ECOLE D'INFIRMIER(E)S ANESTHESISTES DIPLOME(E)S D'ETAT

Administration en AIVOC des solutés au CHU de Poitiers :

Influence du diamètre des tubulures sur le régime de pression dans le circuit de perfusion.

Par

Fournier Gil

Sous la direction de :

M. Lanquetot Hervé
Médecin Anesthésiste Réanimateur - CHU de Poitiers

M. Foucault Éric
Professeur des Universités en Mécaniques Des Fluides - ENSI Poitiers

M. Poussou Nicolas
Infirmier Anesthésiste Diplômé d'État - CHU de Poitiers

Septembre 2022

UE 7 : MEMOIRE PROFESSIONNEL

En vue de l'obtention du diplôme d'État d'Infirmier Anesthésiste

« Liberté • Égalité • Fraternité
RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

PRÉFET DE LA RÉGION NOUVELLE-AQUITAINE

Charte anti-plagiat de la Direction régionale et départementale de la jeunesse, des sports et de la cohésion sociale Nouvelle-Aquitaine

La Direction régionale et départementale de la jeunesse, des sports et de la cohésion sociale Nouvelle- Aquitaine délivre sous l'autorité du Préfet de région les diplômes du travail social et des auxiliaires médicaux et sous l'autorité du Ministre chargé des sports les diplômes du sport et de l'animation.

Elle est également garante de la qualité des enseignements délivrés dans les dispositifs de formation préparant à l'obtention de ces diplômes.

C'est dans le but de garantir la valeur des diplômes qu'elle délivre et la qualité des dispositifs de formationqu'elle évalue que les directives suivantes sont formulées à l'endroit des étudiants et stagiaires en formation.

Article 1 : Tout étudiant et stagiaire s'engage à faire figurer et à signer sur chacun de ses travaux, deuxième de couverture, l'engagement suivant :

***Je soussigné* Fournier Gil**

atteste avoir pris connaissance de la charte anti-plagiat élaborée par la DRDJSCS Nouvelle-Aquitaine et de m'y être conformé.

et certifie que le mémoire/dossier présenté étant le fruit de mon travail personnel, il ne pourra être citésans respect des principes de cette charte

Fait à Mées le 25 juin 2022

Suivi de la signature.



Article 2 :

« Le plagiat consiste à insérer dans tout travail, écrit ou oral, des formulations, phrases, passages, imagesen les faisant passer pour siens. Le plagiat est réalisé de la part de l'auteur du travail (devenu le plagiaire) par l'omission de la référence correcte aux textes ou aux idées d'autrui et à leur source »[1].

Article 3 :

Tout étudiant, tout stagiaire s'engage à encadrer par des guillemets tout texte ou partie de texte emprunté(e) ; et à faire figurer explicitement dans l'ensemble de ses travaux les références des sources de cet emprunt. Ce référencement doit permettre au lecteur et correcteur de vérifier l'exactitude des informations rapportées par consultation des sources utilisées.

Article 4 :

Le plagiaire s'expose aux procédures disciplinaires prévues au règlement intérieur de l'établissement de formation.

En application du Code de l'éducation[2] et du Code pénal[3], il s'expose également aux poursuites et peinespénales que la DRDJSCS Nouvelle-Aquitaine est en droit d'engager. Cette exposition vaut également pour tout complice du délit.

[1] Site Université de Genève http://www.unige.ch/ses/telecharger/unige/directive-PLAGIAT-19092011.pdf

[2] Article L. 331-3 du Code de l'éducation : « les fraudes commises dans les examens et les concours publics qui ont pour objet l'acquisition d'un diplôme délivré par l'Etat sont réprimées dans les conditions fixées parla loi du 23 décembre 1901 réprimant les fraudes dans les examens et concours publics ».

[3] Articles 121-6 et 121-7 du Code pénal.

Remerciements :

Quand il s'agit de reconnaître tous les gens qui ont compté pour moi au cours de ces deux années d'études, de nombreux noms me viennent à l'esprit.

Mais pour commencer, et de loin, il y a bien sur mon épouse Marion, comment te dire… Tu sais que je ferais n'importe quoi pour toi, mon amour, et pourtant tu n'as jamais rien demandé. Cette fois encore, c'est pour moi que tu as accepté de mettre ta vie entre parenthèse. Je ne pourrai jamais assez te remercier, ainsi que pour tous les encouragements que tu me donnes et la façon dont tu crois toujours en moi. Encore merci d'avoir tout géré pendant ces deux années.
Je t'aime pour cette vie et celles d'après.

A mes deux enfants Nina et Joakim, pour qui l'éloignement a été aussi difficile pour eux que pour moi. J'ai conscience de vous avoir imposé ce passage difficile et je vous prie de me pardonner. Sachez que je n'ai pas pu m'empêcher de penser à vous, le cœur serré, bien plus souvent que vous ne le pensez. Merci pour tout votre amour et vos petits messages d'encouragements. Je vous aime jusqu'à l'univers !

A François Messaut, et oui sans toi cette aventure n'aurait peut-être jamais eu lieu ! Merci pour ton coaching, ton aide, les cas concrets d'entrainement et surtout pour ton soutien sans faille !

A Gilles Ryckman, pour tes encouragements, pour ton soutien et l'encadrement apporté depuis la première heure.

A Nicolas Poussou, pour avoir accepté de m'accompagner tout au long de ce mémoire. Ta rigueur, tes conseils et ton soutien m'ont permis de mener ce travail à bien.

A Mr Lanquetot Hervé, pour ses conseils méthodologiques, ses corrections avisées et son implication pour ce travail.

A Mr Foucault Éric, pour sa patience et sa rigueur intellectuelle qui m'ont permis d'orienter et d'enrichir ce travail. Je vous remercie de m'avoir initié (ou tenté) au domaine de la mécanique des fluides.

A mes camarades de promotion avec qui j'aurai partagé des moments difficiles, mais on ne se souviendra que du meilleur !

A l'équipe pédagogique de l'ERIADE de Poitiers pour ces deux années de formation.

SOMMAIRE :

INTRODUCTION : _____ *1*

1 RAPPELS : _____ *3*

1.1 L'AIVOC : _____ **3**

1.2 Débit et Pression : _____ **5**

2 OBJECTIFS DE L'ETUDE : _____ *7*

3 METHODE : _____ *7*

3.1 Le matériel : _____ **8**

3.2 Critères de jugements : _____ **8**

3.3 Méthodologie : _____ **8**

4 ÉVALUATION DES MESURES _____ *9*

4.1 Première évaluation : Les débits _____ **9**

4.2 Seconde évaluation : Les pressions _____ **9**

4.3 Déroulement d'une mesure de pression pour du NACL : _____ **10**

4.4 Déroulement d'une mesure de pression pour du PROPOFOL : _____ **11**

5 RESULTATS _____ *13*

5.1 Représentation graphique globale des résultats recueillis. _____ **14**

5.2 Temps d'équilibration des pressions : le temps d'obtention d'un plateau stable de pression a fluctué selon le diamètre de tubulure utilisé et le soluté considéré. _____ **15**

5.3 Reproductibilité des mesures par lots. _____ **16**

5.4 Reproductibilité des mesures par séries. _____ **17**

5.5 Comparaison des niveaux de pression observés en fonction du type de tubulure et du type de soluté. _____ **19**

5.6 Comparaison des pertes de charge théoriques et expérimentales en fonction du nombre de Reynolds. _____ **20**

6 Discussion _____ *21*

7 Conclusion _____ *23*

8 Références Bibliographiques : _____ *24*

9 ANNEXES : _____ *25*

INTRODUCTION :

« *L'acte de perfusion revêt une importance considérable à l'hôpital en raison de sa fréquence, de ses enjeux sur l'administration des principes actifs (dose, vitesse de perfusion, intéractions médicamenteuses et physico-chimiques…) et des risques potentiels encourus (surdosage, embolie gazeuse, infection…). Il est donc un des principaux maillons des bonnes pratiques cliniques de soins »* (1).

Deux modalités d'administration des agents intraveineux sont actuellement disponibles : l'administration manuelle classique dite en débit massique et l'administration à objectif de concentration.

En anesthésie la prise en charge de patient nécessite régulièrement l'administration simultanée à haut débit de médicaments intraveineux très puissants à demi-vie courte. En raison de la puissance des médicaments administrés et du degré de sensibilité des patients, une administration précise des médicaments est requise.

