara cell protein
Guanidine	Hydroquinone	Facteur D du complément
Acide guanidocétique	Acide indole-3-acétique	Cystatine C
Hyposanthine	Indoxyl sulfate	Degranulation inhibiting protein
Malone-dialdéhyde	Kinurénine	Delta-sleep-inducing peptide
Méthylguanidine	Acide kinurénique	Endothéline
Myo-inositol	Méthylglyoxal	Acide hyaluronique
Acide orotique	N-carboxy-méthyl-lysine	Interleukine 1 bêta
Ornitine	P-cristal	Interleukine 6
Oxalate	Pentosidine	Chaîne légère d'immunoglobuline kappa
Pseudo-uridine	Phénol	Chaîne légère d'immunoglobuline lambda
Diméthylarginine symétrique	Acide P-OH-hippurique	Leptine
Urée	Acide quinuclidinique	Méthionine-encéphaline
Acide urique	Spermidine	Neuropeptide Y
Xanthine	Spermine	Hormone parathyroïdienne
		Retinol binding protein
		Tumour necrosis factor alpha

Classification des toxines urémiques selon EUTox: 1/ substances hydrosolubles de petit PM (< 500 Da), 2/ des substances de PM moyen (**moyennes molécules** > 500 Da) et 3/ substances liées aux protéines



Le transfert des solutés et de l'eau fait intervenir deux mécanismes fondamentaux: la **diffusion** (ou conduction) et la **convection** (ou ultrafiltration), auxquels s'ajoute un transfert par **osmose**. Les flux de substance réalisés dans un dialyseur sont de nature purement physique. Ils associent des flux de particules dissoutes (solutés) et des flux de solvant (hydrique).



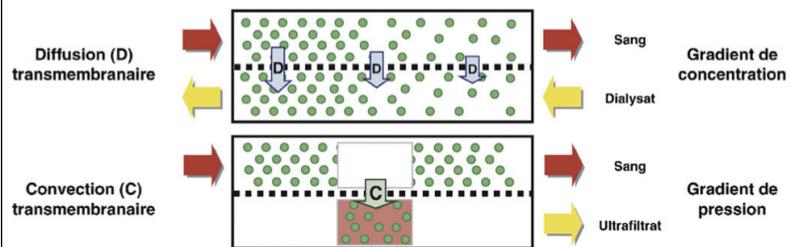
Caractéristiques des flux de matières...tout est sur la plaque.

Points forts

Caractéristiques des flux de matières:

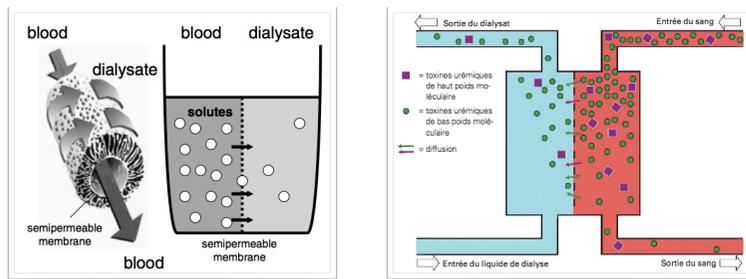
- le sens et l'importance des flux suivent ceux des **gradients** de **concentration** ou de **pression** s'exerçant de part et d'autre de la membrane
- la sélectivité de passage des solutés (**tamisage**) est conditionnées par le poids moléculaire du soluté et la perméabilité nominale de la membrane
- le passage ou la rétention de certains solutés est affecté également par les **charges électriques** (affinité, répulsivité, intensité) spécifique du soluté et par celles de la membrane
- les flux de matières respectent les **lois de conservation de masse**

Diffusion et convection



La **diffusion** fait intervenir un gradient de concentration et la **convection** fait intervenir un gradient de pression comme mécanismes de transfert.

A. Diffusion = conduction



Le transfert par **diffusion** est un transport passif de solutés du sang vers le dialysat au travers de la membrane de dialyse, sans passage de solvant. Le transfert inverse, du dialysat vers le sang, est désigné sous le terme de **rétrodiffusion**.

Loi de Fick

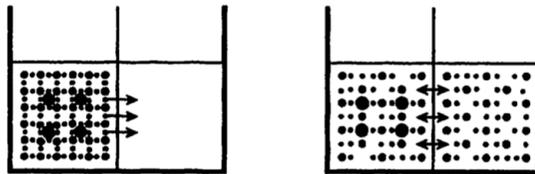
$$M_D = -D.A. \Delta C / \Delta L$$

“Le flux de diffusion est proportionnel au gradient de concentration”

Le **flux diffusif de soluté (M_D)** répond dans ce cas aux lois générales de Fick. Pour un soluté donné (S), M_D est proportionnel au gradient de concentration transmembranaire (ΔC), au coefficient de diffusion (D), à la surface d'échange (A) et inversement proportionnel à la distance de diffusion (ΔL). Le coefficient de diffusion (D) du soluté (S) est proportionnel à son poids moléculaire et à la viscosité de la solution (μ).

