

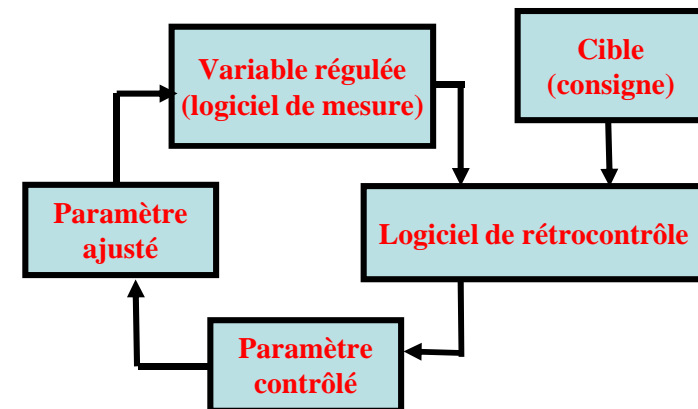
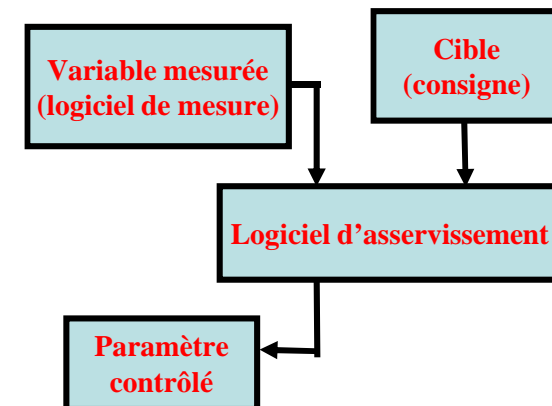
# Options numériques des générateurs et qualité de traitement

**Thierry PETITCLERC**



# Options numériques des générateurs et qualité de traitement

- Logiciels de mesure
  - Réduction volémique
  - Dose de dialyse
  - Natrémie (conductivité plasmatique)
  - Débit de l'abord vasculaire
- Logiciels d'asservissement
  - Débit de réinjection en HDF
  - Réinjection de calcium en anticoagulation régionale au citrate
- Logiciels de rétrocontrôle
  - Ultrafiltration
  - Température du dialysat
  - Sodium (conductivité) du dialysat



# Logiciels de mesure

- BUT :
  - Calculer la valeur d'un paramètre qui n'est pas directement mesuré
- INTERET :
  - Suivi de l'évolution de ce paramètre
- EXEMPLES :
  - Mesure de la réduction volémique
    - Cf Hemoscan (Hospal-Baxter), Haemo-Master (Nikkiso), Biologic-Fusion (B-braun) et Blood Volume Monitor (Fresenius)
  - **Mesure de la dose de dialyse**
    - Mesure indirecte de Kt/V
    - **Mesure directe de Kt**
  - **Mesure de la natrémie**
  - Mesure du taux de recirculation (BTM, Fresenius)
  - **Mesure du débit de l'abord vasculaire**
    - Thermodilution
    - **Dialysance ionique**

# Mesure de la dose de dialyse

- Deux types de mesure :
  - comme pour les médicaments
- La mesure (directe) de la dose de dialyse (**Kt**)
  - permet de connaître si la dose effectivement délivrée au patient (paramètre technique) est conforme à la dose attendue
  - permet de calculer l'index  $Kt/V$  à condition que  $V$  soit connu
- La mesure de l'effet de la dose de médicament ( $c_p$ ) ou de dialyse (PRU)
  - permet de savoir si la dose délivrée est la dose adéquate pour le patient (paramètre physiologique)
  - permet, en utilisant la modélisation cinétique, de déterminer indirectement la dose de médicament normalisée à son volume de distribution ou la dose de dialyse normalisée au volume  $V$  de distribution de l'urée (index  $Kt/V$ )
  - permet, si  $V$  est connu, de prescrire la dose de dialyse ( $Kt$ ) à délivrer au patient

- **La mesure (indirecte) de Kt/V a été historiquement privilégiée par rapport à la mesure (directe) de Kt :**
  - **En théorie**
    - parce qu'il est plus important de savoir si le patient reçoit une dose adaptée que de connaître la dose effectivement reçue
  - **En pratique et surtout :**
    - parce qu'avant la disponibilité (au début de ce siècle) de la mesure en ligne de la dialysance ionique (égale à la clairance de l'urée), la mesure indirecte de Kt/V (fondée sur la mesure du taux de réduction de l'urée) était beaucoup plus facile et fiable que la mesure de K et était donc seule réalisable en routine.
    - Equation de seconde génération de Daugirdas :  
 **$(Kt/V)_{sp} = -\ln [(c_F/c_0) - 0.008 t] + [4 - 3.5 (c_F/c_0)] \Delta BW/BW$**   
**avec t en heures soit : t = durée dialyse en min / 60**

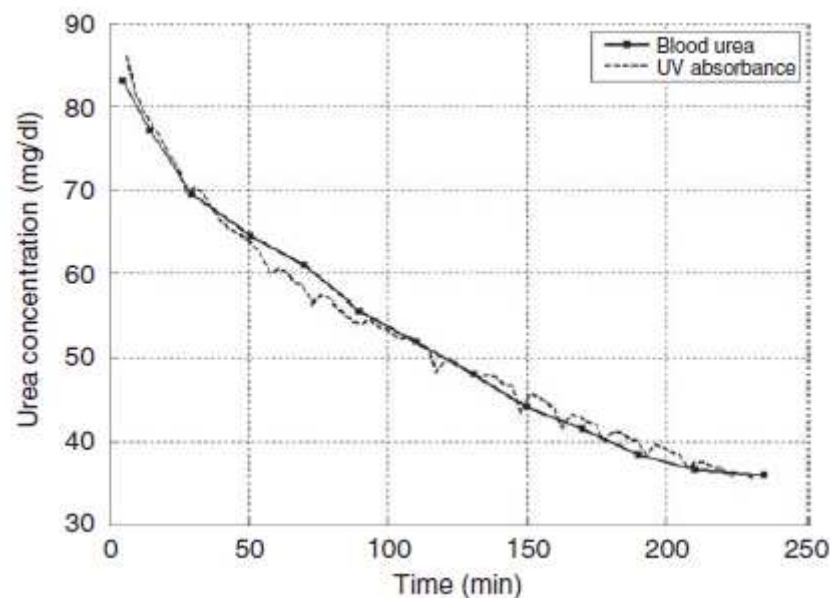
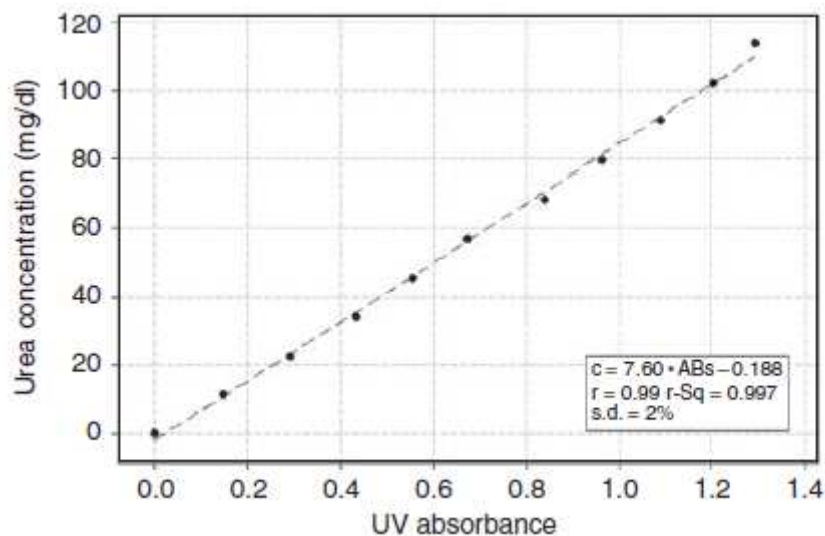
# Mesure en ligne de la dose de dialyse

- **Mesure indirecte de la dose de dialyse à partir de la mesure de l'absorbance UV du dialysat efférent :**
  - **permet de mesurer l'index  $Kt/V$  (dose de dialyse normalisée)**
- **Mesure directe de la dose de dialyse à partir de la mesure de la dialysance ionique**
  - **permet de mesurer la dose de dialyse ( $Kt$ ) délivrée au patient**

# UV-absorbance : principe et validation de la méthode

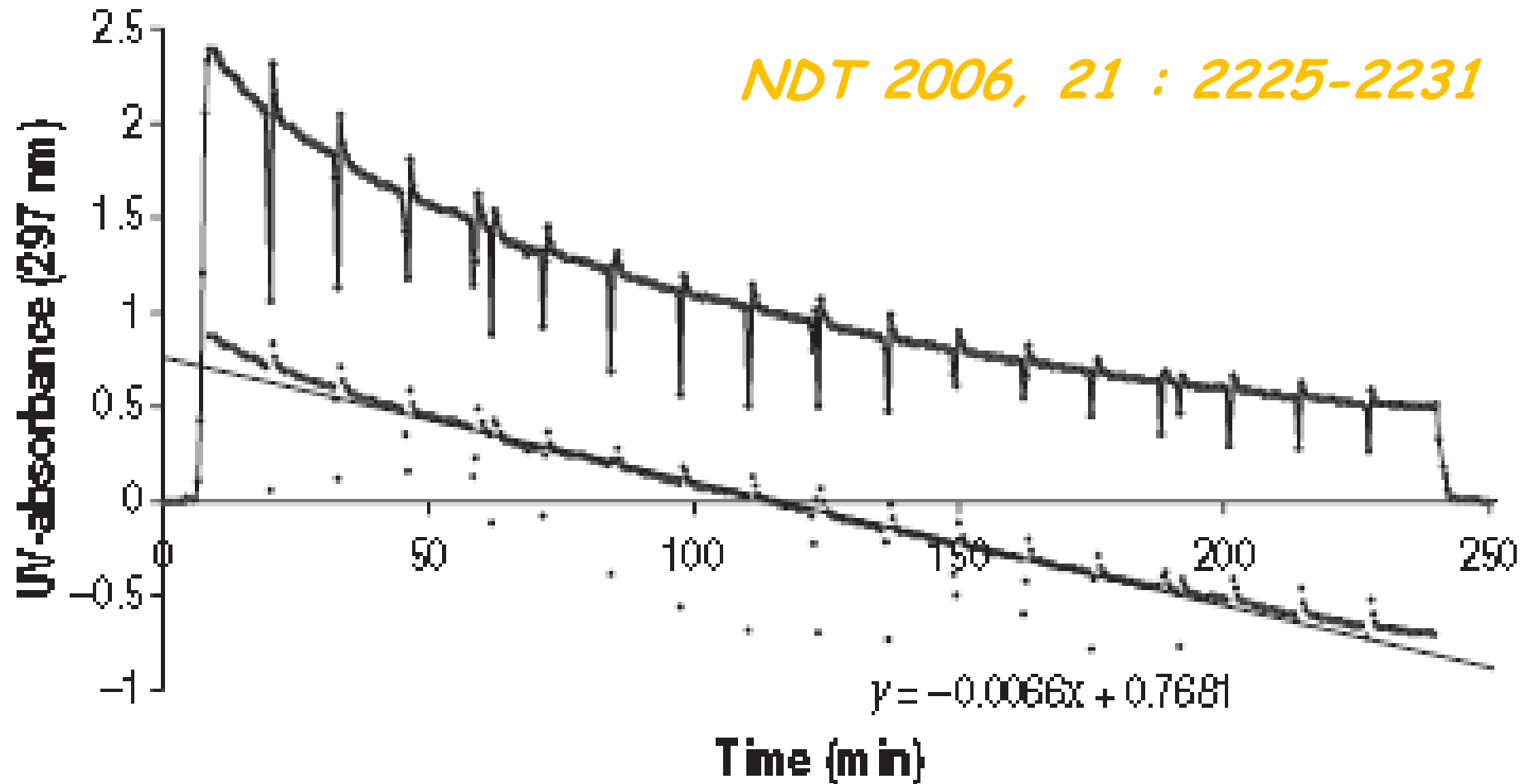
L'absorbance UV du dialysat est proportionnelle à sa concentration en urée. La concentration de l'urée dans le dialysat efférent est proportionnelle à la concentration de l'urée dans le sang, mais le coefficient de proportionnalité à un instant donné dépend de la valeur  $k$  de la clairance à cet instant.

Donc, **à condition que la clairance soit constante**, la concentration de l'urée diminue avec le même taux de décroissance dans le dialysat efférent et dans le sang et la mesure de ce taux permet de calculer  $Kt/V$  (sans qu'il soit nécessaire de mesurer  $K$  ni  $V$ ).



