

Cours pour le
"Diplôme Universitaire des Techniques
d'Epuration Extra-Rénale"
Université de Strasbourg
Année Universitaire 2019/2020

Poids sec et contrôle de la volémie en dialyse

Docteur Bruno PERRONE
Néphrologue
Saintes – Charente Maritime

1. La mesure en-ligne de l'hémoconcentration

- calcul du volume sanguin relatif (VSR)
- calcul de la recharge plasmatique

2. La filtration en dialyse

- calcul de l'UF totale (PPT)
- les limites de la pesée

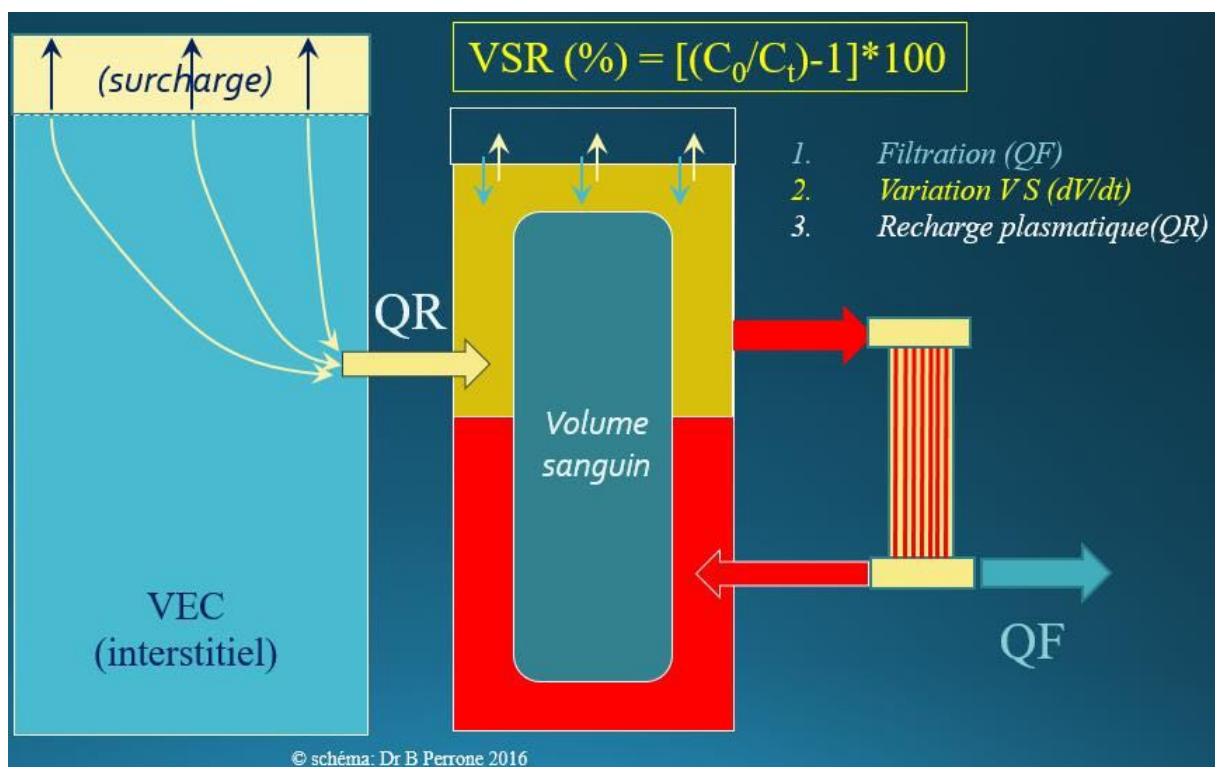
3. Les systèmes de rétrocontrôle

- principes généraux
- prescriptions de base
- gestion du poids sec
- perspectives

La mesure en-ligne de l'hémoconcentration

Calcul du volume sanguin relatif (VSR)

Pendant la séance de dialyse, la filtration (QF) réduit le volume d'eau plasmatique et entraîne une hémoconcentration ; il s'ensuit un mouvement d'eau depuis le secteur interstitiel (où est essentiellement stockée la surcharge hydrosodée accumulée entre deux séances de dialyse) vers le secteur vasculaire : c'est la recharge plasmatique (QR)



On peut dès lors poser trois questions :

1. Peut-on mesurer l'hémoconcentration en temps réel ?
2. Peut-on, à partir des données mesurées, calculer la variation relative du volume sanguin (VSR)?
3. Peut-on calculer le débit de recharge plasmatique (QR) ?

Le premier à avoir mesuré l'hémoconcentration en temps réel est un Néphrologue Autrichien : Helmut Poggitsch, qui a publié les premières mesures de densité sanguine en 1977

(Densitomètre PAAR DMA)

Relationships between hemodynamic and blood volume regulation during hemodialysis and hemofiltration

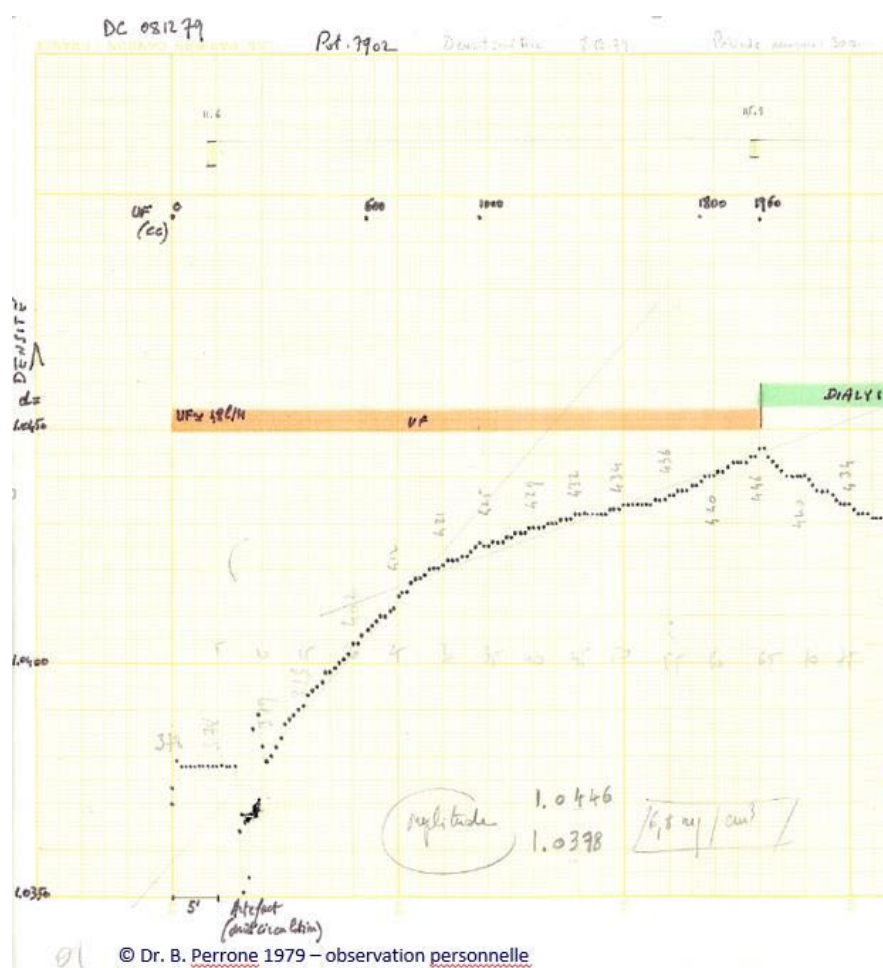
H. Pogglitsch, J Waller, H Holzer, Th Kenner, H Leopold, H Hinghofer-Szalkay

Opuscula Medico-Technica Lundensia XVIII, 1977, 56-65

Pogglitsch souligne, dans son article, l'utilité de la mesure continue de la densité en cours de dialyse pour observer les transferts hydriques entre secteur interstitiel et vasculaire

« *There is a high correlation between blood volume and blood density. Changes of the blood volume by fluid shifts between the interstice and the blood can therefore be accurately followed up by continuous measuring of blood density* ».

Voici un exemple de courbe de densité sanguine observée au cours d'une séance de dialyse :



Séance de dialyse de type Bergström (dialyse séquentielle avec UF seule suivie du branchement du dialysat) : la densité croît au cours de la phase d'UF seule [le Volume Sanguin diminue], mais le QR infléchit la courbe de densité vers le bas ; après l'arrêt de l'UF, la courbe de densité est décroissante : on visualise ainsi la recharge plasmatique qui se poursuit après l'arrêt de la filtration [le Volume Sanguin augmente] – Matériel : Densitomètre PAAR DMA 45

Le densitomètre n'était pas utilisable en routine pour mesurer l'hémoconcentration ; l'Industrie a donc développé pour une utilisation en pratique quotidienne, des senseurs optiques ou ultrasoniques pour le « monitoring » du volume sanguin en pratique quotidienne.

Il est important de considérer que tous les systèmes dits de « monitoring du volume sanguin » mesurent l'hémoconcentration et non le volume sanguin. Les valeurs de variation du volume sanguin sont seulement le résultat de calculs. On pourrait dire que cela revient au même, sauf que les valeurs de variation de l'hémoconcentration sont fiables, alors que la connaissance de quel est le volume dans lequel l'hémoconcentration est mesurée est incertaine ; ce n'est certainement pas le volume sanguin total, dont l'architecture est trop complexe.

Deux publications sont essentielles pour comprendre le « monitoring du volume sanguin » et le calcul du volume sanguin relatif (VSR)

1. Measurement of relative blood volume changes during hemodialysis: merits and limitations

***Judith J. Dasselaaar, Roel M. Huisman, Paul E. de Jong
and Casper F. M. Franssen
NDT 2005 20: 2043-2049***

Le calcul du ΔVS (VSR) est très simple :

$$\Delta VS(\%) = [(C_0/C_t) - 1] \times 100$$

La difficulté réside plutôt dans les conditions pour lesquelles l'hémoconcentration mesurée au niveau du senseur reflète bien la réduction du volume sanguin : il faut pour cela que deux conditions soient réunies

1. La quantité totale des éléments figurés du sang doit être constante (ce n'est pas le cas, par exemple, si on fait une transfusion pendant la dialyse)
2. Il faut qu'il y ait un mélange homogène des éléments figurés dans l'espace vasculaire (ce n'est certainement pas le cas dans l'espace sanguin total)

« The actual RBV change is calculated by means of the formula:

$$\text{RBV change (\%)} = [(C_0/C_t) - 1] \times 100$$

in which C_0 and C_t represent the concentration of the blood constituent at the start of HD and at a certain moment during HD, respectively.

Concentration changes of blood constituents can only accurately reflect changes in blood volume if both of the following assumptions are correct.

First, the total amount of the constituent in the circulation must be constant.

Secondly, there must be uniform mixing of the blood constituent throughout the vascular space or—if mixing is not uniform—the relative distribution of the blood constituent over the different vascular beds should not change during the dialysis procedure.

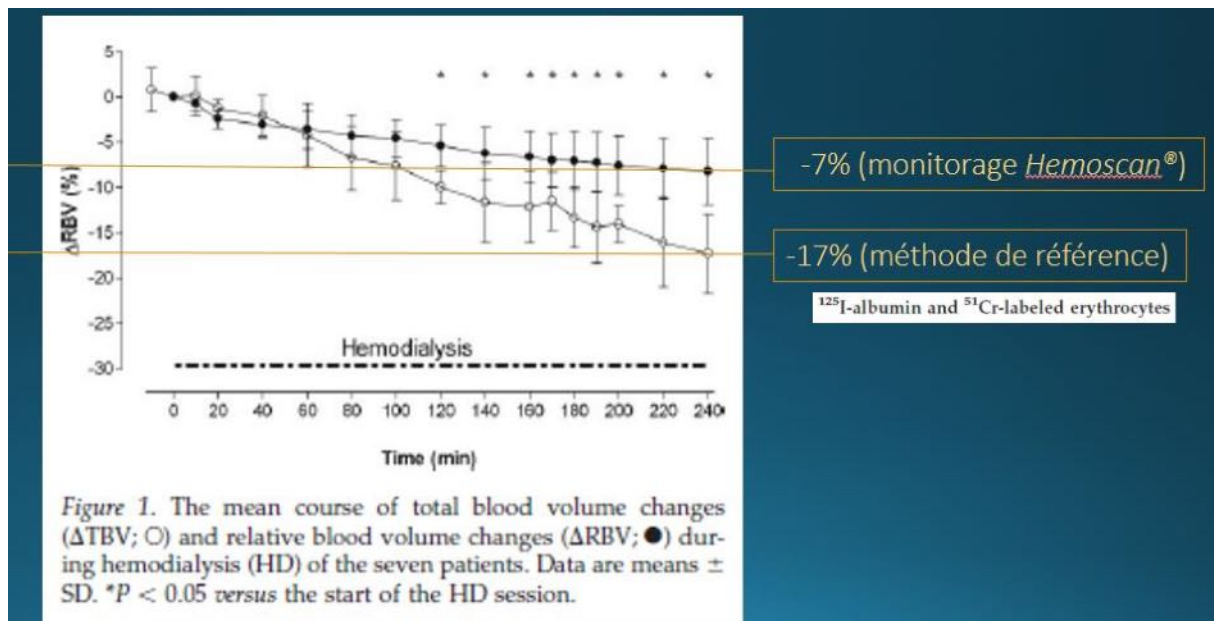
As will be discussed later, these prerequisites are not always met during HD. »

Mais quel espace vasculaire le système de monitoring « regarde-t-il » ?