De plus l'administration d'un agent anesthésique doit pouvoir être rapidement modulable au besoin d'une induction ou d'un temps chirurgical. Les temps chirurgicaux sont variables au cours du temps, il faut dans l'idéal pouvoir faire varier à tout moment les concentrations de cet agent de manière rapide et prévisible au contact des récepteurs impliqués dans les effets recherchés. L'ingénierie médicale a donc dû développer des algorithmes particuliers afin d'intégrer ces modèles dans des logiciels capables de piloter un pousse-seringue en mode Anesthésie Intra Veineuse à Objectif de Concentration (AIVOC).

Aujourd'hui les derniers modèles proposent à la fois une administration de médicament en mode AIVOC mais permettent aussi une utilisation traditionnelle des pousse-seringues. Mais avec une offre diversifiée, les dispositifs en circulation se multiplient, et des dysfonctionnements deviennent redondants. Ils peuvent être d'origine matériel (3), mécanique ou informatique.

Lors d'un stage, j'ai relevé une problématique matériel qui semblait être récurrente et apparemment due à un changement récent de marché sur les prolongateurs de seringue électrique au CHU de Poitiers.
Depuis la mise à disposition dans les salles de blocs des nouveaux prolongateurs, lors des inductions en mode AIVOC, l'alarme « défaut de pression » traduisant une pression de circuit supérieure à 500 mm Hg se déclenchait fréquemment, mettant en jeu l'anesthésie et la sécurité des patients. Car l'administration des produits anesthésiques étant interrompue dans des phases critiques.
Je me suis alors rapproché des référents matériels en anesthésie, ainsi que de la pharmacienne en charge de ce changement de marché, afin d'en savoir d'avantages sur ces nouveaux prolongateurs.

Éclairé par ces échanges, l'envie de découvrir le ou les élément(s) responsable(s) de ces désagréments m'a poussé à effectuer ce mémoire.
C'est donc via une étude expérimentale in vitro, et à l'aide de produits utilisés en AIVOC, que je vais tenter d'observer, recueillir et déterminer les variations de débits et de pressions exercés au niveau des différents prolongateurs, pour découvrir l'origine de ce problème. Dans l'optique de pouvoir adapter les bonnes tubulures aux bons endroits et selon les produits utilisés dans la pratique réelle.

Le mode d'administration des solutés en AIVOC est basé sur l'utilisation d'algorithmes établis sur les courbes de la pharmacocinétique des médicaments employés. Ces algorithmes sont spécifiques du médicament utilisé et du modèle compartimental utilisé. Implantés dans un microprocesseur pilotant un pousse seringue, ils imposent des débits variables qui peuvent être élevés (au maximum 1200ml/h). La résistance à l'écoulement d'un fluide étant très influencée par le diamètre du tube au travers duquel se fait l'écoulement ainsi que par sa viscosité, nous avons tenté expérimentalement de comparer les régimes de pression observés avec deux types de tubulure de longueur identique et de section différente lors de l'administration de deux solutés différents en débit maximal. Les solutés ont été choisis de par leur fréquence d'utilisation en AIVOC : une solution saline (servant à la préparation des morphiniques) et une solution de Propofol.

1 RAPPELS :

1.1 L'AIVOC :

« L'AIVOC est un mode d'anesthésie intraveineuse, d'usage exclusif en bloc opératoire, qui repose sur le pilotage des seringues électriques par un logiciel intégrant entre autres un modèle pharmacocinétique spécifique à chaque médicament. » (2)

Ce dernier, dont les bases pharmacocinétiques ont été développées en 1968, n'a cessé de se perfectionner ces dernières années, notamment grâce aux progrès de la micro-informatique, l'idée étant d'adapter très précisément les débits d'administration des médicaments pour maintenir à tout moment des concentrations adaptées aux besoins.

• Modèles pharmacocinétiques :

Lors de son administration par injection intraveineuse, l'agent anesthésique doit d'abord se diffuser dans le sang à l'aide de la circulation sanguine pour atteindre le site d'action. Sa progression dépend de l'affinité de ce dernier et du débit de perfusion.

Dans le même temps, il est distribué dans le reste du corps selon les différentes affinités tissulaires en fonction des débits de perfusion régionaux, ou il est éliminé ou métabolisé.

« Pour contrôler la concentration dans le sang et au site d'action, il est nécessaire de bien comprendre ces cinétiques de distribution et d'élimination par exemple en les décrivant par un modèle mathématique reliant les doses administrées à la concentration au cours du temps ». (2)

Le corps humain est composé de nombreux tissus et organes, ce qui modifie l'affinité des produits anesthésiques pour chacun d'entre eux. De plus le débit variable de vascularisation de chacun des tissus et organes modifie la diffusion du produit. Un tissu ou organe richement vascularisé aura une diffusion rapide a contrario d'une vascularisation plus pauvre qui aura une diffusion lente.

« *Un modèle pharmacocinétique est donc constitué par un ou plusieurs volumes virtuels de distribution chacun étant associé à une constante de temps ou Clearance qui décrit la rapidité des échanges avec le sang »* (3)

Les profils pharmacocinétiques des agents anesthésiques sont spécifiques à chaque agent anesthésique et indépendant des doses administrés. Les valeurs des différents paramètres pharmacocinétique peuvent être fixes ou dépendantes dans certains membres de covariables : taille, poids, âge, sexe…

• La demi-vie contextuelle :

La demi-vie d'élimination est souvent utilisée pour représenter l'élimination d'un agent. En réalité, elle ne devient prédominante dans la valeur de la concentration que très longtemps après la fin de l'administration. La concentration est alors bien en dessous des seuils de fin d'effet. La demi-vie d'élimination n'est donc pas un bon paramètre pour comparer le délai de fin d'effet des agents IV.

Il est préférable de décrire l'élimination d'un agent anesthésique par le temps de demi-décroissance (context-sensitive half-time ou demi-vie contextuelle) qui est le temps que met la concentration plasmatique à diminuer de moitié à l'arrêt de la perfusion. C'est un paramètre global qui tient compte de tous les volumes et clairances et non de la seule demi-vie d'élimination. La demi-vie contextuelle varie avec la durée de perfusion, surtout pour les agents qui s'accumulent de façon importante dans l'organisme. Calculé à partir de l'ensemble du modèle pharmacocinétique, c'est un paramètre global qui permet de prévoir les délais de réveil selon la durée d'administration et de guider le choix des agents anesthésiques dans leur utilisation en AIVOC.

• Les dispositifs pour réaliser de l'AIVOC :

Depuis plus de 30 ans, plusieurs logiciels prototypes dont certains très performants et robustes, ont été distribués dans le monde entier (CACII, Stanpump, PAMO, Toolbox, Rugloop, Tivatrainer …). Mais aucun n'est marqué CE, et ces logiciels ne sont donc pas légalement autorisés à piloter l'administration des agents anesthésiques en dehors de protocoles de recherche.

Le premier dispositif médical d'AIVOC commercialisé a été le Diprifusor® en 1996, qui permettait une AIVOC à cible plasmatique de Propofol avec le modèle de Marsh.

Plusieurs sociétés proposent aujourd'hui des pousse-seringues d'AIVOC séparés ou intégrés dans une base de perfusion. (Fresenius Kabi : Base Priméa sortie en 2003), Carefusion : PK II 2003…)

Tous permettent de faire de l'AIVOC à cible plasmatique ou au site d'action avec au minimum le Propofol, le Rémifentanil et le Sufentanil et utilisent a priori les mêmes algorithmes.

Ils peuvent différer par leur ergonomie et leur comportement en cas de dysfonction logicielle ou matérielle. (4)

1.2 Débit et Pression :

Le débit d'un fluide exprime la quantité de matière qui passe en un point ou à travers une surface en fonction du temps. Si l'on exprime la quantité de matière par sa masse (point de vue de la mécanique), le débit se conserve. De plus si le fluide est un liquide, on peut généralement considérer sa masse volumique comme constante et l'on trouve que le débit volumique se conserve lui aussi.

Par exemple le débit massique de liquide Q_m qui passe dans un tube s'exprime en kg/s et le débit volumique Qv en m^3/s. C'est le produit de la masse volumique par la vitesse moyenne du liquide dans la section du tube en fonction du temps ; le débit volumique sera donc le produit de la vitesse moyenne dans la section du tube en fonction du temps.

$$Q_m = \rho \overline{V} S \ (\equiv \ mL^{-3}LT^{-1}L^2 \equiv kg/s) \qquad \text{et} \qquad Q_v = \overline{V} S (\equiv \ LT^{-1}L^2 \equiv m^3/s)$$

L'écoulement d'un liquide dans un tube peut être assez bien représenté par l'équation de Bernoulli qui indique que l'énergie d'un fluide parfait incompressible le long d'une ligne de courant se conserve. Si l'écoulement est isotherme et stationnaire, comme ce qui nous occupera par la suite, on a :

$$P + \frac{1}{2}\rho V^2 + \rho g h = C^{te}$$

Le terme $\rho g h$ représente la pression statique.

