



# BM04

## *Acquisition et traitement de données biomédicales*

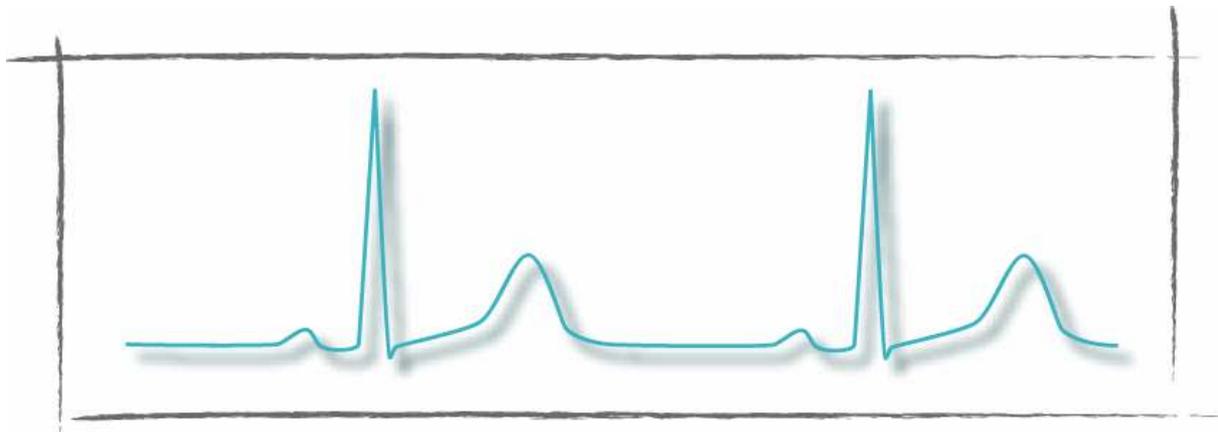
*Responsable : Catherine Marque*

*Chargé de TP : Jérémy Terrien*

# Projet de TP

## Sujet N°3 :

**Construction de la courbe d'évolution du rythme cardiaque et de la respiration à partir d'un ECG**



## ***Sujet N° 3 :***

---

***Construction de la courbe d'évolution du rythme cardiaque et de la respiration à partir d'un ECG***

*La respiration implique une variation de volume de la cage thoracique, donc une variation des caractéristiques du signal ECG (D1, D2, D3, ou thorax).*

*On veut exploiter ce phénomène pour déduire de l'ECG une courbe permettant de définir, en plus du rythme cardiaque, le rythme respiratoire.*

*Pendant l'acquisition continue de l'ECG, il faut :*

- *tracer la courbe d'évolution des amplitudes des pics,*
- *tracer la courbe d'évolution des intervalles R-R.*

*Pour apprécier qualitativement les modifications de l'ECG, la visualisation de chaque onde ECG est demandée. Celle-ci sera centré sur le pic QRS.*

# **SOMMAIRE**

<b><u>INTRODUCTION</u></b>	p. 3
<b><u>I – BIBLIOGRAPHIE</u></b>	p. 4
1. Physiologie de l'ECG .....	P. 4
2. Détection des pics R .....	P. 7
3. Détection de la respiration .....	p.11
<b><u>II – MATERIELS ET METHODES</u></b>	p.13
1. Acquisition du signal analogique .....	p.13
2. Le signal numérique .....	p.15
3. Détection des pics R .....	p.16
4. Courbes des intervalles RR et de la respiration .....	p.20
<b><u>III – RESULTATS</u></b>	p.21
1. Statistique de détection des pics.....	p.21
2. Calcul de la fréquence cardiaque .....	p.22
3. Courbe d'évolution des intervalles R-R .....	p.22
4. Courbe d'évolution des amplitudes des pics R.....	p. 23
5. Estimation de la fréquence respiratoire .....	p.23
<b><u>CONCLUSION</u></b>	p.24
<b><u>LIMITES ET PERSPECTIVES</u></b>	p.25
<b><u>REFERENCES</u></b>	p.27
<b><u>ANNEXES</u></b>	p.28

## **INTRODUCTION :**

La respiration et l'activité cardiaque sont des phénomènes physiologiques primordiaux à la vie de l'Homme. Ce sont des fonctions vitales. Elles sont cependant sujettes à de nombreuses pathologies. L'exploration fonctionnelle des fonctions cardiaques et respiratoires permet de les détecter.

L'électrocardiogramme (ECG), examen de base de l'activité cardiaque, et son analyse, représentent des éléments déterminants pour le diagnostic cardiaque. C'est un examen simple, qui permet le recueil facile de l'activité électrique du cœur par simple pose d'électrodes. Il nécessite un examen complémentaire car une morphologie normale d'ECG peut cacher une pathologie. Car l'ECG n'apporte aucune information sur la fonction pompe du cœur. L'exploration parallèle de la fonction respiratoire précise donc l'examen ECG.

Notre projet de BM04 s'inscrit dans l'exploration des fonctions cardiaque et respiratoire, ainsi que leur relation. On souhaite, par l'intermédiaire du seul recueil ECG, explorer les deux fonctions. Il s'agit ici, de construire les courbes d'évolution du rythme cardiaque et de la respiratoire.

La première phase de notre projet a donc consisté tout d'abord en l'optimisation du recueil du signal ECG analogique, puis en la numérisation du signal. Elle s'est accompagnée d'une familiarisation avec la thématique, le matériel d'acquisition et le logiciel HPVEE de traitement des signaux. Nous nous sommes ensuite attachées à l'implémentation de notre interface de traitement, au paramétrage des glyphs pour l'optimisation de la construction des nos courbes. Enfin, nous nous sommes consacrées à la construction des courbes d'évolution des intervalles R-R (et à l'extraction de la fréquence cardiaque), ainsi que des amplitudes des pics R (évaluation de la courbe respiratoire).

Les aspects physiologiques et théoriques sur l'ECG, ainsi que nos recherches bibliographiques sur la détection de pics seront présentées en première partie. Le matériel employé et les méthodes utilisées seront ensuite abordés. Puis nous nous attarderons sur les résultats de notre projet et terminerons en évoquant les limites, les difficultés rencontrées et les perspectives d'optimisation de notre projet.

# I – BIBLIOGRAPHIE

## 1. Physiologie de l'ECG :

- **Physiologie**

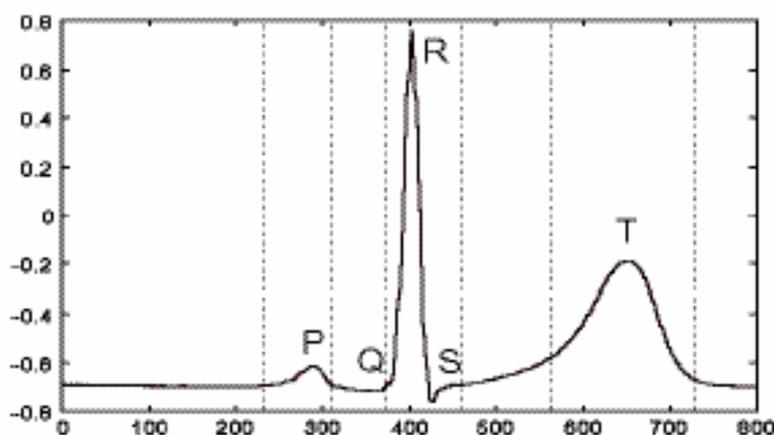
L'électrocardiographie est l'étude des variations de l'enregistrement de l'activité électrique des cellules cardiaques, dont dépend la contraction du cœur. L'ECG enregistre les impulsions électriques qui déclenchent les contractions cardiaques. Au repos, les cellules sont chargées négativement à l'intérieur. Lors de la contraction, les cellules se dépolarisent. Ainsi, une onde progressive de stimulation traverse le cœur, entraînant la contraction du myocarde. Les ondes de dépolarisation et de repolarisation sont enregistrées sur l'ECG. Le signal graphique enregistrable est l'électrocardiogramme (ECG). Ce signal, modifié en cas d'anomalie de la commande de l'influx électrique ou de sa propagation, de la masse globale et régionale des cellules ou de leur souffrance éventuelle, donne des renseignements importants et très utilisés en médecine.

- **Morphologie**

Il est formé de plusieurs ondes qui correspondent à l'activation électrique des diverses parties du cœur, désignées sur l'ECG de surface standard par les lettres de l'alphabet P, Q, R, S, T et U. La morphologie et l'amplitude de ces diverses ondes — mais non leur durée — varient selon les dérivations ECG utilisées. À chaque cycle cardiaque, on distingue successivement:

- **l'onde P**, correspondant à la dépolarisation des oreillettes et de petite amplitude ; sa durée est de l'ordre de 90 ms. C'est une onde positive dont l'amplitude est normalement inférieure ou égale à 0.2 mV.
- **le complexe QRS**, correspondant à la dépolarisation des ventricules et de grande amplitude (signal de quelques millivolts), car la masse des ventricules est très supérieure à celle des oreillettes; Sa durée normale vaut entre 85 et 95 ms.
- **l'onde T**, correspondant à la repolarisation des ventricules et d'amplitude normalement plus faible que le complexe QRS.
- **l'onde U**, inconstante, qui traduirait la repolarisation du réseau de Purkinje.

Pour chaque battement cardiaque, l'électrocardiogramme enregistre 3 ondes successives :

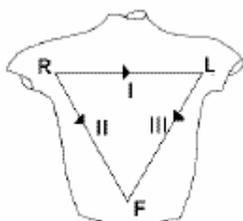


**Fig. 1**  
*Le cycle cardiaque complet*  
[extrait de Tortora et al., 1988]

Un système de dérivations consiste en un ensemble cohérent de dérivations, chacune définie par la disposition de ses électrodes sur le thorax du patient. L'emplacement des électrodes est choisi de sorte à explorer la quasi totalité du champ électrique cardiaque en offrant un ensemble cohérent de dérivations non redondantes. Plusieurs systèmes standardisés existent : le système 12 dérivations est le plus utilisé.

Les **dérivations périphériques** (ou **dérivations des membres**), au nombre de 6, permettent d'étudier l'activité électrique du cœur sur le plan frontal. Les **bipolaires DI, DII, DIII** ont été déterminées par **Einthoven** en 1912, et complétées ensuite par **Wilson**, qui a décrit les **unipolaires R, L, F**.

### Les dérivations standards d'Einthoven (bipolaires DI, DII, DIII) :



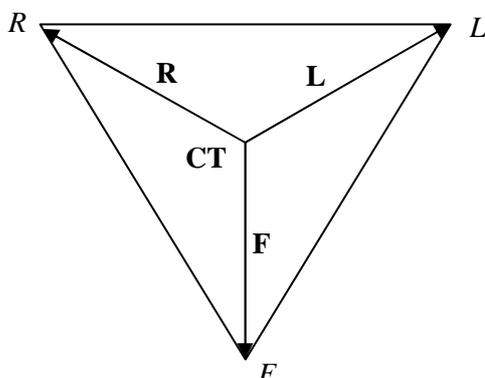
**Fig. 2 :** Triangle d'Einthoven. Le corps est supposé avoir une configuration triangulaire du point de vue de ses caractéristiques électriques [extrait de Macfarlane, *Comprehensive Electrocardiology*, NY, 1989, p. 317]  
R=Right hand, L=Left hand, F=Foot

Ce sont des dérivations bipolaires, c'est-à-dire déterminées à partir de 2 électrodes actives. Elles sont issues du triangle d'Einthoven (fig. 2) et correspondent à une différence de potentiels entre les électrodes considérées.

