
Pôle projet Data Science : Monitoring respiratoire

Rapport final

Membres du groupe :

Ibrahim RAMDANE

Walid TAABDANTE

Yossri HDIJI

Table des matières

1	Introduction	1
1.1	Contexte et enjeux	1
1.2	Présentation du problème	1
2	Présentation générale et démarche	2
2.1	Définition des principaux objets et notations mathématiques	2
2.2	Etat d'art et démarche	2
2.3	Méthode de Mazet et fonctions de coût	3
3	Détermination des paramètres relatifs à l'effort respiratoire	5
3.1	Etablissement de la régression linéaire	5
3.2	Analyse de la solution pour l'ensemble des données	6
3.3	Lissage de la courbe de débit et identification des extremums locaux	7
3.4	Choix du threshold en fonction de l'importance de l'effort inefficace et automatisation de la régression	8
3.5	Détermination du coefficient directeur de la régression	9
4	Expériences et résultats	11
4.1	Présence de bruit	11
4.2	Résultats sans efforts inefficaces	12
4.3	Résultats avec efforts inefficaces	12
5	Conclusion	14

Chapitre 1

Introduction

1.1 Contexte et enjeux

La ventilation artificielle en réanimation consiste à connecter un patient à un respirateur artificiel afin de satisfaire deux objectifs : assurer des échanges gazeux satisfaisants (oxygénation du sang et épuration du gaz carbonique) et assister les muscles respiratoires afin de maintenir leurs efforts dans une zone normale. Satisfaire le premier objectif est relativement aisé car une ponction de sang artériel réalisée en routine en réanimation permet d'évaluer précisément les échanges gazeux et de réajuster si besoin les réglages du respirateur artificiel. Le deuxième objectif est en revanche beaucoup plus difficile à satisfaire. En effet, l'effort respiratoire ne peut pas être mesuré en routine : sa mesure nécessite le recueil de la pression qui règne dans l'oesophage du patient [1].

Le recueil ainsi que son interprétation font appel à du matériel spécifique et des compétences qui ne sont disponibles que dans les centres experts qui développent des travaux de recherche dans le domaine. Au contraire, l'ajustement de l'assistance respiratoire se fait en routine sur la base d'un jugement clinique très imparfait. Pourtant, un niveau d'assistance inadapté à l'effort respiratoire du patient, trop élevé ou trop faible, l'expose à des risques qui peuvent se traduire par une durée de ventilation artificielle prolongée et mener potentiellement à sa mort. Le développement d'outils de monitoring de l'effort respiratoire sous ventilation artificielle, tout en se passant du recueil complexe de la pression oesophagienne, est donc un enjeu majeur.

1.2 Présentation du problème

Ce projet vise à résoudre le problème de synchronisation des appareils respiratoires dans les hôpitaux, en particulier ce qui concerne les efforts respiratoires inefficaces chez les patients. Ce sont des efforts inspiratoires non détectés par la machine ce qui mène à une désynchronisation entre cycle du patient et cycle de la machine. Ceci constitue en effet un phénomène aberrant par rapport au problème d'estimation que l'on souhaite étudier par la suite.

Afin de mieux comprendre la respiration et le fonctionnement des efforts, une modélisation mathématique basée sur le travail de Vicario est utilisée [2]. De plus, les courbes de respiration et leurs pentes sont exploitées par le biais de la méthode de régression de Mazet pour déterminer les paramètres utiles de l'équation régissant la respiration d'un patient. Grâce à cette évaluation quantitative des propriétés mécaniques respiratoires, il devient possible de diagnostiquer les maladies sous-jacentes, de surveiller leur évolution, d'évaluer l'efficacité des traitements et d'ajuster les réglages du ventilateur afin de minimiser les complications liées à la ventilation mécanique.

Chapitre 2

Présentation générale et démarche

2.1 Définition des principaux objets et notations mathématiques

Les poumons sont traditionnellement représentés comme un compartiment élastique (ballon) desservi par une voie résistive unique (voies respiratoires).

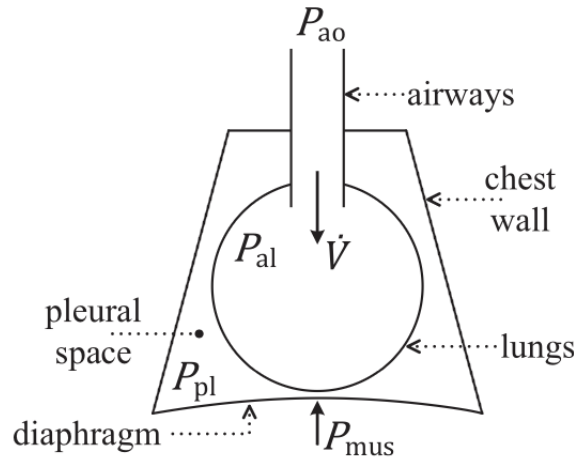


FIGURE 2.1 – Schématisation des poumons

L'équation qui régie la respiration d'un patient soumis à la machine respiratoire est, selon le modèle de Vicario, la suivante :

$$P_{ao}(t) = RV'(t) + EV(t) + P_{mus}(t) + P_o \quad (2.1)$$

où V représente ici le volume de l'air dans les poumons, V' le débit pulmonaire et P_i les différentes pressions (artérielle, musculaire et offset). E et R représentent ici des paramètres inconnus, importants à déterminer dans le cadre de notre étude.

2.2 Etat d'art et démarche

Pour commencer, il existe de manière générale 2 modes de fonctionnement de la pompe : le premier lorsque les muscles respiratoires du patient sont libres, menant à P_{mus} variable et le second lorsque le patient est sédaté, bloquant tout mouvement de ses muscles. Ainsi, P_{mus} est donc considéré nulle et P_{ao} constante tout comme P_o . Dans le cadre de cette étude, on se restreindra à ce mode de fonctionnement par soucis de simplification. L'équation se réduit donc à :

$$V'(t) = (E/R)V(t) + Cst \quad (2.2)$$

Notre travail va donc se baser sur la première étape de la résolution du problème de la détection des efforts inefficaces, à savoir l'obtention du paramètre E/R (en s'inspirant du modèle mathématique de Vicario [2]). P_o correspond d'ailleurs à un offset constant qui permet de régler le point d'équilibre du système, ce n'est donc ici

pas fondamental à la compréhension de l'équation.

