

UNIVERSITÉ DE LILLE  
**FACULTÉ DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG**  
Année 2026

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Détection d'artéfacts de pression artérielle invasive en  
anesthésie : validation prospective au bloc opératoire**

Présentée et soutenue publiquement le 9 avril 2026  
à 16 heures au Pôle Recherche

**Par Pierre LENG**

---

**JURY**

**Président :**

Monsieur le Professeur Benoit TAVERNIER

**Asseseurs :**

Monsieur le Docteur Cédric CIRENEI

Monsieur le Docteur Damien ROUSSELEAU

**Directeur de thèse :**

Monsieur le Docteur Alexandre BOURGEOIS

---

# Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

# Sigles

<b>CERAR</b>	Comité d’Ethique de la Recherche en Anesthésie-Réanimation
<b>EDS</b>	Entrepôt de données de santé
<b>FN</b>	Faux négatif
<b>FP</b>	Faux positif
<b>PA</b>	Pression artérielle
<b>PAD</b>	Pression artérielle diastolique
<b>PAI</b>	Pression artérielle invasive
<b>PAM</b>	Pression artérielle moyenne
<b>PAS</b>	Pression artérielle systolique
<b>SFAR</b>	Société Française d’Anesthésie-Réanimation
<b>VN</b>	Vrai négatif
<b>VP</b>	Vrai positif

# Sommaire

## Introduction

<b>1. Contexte général</b> .....	<b>12</b>
1.1. Pression artérielle : définition et physiologie.....	12
1.2. Importance clinique de la pression artérielle en anesthésie.....	12
<b>2. Méthodes de mesure de la pression artérielle</b> .....	<b>13</b>
2.1. Mesure intermittente non invasive.....	13
2.2. Mesure continue non invasive.....	15
2.3. Mesure invasive.....	16
<b>3. Problématique</b> .....	<b>18</b>
3.1. Artefacts en pression artérielle invasive.....	18
3.1.1. Artefacts d'origine physiologique.....	18
3.1.2. Artefacts d'origine technique.....	18
3.2. Conséquences cliniques et scientifiques.....	18
3.2.1. Impact immédiat limité sur les décisions intra-opératoires.....	18
3.2.2. Impact majeur en recherche sur données massives.....	19
3.3. Méthodes actuelles de détection et de correction.....	20
3.3.1. Approche manuelle.....	20
3.3.2. Approches automatiques et leurs limites.....	20
3.4. Limites actuelles.....	22
<b>4. Objectifs</b> .....	<b>22</b>
4.1. Justification d'une approche algorithmique automatique et fiable.....	22
4.2. Objectif de l'étude.....	23

## Matériel et méthodes

<b>1. Type d'étude</b> .....	<b>24</b>
<b>2. Population étudiée</b> .....	<b>24</b>
<b>3. Méthode de recueil</b> .....	<b>25</b>
<b>4. Données recueillies</b> .....	<b>25</b>
<b>5. Analyse statistique</b> .....	<b>25</b>
<b>6. Considérations éthiques</b> .....	<b>27</b>

## Résultats

<b>1. Description de la population et des données analysées</b> .....	<b>28</b>
<b>2. Résultats de la comparaison automatique</b> .....	<b>31</b>
<b>3. Résultats de la méthode manuelle</b> .....	<b>31</b>

## Discussion

<b>1. Principaux résultats</b> .....	<b>32</b>
<b>2. Mise en perspective avec la littérature</b> .....	<b>32</b>
<b>3. Forces de l'étude</b> .....	<b>33</b>
<b>4. Limites de l'étude</b> .....	<b>33</b>
<b>5. Implications cliniques, perspectives futures</b> .....	<b>34</b>

# Introduction

## 1. Contexte général

### 1.1. Pression artérielle : définition et physiologie

La **pression artérielle** systémique est la conséquence de l'éjection ventriculaire du sang dans l'aorte couplée aux caractéristiques mécaniques du sang circulant et de ceux de l'arbre vasculaire artériel.

La pression artérielle (PA) peut être exprimée par la relation hémodynamique suivante :  $PA = \text{débit cardiaque} \times \text{résistance vasculaire périphérique}$ .

Elle est considérée comme l'une des plus importantes mesures de la fonction cardiovasculaire pour les praticiens. Elle joue un rôle essentiel dans la perfusion des organes, contribuant ainsi à leur maintien de l'homéostasie (1).

Elle contient 3 paramètres, exprimés en mmHg :

- la pression artérielle systolique (PAS), valeur maximale, résultant de la contraction du cœur (systole),
- la pression artérielle diastolique (PAD), valeur minimale, obtenue après le relâchement du cœur (diastole),
- la pression artérielle moyenne (PAM), estimée par la formule  $PAM = (PAS + 2 \times PAD)/3$ , qui représente la pression de perfusion des organes.

### 1.2. Importance clinique de la pression artérielle en anesthésie

Chez les patients sous anesthésie, l'optimisation hémodynamique peropératoire a pour objectif de maintenir une pression de perfusion des organes et un apport suffisant en oxygène aux tissus en ciblant des paramètres macro-circulatoires comme la PA.

La défaillance hémodynamique la plus commune constitue ce qu'on appelle une **hypotension artérielle**. Celle-ci, non traitée, peut constituer un état de choc, représenté par une insuffisance circulatoire aiguë altérant de façon durable l'oxygénation et le métabolisme des tissus et organes.

Une surveillance rigoureuse et une prise en charge optimale de la PA au bloc opératoire jouent donc un rôle déterminant dans le pronostic des patients : en effet, l'hypotension artérielle peropératoire est associée à une augmentation de risque de complications cardiaques, rénales et neurologiques, ainsi que de mortalité globale (2-4).

Il n'existe pas de définition universelle unique de l'hypotension artérielle. En 2007, l'équipe de *Bijker et al.* (5) a réalisé une revue systématique de la littérature afin de recenser les différentes définitions de l'hypotension peropératoire, mettant en évidence une grande hétérogénéité entre les études. Parmi les 130 travaux analysés, les critères les plus fréquemment retenus étaient :

- une PAS inférieure à 80 mmHg,
- ou une diminution de plus de 20 % de la PAS par rapport à sa valeur de référence,
- ou encore une PAS inférieure à 100 mmHg associée à une baisse de plus de 30 % par rapport à la valeur de base,
- Certaines études imposaient également une durée minimale pour caractériser l'hypotension.

De l'autre côté, à visée thérapeutique, en 2024, la Société Française d'Anesthésie-Réanimation (SFAR) a émis les recommandations formalisées d'experts concernant l'optimisation hémodynamique péri-opératoire (6). Ainsi, il est admis :

- qu'il est probablement recommandé d'éviter un niveau de PAM peropératoire inférieure à 60-70 mmHg, chez le patient non hypertendu chronique, afin de diminuer la morbi-mortalité postopératoire,
- concernant les patients hypertendus, les experts suggèrent de cibler un niveau de PAM supérieur à 90 % de sa valeur habituelle ou une PAM supérieure à 70 mmHg pour diminuer la morbi-mortalité postopératoire.

Au total, le monitoring de la PA joue un rôle essentiel dans la prise en charge du patient au bloc opératoire et requiert des techniques de mesure précises et fiables. Dans une dimension plus large, cette exigence contribue à garantir la qualité des données utilisées dans les travaux de recherche portant sur ce paramètre.

## 2. Méthodes de mesure de la pression artérielle

Dans cette section, nous présentons les différentes méthodes de mesure de la PA, en décrivant les avantages et les limites. Nous mettons en évidence que la technique invasive constitue la méthode la plus adaptée dans certaines situations, notamment lors de chirurgies à haut risque où un monitoring continu et précis de la PA est indispensable.

### 2.1. Mesure intermittente non invasive

La mesure intermittente non invasive de la PA est la technique la plus couramment utilisée en pratique clinique. Elle repose sur l'utilisation d'un brassard pneumatique placé autour du bras .

La méthode consiste à gonfler puis dégonfler un brassard afin de comprimer l'artère sous-jacente. Deux approches principales existent (1,7,8) :

- La méthode auscultatoire, ou méthode de Korotkoff, est la technique historique qui consiste à identifier les premiers sons correspondant à la pression systolique et la disparition des sons indiquant la pression diastolique,
- La méthode oscillométrique, la plus répandue dans les appareils automatisés, analyse l'oscillogramme qui est la courbe d'amplitude des oscillations de pressions générées par le flux sanguin pulsatile pendant la phase de dégonflage, l'amplitude maximale correspondant à la PAM (la PAS et la PAD résultants des algorithmes dépendant des fabricants).

Cette technique a l'avantage d'être non invasive, simple et rapide à réaliser. Elle est adaptée pour les situations cliniques stables comme la surveillance hémodynamique des patients en hospitalisation conventionnelle ou des chirurgies à faible risque cardiovasculaire et hémorragique.

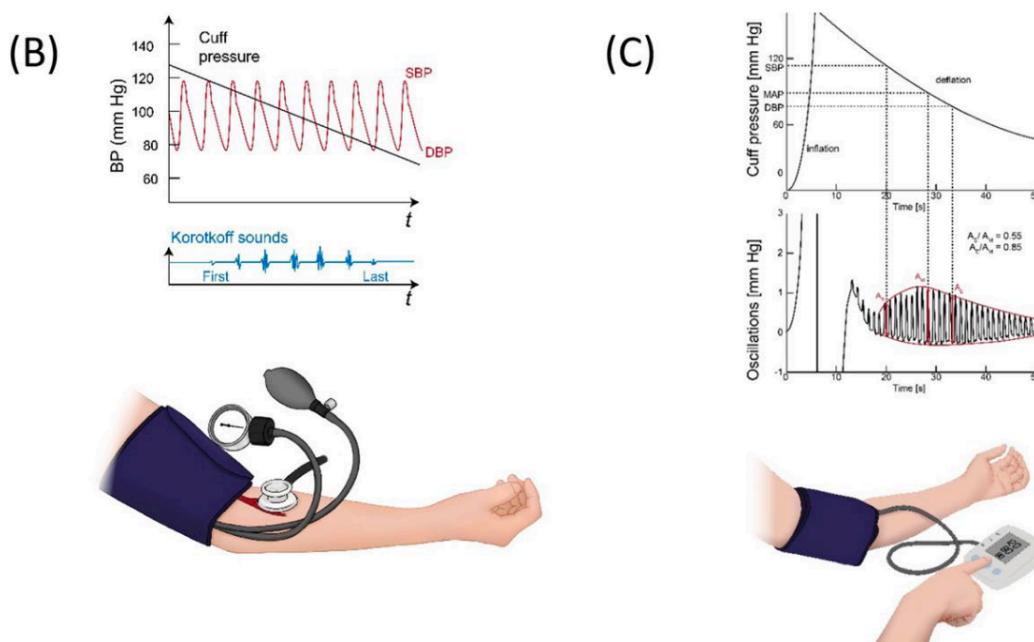


Figure 1. Méthode auscultatoire (B) et oscillométrique (C), selon Su A Noh, et al. en 2024

Cependant, le caractère intermittent de cette méthode ne permet pas un suivi continu de la PA, limitant ainsi sa capacité à guider une prise en charge rapide en cas d'hypotension sévère ou d'instabilité hémodynamique.