En résumé

DIFFUSION
Transfert de solutés
Force motrice : différence de concentration

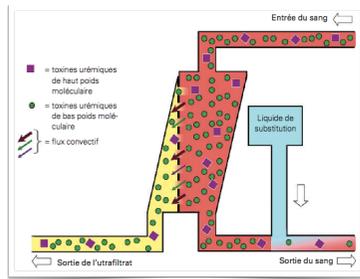
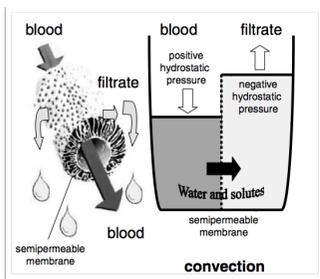


État initial

État d'équilibre

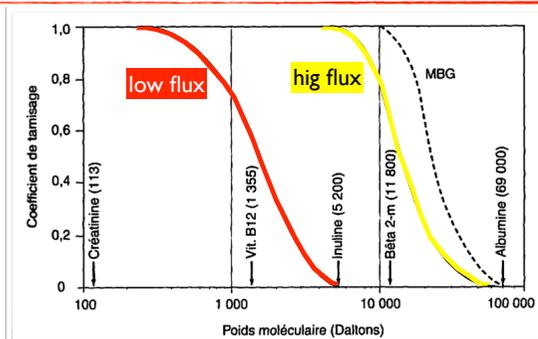
Principe du transport **diffusif** des solutés (diffusion par différence de concentration)

B. Convection = ultrafiltration



Le transfert par **convection** est un transfert simultané du solvant et d'une fraction des solutés qu'il contient sous l'effet d'une différence de pression hydrostatique. Il peut s'opérer soit du compartiment sanguin vers le dialysat, soit du dialysat vers le sang (rétrofiltration)

coefficient de tamisage = transmittance



MBG: membrane basale glomérulaire

Le **coefficient de tamisage** est défini comme le rapport de la concentration du soluté dans le filtrat à sa concentration dans le plasma. La perméabilité hydraulique KUF est une propriété physique de la membrane, caractérisant son débit de transfert du solvant (ici, l'eau du plasma) par unité de surface et par unité de pression. Le coefficient de perméabilité hydraulique et le **coefficient de tamisage** sont des caractéristiques propres à chaque membrane. Ils dépendent du diamètre des portes de la membrane et de leur nombre par unité de surface. Les membranes de haute perméabilité ont actuellement un coefficient de tamisage proche de celui de la membrane basale glomérulaire.

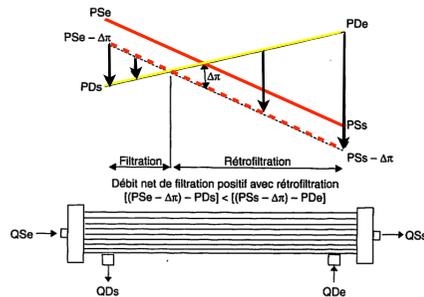
Débit d'ultrafiltration

$$Q_{UF} = PTMe \cdot Lp \cdot S = (\Delta P - \Delta \pi) \cdot Lp \cdot S$$

“ml/min par m² par mmHg”

Le flux de solvant obtenu par filtration sous l'effet d'une pression hydrostatique transmembranaire est appelé ultrafiltration. Le **débit d'ultrafiltration (Q_{UF})** est proportionnel à la pression transmembranaire efficace (PTMe), au coefficient de perméabilité hydraulique de la membrane (Lp) et à la surface du filtre. La pression transmembranaire efficace (PTMe) représente la résultante des pressions hydrostatiques (ΔP) des circuits hydrauliques (sang et dialysat) et de la pression oncotique ($\Delta \pi$) exercée par les protéines plasmatiques.

Pression transmembranaire



Ultrafiltration quand $(PS - \Delta \pi) > PD$

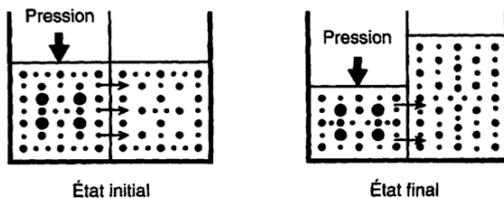
e = entrée - s = sortie - PS = pression sang - PD = pression dialysat

Le gradient de pression est la résultante d'une pression positive côté sang et d'une pression négative (dépression) côté dialysat. La **pression transmembranaire efficace** est la différence entre la pression hydrostatique transmembranaire moyenne et la pression osmotique. Cette dernière est principalement déterminée par la pression oncotique (environ 30 mmHg) des protéines du sang, qui ne peuvent franchir la membrane de dialyse.