Il est possible de généraliser cette équation aux écoulements visqueux en prenant en compte les variations d'énergie entre deux points dans l'écoulement :

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho V_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho V_2^2 + \rho g h_2 + \Delta P_{12}$$

Le terme ΔP_{12}représente les pertes entre les points 1 et 2. On rajoute donc au second membre de l'équation l'énergie perdue pour passer de 1 à 2. Cette perte de charge peut être due aux frottements du liquide contre la paroi de la conduite et/ou à des singularités rencontrées par l'écoulement entre les points 1 et 2 (eg : vannes, coudes, rétrécissements).

Dans un tube, comme dans le prolongateur qui va nous occuper, l'écoulement est du type poiseuille. Le régime d'écoulement peut être déterminé par le calcul du nombre de Reynolds (Re) défini par :

$$Re = \frac{\overline{V} D}{\nu} \qquad \text{avec} \qquad \nu = \frac{\mu}{\rho}$$

En régime de Poiseuille l'écoulement peut être considéré comme laminaire tant que le Re reste inférieur à 2300 environ (6), c'est à dire bien au-delà de ce que l'on peut rencontrer dans le tube prolongateur.

En effet le débit volumique imposé ici (représentatif des débits en conditions réelles) ne sera jamais supérieur à 1200 ml/h, soit 1/3 10^{-6} m³/s. Cela nous donne un nombre de Re de l'ordre de 275 pour un tube de 1 mm de diamètre et d'environ 180 pour un tube de 1.5 mm de diamètre.[1]

Dans ces conditions on montre que le coefficient de perte de charge vaut 64/Re (5). On peut alors en déduire les pertes de charge générées par un tube de longueur L soumis à un débit volumique Q_v :

$$\Delta H = \frac{64}{Re}\frac{L}{D}\rho\frac{\overline{V}^2}{2}$$

[1] Par exemple pour le Propofol et le tube Carefusion, en prenant mu=1,54 cp et rho=0,996 g/ml (Annexe 1), on trouve : $Re = \frac{\overline{V} D}{\nu} = \frac{Q_v D}{S\nu} = \frac{Q_v 4\rho}{\pi D \mu} = 274$

2 OBJECTIFS DE L'ETUDE :

Objectif principal : Comparer les valeurs de pression maximale observées en régime stable en débit maximal observable en AIVOC, sur deux types de tubulures de longueur identique et de section différente.

Objectifs secondaires : Repérer les causes éventuelles pouvant être à l'origine de ces variations et en déduire d'éventuelles recommandation sur le choix du diamètre des tubulures compatibles avec l'utilisation en AIVOC, en respectant la valeur de pression circuit maximale tolérée par le dispositif utilisé au CHU de Poitiers.

3 METHODE :

Il s'agit d'une étude expérimentale in vitro ne nécessitant pas de requis préalables.

La méthode de recueil de mesure des pressions en débit constant (1200ml/h) a été la suivante :

- 3 lots de tubulure de diamètre interne 1,5mm (Vygon®) ont été testés avec 5 séries de mesure par lot.
- 3 lots de tubulure de diamètre interne de 1mm (BD - CareFusion®) ont été testés avec 5 séries de mesure par lot.
- Les mesures ont été réalisées avec du sérum salé (simulant une approche de la viscosité des reconstitutions des deux morphiniques utilisés le plus fréquemment en mode AIVOC : Sufentanyl et Rémifentanil) et du Propofol. .

La durée du recueil des valeurs de pressions mesurées a été de 3mn : les pressions ont été relevées toutes les secondes par le manomètre électronique de précision Analyzer IDA-1S Fluke®.

Nous avons fait le choix d'utiliser comme unité de pression le mmHg car il est bien mieux connu dans le langage médical que l'unité de référence internationale qui est le Pascal.

3.1 Le matériel :

- Module DPS Orchestra référence 082310/17794648 de chez Fresenius Vial S.A.

- Prolongateur en polyéthylène, laboratoire Vygon® :
  Diamètre intérieur 1,5 mm. // ≤40 bar // Longueur 150 cm. Luer-Lock™ femelle/ Luer-Lock™ mâle. Vol. 2,7ml.

- Prolongateur en PVC, laboratoire BD - CareFusion® :
  Diamètre intérieur 1 mm. // ≤40 bar // Longueur 150 cm. Luer-Lock™ femelle/ Luer-Lock™ mâle. Vol. 1,55ml.

- Seringues Luer-Lock™ (laboratoire BD) Plastipak™ de 50 ml. (Lot 211086)

- Propofol et NACL 0,9%.

- Infusion Device Analyzer IDA-1S de chez Fluke® Biomédical.

- Une colonne d'eau fabriquée à l'aide de tubes en PVC et avec un robinet trois voies référence BD Connecta™ REF 394600. (Lot 1306026B). Ceci dans le but de reproduire le plus fidèlement possible la pression veineuse au niveau de la circulation systémique comprise entre 5 et 15 mm Hg.

3.2 Critères de jugements :

Les critères de jugement ont été de relever les débits administrés et les pressions suivant une consigne identique (en ml/h) identique pour chaque produit.

3.3 Méthodologie :

Le Module DPS Orchestra a été vérifié par l'atelier biomédical du CHU de Poitiers avant de débuter les mesures.

Pour chaque mesure :

- Les données utilisées ont été rigoureusement programmées à l'identique.
- La bonne concordance du type de seringue utilisée sur le pousse seringue a fait l'objet d'une vérification.
- Chaque seringue était purgée mécaniquement avec le produit étudier avant l'injection du bolus initial.
- La colonne d'eau a toujours été remplie au même niveau pour chaque test.

4 ÉVALUATION DES MESURES

4.1 Première évaluation : Les débits

La réalisation des mesures de débit a eu lieu en salle 36 au CHU de Poitiers à l'aide de l'IDA-1S Fluke®. Ceci nous a permis de vérifier avec précision le calibrage du Module DPS Orchestra. A trois reprises, nous avons programmé sur le module DPS une seringue au volume identique (60ml) et à une vitesse identique (1200 ml/H). Cette seringue a été raccordée à l'IDA.1-S pour comparer et vérifier si la programmation affichée sur le module DPS correspondait aux mesures relevées par l'IDA 1-S. Pour chaque mesure, dans un souci écologique, la même seringue et le même contenu (NACL 0,9%) ont été utilisés. (Annexe 2)

4.2 Seconde évaluation : Les pressions

C'est grâce un manomètre électronique de précision l'IDA-1S Fluke®, mis à disposition par le Biomédicale du CHU de Poitiers, qu'il nous a été possible de réaliser ces mesures et de les collecter via le logiciel adapté sur mon ordinateur.

Procédure pour relevés :

Relevés des données pour le « Propofol » :

• Seringue Luer-Lock™ avec un prolongateur du laboratoire BD Plastipak™.

Pour **3 lots différents** et avec **5 relevés différents par lot.**

• Seringue Luer-Lock™ avec un prolongateur du laboratoire Vygon®.

Pour **3 lots différents** et avec **5 relevés différents par lot.**

Relevés des données pour le « NACL » :

• Seringue Luer-Lock™ avec un prolongateur du laboratoire BD Plastipak™.

Pour 3 lots différents et avec **5 relevés différents par lot.**

• Seringue Luer-Lock™ avec un prolongateur du laboratoire Vygon®.

Pour **3 lots différents** et avec **5 relevés différents par lot.**

Afin d'effectuer les mesures de pressions, la fabrication d'une colonne d'eau en tube PVC a été nécessaire, pour obtenir une pression suffisante et essentielle à nos relevés. Afin de pouvoir y connecter les prolongateurs étudiés, un robinet 3 voies a été recordé de manière étanche en bas de la colonne. Celle-ci a été remplie et a été maintenue à 2,1L d'eau pour l'ensemble des mesures réalisées. (Annexe 3)

La constitution de la ligne a été identique pour chaque mesure réalisée et s'est déroulée comme suit :

- Une seringue Luer-Lock™ (laboratoire BD) Plastipak™ de 50 ml a été remplie de 60ml de produit utilisé pour l'étude (NACL 0,9% ou Propofol)
- A l'extrémité de cette seringue, un robinet trois voies y a été vissé. Un prolongateur, ne faisant pas partie de l'étude, a été raccordé sur une première voie du robinet et est relié à l'IDA-1S Fluke® pour le relevé des pressions. Enfin un prolongateur faisant parti de cette étude (Vygon ou BD) a été raccordé à la dernière voie disponible du robinet et a été relié à la colonne d'eau.