*Castellamau et al, KI 2010, 78 : 920-5*

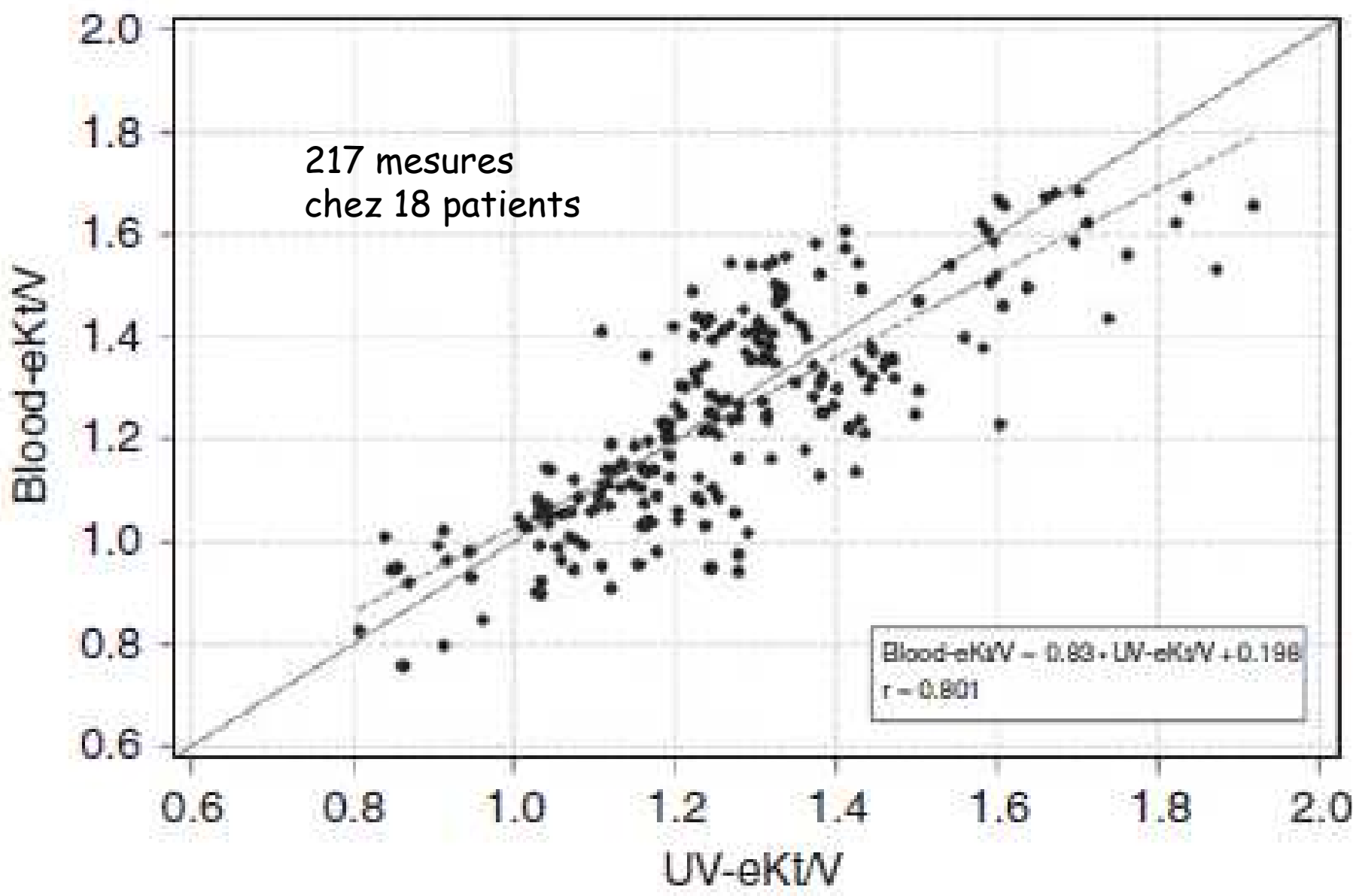
*NDT 2006, 21 : 2225-2231*



**Fig. 2.** A typical on-line absorbance curve during a single haemodialysis treatment where UV-absorbance at the wavelength 297 nm is plotted against time. The corresponding natural logarithmic (ln) fitting line is also shown.



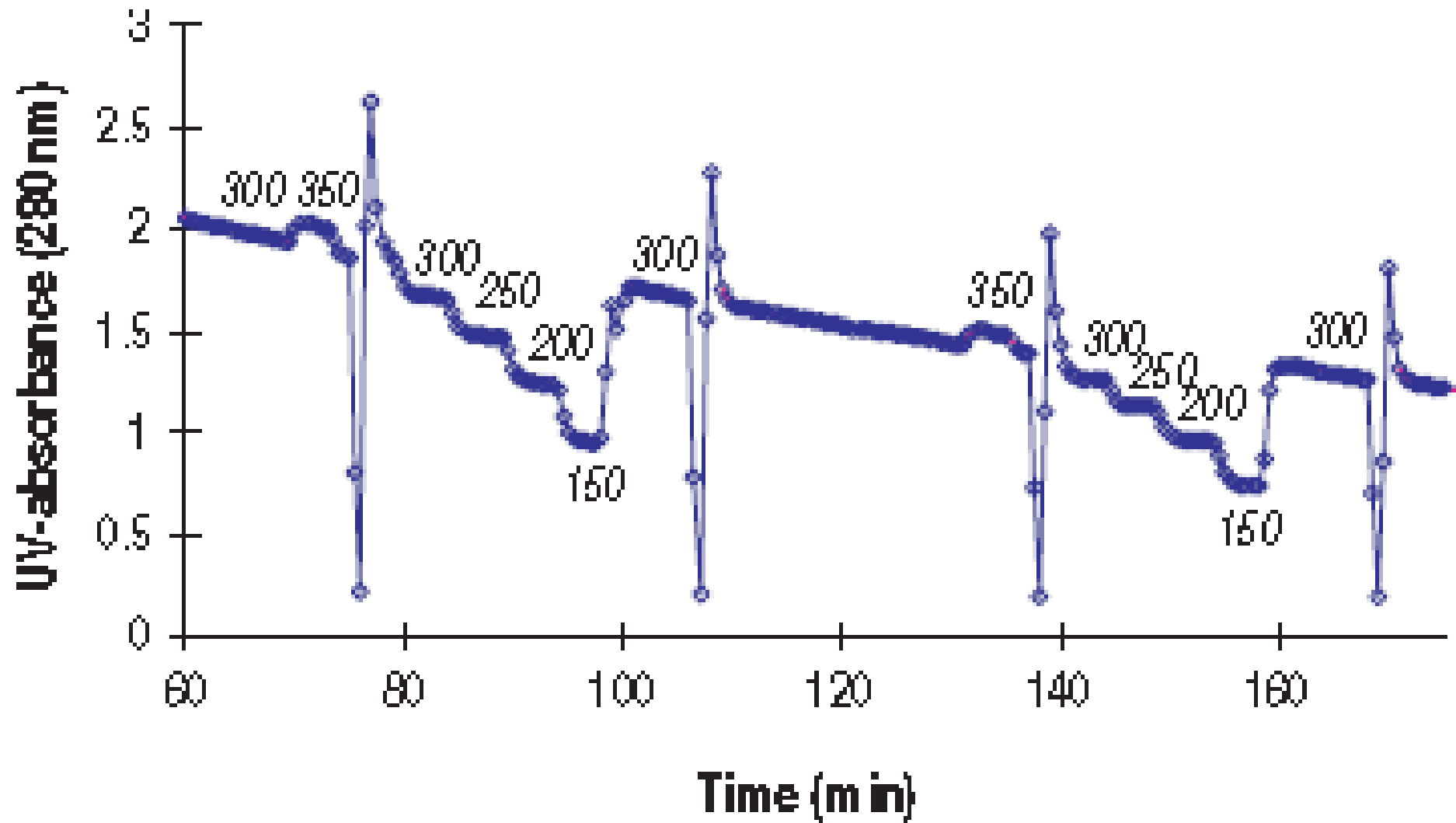
Castellamau et al, KI 2010, 78 : 920-5



# UV-absorbance

- Méthode proposée sur générateurs B-braun et Nikkiso
- **Avantages :**
  - Permet une mesure en temps réel de  $Kt/V$  à chaque séance sans nécessité de connaître  $V$ .
  - Permet donc de savoir si la dose de dialyse  $Kt$  délivrée est bien adéquate pour le patient
- **Inconvénients :**
  - L'estimation de  $K$  nécessite de connaître  $V$  et peut ne pas être fiable en cas de variation de la clairance instantanée  $k$  durant la séance.

*NDT 2006, 21 : 2225-2231*



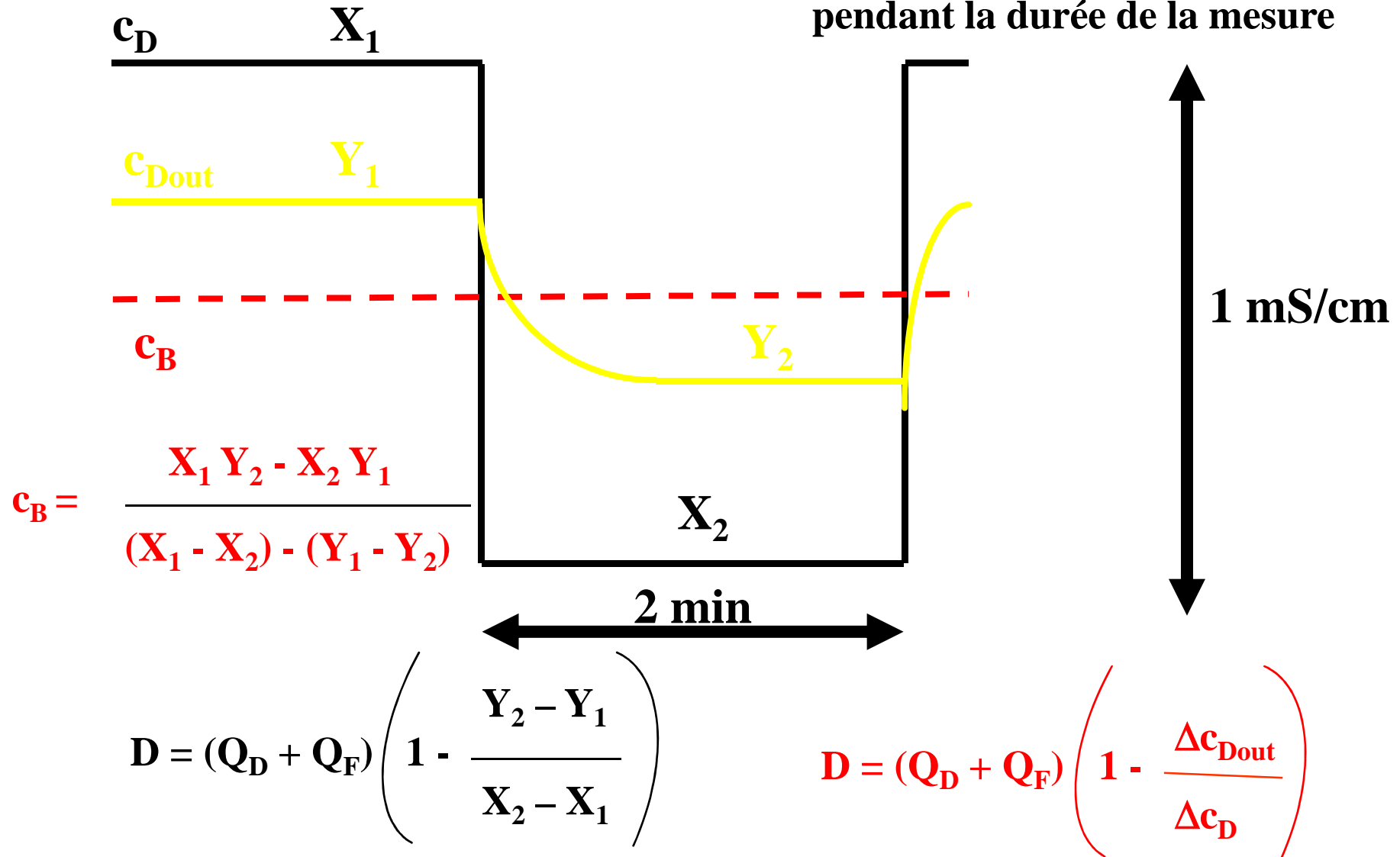
# Mesure de la dialysance ionique : principe