En résumé

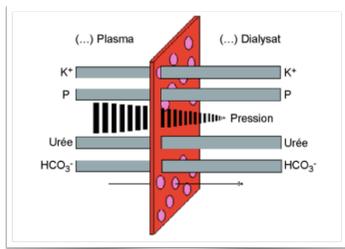
CONVECTION

Transfert simultané d'eau et de solutés
Force motrice : différence de pression

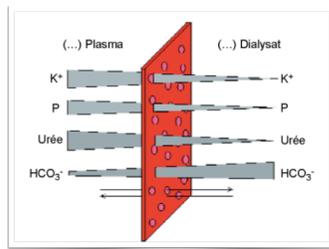


Principe du transport **convectif** des solutés (ultrafiltration par différence de pression)

En résumé



Convection

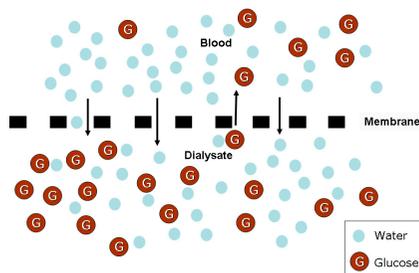


Diffusion

Le transfert par convection aboutit ainsi à la soustraction simultanée de solutés et de solvant, alors que le transfert par diffusion ne permet qu'un passage de solutés.

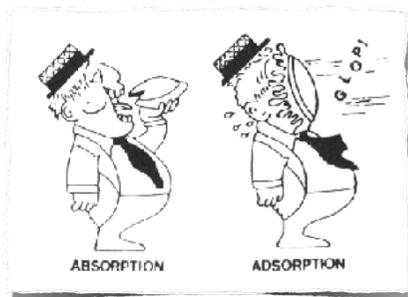
C. Osmose

Osmosis with glucose



L'osmose est un transfert de solvant sous l'effet d'une **différence de pression osmotique**. Au cours de la traversée du dialyseur, la concentration en protéines du plasma augmente du fait de la perte d'eau par ultrafiltration, augmentant ainsi la pression osmotique du plasma à la sortie du dialyseur. Il en résulte un appel par osmose d'eau et de solutés du secteur intracellulaire au secteur interstitiel et au plasma, qui restaure le volume sanguin efficace (refilling plasmatique). Dans le dialyseur, l'osmose s'oppose à l'ultrafiltration, mais ce phénomène est aisément compensé par une augmentation de la pression hydrostatique appliquée au compartiment sanguin.

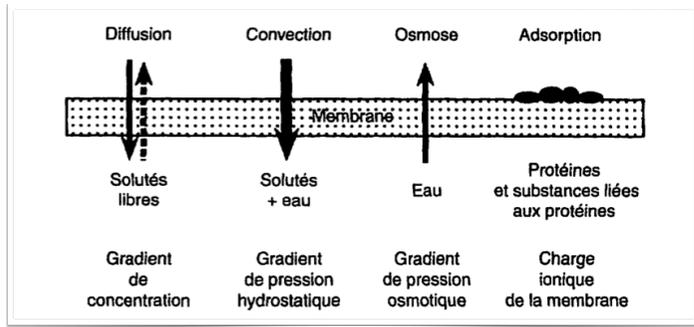
D. Adsorption



Ne pas confondre absorption et adsorption

Les protéines telles que l'albumine, la fibrine, la β 2-microglobuline, les fragments du complément activés et des cytokines telles que l'IL-1 et le TNF α peuvent dans une certaine mesure, être **adsorbées** sur la membrane de dialyse. Il en est de même pour des substances fortement liées aux protéines telles que l'homocystéine. Ce mécanisme contribue, en partie, à leur extraction du sang. **L'adsorption des protéines est une propriété exclusive des membranes hydrophobes.**