La publication suivante, de J Dasselhaar et al. nous met sur la voie pour répondre à cette question.

2. Relative Blood Volume Changes Underestimate Total Blood Volume Changes during hemodialysis

**Judith J. Dasselhaar, Marjolijn N. Lub-de Hooge, Jan Pruim,
Hugo Nijhuis, Anneke Wiersum, Paul E. de Jong,
Roel M. Huisman and Casper F.M. Franssen
Clin J Am Soc Nephrol 2: 669-674, 2007**

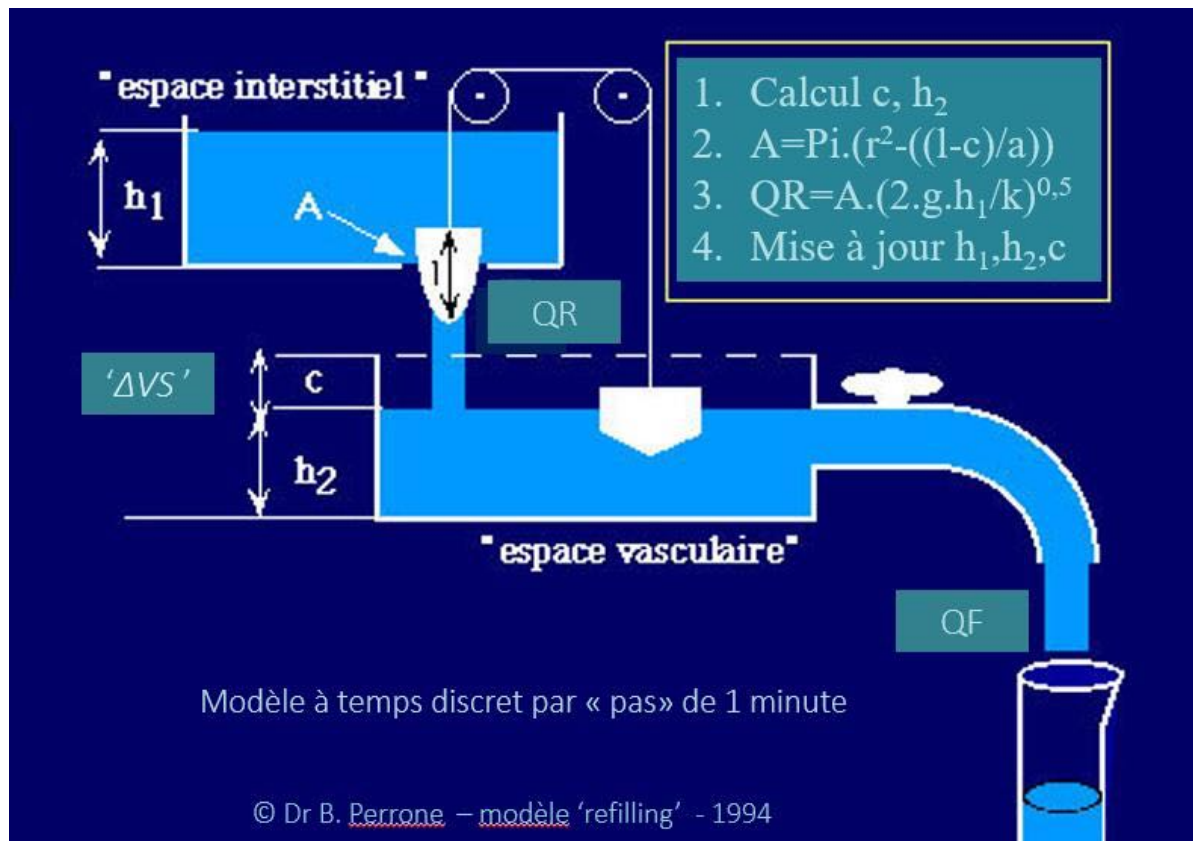


J. Dasselaar et al. – Clin J Am Soc Nephrol 2 : 669-674, 2007.

La thèse de J Dasselaar est que les systèmes de monitoring sous-estiment la variation du volume sanguin : elle montre que, en moyenne, la mesure par méthode isotopique (méthode de référence) donne une variation de VS de -17% alors que la mesure par système de mesure embarqué (Hemoscan®) donne -7%

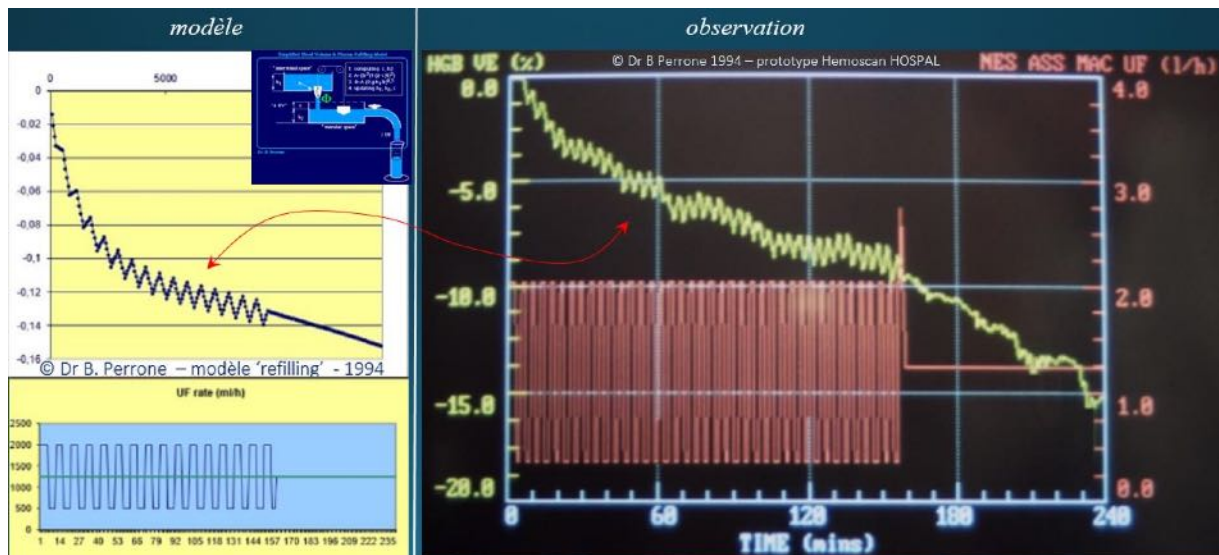
Si l'on observe les courbes des valeurs mesurées en fonction du temps, on remarque facilement que les valeurs mesurées par les deux méthodes ne présentent pas un écart constant : les courbes sont les mêmes pour les deux méthodes, au cours de la première heure, et elles divergent ensuite jusqu'à la fin de la séance.

La bonne question n'est pas : « pourquoi est-ce que les deux mesures du volume sanguin donnent des résultats différents ? », mais plutôt : « les deux mesures n'explorent-elles pas deux espaces sanguins différents ? »



Dans le modèle mécanique ci-dessus, extrêmement simplifié, le bac inférieur représente le secteur sanguin, le bac supérieur représente le secteur interstitiel, la baisse de niveau 'c' dans le bac inférieur représente l'hémoconcentration ; quand 'c' augmente (le niveau dans le bac baisse), la bonde parabolique se soulève et la 'recharge plasmatique' (QR) se fait selon la pression hydrostatique et selon la surface libérée par le soulèvement de la bonde.

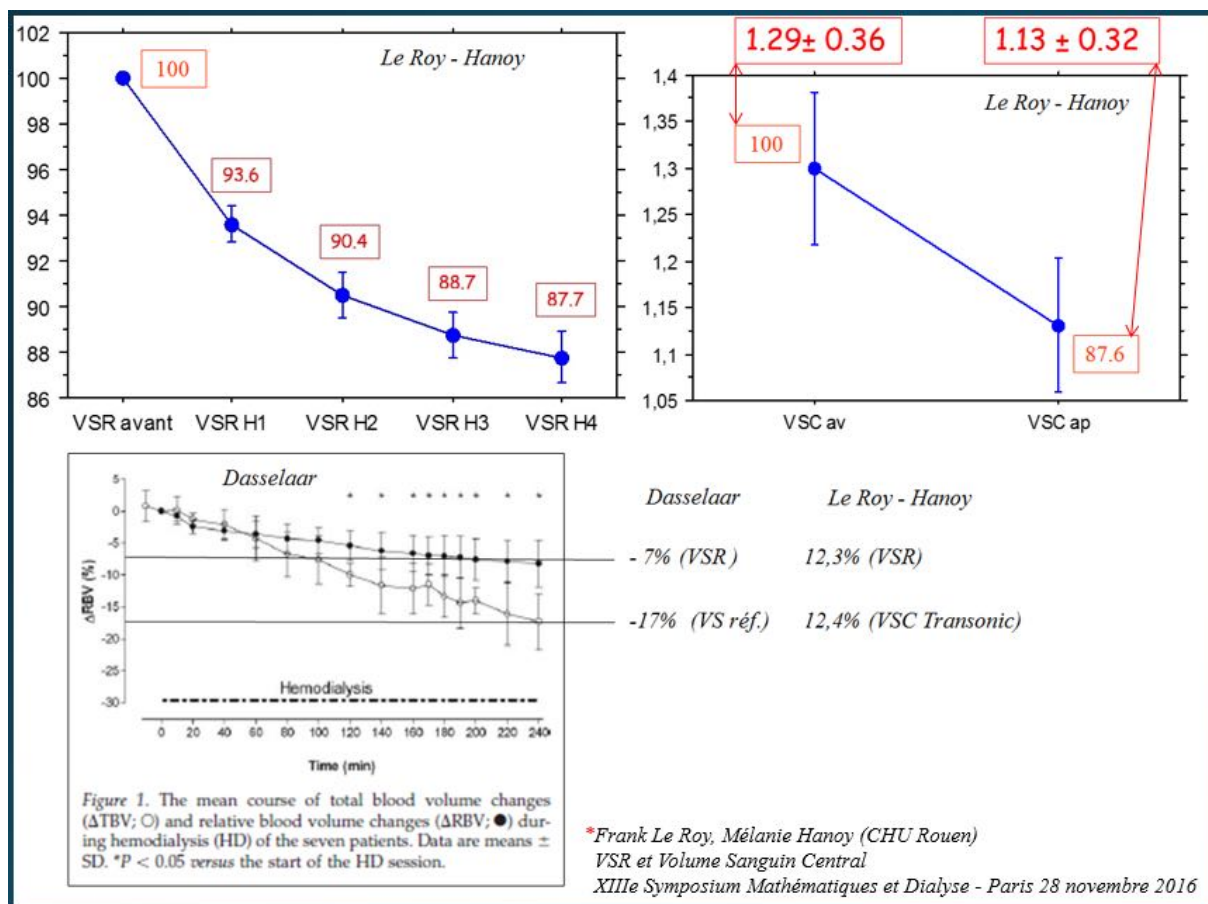
Si on simule une UF périodique à « pics et vallées », la courbe du niveau du bac inférieur est en dents de scie : pente négative lors des 'pics' et positive lors des 'vallées' d'UF.



Il est intéressant (et troublant au premier abord) d'observer au cours d'une séance de dialyse, la même réactivité de la courbe de VSR que celle donnée par le modèle, comme le montre l'image ci-dessus (Prototype Hemoscan 1994). Nous devons dès lors accepter le fait qu'il est peu probable que l'espace que « regarde » le système de mesure soit le volume sanguin total, qui se distribue en microcirculation et macrocirculation, et dans lequel il est vraiment peu probable que le « cahier des charges » énoncé dans l'article de J J Dasselaaar - *there must be uniform mixing of the blood constituent throughout the vascular space* – soit respecté .

Il s'agit très probablement d'un espace de structure beaucoup plus simple (logiquement, celui auquel « accède » la circulation extracorporelle des séances de dialyse) : il s'agit probablement du Volume Sanguin Central.

Cette hypothèse semble confirmée par l'étude de F. Le Roy et M. Hanoy qui ont comparé la variation relative du volume sanguin donnée par le système de monitoring (BVM[®]) et celle donnée par les mesures du Volume sanguin central (Transonic[®]): la même variation a été observée, à la fin de la séance, entre VSR (-12.3%) et Volume Sanguin Central (-12.4%)



Blood Volume Monitoring systems : what are we measuring ?

Frank LE ROY, Mélanie HANOY, Bruno PERRONE

54th ERA-EDTA Congress, Madrid 2017

Calcul de la recharge plasmatique (QR)

La variation du volume sanguin est la résultante du débit de filtration et du débit de recharge plasmatique

Importance of the plasma refilling rate in the genesis of hypovolaemic hypotension during regular dialysis and controlled sequential ultrafiltration-haemodialysis

J J Rouby, J Rottembourg, J P Durande, J Y Basset, M Legrain

Proc. EDTA 1978, vol15 239_244.

« Ultrafiltration during haemodialysis induces hypovolaemia. Any change in the plasma osmotic and oncotic pressure will provoke water shifts between the interstitial and intracellular compartments and the plasma space. For a given value of ultrafiltration (UF), the plasma refilling rate (PRR) determines the degree of hypovolaemia. »

Cette publication date de quarante ans !
Elle établit l'essentiel :

- les transferts de fluide à partir du secteur interstitiel sont liés essentiellement à l'hémoconcentration [et certainement aussi à la variation de pression oncotique au niveau de la microcirculation]
- pour une UF donnée (QF), c'est le débit de recharge plasmatique (QR) qui « fabrique » la variation du Volume Sanguin (dV/dt).

