



HAL
open science

Massive transfusion: Analysis of practices according to available medical devices.

Cindy Bourne, Delphine Cabelguenne, Jean-Stéphane David, Catherine Rioufol, Vincent Piriou

► To cite this version:

Cindy Bourne, Delphine Cabelguenne, Jean-Stéphane David, Catherine Rioufol, Vincent Piriou. Massive transfusion: Analysis of practices according to available medical devices.. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 2012, epub ahead of print. 10.1016/j.annfar.2012.01.031 . hal-00686395

HAL Id: hal-00686395

<https://hdl.handle.net/10171/2/123456789>

Submitted on 10 Apr 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**TRANSFUSION MASSIVE : ANALYSE DES PRATIQUES EN FONCTION DES
DISPOSITIFS MEDICAUX DISPONIBLES**

**MASSIVE TRANSFUSION: ANALYSIS OF PRACTICES ACCORDING TO
AVAILABLE MEDICAL DEVICES**

C.BOURNE¹, D.CABELGUENNE¹, J.S DAVID^{2,3}, C RIOUFOL¹, V. PIRIOU^{2,3}

¹ Pharmacie, secteur dispositifs médicaux, ²Département d'anesthésie-réanimation, Centre hospitalier Lyon sud, Hospices Civils de Lyon, 165 chemin du grand Revoyet, F-69495 Pierre Bénite cedex, France ; ³Faculté de Médecine Charles Mérieux, Université Lyon 1, F-69921 Oullins cedex, France

Correspondance : Service pharmacie, secteur dispositifs médicaux, Centre hospitalier Lyon sud, Hospices Civils de Lyon, 165 chemin du grand Revoyet, F-69495 Pierre Bénite. E-mail : cindy.bourne@chu-lyon.fr

RESUME :

Introduction. Un état des lieux des pratiques et des dispositifs disponibles pour la transfusion en situation d'hémorragie massive a été effectué dans notre unité de déchocage.

Matériel et méthode. Les paramètres influençant le débit ont été identifiés et les techniques d'accélération analysées sur un plan technique et pratique (données fournisseurs et utilisateurs).

Résultats. Le débit est influencé par le gradient de pression et les caractéristiques de l'ensemble du système, de la poche (viscosité des concentrés de globules rouges) à l'abord veineux (cathéters veineux). Trois types de dispositifs d'accélération sont disponibles : les manchons de pression à gonflage manuel associés à un transfuseur par gravité, les transfuseurs à bulbe et les accélérateurs-réchauffeurs (AR). Leurs avantages et inconvénients sont présentés.

Discussion. Les débits maximaux transmis par les fournisseurs ne sont pas les débits réels (absence de prise en compte de la viscosité des CGR et du diamètre du cathéter). Le choix de la méthode d'accélération repose sur les performances techniques : capacité de variation du débit, de réchauffement et purge des bulles d'air, modalités d'utilisation et coût. L'utilisation du transfuseur par gravité équipé d'un manchon de pression doit être limitée aux situations peu graves ou dans l'attente du montage de l'AR (moindre débit, pas de réchauffement des fluides, ni de détection des bulles d'air). Le transfuseur à bulbe n'a pas d'indication dans une unité de déchocage (présence d'un opérateur en permanence pour pomper). Les AR sont indiqués pour tous les types d'hémorragie, ils sont plus sûrs mais imposent un délai de mise en route.

Mots clés : transfusion massive, dispositif médical, débit, transfuseur, accélérateur-réchauffeur de fluides, manchon de pression.

Abstract

Introduction. An assessment of practices and available medical devices during the treatment of a massive haemorrhage has been realised in the shock unit of our hospital.

Material and methods. - Parameters influencing transfusion flow rate have been identified. Medical devices and equipment to accelerate the flow rate were analyzed on the basis of manufacturers' data and users opinion in relation with their practices.

