



Surveillance

fistule artério-veineuse par module BTM

Service de dialyse
Groupe Médical d'Onex

Version 2.0

Débit fistule artério-veineuse

Introduction

Les méthodes de mesure du débit sanguin

La surveillance des fistules artério-veineuses (FAV) a pour but de détecter des sténoses hémodynamiquement significatives. Cette détection doit permettre un geste d'angioplastie précoce ou une réparation chirurgicale.

L'efficacité de cette surveillance doit être jugée sur le nombre d'épisodes de thrombose et la durée de vie de la FAV. Les premiers protocoles de surveillance proposaient la surveillance de la pression artérielle et de la pression veineuse dynamique ou/et statique.

Les programmes plus récents intègrent la mesure du débit de la FAV. La mesure du débit de la FAV est basée sur la mesure de la recirculation de l'accès vasculaire en position de lignes inversées. La recirculation induite volontairement dans cette position va permettre de calculer le débit de fistule moyennant la mesure du volume de sang ayant recirculé.

Le pourcentage de recirculation peut être évalué après injection de sérum physiologique dans la ligne veineuse et mesure de la recirculation dans la ligne artérielle par ultrasons[1], par conductivité sanguine[2] ou par mesure optique[3]. Il peut être également évalué sans injection par variation de la température[4] ou par différence dans la mesure de dialysance ionique[5].

Dans un premier temps, ces méthodes ont fait l'objet d'études de faisabilité, de corrélation et de reproductibilité. Dans un deuxième temps, les études cliniques ont démontré la relation entre le débit de fistule et la probabilité de présenter une thrombose de l'accès vasculaire[6-11].

Enfin le débit de fistule a été intégré dans des programmes de surveillance de fistule avec les critères courants de surveillance (cliniques, pression artérielle et veineuse dynamique et/ou statique)[12-16]. Ces programmes prévoient d'effectuer une fistulographie en dessous d'un seuil clé de débit la FAV. La difficulté réside dans la détermination de ce seuil. Un seuil de 600 ml/min pour les fistules natives et pour les greffons a finalement été retenus dans les recommandations et une diminution de plus de 20% du débit sur deux mesures consécutives.

Ces programmes de surveillance permettent d'améliorer la détection des sténoses par rapport à la surveillance classique.

Débit fistule artério-veineuse

Introduction

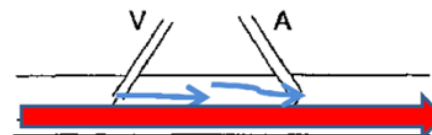
La recirculation

Il s'agit du pourcentage de sang qui arrive dans la circulation extracorporelle sans être passé par les organes consommateurs d'oxygène. Pratiquement, une partie du sang réinjecté au patient par l'aiguille veineuse revient directement dans l'aiguille artérielle. Ce sang est non chargé en toxine urémique, et est à l'origine d'une dilution de ces toxines. L'augmentation de la recirculation est à l'origine d'une baisse des performances de la dialyse dans des conditions équivalentes. Elle est influencée par le débit de la pompe à sang, le débit de l'abord vasculaire et les performances cardiaques du patient (volémie, fraction d'éjection du ventricule gauche).

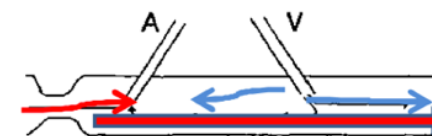
Conditions normales
Recirculation < 10%



Voies inversées
Recirculation augmentée



Hypodébit FAV (sténose)
Recirculation augmentée



Débit fistule artério-veineuse

Protocole de surveillance

Mesure débit FAV par BTM

La surveillance des FAV avec estimation du débit par le module Blood Temperature Monitoring (BTM) se fait sur le système de dialyse 5008 de Fresenius. La technique utilisée est celle de la thermodilution.[4, 17] Les valeurs qu'il faut obtenir sont:

- la mesure de R les aiguilles étant en position normale **(n)** = R_n
- la mesure de la recirculation **(R)** les aiguilles étant en position inversée **(x)** = R_x
- le débit de sang **Q_b** prescrit du circuit extracorporel sera fixé à **250 ml/min** pour toutes les mesures
- le débit d'ultrafiltration **UF**