Dans cette nouvelle équation, on se trouve alors face au paramètre recherché. Ainsi, en traçant le portrait de phase de $V(t)$ et en calculant la pente de la courbe dans la partie linéaire (la partie où $Pao(t)$ est nulle), on peut obtenir la valeur souhaitée. Cependant, des efforts inefficaces peuvent se produire pendant le cycle respiratoire engendrant ainsi des déformations dans la partie linéaire du portrait de phase de V d'un patient comme le montre la figure ci-dessous :

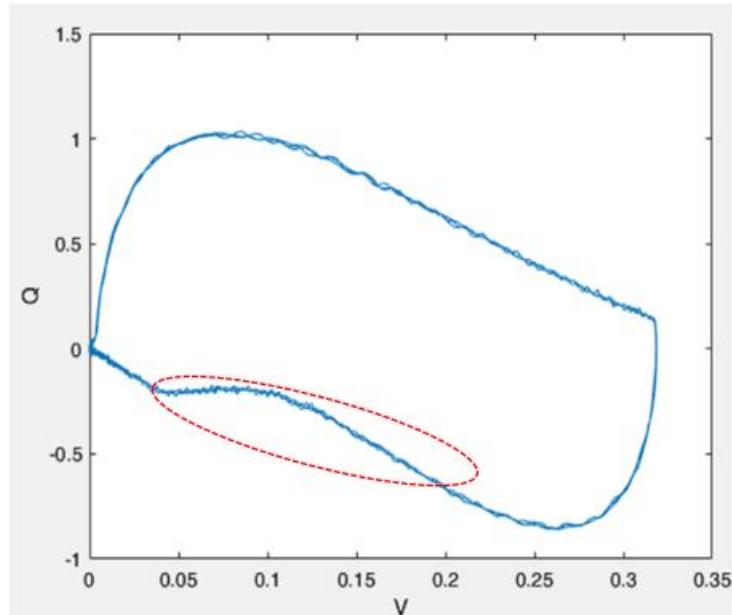


FIGURE 2.2 – Portrait de phase affecté par un effort inefficace

Ce qui nous a amené à chercher des méthodes de régressions pour estimer la pente tout en prenant en compte les perturbations liées aux efforts inefficaces et aux bruits parasites présents tout au long de la courbe.

2.3 Méthode de Mazet et fonctions de coût

La méthode de Mazet est une méthode de régression, présentant des similitudes avec la méthode des moindres carrés, mais basée sur des fonctions de coût spécialisées pour la présence de pics dans des courbes comme présentées ci-contre.[3]

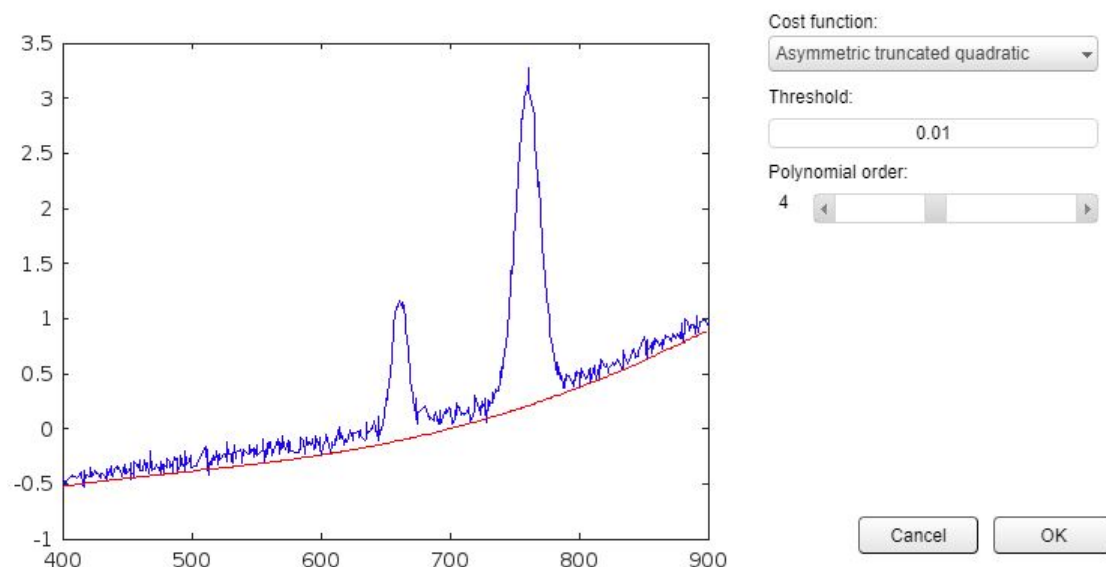


FIGURE 2.3 – Application de la méthode de Mazet à un spectre simulé

On constate que l'impact des deux pics est ici minime pour l'estimation de la courbe bleue, et ceci grâce à l'utilisation de fonctions de coût précises. Elles sont en effet utilisées pour quantifier l'écart entre l'estimation et le signal réel. L'article de Mazet mentionne que l'approche classique des moindres carrés donne des résultats inutiles, car la fonction de coût quadratique utilisée pénalise fortement les valeurs extrêmes, ce qui affecte négativement l'estimation des paramètres.[3]

On mentionne donc deux fonctions de coût importantes : la fonction de Huber et la fonction quadratique tronquée.