Les 3 dérivations d'Einthoven :

- **DI** est positive dans le sens R vers L,
- **DII** est positive dans le sens R vers F,
- **DIII** est positive dans le sens L vers F.

### Les dérivations unipolaires R,L,F (Wilson) :



**Fig. 3 :** La borne centrale de Wilson (CT) et les dérivations unipolaires R, L, F

Ces dérivations unipolaires sont déterminées à partir d'une seule borne active, et d'un point de référence défini par Wilson : la **borne centrale de Wilson** (Wilson Central Terminal, CT). Cette borne centrale est une moyenne des potentiels des 3 membres, et se situe au centre du triangle équilatéral constitué par le corps. La différence de potentiels est cette fois calculée entre chaque électrode des membres et la borne centrale : on obtient ainsi les 3 dérivation unipolaires **R, L, F** (fig. 3).

On distingue aussi 6 autres dérivations : les **dérivations unipolaires précordiales V1,...,V6**, mises à proximité du cœur, dans le plan frontal : V1 à V6. Ces 6 électrodes placées sur la surface antérieure et latérale gauche du thorax en des points très précis V1 (point parasternal droit) à V6 (point axillaire gauche). Le potentiel de chaque électrode est enregistré par rapport à la borne centrale. Ces 6 dérivations, reliant 6 points cutanés à un même point central, composent une sorte d'éventail qui se situerait dans un plan horizontal

L'ECG standard est donc enregistré sur les 12 dérivations.

### • **Le rythme cardiaque**

Lorsque l'on parle du rythme cardiaque, on parle à la fois du lieu de genèse de l'activité électrique du cœur et de la régularité ou non de sa propagation. Ainsi, on parle de rythme sinusal régulier lorsqu'il est

- régulier (espace R-R identique sur tout le tracé, avec des complexes QRS similaires)
- sinusal (l'activité électrique est générée par le nœud sinusal.)

L'analyse du rythme cardiaque sur l'électrocardiogramme se fait donc en 2 étapes, vérifiant d'une part la régularité du rythme, d'autre part l'origine du rythme cardiaque qui peut être :

- Sinusal (du nœud sinusal); Ceci se traduit sur l'électrocardiogramme par une onde P identique qui précède chaque complexe QRS.
- Jonctionnel (du nœud atrio-ventriculaire), les complexes QRS sont fins, sans ondes P précessive le plus souvent
- Ventriculaire (myocytes ventriculaires) complexe QRS élargi, supérieur à 0,12 sec, pas d'onde P, avec une onde T modifiée.
- Ectopique (foyer auriculaire) Ceci se traduit par une onde P anormale avant un complexe QRS normal.
- Artificiel (pace maker)

Le rythme est dit régulier lorsque l'espace R-R entre 2 complexes QRS consécutifs reste le même sur tout le tracé ECG. Si l'espace R-R n'est pas constant, le rythme est dit irrégulier. Ceci arrive en de nombreuses circonstances :

- arythmie respiratoire
- extrasystoles
- arythmie complète par fibrillation auriculaire



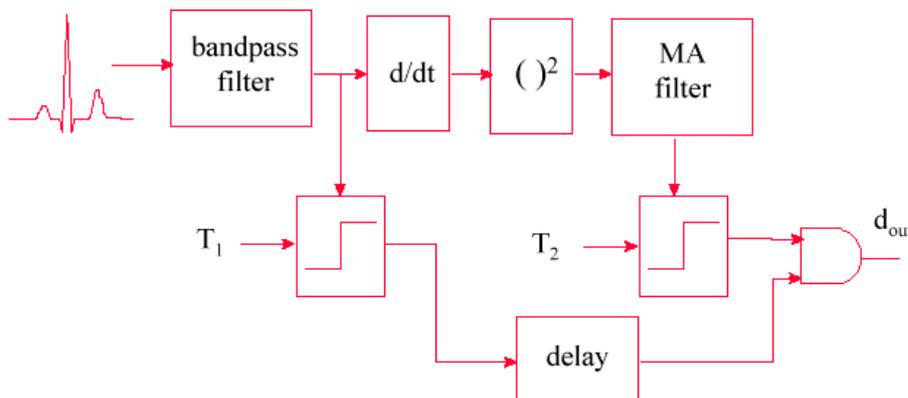
**Fig. 4 :** Arythmie complète par Fibrillation Auriculaire

## 2. Détection des pics R :

- **Non-syntactic QRS Detection (Pan et Tompkins) :**

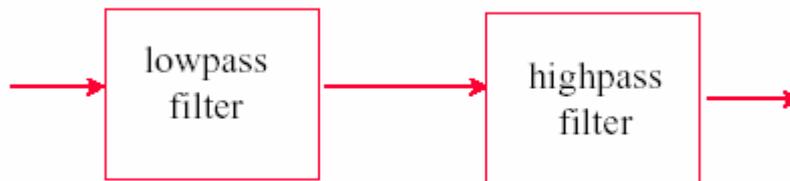
Cette méthode a été présentée par Carlos E. Davila , professeur depuis 1988 au Département de Génie Electrique à Southern Methodist University de Dallas (Texas), dans un de ces cours d'Instrumentation Biomédicale (EE 5345) [1]. Lui-même a basé son cours sur un article de **J. Pan et W. J. Tompkins**, traitant de la détection des complexes QRS [2]. Cet article, publié dans le *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, est également accessible sur Internet.

Cette méthode, relativement simple, est basée sur les principales caractéristiques des complexes QRS pour réaliser leur détection (fig. 5).



**Fig. 5 :** Algorithme de détection des pics R de la méthode Pan et Tompkins

Le signal sortant des amplificateurs est filtré par un **filtre passe-bas**, puis un **filtre passe-haut**, présentant les fonctions de transfert suivantes (fig. 6) :



Filtre Passe-Bas :

$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2}$$

$$\Rightarrow y[n] = -y[n-1] - x[n] + 32x[n-16] + x[n-32]$$

Filtre Passe-Haut :

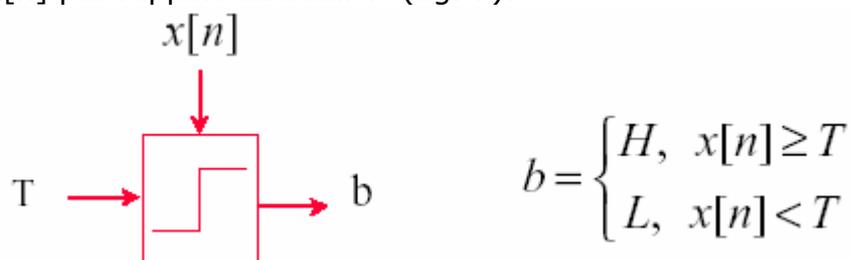
$$H(z) = \frac{(-1 + 32z^{-16} + z^{-32})^2}{(1 - z^{-1})^2}$$

$$\Rightarrow y[n] = 2y[n-1] - y[n-2] + x[n] - 2x[n-6] + x[n-12]$$

**Fig. 6 :** Fonctions de transfert des filtres passe-bas et passe-haut

Le signal ainsi obtenu à la sortie de ces deux filtres subit d'une part un **seuillage direct**, et d'autre part un **seuillage indirect**, après **dérivation, élévation au carré et application d'un filtre à Réponse Impulsionnelle Finie (RIF)** – ou Moving Average filter (MA filter). (cf fig. 5)

Chaque seuillage est réalisé à l'aide d'un **comparateur**, renvoyant un signal TTL b, c'est-à-dire un signal logique 0 ou 1 (High or Low) selon le niveau de l'entrée  $x[n]$  par rapport au seuil T (fig. 7).



**Fig. 7 :** Obtention d'un signal "tout ou rien" b par application d'un seuil T au signal  $x[n]$

Un **retardateur (delay)** permet de compenser le retard du au traitement (dérivation, carré...), et ainsi de resynchroniser les deux signaux logiques (seuillages  $T_1$  et  $T_2$ ).

Le **MA filter** correspond à un filtre dont la sortie peut s'écrire :

$$y[n] = \frac{1}{N_w} (x[n - (N_w - 1)] + x[n - (N_w - 2)] + \dots + x[n])$$

où  $N_w$  représente la longueur du moyennage.

On obtient ainsi en sortie un **signal TTL** qui renvoie un '1' lorsqu'un pic est détecté, et vaut 0 sinon (fig. 8).



**Fig. 8 :**  
 - En haut, signal ECG  
 - En bas, détection des battements cardiaques

### Règles de détection :

- Les seuils  $T_1$  et  $T_2$  sont ajustés de battements en battements dans le but de compenser les évolutions d'amplitude des pics R.
- Lorsqu'un pic R n'est pas détecté après un intervalle de temps défini, l'algorithme traite à nouveau le signal en revenant à la détection précédente, en appliquant un seuil plus bas.

Cette méthode donne de **bon résultats** [1-2]. Par exemple, l'algorithme de Pan et Tompkins appliqué à une base de données d'arythmies MIT/BIT fournit les résultats suivants :

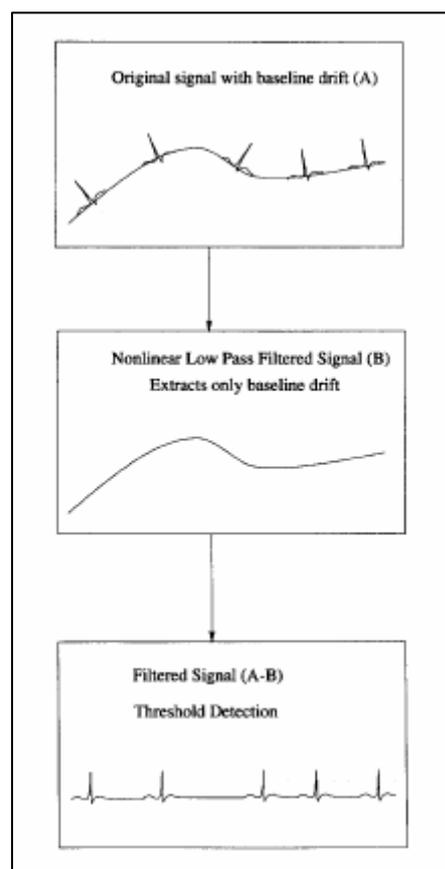
- Taux de faux positifs (détection d'un pic R lorsqu'il n'y en avait pas) : 0.437 %.
- Taux de faux négatifs (non détection lorsqu'un pic était présent) : 0.239 %.

Mais certains sujets présentent un taux important d'échecs de détection. De plus, la méthode n'a pas été testée dans des conditions d'enregistrement difficiles, en ajoutant un bruit aux données par exemple.

- **Nonlinear high pass filter for R-wave detection (Keselbrener, Keselbrener et Akselrod) :**

Un article publié en 1997 par **L. Keselbrener, M. Keselbrener et S. Akselrod** [3] présente une autre méthode, simple et facile à implémenter, pour la détection des pics R sur un signal ECG. Cet article est également disponible sur le site Internet *Pub Med* (cf Annexe 1).