De plus, la précision des valeurs est inférieure à celle de la mesure invasive car elle peut être affectée par les arythmies (ex fibrillation auriculaire), les mouvements du patient ou encore la taille du brassard mal adaptée. Comparée à la méthode invasive, *Bur A. et al.* en 2000 (9) ont montré que cette méthode offre une précision insuffisante pour les patients en soins critiques ou sous anesthésie en chirurgie lourde.

Un autre inconvénient, d'ordre technique, concerne la perfusion médicamenteuse dans les veines situées en aval du brassard, dont le débit peut diminuer lors du gonflage de celui-ci.

Enfin, la rigidité artérielle chez les patients âgés altère la propagation des ondes de pression et l'amplitude des oscillations, ce qui peut entraîner une estimation inexacte des valeurs réelles de la PAS et de la PAD.

## 2.2. Mesure continue non invasive

Les techniques modernes de mesure continue et non invasive de PA ont pour ambition de proposer un monitoring continu de la PA sous forme d'onde complète sans nécessité de ponction et de mise de cathéter en intra-artériel.

2 techniques principales existent (7,8,10–12) :

-La méthode du *volume clamp*, développée par Dr Jan Peñáz dans les années 1960, utilise un brassard digital intégrant un capteur photopléthysmographique chargé de maintenir constant le volume sanguin dans le doigt. Pour y parvenir, le brassard ajuste en continu sa pression en se gonflant et se dégonflant à chaque pulsation. La pression ainsi appliquée constitue une contre-pression équivalente à la PA digitale. Exemple de modèle : ClearSight™ (Edwards Lifesciences, Irvine, États-Unis).

- La méthode de tonométrie artérielle d'aplanation consiste en l'application d'un capteur de pression sur la peau en regard de l'artère radiale en exerçant une pression contrôlée pour aplanir l'artère. Le dispositif reconstruit un signal de PA à partir de la mesure de tension pariétale artérielle, en tenant compte de la perte de signal liée à l'épaisseur du tissu cutané et sous-cutané. Exemple de modèle : SphygmoCor™ (AtCor Medical, Sydney, Australie).

La précision rapportée est variable d'une étude à l'autre et il est difficile de tirer des conclusions définitives. Néanmoins, dans une revue systématique avec méta-analyse publiée en 2014 et incluant près de 1 000 patients, *Kim S.H. et al.* (13) ont comparé la mesure continue non invasive de la PA à la référence invasive. Les auteurs ont mis en évidence une imprécision significative de ces nouveaux

dispositifs, concluant qu'ils ne peuvent se substituer à la mesure invasive lorsqu'une exactitude est requise, notamment dans le cadre de chirurgies à haut risque.

Concernant les limites de ces dispositifs, la vasoconstriction par l'hypothermie ou par de fortes doses de vasopresseurs par exemple peut empêcher le brassard de doigt et son photopléthysmographe de mesurer une PA dans le doigt. D'autre part, des mouvements du membre supérieur, une arythmie, une couche épaisse de tissu cutané et sous-cutané (par œdèmes et/ou obésité) pourraient représenter d'autres sources d'erreur ou d'échec de mesure.

### **2.3. Mesure invasive**

La mesure invasive de la PA repose sur l'introduction d'un cathéter dans une artère périphérique, le plus souvent radiale ou fémorale. Ce cathéter est connecté à un transducteur de pression chargé de convertir la PA en un signal électrique affiché en continu sur le moniteur. Le cathéter et le transducteur sont reliés par une ligne rigide remplie de sérum physiologique, permettant une transmission fidèle et non amortie des variations de PA jusqu'au transducteur. Celui-ci transforme alors ces variations mécaniques en signal électrique (7,14). Le moniteur analyse ce signal pour afficher la courbe de pression en temps réel ainsi que les valeurs de PAS, de PAD et de PAM. Un calibrage préalable est indispensable : le transducteur doit être réglé à zéro par rapport à la pression atmosphérique et positionné au niveau de l'oreillette droite afin de garantir la fiabilité des mesures.

Par ailleurs, la mesure invasive permet l'acquisition de la forme d'onde complète de la PA dite onde de pouls, au sein de laquelle des points fiduciaires — tels que le pic systolique ou l'onde dicrote (15,16) constituent des repères d'intérêt en apportant des données dérivées complémentaires notamment sur le débit cardiaque, la compliance artérielle et la résistance artérielle (17,18).

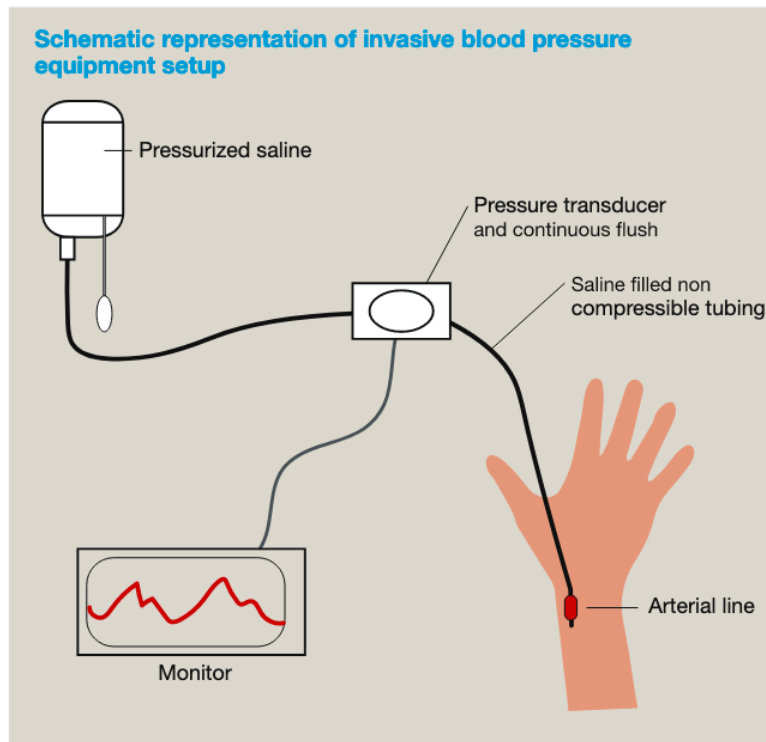


Figure 2. Représentation schématique de l'installation d'équipement de pression artérielle invasive selon Goodman et al. en 2023.

Elle offre un monitoring continu et très précis de la PA en temps réel, indispensable en contexte d'instabilité hémodynamique. Ce suivi permanent permet de repérer rapidement toute variation et d'adapter sans délai les traitements tels que les vasopresseurs, le remplissage vasculaire ou les agents anesthésiques. Il garantit également une utilisation sécurisée et contrôlée des médicaments vasoactifs. La mise en place d'un cathéter artériel facilite en outre la réalisation de prélèvements sanguins répétés, un atout requis lors des chirurgies majeures.

La mesure invasive de la PA présente une précision supérieure à celle obtenue par la méthode oscillométrique non invasive, comme l'ont montré Meng et al. en 2013 (19) dans une étude rétrospective incluant 515 patients sous anesthésie générale.

Concernant les complications graves, elles peuvent être de différentes origines : infection du cathéter, thrombose artérielle, hémorragie grave, lésion nerveuse. Le risque est cependant faible, de l'ordre de 3,4/10 000 selon Nuttall et al. en 2016 (20).

Cependant, en raison de la grande sensibilité de la ligne de connexion entre le cathéter intra-artériel et le transducteur, tout événement perturbant l'intégrité du système peut entraîner des mesures inexactes de la PA, appelées **artéfacts**.

## 3. Problématique

### 3.1. Artefacts en pression artérielle invasive

Un artefact sur un signal de PAI est une valeur ou un segment de signal qui ne reflète pas l'état physiologique réel du patient. En d'autres termes, comme défini par *Hoorweg et al.* en 2018 (21),

Il s'agit d'une mesure hors plage biologiquement plausible, présentant une déviation excessive par rapport à la valeur précédente, ou jugée non fiable après avis de l'anesthésiste.

Un artefact peut être de nature physiologique ou technique.

#### 3.1.1. Artéfacts d'origine physiologique

Ils peuvent résulter de :

- Arythmies brusques, comme les extrasystoles ou la fibrillation atriale ;
- Manipulations du réseau artériel en amont du cathéter par exemple lors du clampage aortique par le chirurgien alors que le cathéter est inséré dans une artère fémorale.

#### 3.1.2. Artéfacts d'origine technique

Ils peuvent être causés par (22) :

- Manipulations du cathéter ou du système de monitoring, telles que purge du soluté, prélèvement, clampage de la ligne ou repositionnement du capteur;
- Dysfonctionnements du système transducteur-ligne, incluant mauvaise calibration, réponse dynamique inadéquate du transducteur appelée over/under-damping (23) , bulles d'air ou écrasement de la ligne ou du cathéter par le chirurgien ;
- Mouvements du patient, tels que tremblements ou déplacements du bras/cathéter ;
- Interférences externes, comme les vibrations de la table d'opération ou les interférences électriques.

## 3.2. Conséquences cliniques et scientifiques

### 3.2.1. Impact immédiat limité sur les décisions intra-opératoires

Lorsque des artefacts apparaissent sur la courbe de PAI, les cliniciens les identifient rapidement de façon générale, par exemple lorsqu'ils surviennent lors d'une manipulation du cathéter. Dans la pratique clinique, ces perturbations sont aisément reconnues comme non physiologiques et n'entraînent donc habituellement aucune décision thérapeutique (24).

Cependant, la répétition des alarmes dues aux artéfacts dans le bloc opératoire aggrave la surcharge sonore pour les personnels pouvant conduire à une désensibilisation progressive, à un épuisement professionnel et à une diminution de la qualité de la prise en charge (25–27).

Les conséquences des artéfacts relèvent principalement du domaine scientifique, avec une altération de la qualité des données utilisées en recherche, en particulier dans le contexte actuel de développement et d'exploitation de bases de données massives.

### **3.2.2. Impact majeur en recherche sur données massives**

Ces dernières années, le développement du numérique en santé a entraîné l'émergence des bases de données massives, alimentées par le monitoring continu et les dossiers médicaux informatisés. Les progrès technologiques permettent désormais de stocker de grandes quantités de signaux physiologiques en haute résolution, faisant du bloc opératoire un véritable producteur de données. Cette ressource est précieuse pour la recherche clinique et l'intelligence artificielle, mais son utilisation nécessite une rigueur méthodologique, notamment pour garantir la qualité et la fiabilité des données recueillies (28).