- Le Module DPS a été réglé à une vitesse de 1200ml/h et déclenché après une tare du système afin de débuter les mesures à une pression égale à zéro.

4.3 Déroulement d'une mesure de pression pour du NACL :

Nous avons tout d'abord réalisé les relevés de pression par le prolongateur de la marque Vygon®.
La colonne d'eau en PVC a été remplie à 2,1L d'eau. La purge du prolongateur Vygon® ainsi que le robinet trois voies a été réalisée par du NACL 0,9 %.
Le prolongateur, ne faisant pas partie de l'étude, a été purgé par du NACL 0,9 % et a été raccordé sur une des extrémités à la première voie du robinet et de l'autre extrémité à l'IDA-1S Fluke®.

Nous avons rempli une seringue Luer-Lock™ (laboratoire BD) Plastipak™ de 50 ml, avec 60 ml de NACL 0,9 %.

L'enregistrement de l'IDA-1S Fluke® a été démarré, et le module DPS Orchestra précédemment programmé à 1200 ml/h, a été déclenché à son tour.

Lorsque la seringue fut terminée sur le module DPS, l'enregistrement sur l'IDA.1-S a été stoppé également.

En fin de procédure, l'excès de 60 ml présent dans la colonne d'eau a été retiré pour garder le même volume à chaque mesure. Ceci pour éviter un biais dû à la réalisation.

Il en a été de même pour la seringue Luer-Lock™, qui a été gardée pour les cinq mesures du même lot.

Une seringue neuve du même lot, a été utilisée pour exécuter les cinq mesures de chaque lot pour l'ensemble des mesures.

4.4 Déroulement d'une mesure de pression pour du PROPOFOL :

La colonne d'eau en PVC a été remplie à 2,1L d'eau. La purge du prolongateur Vygon® ainsi que le robinet trois voies a été réalisée par du Propofol.

Le prolongateur, ne faisant pas partie de l'étude, a été purgé par du NACL 0,9 % et a été raccordé sur une des extrémités à la première voie du robinet et de l'autre extrémité à l'IDA-1S Fluke®.

Nous avons rempli une seringue Luer-Lock™ (laboratoire BD) Plastipak™ de 50 ml, avec 60 ml de Propofol.

L'enregistrement de l'IDA-1S Fluke® a été démarré, et le module DPS Orchestra précédemment programmé à 1200 ml/h, a été déclenché à son tour.

Lorsque la seringue fut terminée sur le module DPS, l'enregistrement sur l'IDA.1-S a été stoppé également.

En fin de procédure, l'excès de 60 ml présent dans la colonne d'eau a été retiré pour garder le même volume à chaque mesure. Ceci pour éviter un biais due à la réalisation.

Il en a été de même pour la seringue Luer-Lock™, qui a été gardée pour les cinq mesures du même lot.

Une seringue neuve du même lot, a été utilisée pour exécuter les cinq mesures de chaque lot pour l'ensemble des mesures.

Pour chaque configuration, cinq mesures consécutives de chaque lot, de chaque modèle et de chaque produit ont été effectuées. Ce qui a représenté 60 mesures. (Annexe 4)

5 RESULTATS

Les valeurs relevées ont été reportées dans un tableur de type EXCEL.

Au terme des relevés, les valeurs de pression ont été comparées en régime stable :

- ♦ Entre lots pour évaluer l'influence d'un problème de fabrication.
- ♦ Entre diamètres de tubulure :
  - Pour le sérum salé
  - Pour le Propofol
- ♦ Entre solutés pour un même diamètre de tubulure.

Les variables quantitatives ont été décrites par leur médiane et l'interquartile et exprimées si besoin par un graphique en boîte à moustache (représentation de Tukey) ou par leur moyenne et leur écart-type.

L'analyse univariée : la comparaison des variables quantitatives a été effectuée à l'aide du test t de Student et par ANOVA. (**an**alysis **o**f **va**riance)

L'analyse bivariée : les relations ont été établies à l'aide d'une matrice de corrélation.

Une valeur de $p<0,05$ a été retenue comme seuil de signification.

Les logiciels JMP® (SAS institute Inc v 6.0.0) et MedCalc® (v 8.2.1.0) ont été utilisés.

5.1 Représentation graphique globale des résultats recueillis.

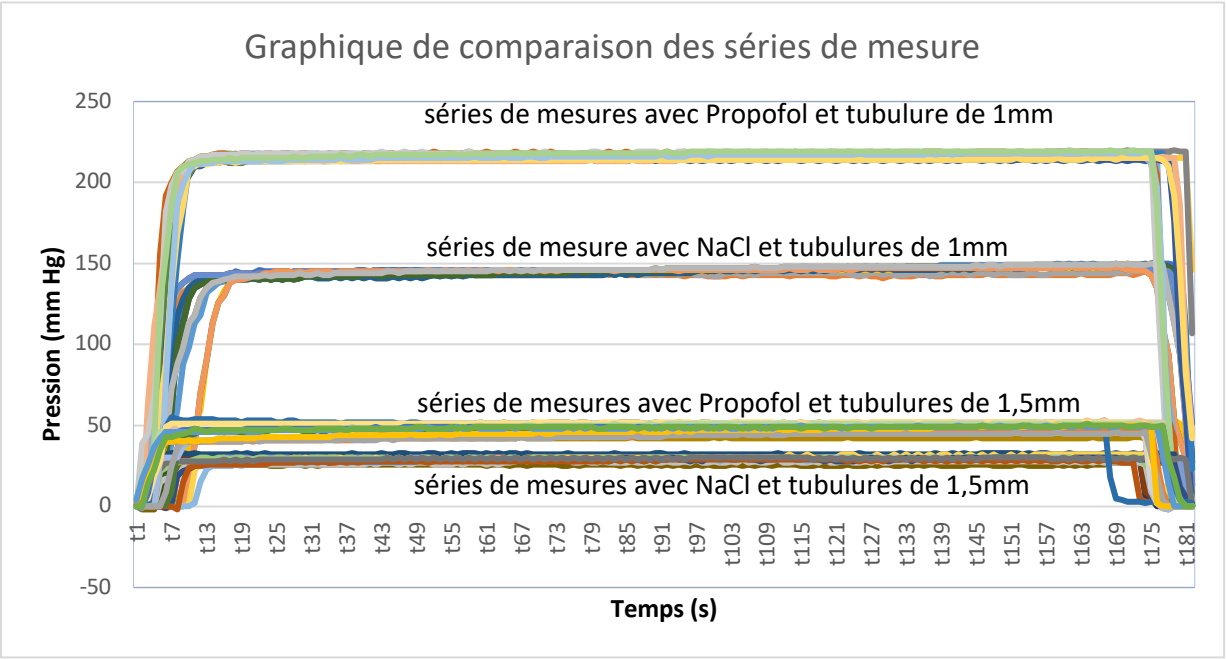
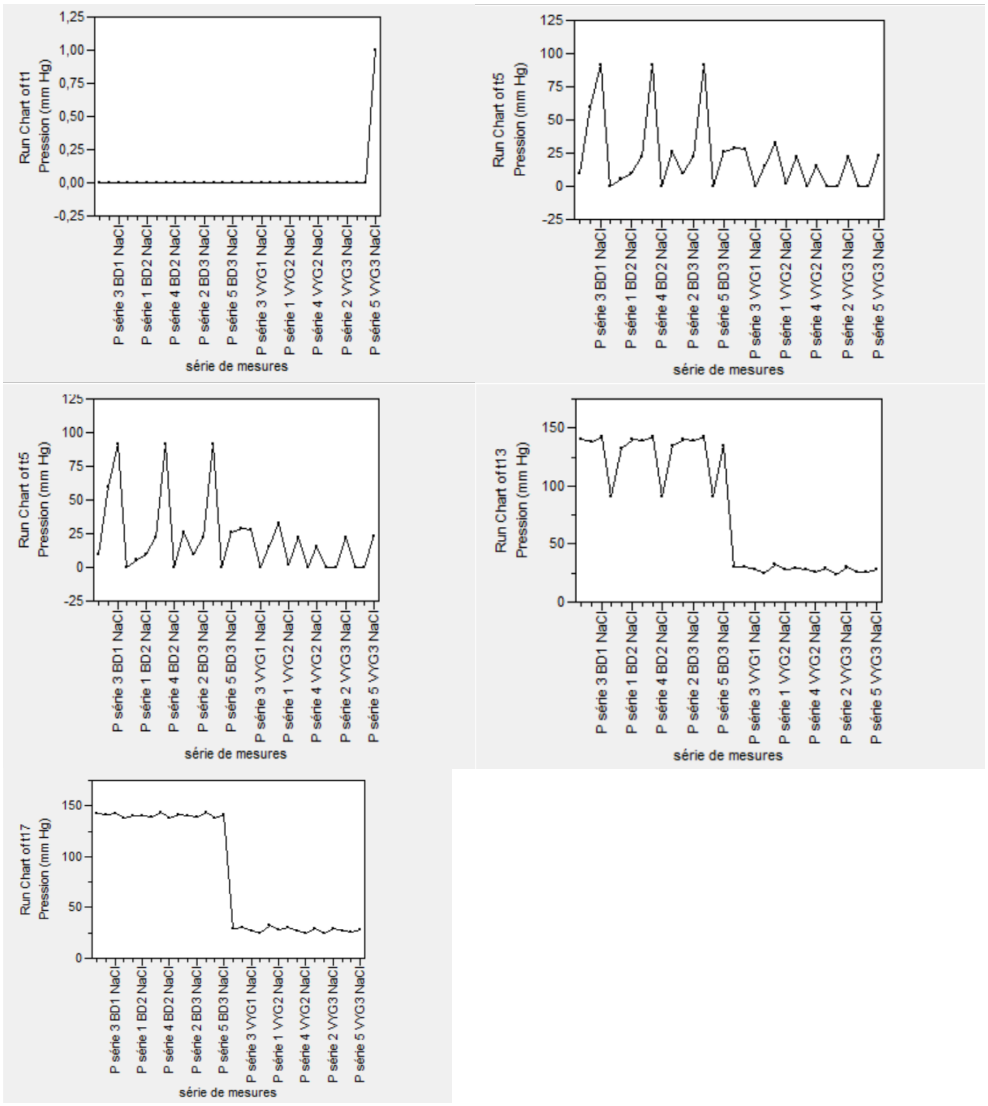