- Monitoring de la conductivité du dialysat en entrée et sortie du dialyseur.
- Perturbation de la conductivité du dialysat délivré à l'entrée du dialyseur
- Mesure du retentissement de cette perturbation sur la conductivité du dialysat en sortie du dialyseur.
- Calcul de la dialysance ionique (et de la conductivité plasmatique)

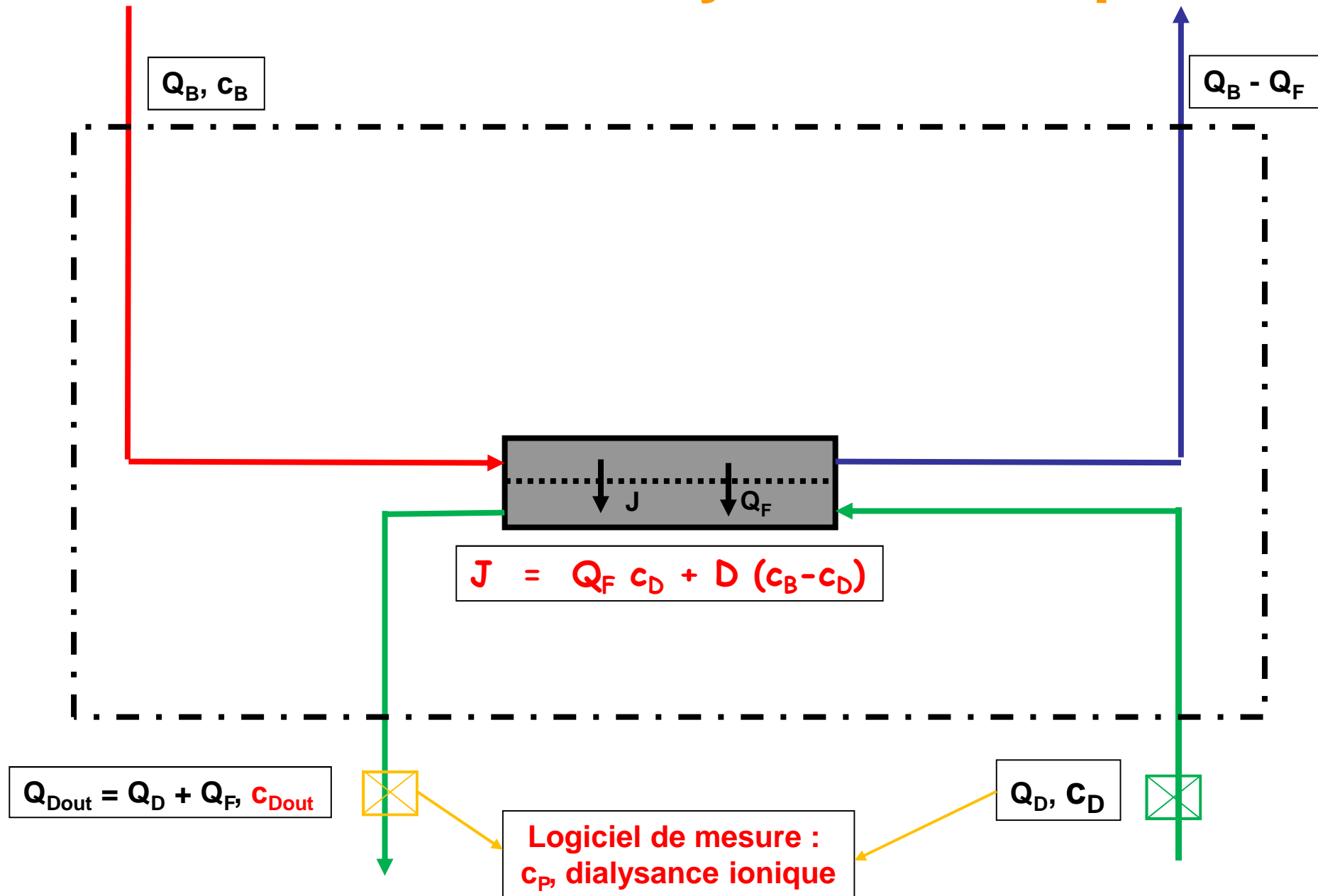
# Mesure de la dialysance ionique

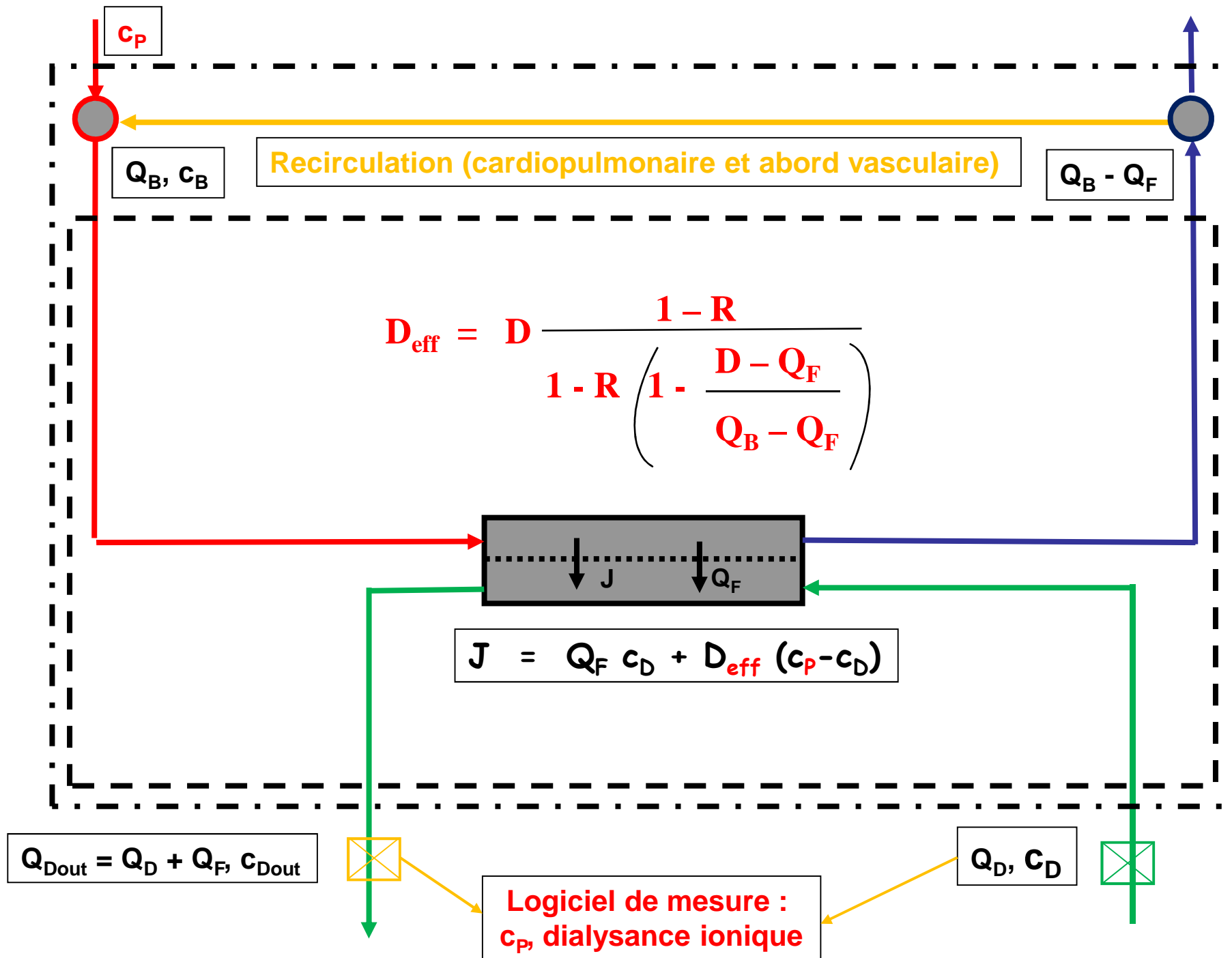
$$c_{Dout} = f(c_D, c_B, D)$$

Hypothèse :  $D$  et  $c_B$  constants pendant la durée de la mesure



# Mesure de la dialysance ionique





$$D_{eff} = D \frac{1 - R}{1 - R \left( 1 - \frac{D - Q_F}{Q_B - Q_F} \right)}$$

$$J = Q_F c_D + D_{eff} (c_P - c_D)$$

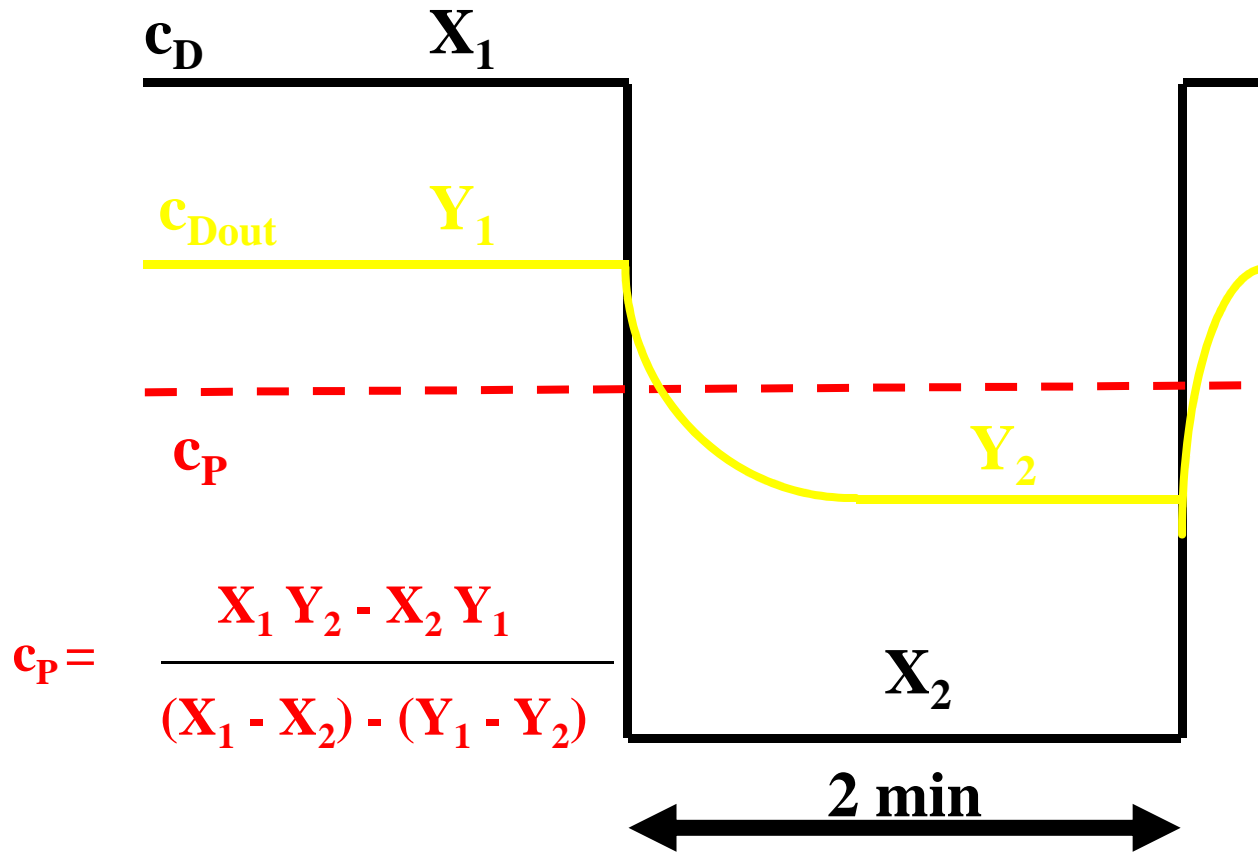
$$Q_{Dout} = Q_D + Q_F, c_{Dout}$$

$$Q_D, c_D$$

Logiciel de mesure :  
 $c_P$ , dialysance ionique

$$c_{Dout} = f(c_D, c_P, D_{eff})$$

$$D_{eff} = D \frac{1 - R}{1 - R \left( 1 - \frac{D - Q_F}{Q_B - Q_F} \right)}$$