Cette méthode est basée sur la soustraction d'une version filtrée du signal, au signal original. Le principe est de **corriger la ligne de base**, afin de pouvoir appliquer un seuillage fixe.



**Fig. 9** : Organigramme de la procédure de détection des pics R

Les différentes étapes de l'application de cette méthode sur un signal présentant des variations de la ligne de base (A) sont représentées sur la figure 9.

Tout d'abord un **filtre passe-bas** est appliqué au signal ECG : le filtre utilisé est un **filtre médian** non linéaire, avec une fenêtre rectangulaire. On obtient ainsi, après filtrage, un **signal lissé** ne présentant plus aucune trace de pics R (B). En effet, seules les variations très lentes sont conservées (variations du niveau isoélectrique).

On **soustrait ensuite ce signal lissé** (B) au signal original (A), ce qui équivaut à un filtrage passe-haut : le signal résultant de la soustraction présente des pics R non déformés, sans déviation de la ligne de base (niveau isoélectrique constant).

Enfin, une détection par **seuillage simple** est appliquée au signal filtré passe-haut obtenu : un maximum est détecté chaque fois que le signal dépasse une valeur de seuil spécifiée par l'utilisateur. Bien évidemment, des méthodes de détection plus élaborées peuvent également être appliquées, mais un seuillage constant est généralement suffisant.

Les méthodes standards de détection par seuillage sur l'ECG non modifié, ou après application d'un filtre linéaire passe-haut, ou bien les méthodes de détection par dérivation et seuillage, sont souvent appliquées. Elles sont assez précises dans les cas les plus simples, comme dans le cas des expériences courtes et de signaux ECG stationnaires. Cependant, l'application d'un filtre passe-haut modifie le signal ECG et par conséquent altère les instants d'apparition des pics R : le calcul des intervalles R-R est donc faussé.

De plus, dans le cas de signaux ECG non-stationnaires, le signal ECG peut présenter des changements à la fois de l'amplitude des pics R et du niveau isoélectrique. La détection par simple seuillage est alors rendue impossible. Les méthodes compliquées et fastidieuses utilisées pour tenter de résoudre ces problèmes, peuvent tout de même échouer lorsque les variations de la ligne de base déforment le signal.

L'avantage de la méthode de soustraction du signal lissé par application d'un filtre médian est qu'elle crée un filtre passe-bas non linéaire capable de supprimer ces variations de la ligne de base, sans pour autant déformer les pics R. En effet, le signal soustrait au signal original est une version filtrée passe-bas ne présentant aucune trace de complexes QRS ; le signal obtenu après soustraction ne présentera donc pas de distorsion dans la détection des intervalles R-R.

De plus, elle permet d'utiliser ensuite une détection par simple seuillage. Enfin, cette méthode permet une détection précise des pics R, même dans le cas de signaux ECG complètement non stationnaires.

Les **résultats** obtenus avec cette méthode sont **très satisfaisants** [3]. La détection des instants d'apparition des pics R est réalisée avec une grande précision. La méthode a été testée sur des signaux simulés et des signaux réels. Les signaux simulés permettent de chiffrer la précision de la détection, par comparaison avec les instants exacts d'apparition des pics.

Dans le cas de **signaux simulés**, la détection des pics R est quasi-parfaite. La précision est exprimée en erreur de détection (en secondes) : soit en erreur de détection totale  $E_t$  (somme des erreurs de détection en valeur absolue, réalisée sur des signaux d'une longueur de 300 sec), soit en erreur moyenne  $E_m$  (erreur totale divisée par la longueur du signal). Voici les valeurs fournies par l'article :

- variations de la ligne de base uniquement :

$$E_t = 2.2 \times 10^{-5} \text{ s et } E_m = 7.4 \times 10^{-8} \text{ s.}$$

- modification de la forme des complexes, en plus des variations de la ligne de base :  $E_t = 3 \times 10^{-6} \text{ s et } E_m = 1 \times 10^{-8} \text{ s.}$

Dans le cas de **signaux réels** expérimentaux, la détection des pics se déroule avec succès, même lors de variations très importantes de la ligne de base.

D'après l'article de Keselbrener et Akselrod, cette méthode peut donc s'utiliser pour la détection des pics R sur n'importe quel signal, et n'engendre que très peu d'erreurs.

### **3. Détection de la respiration :**

Le rythme respiratoire est lié au mouvement respiratoire effectué par le mammifère pour faire pénétrer l'O<sub>2</sub> dans son système respiratoire (les poumons) et en expulser le gaz de rejet : le CO<sub>2</sub>. On distingue deux mouvements : l'**inspiration**, gonflement de la cage thoracique lors de la **pénétration de l'O<sub>2</sub>**, et l'**expiration**, rétraction de la cage thoracique pour **l'expulsion du CO<sub>2</sub>**.

La fréquence cardiaque et la fréquence respiratoire sont intimement liées, puisque la fréquence d'apport d'O<sub>2</sub> va conditionner le travail du cœur. Il semble donc pertinent de mettre ces fréquences en parallèle pour la précision diagnostique de pathologies cardiaques.

Dans le cadre de notre projet, nous cherchons à représenter l'évolution de la fréquence respiratoire. Celle-ci est détectée par la **variation de l'amplitude des pics R**. En effet, à chaque inspiration, la cage thoracique s'élargit : les électrodes s'éloignent donc du cœur et l'amplitude des ondes recueillies diminue. Alors qu'à l'expiration les électrodes sont plus proches du cœur et les amplitudes recueillies sont donc plus importantes.

Le rythme respiratoire fait partie des paramètres vitaux et peut aider à déceler une situation anormale. Pour le mesurer, il suffit de compter le nombre de soulèvements du thorax pendant une minute : c'est le **nombre de cycles respiratoires par unité de temps**. Pour la moyenne des sujets adultes et dans des conditions ambiantes normales, la fréquence respiratoire au repos est d'environ **15 mouvements par minute**.

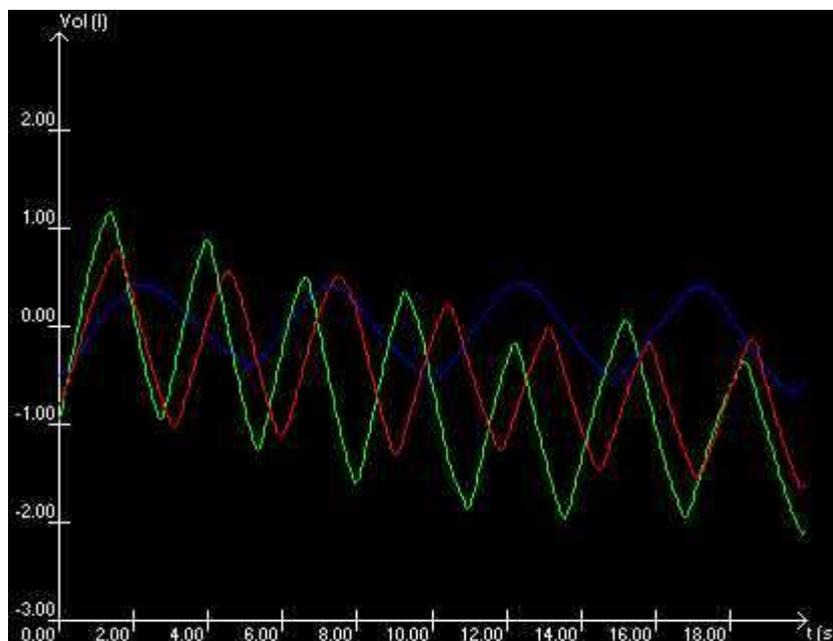
L'augmentation de la fréquence respiratoire, de même que l'augmentation de la fréquence cardiaque, constitue une réponse normale de l'organisme à l'effort et à l'accroissement de ses besoins en oxygène. Cette fréquence respiratoire diminue avec l'âge : 50 mvts/min chez le nouveau-né, 25 mvts/min à 6 ans, 20 mvts/min à 12 ans et 15 mvts/min à l'âge adulte.

L'augmentation de la fréquence respiratoire en dehors de l'exercice physique peut avoir une cause pathologique: l'asthme, où l'on observe une inversion de la durée inspiration-expiration en est un exemple. Il existe également un «asthme d'effort» susceptible d'apparaître dans certaines conditions de travail physique.

La fréquence respiratoire est habituellement déterminée par des expériences de **spirométrie**, déterminant le **débit ventilatoire**. On représente alors les courbes de débit ventilatoire en fonction du temps et on apprécie à partir de cette courbe la fréquence respiratoire.

Le rythme respiratoire peut aussi être apprécié par des **capteurs de pression** situés sur le ventre ou le thorax, détectant les pressions successives. Les capteurs peuvent être remplacés par des **jauges de contrainte** dont on appréciera alors les étirements successifs.

Un exemple des courbes obtenues en spirométrie est représenté sur la figure 10 :



**Fig. 10** : Exemple de courbe de débit ventilatoire

## **II – MATERIELS ET METHODES**

Ce chapitre présentera successivement les matériels utilisés et les méthodes appliquées pour mener à bien notre projet. L'interface HPVee mise en place pour traiter les signaux ECG est fournie en annexe (**Annexe 2**).

### **1. Acquisition du signal analogique :**

- ***Electrodes, choix et position :***

Pour le recueil du signal analogique nous avons le choix entre des électrodes autocollantes à usage unique, ou bien des électrodes de Beckman réutilisables. Après essai des deux types d'électrodes, nous avons préféré utiliser les **électrodes autocollantes**, plus simples à utiliser. En effet, contrairement aux électrodes Beckman qui nécessitent l'ajout d'une collerette autocollante et de gel conducteur, les électrodes jetables sont prêtes à l'emploi. De plus, la qualité des signaux acquis à l'aide de ces électrodes s'avérait très satisfaisante.

La pose de toute électrode nécessite une **préparation de la peau** afin de réduire l'impédance naturelle de celle-ci. Il faut tout d'abord l'abriter en frottant avec un gel d'argile, pour éliminer les cellules mortes. Puis un dégraissage, à l'aide d'une solution d'Ether Alcool Acétone, permet d'éliminer la couche de sécrétion protectrice de la peau (ainsi que les grains d'abrasif).

L'avantage des électrodes jetables réside dans le fait qu'elles sont **prêtes à l'emploi**. Elles sont constituées d'un fil de cuivre relié au corps de l'électrode jusqu'à la plaque métallique centrale. Celle-ci est recouverte d'une mousse imbibée de gel conducteur, qui réalise ainsi l'interface entre le métal et la peau. Autour de la mousse, un adhésif permet le maintien sur la peau.

Pour le recueil de nos ECG nous avons choisi d'utiliser **2 électrodes** placées **à la base et à l'apex du cœur**, afin de recueillir la différence de potentiel entre ces deux points, les plus proches du cœur. Cette position limite le bruit lié aux muscles. L'utilisation d'électrodes à pinces posées aux poignets ou au pied est aussi possible pour recueillir l'ECG mais leur position éloignée du cœur entraîne la présence de parasites. Elles ne sont donc pas pertinentes dans notre contexte.