- Huber function (Fig. 1(a), dashed line):

$$\forall x \in \mathbb{R}, \quad \varphi(x) = \begin{cases} x^2 & \text{if } |x| < s, \\ 2s|x| - s^2 & \text{otherwise;} \end{cases} \quad (2)$$

- Truncated quadratic (Fig. 1(a), plain line):

$$\forall x \in \mathbb{R}, \quad \varphi(x) = \begin{cases} x^2 & \text{if } |x| < s, \\ s^2 & \text{otherwise.} \end{cases} \quad (3)$$

FIGURE 2.4 – Fonction de Huber et fonction quadratique tronquée

L'hyperparamètre "threshold" (ici "s") fait référence à un seuil utilisé par les fonctions de régression mentionnées ci-dessus, Alors que la fonction des moindres carrés est quadratique partout, la fonction de Huber est linéaire au-delà du seuil s, et la fonction quadratique tronquée a un coût constant pour les valeurs dont la distance par rapport à l'estimation est supérieure à s. Il s'agit maintenant pour nous de réfléchir à la manière d'implémenter une telle méthode dans notre étude de cas.

Chapitre 3

Détermination des paramètres relatifs à l'effort respiratoire

3.1 Etablissement de la régression linéaire

Pour réaliser la régression sur notre modèle nous avons donc tenté d'utiliser cette même méthode. Nous avons donc récupéré le code de démonstration de Vincent Mazet, présent sur son Git et avons essayé de l'appliquer à nos données (tout d'abord sur un portrait de phase sans présence d'effort inefficaces). Ce qui nous a permis d'obtenir le résultat suivant :

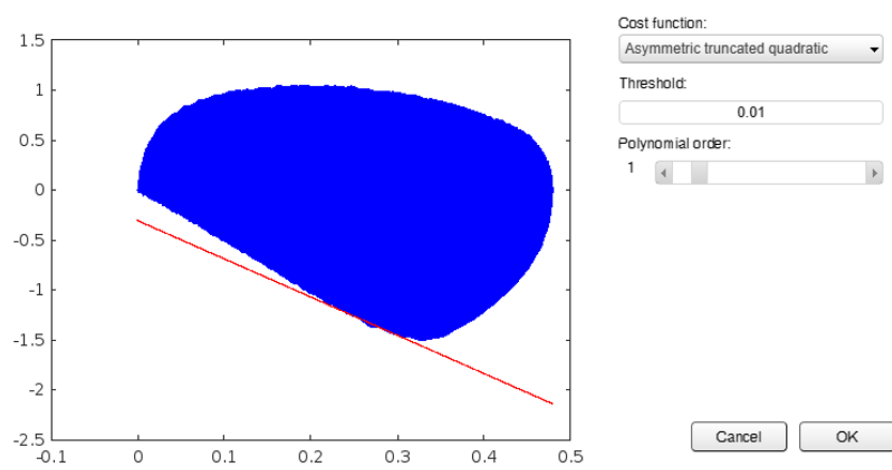


FIGURE 3.1 – Regression pour une fonction coût et un threshold aléatoire

On constate ici que la régression ne colle pas bien au modèle, ce qui nous a mené à manipuler la fonction coût à travers la valeur du threshold, jusqu'à obtenir une régression satisfaisante.

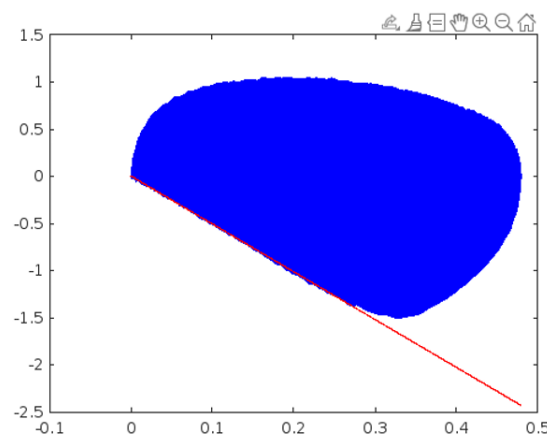


FIGURE 3.2 – Regression pour la fonction 'atq' et un threshold de 0.05

On arrive à avoir un résultat satisfaisant via la fonction coût ‘asymmetric truncated quadratic’ et un threshold de valeur 0.05. Néanmoins, ces paramètres peuvent fonctionner pour ce modèle mais pas pour tous. Ici, il n’y a pas d’efforts inefficaces mais lorsqu’il y en a, les paramètres à choisir pour faire correspondre la régression au modèle peuvent s’avérer différents. C’est pourquoi on s’est intéressé à d’autres modèles plus complexes, impactés par des efforts inefficaces, pour essayer de déterminer une méthode robuste permettant de satisfaire toutes les possibilités.

3.2 Analyse de la solution pour l’ensemble des données

Après avoir analysé tous les modèles à notre disposition nous nous sommes rendu compte qu’un threshold de 0.13 fonctionnait pour la majorité des cas. La régression ne colle plus au modèle uniquement lorsque l’effort inefficace est trop marqué. On remarque que dans ce cas il faut alors diminuer la valeur du threshold tout en conservant la même fonction coût que précédemment. La diminution du threshold dépend donc de l’importance de l’effort inefficace.

Pour pouvoir continuer il était donc nécessaire que l’on soit en mesure de quantifier l’importance d’un effort inefficace de sorte à en donner le threshold correspondant. Pour cela, il faut en premier lieu savoir repérer un effort inefficace sur nos courbes.

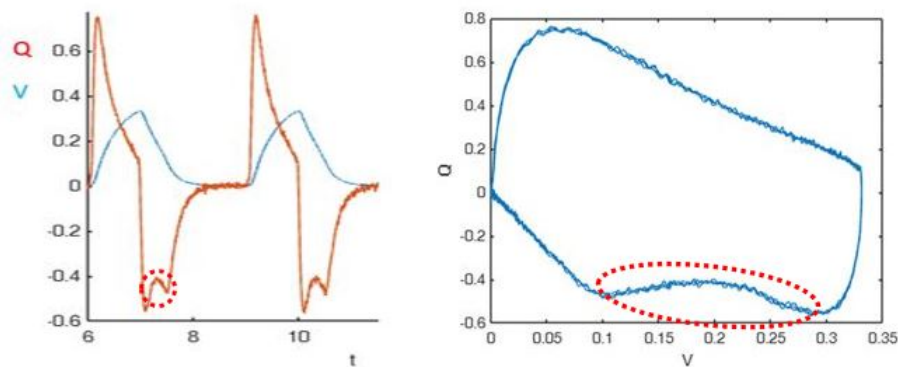


FIGURE 3.3 – Volume et debit en fonction du temps et portrait de phase présentant un effort inefficace