Figure 1 : représentation graphique des résultats par séries de mesures

Les courbes de variations de pressions obtenues ont été caractérisées par une première courbe d'allure sigmoïdienne suivie par un plateau d'apparence stable puis par une troisième courbe décroissante d'allure sigmoïdienne avec un retour à la ligne de base. Les plateaux de pression ont paru nettement plus élevés dans les lots de tubulures de diamètre interne de 1mm et ont paru plus élevées pour le Propofol que pour le sérum salé quel que soit le lot de tubulure considéré.

5.2 <u>Temps d'équilibration des pressions : le temps d'obtention d'un plateau stable de pression a fluctué selon le diamètre de tubulure utilisé et le soluté considéré.</u>



<u>Figure 2</u> : détermination des temps d'équilibration par méthode graphique représentant dans le temps les niveaux de pression observées selon le type et le lot de tubulure dans le temps (sur 180 secondes). J'ai rajouté ceci car Éric m'a dit c'est un graphique représentant la pression dans le temps et qu'en abscisse le temps devrait apparaitre.

Pour le sérum salé (Nacl), Il a été constaté un temps d'équilibration du plateau de pressions de 13s dans la série de mesures avec la tubulure de 1,5mm (VYG) et de 17s dans la série de mesure avec la tubulure de 1mm.

Le même type de représentation graphique pour le Propofol a permis de constater un temps d'équilibration du plateau de pressions de 9s dans la série de mesures avec la tubulure de 1,5mm (VYG) et de 11 s dans la série de mesure avec la tubulure de 1mm.

Par ailleurs les plateaux des mesures de pression ont paru stable jusqu'à la 160ème seconde.

5.3 Reproductibilité des mesures par lots.

Elle a été évaluée sur la période stable de plateau entre la 20ème et la 160ème seconde.

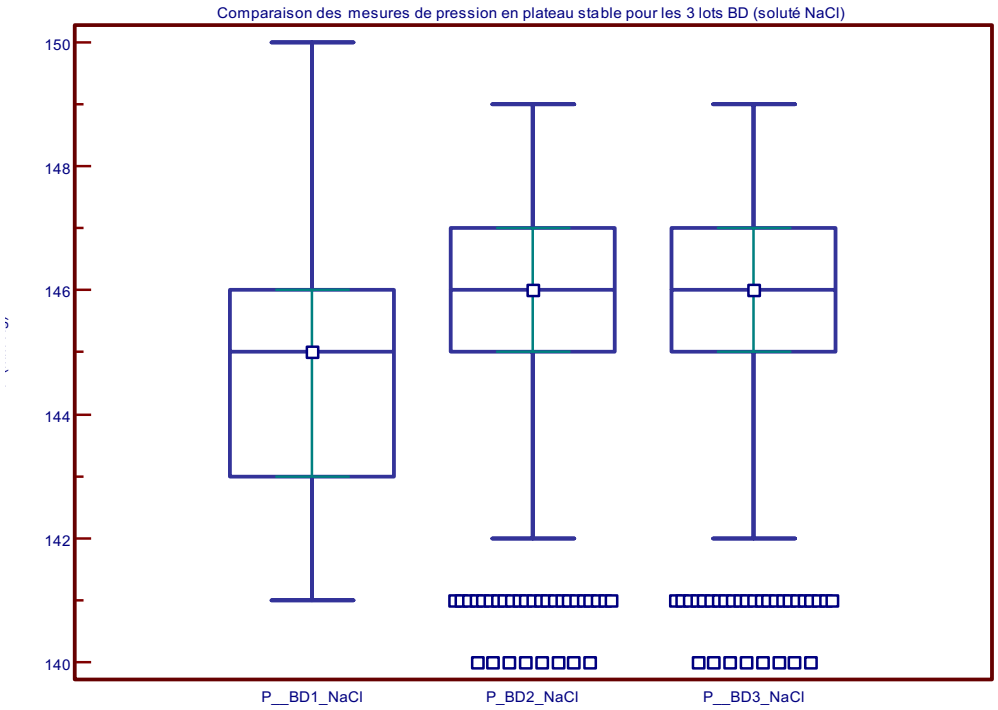


Figure 3 : comparaison des niveaux de pressions mesurées avec du sérum salé entre les trois lots pour les tubulures BD.

Il a été observé une différence de pression entre le lot BD1 et les lots BD2 et BD3 ($p<0,001$) pour les mesures faites avec du sérum salé. Les pressions mesurées pour les lots BD2 et BD3 ont été comparables.

Les résultats globaux de comparaison entre lots de tubulures ont été rapportés sous forme de tableau.

Tableau I : comparaison des niveaux de pressions de plateau recueillis entre les lots de tubulures.

Type tubulure	Soluté	P lot 1 (mm Hg)	P lot 2 (mm Hg)	p	P lot 3 (mm Hg)	p
BD	NaCl	145±1,7	146±2,0	<0,0001	146±2,0	<0,001
BD	Propofol	216±1,8	216±1,5	<0,0001	216±2,2	<0,001
VYG	NaCl	29±2,3	29±1,3	0,4946	29±0,9	0,5029
VYG	Propofol	47±3,6	48±3,0	<0,0001	46±2,7	<0,0001

Des fluctuations significatives de pression (bien que faibles) par lots ont été observées très fréquemment.

5.4 Reproductibilité des mesures par séries.

Elle a été évaluée également sur la période stable entre la 20ème et la 160ème seconde.

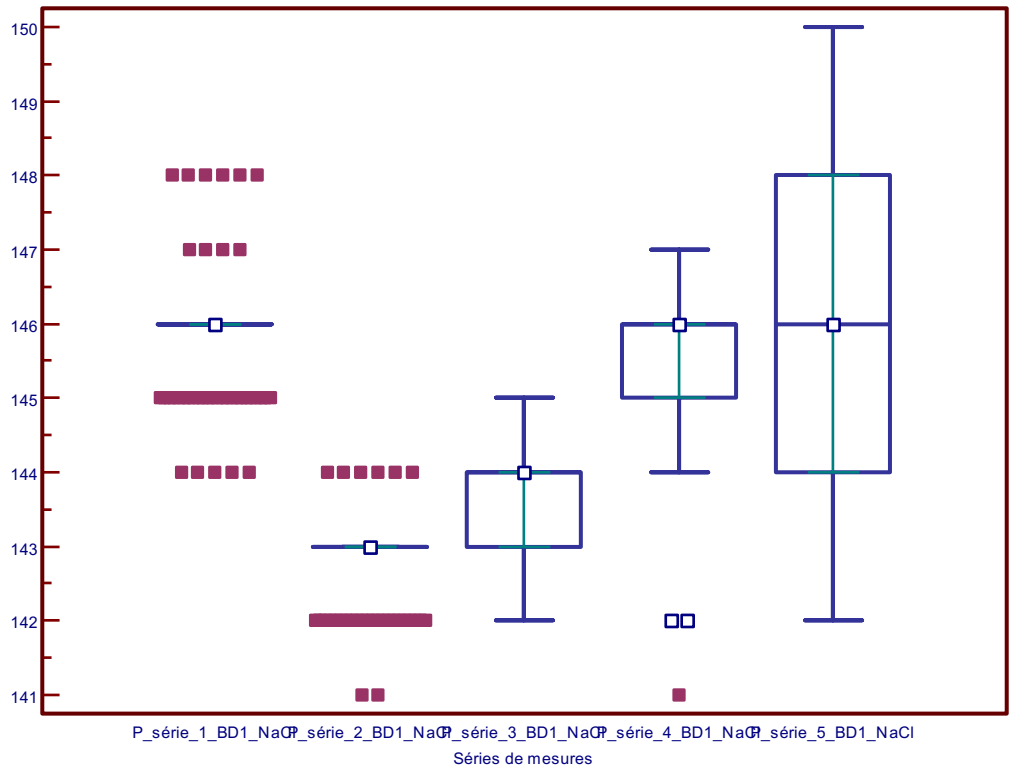


Figure 4 : comparaison des pressions de plateau recueillies sur le 1er lot de tubulures BD pour les 5 séries de mesures avec le sérum salé.