Les artéfacts présents sur la PAI peuvent induire deux types principaux de biais dans l'interprétation des données. Premièrement, ils peuvent altérer les données primaires exprimées sous forme de valeurs numériques simples, telles que la PAM ou les valeurs extrêmes (maxima et minima), en modifiant artificiellement ces paramètres. Deuxièmement, les anomalies morphologiques qu'ils génèrent peuvent déformer la forme de l'onde de pouls, compromettant ainsi la fiabilité des indices dérivés, notamment ceux utilisés pour l'estimation du débit cardiaque (17,18).

La littérature rapporte que les données recueillies de manière électronique comportent une proportion non négligeable des artéfacts. *Hoorweg et al.* en 2018 (21) ont montré, à partir de données d'anesthésie pédiatrique, qu'environ 7 % des mesures de PAI correspondaient à des artéfacts avec des écarts atteignant près de 39 % par rapport à la valeur de référence. Chez l'adulte, *Kool et al.* en 2012 (29) ont rapporté une incidence encore plus élevée, atteignant 14 % des mesures enregistrées, et ce malgré l'utilisation d'une méthode de filtrage.

Ces artéfacts, s'ils ne sont pas détectés et exclus, peuvent biaiser l'analyse des données, altérer la qualité des variables dérivées et conduire à des conclusions erronées concernant l'état hémodynamique des patients ou l'efficacité d'une intervention (30,31). En 2022, *Rozanek et al.* (32) ont ainsi montré, chez des patients cérébrolésés, que la présence d'artéfacts de PA pourrait compromettre la précision du PRx (Pressure Reactivity Index) et limiter sa pertinence en tant qu'outil clinique d'évaluation de l'autorégulation cérébrale. De même, en 2018, *Kim H. et al.* (33) ont mis en évidence que les artéfacts de PA peuvent altérer la valeur prédictive des

paramètres hémodynamiques concernant l'issue des patients après un traumatisme crânien.

Au regard de ces résultats, il apparaît essentiel de développer des méthodes de détection et de correction des valeurs erronées de PA dans les bases de données massives, afin de garantir à la recherche des données plus fidèles et pleinement exploitables (34).

### **3.3. Méthodes actuelles de détection et de correction**

De nombreuses méthodes de gestion des artefacts ont été proposées dans la littérature. En 2025, *Bergmann et al.* (17) ont réalisé une méta-analyse de grande ampleur qui recense, analyse et classe ces différentes approches méthodologiques. En nous appuyant sur leur travail, nous allons décrire les 2 approches utilisées : approche manuelle et approche automatique.

#### **3.3.1. Approche manuelle**

De manière rétrospective, l'approche manuelle va analyser directement les signaux bruts afin d'en tirer des anomalies imputables aux artefacts, de les exclure ou de les corriger selon l'expertise du clinicien ou du chercheur.

La première étape est une analyse visuelle du signal en examinant manuellement les courbes et les séries temporelles une par une afin de repérer les irrégularités évidentes : oscillations non physiologiques, pics isolés, pertes de signal... Cette méthode a l'avantage de se reposer sur la fiabilité de l'expérience humaine mais elle est chronophage et peut comporter une variabilité importante inter- et intra-opérateur, comme l'ont montré de *Verduijn.* et al. en 2008 (35).

Une fois les artefacts identifiés, la méthode la plus simple consiste à exclure les segments concernés de l'analyse. Cependant, cette méthode diminue la quantité d'informations : ceci réduit la puissance statistique.

Après l'exclusion des artefacts, une correction à posteriori peut être réalisée pour rétablir la continuité du signal : ajuster manuellement la courbe, remplacer les artefacts par des valeurs estimées à partir du contexte, interpoler les valeurs manquantes. Cette méthode a l'inconvénient d'être subjective et difficilement reproductible.

#### **3.3.2. Approches automatiques et leurs limites**

La gestion automatique des artefacts dans les signaux de PA repose sur plusieurs principes physiologiques ou statistiques visant à identifier, filtrer ou corriger les valeurs aberrantes sans intervention humaine (28,31,36–42).

Voici les principales méthodes automatiques :

1. **Méthodes à seuils** : une mesure est considérée comme un artéfact si elle dépasse des limites physiologiques (43). C'est la méthode la plus simple et la plus utilisée. Par exemple, comme décrit par *Du et al.* en 2018 (44) dans une étude comparant un ensemble d'algorithmes de détection d'artéfacts, un signal de PAS  $< 40$  mmHg ou  $> 260$  mmHg sera considéré comme un artéfact. Elle a comme limite d'ignorer des artéfacts plus subtils.
2. **Méthodes basées sur la variabilité statistique locale** : elles s'appuient sur la dynamique du signal dans une fenêtre glissante courte de quelques secondes ou minutes. Elles utilisent comme points de référence la médiane, la moyenne et l'interquartile sur un laps de temps glissant. Par exemple, comme décrit par *Pasma et al.* en 2020 (24), un point PA est un artéfact si :  $|PA - \text{médiane}| > n \times \text{IQR}$  et  $\geq 10$  mmHg. Elle a pour l'avantage de détecter efficacement les pics ou les chutes isolées. Elle a pour limite de manquer les artéfacts de longue durée.
3. **Méthodes de modélisations mathématiques** : il s'agit de remplacer un signal bruité par une valeur obtenue selon un modèle mathématique (une fonction) qui respecte la dynamique naturelle du signal. Les 2 grands types de fonctions sont l'interpolation linéaire (courbe de correction rectiligne) et les fonctions splines (courbe de correction lisse). Elles ont comme avantage d'être efficaces pour lisser et reconstruire les signaux mais elles sont complexes à implémenter (27,45,46).
4. **Méthodes d'apprentissage automatique "machine learning"** : consistent à entraîner un algorithme sur des données annotées afin qu'il apprenne à distinguer automatiquement les segments de signal valides des artéfacts. Elles exigent de ce fait des bases de données importantes et correctement annotées pour l'entraînement, et leur performance dépend fortement de la qualité des données utilisées (28,33,47–49).

Enfin, il est intéressant de mentionner une étude importante de *Pasma, et al.* (24) en 2020 qui ont effectué une recherche bibliographique systématique afin d'identifier les méthodes de filtrages des artefacts les plus utilisés et disponibles dans la littérature. Après une sélection de 3 585 papiers travaillant sur le sujet, les auteurs en ont tiré 38 articles qui décrivent de manière précise leurs méthodes de filtrage. Ainsi, ils ont regroupé ces dernières en trois types de filtres :

1. Filtre à seuils, par "limites physiologiques" : qui repère des valeurs de pression pulsée inférieure à 20 mmHg ou supérieure à 150 mmHg, ainsi que des PAM en dehors de l'intervalle de 40 mmHg à 160 mmHg,
2. Filtre médian glissant qui corrige les valeurs aberrantes en les remplaçant par la médiane glissante d'une fenêtre de temps,

3. Filtre de vraisemblance basé sur la médiane et interquartile, comme mentionné ci-dessus : pour chaque fenêtre de 10 valeurs consécutives de PA, un point PA est un artéfact si :  $|PA - \text{médiane}| > n \times \text{IQR}$  et  $\geq 10$  mmHg.

### 3.4. Limites actuelles

À l'heure actuelle, aucun consensus n'existe quant à la méthode à privilégier pour le traitement des artéfacts de PA dans les études. Les approches utilisées ne démontrent pas clairement leur performance diagnostique (34). Lorsqu'une évaluation est réalisée, leur validité reste souvent limitée par un faible effectif, un manque de diversité des populations et des pathologies étudiées, ainsi que par l'absence de comparateur de référence robuste (17,24). Ainsi, comme l'ont montré *Pasma et al.* dans une étude publiée en 2021 (47), la méthode d'annotation rétrospective présente, en comparaison avec une annotation réalisée en temps réel, une sensibilité insuffisante pour la détection des artéfacts de PAI. Or celle-ci est la méthode la plus fréquemment employée dans la littérature pour l'évaluation des algorithmes.

L'absence de méthode de référence conduit ainsi les études à appliquer des stratégies différentes pour analyser leurs résultats. Ce manque d'harmonisation dans les techniques de filtrage complique la comparaison entre travaux, réduit la reproductibilité des analyses et peut avoir un impact direct sur l'interprétation et la prise de décision clinique. *Pasma et al.* ont montré ainsi en 2020 (24) dans la même méta-analyse précédemment citée que l'utilisation de méthodes de filtrage différentes conduisait à des incidences variables d'hypotension artérielle chez les patients en anesthésie, réduisant ainsi la comparabilité et la reproductibilité des analyses entre les études.

## 4. Objectifs

### 4.1. Justification d'une approche algorithmique automatique et fiable

La PA constitue l'un des paramètres majeurs de l'optimisation hémodynamique en anesthésie et en soins critiques, dans la mesure où la morbidité et la mortalité des patients en dépendent étroitement. Elle occupe, à ce titre, une place importante dans la recherche clinique.

Avec l'essor des bases de données massives, la gestion des artéfacts, indispensable pour disposer de données fiables exploitables à des fins scientifiques, nécessite le développement de méthodes automatisées, reproductibles et robustes. Celles-ci doivent être évaluées sur des populations larges et diversifiées en termes de pathologies et de contextes chirurgicaux. Leur méthodologie doit être décrite de manière transparente, reposer sur un design d'étude rigoureux et s'appuyer sur une procédure d'annotation fiable servant de référence.

De telles avancées permettent de constituer des bases de données de haute qualité, adaptées aux exigences croissantes de la recherche, notamment dans le cadre du développement des approches fondées sur l'intelligence artificielle.

## **4.2. Objectif de l'étude**

L'objectif de cette étude est de tester des règles de détection automatique d'artéfacts préalablement établies sur des annotations prospectives peropératoires d'artéfacts de PAI.

# Matériel et méthodes

## 1. Type d'étude

Il s'agit d'une étude diagnostique prospective menée au sein du CHU de Lille entre mai et décembre 2024. L'hypothèse explorée était que les artéfacts de PAI identifiés en temps réel par un observateur clinique constituent une référence suffisamment robuste pour évaluer la validité d'une méthode automatisée de détection appliquée aux données agrégées issues de l'Entrepôt de Données de Santé (EDS). Les signaux utilisés pour l'analyse automatique provenaient du logiciel Diane<sup>®</sup> (Bow Medical, Amiens, France) dont le fonctionnement repose sur un échantillonnage par médiane toutes les 30 à 45 secondes (programmé par le fabricant), susceptible d'induire un lissage et une perte de granularité temporelle.

## 2. Population étudiée

Tous les patients étaient âgés de 18 ans ou plus, opérés sous anesthésie générale, et bénéficiaient d'un monitoring invasif par cathéter artériel radial ou fémoral. Étaient exclus les patients pour lesquels aucun signal PAI exploitable n'était enregistré dans Diane<sup>®</sup>.