On repère un effort inefficace par la présence d’un petit maximum local sur le portrait de phase, ou alors sur la courbe de débit par un maximum local présent pour des valeurs négatives du débit. Plus l’écart entre ce maximum local et le minimum local précédant est important plus l’effort inefficace est important. Pour pouvoir quantifier l’importance d’un effort inefficace il nous suffit donc de prendre la différence entre les deux extremums cités plus tôt. Nous avons donc essayé de détecter les différents minimums et maximums locaux mais un problème s’est posé : la courbe possède énormément de bruit menant à des extremums locaux présents partout sur la courbe. De ce fait, la fonction matlab *islocalmin* détecte de nombreux extremums locaux partout sur la courbe :

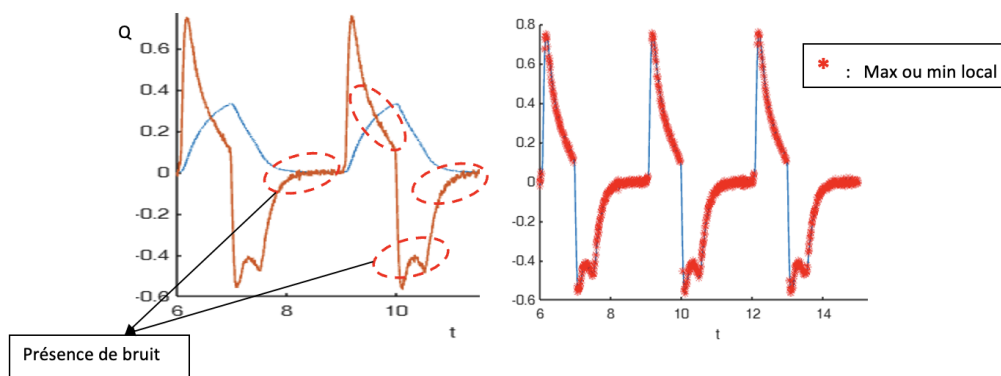


FIGURE 3.4 – Détection des extremums locaux sur une courbe bruitée

3.3 Lissage de la courbe de débit et identification des extremums locaux

Pour palier à ce problème il a donc fallu tout d'abord lisser la courbe pour supprimer tous le bruit présent. Pour parvenir à cela nous avons tout d'abord pensé à utiliser la méthode de Mazet qui est censé lisser le bruit.

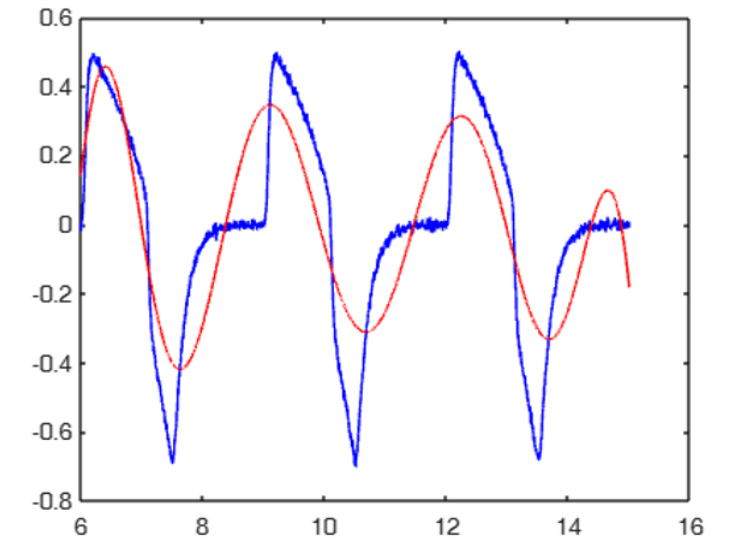


FIGURE 3.5 – Lissage de la courbe de débit avec la méthode de Mazet

Le résultat obtenu est loin d'être celui attendu pour la simple et bonne raison que la méthode de Mazet ne peut prendre que la forme de fonctions polynomiales de degrés assez bas. Cela ne permet donc pas d'approcher des courbes trop complexes comme celle du débit, nous donnant donc ce résultat très loin de la réalité.

Après quelques recherches nous nous sommes penchés sur la fonction *smooth* de la toolbox *curve*. Cette fonction permet de lisser des courbes en choisissant la quantité de données utilisée pour le lissage. Plus cette quantité est élevée et plus le lissage est bruité mais fidèle à la courbe initiale. A l'inverse une quantité trop faible rend le lissage meilleur mais trop différent de la courbe initiale. Il faut donc trouver un bon compromis sur la quantité à choisir.