$$c_P = \frac{X_1 Y_2 - X_2 Y_1}{(X_1 - X_2) - (Y_1 - Y_2)}$$

$$D_{eff} = (Q_D + Q_F) \left( 1 - \frac{\Delta c_{Dout}}{\Delta c_D} \right)$$



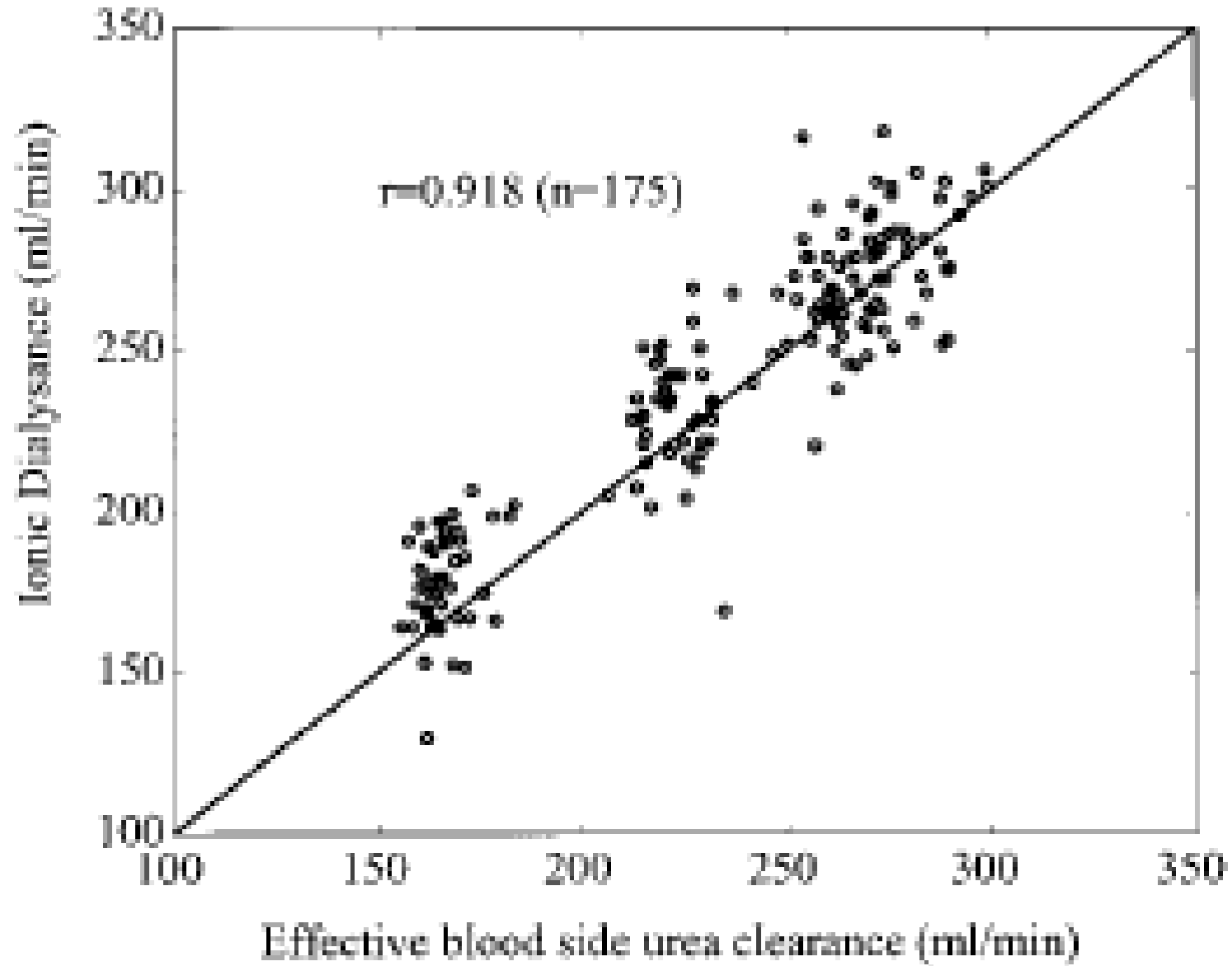
# Mesure de la dialysance ionique : principe

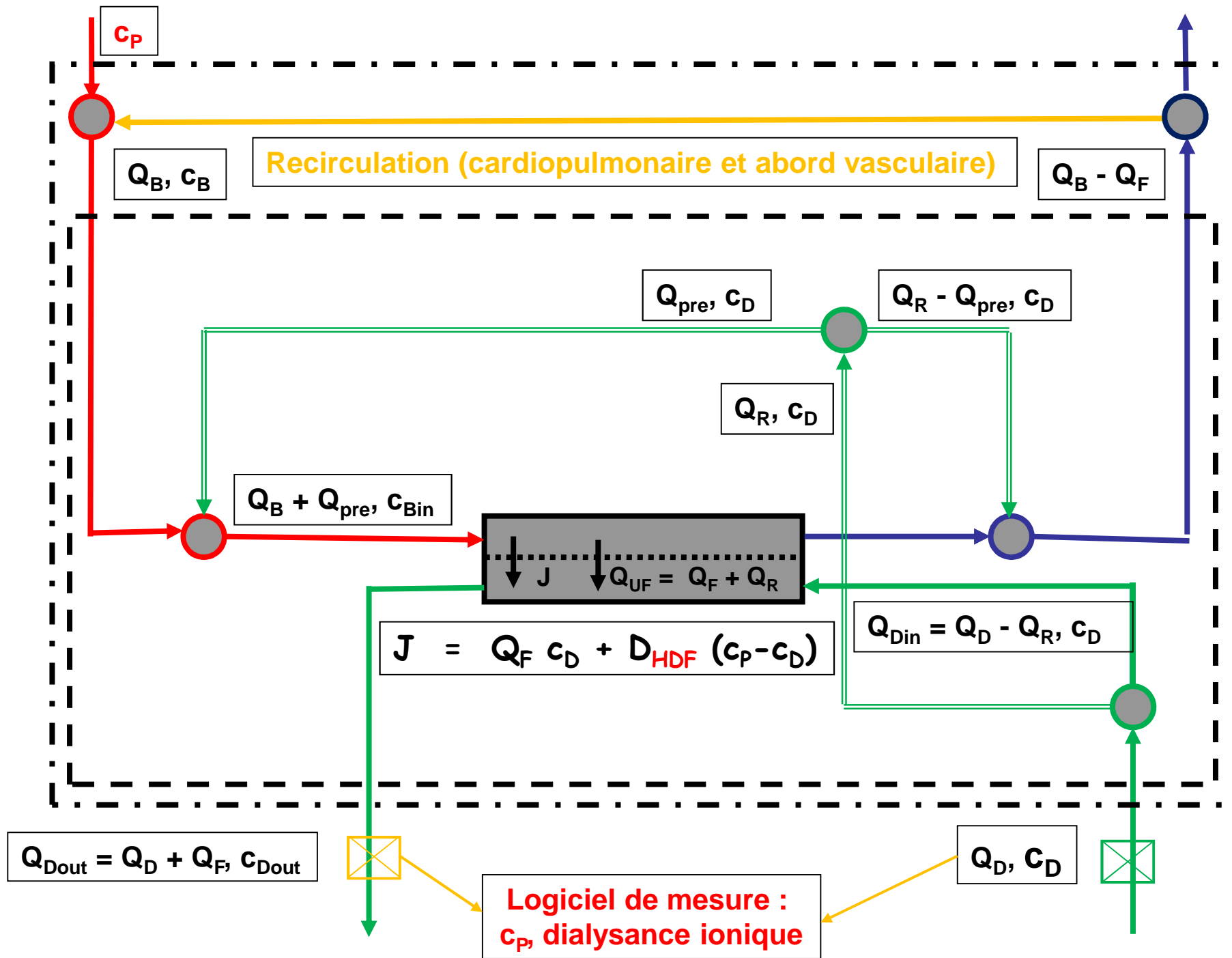
- Dialysance ionique = dialysance de l'urée
  - Parce que la cinétique des ions contenus dans le dialysat et celle de l'urée sont identiques
- Dialysance de l'urée = clairance de l'urée
  - Parce que le dialysat ne contient pas d'urée
- **DONC : dialysance ionique = clairance de l'urée**

# Dialysance ionique (ID) vs clairance effective de l'urée (UK)

	<b>Recirculation cardio pulmonaire</b>	<b>Recirculation (Trasonic)</b>	<b>ID/UK</b>	<b>Nombre de mesures</b>
<b>Accès artério- veineux correct</b>	<b>+</b>	<b>0%</b>	<b>0.95</b>	<b>86</b>
<b>Cathéter double lumière (DL)</b>	<b>-</b>	<b>4%</b>	<b>0.97</b>	<b>50</b>
<b>Cathéter DL avec correction</b>	<b>-</b>	<b>0%</b>	<b>1.005</b>	<b>50</b>