Afin de constituer un échantillon représentatif des types d'artéfacts observables, dix interventions ont été sélectionnées parmi les spécialités les plus pourvoyeuses de monitoring invasif (neurochirurgie, chirurgie digestive majeure, chirurgie cardiaque, chirurgie vasculaire) ou réputées génératrices d'artéfacts spécifiques (chirurgie cardiaque et thoracique). Les procédures de TAVI (Transcatheter Aortic Valve Implantation) en cardiologie interventionnelle ont été intégrées en raison de la fréquence limitée d'utilisation du cathéter artériel en chirurgie thoracique classique. Les chirurgies sous circulation extracorporelle étaient également incluses.

L'échantillon final visait à couvrir une large diversité de contextes chirurgicaux, incluant notamment neurochirurgie crânienne et rachidienne, chirurgie hépatique, œsophagectomie, duodéno-pancréatectomie, chirurgie de l'aorte et des carotides.

Il s'agissait d'une étude pilote ne nécessitant pas de calcul formel d'effectif. Pour chaque intervention, jusqu'à dix artéfacts étaient annotés, en adaptant la temporalité du recueil (début, milieu ou fin d'intervention) afin de diversifier les situations observées. Une liste prédéfinie d'artéfacts typiques était proposée, avec possibilité d'ajouter la catégorie « autre ». Les données descriptives recueillies incluaient l'âge, le sexe, la spécialité chirurgicale, la durée opératoire, la durée de recueil, la médiane du nombre d'artéfacts par intervention, le nombre moyen d'artéfacts par spécialité et la distribution des types d'artéfacts selon les spécialités.

### 3. Méthode de recueil

L'observation clinique était assurée par un interne en anesthésie-réanimation spécifiquement formé pour l'étude, dédié au recueil et non impliqué dans la prise en charge anesthésique. Les artéfacts étaient annotés en temps réel sur un eCRF (electronic Case Report Form) élaboré sous REDCap® (Research Electronic Data Capture, CHU de Rouen, France) incluant l'heure de début, l'heure de fin et la nature de chaque épisode observé sur le tracé PAI natif affiché par les moniteurs Philips IntelliVue® (Koninklijke Philips N.V., Amsterdam, Pays-Bas).

Parallèlement, les signaux de PAI étaient enregistrés en routine dans Diane® puis versés dans l'EDS. L'extraction permettait de récupérer les valeurs systoliques, diastoliques et moyennes après agrégation par médiane, puis de reconstruire des courbes temporelles superposables à la période d'annotation clinique.

### 4. Données recueillies

Les données analysées comprenaient les valeurs systoliques, diastoliques et moyennes enregistrées dans Diane®, les annotations cliniques temporelles des artéfacts, ainsi que les informations nécessaires à la reconstruction temporelle (horodatages opératoires, durée opératoire, durée de recueil).

La projection des annotations manuelles sur les données EDS consistait à considérer comme artéfact toute période pour laquelle au moins une valeur dans Diane® était enregistrée au sein de l'intervalle annoté.

### 5. Analyse statistique

Les analyses étaient réalisées sous Excel. Les métriques calculées incluaient la sensibilité, la spécificité, la valeur prédictive positive et la valeur prédictive négative. Les matrices de confusion étaient établies d'une part en comparant directement les annotations prospectives et la détection automatique, puis en comparant la détection automatique à la classification corrigée après relecture par un expert des courbes de PA avec superposition des périodes annotées prospectivement (Figure 3). En effet, compte tenu de l'échantillonnage d'environ 30 à 45 secondes inhérent à Diane®, il était prévu d'analyser manuellement les courbes reconstruites des 50 interventions afin de déterminer si cet agrégat temporel pouvait entraîner la disparition d'artéfacts brefs, augmentant ainsi artificiellement le nombre de faux négatifs attribués à l'algorithme automatique. Cette vérification constituait une étape essentielle du protocole, aboutissant à une classification corrigée des artéfacts utilisée comme référentiel final.

Les variables descriptives de la cohorte étaient présentées sous forme de médianes, d'intervalles interquartiles ou de moyennes, selon leur distribution.

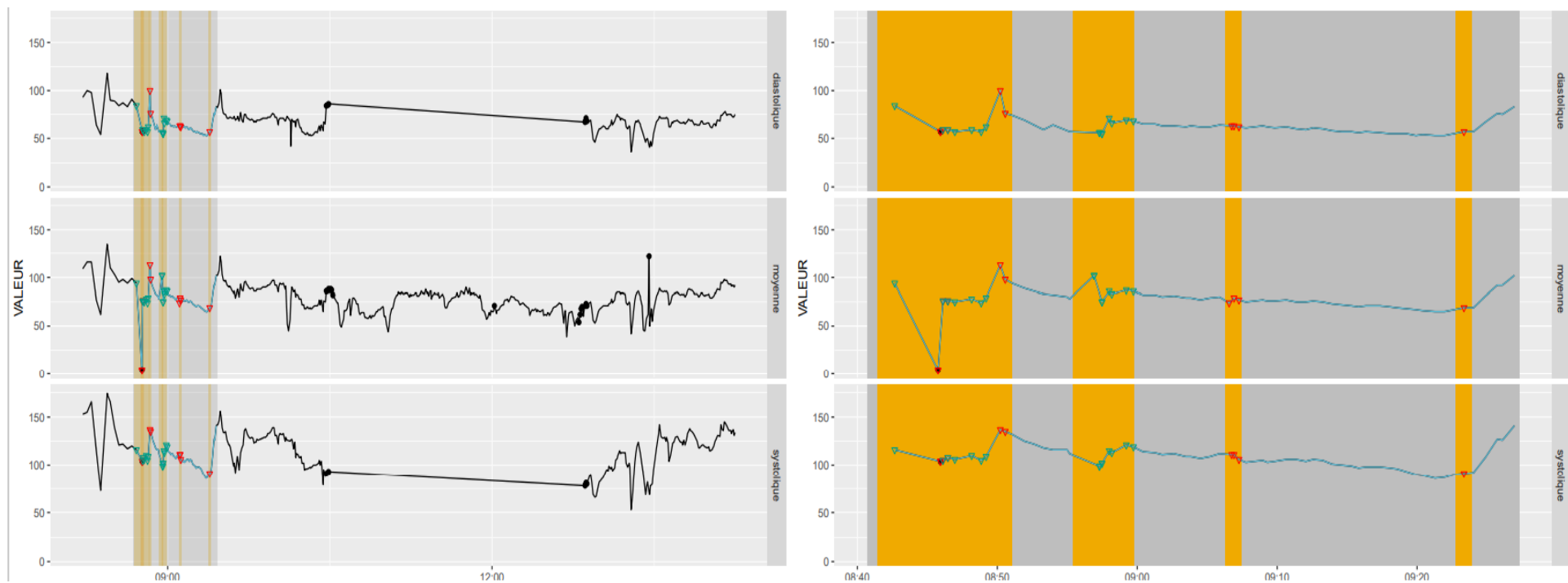


Figure 3. Extrait de courbes de PAI après application de l’algorithme automatique et superposition des périodes annotées prospectivement

La partie gauche de la figure correspond aux courbes de PAI (PAD, PAM, PAS de haut en bas) pendant la durée totale d’une intervention.

Zone en gris foncé : période d’annotations prospectives.

Point noir : artéfact reconnu par l’algorithme.

Triangle rouge ou vert : artéfact reconnu de manière prospective.

Point noir dans triangle : artéfact reconnu à la fois de manière prospective et automatique.

## **6. Considérations éthiques**

L'étude a reçu un avis favorable du Comité d'Éthique de la Recherche en Anesthésie-Réanimation (CERAR) de la SFAR sous le numéro IRB 00010254-2024-021 du 19 mars 2024 (Annexe 1). Le Comité de Suivi d'INCLUDE a également été informé. L'inclusion des patients était strictement prospective ; chacun d'eux a reçu une information orale et écrite, et a donné un consentement oral. Une procédure d'opposition était disponible durant tout le déroulement de l'étude (Annexe 2).

# Résultats

## 1. Description de la population et des données analysées

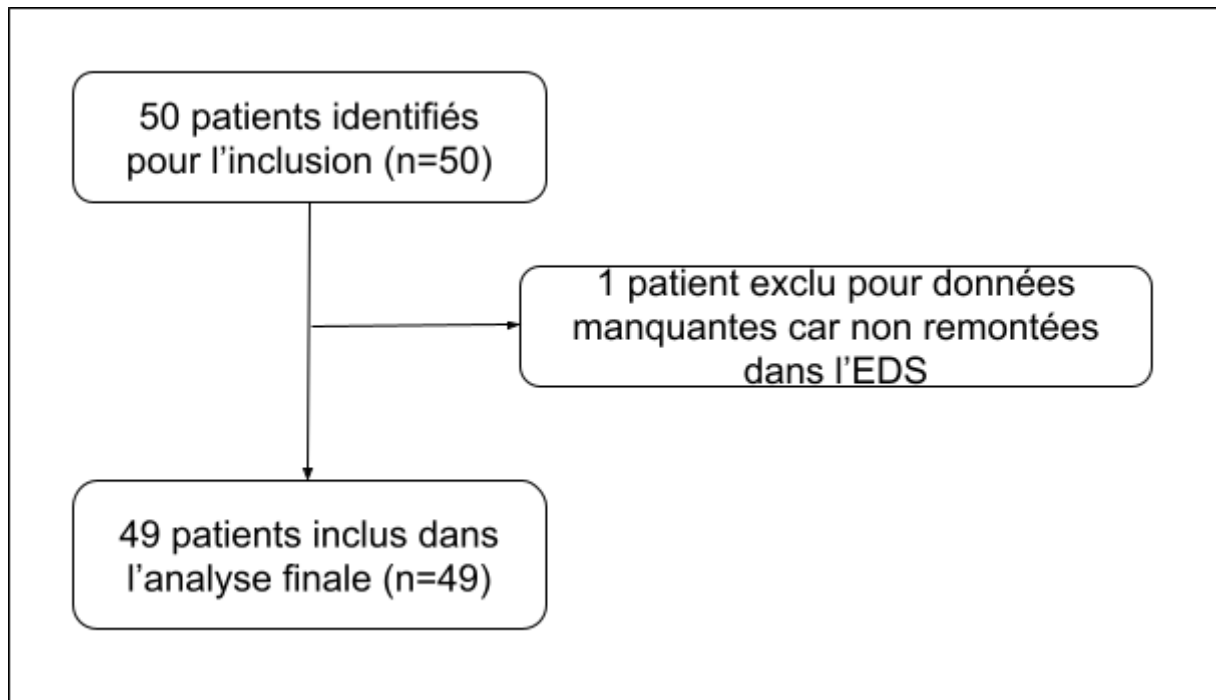


Figure 4. Flow-chart de l'étude

Cinquante patients ont été initialement identifiés pour inclusion et tous ont donné leur consentement. Parmi eux, un patient a été exclu de l'analyse finale en raison de l'absence d'enregistrement des données dans l'EDS.