Nous pouvons donc écrire :

$$dV/dt = QR - QF$$

Les Auteurs expriment l'idée que les transferts de fluide vers l'espace vasculaire peuvent se faire depuis les espaces hydriques interstitiel et cellulaire. Il est plus raisonnable de considérer que les transferts à partir de l'espace intracellulaire sont à la marge, et liés aux variations d'osmolarité efficace : essentiellement le sodium (et non l'urée qui est osmotiquement neutre vu sa diffusion très rapide dans tous les compartiments hydriques).

Plasma volume recovery after ultrafiltration in patients with chronic renal failure

H A. Koomans, A B. Geers, and E J. Dorhout Mees
Kidney International, Vol. 26 (1984), pp. 848—854

Il y a près de trente-cinq ans, les Auteurs ont montré qu'il y a une corrélation significative entre état d'hydratation (augmentation du volume de l'espace interstitiel) et VSR.

« Plasma volume recovery after ultrafiltration in patients with chronic renal failure. We studied the effect of standardized ultrafiltration (UF, 2 liters in 60 mm) on plasma volume (PV. '311-albumin space) and its recovery, with special reference to the tissue hydration before UF.

Twenty-one UF sessions were performed in 15 patients with endstage

renal failure. The PV reduction, which varied considerably, was maximal at the end of UF (range, -0.7 to -21.9%); after that PV recovered reaching a plateau in the second hour after UF. **A highly significant negative correlation was found between the interstitial fluid volume (IVF, calculated from $82Br$ space-PV) and the PV reduction at this stage ($r = -0.89$, $P < 0.0001$).** Despite avoidance of major changes in total extracellular fluid in the next 24 hr, a further restoration of PV took place which was partial in subjects with normal tissue hydration, but complete or even excessive in grossly overfilled subjects. This PV repletion was accompanied by an increase in the intravascular mass of albumin ($P < 0.02$). The negative correlation between initial IFV and PV change persisted after 24 hr ($r -0.83$, $P < 0.0005$).

Our findings indicate that the tissue hydration state has a strong influence on changes in PV during fluid removal and the subsequent repletion of PV. »

Le résultat essentiel de ce travail est d'avoir montré que le VSR à la fin de la période de filtration (variation en valeur absolue) est d'autant moins important que la charge hydrique est grande (que le volume interstitiel est grand). De même, la remontée du volume plasmatique (du fait de la recharge qui persiste après la fin de la période de filtration) est plus importante lorsque le volume interstitiel est plus en surcharge. En d'autres termes : le volume plasmatique « descend » d'autant moins à la fin de la période de filtration que la surcharge hydrosodée (inflation du volume interstitiel) est importante.

Interstitial correction of blood volume decrease during hemodialysis
P M Kouw, P M J M De Vries and P L Oe
IJA O 1989 (12) 10 626-631

Une remarque importante tout d'abord : dans la section 'Méthodes' les Auteurs disent « *the target post-dialysis weight was the patient's dry weight* » sans décrire la manière dont a été déterminé ce poids sec. C'est la caractéristique de la plupart (sinon de toutes) les publications dans ce domaine : on veut parler de VSR sans être certain que le poids sec des patients est correctement et rationnellement déterminé. Or nous savons que la valeur du poids de base écrite dans le cahier de dialyse ne coïncide pas forcément avec le vrai poids sec du malade.

En dehors de cela, les points importants de cet article sont :

- L'acétate des bains de dialyse est un facteur d'hypotension « *The correlation between acetate concentration and blood pressure decrease in the whole group was significant . Acetate also interferes with capillary pressure distribution. This mechanism might in turn lead to prevention in refilling by raising hydrostatic capillary pressure* ».

- Il existe probablement un transfert maximum de recharge plasmatique :
«*Assuming that each capillary has its own capacity to admit fluid shifted across the basement membrane, one can imagine refill to be limited to a certain extent* ».
Ce maximum semble se situer, dans leur expérience, à des taux d'UF élevés : plus de 0.4 ml/min/Kg dans cette étude (soit plus de 5,750 Kg de PPT pour un patient de 60 Kg et une durée de séance de 4 heures).
- La variation de volémie (VSR) est en raison inverse du taux d'UF
- L'UF isolée n'a pas entraîné d'hypotension [*ce fait a déjà été rapporté par Jonas Bergström, et on sait aujourd'hui que cela est lié principalement à la température plus basse de la CEC de dialyse*]
- Quasiment tout le transfert de fluide vers le plasma provient du secteur interstitiel ; seules les concentrations élevées de sodium du dialysat ont donné lieu à un transfert d'eau intracellulaire

Effects of Ultrafiltration on Body Fluid Volumes and transcapillary Colloid Osmotic Gradient in Hemodialysis Patients

P Fauchald

Contributions to Nephrology 1989 (74) 170-175

L'originalité de ce travail est d'avoir comparé des séances d'UF isolée dans trois catégories de patients : dialysés chroniques, insuffisance rénale avec syndrome néphrotique, insuffisance cardiaque ; le plus mauvais QR ayant été observé chez les malades en insuffisance cardiaque.

On y retrouve exposées des notions maintenant classiques :

- L'ultrafiltration entraîne un transfert continu de fluide entre le secteur interstitiel et le secteur vasculaire, et le principal moteur qui tire du fluide vers le compartiment vasculaire est l'augmentation de la pression oncotique [c'est vrai au niveau du réseau capillaire, mais on peut considérer que c'est l'hémoconcentration qui est le moteur du QR au niveau du volume sanguin total, ou plus précisément du volume sanguin central]
- Pendant l'ultrafiltration, le degré de réduction de la volémie (VSR) est déterminé par la différence entre QF et QR

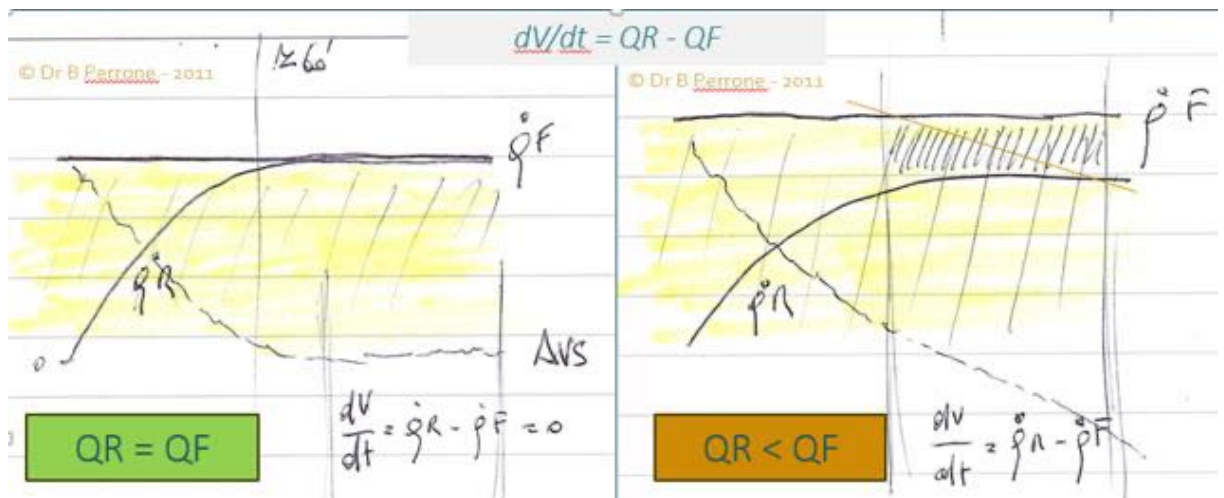
$$(dV/dt=QR-QF)$$

- QR est bas au début de la séance, jusqu'à ce que la réduction du volume plasmatique entraîne une augmentation suffisante de la pression oncotique pour aboutir (au bout de 60 à 120 minutes dans cette étude) à un état

stable de QR.

- Les dialysés chroniques étaient en inflation hydrique avant dialyse, non seulement en ce qui concerne le volume interstitiel, mais aussi en ce qui concerne le volume plasmatique, et l'hyperhydratation interstitielle était inversement corrélée au VSR (valeur absolue de la variation)

Nous savons donc maintenant que l'aspect de la courbe de Volume Sanguin (VSR) peut, en principe, nous renseigner sur le comportement de QR, autrement dit : on sait si QR équilibre QF (courbe de VSR en plateau) ou s'il ne l'équilibre pas (courbe de VSR en pente négative)



Ceci est bien entendu une vue théorique : la réalité est forcément moins schématique et plus subtile, comme cela apparaît à la lecture de l'article de D Schneditz (réf. ci-après)

Les tentatives de détermination d'un coefficient de perméabilité entre secteurs interstitiel et vasculaire font l'objet des quatre publications suivantes :

Nature and rate of vascular refilling during hemodialysis and ultrafiltration

D Schneditz, J Roob, M Oswald, H Poggitsch, M Moser, T Kenner, and U Binswanger

Kidney International, Vol. 42 (1992), PP. 1425—1433

Sur le plan général, Schneditz reprend le 'scénario' classique de la recharge plasmatique :

« Hemodialysis generally includes ultrafiltration in order to remove accumulated body water from the patient. After removal of fluid from the circulating blood volume by ultrafiltration, refilling occurs from the extravascular compartment ».

Il insiste à juste titre sur le fait que les hypotensions en dialyse, sont certes clairement liées à l'hypovolémie, mais dépendent aussi de la qualité des phénomènes de compensation cardiovasculaire

« This together with other compensatory mechanisms such as decreasing venous capacitance, increasing cardiac contractility and rate, and increasing vascular resistance, helps to preserve blood pressure and tissue perfusion. However, inadequate refilling will lead to hypovolemia which is suspected to be a major cause for hemodialysis related hypotension. »

Il évoque les multiples facteurs qui affectent le QR

« Vascular refilling depends on treatment modes such as ultrafiltration rates and on patient parameters such as body size, fluid overload, plasma volume, regional blood flow distribution, plasma protein concentration and transcapillary pressure gradients. »

parmi lesquels nous pouvons remarquer la distribution du flux sanguin régional, ce qui ouvre une autre question : celle de la distribution de QR entre micro- et macrocirculation.

Il faut distinguer dans cette publication, les données mesurées

- Hématocrite (centrifugation)
- Protidémie (Biuret)
- Densité plasmatique (Densitomètre PAAR DMA-602 MW)
- Densité sanguine (mesure en-ligne par Moniteur à Ultrasons A.PAAR KG)

et les données calculées (toutes les autres), en particulier le « coefficient de filtration » : coefficient de perméabilité à travers l'interface interstice-sang, qui est donné à 5.6 ml/(min.mmHg de pression oncotique/50Kg masse maigre)

Ce coefficient de filtration est une moyenne,

« According to Starling's hypothesis, fluid shifts between the capillaries and the interstitium are determined by the sum of colloid-osmotic and hydrostatic pressure gradients and by the filtration coefficient of the capillary wall. These properties are not the same throughout the microvascular system, and the filtration coefficient varies considerably from one tissue to the other. The whole body filtration coefficient represents a mean value of the filtration coefficients of all segments of the microvasculature, each segment weighted for its fraction in capillary surface area. A change in blood flow distribution to different sections of the microvasculature will therefore influence the whole body filtration coefficient. »

il varie en fonction des changements de la distribution du flux sanguin dans la

microcirculation.

Il n'y a malheureusement pas de moyen actuellement pour définir, pour autant que cela existe, un coefficient de filtration (et donc un QR) propre à chaque malade. Mais Schneditz retrouve un fait très important : le coefficient de filtration est augmenté dans les états d'hyperhydratation et le VSR (valeur absolue de la variation) décroît exponentiellement selon l'augmentation de la surcharge hydrique.

Characterization of 'refilling types' by continuous blood volume monitoring during hemodialysis

***A Röckel, S Abdelhamid, P Fiegel, M Menth, D Walb and D Schneditz
Kidney International 1993 (43) suppl 41 S67-S69***

Publication assez peu contributive sur le plan pratique, mais qui confirme les éléments suivants :

- Le poids sec est seulement un paramètre présumé (sur la base des chiffres tensionnels et de la présence ou non de dyspnée ou d'oedèmes)
- Il y a une corrélation négative entre VSR (valeur absolue de la variation) et coefficient de filtration

Par ailleurs, les Auteurs suggèrent, pour la survenue d'épisodes hypotensifs, un seuil de Δ -densité (sans fournir de correspondance avec le VSR) et un seuil de Coefficient de filtration: pas d'hypotension pour une variation de densité $<3.2\%$ et un coefficient de filtration >8 ml/min/mmHg de pression oncotique ; hypotension pour une variation de densité $>6\%$ et un coefficient de filtration <4 ml/min/mmHg de pression oncotique

An Index of Plasma Refilling in Hemodialysis Patients

***K Tabei, H Nagashima, O Imura, T Sakurai, Y Asano
Nephron 1996 74 266-274***

Publication particulièrement difficile à lire et à comprendre en raison de la complexité de la notation des relations mathématiques.