Ainsi le débit de la FAV se calcule selon la formule[C]:

$$Q_{FAV} = \frac{(1 - R_x - R_n + R_x * R_n) * (Q_b - UF)}{(R_x - R_x * R_n) - ((Q_b - UF) / Q_b * (R_n - R_n * R_x))}$$

Méthode[D]

A réaliser durant la première heure de dialyse

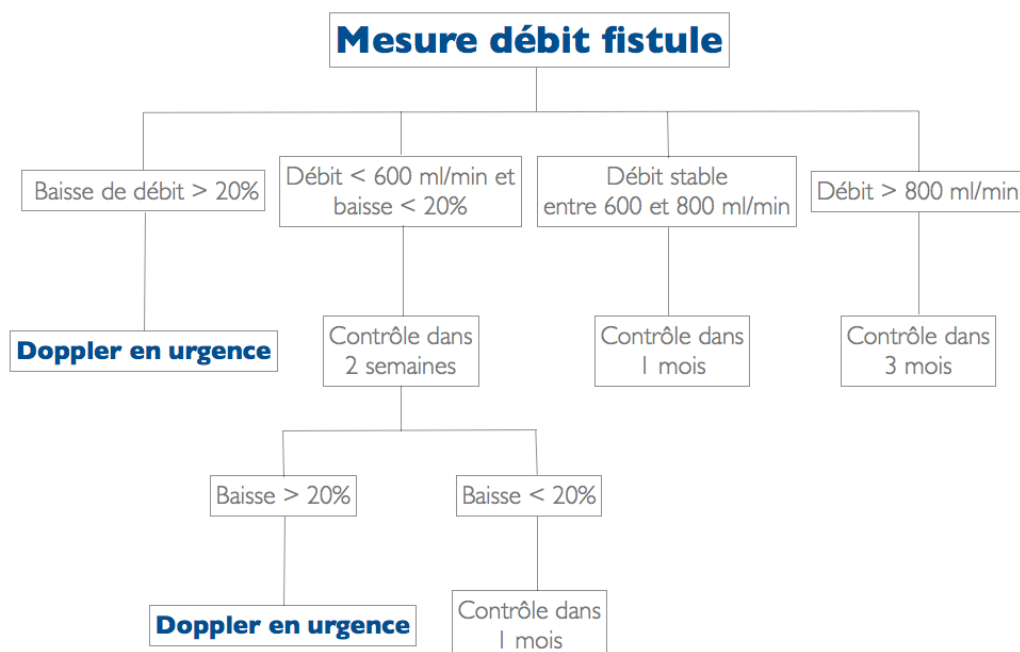
1. Installer le patient sur le générateur Fresenius 5008
2. Inactiver le BTM au branchement (bouton bleu BTM à droite de l'écran puis mettre "arrêt" sur la touche "contrôle de la température corporelle M/A": l'icône rond en haut à gauche s'affiche en gris) et régler la température du dialysat (touche menu "menu dialysat" en bas d'écran) à 35.5° C.
3. Régler le débit de la pompe à **250 ml/min** (**Q_b**)
4. Vers 30 minutes du début de la séance, prendre une première mesure de recirculation (lignes en position normale): le résultat s'affiche à l'écran.
5. Pour récupérer la valeur de la recirculation en position normale R_n :
 - appuyer sur la touche bleu "traitement" situé en bas d'écran
 - aller dans le module "historique BTM" et noter la valeur de recirculation **R_n**
6. Inverser les lignes
7. Lancer une seconde mesure de recirculation:
Pour se faire: aller sur le module BTM (touche bleue à droite de l'écran) puis appuyer sur la touche "recirculation M/A": l'icône rond en haut à gauche de la touche s'affiche en vert
8. Récupérer les résultats de la même manière que précédemment (cf 5.) et noter la valeur de recirculation **R_x**