Nous n'avons utilisé que deux électrodes, ce qui signifie que nous avons mesuré une seule dérivation. Cela suffit pour recueillir le tracé électrique du cœur et l'évolution dans le temps de la différence de potentiel existant entre ces deux points. A chaque expérience, nous avons replacé les électrodes au même endroit, afin d'obtenir des tracés identiques.

- **Amplification et filtrage analogique :**

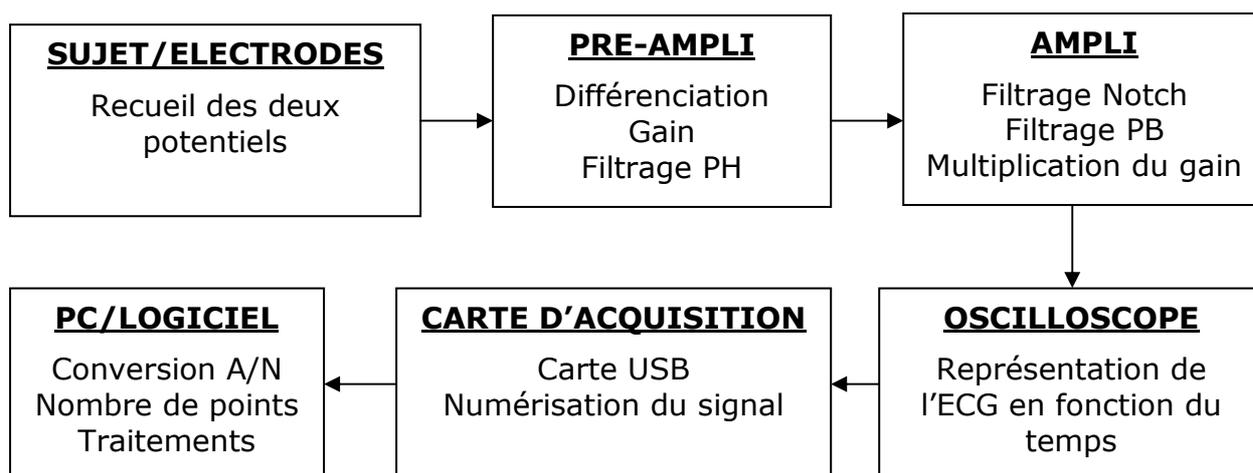
Une fois les électrodes posées, le sujet peut être connecté au système. Il est directement relié au **pré-amplificateur différentiateur**, qui joue un rôle important dans la réduction du bruit. Il existe deux types de parasites : le myogramme, qui résulte de l'activité électrique des muscles squelettiques, et les parasites induits par les courants environnants. La différenciation elle-même permet l'élimination d'une partie du bruit. On règle à ce niveau le **filtrage passe-haut** et le **gain d'amplification**. Celui-ci peut ensuite être amplifié au niveau de **l'amplificateur (RAC)**, où l'on règle aussi le **filtrage passe-bas** et l'utilisation du filtre total NOTCH éliminant le bruit lié au courant 50Hz/220V en Europe.

L'amplificateur utilisé dans notre cas est isolé pour assurer la protection électrique du sujet. Cela nous permet de ne pas poser une électrode de Terre supplémentaire. L'amplificateur possède une grande impédance d'entrée adaptée à la faible amplitude des signaux physiologiques recueillis.

Suite à nos expériences, nous avons fixé notre filtrage **PH à 3Hz**, notre filtrage **PB à 50Hz** et notre **gain à 100**. Nous avons également actionner le **filtre Notch**. Il est préférable de recueillir le signal analogique sur une bande passante relativement large, pour éviter une perte d'informations, et de performer le filtrage en numérique si nécessaire.

L'amplificateur est lui-même relié à **l'oscilloscope** qui nous permet d'apprécier notre signal en temps réel et d'optimiser le réglage, ainsi qu'à la **carte d'acquisition USB** numérisant le signal avant la connexion à l'ordinateur.

Le recueil optimal du signal est effectué quand le sujet est en position stable et immobile, afin d'éviter le décollement et le mouvement des électrodes.



**Fig. 11** : Synoptique de la chaîne d'acquisition

## **2. Le signal numérique :**

La numérisation du signal est commandée par le logiciel HPVee à partir duquel on définit la **fréquence d'échantillonnage**, par le glyph *A/D Config*, et le **nombre de points** (et donc la durée) de l'acquisition via *Get Data Panel*.

Un des objectifs de notre projet était de calculer et tracer la courbe d'évolution des intervalles RR. **Nous avons choisi de calculer la fréquence cardiaque en quasi temps réel.**

Pour cela, il nous fallait acquérir les signaux quasiment en temps réel. Le logiciel HPVee, lors d'une acquisition sur  $w$  points, ne réalise les traitements qu'une fois l'acquisition de ces  $w$  points réalisée (pas de traitement en temps réel possible). Pour que les traitements soient réalisés souvent, comme en temps réel, il nous fallait donc régler l'acquisition sur un nombre de points limités. Ainsi, l'acquisition relativement rapide permet le calcul régulier de la fréquence cardiaque.

Cependant, le nombre de points devait être suffisant pour permettre le calcul des intervalles RR, c'est-à-dire que chaque acquisition devait contenir au moins deux pics R. Nous avons donc estimé le nombre de points par acquisition, en fonction des valeurs minimales et maximales de fréquence cardiaque.

Sachant que la fréquence cardiaque est comprise entre 50 et 90 battements par minutes, nous avons calculé les valeurs minimales et maximales d'un intervalle RR :

Pour 50 batt/min :  $60/50 = 1.2$  sec

Pour 90 batt/min :  $60/90 = 0.7$  sec

Pour recueillir au moins deux pics R, il nous fallait donc choisir un temps d'acquisition supérieur ou égal à 1.2 sec. Afin d'être certain que cette condition soit respectée, et après quelques essais, nous avons décidé de recueillir le signal sur **1.6 secondes**. Notre signal étant échantillonné à **1000Hz**, l'acquisition a donc été fixée à **1600 points**.

Afin de recueillir nos signaux en continu nous avons implémenté une boucle infinie, via le glyph *Until Break*.

### **3. Détection des pics R :**

- **Choix de la méthode :**

Nous avons choisi d'utiliser la **méthode de Keselbrener, Keselbrener et Akselrod**, qui nous a semblé plus simple à réaliser et plus fiable.

En effet, cette méthode est extrêmement **simple à implémenter** sous HPVee : une boîte nous permet de réaliser le filtrage passe-bas médian, et une autre réalise la soustraction entre le signal original et le signal filtré passe-bas. Un **simple seuillage** est ensuite réalisé à l'aide d'un script Matlab pour détecter les pics R sur le signal résultat, présentant une ligne de base constante (nulle) et des complexes QRS sans déformation.

De plus, cette méthode semble beaucoup **plus précise** dans la détection des instants correspondants aux différents pics R. Or la précision temporelle est importante dans notre projet puisque nous devons calculer les intervalles R-R au cours du temps. Cette méthode de soustraction d'un signal filtré passe-bas correspond à une technique de filtrage passe-haut indirect. En effet, on obtient bien un signal passe-haut, mais sans **aucune distorsion des complexes QRS**, ni aucun retard.

L'implémentation de cette méthode sous HPVee est présentée dans le paragraphe suivant.

- **Elimination des variations de la ligne de base :**

L'acquisition numérique ne se réalise pas en une seule fois. Comme il a été précisé dans le chapitre précédent, une boucle est générée en reliant la boîte *until break* à la broche de début de séquence de la boîte *Get Data Panel* (réalisant l'acquisition d'un nombre donné de points). L'acquisition du signal ECG est donc réalisée par une **succession d'acquisitions élémentaires** d'un nombre de points fixé (1600 points). A chaque boucle, l'acquisition élémentaire est affichée à l'aide d'un écran *Waveform* (fig. 12).

**Fig. 12:** Signal ECG acquis (1600 points)

Pour chaque acquisition élémentaire, le segment d'ECG est traité afin de réaliser ensuite la détection des pics R. Les traitements expliqués ci-dessous sont donc implémentés sur chaque bouffée d'acquisition, et se répètent donc autant de fois qu'il n'y a de boucles.

**A chaque acquisition**, nous avons donc appliqué la méthode choisie, c'est-à-dire la suppression des variations de la ligne de base par filtrage médian.

Tout d'abord, nous filtrons le signal ECG initial (fig. 12) avec un **filtre médian**, à l'aide d'une boîte *MATLAB Script : MEDIAN* prédéfinie dans HPVee. Nous affichons le signal obtenu à la sortie de ce filtre, afin de vérifier qu'il s'agit bien des variations lentes de la lignes de base, c'est-à-dire d'une version lissée du signal ECG, ne présentant plus aucune trace de complexes QRS (fig. 13).

Ensuite, nous **soustrayons ce signal lissé au signal original**, afin d'obtenir un signal ECG dont la ligne de base ne varie plus et est alignée sur l'axe des abscisses (niveau isoélectrique zéro). Lorsque nous affichons le signal

final, sur lequel nous allons effectuer notre détection de pics R, nous observons qu'il s'agit bien du **signal original corrigé de sa ligne de base** (fig. 14). Ce signal est donc très stable et permet une détection des pics R par un simple seuillage absolu.

**Fig. 13** : Signal ECG lissé (filtré PB médian)

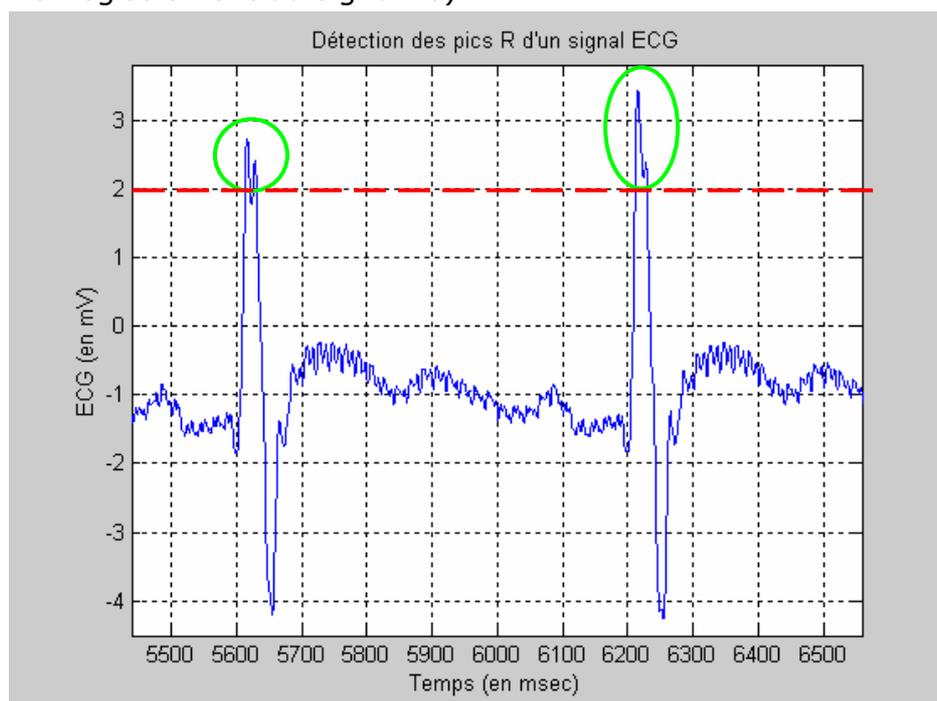
**Fig. 14** : Signal ECG corrigé (niveau isoélectrique zéro)

- **Localisation des pics R (Script Matlab) :**

Pour localiser les pics R, il faut connaître à la fois **l'amplitude du pic**, mais aussi **l'instant d'apparition** de ce pic. La détection des maximums et des instants correspondants a été réalisée à l'aide d'un **Script Matlab** intégré à l'interface HPVee (cf Annexe 3).