Les Auteurs proposent une méthode de calcul d'un index de recharge plasmatique K_r ; mais c'est un calcul a posteriori sur l'observation de séances de dialyse, et rien ne dit que l'index de recharge plasmatique ainsi calculé est une caractéristique constante du patient observé ni qu'on puisse utiliser ce résultat pour déterminer le QR (et donc l'UF maximale tolérée) a priori
La publication de K Tabei, remarquable sur le plan scientifique, n'apparaît pas

contributive sur le plan de la gestion quotidienne des séances de dialyse.

Kinetics of Plasma Refilling During Hemodialysis Sessions with Different Initial Fluid Status

***M Pietribiasi, K Kaczarski, Magda Galach, Joanna Stachowska-Pietka, D Schneditz, B Lindholm and J Wniewski
ASAIO 2015 (61) 3 350-356***

Cette publication permet de comprendre qu'on ne parle absolument pas de la même chose quand on parle de QR et de Coefficient de remplissage (Kr)

Kr n'est qu'un index de perméabilité capillaire

« Kr is expressed as the ratio of plasma refilling rate (RF) to the increase in plasma oncotic pressure $P_c(t)$ over the initial oncotic pressure $P_c(0)$

$$Kr = RF / (P_c(t) - P_c(0)) \text{ »}$$

alors que le QR est le débit de transfert de fluide entre secteur interstitiel et secteur vasculaire.

L'étude porte sur 9 patients chez qui on a effectué deux séances de dialyse : une séance 'courte' de 3h30 après un intervalle dialytique de 44 heures, et une séance 'longue' de 4h30 après un intervalle interdialytique de 64 heures, de telle sorte que le taux d'UF (QF) était sensiblement le même au cours des deux séances, alors que logiquement la surcharge hydrique était plus grande au début de la séance 'longue' (et donc après l'intervalle interdialytique le plus long)

« each patient underwent two sessions of different duration:

1) SH of 3.5 h, and

2) LH of 4.5 h. The predialytic interval was 44 h for SH and 68 h for LH

As expected from the design of the study, initial body mass and TBW volume were higher before LH sessions than before SH sessions. Ultrafiltration volume (but not UF rate), body mass drop, TBW drop, and extracellular volume drop (but not intracellular water drop) during the session were also higher after LH sessions than after SH sessions. »

Les Auteurs n'ont pas retrouvé de différence significative de Kr entre les séances SH et LH, et concluent que Kr est indépendant du degré de surcharge hydrique (mais curieusement, ils n'ont pas regardé si la variation de pression oncotique du plasma était liée au degré de surcharge hydrique).

« The refilling coefficient Kr was found, for both sessions, to decrease

exponentially like toward a value reached at the end of the evaluation interval of 137 ± 56 ml/mm Hg/h for SH and 151 ± 74 ml/mm Hg/h for LH (NS : $p = 0.45$) ».

Mais le volume de remplissage plasmatique était meilleur, comme on pouvait s'y attendre, lorsque la surcharge hydrique était plus importante (séances 'LH')

« The volume of refilled fluid was higher by 0.75 l for LH compared with SH sessions :

Refilled/filtrated SH 0.74 ± 0.09 - LH 0.81 ± 0.04 »

Une publication récente semble contredire l'existence de cette corrélation négative, qui semble toutefois jusqu'ici bien documentée :

Time to Reconsider the Role of Relative Blood Volume Monitoring for Fluids Management in Hemodialysis

D.F. Keane, P. Baxter, E. Lindley, L. Rhodes, S. Pavitt

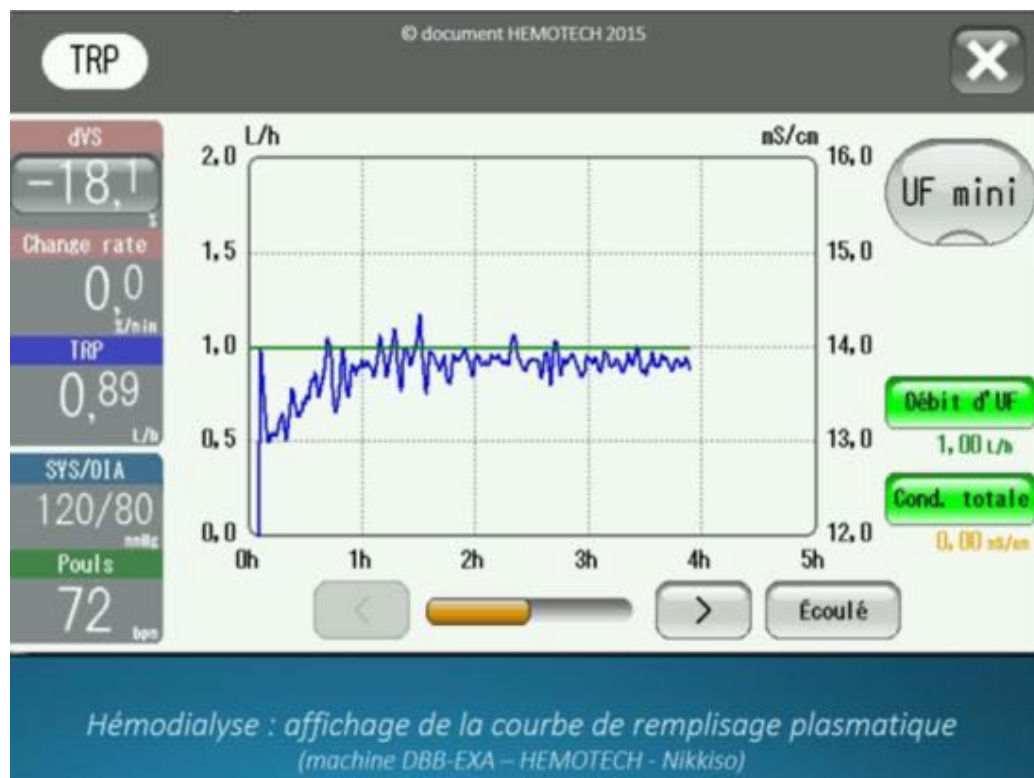
ASAIO Journal 2018 812-818

« these data call into question the assumption that patients with a flat line RBV are fluid overloaded and require a reduction in target weight... there is a need for further observational studies that use objective and reproducible classifications in the management of RBV. »»

Le problème de la stabilité de QR pendant la séance :

Le point commun des publications qui traitent du QR est que la recharge y est considérée globalement, par séance ou fraction de séance, alors qu'en pratique courante on aurait surtout besoin d'avoir un affichage continu de données en temps réel de manière à détecter des modifications significatives du QR à n'importe quel moment de la séance de dialyse. Une alarme de « QR inapproprié » serait probablement utile.

Un constructeur propose déjà cet affichage :



L'observation d'une chute du QR en cours de séance, comme cela apparaît sur la figure ci-après, est un événement qui doit faire suspecter un déséquilibre significatif entre QF et QR, et annoncer la survenue d'un événement hypotensif.



comme cela a été décrit dans cette publication :

Continuous haematocrit monitoring during intradialytic hypotension: precipitous decline in plasma refill rates - K L. Schroeder, J E. Sallustio and E A. Ross
Nephrol Dial Transplant (2004) 19: 652–656

Les Auteurs montrent l'association entre chute du QR et survenue d'un épisode hypotensif. Ils concluent logiquement à l'importance de calculer le QR pendant la séance de dialyse comme méthode de détection d'un risque élevé d'hypotension

« Prior to IDH the PRR was 1360 ± 550 ml/h; which was less than the UFR of 1471 ± 602 ml/h and was associated with a 4.4% rise in haematocrit. However, during IDH the PRR was dramatically lower ($P < 0.001$): only 242 ± 151 ml/h. The PRR was not correlated ($P > 0.05$) with the absolute, per cent change or rate of rise in haematocrit, UFR, ultrafiltration goal or heart rate... On-line haematocrit monitoring allows for the calculation of plasma volume changes, UFR and PRR, and the mismatch in those rates helps explain the physiology of hypotension episodes. The precipitous fall in PRR during sudden IDH supports activation of the cardiodepressor Bezold-Jarisch reflex. As both the UFR and PRR variables can change during a single dialysis session, this supports the use of devices with automated continuous adjustments of the UFR and suggests additional profiling methodologies.

Résumé 1

- A. La filtration (UF) au cours de la séance de dialyse induit une hémococoncentration qui est l'effet net entre débit d'UF et débit de recharge du secteur plasmatique
- B. En 1976 est apparue la possibilité de mesurer en temps réel l'hémococoncentration (C) tout au long des séances de dialyse. Depuis 1993 des machines de dialyse ont été équipées de systèmes embarqués qui permettent cette mesure en pratique quotidienne et qui, en outre, utilisent les données mesurées pour calculer la variation relative du volume sanguin (VSR). Il faut bien noter que ce qu'on mesure est une variation d'hémococoncentration, et on la mesure seulement dans un secteur particulier du volume sanguin : il semble bien qu'il s'agisse du volume sanguin central. On passe du résultat de cette mesure à une valeur de recharge plasmatique (QR)

en deux temps : la variation d'hémoconcentration permet de calculer une variation volémique, selon la relation

$$\Delta VS(\%) = [(C_0/C_t) - 1] \times 100$$

et la variation de volume permet de calculer QR selon la relation

$$dV/dt = Q_r - Q_f$$

- C. L'espace vasculaire exploré par les systèmes de mesure de l'hémoconcentration n'est pas le volume sanguin total, mais l'espace de la macro-circulation (probablement le volume sanguin central). C'est un espace important sur le plan des incidents d'hypotensions en dialyse, car c'est celui où se trouvent les barorécepteurs vasculaires. C'est aussi celui qui remplit le mieux le « cahier des charges » énoncé par J J Dasselaar dans son article de 2005 :
« there must be uniform mixing of the blood constituent throughout the vascular space »
- D. La courbe de QR affichée est probablement celle de la répartition de la recharge entre micro- et macro-circulation, plutôt que celle du transfert de fluide entre interstitium et secteur vasculaire
- E. Les données de la littérature montrent, en majorité, que QR est corrélé au degré de surcharge hydrosodée : plus il y a d'eau disponible dans le secteur interstitiel, plus le QR est élevé, et moins la variation de VS (VSR) est importante.
- F. L'affichage en temps réel du QR sur l'écran de la machine de dialyse est un facteur de progrès dans la détection rapide des fluctuations de QR et donc des situations de déséquilibre entre 'vidange' et 'remplissage' du secteur circulant. C'est surtout un instrument précieux pour l'analyse et la compréhension des conséquences cliniques de ces fluctuations au cours de la séance de dialyse
- G. D'importants points restent à investiguer et à comprendre : confirmer et calculer le taux maximal de QR ; trouver la relation éventuelle entre variabilité du QR et qualité du réseau capillaire.

La filtration en dialyse

Le calcul de l'UF totale ou perte de poids totale (PPT)

Nous en sommes encore, presque soixante ans après le début de la dialyse chronique, à procéder selon les deux étapes suivantes :

1. On définit un poids de référence, couramment appelé Poids sec ou Poids de base
2. On pèse le malade avant la séance de dialyse

La quantité à filtrer est alors calculée comme la différence entre le poids avant dialyse et le poids de base.

C'est en fait beaucoup moins simple qu'il n'y paraît:

- le calcul du gain de poids entre deux séances est incertain (il y a de nombreuses causes d'erreur)
- le calcul de la quantité à filtrer pendant la séance est incertain aussi : le poids de base n'est pas connu avec précision, il y a d'autres sorties d'eau que la quantité d'UF programmée, et il y a des apports d'eau non connus avec précision

On peut s'accorder sur les définitions suivantes

Poids sec : c'est un concept **clinique** ; c'est le poids pour lequel le malade ne présente pas de signes de déshydratation extracellulaire, ni de signes de surcharge hydro-sodée (le poids qu'il pèserait si ses reins n'étaient pas malades). On l'approche par la clinique, de la même manière chez le dialysé que chez le malade ayant une néphropathie chronique, qu'on suit en consultation de Néphrologie.