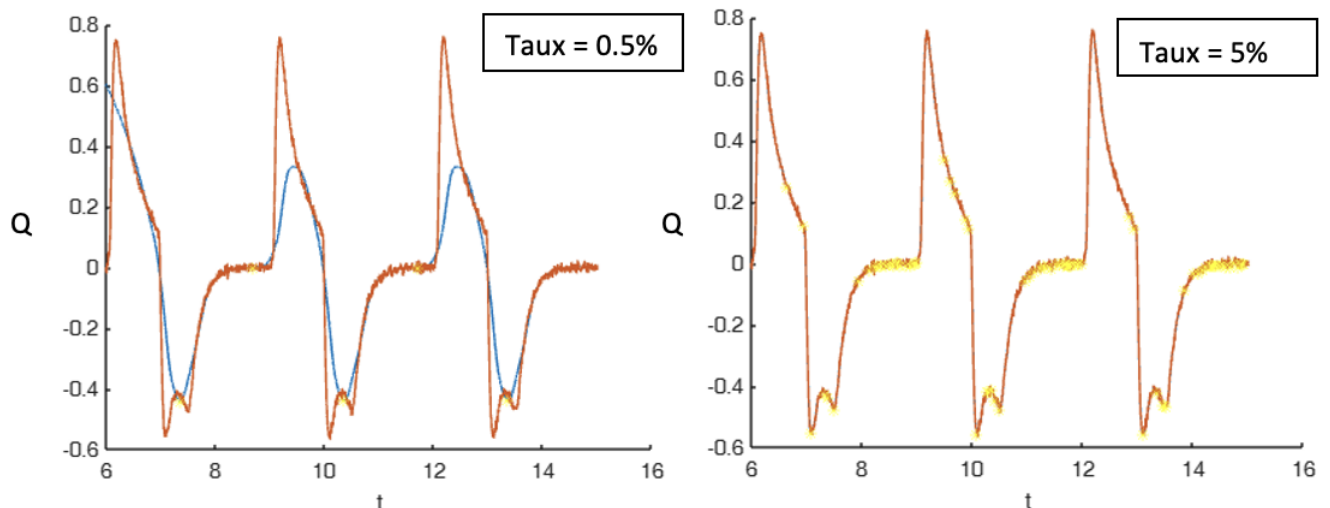


FIGURE 3.6 – Lissage de la courbe de débit avec la fonction smooth selon le taux de données défini

Lorsque l'on utilise trop de données, on trouve beaucoup de minimums locaux, ici repérés par des étoiles jaunes en figure 3.6.

On observe finalement après différents tests sur un bon nombre d'échantillons de courbes qu'une valeur de taux satisfaisante se situe à 1.8%.

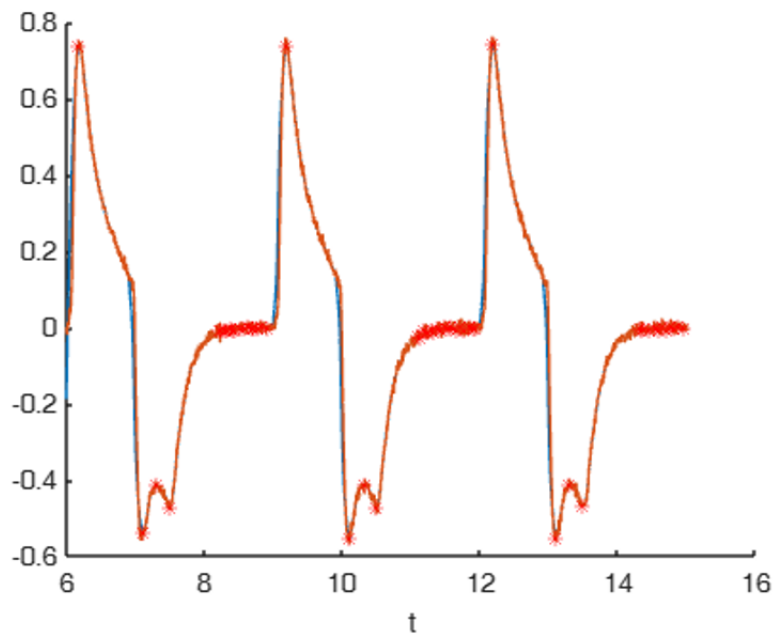


FIGURE 3.7 – Identification des extremums locaux sur la courbe lissée

On repère bien ici le maximum local à valeur négative entre les 2 minimums locaux, localisé par des étoiles rouges.

3.4 Choix du threshold en fonction de l'importance de l'effort inefficace et automatisation de la régression

Il est important ici de redéfinir comment nous avons quantifié l'importance de l'effort inefficace. Celui-ci est plus ou moins important en fonction de la hauteur du maximum local à valeur négative. Ainsi, pour pouvoir quantifier l'importance de cet effort nous avons établi qu'il correspondait à l'écart entre le premier minimum local et le premier maximum local à valeur négative.

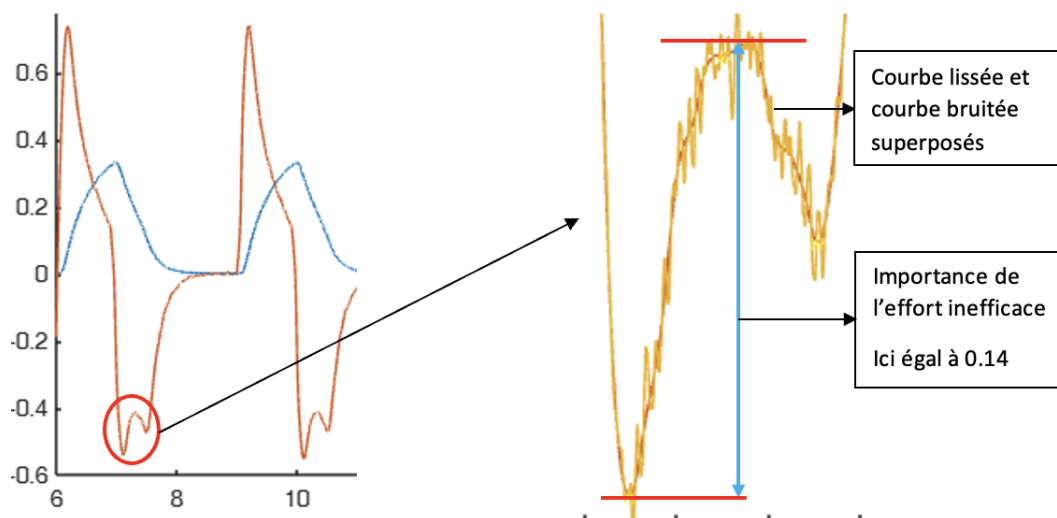


Figure 8 : Quantification de l'importance de l'effort inefficace à partir de la courbe lissée de débit

FIGURE 3.8 – Quantification de l'importance de l'effort inefficace à partir de la courbe lissée de débit

A travers de nombreux essais nous sommes arrivés par conjecture au fait que la fonction qui permet d'attribuer le threshold le plus optimisé, c'est-à-dire qui permet la meilleure régression du portrait de phase, pour un effort inefficace donnée est :

$$\begin{cases} T : x \rightarrow \frac{0.035}{x^{4/5}} & \text{si } x > 0.2 \\ T : x \rightarrow 0.13 & \text{si } x < 0.2 \end{cases} \quad \longrightarrow \quad \begin{array}{l} \bullet \text{ } x \text{ représente l'importance de l'effort inefficace} \\ \bullet \text{ } T \text{ la valeur du threshold à choisir} \end{array}$$

Cette formule a été obtenue pour une quantité de données (courbes de respiration) assez faible. Il serait intéressant d'étudier si cette formule fonctionne pour davantage de données. Il conviendrait alors d'utiliser par une méthode d'optimisation la fonction qui donne la meilleure valeur pour le threshold. Néanmoins, à partir de cette formule on trouve tout de même une régression qui colle au modèle quel qu'il soit, sur la centaine de modèles que nous avons à disposition. Le programme choisit ainsi automatiquement la valeur du threshold adaptée pour assurer la régression.