Au total, 49 interventions chirurgicales ont été incluses, dont 11 chirurgies cardiaques, 9 chirurgies vasculaires, 6 chirurgies thoraciques, 3 procédures de cardiologie interventionnelle, 10 chirurgies digestives et 10 neurochirurgies. La population étudiée était majoritairement masculine (71 %), avec un âge moyen de 63 ans (Tableau 1).

La durée médiane d'enregistrement des données par procédure était de 59 minutes [43 ; 82]. La fréquence médiane d'échantillonnage des signaux de PAI était de 34 secondes [28 ; 41].

La durée médiane des artéfacts était de 19 secondes [10 ; 42]. Un total de 407 artéfacts a été recueilli. La répartition des différents types d'artéfacts en fonction du type de chirurgie est détaillée dans le tableau 1.

Tableau 1. Distribution des données selon le type de chirurgies

	Chirurgie cardiaque	Chirurgie vasculaire	Chirurgie thoracique	Cardiologie interventionnelle	Chirurgie digestive	Neurochirurgie	Total
Nombre d'opérations incluses	11	9	6	3	10	10	49
Sexe masculin	9 (81,8%)	7 (77,8%)	5 (88,9%)	3 (100%)	4 (40%)	6 (60%)	35 (71,4%)
Age (années)	65.6 ± 10.8	65.5 ± 10.9	60.7 ± 10.8	70.3 ± 9.5	67.7 ± 8.4	57.5 ± 12.7	63.6 ± 12.7
Durée d'enregistrement de données (min)	108 [73 ; 133]	64 [33 ; 75]	57 [56 ; 70]	49 [42 ; 58]	44 [38 ; 63]	57 [44 ; 65]	59 [43 ; 82]
Fréquence médiane d'échantillonnage des enregistrements de pression artérielle dans l'EDS (sec)	41 [31 ; 51]	38 [28 ; 47]	33 [25 ; 41]	41 [31 ; 51]	34 [27 ; 43]	32 [31;51]	34 [28 ; 41]
Durée médiane d'artéfact [IQR] (sec)	20 [10 ; 52]	26 [13 ; 48]	21 [11 ; 67]	16 [8 ; 20]	16 [10 ; 29]	15 [10 ; 15]	19 [10 ; 42]
Nombre d'artéfacts collectés (10 maximum par opération)	84	87	51	20	77	88	407
Type d'artéfacts collectés							
Niveau de pression de référence incorrect du transducteur	9	11	7	1	9	12	49
Occlusion du cathéter	0	2	0	0	0	1	3
Transducteur non calibré	5	10	4	5	1	0	25
Calibration du transducteur	11	13	9	4	17	22	76
Purge de la ligne	30	21	17	9	38	35	150
Déconnexion du système	2	2	1	1	4	10	20
Prélèvements sanguins	22	11	7	0	2	4	46
Autre	5	17	6	0	6	4	38

Tableau 2. Tableau de comparaison automatique et visuelle de l'annotation prospective et des règles de nettoyage des artéfacts

	Première correction automatisée		Correction manuelle supplémentaire	
	Nombre de mesures	Mediane [IQR]	Nombre de mesures	Mediane [IQR]
Nombre total de mesures	30414	348 [229 ; 608]	30414	348 [229 ; 608]
Artéfacts détectés de manière prospective	2163	45 [30 ; 58]	2163	45 [30 ; 58]
Artéfacts détectés de manière automatique	244	4 [1 ; 7]	244	4 [2 ; 7]
Artéfacts détectés par les 2 méthodes	226	3 [2 ; 6]	226	3 [2 ; 6]
Artéfacts non détectés par la méthode automatisée	1937	42 [26 ; 48]	191	0 [0 ; 5]
Artéfacts détectés seulement par la méthode automatisée	33	0 [0 ; 0]	0	0 [0 ; 0]
Artéfacts non détectés par les 2 méthodes	28219	288 [198 ; 548]	28219	288 [198 ; 548]
Artéfacts non détectés par les algorithmes automatiques en raison de la granularité des données			1588	31 [18 ; 41]
Artéfacts non détectés par les algorithmes automatiques en raison de l'imprécision de l'horodatage manuel			158	0 [0 ; 3]
Artéfacts non identifiés de manière prospective mais présente et détectées par les algorithmes automatiques			32	23[1 ; 6]
Vrais positifs (VP) corrigés			258	4 [2 ; 7]
Faux négatifs corrigés			191	0 [0 ; 5]
Faux positifs corrigés			0	0 [0 ; 0]
Vrais négatifs corrigés			29965	339 [222 ; 594]
Performance diagnostique	Première correction automatisée		Correction manuelle supplémentaire	
Sensibilité	0,10 [0.09 ; 0.10]		0.57 [0.53 ; 0.62]	
Spécificité	1 [1 ; 1]		1 [1 ; 1]	
Valeur prédictive positive	0.86 [0,82 ; 0.91]		1 [1 ; 1]	
Valeur prédictive négative	0.94 [0.93 ; 0.94]		0.99 [0.99 ; 0.99]	

## 2. Résultats de la comparaison automatique

Au total, 30 414 mesures ont été analysées, avec une médiane de 348 [229 ; 608] mesures par période de recueil, chaque mesure correspondant à un point des courbes de PAI. Parmi celles-ci, 2 163 mesures ont été identifiées comme artéfactuelles de manière prospective, tandis que 244 ont été classées comme artéfacts par les règles de détection automatique (Tableau 2).

En comparant les résultats d'algorithme à la référence clinique prospective, appliqués sans correction manuelle supplémentaire, 226 mesures ont été identifiées comme artéfacts par les deux méthodes (VP), 1 937 mesures reconnues comme artéfacts par la méthode prospective n'ont pas été détectées par la méthode automatisée (FN), 33 mesures ont été classées comme artéfacts uniquement par la méthode automatisée (FP), et 28 219 mesures n'ont été identifiées comme artéfacts par aucune des deux méthodes (VN).

Sur la base de ces résultats, la comparaison automatique montrait pour l'algorithme une sensibilité de 0,10 [0,09 ; 0,10], une spécificité de 1,00 [1,00 ; 1,00], une valeur prédictive positive de 0,86 [0,82 ; 0,91] et une valeur prédictive négative de 0,94 [0,93 ; 0,94].

## 3. Résultats de la méthode manuelle

Dans un second temps, une analyse visuelle des courbes par un expert différent de la personne ayant effectué le recueil prospectif a été réalisée afin de prendre en compte le lissage des valeurs lié à la granularité des données dans les résultats.

Cette analyse complémentaire a permis d'identifier que 1 588 mesures classées de manière prospective comme artéfacts et initialement non détectées par les algorithmes étaient en fait lissées par l'échantillonnage et ne représentait pas des artéfacts. De la même manière, 158 mesures considérées initialement comme artéfacts non reconnus étaient liées à des mesures proches des bornes de l'horodatage, et prenaient en compte des données hors de ces bornes. Par ailleurs, 32 artéfacts, non identifiés lors de l'annotation prospective mais effectivement présents et détectés par les algorithmes, ont également été confirmés.

Après cette correction manuelle, la matrice de confusion a été réévaluée à 258 VP, 191 FN, aucun FP, et 29 965 VN.

Sur cette base, les performances diagnostiques recalculées de la méthode automatisée étaient une sensibilité de 0,57 [0,53 ; 0,62], une spécificité de 1,00 [1,00 ; 1,00], une valeur prédictive positive de 1,00 [1,00 ; 1,00] et une valeur prédictive négative de 0,99 [0,99 ; 0,99].

# Discussion

## 1. Principaux résultats

Cette étude avait pour but d'évaluer la performance diagnostique d'un algorithme de détection automatique des artéfacts de PAI, en les comparant à des annotations prospectives réalisées en per-opératoire.

L'inclusion des patients a permis d'obtenir un échantillon représentatif, couvrant un large éventail de chirurgies et un effectif suffisant pour l'analyse.

Nos résultats montrent une sensibilité diagnostique limitée lorsque les algorithmes sont appliqués seuls sur des données brutes, en comparaison avec l'évaluation clinique de référence. En revanche, la performance diagnostique s'améliore nettement lorsqu'une correction manuelle rétrospective est ajoutée.

Cette perte de sensibilité observée avec l'utilisation exclusive des algorithmes s'explique principalement par la granularité des signaux enregistrés dans l'EDS. La durée médiane d'échantillonnage des enregistrements est de 34 secondes, pouvant atteindre 41 secondes.

D'autre part, la durée médiane des artéfacts identifiés en prospective par l'expert en per-opératoire est plus courte, de l'ordre de 19 secondes. Ainsi, les artéfacts de courte durée peuvent être masqués par le processus d'échantillonnage et de stockage des données. Les algorithmes appliqués a posteriori sur ces signaux « lissés » par la médiane ne sont donc pas en mesure de détecter efficacement certains de ces événements les plus courts. Cette problématique de granularité a également été soulevée par *Pasma et al.* en 2021 (47), qui ont proposé de redéfinir la durée d'un artéfact afin de limiter cette perte de performance.

En conséquence, afin de limiter ce biais lié à la résolution temporelle des données enregistrées, l'ajout d'une relecture manuelle finale par des experts apparaît comme une solution pour optimiser la qualité de l'évaluation.

## 2. Mise en perspective avec la littérature

Une revue récente de la littérature réalisée par *Bergmann et al.* en 2025 (17) met en lumière les problématiques évoquées dans ce travail. Ils ont ainsi mis en évidence **l'absence, à ce jour, d'une méthode clairement dominante**, principalement en raison des difficultés de comparaison entre les études. D'une part, de nombreuses publications reposent sur des effectifs limités ou sur des populations très spécifiques, ce qui restreint leur validité externe. D'autre part, l'importante hétérogénéité des

protocoles d'enregistrement, des jeux de données utilisés et des modalités d'évaluation complique toute comparaison directe. À cela s'ajoute le déséquilibre fréquent des classes dans les jeux de données, susceptible de conduire à des performances artificiellement élevées. Ainsi, ces multiples sources d'hétérogénéité ont rendu difficile l'identification quantitative d'une méthode de référence dans la gestion des artéfacts des signaux de PAI.

De la même façon, en 2024, l'équipe de Maleczek (28) a comparé plusieurs algorithmes dont un modèle complexe d'apprentissage automatique basé sur des réseaux de neurones à mémoire. Leur conclusion est qu'aucune méthode ne se distingue clairement comme supérieure pour la détection des artéfacts de PAI.

Comme l'a souligné l'équipe de Bergmann en 2025 (17) cela montre que le choix d'une méthode ne doit pas reposer uniquement sur sa performance apparente, mais surtout sur sa validité. Une méthode doit être privilégiée si elle a été évaluée sur une population large et variée, avec un protocole d'enregistrement bien décrit et une évaluation objective de ses performances.