Ce script a été **testé sous Matlab**, sur un signal ECG préalablement corrigé sous HPVee des variations de sa ligne de base, et enregistré afin d'être utilisable ultérieurement. Le programme de test (cf Annexe 4) nous a permis de debugger le script, ainsi que de tracer des graphiques, où la position des pics R identifiés tout au long du signal est indiquée à l'aide d'une croix rouge.

La détection des pics est réalisée par **seuillage absolu** sur le signal ECG dont la ligne de base a été corrigée (fig. 15). Pour cela, le script Matlab scrute chaque point du signal et teste si ce point est au-dessus du seuil ou non. Lorsqu'un point vérifie cette condition, tous les points suivants également supérieurs au seuil, sont stockés jusqu'à ce qu'une valeur retourne en-dessous du seuil. Ainsi, à ce stade, le programme a stocké tous les points du pic R situé au dessus du seuil (cercles verts, fig. 15). Il suffit donc de trouver le maximum de cet ensemble de points : l'amplitude du pic R correspond à ce maximum, et l'instant d'apparition du pic correspond à l'indice de la position du maximum dans le vecteur du signal ECG. En effet, puisque le signal a été échantillonné à 1000 Hz, il y a 1000 valeurs par seconde, soit une valeur correspond à une milliseconde : la  $x^{\text{ième}}$  valeur du signal correspond au temps  $t_0+x$  msec (où  $t_0 =$  début de l'enregistrement du signal=0).

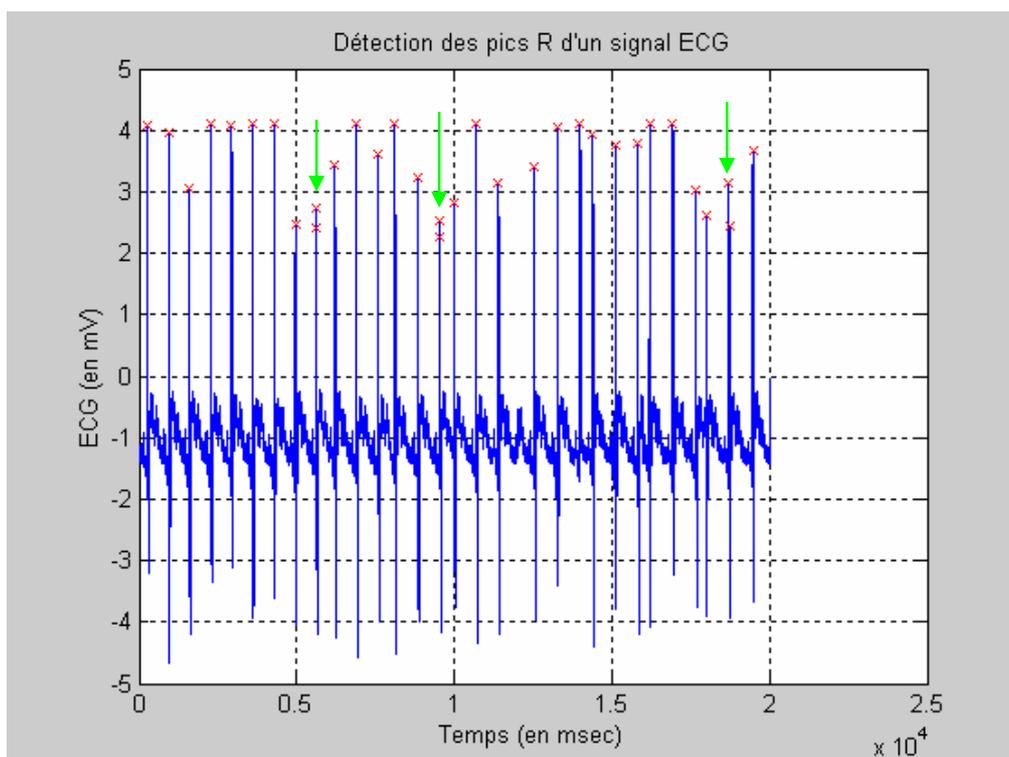


**Fig. 15** : Illustration de la méthode de détection des pics R

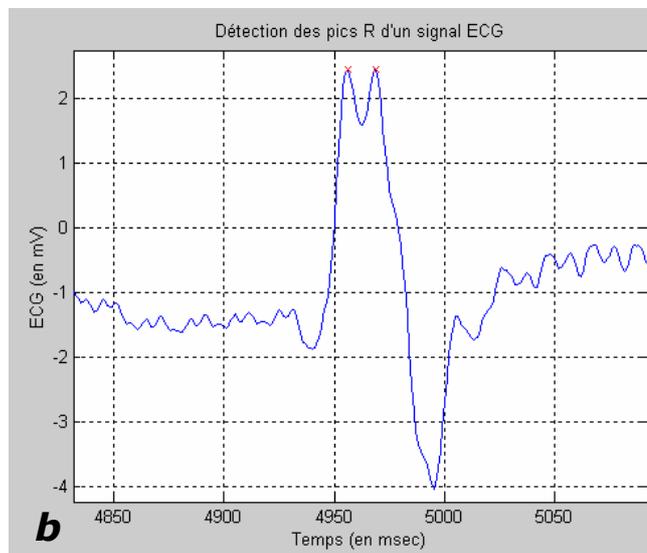
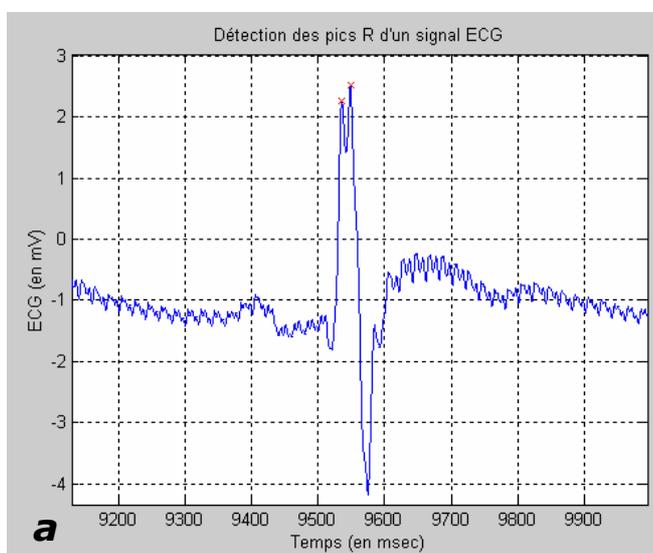
A la fin de la boucle Matlab permettant la détection des pics R, deux vecteurs ont été créés :

- MaxVal qui contient l'amplitude des pics R
- tempsmax qui contient les instants d'apparition correspondant à chaque pic.

Ces vecteurs sont ensuite corrigés, afin de **supprimer des valeurs aberrantes** (fig.16). En effet, nous nous sommes rendues compte que lorsque le signal ECG présente des artéfacts au niveau du pic R, le programme Matlab peut parfois considérer un artéfact comme un pic R. C'est le cas lorsque l'artéfact correspond à un **dédoublé du pic R**, dont la séparation redescend en-dessous du seuil (fig.17).

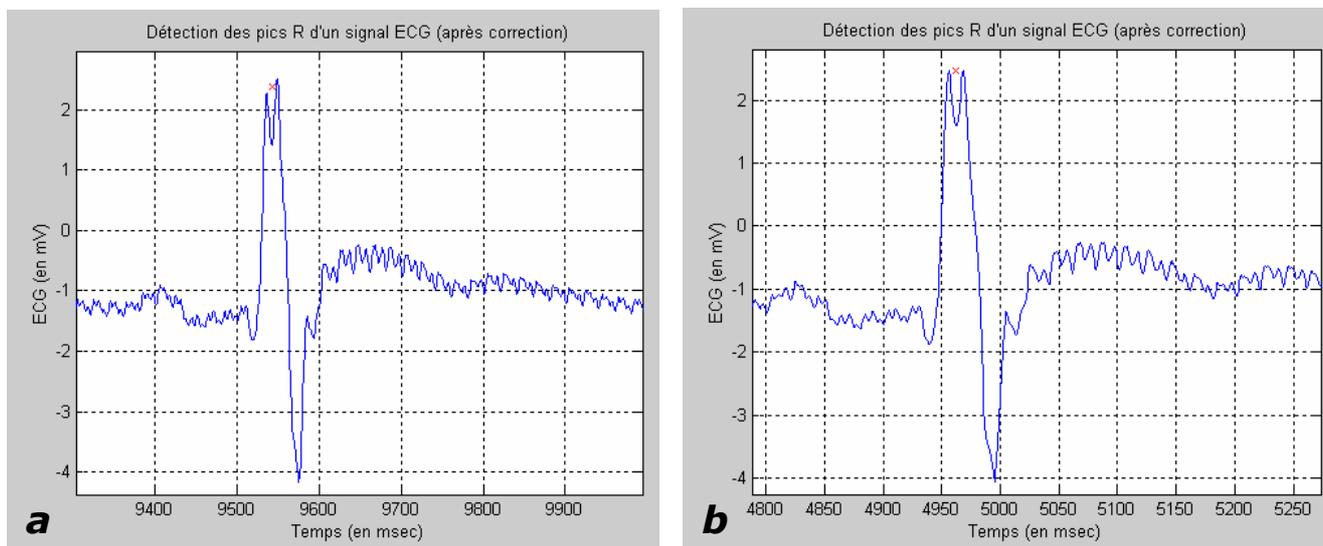


**Fig. 16:** Détections aberrantes en cas de pics dédoublés (artéfacts)



**Fig. 17 a et b:** Détections aberrantes (zoom sur des pics dédoublés)  
**a:** deux maximums de valeurs différentes – **b:** deux maximums égaux