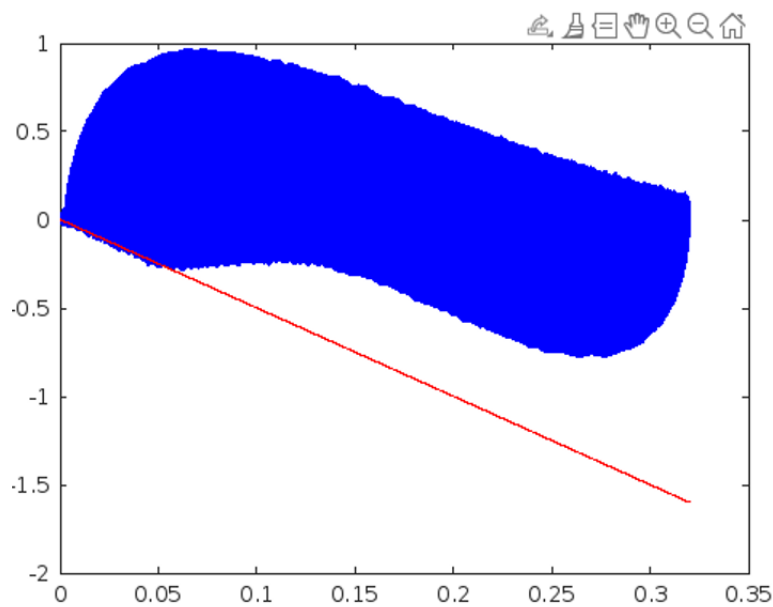


FIGURE 3.9 – Régression pour un modèle avec un effort inefficace très important

La régression étant ainsi définie pour n'importe quel modèle de manière automatique, il ne nous reste plus qu'à déterminer le coefficient directeur de cette droite.

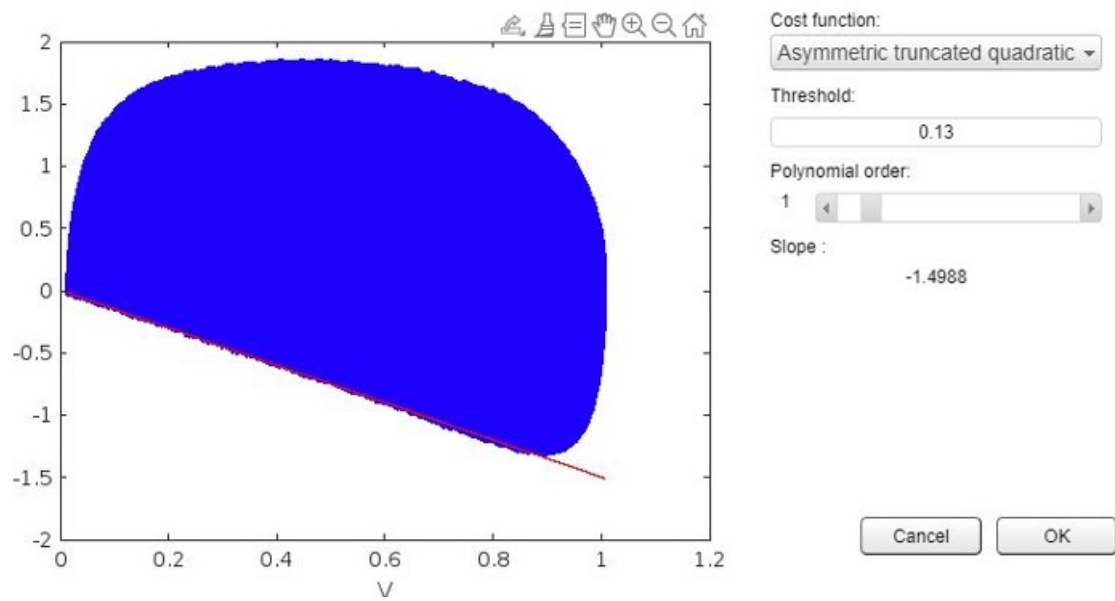
3.5 Détermination du coefficient directeur de la régression

Après avoir bien mis en place notre algorithme de calcul de la bonne valeur de threshold à utiliser ainsi que celui de la régression en lui-même, il nous faut maintenant obtenir le coefficient directeur de la régression. Pour ce faire, il a fallu rajouter dans les lignes de codes la fonction *polyfit* appliquée à la régression :

```
% Plot a first estimation
[ztmp,atmp,ittmp,order,threshold,costfunction] = compute(n,y,order,threshold,costfunction);
coefficients = polyfit(n, ztmp, 1);
```

On peut choisir ici l'ordre de l'estimation polynomiale de la courbe mais puisqu'il s'agit d'une droite on choisit donc la valeur 1 en troisième entrée.

Il a fallu par la suite ajouter à notre fenêtre de résultats une partie « slope » dédiée à la pente, qui se met à jour automatiquement selon la fonction coût ou les paramètres choisis.



On se trouve donc ici avec la valeur souhaitée, nécessaire à l'obtention du paramètre du modèle qui nous intéresse ici, à savoir E/R .

Chapitre 4

Expériences et résultats

4.1 Présence de bruit

L'ensemble des contraintes étant anticipé et les problèmes évités, il convient à présent d'appliquer notre programme aux courbes de patients à disposition pour juger de l'efficacité de notre méthode. Pour ce faire, on va implémenter du bruit dans les courbes, plus précisément un bruit blanc gaussien, afin d'essayer de gêner l'approximation.