Results. – The system, from blood bags to venous access influences flow rate: red blood cell viscosity, catheter and pressure gradient. Three types of acceleration systems are available: accelerated transfusion set, pressure cuff with a gravity blood IV set and fast-flow fluid warmers. Their benefits and disadvantages are presented and discussed.

Discussion. – Maximum flow rates noted by manufacturers are not the real values because some parameters such as venous catheter diameter (limitative factor) and the red blood cell viscosity (diluted or not) are not considered. The choice of an infusion system is mainly based on the technical capacities (flow rate fluctuations, pressure gradient on blood bags, warming, air purging), practical modalities of use (medical devices and assembly) and cost. The pressure cuff with transfusion gravity set should be limited to non-critical situations or during the assembly of the fast flow fluid warmers (but no warming fluids, no air embolism prevention). The accelerated transfusion set is not the best option for a shock unit because it needs an operator permanently. The fast-flow fluid warmers are recommended for all types of massive haemorrhages, they are more secure but they require a long time to be assembled.

Keywords: massive transfusion, medical device, flow rate, IV blood transfusion set, fast-flow fluid warmer, pressure cuff.

INTRODUCTION

Une hémorragie massive est définie par la perte d'au moins une masse sanguine en moins de 24 h ou une hémorragie d'un débit supérieur à 150 ml/min [1]. Elle est responsable d'un état de choc hypovolémique qui se caractérise par une baisse du transport en oxygène et une baisse de la perfusion tissulaire [2]. Les principales causes d'hémorragie entraînant un état de choc sont les hémorragies gastro-intestinales, obstétricales, péri-opératoires et traumatiques [1][2]. Le collège américain de chirurgie a défini les critères de sévérité d'une hémorragie en 4 classes (Tableau I) [3]. Avec les solutés de remplissage, la transfusion sanguine constitue un moyen efficace et rapide pour restaurer la masse sanguine [4,5]. Lors d'une transfusion massive [6], le débit doit être très important, afin de compenser les pertes sanguines [4]. L'écoulement des produits sanguins labiles (PSL) sous l'effet de la seule gravité ne permettant pas d'atteindre des débits suffisants, la transfusion doit alors être accélérée [7,8]. Cependant, l'accélération de l'administration des PSL se heurte à certaines limites physiques et/ou matérielles [7]. Le liquide qui s'écoule dans un système de transfusion est ainsi assimilé à un flux laminaire et obéit à la loi de Poiseuille : $D = \frac{\Delta P \times \pi \times r^4}{8 \times \eta \times L}$ où D le débit est fonction de ΔP gradient de pression, η la viscosité, r le rayon et L la longueur du tube. L'optimisation du débit dépend alors du rayon et de la longueur du système de transfusion (cathéter et tubulure), du gradient de pression entre le soluté et la pression veineuse du patient [4]. L'accélération du débit de transfusion peut être obtenue à l'aide de différents dispositifs qui doivent prendre en compte l'ensemble de ces paramètres. La qualité du processus transfusionnel dépend non seulement des compétences professionnelles des opérateurs mais également des équipements disponibles [9]. L'application d'un protocole de transfusion massive améliore la survie des patients transfusés [6,10-12], mais il est nécessaire que des connaissances techniques aident les utilisateurs à choisir et utiliser le matériel adapté à l'urgence de la situation et au débit de transfusion requis.

L'objectif de ce travail est de faire un état des lieux des dispositifs utilisés en transfusion massive dans notre établissement en fonction du contexte clinique et de proposer des indications spécifiques pour ce matériel.