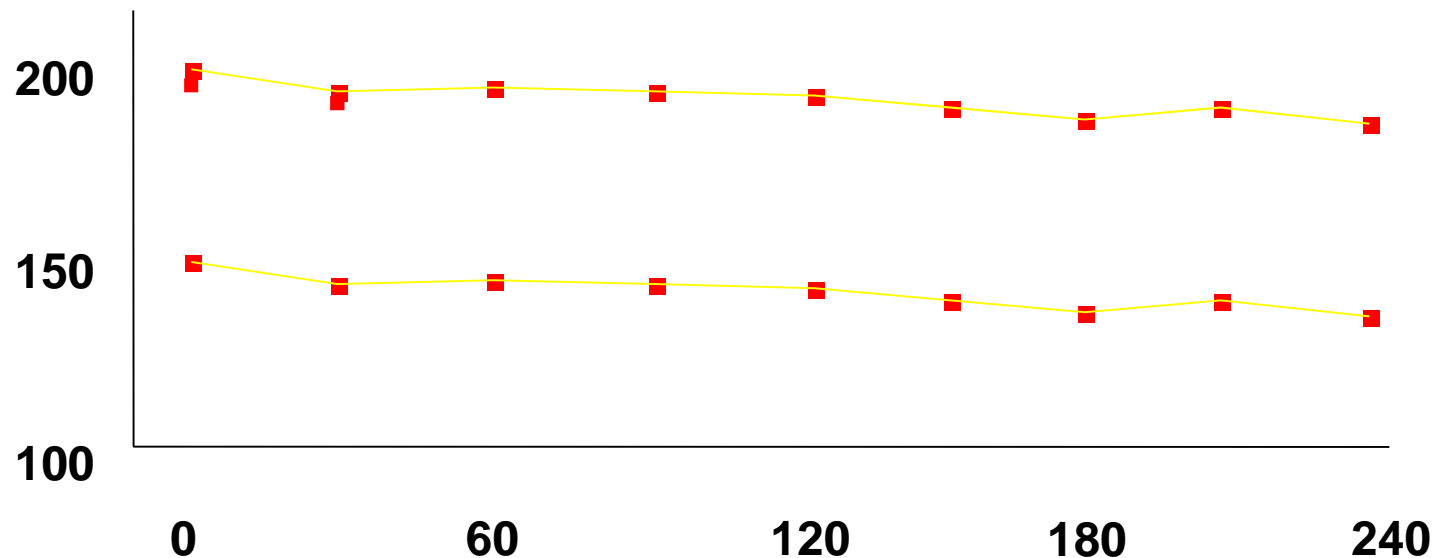
*Lindsay et al, AJKD 2001, 38 : 565-74*





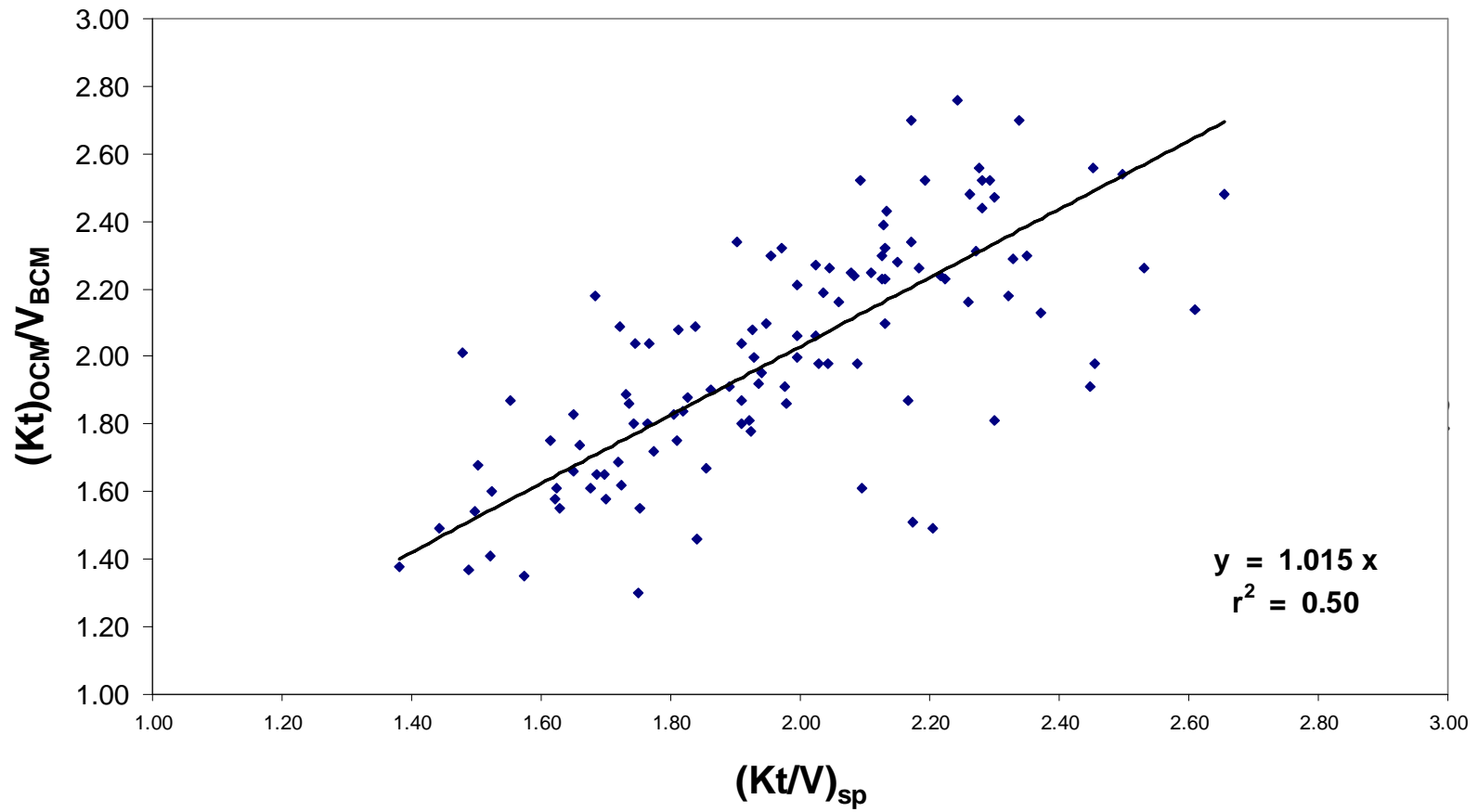
## La mesure de la dialysance ionique

- est disponible sur les générateurs Baxter (Hospal-Gambro), Fresenius, Bellco
- permet :
  - une mesure de la clairance instantanée  $k$  de l'urée
    - non-invasive et totalement automatique
    - sans aucun surcoût en matériel consommable
    - très reproductible
  - la répétition des mesures pendant une séance (toutes les 15 à 30 min) pour obtenir la clairance moyenne  $K$
  - et donc la mesure (pendant chaque séance) de la dose de dialyse  $Kt$  délivrée au patient



# La dialysance ionique

- Le suivi en temps réel de la clairance instantanée  $k$  de l'urée permet de détecter immédiatement nombre d'anomalies susceptibles de survenir et souvent d'être corrigées en temps réel
  - une clairance de l'urée conforme à la valeur attendue témoigne d'un fonctionnement correct du circuit extracorporel (débits de sang et de dialysat adaptés, recirculation cardiopulmonaire et de l'abord vasculaire conformes, sang et dialysat circulant à contre-courant, pas de fibres coagulées dans le dialyseur etc.) vis-à-vis de l'urée **et donc vis-à-vis de toute molécule**
- Ce suivi permet de calculer la valeur moyenne  $K$  de la clairance de l'urée pendant la séance et donc la dose de dialyse  $Kt$  délivrée au patient
- Le calcul de  $Kt/V$  est possible à condition d'introduire une estimation de  $V$  dans le générateur
  - Pourcentage du poids du corps
  - Formules anthropométriques (Watson)
  - Impédancemétrie
  - Estimation indirecte :  $Kt/(Kt/V)_{sp}$



*Créput et al, IJAO 2013*

# Mesure de la dialysance ionique : principe

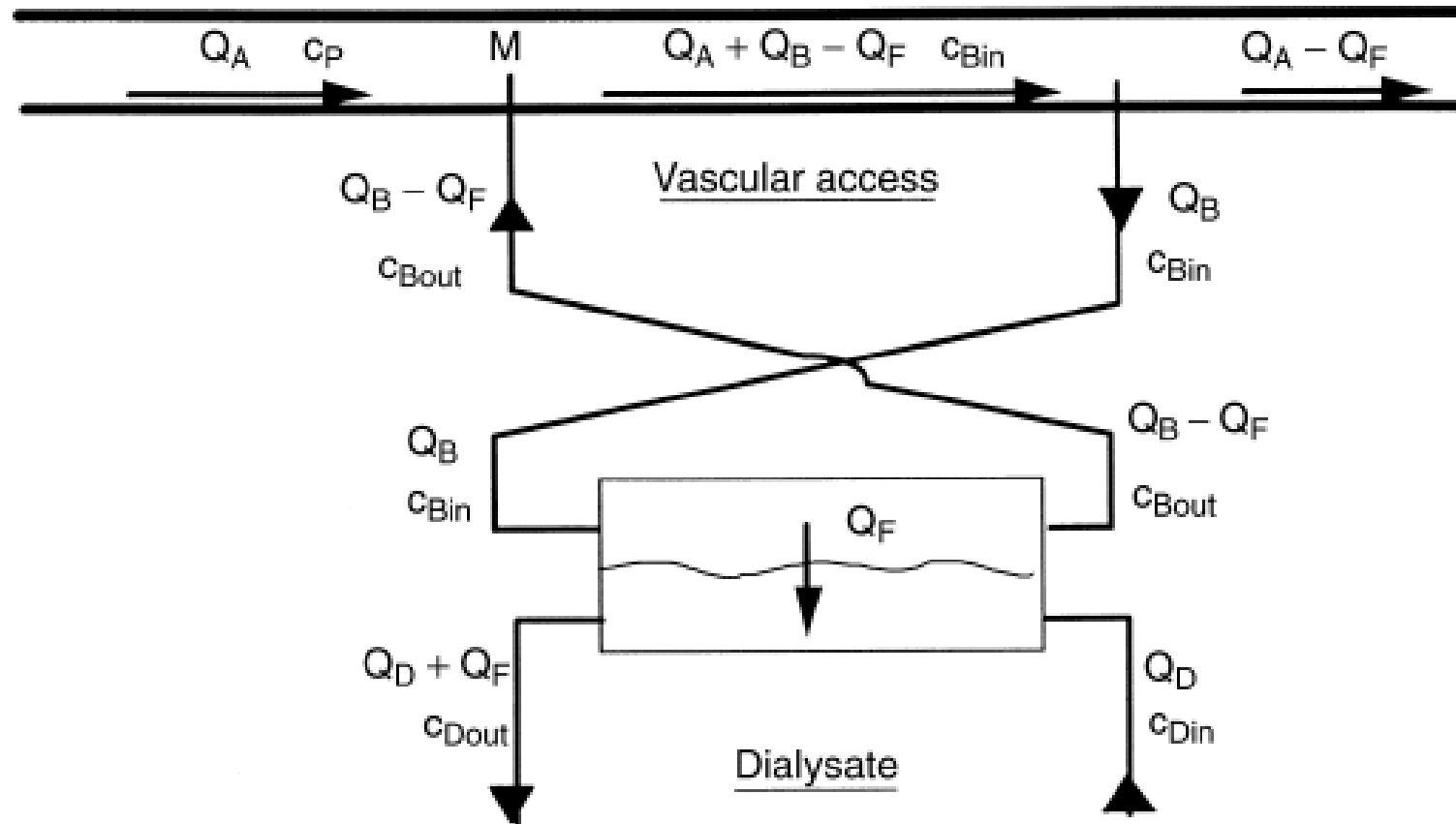
- Dialysance ionique = dialysance de l'urée
  - Parce que la cinétique des ions contenus dans le dialysat et celle de l'urée sont identiques
- Dialysance de l'urée = clairance de l'urée
  - Parce que le dialysat ne contient pas d'urée
- **DONC : dialysance ionique = clairance de l'urée**



# Mesure du débit de l'abord vasculaire

## - PRINCIPE

- L'inversion des lignes artérielle et veineuse crée une recirculation dont le taux est fonction du débit de l'abord vasculaire



# Mesure du débit de l'abord vasculaire

## - METHODES

- Mesure du taux de recirculation en créant une perturbation dans la ligne veineuse et en mesurant la fraction de retour dans la ligne artérielle
  - Création directe d'une perturbation dans la ligne veineuse
    - Hémodilution par **injection d'un bolus** de **sérum physiologique (Transonic)**
    - Hémococoncentration par un pic d'UF (ne nécessite pas d'injection)
  - Création indirecte d'une perturbation dans la ligne veineuse par création d'une perturbation dans le dialysat délivré par la machine (ne nécessite pas d'injection)
    - **Perturbation de température du dialysat (thermodilution, Fresenius)**
    - Perturbation de conductivité du dialysat
- **Mesure de la dialysance ionique (dont la valeur dépend du taux de recirculation) avec les lignes en position normale et inversée.**

# Mesure du débit de l'abord vasculaire

## - INTERET

- La mesure du débit de l'abord vasculaire permet de détecter les abords à haut risque de thrombose avant que soit mis en évidence une recirculation de l'abord vasculaire qui apparaît seulement lorsque le débit de l'abord vasculaire est inférieur au débit dans la ligne de CEC
  - Mais elle nécessite une inversion des lignes

## - RESULTATS

- La méthode par dialysance ionique (OCM, Fresenius) est moins bien corrélée ( $r^2 = 0.47$ ) à la méthode de référence (dilution ultrasonore, Transonic) que la méthode par thermodilution ( $r^2 = 0.82$ )
  - mais il n'est pas prouvé qu'elle aboutisse à une moins bonne détection des abords vasculaires à haut risque
  - et la méthode par dialysance ionique (Diascan, Hospal-Baxter) semble aussi bien corrélée ( $r^2 = 0.86$ ) à la méthode de référence que la méthode par thermodilution.