### **3. Forces de l'étude**

Un des points forts de notre étude réside dans le modèle prospectif d'annotation des signaux de référence, réalisé par un clinicien entraîné présent en per-opératoire. En effet, la plupart des travaux (17) évaluent leurs méthodes à partir d'annotations rétrospectives, où l'expert peut rencontrer des difficultés pour distinguer un signal valide d'un artefact, ce qui peut compromettre la robustesse du « gold standard » utilisé.

Par ailleurs, notre travail se distingue par une bonne validité interne, liée à la diversité des types de chirurgies incluses, notamment la chirurgie cardiaque, régulièrement exclue ou analysée à part dans les études sur la PA. Nous avons fait le choix de ne pas détailler les caractéristiques de base des populations, considérant qu'elles n'avaient pas d'impact direct sur l'analyse des résultats.

Enfin, nos résultats sont cohérents avec les données de la littérature concernant l'incidence des artéfacts au cours des enregistrements étudiés, estimée entre 1 % et 2% (17,24,28,44,47). En lien avec cette donnée, un autre point fort de notre étude est le recours à des métriques adaptées à la classe minoritaire, telles que la sensibilité, permettant une évaluation plus pertinente et cliniquement significative des algorithmes testés.

## 4. Limites de l'étude

Notre étude présente plusieurs limites.

Tout d'abord, il s'agit d'une étude monocentrique, reposant sur une population issue des différents hôpitaux du CHU de Lille. Ceci peut limiter l'extrapolation des résultats à d'autres centres.

Par ailleurs, l'annotation prospective a été réalisée par un seul clinicien. Or, comme l'ont souligné *Verduijn et al.* en 2008 (35) il existe une variabilité d'interprétation entre experts concernant les artéfacts de PAI. Une évaluation par plusieurs annotateurs devrait être privilégiée pour les études ultérieures afin de renforcer la robustesse et la validité des annotations de référence.

Enfin, notre étude ne comporte pas d'analyse des issues cliniques ("outcomes") des patients après application de notre méthode. Cela ne constituait pas l'objectif de notre travail, qui portait sur l'évaluation diagnostique des outils et non sur leur impact thérapeutique. Cependant, nos résultats s'incluent dans un travail plus général intéressant l'évaluation des outcomes. En effet, la littérature suggère déjà un bénéfice potentiel de ce type d'approche : *Kim et al.* ont montré en 2018 (33) que l'élimination des artéfacts de PAI améliore la valeur prédictive de certains paramètres hémodynamiques chez les patients cérébro-lésés quant à leur pronostic.

## 5. Implications cliniques, perspectives futures

Bien que la sensibilité diagnostique de nos algorithmes, optimisée par une relecture complémentaire, ne soit pas parfaite, leurs performances figurent dans la moyenne de celles rapportées dans la littérature, en tenant compte des limites de comparabilité entre études (17). Elles apparaissent ainsi suffisantes pour réduire de manière significative la présence d'artéfacts dans les données analysées. Cette méthode combinée permet un gain de temps significatif par rapport à une technique d'annotation par un humain seule.

De plus, elle a démontré sa validité grâce à une évaluation objective fondée sur une référence clinique clairement définie et sur l'analyse d'un éventail varié de chirurgies. Cette approche répond aux recommandations formulées par *Bergmann et al.* en 2025 (17), qui ont proposé une checklist méthodologique destinée à guider le développement et l'évaluation rigoureuse des techniques d'identification des artéfacts (Annexe 3).

Plusieurs perspectives pour les études ultérieures se dégagent de ce travail. En premier lieu, une validation multicentrique des algorithmes apparaît nécessaire afin d'en renforcer la validité externe. La mise en place d'annotations réalisées par plusieurs experts, selon une approche consensuelle, constituerait également un levier important pour améliorer la robustesse des évaluations.

# Conclusion

En définitive, l'essor actuel des bases de données massives offre la possibilité de stocker des signaux fins, particulièrement précieux pour la recherche clinique en médecine. Toutefois, cette opportunité s'accompagne d'une exigence accrue de rigueur méthodologique, reposant sur des données fiables, propres et exploitables. Notre étude a ainsi démontré la validité et l'efficacité d'un ensemble d'algorithmes dédiés à la gestion des artefacts de PAI au bloc opératoire, répondant aux standards contemporains de qualité des données. À l'avenir, les travaux cliniques devront s'attacher à harmoniser et standardiser ces approches de nettoyage de données afin d'améliorer la précision, la robustesse et la reproductibilité des résultats en recherche clinique.

# Liste des tables

Tableau 1. Distribution des données selon le type de chirurgies	p. 29
Tableau 2. Tableau de comparaison automatique et visuelle de l'annotation prospective et des règles de nettoyage des artefacts	p. 30

# Liste des figures

Figure 1. Méthode auscultatoire (B) et oscillométrique (C ), selon Su A Noh, et al. (2024).	p. 14
Figure 2. Représentation schématique de l'installation d'équipement de pression artérielle invasive selon Chris TD Goodman en 2023.	p.17
Figure 3. Extrait de courbes de PAI après application de l'algorithme automatique et superposition des périodes annotées prospectivement	p. 26
Figure 4. Flow-chart de l'étude	p. 28

# Références

1. Rehman S, Hashmi MF. Blood Pressure Measurement. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 [cité 21 janv 2026]. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482189/> PubMed PMID: 29489154.
2. Wijnberge M, Schenk J, Bulle E, Vlaar AP, Maheshwari K, Hollmann MW, et al. Association of intraoperative hypotension with postoperative morbidity and mortality: systematic review and meta-analysis. *BJS Open*. 9 janv 2021;5(1):zraa018. doi:10.1093/bjsopen/zraa018 PubMed PMID: 33609377; PubMed Central PMCID: PMC7893468.
3. Sun LY, Chung AM, Farkouh ME, van Diepen S, Weinberger J, Bourke M, et al. Defining an Intraoperative Hypotension Threshold in Association with Stroke in Cardiac Surgery. *Anesthesiology*. sept 2018;129(3):440-7. doi:10.1097/ALN.0000000000002298 PubMed PMID: 29889106.
4. Salmasi V, Maheshwari K, Yang D, Mascha EJ, Singh A, Sessler DI, et al. Relationship between Intraoperative Hypotension, Defined by Either Reduction from Baseline or Absolute Thresholds, and Acute Kidney and Myocardial Injury after Noncardiac Surgery: A Retrospective Cohort Analysis. *Anesthesiology*. janv 2017;126(1):47. doi:10.1097/ALN.0000000000001432
5. Bijker JB, van Klei WA, Kappen TH, van Wolfswinkel L, Moons KGM, Kalkman CJ. Incidence of intraoperative hypotension as a function of the chosen definition: literature definitions applied to a retrospective cohort using automated data collection. *Anesthesiology*. août 2007;107(2):213-20. doi:10.1097/01.anes.0000270724.40897.8e PubMed PMID: 17667564.
6. Optimisation hémodynamique périopératoire - Adulte dont obstétrique - Société Française d'Anesthésie et de Réanimation [Internet]. [cité 1 févr 2026]. Disponible sur: <https://sfar.org/download/optimisation-hemodynamique-perioperatoire-adulte-dont-obstetrique/>
7. Goodman CTD, Kitchen GB. Measuring arterial blood pressure. *Anaesth Intensive Care Med*. 1 déc 2023;24(12):785-9. doi:10.1016/j.mpaic.2023.09.015
8. Noh SA, Kim HS, Kang SH, Yoon CH, Youn TJ, Chae IH. History and evolution of blood pressure measurement. *Clin Hypertens*. 2024;30(1):9. doi:10.1186/s40885-024-00268-7
9. Bur A, Hirschl MM, Herkner H, Oschatz E, Kofler J, Woisetschläger C, et al. Accuracy of oscillometric blood pressure measurement according to the relation between cuff size and upper-arm circumference in critically ill patients. *Crit Care Med*. févr 2000;28(2):371-6. doi:10.1097/00003246-200002000-00014 PubMed PMID: 10708169.

10. Boehmer RD. Continuous, Real-Time, Noninvasive Monitor of Blood Pressure: Peñáz Methodology Applied to the Finger. *J Clin Monit.* 1 oct 1987;3(4):282-7. doi:10.1007/BF03337384
11. Wesseling KH. Finapres, continuous noninvasive finger arterial pressure based on the method of Peñáz. In: Meyer-Sabellek W, Gotzen R, Anlauf M, Steinfeld L, éditeurs. *Blood Pressure Measurements*. Heidelberg: Steinkopff; 1990. p. 161-72. doi:10.1007/978-3-642-72423-7\_18
12. Fortin J, Rogge DE, Fellner C, Flotzinger D, Grond J, Lerche K, et al. A novel art of continuous noninvasive blood pressure measurement. *Nat Commun.* 2 mars 2021;12(1):1387. doi:10.1038/s41467-021-21271-8
13. Kim SH, Lilot M, Sidhu KS, Rinehart J, Yu Z, Canales C, et al. Accuracy and Precision of Continuous Noninvasive Arterial Pressure Monitoring Compared with Invasive Arterial Pressure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Anesthesiology.* mai 2014;120(5):1080. doi:10.1097/ALN.0000000000000226
14. Nguyen Y, Bora V. Arterial Pressure Monitoring. In: *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 [cité 21 janv 2026]. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK556127/> PubMed PMID: 32310587.
15. Abushouk A, Kansara T, Abdelfattah O, Badwan O, Hariri E, Chaudhury P, et al. The Dicrotic Notch: Mechanisms, Characteristics, and Clinical Correlations. *Curr Cardiol Rep.* 1 août 2023;25(8):807-16. doi:10.1007/s11886-023-01901-x
16. Pal R, Rudas A, Kim S, Chiang JN, Barney A, Cannesson M. An algorithm to detect dicrotic notch in arterial blood pressure and photoplethysmography waveforms using the iterative envelope mean method. *Comput Methods Programs Biomed.* 1 sept 2024;254:108283. doi:10.1016/j.cmpb.2024.108283
17. Bergmann T, Vakitbilir N, Nemoga-Stout X, Sainbhi AS, Stein KY, Silvaggio N, et al. Artifact management methodologies for arterial blood pressure signals: A systematic scoping review of human and animal literature. *Physiol Rep.* 2 oct 2025;13(19):e70533. doi:10.14814/phy2.70533 PubMed PMID: 41039792; PubMed Central PMCID: PMC12491656.
18. Sun JX, Reisner AT, Saeed M, Mark RG. Estimating cardiac output from arterial blood pressure waveforms: a critical evaluation using the MIMIC II database. In: *Computers in Cardiology, 2005* [Internet]. 2005 [cité 28 janv 2026]. p. 295-8. Disponible sur: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1588095> doi:10.1109/CIC.2005.1588095
19. MENG X, ZANG G, FAN L, ZHENG L, DAI J, WANG X, et al. Non-invasive monitoring of blood pressure using the Philips Intellivue MP50 monitor cannot replace invasive blood pressure techniques in surgery patients under general anesthesia. *Exp Ther Med.* juill 2013;6(1):9-14. doi:10.3892/etm.2013.1121 PubMed PMID: 23935710; PubMed Central PMCID: PMC3735910.
20. Nuttall G, Burckhardt J, Hadley A, Kane S, Kor D, Marienau MS, et al. Surgical and Patient Risk Factors for Severe Arterial Line Complications in Adults. *Anesthesiology.* mars 2016;124(3):590. doi:10.1097/ALN.0000000000000967