MATERIEL ET METHODE :

Ce travail a été conduit dans l'unité de déchochage du Centre Hospitalier Lyon Sud (1100 lits). Les patients présentant une détresse vitale sont pris en charge initialement dans l'unité de déchochage, représentant ainsi plus de 600 admissions par an. C'est le cas tout particulièrement des patients présentant un traumatisme sévère ou une hémorragie grave du post partum. Tout d'abord, les techniques d'accélération de transfusion disponibles dans cette unité ont été recensées. Puis, les facteurs influençant le débit d'un Concentrés de Globules Rouges (CGR) selon la loi de Poiseuille ont été analysés : viscosité (η) : modifications possibles de la viscosité du CGR, rayon (r) : le diamètre du cathéter étant le principal facteur limitant le débit, gradient de pression à l'extrémité de la tubulure (ΔP) et (L) longueur de la tubulure : variables suivant le type d'équipements et de consommables utilisés. Dans un troisième temps, les données techniques sur le couple équipement/consommable ont été recueillies auprès des fournisseurs : échelles de débit et/ou de pression, caractéristiques des tubulures (longueur), porosité du filtre à sang, capacité de réchauffement, capacité de purge et coût. La fréquence de changement des tubulures a été observée. Enfin, l'évaluation pratique du matériel a été recueillie oralement auprès des utilisateurs (3 infirmiers, 4 médecin) : facilité de manipulation, durée de montage, détection des bulles d'air, réchauffement, sécurisation du réglage du débit. Les contraintes s'exerçant sur les dispositifs utilisés lors de la transfusion (poches, transfuseurs) ont également été explorées. La résistance à la pression des poches de CGR a été vérifiée auprès des fabricants des poches utilisées par l'Etablissement Français du Sang (EFS Rhône Alpes) ainsi que la possible utilisation d'un transfuseur sous pression d'un manchon.

RESULTATS

Les dispositifs utilisés lors d'une transfusion massive sont les manchons de pression à gonflage manuel (Dessillons & Dutrillaux, Castelculier), les accélérateurs de transfusion de type Blood Pump[®] (Hospira, Meudon La Forêt), les accélérateurs-réchauffeurs (Fluido[™] (Laboratoire Sebac, Gennevilliers), Level One H1025[™] (Laboratoire Smiths médical, Rungis). Plusieurs facteurs influencent le débit obtenu lors de leur utilisation:

- **Viscosité des CGR**

La viscosité du sang est connue, $4 \text{ à } 6 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}^{-1}$ à 25 °C, pour un hémocrite compris entre 40 et 50 %. Un CGR a un hémocrite compris entre 60 et 80 %, mais la viscosité ne fait pas partie des caractéristiques soumises aux contrôles réglementaires des CGR. Dans notre unité, la viscosité du CGR n'est pas diminuée pas la dilution mais par le réchauffement lorsqu'il a lieu.

- **Rayon et cathéters**

Dans l'urgence, la transfusion se fait sur les voies d'abord disponibles du patient. L'idéal étant de disposer d'une ou de deux voies périphériques de gros calibre (16, 14 voire 12 G) car le principal facteur limitant du débit est le diamètre du cathéter. Le tableau II présente les valeurs maximales de débit fournies par le fabricant pour les cathéters périphériques mis à disposition dans l'unité. Ces cathéters peuvent être utilisés jusqu'à une pression maximale de 15514 mmHg. En ce qui concerne les voies veineuses centrales, il existe des différences importantes en fonction de la longueur et du diamètre de la voie (Tableau III).

- **ΔP , L et dispositifs d'accélération**

Les caractéristiques techniques des 3 types de dispositifs utilisés pour augmenter le gradient de pression sont rassemblées dans le tableau IV. Il faut noter que la longueur du système de

transfusion dépend de la longueur des tubulures utilisées avec chaque dispositif. Ce paramètre ne peut pas être modifié pour augmenter le débit de transfusion.