Par rapport à la série 1, les valeurs recueillies sur les séries 2,3 et 4 ont été significativement différentes et celles de la série 5 comparables. Des fluctuations jusqu'à 9mm de Hg ont pu être observées.

Les résultats globaux ont été rapportés sous forme de tableau :

	Série 1	Série 2	p	Série 3	P	Série 4	P	Série 5	p
Lot n°1 BD (NaCl)	146±0,7	143±0,5	<0,0001	144±0,6	<0,0001	146±1,0	0,009	146±2,2	0,3470
Lot n°2 BD (NaCl)	144±1,5	145±2,4	<0,0001	146±1,1	<0,0001	146±1,0	<0,0001	146±1,9	<0,0001
Lot n°3 BD (NaCl)	144±2,2	145±2,4	<0,0001	146±1,1	<0,0001	146±1,0	<0,0001	146±1,9	<0,0001
Lot n°1 BD (Propofol)	215±0,7	218±0,4	<0,0001	218±0,5	<0,0001	214±0,5	<0,0001	218±0,6	<0,0001
Lot n°2 BD (Propofol)	216±1,3	217±0,4	<0,0001	217±0,7	<0,0001	215±1,0	<0,0001	214±0,8	<0,0001
Lot n°3 BD (Propofol)	214±0,7	218±0,5	<0,0001	214±0,4	<0,0001	216±1,4	<0,0001	218±1,2	<0,0001
Lot n°1 VYG (NaCl)	30±0,5	30±0,5	0,1522	28±0,5	<0,0001	26±0,5	<0,0001	32±0,4	<0,0001
Lot n°2 VYG (NaCl)	29±0,8	30±0,5	<0,0001	29±0,8	0,0229	27±0,9	<0,0001	30±0,9	<0,0001
Lot n°3 VYG (NaCl)	29±1,0	30±0,5	<0,0001	29±0,8	0,2347	28±0,7	<0,0001	29±0,5	<0,0001
Lot n°1 VYG (Propofol)	42±0,4	51±0,6	<0,0001	47±0,5	<0,0001	45±1,6	<0,0001	51±1,4	<0,0001
Lot n°2 VYG (Propofol)	44±1,7	51±0,5	<0,0001	46±1,8	<0,0001	50±1,3	<0,0001	49±0,4	<0,0001
Lot n°3 VYG (Propofol)	44±2,0	43±1,6	<0,0001	46±2,0	<0,0001	48±0,8	<0,0001	49±0,7	<0,0001

Tableau II : comparaison des valeurs de pression mesurées au plateau par séries

Bien qu'en moyenne relativement constante par séries de mesures, les valeurs observées ont été significativement différentes (toujours faibles) dans la grande majorité des cas témoignant d'une reproductibilité médiocre des mesures par séries.

5.5 Comparaison des niveaux de pression observés en fonction du type de tubulure et du type de soluté.

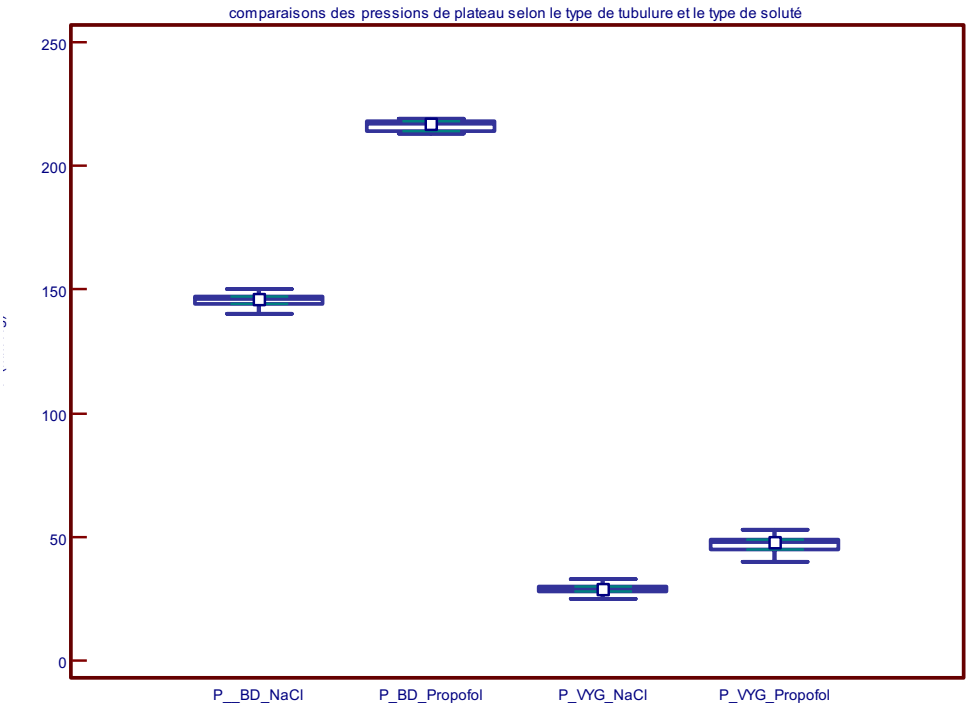


Figure 5 : niveaux de pression observés selon le type de tubulure et le type de soluté

Des différences significatives et très importantes ont été observées :

- Pour le sérum salé (NaCl), il a été observé un rapport de plus de 4 entre le niveau de pression observé dans la tubulure BD (1 mm) et la tubulure VYG (1,5mm) : 145±1,9 vs 29±1,6 mm Hg ($p<0,0001$)
- Pour le Propofol, il a été observé également une différence marquée de plus de 4 entre la tubulure BD et la tubulure VYG : 216±1,9 vs 47±3,2 mmHg ($p<0,0001$)
- Pour un même diamètre de tubulure, il a été observé une augmentation significative de la pression pour le Propofol par rapport au sérum salé :
    - Pour la tubulure BD : 216±1,9 vs 145±1,9 mm Hg ($p<0,0001$)

- Pour la tubulure VYG : 47±3,2 vs 29±1,6 mm Hg (p<0,0001)

5.6 Comparaison des pertes de charge théoriques et expérimentales en fonction du nombre de Reynolds.

	Reynolds	ΔH expérimentale (Pa)	ΔH théorique (Pa)
NACL BD-CareFusion® (LOT 1-2-3)	424	19083 (143,1mmHg)	20371 (152,8mmHg)
NACL Vygon® (LOT 1-2-3)	283	3830 (28,7mmHg)	4 024 (30,2mmHg)
PROPOFOL BD-CareFusion® (LOT 1-2-3)	263	28690 (215,2mmHg)	30065 (225,5mmHg)
PROPOFOL Vygon® (LOT 1-2-3)	183	6115 (45,9mmHg)	6197 (46,5mmHg)

Tableau III : Bilan des mesures de pertes de charge (Pa) dans les prolongateurs et comparaison avec les pertes de charge théoriques.

Après l'étude de l'ensemble des relevés, il nous a été possible de calculer le nombre de Reynolds, afin de vérifier si notre flux était laminaire.
De plus il nous a également été possible de calculer la perte de charge pour chacun des produits pour chaque prolongateur et de la comparer avec la valeur mesurée. On relève clairement que les résultats expérimentaux sont très proches des résultats théoriques.
On remarque que les pertes de charges sont quatre fois plus élevées lorsque le diamètre de la tubulure est de 1 mm au lieu de 1,5 mm, quel que soit le soluté.