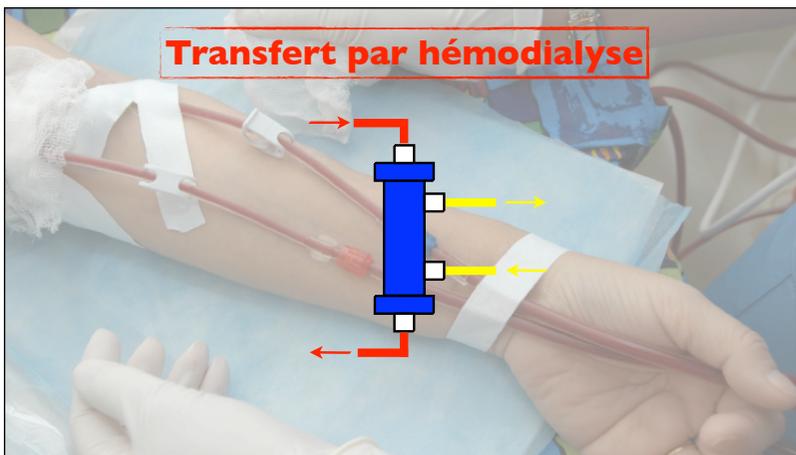
Les 4 mécanismes



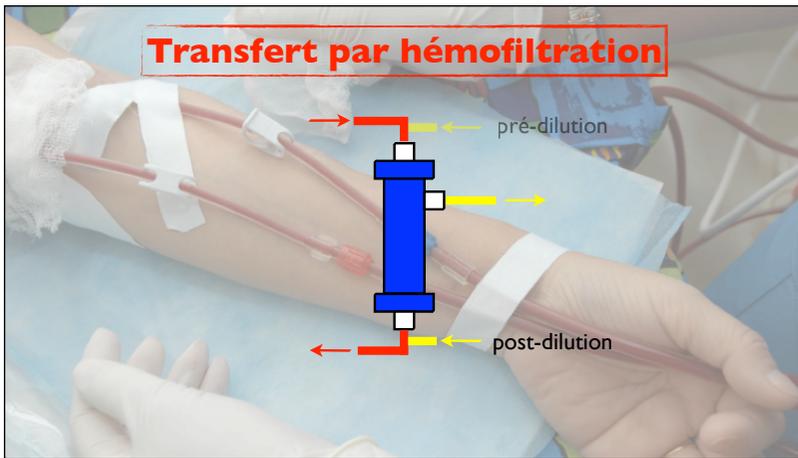
Mécanismes concourant au transfert et à l'extraction de l'eau et des solutés en hémodialyse.



L'importance relative de la diffusion et de la convection dans le transfert des solutés diffère selon le processus utilisé: hémodialyse, hémofiltration ou hémodiafiltration.

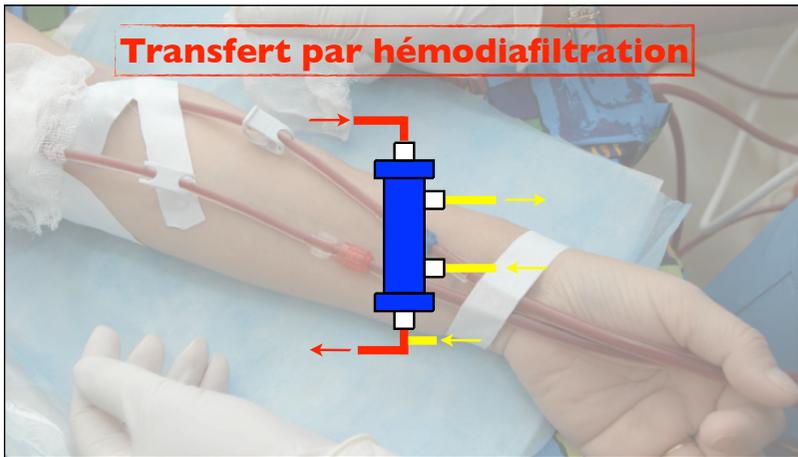


Dans l'**hémodialyse**, le transfert de la plupart des substances de déchet est diffusif, tandis que le transfert du sodium et de l'eau est principalement convectif. L'ultrafiltration est le principal mécanisme par lequel l'eau et le sodium accumulés entre deux séances de dialyse sont soustraits de l'organisme.

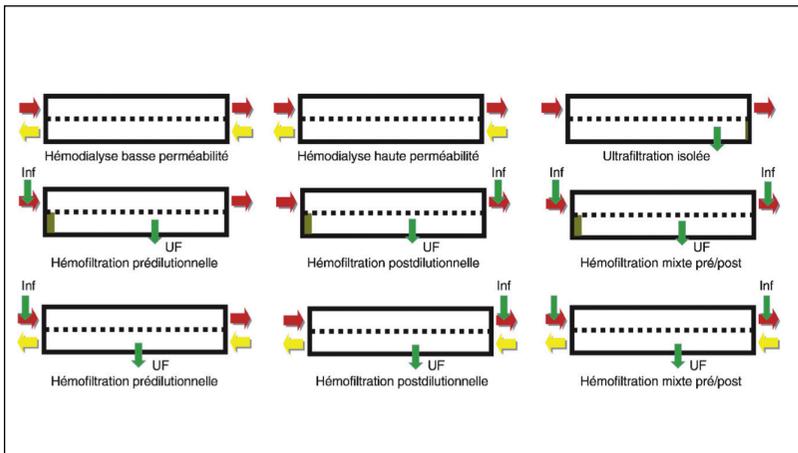


Dans l'**hémofiltration**, le transfert des solutés est purement convectif. Le taux de soustraction d'un soluté est égal au produit du débit d'ultrafiltration par sa concentration dans l'ultrafiltrat. Cette dernière est égale au produit de la concentration du soluté dans le plasma par son coefficient de tamisage.

Pour éviter une soustraction d'eau du plasma, une solution de substitution de qualité pharmaceutique, stérile et apyrogène, de composition analogue à celle du dialysat, doit être réintroduit dans le circuit sanguin à un débit de 10 à 20 litres par heure soit en amont de l'hémofiltre (mode prédilutionnel) soit, cas plus fréquent, en aval de l'hémofiltre (mode postdilutionnel), soit à la fois en amont et en aval de l'hémofiltre.