21. Hoorweg A, Lee J, Pasma W, van Wolfswinkel L, de Graaff JC. Incidence of Artifacts and Deviating Values in Research Data Obtained from an Anesthesia Information Management System in Children. *Anesthesiology*. févr 2018;128(2):293. doi:10.1097/ALN.0000000000001895
22. McGhee B, Bridges E. Monitoring Arterial Blood Pressure: What You May Not Know. *Crit Care Nurse*. 1 mai 2002;22:60-4, 66. doi:10.4037/ccn2002.22.2.60
23. Romagnoli S, Ricci Z, Quattrone D, Tofani L, Tujjar O, Villa G, et al. Accuracy of invasive arterial pressure monitoring in cardiovascular patients: an observational study. *Crit Care Lond Engl*. 30 nov 2014;18(6):644. doi:10.1186/s13054-014-0644-4 PubMed PMID: 25433536; PubMed Central PMCID: PMC4279904.
24. Pasma W, Peelen LM, van Buuren S, van Klei WA, de Graaff JC. Artifact Processing Methods Influence on Intraoperative Hypotension Quantification and Outcome Effect Estimates. *Anesthesiology*. avr 2020;132(4):723-37. doi:10.1097/ALN.0000000000003131 PubMed PMID: 32022770.
25. Lewandowska K, Weisbrot M, Cieloszyk A, Mędrzycka-Dąbrowska W, Krupa S, Ozga D. Impact of Alarm Fatigue on the Work of Nurses in an Intensive Care Environment—A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 13 nov 2020;17(22). doi:10.3390/ijerph17228409
26. Nyarko BA, Yin Z, Chai X, Yue L. Nurses' alarm fatigue, influencing factors, and its relationship with burnout in the critical care units: A cross-sectional study. *Aust Crit Care*. 1 mars 2024;37(2):273-80. doi:10.1016/j.aucc.2023.06.010 PubMed PMID: 37580238.
27. Borowski M, Siebig S, Wrede C, Imhoff M. Reducing False Alarms of Intensive Care Online-Monitoring Systems: An Evaluation of Two Signal Extraction Algorithms. *Comput Math Methods Med*. 2011;2011:143480. doi:10.1155/2011/143480 PubMed PMID: 21461385; PubMed Central PMCID: PMC3064994.
28. Maleczek M, Laxar D, Kapral L, Kuhrn M, Abulesz YT, Dibiasi C, et al. A Comparison of Five Algorithmic Methods and Machine Learning Pattern Recognition for Artifact Detection in Electronic Records of Five Different Vital Signs: A Retrospective Analysis. *Anesthesiology*. juill 2024;141(1):32. doi:10.1097/ALN.0000000000004971
29. Kool NP, van Waes JAR, Bijker JB, Peelen LM, van Wolfswinkel L, de Graaff JC, et al. Artifacts in research data obtained from an anesthesia information and management system. *Can J Anesth Can Anesth*. 1 sept 2012;59(9):833-41. doi:10.1007/s12630-012-9754-0
30. Reisner AT, Chen L, Reifman J. The association between vital signs and major hemorrhagic injury is significantly improved after controlling for sources of measurement variability. *J Crit Care*. 1 oct 2012;27(5):533.e1-533.e10. doi:10.1016/j.jcrc.2012.01.006

31. Georgatzis K, Lal P, Hawthorne C, Shaw M, Piper I, Tarbert C, et al. Artefact in Physiological Data Collected from Patients with Brain Injury: Quantifying the Problem and Providing a Solution Using a Factorial Switching Linear Dynamical Systems Approach. *Acta Neurochir Suppl.* 2016;122:301-5. doi:10.1007/978-3-319-22533-3\_60 PubMed PMID: 27165926.
32. Rozanek M, Skola J, Horakova L, Trukhan V. Effect of artifacts upon the pressure reactivity index. *Sci Rep.* 6 sept 2022;12(1):15131. doi:10.1038/s41598-022-19101-y
33. Kim H, Lee SB, Son Y, Czosnyka M, Kim DJ. Hemodynamic Instability and Cardiovascular Events After Traumatic Brain Injury Predict Outcome After Artifact Removal With Deep Belief Network Analysis. *J Neurosurg Anesthesiol.* oct 2018;30(4):347-53. doi:10.1097/ANA.0000000000000462
34. Martin M, Kheterpal S. Monitoring artifacts and large database research: what you don't know could hurt you. *Can J Anesth Can Anesth.* 1 sept 2012;59(9):823-6. doi:10.1007/s12630-012-9755-z
35. Verduijn M, Peek N, de Keizer NF, van Lieshout EJ, de Pont ACJM, Schultz MJ, et al. Individual and Joint Expert Judgments as Reference Standards in Artifact Detection. *J Am Med Inform Assoc JAMIA.* 2008;15(2):227-34. doi:10.1197/jamia.M2493 PubMed PMID: 18096912; PubMed Central PMCID: PMC2274798.
36. Cao C, Kohane IS, McIntosh N. Artifact detection in cardiovascular time series monitoring data from preterm infants. *Proc AMIA Symp.* 1999;207-11. PubMed PMID: 10566350; PubMed Central PMCID: PMC2232725.
37. Tronstad C, Omenas IN, Rosseland LA. An improved artifact removal algorithm for continuous cardiac output and blood pressure recordings. 2015 37th Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBC. 2015. doi:10.1109/EMBC.2015.7319751
38. Cao H, Norris P, Ozdas A, Jenkins J, Morris JA. A simple non-physiological artifact filter for invasive arterial blood pressure monitoring: a study of 1852 trauma ICU patients. *Conf Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc IEEE Eng Med Biol Soc Annu Conf.* 2006;2006:1417-20. doi:10.1109/IEMBS.2006.260684 PubMed PMID: 17946044.
39. Wilson S, Bowyer A, Harrap SB. Characterizing the continuously acquired cardiovascular time series during hemodialysis, using median hybrid filter preprocessing noise reduction. *Med Devices Auckl NZ.* 8 janv 2015;8:65-70. doi:10.2147/MDER.S76409 PubMed PMID: 25678827; PubMed Central PMCID: PMC4295528.
40. Jakob S, Korhonen I, Ruukonen E, Virtanen T, Kogan A, Takala J. Detection of artifacts in monitored trends in intensive care. *Comput Methods Programs Biomed.* 1 nov 2000;63(3):203-9. doi:10.1016/S0169-2607(00)00110-3
41. Ansermino JM, Daniels JP, Hewgill RT, Lim J, Yang P, Brouse CJ, et al. An evaluation of a novel software tool for detecting changes in physiological

monitoring. *Anesth Analg.* mars 2009;108(3):873-80. doi:10.1213/ane.0b013e318193ff87 PubMed PMID: 19224796.

42. Colopy GW, Zhu T, Clifton L, Roberts SJ, Clifton DA. Likelihood-based artefact detection in continuously-acquired patient vital signs. In: 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) [Internet]. Seogwipo: IEEE; 2017 [cité 5 févr 2026]. p. 2146-9. Disponible sur: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8037279/> doi:10.1109/EMBC.2017.8037279
43. Sottas CE, Cumin D, Anderson BJ. Blood pressure and heart rates in neonates and preschool children: an analysis from 10 years of electronic recording. *Paediatr Anaesth.* nov 2016;26(11):1064-70. doi:10.1111/pan.12987 PubMed PMID: 27515457.
44. Du CH, Glick D, Tung A. Error-checking intraoperative arterial line blood pressures. *J Clin Monit Comput.* juin 2019;33(3):407-12. doi:10.1007/s10877-018-0167-7 PubMed PMID: 29869762.
45. Li Q, Mark RG, Clifford GD. Artificial arterial blood pressure artifact models and an evaluation of a robust blood pressure and heart rate estimator. *Biomed Eng Online.* 8 juill 2009;8:13. doi:10.1186/1475-925X-8-13 PubMed PMID: 19586547; PubMed Central PMCID: PMC2728101.
46. Caicedo A, Van Huffel S. Weighted LS-SVM for function estimation applied to artifact removal in bio-signal processing. In: 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology [Internet]. Buenos Aires: IEEE; 2010 [cité 5 févr 2026]. p. 988-91. Disponible sur: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5627628/> doi:10.1109/IEMBS.2010.5627628
47. Pasma W, Wesselink EM, van Buuren S, de Graaff JC, van Klei WA. Artifacts annotations in anesthesia blood pressure data by man and machine. *J Clin Monit Comput.* 2021;35(2):259-67. doi:10.1007/s10877-020-00574-z PubMed PMID: 32783094; PubMed Central PMCID: PMC7943498.
48. Chen L, Dubrawski A, Wang D, Fiterau M, Guillame-Bert M, Bose E, et al. Using Supervised Machine Learning to Classify Real Alerts and Artifact in Online Multi-signal Vital Sign Monitoring Data. *Crit Care Med.* juill 2016;44(7):e456-63. doi:10.1097/CCM.0000000000001660 PubMed PMID: 26992068; PubMed Central PMCID: PMC4911247.
49. Hravnak M, Chen L, Dubrawski A, Bose E, Clermont G, Pinsky MR. Real Alerts and Artifact Classification in Archived Multi-signal Vital Sign Monitoring Data—Implications for Mining Big Data — Implications for Mining Big Data. *J Clin Monit Comput.* déc 2016;30(6):875-88. doi:10.1007/s10877-015-9788-2 PubMed PMID: 26438655; PubMed Central PMCID: PMC4821824.

# Annexe 1

Autorisation du Comité d'Éthique de la Recherche en Anesthésie-Réanimation (CERAR) de la SFAR.



COMITE ETHIQUE POUR LA RECHERCHE EN ANESTHESIE REANIMATION

Paris, le 19/03/2024

Numéro d'enregistrement : IRB 00010254 - 2024 – 021

**Dr Alexandre BOURGEOIS**

Département d'Anesthésie Réanimation  
Hôpital Roger Salengro, CHRU de Lille

Cher collègue,

Vous nous avez sollicités à propos d'un projet intitulé :

**« Validation d'une méthode de gestion des artefacts de pression artérielle dans un entrepôt de données d'anesthésie. Etude PARTEFACT »**

Cette étude rétrospective et prospective monocentrique a été examinée par 3 rapporteurs indépendants qui ont conclu qu'elle ne pose pas de problème éthique particulier et ne relève pas du champ d'application de la réglementation sur les recherches impliquant la personne humaine, telle que définie à l'article L.1121-1 & R.1121-1.