6 Discussion

Nous avons mis en évidence sur ce protocole expérimental des niveaux de pression sensiblement différents en fonction :

- Du diamètre de la tubulure dans le lequel passe le fluide d'écoulement.
- Mais aussi avec les propriétés moléculaires du soluté utilisé.

L'utilisation de tubulures d'un diamètre interne de 1 mm a montré qu'au débit de 1200ml/h (débit maximal observé sur modèle AIVOC Propofol - Rémifentanil) des pressions supérieures à 200 mm Hg ont été observées. Elles sont incompatibles avec la poursuite de la perfusion même avec un seuil d'alarme du circuit qui est fixé à 500 mm Hg, (au niveau du piston du pousse seringue) la différence 500 - 200 = 300 mm Hg étant consommée par les différentes singularités du circuit.

Ces variations de pressions ont également été influencées par la nature du soluté utilisé et ont été maximales avec l'utilisation du Propofol, dont le nombre de Reynolds a pu être établit grâce au coefficient de viscosité dynamique que nous nous sommes procurés. (Annexe 1)

Ces résultats ont paru cohérents avec l'application de la loi de Poiseuille stipulant qu'en écoulement laminaire (conditions respectées dans l'expérimentation) : $\Delta H = \frac{64}{Re}\frac{L}{D}\rho\frac{\overline{V}^2}{2}$

Le débit (Qv) ayant été fixé ainsi que la longueur (L) de la tubulure, la pression observée a été proportionnelle à la viscosité dynamique (μ) et inversement proportionnelle à la puissance 4 du rayon interne de la tubulure. Nous avons retrouvé un rapport compris entre entre 4,8 et 1,6 entre les différences de pressions pour un même diamètre de tubulure entre le Propofol et le sérum salé traduisant probablement l'intervention de facteurs de confusion (influence de la compliance du circuit, reproductibilité des mesures imparfaites).

La modification de pression en lien avec l'augmentation de la viscosité a été beaucoup plus importante dans la tubulure de petit diamètre (4,8). Une explication pourrait être une influence plus importante de la modification de compliance de l'ensemble du circuit dans cette situation mais cette hypothèse n'a pu être vérifiée ici.

Une fluctuation de la reproductibilité des mesures a pu également être observée : les courbes de calibrations du capteur de pression ayant paru différer selon les séries de mesures ont pu rendre compte de ces écarts.

Nous apporterons tout de même une certaine nuance concernant les résultats de ces séries de mesures.

En effet elles ont été réalisées à l'aide de l'IDA-1S en test sur le CHU de Poitiers. Le biomédical possédait cet appareil sur une période test de trois jours. Ils ont accepté de nous le confier pour le dernier après-midi de prêt afin de réaliser nos tests.

Il aurait été intéressant que nous puissions réaliser d'autres série de tests, avec des tubulures de laboratoires différents, de diamètre identique afin de les comparer aux résultats obtenus. Ce laps de temps restreint ne nous a pas permis de contacter d'autre laboratoire pour effectuer ces relevés.

La méthode de réalisation choisie comporte des marges d'erreurs qui compromettent l'exactitude des résultats. L'observation visuelle sur l'écran d'ordinateur relié à l'IDA-1S et la mise en route ou l'arrêt concomitant du Module DPS a rajouté un temps, dû à l'opérateur, aux montées ou aux baisses de pression des différentes séries.

Cette expérience in vitro ne peut refléter des situations in vivo avec le même réalisme. En conditions réelles, plusieurs éléments peuvent entraver le débit d'une perfusion. Les résistances vasculaires ou l'utilisation de différents dispositifs (octopus, valve anti reflux…) sont par exemple des facteurs qui sont susceptibles d'affecter le passage de soluté. La colonne d'eau fabriquée par nos soins, avait pour but de refléter le plus fidèlement possible la pression veineuse au niveau de la circulation systémique (comprise entre 5 et 15 mm Hg). Mais nous sommes conscients que ce moyen de reconstitutions a entraîné des approximations au niveau de nos résultats et peut possiblement expliquer une certaine variabilité pour une même configuration sur une même série.

7 Conclusion

Le choix de ce mémoire s'inscrit dans la volonté actuelle d'une démarche qualité de la prise en charge thérapeutique des patients.

L'élément déclenchant est la survenue d'incidents ou de risques d'incidents potentiellement graves, qui nous ont alerté sur la nécessité d'une action à mettre en place. Il s'agit davantage dans ce cas d'une erreur de choix de dispositif que d'une erreur liée au dispositif médical lui-même.

Nous avions émis l'hypothèse que le matériau du prolongateur aurait pu être une cause potentielle au dysfonctionnement. Après vérification du diamètre à 1200ml/h sur trois points différents du prolongateur à l'aide d'un pied à coulisse numérique cette hypothèse a été écartée.

En effet, nous avons démontré par ces tests et analyses, que le problème de surpression dans ce cas était exclusivement dû à la différence de diamètre des tubulures provoquants une défaillance au niveau du pousse seringue.

Les conclusions de ce mémoire pourraient être utilisées pour envisager la conception d'une charte de bonne pratique pour les tubulures utilisées en AIVOC, afin d'éviter la survenue d'évènements indésirables à l'avenir.

8 Références Bibliographiques :

1 : Brun H, Caruba T, Guerot E, Rossignol E, Prognon P, Pineau J. Implication du pharmacien dans le bon usage des dispositifs médicaux de perfusion : 2) Élaboration et mise en place de recommandations de bonnes pratiques. Journal de Pharmacie Clinique. 1 nov 2007;26(4):241-52.

2 : Lagneau F, Oliviéri T, Marty J. AIVOC : anesthésie intraveineuse à objectif de concentration. :9.

3 : Billard V. Anesthésie à objectif de concentration intraveineuse (AIVOC) et inhalée (AINOC). :16.

4 : Billard V. Anesthésie à objectif de concentration intraveineuse (AIVOC) et inhalée (AINOC). :16.

5 : Candel S. Mécanique des fluides, cours 2eme édition, édité chez Dunod le 01/09/2001.

9 ANNEXES :

Annexe 1 :

FICHE SIGNALÉTIQUE

1. Identification

Identificateur de produit	**PropoFlo 28**
Autres moyens d'identification	
Synonymes	PropoFlo * PropoFlo Mulitdose Vial * Propofol ES * Propofol Injectable Emulsion 10 mg/mL * PropoFlo Plus
Usage recommandé	Vétérinaire Agent anesthésique
Restrictions d'utilisation	Non destiné à l'usage humain
Renseignements sur le fabricant/importateur/fournisseur/distributeur	
Nom de la compagnie (É-U)	Zoetis Inc. 10 Sylvan Way Parsippany, New Jersey 07054 (USA)
Centre antipoison et de toxicomanie Rocky Mountain	1-866-531-8896
Département de soutien aux produits / soutien technique	1-800-366-5288
Numéro de téléphone d'urgence	CHEMTREC (24 heures) : 1-800-424-9300 CHEMTREC international (24h/24) : +1-703-527-3887
Nom de la compagnie (CA)	Zoetis Canada Inc. 16740 Trans-Canada Highway Kirkland, Quebec, H9H 4M7
Numéro de téléphone d'appel d'urgence	CHEMTREC international (24h/24) : +1-703-527-3887
Adresse courriel	soutienauxproduits@zoetis.com
Département de soutien aux produits	1-800-461-0917 Toutes les fiches signalétiques sont disponibles sur le site Internet de Zoetis Canada au https://www.zoetis.ca/fr/sds/sds.aspx
Fournisseur	Non disponible.

2. Identification des dangers

Dangers physiques	Non classé.
Dangers pour la santé	Non classé.
Dangers environnementaux	Non classé.
Éléments d'étiquetage	
Symbole de danger	Aucune.
Mention d'avertissement	Aucune.
Mention de danger	Le mélange ne satisfait pas les critères de classification.
Conseil de prudence	
Prévention	Observer de bonnes pratiques d'hygiène industrielle.
Intervention	Se laver les mains après utilisation.
Stockage	Conserver à l'écart de matières incompatibles.
Élimination	Éliminer les rejets et les déchets conformément aux règlements municipaux.
Autres dangers	Aucun(e) connu(e).

Solubilité	
Solubilité (eau)	Léger
Coefficient de partage n-octanol/eau	Non disponible.
Température d'auto-inflammation	Non disponible.
Température de décomposition	Non disponible.
Viscosité	1.54 cP @ 25C/77F
Autres informations	
Propriétés explosives	Non explosif.
Propriétés comburantes	Non oxydant.