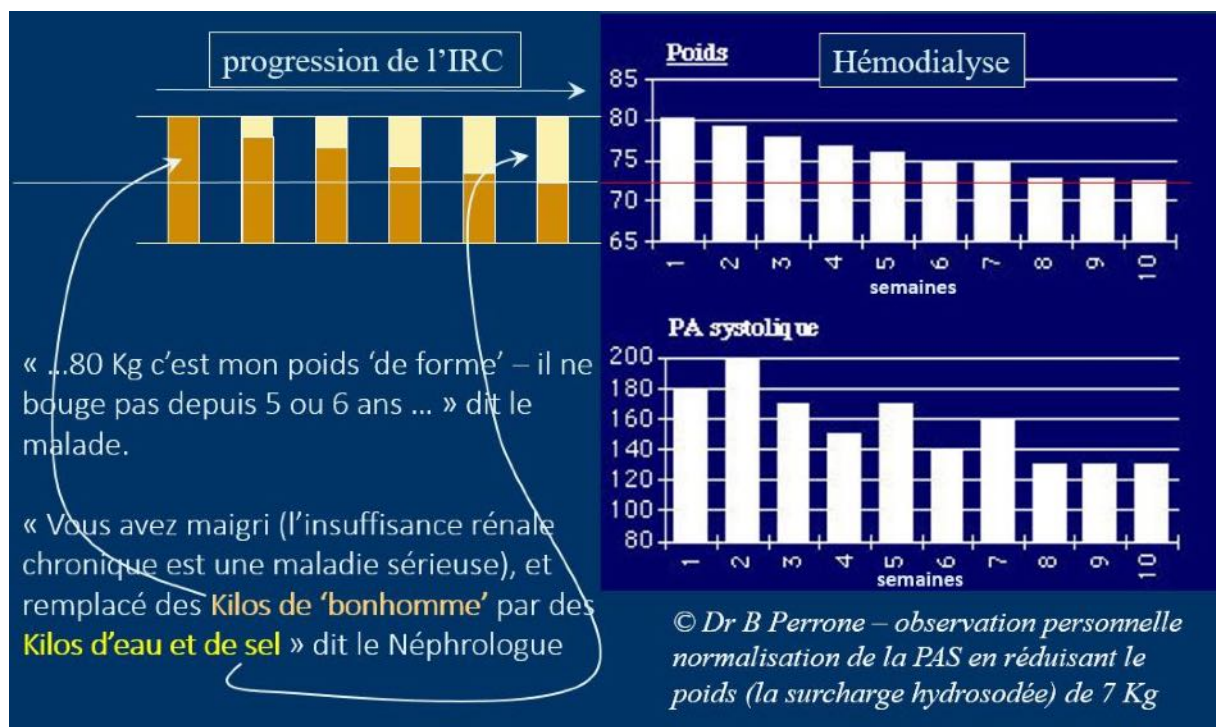
Poids cible (terminologie plus appropriée que poids de référence ou poids de base) : c'est un concept **technique** qui permet de 'conduire' la séance; c'est la cible à atteindre en fin de dialyse; ce n'est qu'un nombre, écrit dans le cahier de dialyse, qu'on modifie habituellement sous la pression des événements (accidents de surcharge ou hypotensions).

Le travail du Néphrologue, dans ce domaine précis, est de veiller à ce que le poids cible soit constamment le plus proche du poids sec. Cela dit, il n'est pas garanti qu'il soit possible, ni même souhaitable d'ailleurs,

d'atteindre le poids cible à la fin de chaque séance ; Il n'est pas souhaitable de vouloir l'atteindre coûte que coûte (on peut se trouver dans la situation où le QR ne suffit pas à équilibrer le QF demandé) ni de s'y arrêter dès qu'on a atteint la valeur écrite dans le dossier du malade (on peut se trouver dans le cas où une surcharge hydrosodée s'est développée sans avoir encore été décelée).

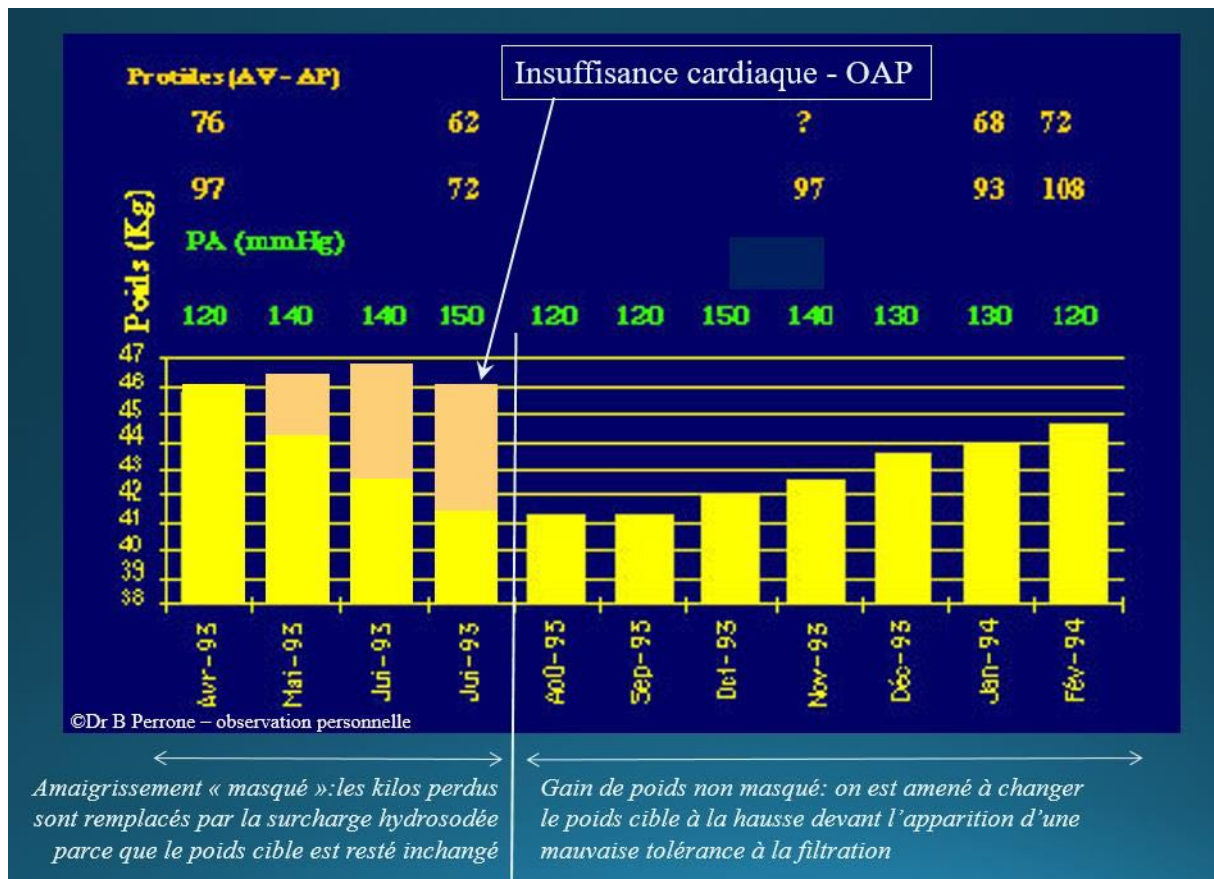
Nous verrons plus avant que les systèmes de rétrocontrôle ont pour objectif de gérer de manière appropriée la quantité de fluide qu'il est possible de filtrer à chaque séance de dialyse.

Le poids du malade au moment de la première dialyse comporte dans la grande majorité des cas une proportion significative de surcharge hydrosodée (habituellement accompagnée d'une hypertension artérielle imparfaitement corrigée par les antihypertenseurs)



Dès les premières séances de dialyse, une quantité de filtration appropriée permet habituellement d'éliminer la surcharge hydrosodée (et le poids du malade diminue d'autant), de normaliser la pression artérielle, et en même temps de réduire le nombre de classes d'antihypertenseurs prescrites.

On retrouve aussi et encore le problème de l'accumulation hydrosodée insidieuse après la mise en dialyse : on appelle communément cela l'amaigrissement masqué



L'amaigrissement masqué est possible parce que le poids du dialysé est géré par un nombre écrit dans son dossier (le poids de base) au lieu d'être géré par un rein sain: si le malade maigrit et qu'on ne change pas le poids de base prescrit (le plus souvent parce qu'on ne dispose pas d'éléments impérieux pour le faire), il accumule l'eau et le sel libérés par les kilos perdus et on n'est confronté à l'évidence de l'accumulation hydrosodée que lorsque survient l'accident de surcharge.

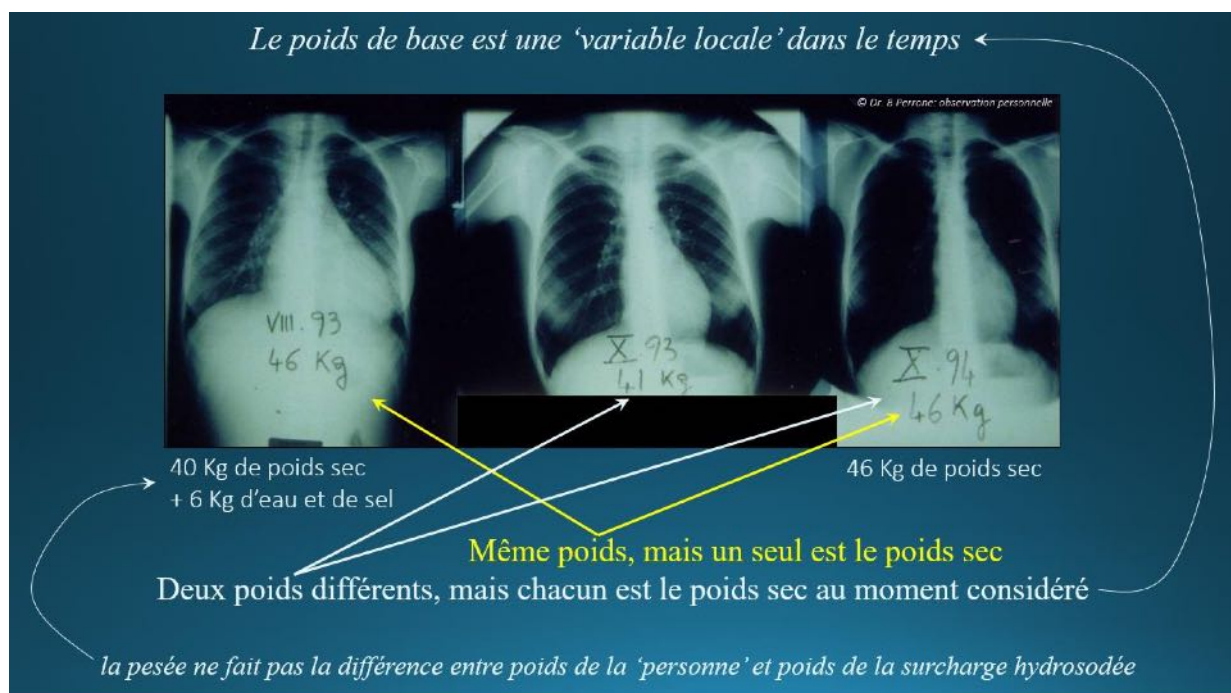
Une analyse clinique fine de chaque malade à la fin de chaque séance pourrait probablement déceler la dérive du poids sec par rapport au poids de base, mais la charge de travail habituelle des Néphrologues, confrontés à une multiplicité de tâches importante, ne permet pas un tel système de fonctionnement idéal (seuls les gens de mauvaise foi contrediront cela)

A l'inverse, une fois le malade correctement déplété à la suite de l'accident de surcharge, il peut se remettre en situation d'anabolisme et reprendre des kilos : ce gain de poids n'est jamais masqué parce que l'objectif de PPT est rapidement difficile à atteindre et que les accidents de filtration excessive incitent pratiquement en temps réel à réviser à la hausse la prescription du poids cible.

Nous pouvons répéter ici ce qui a été dit plus haut : les systèmes de rétrocontrôle ont pour objectif de gérer de manière appropriée la quantité de fluide qu'il est possible de filtrer à chaque séance de dialyse et d'adapter la prescription du poids cible aux variations spontanées du poids sec du malade.

Les limites de la pesée

La pesée du malade ne fait pas la différence entre les kilos de 'personne' et les kilos de surcharge hydrosodée (cela changera peut-être lorsque nous disposerons de systèmes de mesure d'impédance qui fournissent des résultats indiscutablement exploitables, ce qui n'est pas encore le cas)



Le poids sec du malade est variable dans le temps, et la simple pesée du malade n'est pas en mesure d'affronter ce problème

La pesée n'est pas fiable parce qu'elle est soumise à trop d'aléas :

- variabilité vestimentaire importante des malades et donc absence de standardisation de la pesée (certains Centres de dialyse ont affronté le problème en pesant les malades en sous-vêtements, mais cela est d'utilisation peu réaliste dans le cas de malades âgés, dépendants, et à mobilité très réduite)

- erreurs liées à la double pesée des malades brancardés (pesée du malade sur le brancard puis pesée du brancard 'à vide')



- apports intradialytiques de nourriture et de boissons (la variation de poids recherchée ne se limite pas à la PPT affichée sur la machine)



- variations 'exogènes' et intempestives du poids : matériel externe d'ostéosynthèse par exemple



D'autre part, même si le poids cible était connu avec précision, il ne serait pas possible de l'atteindre dans la plupart des cas : nous avons observé, sur 150 séances de dialyse en été (juillet et août 1992) un écart entre poids de fin de dialyse et poids cible

- > 200g dans 92 séances (61%)
- > 500g dans 19 séances (12,5%)

[observation personnelle – Dr B Perrone – Ile de France 1992]

le temps semble donc venu de sortir de l'impasse technologique de la pesée, d'utiliser d'autres instruments pour la gestion du poids cible et pour le suivi à long terme des variations du poids sec.

Résumé 2

- A.** La pesée avant la séance de dialyse est finalement peu contributive pour le calcul de la PPT, en raison principalement de l'absence de standardisation de la pesée et de l'incertitude sur la valeur du poids cible
- B.** La valeur de PPT calculée ne permet pas d'atteindre le poids cible théorique, principalement parce que la variation de poids au cours de la séance ne se résume pas à la quantité de filtration appliquée
- C.** La pesée ne mesure pas le niveau réel de surcharge hydrosodée et ne permet pas de détecter les variations spontanées du vrai poids du malade (en particulier les amaigrissements masqués)

Les systèmes de rétrocontrôle

Les systèmes de rétrocontrôle sont des outils d'optimisation de la séance de dialyse.

Il faut les utiliser avec discernement, en ayant toujours présent à l'esprit que vous êtes en permanence responsable de la sécurité du malade

Ils ne dispensent pas de garder en toutes circonstances un jugement fondé sur la clinique et de prendre en conséquence les mesures appropriées (y compris l'abandon du mode rétrocontrôle en cours de séance)

Il n'y a pas de «recette miracle» pour les utiliser: chacun doit se forger sa propre expérience pour en maîtriser le pilotage.