Débit fistule artério-veineuse

Protocole de surveillance

9. Noter l'UF (**UF**) réalisée au cours de cette séance en ml/min (UF horaire divisée par 60)
10. Pour calculer le débit de l'abord vasculaire: utiliser le fichier excel "Débit FAV par BTM" et entrer les valeurs pour:
 1. "Débit de sang Q_b " = 250 ml/min
 2. "UF en ml/min (Q_f)" = 10 ml/min (par exemple)
 3. "Recirculation position normale" = 10 %, (par exemple)
 4. "Recirculation position inversée" = 20 %, (par exemple)
 5. Le débit est automatiquement calculé = 1674 ml/min (pour notre exemple)
- 11.
12. Décider du suivi en fonction [Schéma de surveillance en fonction du débit](#) ci-après:
13. Prévoir un éphéméride pour le prochain contrôle.

Schéma de surveillance en fonction du débit[B]



NB: doppler en urgence à organiser avec la radiologie ou l'angiologie

Débit fistule artério-veineuse

Protocole de surveillance

Exploration par l'examen écho-doppler[A]

Le patient est examiné en décubitus dorsal ou en position semi-assise dévêtu au moins jusqu'à la racine du membre pour permettre un bilan exhaustif dans une pièce dont la température ambiante est suffisante pour ne pas générer de vasoconstriction périphérique. L'usage du garrot est utile lors de l'examen précoce des FAV pour augmenter la réplétion veineuse et lutter contre l'écrasement de la veine sous la sonde permettant une mesure exacte du diamètre.

Les différents temps d'examen peuvent se décomposer comme suit mais leur enchaînement est à adapter en fonction des renseignements cliniques et opératoires.

La perméabilité de la FAV est vérifiée au doppler continu avec balayage de la zone anastomotique à la recherche de signe de sténose et mesure de la vitesse maximum.

Un balayage en mode B du système artériel à la recherche de variantes anatomiques (bifurcation haute de l'artère humérale, sténose ostiale de l'artère radiale, etc.)

L'analyse morphologique toujours en mode B permet de suivre depuis l'anastomose la veine artérialisée et d'en noter les anomalies morphologiques éventuelles, le diamètre, le type de drainage profond et ses particularités et d'étudier l'épaisseur des parties molles péri-veineuses et leur écho structure.

Le débit est réalisé sur l'artère humérale ou l'artère axillaire et c'est un temps capital du bilan d'une FAV. Le résultat est le fruit de nombreuses mesures moyennées, trois au minimum cohérentes en se méfiant des nombreux pièges dus aux erreurs de calcul du diamètre, au mauvais positionnement du volume d'échantillonnage et aux erreurs de correction d'angle d'incidence notamment.

$$\text{Débit de la FAV} = S * Vm * 60$$

Où le **débit de la FAV** est en ml/min: **S** est la surface artérielle en cm² qui se calcule selon la formule $S = 3.14 * D^2/4$ où **D** est le diamètre en cm et finalement, **Vm** qui est la vitesse moyenne en cm/seconde.

Débit fistule artério-veineuse

Références

Références

- A. **Echanges de l'AFIDTN**, septembre 2003
- B. **Protocole de surveillance des abords vasculaires**, Clinique CECIL Lausanne, Madée Menneguerre
- C. **Surveillance de la fistule artério-veineuse par le module BTM** (blood temperature monitoring), Besselievre et coll., 11^e Réunion commune SN/SFD 2009
- D. **Mesure de débit des abords vasculaires**. Méthode de recirculation sur générateur 5008. Frank Le Roy 2009
1. Krivitski NM: **Theory and validation of access flow measurement by dilution technique during hemodialysis**. *Kidney Int* 1995, **48**:244–250.
2. Lindsay RM, Burbank J, Brugger J, Bradfield E, Kram R, Malek P, Blake PG: **A device and a method for rapid and accurate measurement of access recirculation during hemodialysis**. *Kidney Int* 1996, **49**:1152–1160.
3. Yarar D, Cheung AK, Sakiewicz P, Lindsay RM, Paganini EP, Steuer RR, Leypoldt JK: **Ultrafiltration method for measuring vascular access flow rates during hemodialysis**. *Kidney Int* 1999, **56**:1129–1135.
4. Schneditz D, Wang E, Levin NW: **Validation of haemodialysis recirculation and access blood flow measured by thermodilution**. *Nephrol Dial Transplant* 1999, **14**:376–383.
5. Mercadal L, Hamani A, Béné B, Petitclerc T: **Determination of access blood flow from ionic dialysance: theory and validation**. *Kidney Int* 1999, **56**:1560–1565.
6. May RE, Himmelfarb J, Yenicesu M, Knights S, Ikizler TA, Schulman G, Hernanz-Schulman M, Shyr Y, Hakim RM: **Predictive measures of vascular access thrombosis: a prospective study**. *Kidney Int* 1997, **52**:1656–1662.
7. Lindsay RM, Blake PG, Malek P, Posen G, Martin B, Bradfield E: **Hemodialysis access blood flow rates can be measured by a differential**