Ce mode opératoire combine les avantages de l'hémodialyse et de l'hémofiltration. En effet, le transfert des solutés par **hémodiafiltration** est à la fois diffusif, ce qui assure une soustraction efficace des substances de déchet de faible PM, et convectif, ce qui assure une extraction suffisante des solutés de PM élevé. Le liquide de réinfiltration est de qualité pharmaceutique, stérile et apyrogène. Son débit est habituellement de 5 à 10 litres par heure.



Différentes modalités d'épuration extrarénale.

Performance d'une filtre

KoA: perméabilité solutés
KUF: perméabilité hydraulique



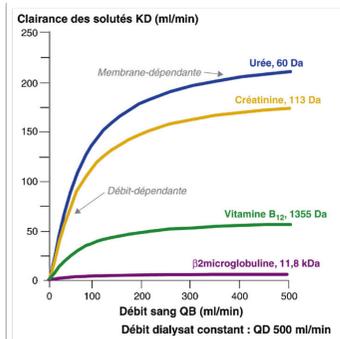
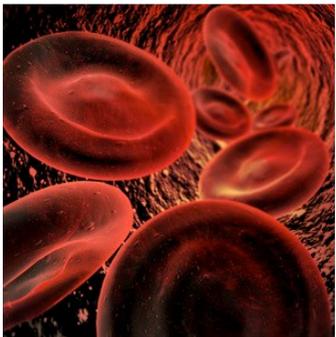
Elles traduisent sa capacité d'épuration instantanée des solutés. Le **coefficient de transfert de masse transmembranaire** (CTM) ou **KoA** (K pour clairance, o pour clairance isovolumique et A pour unité de surface) traduit la clairance maximale théorique pour un soluté et un dialyseur donné. KoA est une constante de perméabilité membranaire qui est théoriquement indépendante des conditions d'utilisation. La **perméabilité hydraulique** d'un filtre s'exprime par le **KUF**. Le KUF traduit en fait le débit d'ultrafiltration obtenu par heure et par unité de PTM, en ml/h par mmHg.

Rendement de l'hémodialyseur (HD)

débit sanguin
débit dialysat
surface d'échange efficace

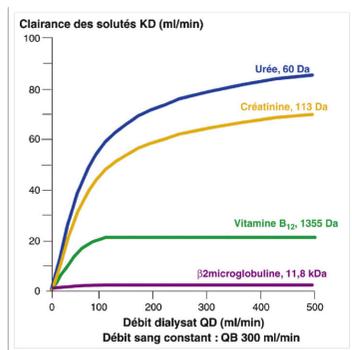
Le rendement d'un **hémodialyseur** repose sur trois facteurs essentiels: le débit sanguin, le débit de dilysat et le maintien d'une surface d'échange efficace.

Rôle du débit sanguin



La **clairance d'un soluté** est une fonction logarithmique du débit sanguin. Ce type de relation demeure valable quel que soit le PM. Pour des débit sanguin < 200 ml/min, la clairance augmente de façon linéaire avec le débit sanguin (**débit-dépendant**). Au-delà, la courbe de clairance s'infléchit progressivement pour atteindre un plateau lorsque les débits atteignent 350-400 ml/min (**membrane-dépendante**). Le volume de sang traité, équivalent à la quantité totale de sang ayant traversé le dialyseur au cours d'une séance de dialyse (litres par séance), est un indicateur simple, traduisant la bonne réalisation de la prescription

Rôle du débit dialysat



La circulation à contre-courant du sang et du dialysat assure tout au long du dialyseur un gradient de concentration constamment favorable. Pour des débits de dialysat < 300 ml/min, l'augmentation des clairances suit de façon quasiment linéaire celle du débit sanguin. Les clairances des solutés s'infléchissent ensuite progressivement pour atteindre un **plateau** au-delà de 500 ml/min de débit dialysat. Une bonne adéquation des débits sanguin et dialysat (QB/QD) est nécessaire pour optimiser la clairance des solutés.

Rôle de la surface d'échange

L'anticoagulation est nécessaire

Plus la surface est grande, plus le débit sanguin doit être élevé

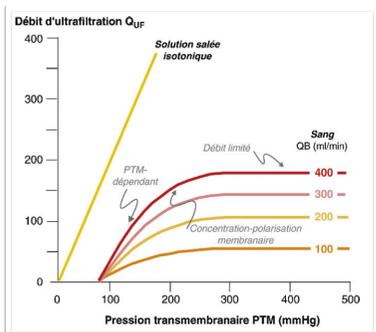
L'**anticoagulation** est nécessaire pour prévenir la thrombose partielle ou totale des fibres du dialyseur et du colmatage du dialyseur qui ampute sa surface d'échange et peut réduire ses performances.