Principes généraux

Role of Plasma Refill Rate, Its Determinants and Some Other Variables in Pathogenesis of Intradialytic Hypotension

S S. Naga, M N. Mowafy, Y A. Ammar, A El A Elkak, H S. El-Banawy and N S Elfadawy

JMRI, 2008 (29) 1 17-27

Cette publication ne sort pas d'une revue internationale 'majeure', mais elle 'vaut le détour'. C'est un excellent travail d'une équipe Egyptienne (Université d'Alexandrie).

Les Auteurs soulignent le rôle important d'un déséquilibre entre QR et taux QF dans la genèse des hypotensions. Ils rapportent un ratio QR/QF relativement élevé (91%) au-dessous duquel le risque de la survenue d'un épisode hypotensif devient élevé.

Ils concluent à l'utilité de la mesure en-ligne de QR et de l'injection des valeurs de QF et QR dans une boucle de rétrocontrôle :

« In conclusion, Intra Dialytic Hypotension is closely related, in most cases, to a rapid decline in actual plasma volume, which results from a relatively low Plasma Refilling Rate in relation to the concurrent UFR.

On- line blood volume monitors should be capable of recording PRR/UFR and prompting a temporarily reduction or cessation of ultrafiltration when approaching a critical value. »

On a donc là la justification des systèmes de rétrocontrôle : « regarder » la courbe de volume sanguin et adapter le taux d'UF aux possibilités de recharge plasmatique.

Certains systèmes font varier à la fois le taux d'UF et la conductivité pour maintenir la courbe de VSR sur une trajectoire théorique prescrite.

Les principaux systèmes de rétrocontrôle						
		Programmation	Paramètres de commande			
			UF	Conductivité	Pression artérielle	
		Pente courbe VSR				
Rétrocontrôle de l'UF sur la mesure de l'hémoconcentration						
BVM®	FRESENIUS Fresenius	facile	OUI	NON	NON	Non
HEMOCONTROL® premier système de rétrocontrôle conçu et commercialisé	BAXTER Hospal	difficulté moyenne	OUI	OUI (liés)	NON	Non
HEMOMASTER®	HEMOTECH Nikkiso	flexible: très simple à complexe	OUI (débrayables)	OUI	NON	Alarme paramétrable
Rétrocontrôle de l'UF sur le calcul d'un niveau de risque hypotensif (RHT)						
BIOLOGIC FUSION®	B BRAUN B Braun	facile	OUI	NON	OUI	élément de calcul RHT

Un seul système adapte le taux d'UF à l'évolution de la pression artérielle pendant la séance : le 'BioLogic RR Comfort'[®] (B BRAUN)
Il peut paraître étonnant qu'un seul des systèmes de feed-back disponibles ait pour paramètre de commande la mesure de la pression artérielle du malade. Il faut dire qu'une fréquence suffisante (pour être opérationnelle) de mesure sphymomanométrique de la PA est difficilement supportable par le malade. Il faut donc développer davantage les méthodes de mesure non-invasives et continues de la PA, dont la fiabilité demeure toutefois impactée par les mouvements des malades .

Techniques for Non-Invasive Monitoring of Arterial Blood Pressure
A.S. Meidert, B. Saugel
Frontiers in Medicine, January 2018, Vol. 4, Article 231, pp. 1-6

«the continuous non-invasive devices are all sensitive to patient movement ; therefore, monitoring of the conscious patient is possible but measurement results need to be checked for plausibility »

Prescriptions de base

- Le VSR cible
- Le profil de Sodium du dialysat
- L'UF maximale

Le VSR cible

'VSR cible' est une dénomination préférable à 'VSR critique' : la survenue d'un épisode hypotensif est en effet moins liée au niveau de VSR qu'à la qualité des mécanismes de compensation cardiovasculaire

Variability of relative blood volume during hemodialysis
Harmen P.Krepel et al.
NDT 2000 15 :673-679

« These data indicate that RBV monitoring is of limited use in the prevention of dialysis hypotension, and that the critical level of reduction in the RBV at which hypotension occurs depends on cardiovascular defence mechanisms such as sympathetic drive »

Toutefois, il existe des publications sur l'existence d'un VSR critique

Characteristics of hypotension-prone haemodialysis patients: is there a critical relative blood volume?

Claudia Barth et al.

NDT 2003 18: 1353–1360

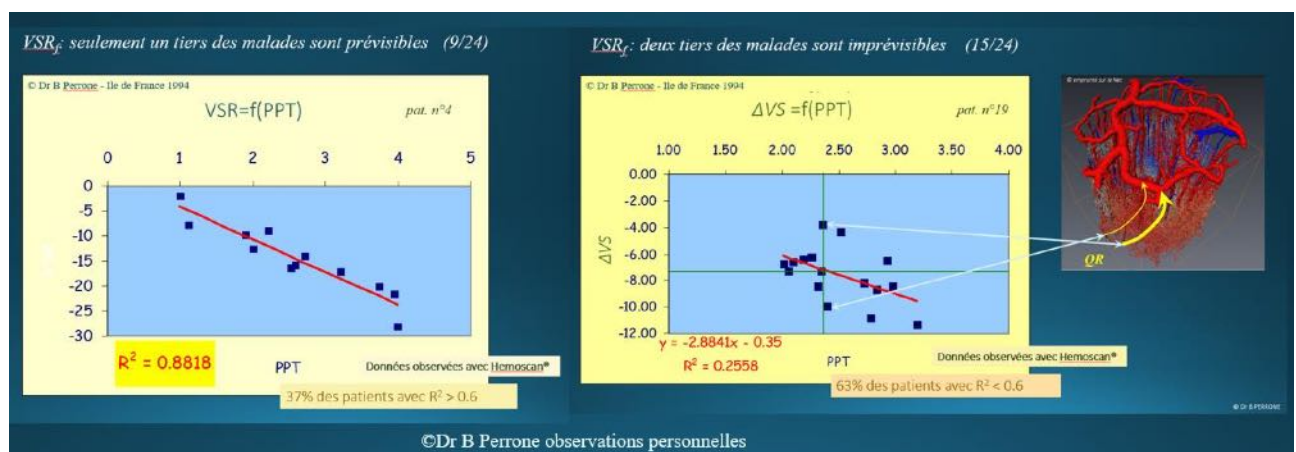
mais c'est un sujet encore soumis à controverse, et mon opinion personnelle est qu'il n'est pas possible de définir une valeur de VSR critique.

On a quand même besoin de définir un VSR cible quand on utilise un système de rétrocontrôle : c'est la cible de fin de séance que vise le système, avec la liberté de s'en écarter dans une mesure prescrite par l'utilisateur

Le VSR observé est schématiquement d'autant plus bas (et la valeur absolue de la variation est d'autant plus grande) que la PPT est élevée. On peut donc se constituer un abaque qui permette de prescrire un VSR cible en fonction de la PPT prévue pour le malade.

La première idée a été de caractériser chaque malade, en relevant les couples de valeurs PPT/VSR à la fin des séances de dialyse

Il en a résulté que seuls 30% des malades sont « prévisibles » ($R^2 > 0.6$)



mais si on étudie chaque malade individuellement, la 'fourchette' observée des pertes de poids reste étroite ; et si l'on veut déterminer la relation qui existe entre VSR final (VSR_f) et PPT il semble logique d'explorer la 'fourchette' de PPT la plus large possible. On peut faire cela en étudiant une cohorte de dialysés et se servir de la relation obtenue **VSR_f = f(PPT)** pour prescrire le VSR cible.

Il a été observé une dispersion importante des points obtenus, avec un coefficient de corrélation assez pauvre (R^2 de l'ordre de 0.3), quel que soit l'ajustement de courbe choisi

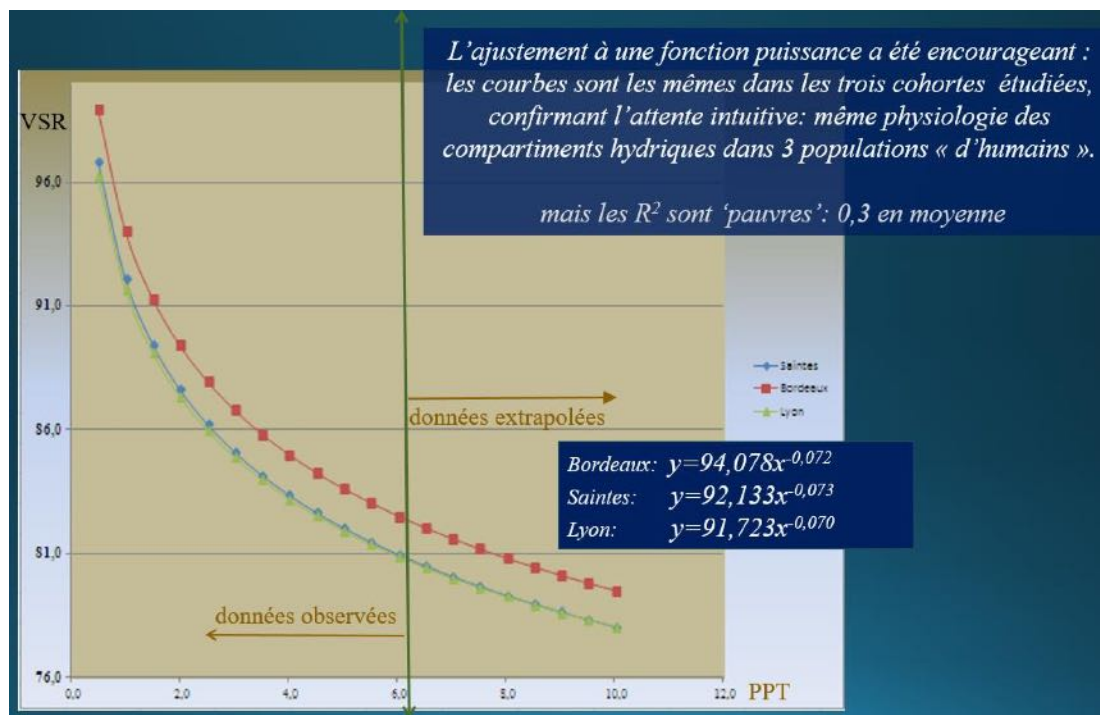
Feedback Dialysis Systems. The target-RBV problem

B.Perrone, J P Bourdenx, L Juillard

41st ESAO Congress Madrid 2014

On a finalement choisi un ajustement à une courbe puissance, avec pour résultat une relation de la forme

$$VSR = k(PPT^{-0,070})$$



Il semble bien que le VSR cible ne puisse pas être déterminé avec plus de précision. Le TRP en effet, lorsqu'il est calculé avec un échantillonnage de temps d'une minute, présente un aspect chaotique :

Continuous monitoring of blood volume and plasma refilling during hemodialysis. A phenomenological analysis

G Enzmann, F Bianco, F Paolini, M Rosi, G Panzetta

Contrib Nephrol. Basel, Karger 1994 106 94-98

Et :

Ultrafiltration during dialysis: about the possible chaotic behaviour of the plasma refilling rate (PRR)

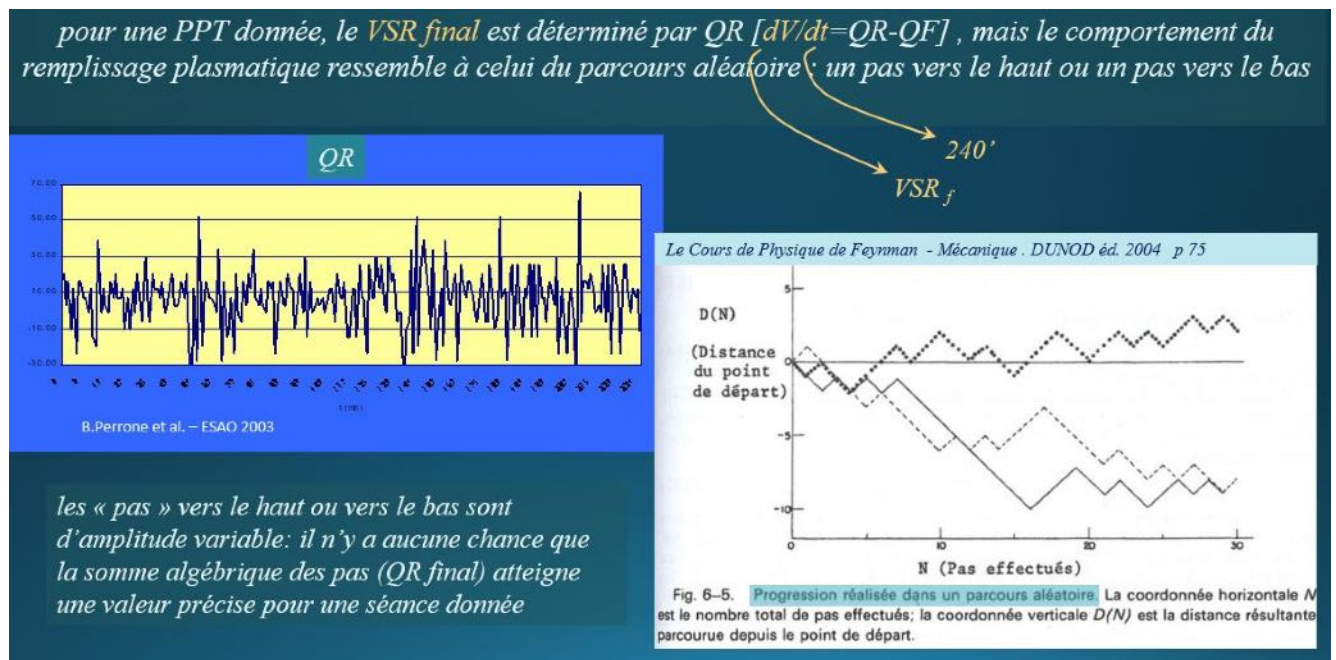
B. Perrone,

M. Youssef, L. Al Moussalla, E. Corrion, C. Piekarski, F. Luc

XXXth annual Congress ESAO Aachen 2003

On est donc confronté à un problème du type « marche aléatoire » :

il n'y a aucune chance que la somme algébrique de QR final (et donc aucune chance pour que le VSR final) atteigne une valeur précise pour une séance donnée.