- *Système de manchon de pression à gonflage manuel* (Dessillons & Dutrillaux, Castelculier). Ce dispositif est une manchette en tissu, dans laquelle est positionnée une poche de CGR qui va être comprimée. La mise sous pression se fait à l'aide d'une poire à gonflage manuel et sous contrôle d'un manomètre. La pression maximum obtenue est de 300 mmHg. L'ensemble manchette/poche est suspendu à une potence. La poche de CGR est reliée à un transfuseur par gravité à usage unique. Un transfuseur se compose d'un perforateur, d'une chambre compte goutte munie d'un filtre à sang, d'un régulateur de débit de type clamp à molette et d'un embout terminal de type Luer lock. Lorsque la transfusion de plusieurs poches s'enchaîne, le transfuseur à usage unique n'est pas changé. Au cours de la transfusion, il est nécessaire de regonfler le manchon pour maintenir une pression constante.
- *Système de transfuseur accéléré de type Blood Pump[®]* (Hospira, Meudon La Forêt). Ce dispositif se compose d'une tubulure munie d'un perforateur à connecter à la poche de CGR, d'une chambre compte goutte, d'une poire souple, d'un clamp à roulette, d'un site d'injection et d'un embout terminal. La poire fonctionne comme un réservoir unidirectionnel. La compression manuelle injecte sous pression le volume contenu dans le réservoir permettant d'accélérer la vitesse d'écoulement. La technique d'amorçage est particulière et peut être méconnue du personnel soignant. Ce système impose la présence d'un opérateur en continu auprès du patient pour effectuer la compression répétée du réservoir.
- *Appareil accélérateur-réchauffeur (AR)*. Deux appareils sont disponibles dans l'unité : un Fluido[™] (Laboratoire Sebac, Gennevilliers) et un Level One H1025[™] (Laboratoire Smiths médical, Rungis). Ils se composent chacun d'une double chambre

à contre pression, contenant une poche d'air gonflée par un compresseur électrique qui maintient une pression constante sur les poches à transfuser. Les 2 appareils s'utilisent avec des sets spécifiques, captifs de l'équipement. Pour les 2 appareils, les utilisateurs ne changent pas de tubulure entre les poches lorsqu'elles sont transfusées à la suite pour un même patient. Le réchauffement des fluides par le Level One™ résulte d'un circuit fermé d'eau chaude enveloppant la tubulure. Le Fluidio™ possède un réchauffeur à chaleur sèche, par infrarouge qui a l'avantage d'un réchauffement plus rapide et plus stable mais un temps de montage plus long. La puissance de réchauffement est asservie au débit et à la température du fluide pour garantir la température consigne constante en bout de ligne. En revanche, le réchauffement du Level One™ est basé sur un système de bain marie où la température du circuit d'eau est pré-réglée et la température obtenue en bout de ligne varie avec celle du fluide transfusé et diminue avec l'augmentation du débit. Ce système impose une maintenance régulière et plus contraignante que le Fluidio™ (vidange de l'eau, lubrification des joints et nettoyage du filtre tous les 30 jours, changement des joints tous les 12 mois). Le Fluidio™ est plus sécuritaire en terme de prévention de l'embolie gazeuse. Il possède un détecteur à ultrasons et un système de purge des bulles d'air. Le Level One™ est équipé d'un simple débulleur sur la tubulure mais permet d'obtenir des débits de transfusion plus importants et offre l'avantage d'un montage plus rapide.

Les avantages et inconvénients des systèmes d'accélération sont synthétisés dans le tableau V.

Concernant l'étude de la contrainte qui s'applique sur les poches pour CGR, les 2 fabricants (Laboratoire Macopharma, Tourcoing ; Laboratoire Fenwal, Lacs) qui fournissent l'EFS Rhône Alpes ont été contactés. Les poches des 2 fabricants peuvent être utilisées lors de l'accélération de la transfusion par l'application d'une pression car elles répondent à la

norme ISO EN 3826 concernant les « Poches en plastique souple pour le sang et les composants du sang » et notamment à l'exigence « résistance des poches à l'application d'une pression de 50 000 Pa soit 376 mmHg en plus de la pression atmosphérique » [13]. A l'inverse, nous avons pu identifier un problème avec le transfuseur utilisé avec le manchon de pression. La mention « uniquement par gravité » figure sur l'emballage. Cette restriction d'utilisation est confirmée par le fournisseur retenu actuellement à l'appel d'offre du CHU de Lyon (Laboratoire Sendal, St Genis Laval) qui évoque la possibilité de fuite et ne garantit aucune valeur de débit en se dégageant de toute responsabilité en cas d'incident de matériovigilance lors de l'utilisation de ces transfuseurs sous pression.