# Logiciels d'asservissement

## - BUT :

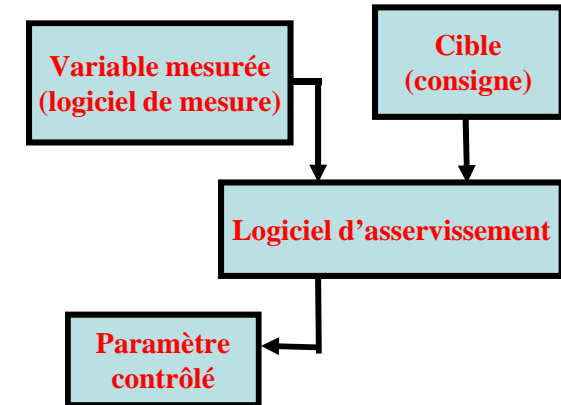
- Contrôle d'un paramètre

## - INTERET :

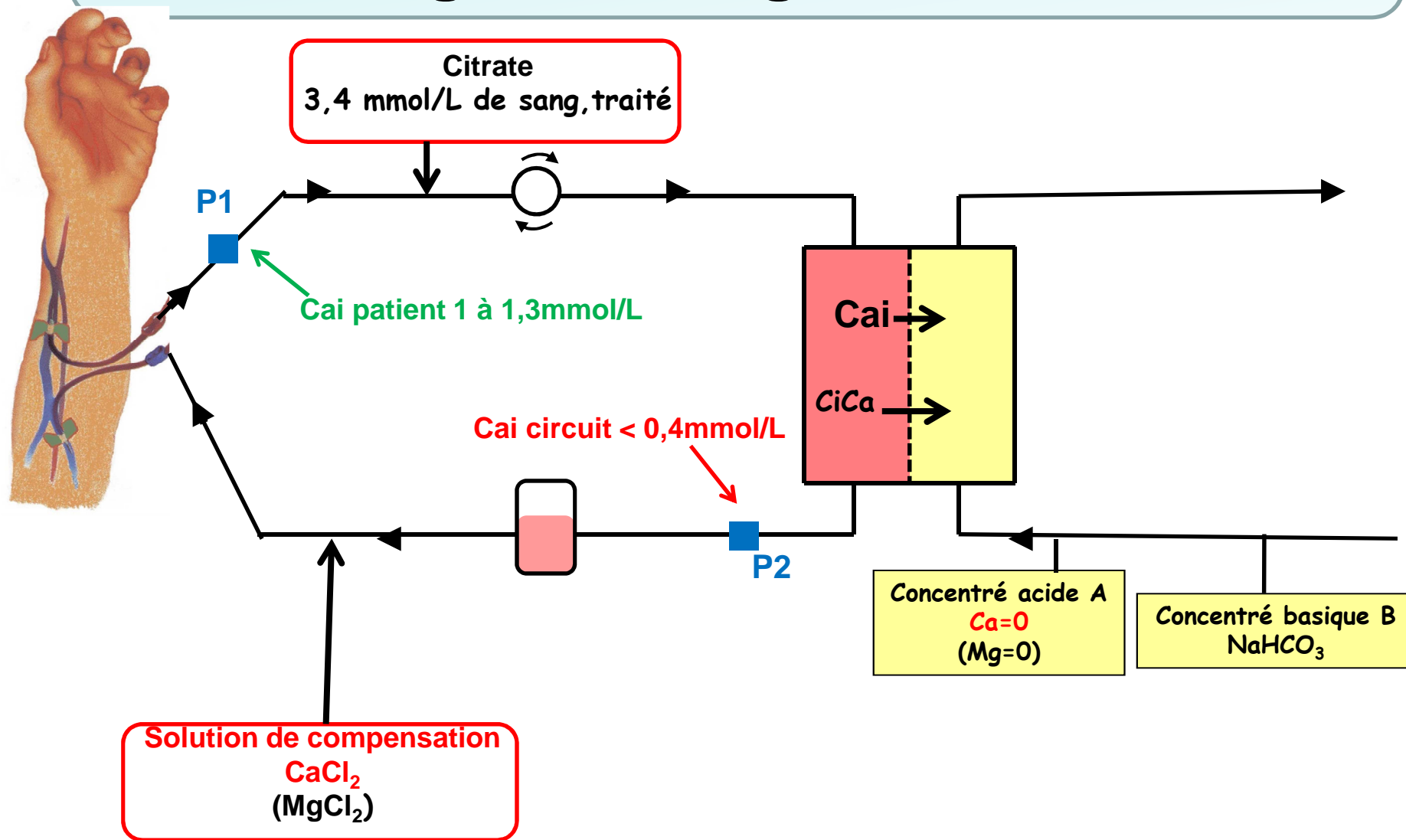
- Automatisation
- Diminution du coût en moyens matériels et humains

## - EXEMPLES

- Automatisation du débit de réinjection en HDF
  - Asservissement sur la fraction de filtration sanguine (Nipro, Nikkiso)
  - Asservissement sur la fraction de filtration plasmatique (Autosub Fresenius)
    - nécessite un logiciel de mesure de la réduction volémique (BVM, Fresenius)
  - Asservissement sur la pente de la courbe  $UF = f(PTM)$  (Ultracontrol, Baxter)
- Automatisation de la réinjection de calcium en anticoagulation régionale au citrate
  - nécessite un logiciel de mesure de la dialysance ionique

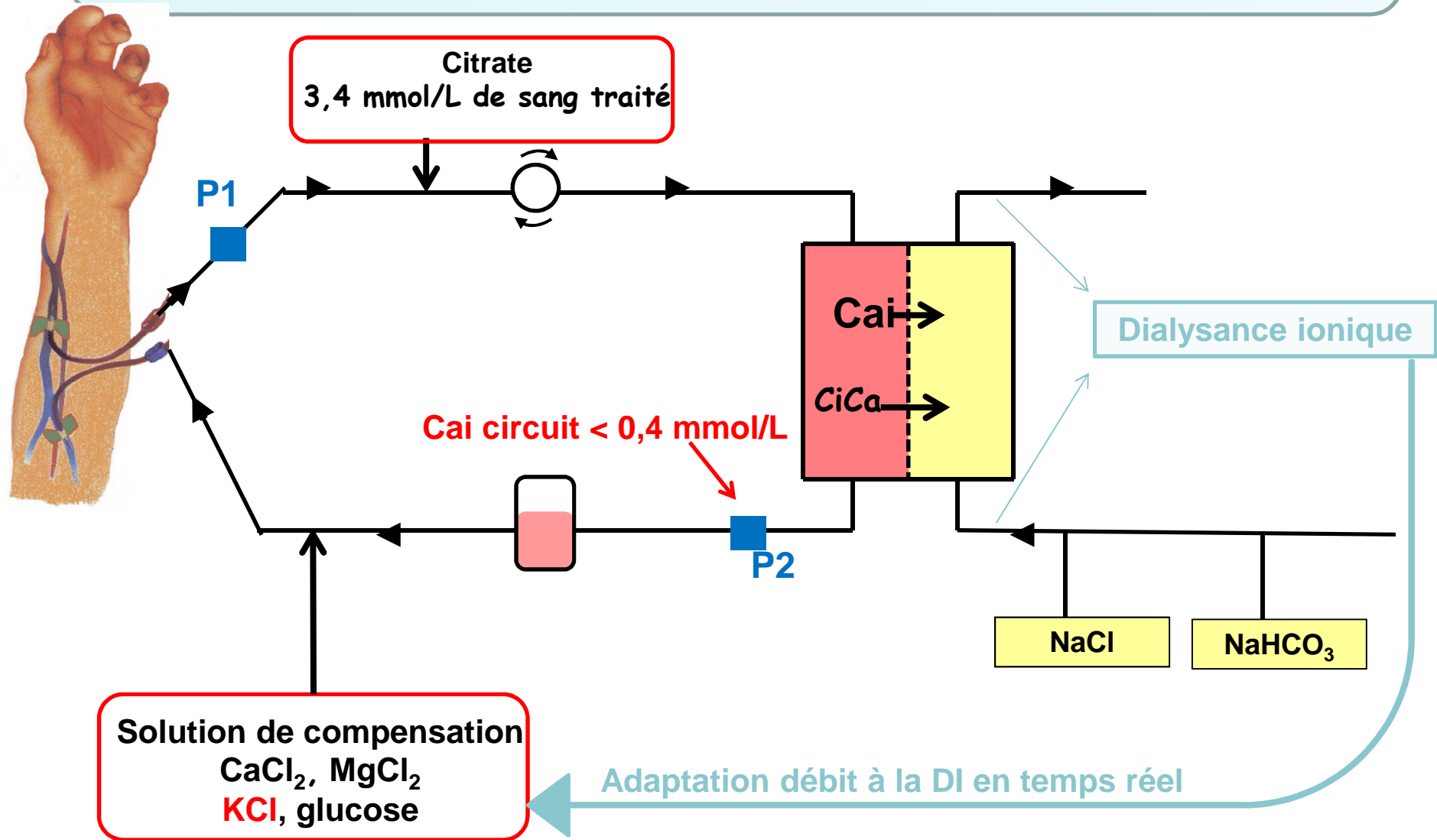


# Anticoagulation de la CEC : Anticoagulation régionale au citrate



# Comment simplifier la technique ?

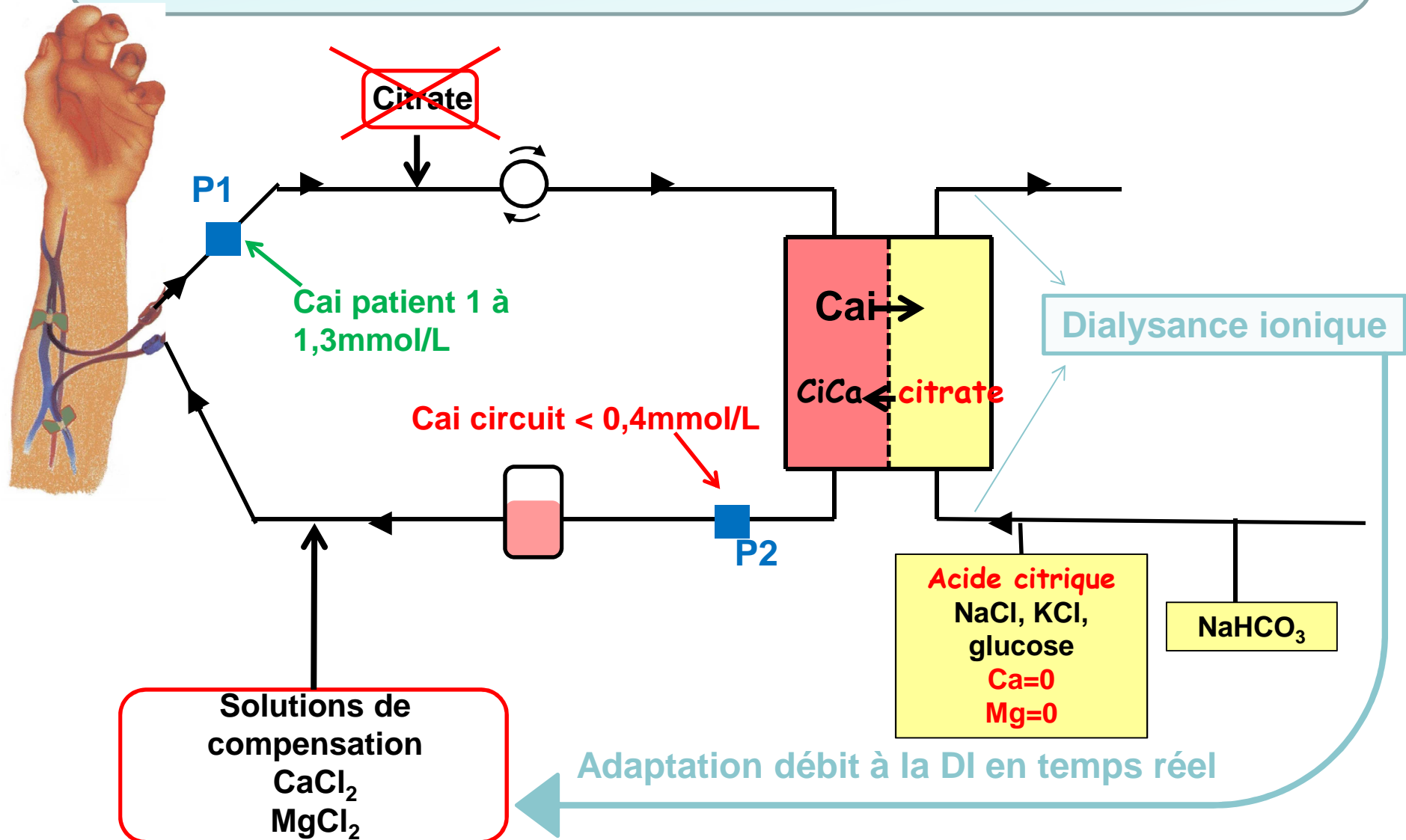
## 1. Asservir les débits de $\text{CaCl}_2$ et $\text{MgCl}_2$ à la dialysance ionique





# Comment simplifier la technique ?

## 2. Tenter de s'affranchir de l'injection de citrate





# En pratique



[F]

# *En pratique*

- L'asservissement de la réinjection de calcium sur la dialysance ionique permet de s'affranchir de la surveillance du calcium ionisé
- L'utilisation d'un dialysat à l'acide citrique permet de s'affranchir de la perfusion de citrate dans la ligne artérielle (et de son asservissement sur le débit sanguin)
  - Meilleure sécurité (pas de surdosage en citrate)
  - Possibilité de remplacer l'acide citrique par du citrate de sodium (dialyse sans acide)
- Technique efficace, fiable et bien tolérée
- *Généralisation de la technique à l'ensemble des patients hémodialysés chroniques ?*