Rendement de l'hémofiltre (HF)

pression transmembranaire
débit sanguin
modalité substitution ultrafiltrat

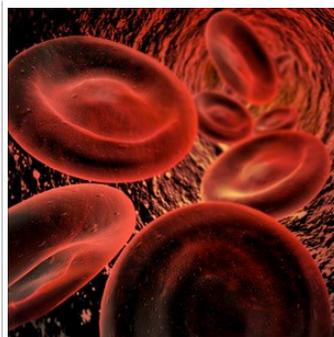
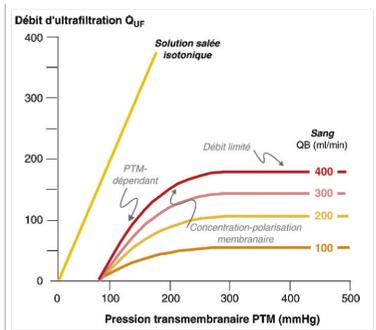
Le rendement d'un **hémofiltre** repose sur trois facteurs essentiels: la PTM, le débit sanguin et la modalité de substitution de l'ultrafiltrat.

Rôle de la PTM



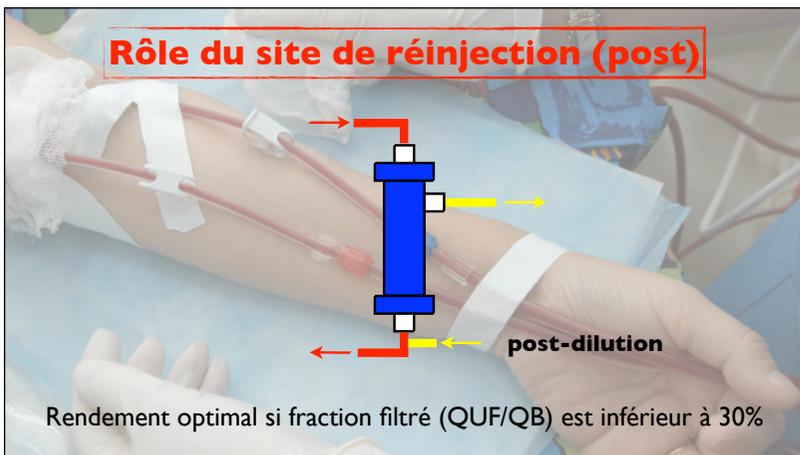
Le **débit d'ultrafiltration** est proportionnel à la PTM. L'UF d'une solution aqueuse est linéaire. A l'opposé, l'UF du sang à débit constant sous l'effet d'une PTM progressivement croissante suit une relation de type logarithmique. Il se forme une couche protéique à la surface de la membrane qui va diminuer considérablement la perméabilité hydraulique et plus modestement celle des solutés. Le débit d'UF est une fonction logarithmique de la PTM. Pour des valeurs < 300 mmHg, l'augmentation de la PTM s'accompagne d'une augmentation linéaire du débit d'UF (**pression dépendant**). Au delà de 300 mmHg, le débit d'UF s'infléchit progressivement pour atteindre un plateau. A ce stade, le débit d'UF est limité par la perméabilité de la membrane.

Rôle du débit sanguin



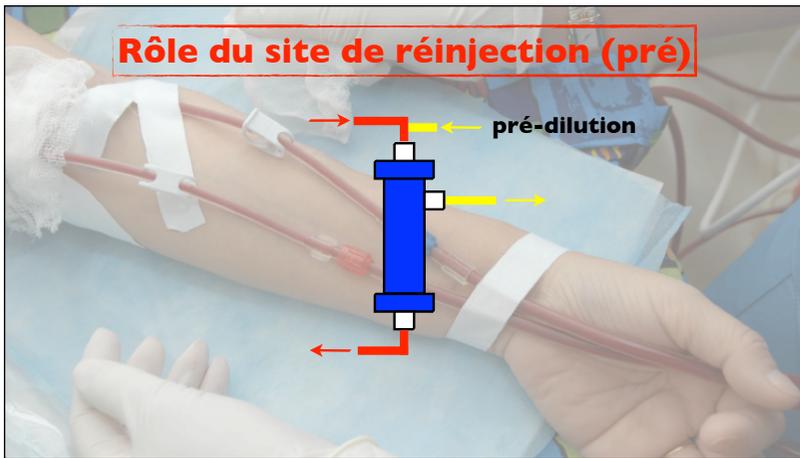
L'augmentation des **débites sanguins** (100-400 ml/min) permet d'accroître le débit d'UF moyen et de restaurer une partie de la perméabilité hydrique membranaire. Cela est dû au fait que les hauts débits sanguins majorent les forces de friction et de cisaillement tangentielle et réduisent la couche et la concentration protéique membranaire.

Rôle du site de réinjection (post)