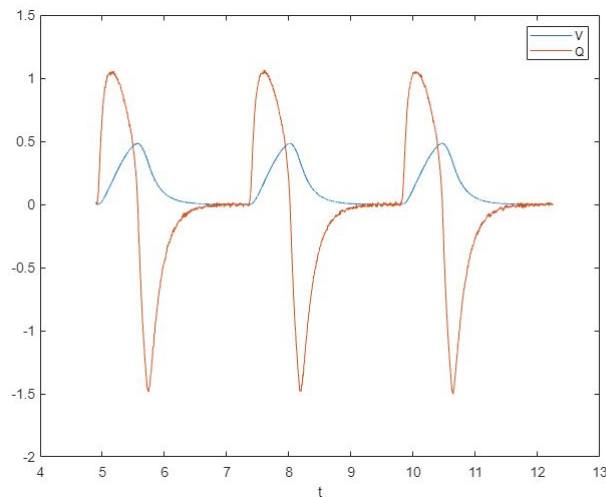


FIGURE 4.1 – Courbe de débit et de volume sans bruitage

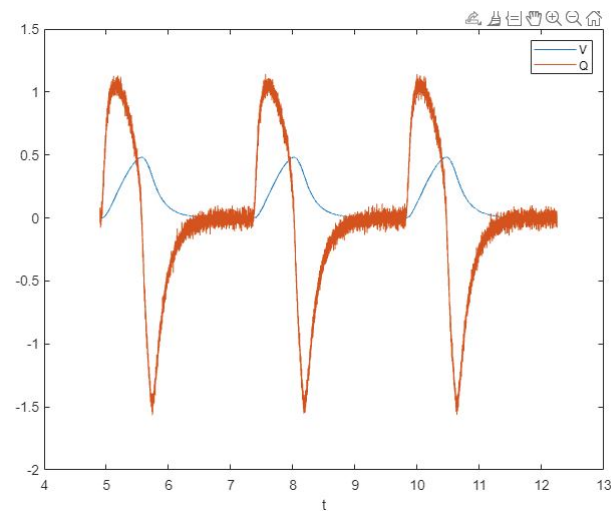


FIGURE 4.2 – Courbe de débit et de volume avec bruitage

Ici on a choisi après différents tests un SNR de 25dB qui semble être suffisant pour perturber de manière

intéressante et exploitable les courbes et observer ce qu'il se passe. Le même raisonnement pourrait très bien se tenir avec d'autres valeurs.

4.2 Résultats sans efforts inefficaces

Testons d'abord le programme avec une courbe sans efforts inefficaces : sans bruit puis avec bruit.

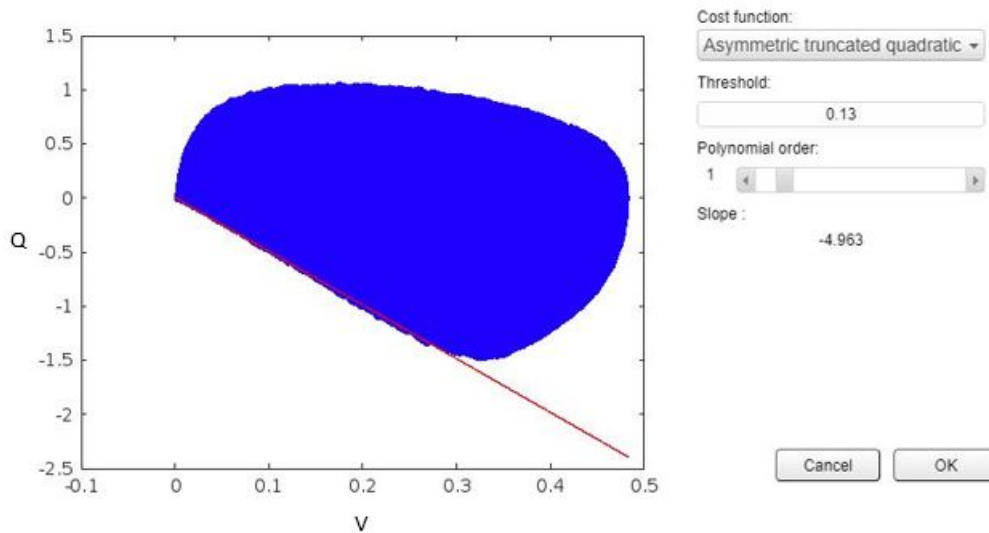


FIGURE 4.3 – Patient sans efforts inefficaces et sans bruit

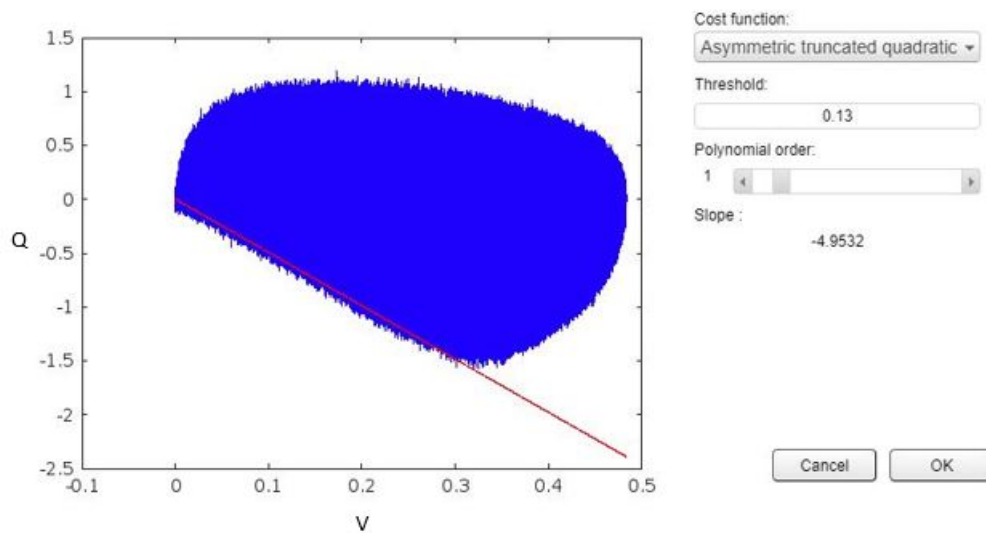


FIGURE 4.4 – Patient sans efforts inefficaces et avec bruit

Que ce soit avec ou sans bruits, on constate d'abord que les régressions sont très fidèles aux pentes des portraits et que les valeurs déterminées sont très proches (erreur relative de 0.197%)

4.3 Résultats avec efforts inefficaces

A présent intéressons nous à une courbe aléatoire présentant des efforts inefficaces : de même sans bruit puis avec bruit.