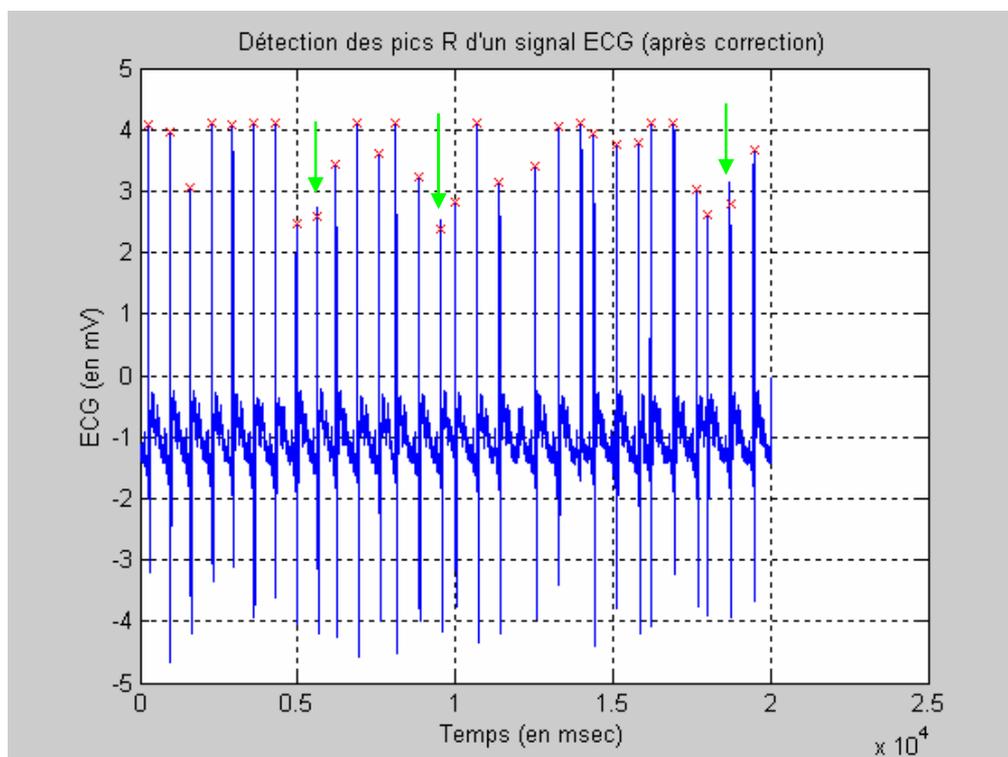
Pour corriger ces erreurs, nous avons imposé un minimum à l'intervalle entre deux positions successives de pics (vecteur tempsmax). Ainsi, lorsque la différence entre deux instants de détection de pics R est inférieure à 0.1 seconde, nous considérons que nous sommes en présence d'un artéfact. Comme il nous est impossible de savoir où se situe réellement le pic R, nous effectuons alors une **moyenne** des instants d'apparition des deux pseudo-pics, ce qui revient à considérer que le pic R se situerait au milieu des deux pseudo-cycles (fig.18 et 19).



**Fig. 18 : Correction des valeurs aberrantes (zoom sur des pics dédoublés)**

**a:** deux maximums de valeurs différentes – **b:** deux maximums égaux

Correction : on considère que le pic R est situé entre les deux « pseudo-cycles ».



**Fig. 19 : Détection après correction des valeurs aberrantes**

## **4. Courbes des intervalles RR et de la respiration :**

- **Calcul des intervalles R-R :**

Une fois la détection terminée et corrigée, les positions des pics R (en sec) sont contenues dans un vecteur. Les intervalles RR peuvent facilement être déduits. Cependant, étant donné que le signal ECG est obtenu par une suite d'acquisitions, en plus des intervalles compris entre deux pics R d'une même acquisition (simples à calculer), il faut aussi calculer les intervalles entre deux acquisitions, comme si l'acquisition était réalisée en continu.

Nous avons hésité à calculer ces intervalles à cheval sur deux acquisitions. En effet, nous nous sommes demandées s'il était pertinent de les évaluer, malgré la perte de temps existant entre deux acquisition, due au temps d'acquisition et de traitement de notre interface HPVee.

Nous avons considéré que la perte était négligeable : en effet, le choix d'un nombre limité de points permet une acquisition courte, et la méthode choisie (filtrage médian et soustraction) est rapide.

De plus, il est préférable de ne pas négliger les intervalles RR inter-acquisitions, afin d'obtenir une meilleure précision de la courbe des intervalles RR. En effet, puisqu'une acquisition contient généralement 2 à 3 pics, cela reviendrait à négliger un intervalle sur deux ou sur trois, ce qui n'est pas acceptable.

Pour calculer les **intervalles RR au sein d'une acquisition**, il suffit donc de soustraire la position d'un pic R, à la position du pic R suivant. Cette opération se réalise aisément avec une boucle parcourant le vecteur de position des pics.

Pour calculer les **intervalles RR situés entre deux acquisitions**, le premier fragment d'intervalle (après le dernier pic de l'acquisition) doit être conservé à l'acquisition suivante, afin d'être ajouté au deuxième fragment (avant le premier pic de l'acquisition suivante). Pour cela, le premier fragment en sortie du script Matlab est attribué à une des entrées, par l'intermédiaire d'une boîte *Junction* permettant de réinitialiser l'entrée à chaque boucle (cf Annexe 2). Ce fragment est ensuite ajouté au deuxième fragment au sein du code Matlab.

- **Obtention de la courbe d'évolution de la respiration :**

La courbe respiratoire est évaluée par l'évolution de **l'amplitudes des pics R**, puisque la ligne de base est à zéro (correction). Après la détection des pics et correction des erreurs, les amplitudes et leurs positions sont contenues dans deux vecteurs. Il suffit, pour tracer la courbe de la respiration, de tracer les amplitudes en fonction de leur position respective, ce qui correspond à tracer l'enveloppe formée par les pics R.

- **Affichage et enregistrement des résultats**

Les résultats sont à la fois affichés sur un **écran numérique** (*logging alphanumeric*), tracés sur des **graphiques** construits au fur et à mesure des acquisitions (écran *Strip Chart*), et **enregistrés** dans un fichier afin d'être éventuellement réutilisés. Les résultats sont présentés dans le chapitre suivant.

## **III – RESULTATS**

### **1. Statistique de détection des pics :**

Pour estimer la pertinence de notre méthode, nous avons estimé la précision de détection des pics R. Nous avons pour cela **testé notre script sous Matlab**, sur un signal préalablement corrigé des variations de la ligne de base, et enregistré lors d'une séance de TP. Comme il a déjà été expliqué précédemment, nous avons tracé des graphiques sous Matlab, pour différents signaux et de longueur variable. Les pics détectés sont indiqués sur ces graphes, ce qui nous permet de vérifier l'exactitude de notre méthode.

Les tests réalisés ont montré que tous les pics sont détectés et que les artefacts de dédoublement sont exclus (correction de la détection, expliquée dans le chapitre II-3-Localisation des pics R). Ces résultats ont été obtenus sous certaines conditions, présentées ci-dessous.

D'une part, les signaux utilisés pour réaliser les tests avaient été sélectionnés parmi les signaux les plus pertinents. Ainsi ces signaux correspondent à des conditions d'acquisition optimales : patient debout ou assis, immobile, silencieux (le sujet ne doit pas parler).

En effet, lorsque le patient bouge, le contact des électrodes est perturbé : le signal obtenu est aberrant et n'a plus la forme d'un ECG. Les électrodes utilisées n'ont pas une fixation suffisante pour être utilisées sur un sujet en mouvement, et la quantité de gel conducteur est trop faible pour amortir les chocs. De plus, si le patient parle, cela produit des artefacts sur le signal ECG : le signal n'est donc pas pertinent pour notre étude.

La sélection des signaux a donc permis de conserver uniquement les signaux corrects, qui étaient utilisables pour évaluer notre méthode.

D'autre part, le seuil a été fixé de manière arbitraire par appréciation préalable des amplitudes de pics de l'ECG analogique du sujet considéré. Nous savons que lorsque les électrodes sont placées sur la même droite de dérivation, l'amplitude du pic R reste sensiblement identique d'une expérience à une autre, pour un même individu. Par contre, des différences inter-individus peuvent exister. Il est donc nécessaire de vérifier la cohérence du seuil pour chaque patient. Cependant, la méthode doit normalement fonctionner pour tout individu qui réaliserait notre test, dès que le seuil a été fixé de manière correcte. Un seuil de 2 mV a permis la détection sur l'ECG de Claire comme celui de Florence, on peut donc penser qu'il fonctionnerait aussi pour d'autres patients.

Notre méthode semble donc très efficace, dans les conditions particulières d'un sujet au repos (sans mouvement, sans parole) et de fixation correcte du seuil. Nous pouvons donc apprécier notre **méthode de détection de pics comme efficace à 100%**.

Bien entendu, nous n'avons pas pu réaliser de tests sur un nombre de signaux très important, ni pour de nombreux sujets, c'est pourquoi il s'agit d'une estimation approximative plus qu'une valeur statistique.

Nous évoquerons les éventuelles limites dans le chapitre Limites et Optimisation.

## **2. Calcul de la fréquence cardiaque :**

Le calcul de la fréquence cardiaque dépend de notre script Matlab et donc des mêmes conditions d'examen : sujet au repos, sans parole. D'après notre fichier de données contenu dans *D:/BM04/GG/freq-card* (voir Annexe 6), les fréquences calculées semblent cohérentes. Elles oscillent entre **74 et 88 battements par minute** pour une large moyenne en ce qui concerne Florence. Nous avons observé que si le sujet ne remplit pas les conditions d'examen, très vite les résultats peuvent devenir aberrants : 150 battements par minute par exemple. Ceci confirme la nécessité de réaliser notre examen dans les conditions précises établies précédemment.

Nous observons cependant que les fréquences cardiaques recueillies ne sont pas régulières : des variations de l'ordre de 10 battements par minute apparaissent parfois entre deux valeurs consécutives. Cela est dû au simple fait que nous les calculons à partir d'un seul intervalle RR (tous les deux pics), et non une moyenne d'intervalles RR sur une minute. Les valeurs n'étant pas moyennées, les variations restent visibles.

De plus, au cours de certaines expériences, des valeurs légèrement à la limite de la norme apparaissent. Dans la majorité des cas, les fréquences étaient comprises dans la norme : entre 50 (sportifs) et 90 (non sportifs) battements/minute. Mais nous observons parfois des valeurs telles que 100 battements/min. Ceci est également dû au fait que nos fréquences sont des fréquences instantanées et non des moyennes. En effet, les valeurs moyennes de fréquence cardiaque fournies dans la littérature ont été calculées sur une minute, en déterminant le nombre de pics par minute. Tandis que notre méthode met en valeur quelques valeurs qui se traduiraient pas au sein d'une moyenne. L'intérêt du calcul en continu de la fréquence cardiaque, comme avec le Holter (enregistrement sur 24 heures), est de détecter des variations brutales du rythme. Notre méthode s'inscrit dans ce principe.

Les valeurs des fréquences cardiaques stockées sont présentées dans l'annexe 6.

## **3. Courbe d'évolution des intervalles R-R :**

Cette courbe est un outil supplémentaire à l'estimation de l'arythmie. Elle représente la durée de chaque intervalle. Elle doit donc être proche d'une droite horizontale pour un sujet au rythme cardiaque parfaitement régulier. Un sujet arythmique présentera des valeurs d'intervalles aberrantes situées hors de la droite de corrélation, tracée à partir de l'écart type des variations d'intervalle pour un sujet sain.

Nous avons tracé la courbe des intervalles RR calculés à l'aide de notre méthode (fig. 20). Les variations de la courbe sont faibles (un autoscale a été réalisé pour effectuer un zoom sur la courbe).