DISCUSSION

L'obtention d'un débit important lors de l'accélération d'une transfusion résulte de l'optimisation des facteurs de variation du débit selon la loi de Poiseuille. Tout d'abord, la viscosité de la solution transfusée est un facteur important dans l'obtention d'un fort débit. Même si la dilution d'un CGR avec 250 ml de chlorure de sodium 0.9 % permet de multiplier le débit par 10 quelle que soit la taille de cathéter [14], elle ne peut être recommandée dans la mesure où elle est contraire aux bonnes pratiques transfusionnelles (manipulation supplémentaire, risque septique, risques d'hémolyse ou de surcharge liquidienne du patient). Les cliniciens préconisent plutôt l'administration alternée de solutés et de CGR. Quelles que soient les forces de cisaillement et l'hématocrite, la viscosité diminue avec l'augmentation de la température selon une courbe sigmoïde. Par exemple, la viscosité est divisée par 4 lorsque la température varie de 0 à 37°C (sang avec hématocrite = 22.5 %) [15]. C'est la raison pour laquelle les AR sont plus performants en termes d'accélération du débit de transfusion.

Concernant les tubulures, le diamètre intérieur d'un transfuseur classique est d'environ 3 mm [16-17]. L'utilisation de tubulures spécifiques aux AR (de diamètre interne entre 5 et 6.4 mm) permet le doublement du débit par rapport à une tubulure standard [18]. Leur longueur varie de 150 à 230 cm suivant les dispositifs. Ce paramètre a moins d'influence sur le débit comparé au rayon qui est porté à la puissance dans la formule. Lors de l'enquête, il a été observé que la tubulure des AR n'était pas changée entre chaque CGR, elle est « patient-unique ». Cet usage est confirmé par Kim et al [19], la pression exercée par un AR n'entraîne pas d'hémolyse significative même lorsqu'un même filtre est utilisé lors d'une transfusion massive. Les filtres à micro agrégats de calibre 170 à 200 µm sont les seuls à être utilisés avec les CGR. Un filtre supplémentaire ne doit pas être utilisé, il risquerait de ralentir le débit sans apporter de bénéfice supplémentaire [1].

Les valeurs de débit maximal transmises par les fournisseurs ne sont pas le reflet de ce qui se passe en situation réelle. Elles sont données en sortie de tubulure après étalonnage en usine, sans prendre en compte les spécificités cliniques tels que le calibre du cathéter, ou la viscosité des solutions. Or les solutions étalons utilisées lors de la fabrication des AR sont différentes : eau, cristalloïdes ou sang [20-21]. Les données de débit sont alors difficilement comparables entre elles du fait de la viscosité différente des solutions étalons. A noter que les CGR ne sont jamais utilisés pour l'étalonnage. Le sang est environ 5 fois plus visqueux que l'eau ou les cristalloïdes avec un hémocrite de 35 à 55 %. Le CGR est encore plus visqueux pour un hémocrite de 60 – 80 %, car la viscosité du sang et de ses dérivés augmente de façon exponentielle en fonction de l'hémocrite [15]. Le débit réel sera alors forcément moins important que le débit théorique annoncé par le fabricant.