# Logiciels de rétrocontrôle

## - BUT :

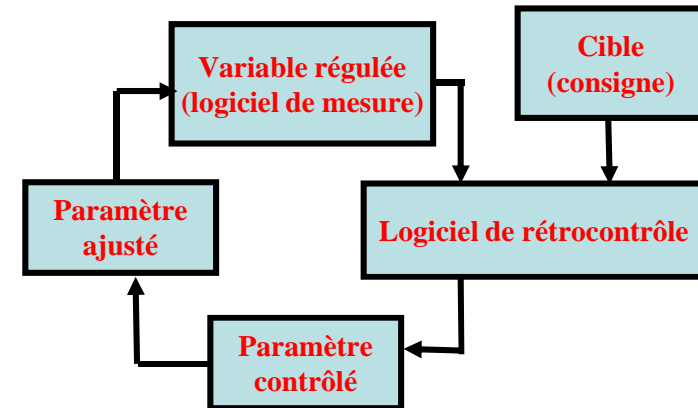
- Régulation d'une variable

## - INTERET :

- Optimisation du traitement

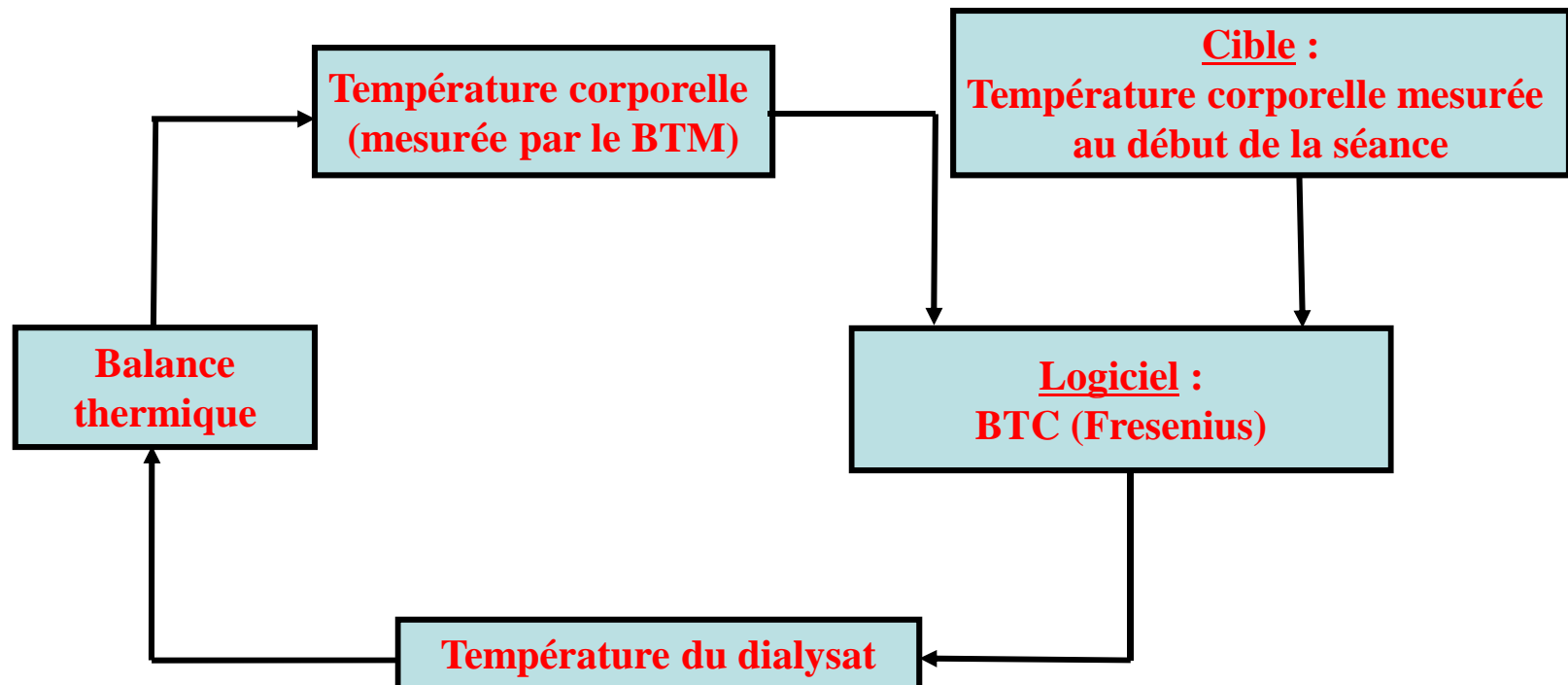
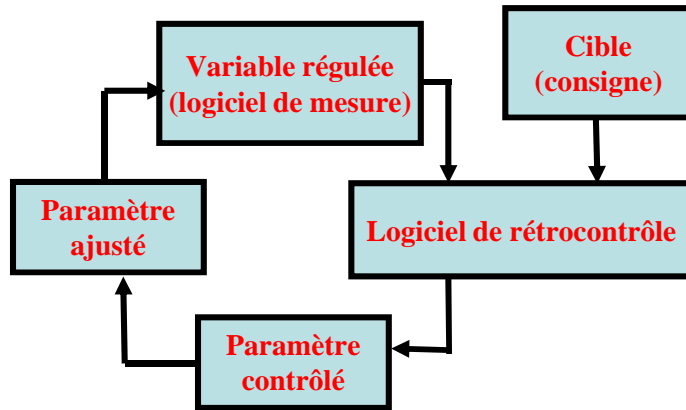
## - EXEMPLES

- Optimisation de la température du dialysat
- Optimisation de l'ultrafiltration
  - Basée sur un logiciel de mesure de la réduction volémique (et sur une mesure de PA)
  - Cf exposés sur Hemocontrol (Hospal-Baxter) Haemo-Master (Nikkiso-Hemotech), Biologic-Fusion (B-braun) et Blood Volume Control (Fresenius)
- Optimisation de la concentration sodée (conductivité) du dialysat
  - Basée sur un logiciel de mesure de la natrémie (conductivité plasmatique) et de la dialysance ionique

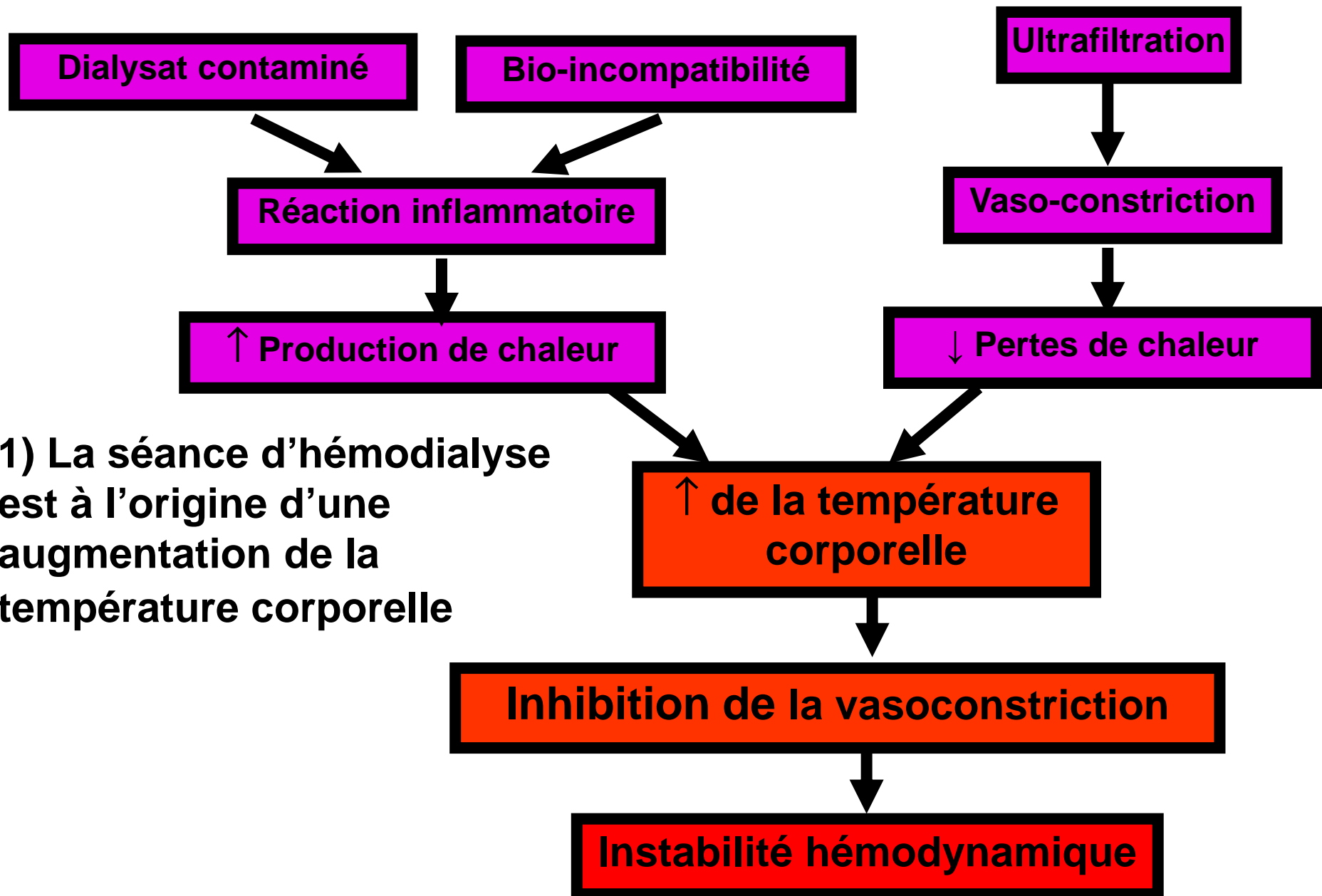


# Logiciel de rétrocontrôle sur la température du dialysat

Le but du rétrocontrôle est de monitorer la température corporelle dans le but d'empêcher sa variation.

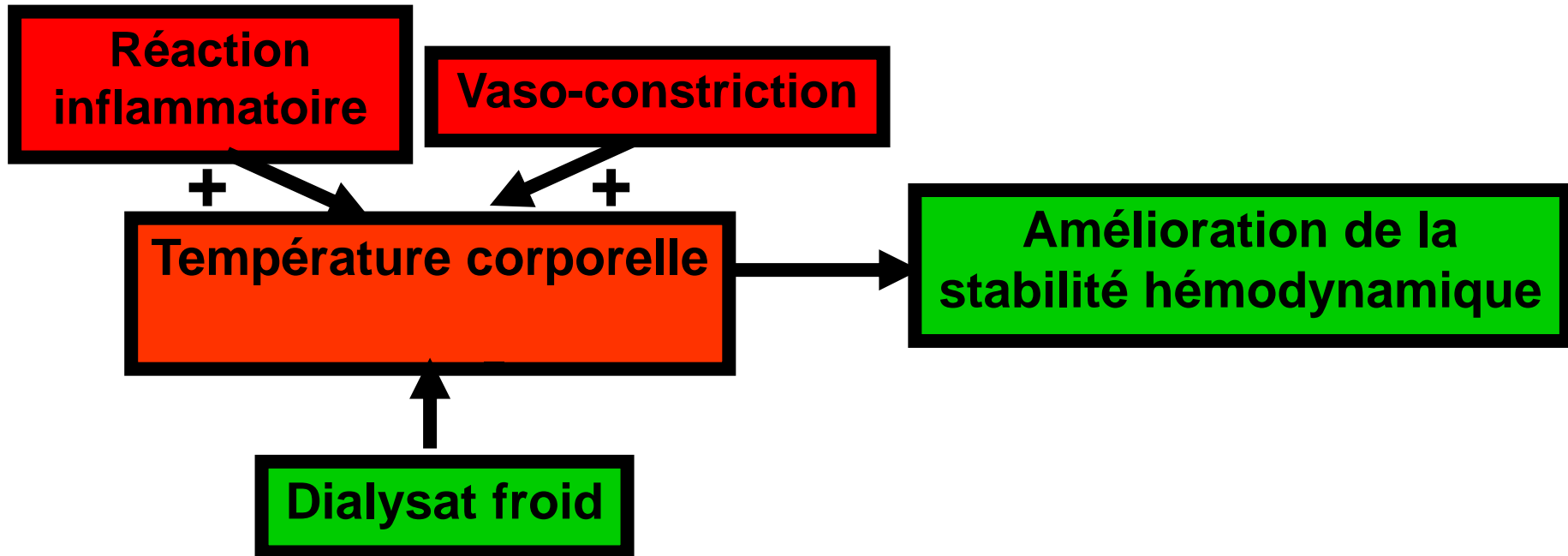


# Monitoring de la température du dialysat



1) La séance d'hémodialyse est à l'origine d'une augmentation de la température corporelle

2) L'utilisation d'un dialysat froid (34-35°C) est associée avec une meilleure stabilité hémodynamique