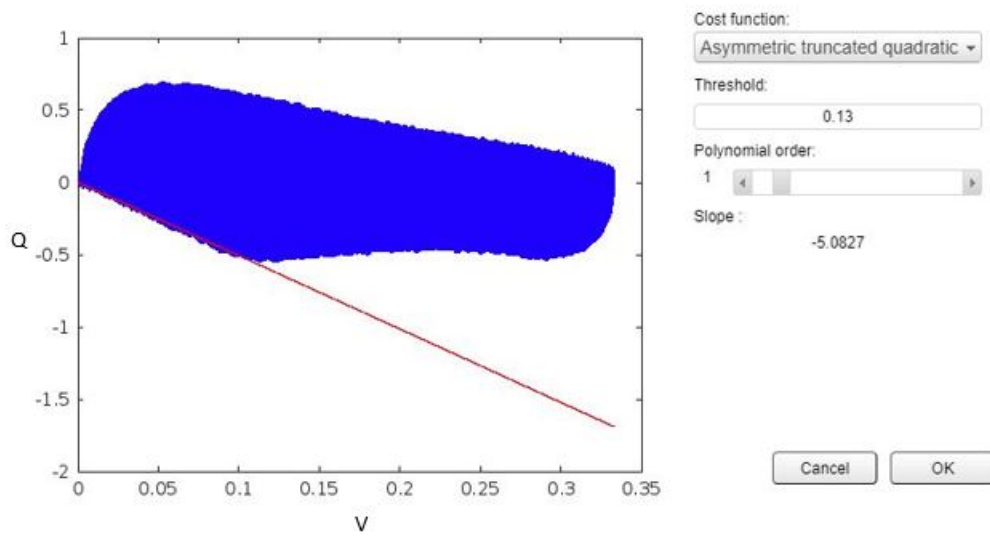


FIGURE 4.5 – Patient avec efforts inefficaces et sans bruit

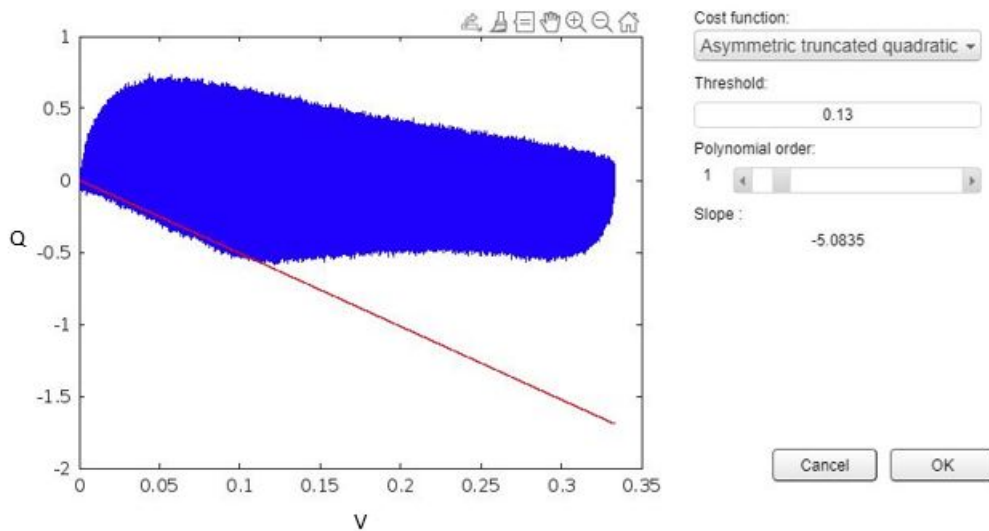


FIGURE 4.6 – Patient avec efforts inefficaces et avec bruit

De la même manière avec ou sans bruits, on constate que les régressions sont très fidèles aux pentes des portraits et que les valeurs déterminées sont très proches (erreur relative de 0.016%)

Chapitre 5

Conclusion

Pour conclure, l'étude des différents travaux de recherche de M. Mazet et M. Vicario nous ont menés à rechercher une fonction coût et un seuil optimal propre aux régressions des parties linéaires des différents portraits de phase à disposition qui représentent chacun un patient potentiel en nécessité de soin. Le coefficient directeur de cette droite permet d'obtenir une première relation entre les paramètres E et R.

A travers cette étude, nous avons réussi à automatiser l'obtention de cette première relation (E/R) nécessaire à l'obtention de l'effort respiratoire. Il manque toujours cependant à obtenir une seconde relation pour le déterminer complètement ce qui sort en revanche du cadre de notre projet. Pour ce faire, il serait peut être judicieux de considérer la méthode de Vicario plus en profondeur (liée aux moindres carrés non linéaires). Cette piste est plus complexe mais une fois les deux relations obtenues, nous aurions finalement réussi à déterminer entièrement et automatiquement l'effort respiratoire d'un patient quelconque, ce qui fait partie d'un objectif plus global.

Une telle finalité, pourrait permettre au personnel de santé de gagner un temps considérable mais également de limiter tout danger pour les patients puisque tout serait déterminé de manière précise et non à vue d'oeil comme ce qui est déjà globalement de mise.

Bibliographie

[1] J-C Richard, L'aide inspiratoire : intérêts et limites

[2] Francesco Vicario, Noninvasive Estimation of Respiratory Mechanics in Spontaneously Breathing Ventilated Patients : A Constrained Optimization Approach 2016

[3] Vincent Mazet, Background removal from spectra by designing and minimising a non-quadratic cost function 2004