Il ne paraît pas déraisonnable toutefois, d'utiliser les couples de valeurs VSR_{final}/PPT observés, et la relation qui en découle

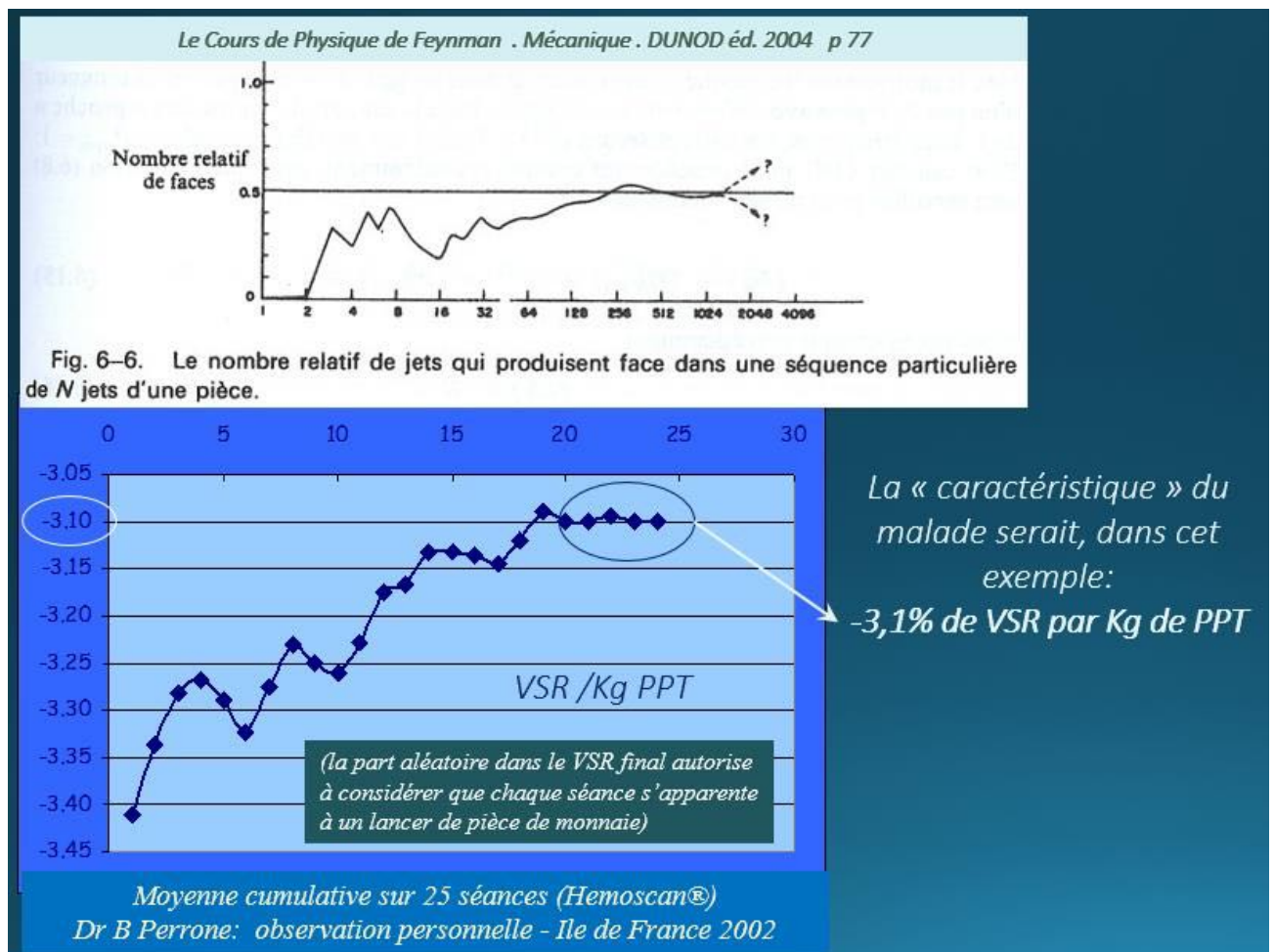
$$VSR = 90(PPT^{-0,070}),$$

pour établir l'abaque destiné à prescrire le VSR cible en fonction de la PPT calculée

Dans un but de contrôle de qualité, il sera certainement utile de refaire périodiquement l'étude de cohorte VSR_{final}/PPT (par exemple lorsque le « turn over » des malades aura abouti au renouvellement de plus de 50% de

la cohorte ?) afin d'actualiser l'abaque de manière appropriée (cela nécessite bien sûr d'arrêter le mode rétrocontrôle pendant le temps nécessaire au recueil de la nouvelle série de valeurs de VSRfinal et de PPT)

Comme alternative à ce mode de détermination du VSR cible, on peut se tourner encore vers la statistique (le problème dit « de pile ou face ») pour tenter de déterminer un VSR cible pour chaque malade individuellement : faire la moyenne cumulative des VSR finaux observés pour 25 séances successives



Avantage : ça marche pour tout le monde

Inconvénient : il faut observer le malade pendant deux mois avant de commencer le traitement en mode rétrocontrôle (alors qu'avec l'abaque établi à partir de l'étude de cohorte il est possible de commencer dès la mise en dialyse)

Le profil de sodium du dialysat

Aspects récents sur l'équilibre hydrosodé en dialyse.

L Mercadal, Th Petitclerc

Séminaires Universitaires de Néphrologie 2011 pp 38-42

« C'est l'utilisation combinée de profils décroissants d'UF et de NaD qui présente la justification théorique la plus solide. »

Le système de rétrocontrôle est un 'profil UF' de fait: il est donc logique de lui associer un profil de NaD décroissant

Un exemple de profil linéaire décroissant est

NaD prescrit $\pm 3\text{mMol}$

mais il n'y a actuellement pas de consensus sur l'utilisation du profil de sodium, ni de bases rationnelles pour établir la prescription

voici les cas de figure des systèmes existants :

1. Hemocontrol® (BAXTER - Hospal)

conductivité en mode rétrocontrôle, mais profil décroissant de fait, non désactivable

2. Hemomaster® (HEMOTECH - Nikkiso)

délicat à gérer si le rétrocontrôle de la conductivité est activé: utiliser de préférence la programmation 'par défaut' fournie par le constructeur, qui permet de gérer sans difficulté un profil décroissant de fait; le mode rétrocontrôle de la conductivité est désactivable

3. BVM® (FRESENIUS - Fresenius)

il n'y a pas de rétrocontrôle de conductivité; un profil de conductivité est à programmer, le cas échéant, par l'utilisateur (à charge pour lui de respecter le NaD équivalent prescrit)

4. BIOLOGIC FUSION® (B BRAUN – B Braun)

il n'y a pas de rétrocontrôle de conductivité

Le taux de filtration maximale autorisé (UF MAX)

Du fait qu'on autorise le système à filtrer, le cas échéant, plus que la quantité initialement programmée, il est nécessaire de prescrire un taux d'UF maximal, plus élevé que l'UF moyenne

Un ratio $UF\ MAX/UF\ moyenne = 1,5$ semble adéquat (encore que des bases rationnelles de prescription restent à déterminer)

On peut prescrire un autre ratio $UF\ MAX/UF\ moyenne$: plus élevé (à utiliser avec prudence) ou plus bas (mais il convient dans ce cas d'utiliser un ratio suffisamment élevé pour permettre au système d'atteindre la borne supérieure qui aura été prescrite pour la PPT)

Une question importante a été soulevée à propos de l'UF MAX, à partir de la publication ci-dessous

Rapid fluid removal during dialysis is associated with cardiovascular morbidity and mortality

Jennifer E. Flythe, Stephen E. Kimmeland Steven M. Brunelli

Kidney International (2011) 79, 250–257

est-ce qu'une UF MAX élevée présente un risque ?

J Flythe indique un taux d'UF $> 13\text{ml/Kg/h}$ comme étant un facteur de risque élevé de morbi-mortalité cardiovasculaire

cette publication est critiquable pour plusieurs raisons :

1. Dans son étude, les malades qui avaient une UF $> 13\text{ml/h/kg}$ étaient ceux qui avaient des prises de poids telles qu'il fallait un taux d'UF aussi élevé, compte tenu du temps de séance programmé, pour atteindre l'objectif de PTT
2. ce n'est pas le taux d'UF en lui-même qui est un facteur de risque: pour affirmer cela il eût fallu comparer chez chaque malade des taux d'UF horaire différents (et donc des temps d'UF différents) pour des gains de poids égaux (et pour des temps égaux de connexion au dialysat...)
3. c'est un fait reconnu que ce sont les gains de poids excessifs qui sont un facteur de morbi-mortalité cardio-vasculaire et non les taux d'UF horaire appliqués

4. J Flythe dit : « *not surprisingly, high UFR was associated with increased interdialytic weight gain and shorter HD session length* » ; et effectivement, pour les tranches

$UF \geq 13 \text{ ml/Kg/h}$ - $13 > UF > 10 \text{ ml/Kg/h}$ - $UF \leq 10 \text{ ml/Kg/h}$,

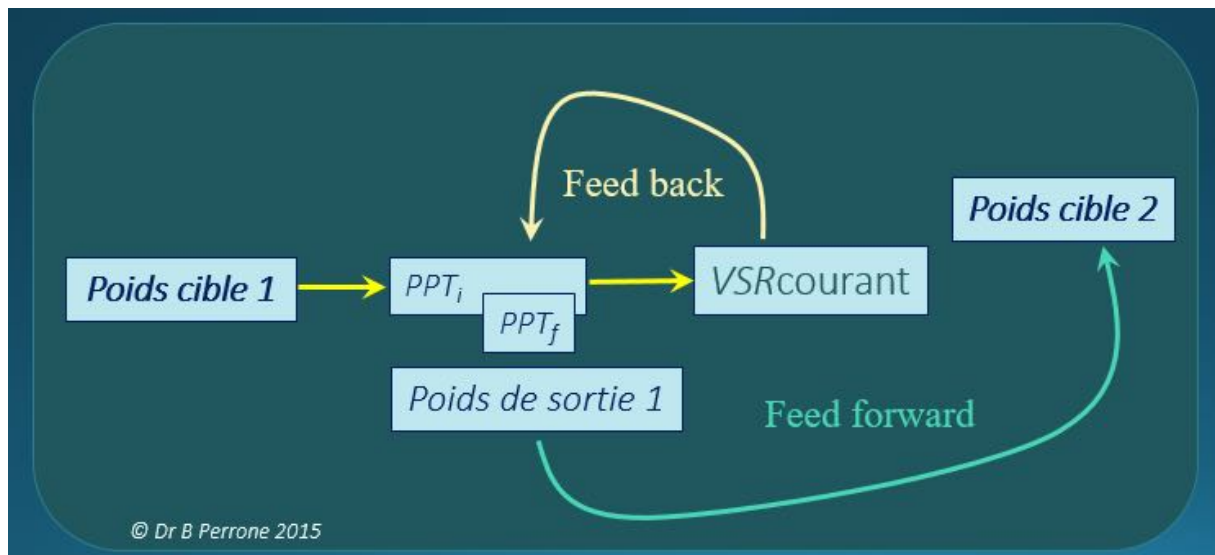
les prises de poids interdialytiques moyennes sont respectivement de 3.6 – 3 – 2.1 Kg et les durées de dialyse respectivement de 209' – 220' – 226' . autrement dit, les malades qui avaient les taux d'UF les plus élevés avaient en même temps les durées de dialyse (et donc les doses de dialyse) les plus faibles. Faut-il s'étonner alors qu'on ait observé chez eux des complications cardio-vasculaires plus importantes ?

La gestion du poids sec

Le fondement de l'utilisation des systèmes de rétrocontrôle pour la gestion du poids sec repose sur les éléments suivants :

- Il y a une **corrélation positive** entre **QR et la surcharge hydrique**
- les systèmes de rétrocontrôle permettent de dépister les changements spontanés de poids sec du malade
si le malade a grossi, le poids cible devient sous-estimé; la prise de poids calculée est au-dessus de sa valeur réelle; il y a en fait moins d'eau disponible pour la filtration: le système filtre moins que la PPT calculée, de sorte que le poids de fin de dialyse s'ajuste à la hausse
si le malade a maigri, le poids cible devient sur-estimé; la prise de poids calculée est au-dessous de sa valeur réelle; il y a en fait plus d'eau disponible pour la filtration: le système filtre plus que la PPT calculée, de sorte que le poids de fin de dialyse s'ajuste à la baisse.