Le choix de la méthode d'accélération est primordial pour obtenir un débit adapté à la situation clinique. Lorsque s'organise la prise en charge du patient au déchocage, c'est le médecin qui choisit le matériel à utiliser en fonction de l'état du patient. La pression artérielle, la fréquence cardiaque, l'hémoglobine sont des paramètres utiles pour déclencher un protocole de transfusion massive, mais l'expertise du médecin réanimateur sur la gravité clinique prévaut dans le choix [6,22]. Même si les seuils transfusionnels classiques (entre 70 et 100 gr.L⁻¹) s'appliquent aux situations d'urgence, le caractère dynamique de la situation, les délais entre l'obtention de l'hémoglobinémie, la décision de transfuser et la transfusion elle-même font que ces facteurs modifient et nuancent l'appréciation des seuils transfusionnels. Les indications des différents systèmes ne peuvent pas se faire en fonction du seul taux d'hémoglobine. Le choix du dispositif à utiliser repose davantage sur les modalités d'utilisation : le débit de transfusion requis par la situation clinique, le délai de montage et l'appréciation des utilisateurs (Tableau V). L'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé décrit dans les recommandations de transfusion de globules rouges que

« l'accélération de la transfusion peut être obtenue, dans l'ordre croissant d'efficacité, par la gravité (élévation du flacon), l'utilisation d'une tubulure à bulbe (« blood pump[®] »), d'un manchon sous pression à gonflage manuel ou encore d'une pompe à galets » [7]. Ces indications sont obsolètes et ne reflètent pas la pratique. En effet, les débits maximums obtenus avec un transfuseur simple sont de l'ordre de 100 ml/min et sont insuffisants en cas d'hémorragie importante. De plus, les pompes à galets ne sont plus utilisées dans l'établissement en raison d'une hémolyse et d'un risque significatif d'embolie gazeuse. La question qui se pose reste donc « Quel dispositif utiliser dans une situation d'urgence ? ».

En l'absence de recommandations des sociétés savantes, ce travail conduit à proposer des indications pour le matériel de transfusion massive en fonction des situations cliniques (Tableau VI). L'utilisation des AR avec chambre de pression à gonflage automatique est très sécurisée. Au-delà de l'accélération, ils permettent de réchauffer les CGR et possèdent des systèmes de détection des bulles d'air pour prévenir l'embolie gazeuse. Audibert et al. dans l'Encyclopédie Médico-Chirurgicale recommandent dans le contexte de bloc opératoire et d'unités d'urgence d'avoir recours à des appareils modernes alliant accélération et réchauffement [1]. Le réchauffement des fluides est important car il réduit la mortalité pour des volumes comparables transfusés à des vitesses supérieures à 100 ml/min [23]. La transfusion à 4°C à un débit supérieur à 100 ml.min⁻¹ pendant 30 min diminue la température corporelle en-dessous de 30° C. L'incidence des arrêts cardiaques chez des patients recevant de telles transfusions massives est alors de 58.3 % contre 6.8 % si la transfusion est réchauffée entre 30 et 36°C [4,7]. L'absence d'AR a été définie par des experts comme un dysfonctionnement d'ordre matériel des unités prenant en charge des patients polytraumatisés lors d'un état des lieux de l'organisation de la transfusion sanguine en urgence en 2006 [9]. Certains auteurs recommandent le réchauffement de tous les liquides transfusés lors d'une transfusion massive et que cette démarche soit standardisée dans un protocole [24].

Les fabricants des poches de CGR utilisées dans l'unité assurent une résistance des poches à une pression maximale de 376 mmHg [25]. L'application de forces extérieures sur la poche, crée des forces de cisaillement à l'intérieur, responsable d'une hémolyse des globules rouges. L'hémolyse est proportionnelle à la force appliquée, mais jusqu'à 300 mmHg cette destruction est négligeable et l'accélération de la transfusion par pression externe reste une solution sûre pour le patient [26]. Enfin, une augmentation de la pression au-delà de 300 mmHg peut engendrer une détérioration des voies d'abord. Pour ces trois raisons, même si certains dispositifs peuvent être réglés à une pression supérieure, il n'est pas recommandé de le faire pour augmenter le débit. A l'inverse, le système manchon de pression à gonflage manuel associé à un transfuseur n'est pas indiqué lors de la transfusion de nombreuses poches de CGR car il ne permet pas d'atteindre un débit de transfusion suffisant, ni de réchauffer, ni de prévenir le risque d'embolie gazeuse. Il est absolument nécessaire de limiter son utilisation aux situations peu aiguës (transfusion de 3 à 4 poches maximum ou hémorragie de classe I) et en l'absence d'autres moyens. La rapidité de son montage permet cependant de l'utiliser lors de situations extrêmes et/ou en pré-hospitalier en attente de l'utilisation des AR.