Calculer l'écart type de variations d'intervalle pour notre courbe

**Fig. 20 :** Courbe des intervalles RR (en sec)

#### **4. Courbe d'évolution des amplitudes des pics R :**

Cette courbe est destinée à estimer la fréquence respiratoire. Elle n'est cependant pas très significative. On souhaiterait obtenir une courbe périodique d'une fréquence proche de la fréquence respiratoire (15 mouvements minute), proche des courbes obtenues en spirométrie. Mais la courbe obtenue n'est absolument pas périodique et présente de nombreux plateaux. Il est difficile d'y discerner des pics ou pseudo-période et d'implémenter un script Matlab type seuillage pour en extraire une fréquence. Notre méthode de recueil d'ECG ne semble pas très pertinente pour l'approximation de la fréquence respiratoire. Nous y reviendrons dans le chapitre Limites et Perspectives.

**Fig. 21 :** *Courbe de la respiration*

#### **5. Estimation de la fréquence respiratoire :**

L'estimation de la fréquence respiratoire à partir de la courbe d'évolution de l'amplitude des pics R ne nous a pas parue très évidente. Nous ne l'avons donc pas calculée. Nous y revenons dans le chapitre Limites et Perspectives.

## **CONCLUSION**

Ce travail, par ces multiples aspects : bibliographiques d'une part puis techniques électroniques et informatiques, nous a permis de nous rendre compte du travail d'un ingénieur, et de nous initier à la gestion d'un projet de cette ampleur. Il a fallu d'abord réfléchir sur la problématique du sujet et effectuer une recherche bibliographique avant la mise en place de notre protocole expérimental. Cette recherche nous a été utile aussi bien pour le choix et la pose des électrodes que pour l'implémentation de notre méthode de détection des pics et de construction des courbes. Cette recherche bibliographique nous a guidées pour l'implémentation électrique, la mise en place de la chaîne d'acquisition, et les méthodes de détection de pics R.

Ce projet nous a permis de nous familiariser avec deux logiciels : Hpvée, logiciel d'acquisition et de traitement de signaux biomédicaux, et Matlab, logiciel avec lequel nous avons réalisé notre script de détection de pics.

Ainsi nous avons pu appréhender les différentes étapes nécessaires à la conception et à la mise en place d'un système d'acquisition et de traitement de données biomédicales. Nous avons été confrontées à divers problèmes qui nous ont permis d'avancer et de développer notre méthode afin de mieux répondre au cahier des charges. Ce travail représente donc une première expérience utile pour le projet de fin d'études et une bonne évaluation des problématiques d'un futur ingénieur biomédical.

## **LIMITES ET PERSPECTIVES**

➤ La première et plus grande limite de notre projet découle directement de nos résultats et tient de la difficulté à extraire une estimation de la fréquence respiratoire. La courbe d'amplitude des pics R s'éloigne trop d'une courbe périodique pour qu'on puisse la traiter. On peut cependant apprécier l'effective influence de la respiration sur le rythme cardiaque car les variations d'amplitudes de R sont très nettes au moment de l'inspiration (faibles, car éloignement des électrodes) et de l'expiration (fortes, par rapprochement). La méthode est donc efficace en ce sens uniquement. Ce qui répond aux exigences du cahier des charges. Elle ne l'est pas pour la mesure de la fréquence respiratoire. Il semble, dans ce cas, bien plus pertinent d'apprécier la fréquence respiratoire par les méthodes classiques de jauge de contrainte, de spirométrie ou de pléthysmographe. Celles-ci calculent respectivement l'étirement lié au mouvement du thorax ou de l'abdomen lors de la respiration; l'évolution du débit d'air ventilé par unité de temps; et le débit d'air expulsé en fonction du temps. L'estimation de la fréquence respiratoire à partir uniquement d'un ECG n'est pas pertinente, il vaut donc mieux y associer les méthodes citées.

Par contre, nous pourrions en conditions de respiration forcée obtenir une courbe exploitable pour le calcul de la fréquence respiratoire. Un algorithme du type seuillage et détection du pic, comme pour le calcul de la fréquence cardiaque, nous en permettrait la détermination. Cependant il ne s'agirait pas de la fréquence respiratoire normale, mais forcée; cela n'a donc pas d'intérêt pour notre projet.

➤ La seconde limite de notre méthode est liée aux conditions dans lesquelles elle doit être réalisée. Le sujet doit absolument être au repos et ne pas parler. Sinon, le recueil d'artéfact vient complètement bruite le signal et les fréquences cardiaques calculées sont aberrantes. Cela tient sûrement de la qualité des électrodes, sensibles au mouvement par la faible quantité de gel conducteur en contact sur la peau. Celui-ci joue en effet le rôle d'amortisseur lorsqu'on utilise des électrodes de Beckmann non autocollantes ou des électrodes à pinces sur lesquelles on applique une quantité de gel un peu plus importante. Des expériences de variation du rythme cardiaque en épreuve d'effort sont donc impossibles. Avec notre méthode il faudrait pour cela utiliser d'autres électrodes et implémenter différemment le programme.

➤ Les résultats recueillis par notre méthode ne sont qu'approximations et n'ont pas de valeurs statistiques car ils ne sont le résultat que d'un seul sujet. Il serait pertinent dans un tel projet de tester notre travail sur plusieurs sujets. Les résultats auraient alors un sens statistique, et l'on pourrait optimiser notre système, en tenant compte de certaines variabilité interindividuelle.

➤ Comme déjà évoqué nous avons opté pour une méthode de seuillage absolu à 2 mV par laquelle nous pouvons détecter tous les pics R de tous les individus, dans la mesure où les électrodes sont toujours placées sur la même dérivation (base et apex du cœur). Nous pourrions optimiser notre méthode en

réalisant une automatisation de calcul du seuil en préalable à l'examen de fréquence. Cela permettra de pallier à d'éventuelles variabilités interindividuelles d'amplitude de pics R, ou la variabilité de la pose des électrodes.

➤ Nous aurions pu utiliser une méthode de filtrage adaptatif qui aurait adapté notre paramètre de seuil en fonction de l'amplitude de chacun des pics extraits. Nous avons préféré adopter une méthode de seuillage absolue. Celle-ci permet de détecter tous les pics pour une expérience donnée et un individu car le seuil choisi est assez bas. Elle peut cependant poser d'éventuels problèmes de variabilité interindividuelle, ou de variabilité liée à la position des électrodes. En effet, la valeur de l'amplitude du pic R est très variable selon les dérives, entre 0,1 et 1,5 ou même 4 mV. Cependant, cette méthode de seuillage absolue permet de récupérer tous les pics, même lors de variations importantes d'amplitude. De plus le seuil peut éventuellement être adapté avant le lancement du logiciel, lors d'une appréciation analogique préalable. La seule condition est donc de positionner le plus précisément les électrodes aux deux pics du cœur.

## **REFERENCES**

**[1]** C. E. Davila, Instrumentation biomedical Course EE5345 lecture 18, [http://engr.smu.edu/~cd/EE5345/lect18\\_spr00.PDF](http://engr.smu.edu/~cd/EE5345/lect18_spr00.PDF), slides 348-356, 2000

**[2]** J. Pan and W. Tompkins, A Real-Time QRS Detection Algorithm, *IEEE Transactions on Biomed. Eng.*, vol. 32, pp. 230-236, March 1985.

Cet article est également disponible sur Internet à l'adresse suivante :  
[http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins\\_willis/Pan.pdf](http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins_willis/Pan.pdf)

**[3]** L. Keselbrener, M. Keselbrener and S. Akselrod, Non-linear high pass for R-wave detection in ECG signal, *Med. Eng. Phys.*, vol. 19, N°5, pp. 481-484, 1997.

Cet article est également disponible sur Internet à l'adresse suivante :  
[http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins\\_willis/Pan.pdf](http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins_willis/Pan.pdf)  
Il figure également en Annexe 1.

# **ANNEXES**

## **ANNEXE 1**

**ARTICLE DE  
J. Pan and W. Tompkins :**

***A Real-Time QRS Detection Algorithm***  
**[2]**

Disponible sur Internet à l'adresse suivante:

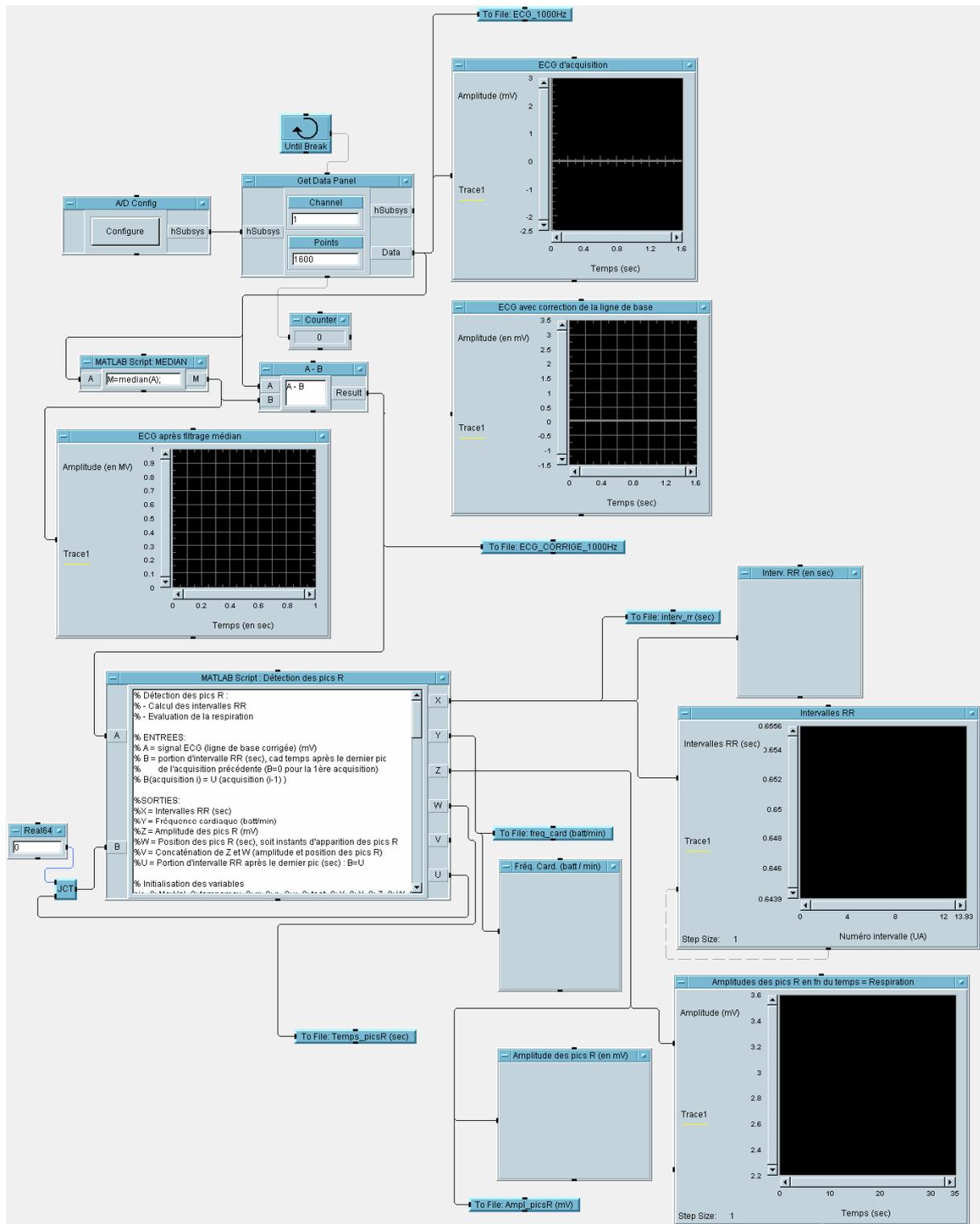
[http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins\\_willis/Pan.pdf](http://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins_willis/Pan.pdf)