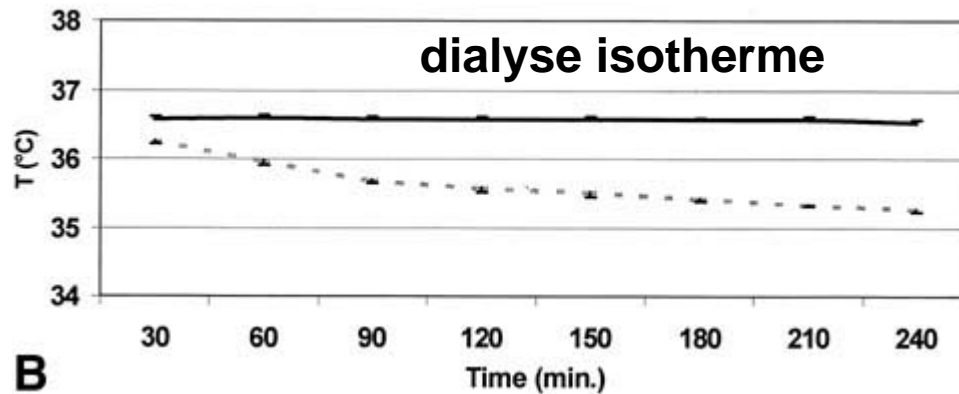
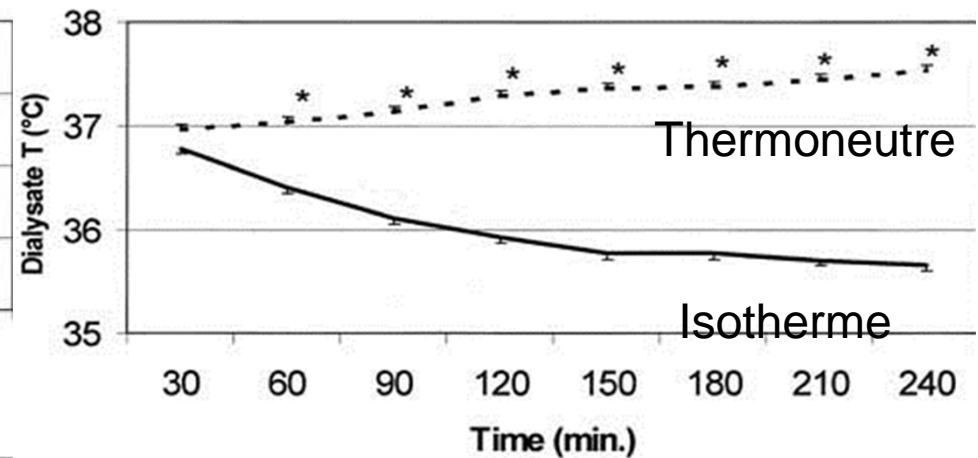
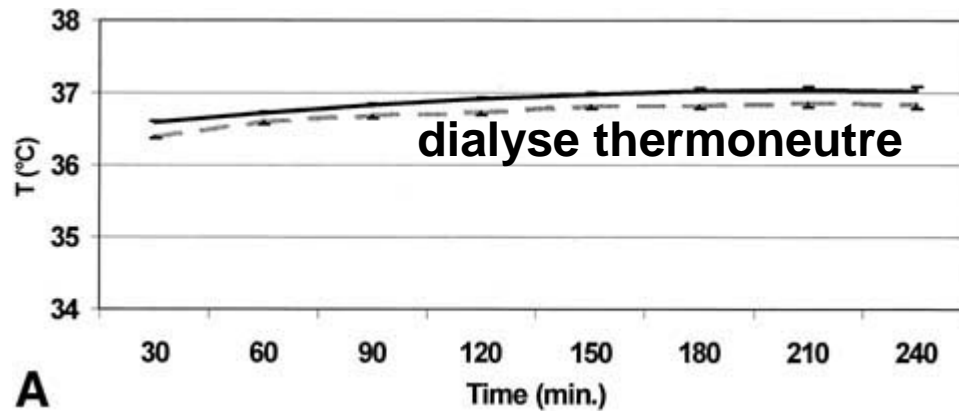


**MAIS elle peut être mal tolérée par certains patients !**

3) L'utilisation d'un profil décroissant de la température du dialysat doit permettre d'empêcher l'augmentation de la température corporelle.

# Monitoring de la température du dialysat

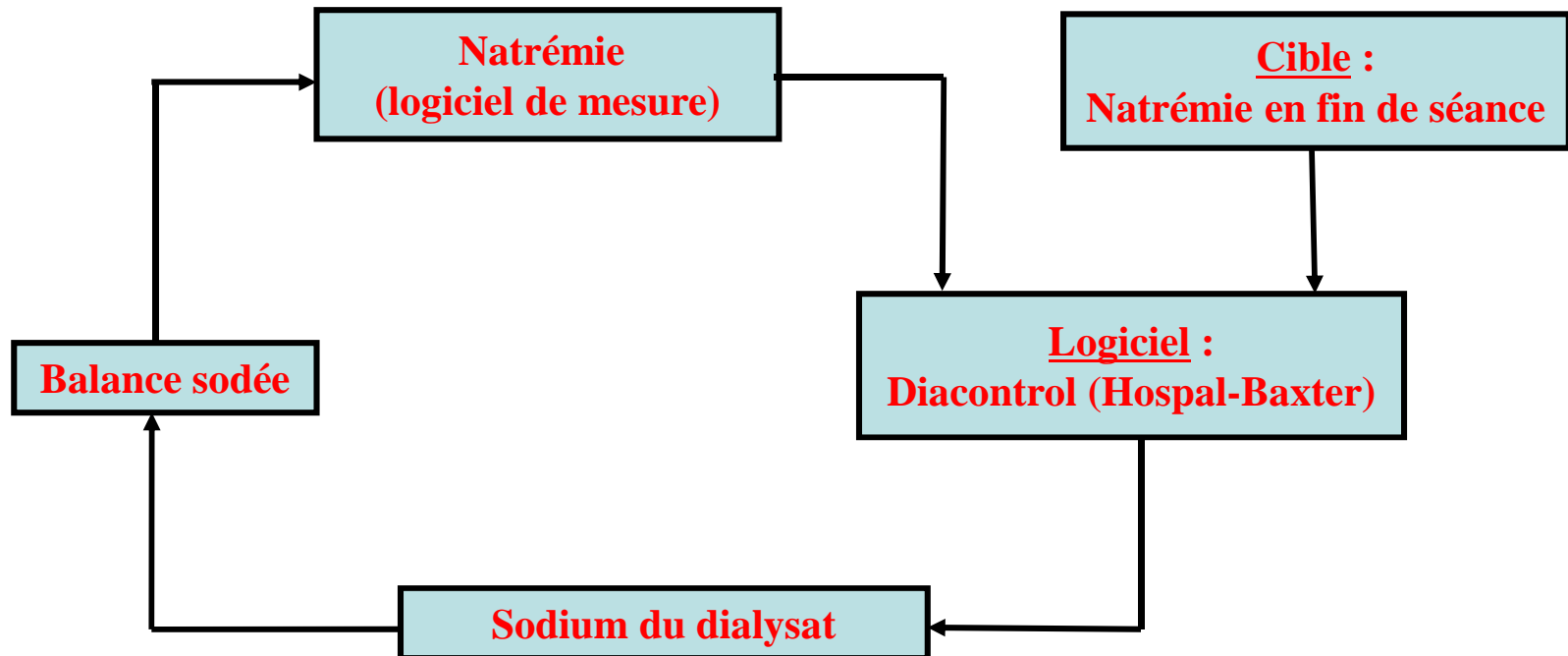
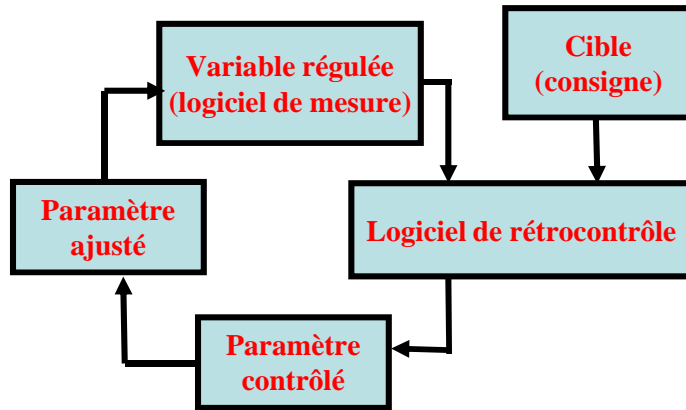
*Maggiore, AJKD 2002*



**Température dialysat**  
**(36.8 → 35.7)**

**Température ligne artérielle et veineuse**

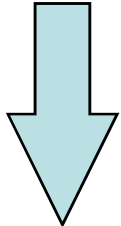
# Logiciel de rétrocontrôle sur la concentration sodée du dialysat



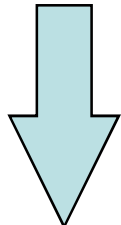


# Monitoring de la conductivité du dialysat

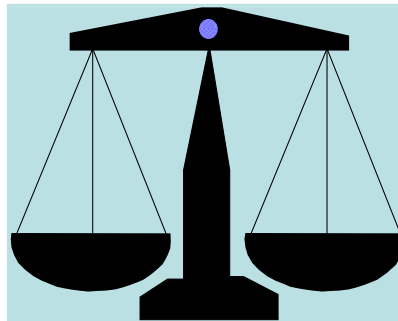
**Conductivité trop basse**



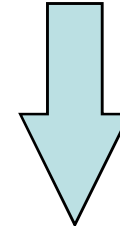
**Diminution de la tonicité**



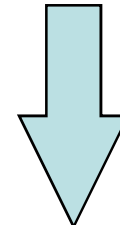
**Syndrome de déséquilibre peritoneal dialytique :**  
crampes, hypotension,  
nausées, céphalées



**Conductivité trop élevée**



**Augmentation de la tonicité**



**Complications interdialytiques :**  
soif, prise de poids  
hypertension  
insuffisance cardiaque

**La conductivité du dialysat doit être choisie de manière à maintenir la tonicité à sa valeur pré-dialytique (dialyse isotonique)**

# Dialyse isonatrique

37 patients stables hémodynamiquement.

Contrôle (9 séances) : concentration sodée du dialysat égale à 138 mmol/l.

Isonatrique (9 séances) : concentration sodée du dialysat égale à moyenne des natrémies pré-dialytiques de la période contrôle (pas d'utilisation de profils décroissants d'UF et de Na).

	<b>contrôle</b>	<b>isonatrique</b>	<b>p</b>
<b>Natrémie pré-dialytique</b>	<b>134</b>	<b>134</b>	<b>NS</b>
<b>Natrémie post-dialytique</b>	<b>136</b>	<b>133</b>	<b>&lt; 0.001</b>
<b>DP (kg)</b>	<b>2,9</b>	<b>2,3</b>	<b>&lt; 0.001</b>

*De Paula et al, Kidney Int 2004, 66 : 1232-1238*

# Dialyse isonatrique

**Table 3.** HD-related hypotension, symptoms and interdialytic thirst scores in standard Na<sup>+</sup> HD and individualized Na<sup>+</sup> HD

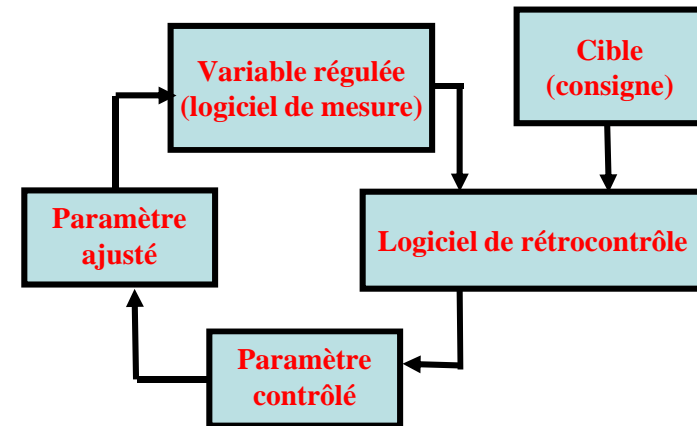
	Standard Na <sup>+</sup>	Individualized Na <sup>+</sup>	P value
Hypotension	23 (9%)	6 (2%)	<0.001
Cramps	12 (5%)	5 (2%)	0.072
Headaches	11 (5%)	3 (1%)	0.010
Nausea/vomiting	0 (0%)	0 (0%)	–
Interdialytic thirst			
Nil	0 (0%)	4 (15%)	0.043
Mild	1 (4%)	17 (63%)	<0.001
Moderate	11 (41%)	5 (18%)	0.07
Severe	15 (55%)	1 (4%)	<0.001

*De Paula et al, Kidney Int 2004, 66 : 1232-1238*

# Dialyse isonatrique

- **Réduction de la prise de poids interdialytique**
- **Diminution des épisodes d'hypotension perodialytique (2% vs 9%)**
- **Amélioration du contrôle tensionnel chez les sujets hypertendus**
- *Moret et al, NDT 2002, 17 : 1463-1469*

# Logiciels de rétrocontrôle



## - INTERET

- Permettent d'optimiser le traitement

## - Mais **NE REMPLACENT PAS LA PRESCRIPTION (consigne)**

- Le médecin définit le niveau d'alerte (Hemocontrol, Haemo-Master etc.)
  - Le logiciel calcule le profil d'UF (et de concentration sodée du dialysat)
- Le médecin prescrit la dialyse isotherme
  - Le logiciel contrôle la température du dialysat
- Le médecin prescrit la natrémie à atteindre en fin de séance
  - Le logiciel calcule le profil de concentration sodée du dialysat

## - ENJEUX

- **Economiser le temps nécessaire à l'implication de l'équipe médicale**