Débit fistule artério-veineuse

Références

conductivity technique and are predictive of access clotting. *Am J Kidney Dis* 1997, **30**:475–482.

8. Neyra NR, Ikizler TA, May RE, Himmelfarb J, Schulman G, Shyr Y, Hakim RM: **Change in access blood flow over time predicts vascular access thrombosis.** *Kidney Int* 1998, **54**:1714–1719.

9. Paulson WD, Ram SJ, Birk CG, Work J: **Does blood flow accurately predict thrombosis or failure of hemodialysis synthetic grafts? A meta-analysis.** *Am J Kidney Dis* 1999, **34**:478–485.

10. Paulson WD, Ram SJ, Birk CG, Zapczynski M, Martin SR, Work J: **Accuracy of decrease in blood flow in predicting hemodialysis graft thrombosis.** *Am J Kidney Dis* 2000, **35**:1089–1095.

11. Tessitore N, Bedogna V, Gammara L, Lipari G, Poli A, Baggio E, Firpo M, Morana G, Mansueto G, Maschio G: **Diagnostic accuracy of ultrasound dilution access blood flow measurement in detecting stenosis and predicting thrombosis in native forearm arteriovenous fistulae for hemodialysis.** *Am J Kidney Dis* 2003, **42**:331–341.

12. Tonelli M, Jindal K, Hirsch D, Taylor S, Kane C, Henbrey S: **Screening for subclinical stenosis in native vessel arteriovenous fistulae.** *J Am Soc Nephrol* 2001, **12**:1729–1733.

13. Smits JH, van der Linden J, Hagen EC, Modderkolk-Cammeraat EC, Feith GW, Koomans HA, van den Dorpel MA, Blankestijn PJ: **Graft surveillance: venous pressure, access flow, or the combination?** *Kidney Int* 2001, **59**:1551–1558.

14. Tessitore N, Lipari G, Poli A, Bedogna V, Baggio E, Loschiavo C, Mansueto G, Lupo A: **Can blood flow surveillance and pre-emptive repair of subclinical stenosis prolong the useful life of arteriovenous fistulae? A randomized controlled study.** *Nephrol Dial Transplant* 2004, **19**:2325–2333.

15. Schwarz C, Mitterbauer C, Boczula M, Maca T, Funovics M, Heinze G, Lorenz M, Kovarik J, Oberbauer R: **Flow monitoring: performance characteristics of ultrasound dilution versus color Doppler ultrasound compared with fistulography.** *Am J Kidney Dis* 2003, **42**:539–545.

16. Moist LM, Churchill DN, House AA, Millward SF, Elliott JE, Kribs SW, DeYoung WJ, Blythe L, Stitt LW, Lindsay RM: **Regular monitoring of access flow compared**

Débit fistule artério-veineuse

Références

with monitoring of venous pressure fails to improve graft survival. J

Am Soc Nephrol 2003, **14**:2645–2653.

17. Sacquépée M, Tivollier J-M, Doussy Y, Quirin N, Valéry J-C, Cantin J-F:
**Comparaison des mesures des débits d'abords vasculaires pour
hémodialyse obtenues par méthode de thermodilution utilisant le
module Blood Temperature Monitoring et par débitmétrie doppler.**

Nephrol Ther 2012, **8**:96–100.