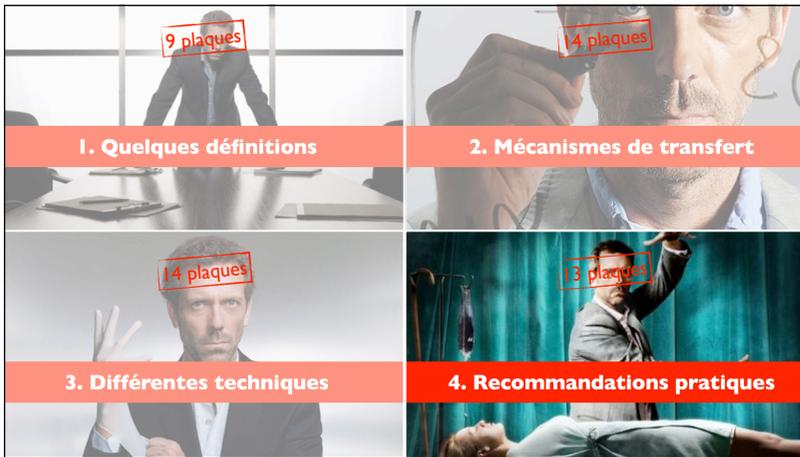


Rendement optimal si fraction filtré (Q_{UF}/Q_B) est inférieur à 30%

La réinjection de l'infusat après l'hémofiltre caractérise l'hémofiltration **postdilutionnelle**. C'est la modalité la plus efficace et qui demeure la plus utilisée en clinique.



La réinjection de l'infusat avant l'hémofiltre caractérise l'hémofiltration **pré-dilutionnelle**. L'hémodilution réalisée avant l'hémofiltre facilite l'UF (augmentation débit sanguin, diminution concentration protéique, réduction couche protéique) mais réduit la concentration des solutés soumis à l'UF.



Voici les recommandations que nous utilisons en dialyse chronique et que vous retrouvez sur <http://nephroblog.org/dialyse/bonnes-pratiques>

- I. Choix de la technique d'épuration
- II. Choix du filtre
- III. Caractéristique de la dialyse

I. Choix de la technique d'épuration

Choix de la technique (HD vs HDF) en fonction de l'âge du patient et de ses comorbidités.

La tendance ira vers le choix de l'HDF afin d'exploiter au maximum les caractéristiques des membranes hautement perméables, avec des volumes d'échanges les plus hauts possibles.

I. Choix de la technique d'épuration

PTM < 300 mmHg

Post-dilution ~ 25% du débit de sang (QS)

Pré-dilution < 60% du débit de sang, ou max. 3x post-dilution théorique

HDF haute efficacité signifie réinjection (post-dilution) de 15 à 25 litres

I. Choix de la technique d'épuration exemple

PTM < 300 mmHg

Post-dilution ~ 25% du débit de sang (QS)

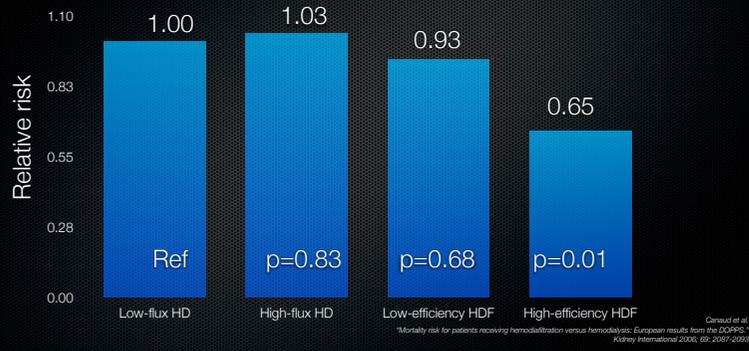
QS = 400 ml/min ⇨ 100 ml/min ⇨ 6 litre/h

Pré-dilution < 60% du débit de sang, ou max. 3x post-dilution théorique

QS = 400 ml/min ⇨ 240 ml/min ou max 300 ml/min

HDF haute efficacité signifie réinjection (post-dilution) de 15 à 25 litres

Relative risk of mortality by dialysis type



II. Choix du filtre

Surface du filtre dépendant surface corporelle du patient

Caractéristiques propres de la membrane, en particulier taille des pores et coefficient d'ultrafiltration (haut ou moyen flux = $K_{uf} > 20$ ml/min).

Avantage chez patient hypoalbuminémique; diminution incidence amyloïdose; meilleur contrôle phosphate et anémie; diminution risque cardiovasculaire et décès (?)

III. Caractéristique dialyse

Bain de dialysat

Potassium 3 mmol/l; calcium 1.5 mmol/l; bicarbonate 31 mmol/l

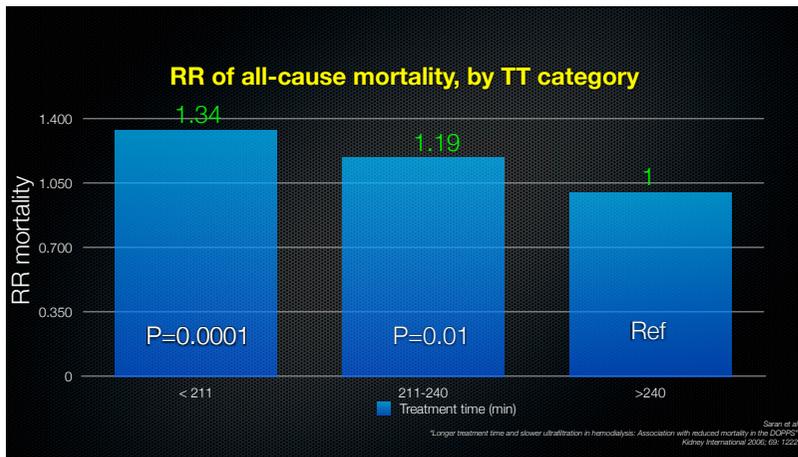
Dialyse isotonique

Profil sodique et ultrafiltration sur prescription médicale

III. Caractéristique dialyse

Durée min. dialyse

12 heures (3 x 4 h)