Lors d'une transfusion par gravité, la *Société de Réanimation de Langue Française* recommande le changement de transfuseur (tubulure spécifique avec filtre) après chaque CGR [27]. Dans notre unité de déchocage, lors de la mise en oeuvre du système manchon de pression/transfuseur, ce dernier n'est pas changé après chaque CGR, notamment en raison d'une perte de temps trop importante. Or la capacité de filtration du filtre et le maintien du débit ne sont pas assurés. Ceci est un point supplémentaire pour restreindre l'usage de ce système aux hémorragies de gravité de classe 1 (tableau VI). Il est également mis en évidence par cet état des lieux, la nécessité de choisir lors des appels d'offre, des transfuseurs compatibles avec la transfusion de poches sous pression. Actuellement, ce n'est pas le cas dans notre hôpital.

Enfin, le dispositif de type Blood Pump[®] ne présente pas une sécurité d'utilisation satisfaisante car il ne permet pas le réchauffement et n'a pas de système de détection des bulles d'air. Dans la mesure où le débit obtenu est médiocre et son utilisation requiert un opérateur en permanence, il n'a pas d'indication dans une unité de déchocage. Il est à réserver aux équipes mobiles d'urgence pour la prise en charge pré-hospitalière des hémorragies dans l'attente du transfert en milieu hospitalier.

CONCLUSION

Le choix du dispositif de transfusion massive est primordial pour une bonne prise en charge du patient. Cet état des lieux a permis de faire le point entre les pratiques des médecins anesthésistes réanimateurs dans notre unité de déchocage et les dispositifs médicaux mis à leur disposition par l'équipe pharmaceutique. Au delà du rappel des conditions d'utilisation, des indications du matériel à utiliser lors d'une transfusion accélérée ont été proposées dans l'attente de recommandations validées.

Conflit d'intérêt : Aucun

Remerciements : L'équipe du déchocage, Christophe Recchia, Dr Bruno Thouverez, Dr Emmanuelle Guinchard

REFERENCES

- [1] Audibert G, Charpentier C, Mertes PM. Transfusion massive. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris). Anesthésie-réanimation. 2009 ; 36-735-D-10.
- [2] Harrois A, Duranteau J. Choc hémorragique et hypovolémique. In : Boles JM, Bollaert PE, Jaeger A, Offenstadt G, Saulnier F, Wolff M et al editors. Réanimation médicale. Issy les moulineaux : Elsevier Masson ; 2009. p.778-85.
- [3] Committee on Trauma. Advanced Trauma Life Support Manual. Chicago: American College of Surgeons ; 1997. 103-112.
- [4] Noirot MT, Freysz M, Letourneau B, Defrance N, Angue M. Contraintes techniques du remplissage vasculaire rapide. Ann Fr Anesth Réanim 1990 ; 9 : 433-42.
- [5] Riou B, Vivien B, Langeron O. Choc hémorragique traumatique. In : Sfar, editor. Les essentiels. 47^e Congrès national d'anesthésie et de réanimation. Paris : Elsevier ; 2005. p. 457-74.
- [6] David J.S, Wallet F, Fontaine O, Lieutaud T, Levrat A. Transfusion massive et modalités d'administration des produits sanguins labiles. In : SFAR éditeur. Conférence d'actualisation. 52^{ème} Congrès national d'anesthésie et de réanimation. Paris : Elsevier ; 2010 : 1-9.
- [7] Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé. Transfusions de globules rouges homologues : produits, indications, alternatives. Argumentaire : transfusion de globules rouges en situation d'urgence hémorragique.2002.
- [8] Langeron O, Fleury N, Nguyen L. Organisation de la transfusion en urgence. Journées d'enseignement post universitaire d'anesthésie réanimation 2004. <http://www.jepu.net/pdf/2004-01-06.pdf>, consulté le 1 avril 2011.
- [9] Lagneau F, Chalhoub V, Courtois F, Peynaud-Debayle E, Nguyen L, François A et al. Etat des lieux sur l'organisation de la transfusion sanguine en urgence au sein des établissements de santé français participant à la prise en charge initiale des polytraumatisés. Ann Fr Anesth Réanim 2007 ; 26 : 23-9.