10. Stabilité et réactivité

Réactivité	Le produit est stable et non réactif dans des conditions normales d'utilisation, d'entreposage et de transport.
Stabilité chimique	La substance est stable dans des conditions normales.
Risque de réactions dangereuses	Une polymérisation dangereuse ne se produit pas.
Conditions à éviter	Contact avec des matériaux incompatibles. Chaleur, flammes et étincelles. Exposition à la lumière. Rayonnement solaire. Éviter la congélation
Matériaux incompatibles	Agents comburants forts. Bases. Chlorures d'acide. Anhydrides d'acide.
Produits de décomposition dangereux	Des fumées et gaz irritants ou toxiques peuvent être émis lors de la décomposition du produit.

Annexe 2 :



Annexe 3 :




RELAIS OK
PRET BIOMEDICAL
JFR VISC 33
SALLE 36 URO
SALLE 36 URO
ANESTHESIE

Annexe 4 :

Série mesures	Type tubulure	dP (Pa)	dP (mm Hg)	Solution	Débit (ml/h)
1	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	4000	30	NACL	1200
2	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	4000	30	NACL	1200
3	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	3733	28	NACL	1200
4	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	3466	26	NACL	1200
5	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	4400	33	NACL	1200

1	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	3866	29	NACL	1200
2	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	4000	30	NACL	1200
3	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	3733	28	NACL	1200
4	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	3600	27	NACL	1200
5	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	3866	29	NACL	1200

1	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	3600	27	NACL	1200
2	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	3866	29	NACL	1200
3	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	3733	28	NACL	1200
4	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	3733	28	NACL	1200
5	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	3866	29	NACL	1200

Série mesures	Type tubulure	dP (Pa)	mmHG	NACL	Débit (ml/h)
1	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19332	145	NACL	1200
2	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19065	143	NACL	1200
3	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19198	144	NACL	1200
4	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19198	144	NACL	1200
5	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19065	143	NACL	1200
1	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	18798	141	NACL	1200
2	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	18798	141	NACL	1200
3	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19198	144	NACL	1200
4	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19332	145	NACL	1200
5	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19065	143	NACL	1200
1	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	18798	141	NACL	1200
2	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	18932	142	NACL	1200
3	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19198	144	NACL	1200
4	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19198	144	NACL	1200
1	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	19065	143	NACL	1200

Série mesures	Type tubulure	dP (Pa)	mmHG	PROPOFOL	Débit (ml/h)
1	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	5600	42	PROPOFOL	1200
2	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	6933	52	PROPOFOL	1200
3	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	6266	47	PROPOFOL	1200
4	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	5733	43	PROPOFOL	1200
5	Lot n° 010420EH - Type Prolongateur VYGON	6666	50	PROPOFOL	1200

1	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	5600	42	PROPOFOL	1200
2	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	6799	51	PROPOFOL	1200
3	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	5733	43	PROPOFOL	1200
4	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	6399	48	PROPOFOL	1200
5	Lot n° 060820EH - Type Prolongateur VYGON	6399	48	PROPOFOL	1200

1	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	5733	43	PROPOFOL	1200
2	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	5466	41	PROPOFOL	1200
3	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	5733	43	PROPOFOL	1200
4	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	6266	47	PROPOFOL	1200
5	Lot n° 171220EH - Type Prolongateur VYGON	6399	48	PROPOFOL	1200

Série mesures	Type tubulure	dP (Pa)	mmHG	PROPOFOL	Débit (ml/h)
1	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28664	215	PROPOFOL	1150
2	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	29064	218	PROPOFOL	1150
3	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	29064	218	PROPOFOL	1150
4	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28531	214	PROPOFOL	1150
5	Lot n° TA200544 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	29064	218	PROPOFOL	1150

1	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28531	214	PROPOFOL	1150
2	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28798	216	PROPOFOL	1150
3	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28798	216	PROPOFOL	1150
4	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28531	214	PROPOFOL	1150
5	Lot n° TA200547 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28398	213	PROPOFOL	1150

1	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28398	213	PROPOFOL	1150
2	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	29064	218	PROPOFOL	1150
3	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28398	213	PROPOFOL	1150
4	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28398	213	PROPOFOL	1150
5	Lot n° TA200566 - Type Prolongateur BD CAREFUSION	28664	215	PROPOFOL	1150

Ecole d'Infirmier(e)s Anesthésistes Diplômé(e)s d'Etat

UE 7 - MEMOIRE PROFESSIONNEL

En vue de l'obtention du diplôme d'État d'infirmier anesthésiste 2020 - 2022

État des lieux sur l'utilisation de l'administration en AIVOC des solutés au CHU de Poitiers : Influence des types de tubulures utilisées sur le régime de pression observé dans le circuit de perfusion

Introduction : L'acte de perfusion revêt une importance considérable à l'hôpital en raison de sa fréquence, de ses enjeux sur l'administration des principes actifs et des risques potentiels encourus. En anesthésie la prise en charge de patient nécessite régulièrement l'administration simultanée à haut débit de médicaments intraveineux très puissants à demi-vie courte.

Objectif : Nous avons tenté expérimentalement de comparer les régimes de pression observés avec deux types de tubulure de longueur identique et de section différente lors de l'administration de deux solutés différents en débit maximal en mode AIVOC.

Méthodologie : 3 lots de tubulure de diamètre interne 1,5mm (Vygon®) et de diamètre 1mm (BD - CareFusion®) ont été testés sur 5 séries de mesure par lot. Les mesures ont été réalisées avec du NACL et du Propofol. La durée du recueil des valeurs de pressions mesurées a été de 3mn et à une vitesse de 1200 ml/h. Les pressions ont été relevées toutes les secondes par le manomètre électronique de précision.

Résultats : Nous avons mis en évidence sur ce protocole expérimental des augmentations de pression dans le circuit très importantes en relation avec le diamètre de la tubulure dans le lequel passe le fluide d'écoulement mais aussi avec les propriétés moléculaires du soluté utilisé. L'utilisation de tubulures d'un diamètre interne de 1 mm a montré qu'au débit de 1200ml/h (débit maximal observé sur modèle AIVOC Propofol-Rémifentanil) des pressions supérieures à 200 mm Hg ont été observées incompatibles avec la poursuite de la perfusion même avec un seuil d'alarme du circuit qui est fixé à 500 mm Hg, (au niveau du piston du pousse seringue) la différence 500 - 200 = 300 mm Hg étant consommée par les différentes singularités du circuit.

Conclusion : Nous avons démontré par ces tests et analyses, que le problème de surpression était exclusivement dû à la différence de diamètre des tubulures provoquants une défaillance au niveau du pousse seringue.

Auteur : Fournier Gil

Directeur de mémoire : Dr Lanquetot Hervé

Mots clés : AIVOC – Tubulures – Pression -

Ecole d'Infirmier(e)s Anesthésistes Diplômé(e)s d'Etat

UE 7 - Professional dissertation

Towards the obtention of the state diploma of anesthetist nurse 2020-2022

TCI system of solutes at the university-affiliated hospital of Poitiers: The influence of pipe diameter on the pressure regime in perfusion channels.

Introduction: In hospitals, the very action of an infusion carries a considerable importance. It is due to its frequency, to the stakes of administering active substances and to the encountered risks. In anesthesia, treatment of patients regularly involves the simultaneous intravenous high flow administration of powerful short half-life medication.

Objective: Through experimentation, we have tried to compare pressure systems. Two types of pipes were observed with similar lengths and different sections during the administration of two different solutes while in maximal flow, under the TCI system.

Methodology: 3 pipe batches of 1,5 mm of internal diameter (Vygon®) and of 1 mm diameter (BD - Carefusion®) were tested during 5 series of measuring by batch. The measuring was done with NaCL and Propofol. For 3 minutes, evaluated pressure was collected at a speed of 1200 ml/h. Each second, an electrical manometer of precision collected the data.

Results: Augmentations of pressure in the channels have been highlighted during this experimental protocol. Those augmentations, which happened to be significant, were influenced by the diameter of the pipe in which the fluid flows but also by molecular properties of the solute used. The use of 1 mm internal diameter pipes showed that at a 1200 ml/h debit flow (which is the maximal flow observed on Propofol-Remifentanil TCI) pressures superior to 200 mm Hg were incompatible with the pursuance of the infusion, even with a warning level set up at 500 mg Hg (at the level of the piston of the syringe pump). The 500 - 200 = 300mg difference was consumed by the variety of channel singularities.

Conclusion: Through tests and analysis, we have demonstrated that the issue of excessive pressure was exclusively caused by the difference of pipe diameter, which in turn prompted failure around the piston of the syringe-pump.

Author: Fournier Gil

Supervisor: Dr Lanquetot Hervé

Keywords : AIVOC – Pipe – Pressures -