Dose de dialyse

Kt/V à faire une fois par mois

15 seconde après arrêt dialysat, l'ultrafiltration et la réinjection et diminuer pompe à sang à 50 ml/min

Dose minimum à atteindre est de 1.4

Profils sodiques et ultrafiltration

Moyen de diminuer hypotension perdialytique en dernier ressort quand mesures traditionnelles ont échoué

réduction prise poids interdialytique, adaptation ttt antihypertenseur, diminution température dialysat, midodrine (gutron®), L-carnitine (carnitène®)

Combiner, dans la mesure du possible, profil sodique et profil ultrafiltration

Température du dialysat

Premier élément à modifier en cas d'hypotension perdialytique.

Température entre 35° et 36°

Taux ultrafiltration

Ne devrait pas dépasser **10 ml/kg/h**

Diminution mortalité et incidence hypotensions perdialytiques

Augmenter durée de dialyse en fonction

Table 1. Key Components of the Hemodialysis Prescription.

Component	Comments
Dialyzer	
Configuration	Hollow fiber dialyzers are preferred owing to improved safety.
Membrane biomaterials	Synthetic membranes are used more frequently than cellulose membranes owing to fewer blood-membrane interactions.
Membrane permeability	High-flux membranes are constructed with larger pores, which allow greater removal of higher-molecular-weight solutes, with similar removal of lower-molecular-weight solutes as compared with low-flux membranes.
Treatment time	Usual treatment time is about 4 hours. Larger treatment times allow more fluid removal with less risk of intradialytic hypotension, and the removal of compartmentalized solutes such as phosphate is increased; nevertheless, increased dialysis time has limited effects on removal of many solutes because of decreasing plasma concentrations.
Treatment frequency	Usual frequency is 3 times per week. Increasing the frequency of dialysis to 4 times per week improves solute clearance and fluid removal; effects on clinical outcomes and quality of life are being evaluated in randomized trials.
Blood flow rate	Usual prescription is 200 to 400 ml per minute. Achievable blood flow depends on the type and quality of vascular access. Increasing blood flow increases solute removal; however, increased flow resistance will eventually limit the augmented clearance.
Dialysate flow rate	Usual rate is twice the achieved blood flow rate in order to attain near-maximal solute clearance.
Ultrafiltration rate	Should be less than 10 ml per kilogram of body weight per hour to reduce the risk of intradialytic hypotension.
Dialysate composition	
Sodium	Between 130 and 145 mmol per liter. Higher sodium concentrations decrease the risk of intradialytic hypotension but increase thirst and interdialytic weight gain.
Potassium	Generally 2 to 3 mmol per liter. Lower levels of dialysate potassium are associated with sudden cardiac death; intradialytic potassium removal is highly variable, and plasma potassium levels rebound about 30% after dialysis.
Calcium	Generally 1.25 to 1.75 mmol per liter. Only non-protein-bound calcium is removed; higher levels of dialysate calcium increase intradialytic blood pressure.
Magnesium	Generally 0.5 mmol per liter. The optimal level of magnesium is unresolved, and magnesium flux is difficult to predict.
Alkaline buffers	Commonly 30 to 40 mmol per liter. Predominantly bicarbonate with a small amount of acetate; bicarbonate concentration can be adjusted to correct metabolic acidosis.
Chloride	Defined by prescribed cations and alkaline buffers in dialysate.
Glucose	Commonly 100 to 200 mg per deciliter. Higher levels of glucose promote hypertriglyceridemia.
Intradialytic medications	Erythropoietin, iron, vitamin D analogues, antibiotics.
Anticoagulation	Heparin or other agents.

Ne pas oublier...

**“ Guidelines are for the population,
while the doctor is for the patient ”**

“ One size cannot fit all ”

«Les recommandations sont faites pour les population, alors que le docteur (l'équipe médicale) est pour le patient.»

«Une taille ne peut aller à tout le monde.»

Pour faire ce cours

L'hémodialyse de suppléance. N.K. Man, M.Touam & P.Jungers chez Médecine-Sciences Flammarion. **Chapitre 2: Principes physico-chimiques de l'hémodialyse**

Principes et modalités d'application de l'hémodialyse au traitement de l'insuffisance chronique. B. Canaud Néphrologie & Thérapeutique 2009; 5: 218

<http://nephrohus.org> Principes physico-chimiques de l'hémodialyse

<http://nephroblog.org/dialyse/bonnes-pratiques> Bonnes pratiques d'hémodialyse

Retrouvez cette présentation sur

<http://nephroblog.org>



Dr Vincent Bourquin – service de néphrologie – <http://nephrohug.com>

<http://nephroblog.org>