- [10] Cotton B.A, Dossett L.A, Haut E.R, Shafi R, Numez T.C, Au B.K et al. Multicenter validation of a simplified score to predict massive transfusion in trauma. J Trauma 2010 ; 69 : S33-S39.
- [11] Cotton B.A, Au B.K, Numez T.C, Gunter O.L, Robertson AM, Young P.P. Predefined massive transfusion protocols are associated with a reduction in organ failure and postinjury complications. J Trauma 2009 ; 66 : 41-9.
- [12] Malone D.L, Hess J.R and Fingerhut A. Massive transfusion practices around the globe and a suggestion for a common massive transfusion protocol. J Trauma 2006 ; 60 : S91-6.
- [13] Organisation internationale de normalisation. Norme NF EN ISO 3826-1 : 2003. Poches en plastique souple pour le sang et les composants du sang.
- [14] M.R.P de la Roche and L.Gauthier. Rapid transfusion of packed red blood cells: effects of dilution, pressure and catheter size. Ann emerg med 1993 ; 22 (10) : 1551-5.
- [15] Eckmann D.M, Bowers S, Stecker M, Cheung A.T. Hematocrit, volume expander, temperature, and shear rate effects on blood viscosity. Anesth Analg 2000; 91: 539 –45.
- [16] Société Doran International. Dossier technique Transfuseur SAS32F. Révision 5/11/2010.
- [17] Société Bexen. Documentation technique Transfuseur 410.22. Révision 05/2007.
- [18] Haberer JP. Transfusion massive. In : Pourriat JL, Martin C, editors. Principes de réanimation chirurgicale, 2^{ème} édition. Paris : Arnette Blackwell ; 2005. p.338-48.
- [19] Kim P, Chin-Yee I, Eckert K et al. Haemolysis with rapid transfusion systems in the trauma setting. Can J Surg 2004 ; 47 (4) : 295-7.
- [20] Société Smiths médical. Fiche technique Level one, référence H1025. Edition 5 : 10/2005.
- [21] Société Sebac. Mode d'emploi du réchauffeur accélérateur Fluidio. Version : INT/R151-Fr/1-03/08.

- [22] David J.S, Levrat A, Macabeo C, Clevenot D, Gueugniaud P.Y. Stratégie transfusionnelle. In : Sfar, editor. 50^e Congrès national d'anesthésie réanimation. Paris : Elsevier ; 2008. p.665-74.
- [23] Boyan P. Cold or warmed blood for massive transfusion. *Annals of Surgery* 1964 ; 160 (2) : 282-6.
- [24] Sihler C.K.and Napolitano L.M. Complications of massive transfusion. *Chest* 2010 ; 137 : 209-20.
- [25] Attestation de conformité à la norme EN ISO 3826-1 des poches à sang. Macopharma Mars 2011.
- [26] Frelich R, Ellis M.H. The effect of external pressure, catheter gauge, and storage time on hemolysis in RCB transfusion. *Transfusion* 2001 ; 41 : 799-802.
- [27] Société de réanimation de langue française- XXIII^{ème} conférence de consensus en réanimation et en médecine d'urgence : transfusion érythrocytaire en réanimation. *Ann Fr Anesth Reanim* 2004 ; 23 : 765-71.