Nous attirons néanmoins votre attention sur le fait que, dans ce contexte, du fait de l'enregistrement de nombreuses données et informations, il vous appartient de vous renseigner et de respecter les obligations liées aux déclarations auprès de la CNIL et à la sauvegarde et protection des données que vous enregistrez dans le cadre du respect de la *Méthodologie de Référence MR-004- Recherches n'impliquant pas la personne humaine, études et évaluations dans le domaine de la santé.*

*Nous vous rappelons que le non-respect de ces obligations ou l'utilisation inappropriée de ce numéro d'enregistrement expose aux sanctions prévues aux articles 226-16 et suivants du Code Pénal.*

Cordialement,

Dr Valérie BILLARD  
Responsable du Comité d'Éthique pour  
la Recherche en Anesthésie-Réanimation

SFAR – 74 rue Raynouard 75016 Paris  
[www.sfar.org](http://www.sfar.org)  
contact:[cerar@sfar.org](mailto:cerar@sfar.org)

# Annexe 2

Fiche d'informations destinée aux patients avec le droit de rétraction.



## NOTE D'INFORMATION D'UNE RECHERCHE N'IMPLIQUANT PAS LA PERSONNE HUMAINE

« ARTEFACT-PA »

CHU de Lille – Dr Alexandre BOURGEOIS

*Cette note d'information a pour objectif de vous expliquer le but de cette étude afin que vous puissiez décider d'y participer ou non. Votre participation à cette étude doit être entièrement volontaire. Prenez le temps de lire cette note d'information et n'hésitez pas à poser des questions à votre médecin pour avoir des renseignements complémentaires.*

### 5. Le but de la recherche

Lors de l'anesthésie, qui permet la réalisation d'une intervention chirurgicale dans de bonnes conditions de sécurité et de confort pour les patients, divers paramètres sont surveillés et enregistrés dans votre dossier médical. La pression artérielle (« mesure de la tension ») fait partie des paramètres surveillés. Parfois, le résultat de la mesure de la pression artérielle peut être altéré lors d'un changement de position lié à l'intervention par exemple, nous appelons cette mesure faussée un artefact. Les équipes du bloc opératoire connaissent bien cette situation et en tiennent compte sans difficulté lors du déroulement des interventions.

Au CHU de Lille, une base de données rassemble les enregistrements de toutes les anesthésies réalisées et ces enregistrements sont parfois utilisés (sans que votre nom y reste associé) pour faire avancer la recherche et il est important pour nous de s'assurer que les valeurs enregistrées sont correctes.

Cette recherche porte sur la correction des enregistrements de pression artérielle dans cette base de données. Dans ce but, un médecin va observer votre intervention et noter les moments où la mesure de la pression artérielle lui paraît incorrecte puis noter la raison de cette valeur faussée (changement de position par exemple). Ce médecin est un médecin supplémentaire qui ne sera pas impliqué dans votre intervention et qui n'interviendra pas dans votre prise en charge.

Ces données seront ensuite comparées avec ce que la base de données a enregistré, afin de comparer les éventuelles différences d'enregistrement.

**Cette étude ne modifie donc en rien le déroulement de vos soins.**

### 6. Quelles données sont recueillies, pourquoi et comment ?

Vous êtes sollicité en raison votre prise en charge pour une intervention chirurgicale entre le 14/02/2024 et le 31/12/2024. Cette recherche portera sur l'analyse de données recueillies lors de votre intervention chirurgicale. Le recueil de données se fera à partir du recueil en direct des appareils de surveillance situé dans le bloc opératoire et à partir des informations présentes dans votre dossier médical informatique du CHU de Lille

Les données nécessaires pour la conduite de la recherche comprennent notamment : date et heure de l'intervention, type d'intervention, caractère urgent ou programmé de la chirurgie, artefacts de pression artérielle éventuellement rencontrés (heure de début de l'artefact, cause de l'artefact, valeurs observées, heure de fin de l'artefact).

### 7. Confidentialité des données

Les données médicales recueillies dans le cadre de cette étude seront réunies sur un fichier informatique permettant leur traitement par le CHU de Lille, représenté par son représentant légal en exercice, sur le fondement de l'intérêt public. Les données vous concernant seront pseudonymisées, c'est-à-dire identifiées par un numéro de code et par vos initiales. Elles seront ensuite transmises aux investigateurs de la recherche et aux coordinateurs. La base de donnée ainsi créée sera conservée pendant la durée de réalisation de l'étude et jusqu'à deux ans après la dernière publication des résultats de l'étude. Puis, la base de données sera archivée pendant la durée légale autorisée. Passé ce délai, la base de données ainsi que tous les documents relatifs à la recherche seront définitivement détruits.

Conformément à la loi « informatique et libertés » du 6 janvier 1978 et au règlement (UE) 2016/679 du 27 avril 2016 relatif à la protection des personnes physiques à l'égard du traitement des données à caractère personnel et à la libre circulation de ces données, vous disposez à leur égard d'un droit d'accès, de rectification, d'effacement, de limitation du traitement et du droit de vous opposer au traitement. Il est possible que vous ne puissiez exercer certains droits prévus par le RGPD (limitation, effacement, opposition) si cela devait compromettre la réalisation des objectifs de l'étude.

Si vous souhaitez exercer vos droits et obtenir communication des informations vous concernant, veuillez-vous adresser au délégué à la protection des données du CHU de Lille à l'adresse suivante : dpo@chru-lille.fr.

Si vous considérez que vos droits n'ont pas été respectés, vous avez également la possibilité de saisir la Commission Nationale de l'Informatique des Libertés (CNIL) directement via son site internet : www.cnil.fr.

Vous pouvez accéder directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix à l'ensemble de vos données médicales en application des dispositions de l'article L1111-7 du Code de la Santé Publique. Ces droits s'exercent auprès du médecin qui vous suit dans le cadre de la recherche et qui connaît votre identité.

#### **8. Acceptation et interruption de votre participation**

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à cette recherche. Dans le cas où vous répondriez par la positive, vous disposez de la possibilité d'interrompre votre participation à tout moment sans aucun préjudice et sans engager votre responsabilité. Cela n'affectera évidemment pas votre prise en charge.

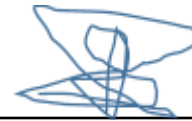
En l'absence d'opposition / refus de votre part sous un délai de 3 semaines après réception de la présente note nous considérerons que vous acceptez de participer à cette recherche

#### **9. Comment cette recherche est-elle encadrée ?**

Le responsable de la recherche, a pris toutes les mesures pour mener cette recherche conformément à la loi française aux dispositions de la Loi Informatique et Liberté applicables aux recherches n'impliquant pas la personne humaine (CNIL loi 78-17 du 6 janvier 1978 modifiée) et européenne (Règlement européen n° 2016/679 relatif à la protection des données - RGPD).

Fait à : Lille Le 10 Janvier 2024

**Signature du responsable de la recherche**



#### **CADRE RESERVE AU RECUEIL DE L'OPPOSITION**

**NOM/Prénom du patient :** \_\_\_\_\_

**Je m'oppose à l'utilisation de mes données dans le cadre de cette recherche [ARTEFACT-PA/CHU de Lille] :**

**Oui**       **Non**

**Signature** (Précédée de la mention : Lu, compris et approuvé) :

# Annexe 3

Checklist méthodologique proposé par l'équipe de Bergmann en 2025 destiné à guider le développement et l'évaluation rigoureuse des techniques d'identification des artéfacts.

Category	Item no.	Checklist item	Section where it is located
Signal type	1	Identification of invasiveness of recording	
	2	Identification of the location of ABP recording	
Dataset information	3	Disclosure of if data/annotations are publicly available	
	4	Sources of datasets	
	5	Subject physiological information	
	6	Recording methodology information	
	7	Identification of pertinent training of individuals performing annotations	
	8	Availability of other simultaneously recorded signals for annotations	
	9	Size and split of data (training, validation, testing)	
	10	Use of external validation dataset	
	11	Proportion of data that is valid or artifactual	
	12	Strategies used to limit class imbalance	
Reporting of effectiveness	13	Metrics of effectiveness (and their formulae) used	
	14	Measurement of real-time utility of model, including computational requirements	
Post-processing	15	Description of any interpolation methodologies included within this method	
Availability of code	16	Disclosure of whether artifact management method is open source	

*Note:* The completion and inclusion of this brief table will allow for information regarding a novel artifact management method to be quickly disseminated and will ideally serve as a baseline checklist for a generalizable solution.

**AUTEUR : Nom :** LENG **Prénom :** Pierre

**Date de Soutenance :** 09/04/2026

**Titre de la Thèse :** Détection d'artéfacts de pression artérielle invasive en anesthésie : validation prospective au bloc opératoire

**Thèse - Médecine - Lille 2026**

**Cadre de classement :** Anesthésie-Réanimation et Médecine péri-opératoire

**Mots-clés :** "artéfact", "gestion d'artéfacts", "anesthésie", "pression artérielle", "algorithme automatique"

**Contexte :** Le monitoring de la pression artérielle au bloc opératoire requiert une rigueur méthodologique, notamment dans la gestion des artéfacts, afin de disposer de données fiables pour la recherche, en particulier dans le contexte actuel d'essor des bases de données massives. Notre objectif est de confronter à un recueil prospectif un algorithme de détection automatique des artéfacts de pression artérielle invasive (PAI) au sein de données rétrospectives d'un entrepôt de données de santé.

**Matériel et Méthodes :** Il s'agit d'une étude diagnostique prospective menée au sein du CHU de Lille entre mai et décembre 2024, incluant 50 patients devant bénéficier d'une chirurgie avec un monitoring invasif par un cathéter artériel. Un algorithme sélectionné a été appliqué sur le recueil de courbes de PAI puis son efficacité est comparée à des annotations prospectives réalisées par un expert présent au bloc opératoire.

**Résultats :** Sur un ensemble de 49 interventions variées comprenant de la chirurgie cardiaque, l'algorithme automatique associée à une relecture manuelle supplémentaire, montre une sensibilité de 0,57 [0,53 ; 0,62], une spécificité de 1,00 [1,00 ; 1,00], une valeur prédictive positive de 1,00 [1,00 ; 1,00] et une valeur prédictive négative de 0,99 [0,99 ; 0,99].

**Conclusion :** La performance diagnostique de l'algorithme dans notre étude n'est pas parfaite, mais elle apparaît suffisante pour détecter et corriger de manière automatique les artéfacts de PAI, permettant ainsi d'obtenir des données aussi propres que possible pour la recherche clinique.

#### **Composition du Jury**

**Président :** Monsieur le Professeur Benoit TAVERNIER

**Assesseurs :** Monsieur le Docteur Cédric CIRENEI

Monsieur le Docteur Damien ROUSSELEAU

**Directeur :** Monsieur le Docteur Alexandre BOURGEOIS