## ANNEXE 2

### IMPLEMENTATION DE NOTRE INTERFACE HPVÉE



## ANNEXE 3 :

### SCRIPT MATLAB INTEGRE A L'INTERFACE HPVEE

```

MATLAB Script : Détection des pics R

% Détection des pics R :
% - Calcul des intervalles RR
% - Evaluation de la respiration

% ENTREES:
% A = signal ECG (ligne de base corrigée) (mV)
% B = portion d'intervalle RR (sec), cad temps après le dernier pic
%   de l'acquisition précédente (B=0 pour la 1ère acquisition)
% B(acquisition i) = U (acquisition (i-1))

% SORTIES:
% X = Intervalles RR (sec)
% Y = Fréquence cardiaque (batt/min)
% Z = Amplitude des pics R (mV)
% W = Position des pics R (sec), soit instants d'apparition des pics R
% V = Concaténation de Z et W (amplitude et position des pics R)
% U = Portion d'intervalle RR après le dernier pic (sec) : B=U

% Initialisation des variables
pic=0; MaxVal=0; tempsmax=0; rr=0; n=0; x=0; test=0; X=0; Y=0; Z=0; W=0; V=0; U=0;

% Seuil à fixer par l'utilisateur
seuil=2;

% Détection des pics R
% - utilisation d'un seuil fixe à fixer par l'utilisateur
% - à chaque ensemble de données supérieures à ce seuil correspond un seul pic R

j=1;
for i=1:length(A)
% Stockage de cet ensemble de données
if A(i)>seuil
    test=test+1;
    pic(test,1)=A(i);
    pic(test,2)=i/1000;
end
% Dès que l'on repasse en dessous du seuil (fin de l'ensemble de données :
% on stocke l'amplitude du pic R (maximum) et le temps correspondant (indice)
if ( A(i)<seuil) & (test~=0) )
    test=0;
    MaxVal(j)=max(pic(:,1));
    x=find(pic(:,1)==MaxVal(j));
    tempsmax(j)=pic(x(1),2);
    j=j+1;
    pic=0;
end
end

% Correction des erreurs éventuelles, dans le cas d'artéfacts qui dédoublent le pic R
% Lorsque le programme a détecté deux maximum trop rapprochés pour qu'ils puissent s'agir de 2 pics R
% (physiologiquement impossible) : on considère que le pic R se situe entre les deux maximums détectés.

j=1;
i=1;
while i<=( length(tempsmax)-1 )
    if ( tempsmax(i+1)-tempsmax(i)>0.1 ) % Cas où la détection correspond bien à un pic
        W(j)=tempsmax(i);
        Z(j)=MaxVal(i);
        j=j+1;
        i=i+1;
    else % Cas où la détection a considéré un artéfact comme un pic
        W(j)=(tempsmax(i+1)+tempsmax(i))/2;
        Z(j)=(MaxVal(i+1)+MaxVal(i))/2;
        j=j+1;
        i=i+2;
    end
end
W(length(W)+1)=tempsmax(length(tempsmax));
Z(length(Z)+1)=MaxVal(length(MaxVal))

% Calcul des intervalles RR (en sec)

if B==0 % Cas de la 1ere acquisition : calcul des RR uniquement entre les pics de cette acquisition
    for i=1:(length(W)-1)
        rr(i)=W(i+1)-W(i);
    end
else % Cas des acquisitions suivantes : calcul des RR également entre le dernier pic de l'acquisition
    rr(1)=W(1)+B; % précédente et le premier pic de l'acquisition concernée
    for i=2:length(W)
        rr(i)=W(i)-W(i-1);
    end
end

X=rr;
% Calcul de la fréquence cardiaque (en battements/min)
Y=1*60./X
% Calcul de la tranche de temps après le dernier pic de l'acquisition considérée
U=length(A)/1000-W(length(W));
% Concaténation dans un vecteur des valeurs d'amplitude (mV) et de position (sec) des pics R
V=[Z W];
    
```

## ANNEXE 4

### PROGRAMME DE TEST SOUS MATLAB

```
%Programme de test sous Matlab
% Vérification de la détection des pics R

B=0;
%load(vecteurECGClair3);
A=vecteurECGClair3;

pic=0; MaxVal=0; tempsmax=0; rr=0;
n=0; x=0;
X=0; Y=0; Z=0; W=0; V=0; U=0;

seuil=2;

j=1;
for i=1:length(A)
    if ( A(i)>seuil )
        test=test+1;
        pic(test,1)=A(i);
        pic(test,2)=i/1000;
    end
    if ( (A(i)<seuil) & (test~=0) )
        test=0;
        MaxVal(j)=max(pic(:,1));
        x=find( pic(:,1)==MaxVal(j) );
        tempsmax(j)=pic(x(1),2);
        j=j+1;
        pic=0;
    end
end

j=1;
i=1;
while i<=(length(tempsmax)-1)
    if ( (tempsmax(i+1)-tempsmax(i)) >0.1 )
        W(j)=tempsmax(i);
        Z(j)=MaxVal(i);
        j=j+1;
        i=i+1;
    else
        W(j)=(tempsmax(i+1)+tempsmax(i))./2;
        Z(j)=(MaxVal(i+1)+MaxVal(i))./2;
        j=j+1;
        i=i+2;
    end
end
W(length(W)+1)=tempsmax(length(tempsmax));
Z(length(Z)+1)=MaxVal(length(MaxVal));

if (B==0)
    for i=1:(length(W)-1)
        rr(i)=W(i+1)-W(i);
    end
end
```

```
else
    rr(1)=W(1)+B;
    for i=2:length(W)
        rr(i)=W(i)-W(i-1);
    end
end

X=rr;

Y=1*60./rr;

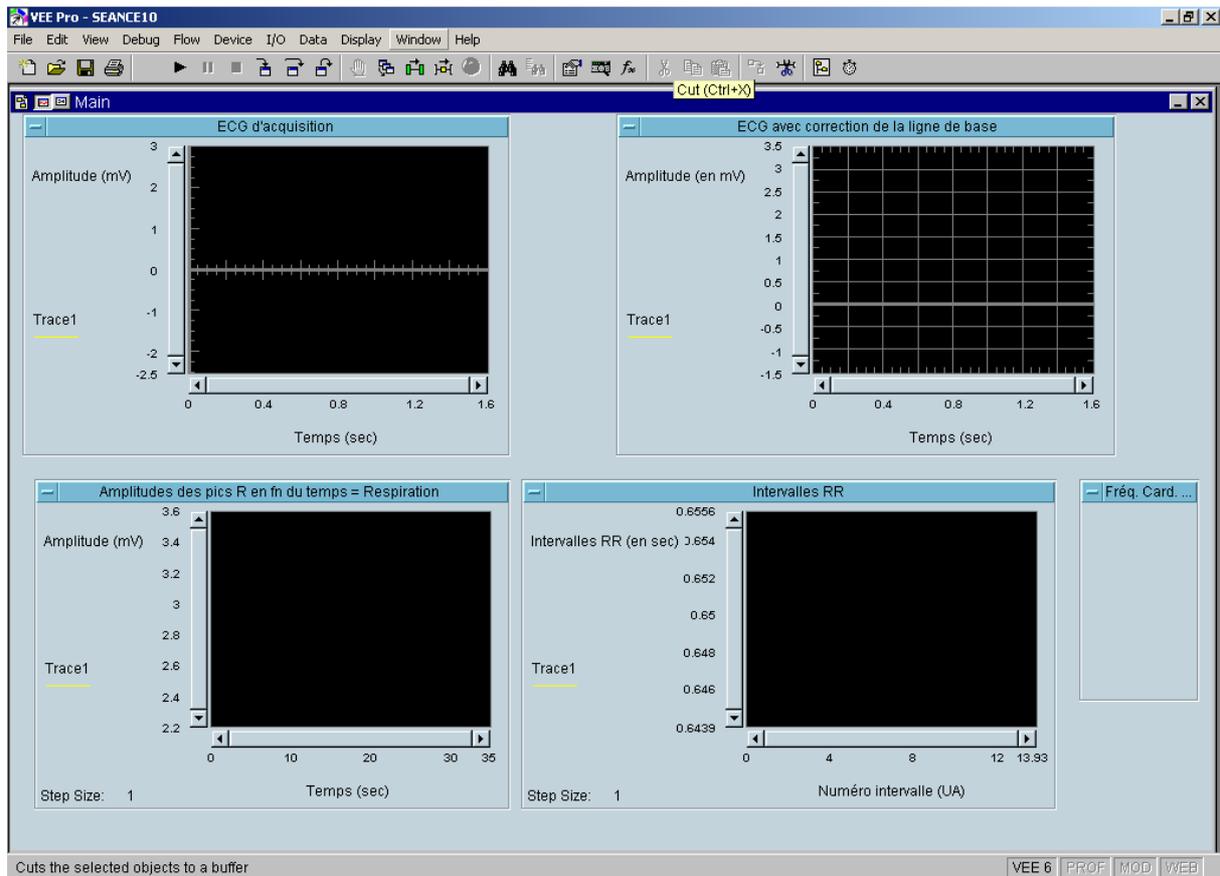
U=length(A)/1000-W(length(W));

V=[Z W];

figure(1), clf
plot(A), hold on, plot(W*1000,Z,'xr')
title('Détection des pics R d'un signal ECG (après correction)');
ylabel('ECG (en mV)');
xlabel('Temps (en msec)');
```

# ANNEXE 5

## INTERFACE COURBES DE SORTIE



## **ANNEXE 6**

### **EXTRACTION DES DONNEES DU FICHIER FREQUENCE CARDIAQUE CALCULEES**

88.36524300441825  
93.75000000000001  
88.23529411764707  
86.70520231213874  
85.47008547008548  
84.98583569405098  
81.19079837618402  
78.94736842105263  
81.08108108108108  
5454.545454545505  
84.62623413258108  
88.23529411764706  
85.83690987124463  
88.23529411764707  
86.83068017366135  
80.10680907877169  
75  
75.75757575757575  
76.23888182973317  
81.85538881309685  
84.86562942008486  
83.33333333333334  
75.0938673341677  
68.18181818181819  
75  
74.99999999999999  
73.17073170731707  
71.42857142857142  
71.51370679380216  
73.17073170731706  
77.02182284980745  
78.94736842105262  
76.92307692307693  
71.42857142857142  
73.17073170731707  
88.23529411764706  
88.23529411764707  
91.04704097116841  
96.7741935483871  
85.71428571428571  
77.02182284980745  
73.17073170731707