Cette gestion du poids sec repose sur deux boucles associées : une boucle de « Feed Back » et une boucle de Feed Forward »



La boucle de « feed back » VSR - QF aboutit à une valeur de poids de sortie pour la séance 'du jour'. Le Système filtre plus ou moins que prévu (selon le degré de liberté accordé par le prescripteur), en fonction des possibilités de QR du jour, et aboutit donc à un poids de sortie qui n'est pas forcément égal au poids cible 1 (celui qui était initialement prévu)

La boucle de « feed forward » poids de sortie 1 – poids cible 2 donne le poids cible de la séance suivante ; c'est la responsabilité du Néphrologue de fixer ce poids cible 2. Le développement des systèmes d'Intelligence Artificielle pourra probablement décharger le Néphrologue de la gestion de la boucle de « Feed Forward », mais le Néphrologue restera bien entendu toujours 'aux commandes'

Les perspectives

Elles sont bien illustrées par cette publication très intéressante que je cite à nouveau ici

Role of Plasma Refill Rate, Its Determinants and Some Other Variables in Pathogenesis of Intradialytic Hypotension

S S. Naga, M N. Mowafy, Y A. Ammar, A El A Elkak, H S. El-Banawy and N S Elfadawy

JMRI, 2008 (29) 1 17-27

Les Auteurs soulignent le fait que les hypotensions de dialyse résultent de mécanismes complexes et multifactoriels

« Other risk factors for IDH are anaemia, diastolic dysfunction, hyponatraemia and previous long duration on dialysis » ;

cela doit nous rendre modestes dans l'espoir que nous pourrions mettre dans les vertus des systèmes de rétrocontrôle pour « éradiquer » les hypotensions en dialyse

(« *n'entretiens pas l'espoir de ce qui ne peut être espéré* » disait le grand Mathématicien et Philosophe grec Pythagore)

Par ailleurs, les Auteurs rapportent que les patients sujets aux hypotensions avaient un Kt/V significativement plus faible que ceux qui étaient hémodynamiquement stables (c'est un fait antérieurement connu et lié à la perturbation de la répartition des flux sanguins régionaux chez ces patients 'chuteurs'). Il n'est pas surprenant, dès lors, de lire dans la littérature qu'un des effets de l'utilisation des systèmes de rétrocontrôle est d'augmenter l'efficacité de la dialyse :

***Biofeedback controlled Hemodialysis (BF-HD) reduces symptoms and increases both hemodynamic tolerability and dialysis adequacy in non-hypotension prone stable patients McIntyre CW et al
Clinical Nephrology 2003 60(2): 105-112***

***Impact of biofeedback-induced cardiovascular stability on hemodialysis tolerance and efficiency Ronco C et al
Kidney International 2000 58(2) : 800-808***

***Hémocontrôle en HD
Isabelle Kazes
41^{es} Séminaires Universitaires de Néphrologie, Paris 2015***

Résumé 3

- Les systèmes de monitoring ne mesurent pas le VSR: ils mesurent seulement l'hémoconcentration, mais l'aspect des courbes de VSR calculées renseigne sur le comportement du remplissage plasmatique; certaines machines font déjà mieux: elles calculent et affichent la courbe de QR
- Les valeurs de VSR, acquises en-ligne et 'injectées' dans une boucle de rétrocontrôle («feed back»), permettent d'éliminer tout ou partie de la surcharge hydrosodée en fonction des possibilités de la recharge plasmatique « du jour » ; elles permettent aussi de suivre les variations

du poids sec, à la hausse ou à la baisse, par anticipation du poids cible de la séance suivante («feed forward»)

- Il ne semble pas possible de déterminer une valeur critique de VSR
- Il ne semble pas possible non plus de déterminer, autrement que statistiquement, une valeur de VSR cible
- Une relation de la forme $VSR = k * PPT^{-0,070}$ semble acceptable pour l'utilisation des systèmes de rétrocontrôle en pratique quotidienne. Un recueil périodique des valeurs VSR_{final} / PPT semble indiqué, en tant que contrôle de qualité, pour actualiser l'abaque.
- Le rôle des systèmes de rétrocontrôle est moins de prévenir les épisodes hypotensifs (la cause des hypotensions ne se résume pas à la variation de la volémie) que de suivre les variations spontanées du poids sec au fil des séances
- Il faut accepter que le poids de sortie ne soit pas identique au poids cible théorique du malade : c'est le concept de « poids sec flottant »
- En encadrant la variation volémique au cours de la séance, les systèmes de rétrocontrôle participent au maintien d'une meilleure stabilité hémodynamique, et améliorent de ce fait l'efficacité de la dialyse

Tout cela reste bien sûr théorique et schématique : la réalité est plus complexe et plus subtile

Effect of ultrafiltration during hemodialysis on hepatic and total body water : an observational study

***C.J Grant, T.P. Wade, C.A. McKenzie, G. Filler, C.W McIntyre, S-H.S. Huang
BMC Nephrology 2018 19:356***

« This novel observation suggests that there is a unique hepatic response to HD with UF and that the liver may play a more important role in intradialytic hypotension and fluid shifts than currently appreciated »

Cette publication n'a pas d'impact pratique immédiat sur l'utilisation quotidienne de la dialyse, mais elle est là pour stimuler la réflexion de chacun.

A défaut d'apporter une solution définitive au difficile problème des épisodes hypotensifs en dialyse, le monitoring du volume sanguin et les systèmes de rétrocontrôle restent des outils exceptionnels pour faire progresser notre connaissance dans ce domaine.

Bibliographie

1. Dichtemessung an Flüssigkeiten und Gasen auf 10^{-6} g/cm³ bei 0.6 cm³ Präparatvolumen

O Kratky, H Leopold, H Stabinger

Z. angew. Physik 27, 273, 1969

2. Dialysis, Ultrafiltration and Blood Pressure

J Bergström, H Asaba, P Fürst, R Oulès

Proceedings EDTA 1976 vol 13 pp 293_305

3. Relationships between Hemodynamic and Blood Volume regulation during Hemodialysis and Hemofiltration

H. Pogglitsch, J. Waller, T. Kenner, H. Leopold, H. Hinghofer-Szalkay

Opuscula Medico-Technica Lundensia XVIII, 1977.

4. Importance of the plasma refilling rate in the genesis of hypovolaemic hypotension during regular dialysis and controlled sequential ultrafiltration-haemodialysis

J J Rouby, J Rottembourg, J P Durande, J Y Basset, M Legrain

Proc. EDTA 1978, vol 15 239_244.

5. Hemodynamic changes during sequential ultrafiltration and dialysis

B Wehle, H Asaba, J Castenfors, P Fürst, B Gunnarson, S Shaldon, and J Bergström

Kidney International, Vol. 15 (1979), pp. 411-418

6. Plasma volume recovery after ultrafiltration in patients with chronic renal failure

H A. Koomans, A B. Geers, and E J. Dorhout Mees

Kidney International, Vol. 26 (1984), pp. 848—854

7. *Effect of dialysis and ultrafiltration on osmolality, colloid osmotic pressure, and vascular refilling rate*

M Rodriguez, J A. Pederson, and F Llach

Kidney International, Vol. 28 (1985), pp. 808—813

8. *Interstitial correction of blood volume decrease during hemodialysis*

P M Kouw, P M J M De Vries and P LOe

IJA 1989 (12) 10 626-631

9. *Effects of Ultrafiltration on Body Fluid Volumes and transcapillary Colloid Osmotic Gradient in Hemodialysis Patients*

P Fauchald

Contributions to Nephrology 1989 (74) 170-175

10. *Evidence of Fluid Shifts during Dialysis Sessions with Sodium and Ultrafiltration Profiles*

B Perrone

Contributions to Nephrology 1989 (74) 191-199

11. *Nature and rate of vascular refilling during hemodialysis and ultrafiltration*

D Schneditz, J Roob, M Oswald, H Poggitsch, M Moser, T Kenner, and U Binswanger

Kidney International, Vol. 42 (1992), PP. 1425—1433

12. *Characterization of ‘refilling types’ by continuous blood volume monitoring during hemodialysis*

A Röckel, S Abdelhamid, P Fiegel, M Menth, D Walb and D Schneditz

Kidney International 1993 (43) suppl 41 S67-S69

13. *Continuous monitoring of blood volume and plasma refilling during hemodialysis. A phenomenological analysis* G

Enzmann, F Bianco, F Paolini, M Rosi, G Panzetta

Contrib Nephrol. Basel, Karger 1994 106 94-98

14. *Hémodialyse: aide à la prescription de la quantité de filtration par un système de rétro-contrôle*

B. Perrone, F. Paolini

Séminaires Universitaires de Néphrologie, 21, 117-122, 1995

15.An Index of Plasma Refilling in Hemodialysis Patients
K Tabei, H Nagashima, O Imura, T Sakurai, Y Asano
Nephron 1996 74 266-274

16.Variability of relative blood volume during hemodialysis
Harmen P.Krepel et al.
NDT 2000 15 :673-679

17.Impact of biofeedback-induced cardiovascular stability on
hemodialysis tolerance and efficiency
Ronco C et al
Kidney International 2000 58(2) : 800-808

18.Characteristics of hypotension-prone haemodialysis patients: is there a
critical relative blood volume?
Claudia Barth et al.
NDT 2003 18: 1353–1360

19.Biofeedback controlled Hemodialysis (BF-HD) reduces symptoms and
increases both hemodynamic tolerability and dialysis adequacy in non-
hypotension prone stable patients McIntyre CW et al
Clinical Nephrology 2003 60(2): 105-112

20.Ultrafiltration during dialysis: about the possible chaotic behaviour of
the plasma refilling rate (PRR) B.
Perrone, M. Youssef, L. Al Moussalla, E.Corrion, C. Piekarski, F.Luc
XXXth annual Congress ESAO Aachen 2003 - abstract

21.Continuous haematocrit monitoring during intradialytic hypotension:
precipitous decline in plasma refill rates
K L. Schroeder, J E. Sallustio and E A. Ross
Nephrol Dial Transplant (2004) 19: 652–656

22.Measurement of relative blood volume changes during hemodialysis:
merits and limitations
Judith J. Dasselaar, Roel M. Huisman, Paul E. de Jong and Casper F. M.
Franssen
NDT 2005 20: 2043-2049

23. *Relative Blood Volume Changes Underestimate Total Blood Volume Changes during hemodialysis*

Judith J. Dasselaar, Marjolijn N. Lub-de Hooge, Jan Pruim, Hugo Nijhuis, Anneke Wiersum, Paul E. de Jong, Roel M. Huisman and Casper F.M. Franssen
Clin J Am Soc Nephrol 2: 669-674, 2007

24. A new method to evaluate patient characteristic response to ultrafiltration during hemodialysis

G. Casagrande, U. Teatini, G. Romei Longhena, F. Miglietta, R. Fumero, M.L. Costantino
IJAO Vol 30 n°5 2007 pp. 377-384

25. *Role of Plasma Refill Rate, Its Determinants and Some Other Variables in Pathogenesis of Intradialytic Hypotension*

S S. Naga, M N. Mowafy, Y A. Ammar, A El A Elkak, H S. El-Banawy and N S Elfadawy
JMRI, 2008 (29) 1 17-27

26. Aspects récents sur l'équilibre hydrosodé en dialyse.

L

Mercadal, Th Petitclerc

Séminaires Universitaires de Néphrologie 2011 pp 38-42

27. *Rapid fluid removal during dialysis is associated with cardiovascular morbidity and mortality*

Jennifer E. Flythe, Stephen E. Kimmeland Steven M. Brunelli
Kidney International (2011) 79, 250–257

28. Feedback Dialysis Systems. The target-RBV problem

B. Perrone, J P Bourdenx, L Juillard

41st ESAO Congress Madrid 2014 – abstract

29. *Kinetics of Plasma Refilling During Hemodialysis Sessions with Different Initial Fluid Status*

M Pietribiasi, K Kaczarski, Magda Galach, Joanna Stachowska-Pietka, D Schneditz, B Lindholm and J Waniewski
ASAIO 2015 (61) 3 350-356

30. Hémocoûtrole en HD

Isabelle Kazes

41^{es} Séminaires Universitaires de Néphrologie, Paris 2015

31. *Blood Volume Monitoring systems : what are we measuring ?*

Frank LE ROY, Mélanie HANOY, Bruno PERRONE

54th ERA-EDTA Congress, Madrid 2017 – abstract

32. *Techniques for Non-Invasive Monitoring of Arterial Blood Pressure*

A.S. Meidert, B. Saugel

Frontiers in Medicine, January 2018, Vol. 4, Article 231, pp. 1-6

33. *Effect of ultrafiltration during hemodialysis on hepatic and total body water : an observational study*

C.J Grant, T.P. Wade, C.A. McKenzie, G. Filler, C.W McIntyre, S-H.S. Huang

BMC Nephrology 2018 19:356

34. *Does the plasma refilling coefficient change during hemodialysis sessions ?*

M. Pietribiasi, A. Wojcik-Zaluska, W. Aluska, J Waniewski

IJAO 2018 vol.41 (11) 706-713

35. *Time to Reconsider the Role of Relative Blood Volume Monitoring for Fluid Management in Hemodialysis*

D.F. Keane, P. Baxter, E. Lindley, L. Rhodes, S. Pavitt

ASAIO Journal 2018 812-818

Dr B Perrone

20 10 2019