

La détection robuste des complexes QRS constitue le préalable à toute analyse du signal ECG multipiste. Ce chapitre présente la méthode développée et utilisée dans le cadre de notre étude. Elle comporte deux étapes : dans un premier temps, on repère les ondes R (ou QS) sur chacune des pistes¹ prises séparément, c'est la *détection monopiste*. Idéalement, les résultats devraient être les mêmes quelle que soit la piste considérée. Néanmoins, divers éléments, dont le niveau de bruit ou la projection du signal, sont à l'origine de différences ; la deuxième étape de la détection des complexes QRS consiste donc à synthétiser ces informations partiellement contradictoires, afin d'obtenir une indexation unique. On appelle cette étape la synthèse multipiste.

I La détection monopiste

Cette partie présente les détails de la première étape : la détection des complexes QRS sur une piste unique.

À première vue, cette détection semblerait pouvoir être effectuée par un simple seuillage du signal (Figure 1), car les ondes R sont en général de plus grande amplitude que les autres. Mais ce n'est pas le cas chez tous les patients : parfois, l'onde T est d'amplitude comparable, ce qui pourrait être une sérieuse cause d'erreur (Figure 2). Une bonne détection des complexes QRS nécessite donc un traitement du signal plus élaboré. Nous présentons ici une méthode de filtrage numérique non linéaire du signal. L'idée générale est d'exploiter non seulement la grande dynamique des ondes R, mais aussi une propriété qui leur est propre : leurs variations rapides.

¹ Les termes *piste* et *voie* seront indifféremment employés dans la suite du mémoire. On parle en effet aussi bien de piste d'enregistrement que de voie d'enregistrement.



Figure 1: Enregistrement ECG, base MIT patient 101



Figure 2: Enregistrement ECG base MIT patient 217. L'onde T est aussi importante en amplitude que le complexe QRS. En revanche, quelque soit le patient, les ondes R varient plus rapidement que les autres.

Ce premier algorithme comprend six étapes. En dehors de la dernière (6-seuillage adaptatif), il est largement inspiré de la technique présentée par Pan J. et Tompkins W.J. [Pan, 1985] ; il se décompose de la manière suivante (Figure 3) :

- 1 – Filtrage passe bande
- 2 – Dérivation
- 3 – Transformation non linéaire
- 4 – Intégration
- 5 – Filtrage passe bas
- 6 – Seuillage adaptatif.

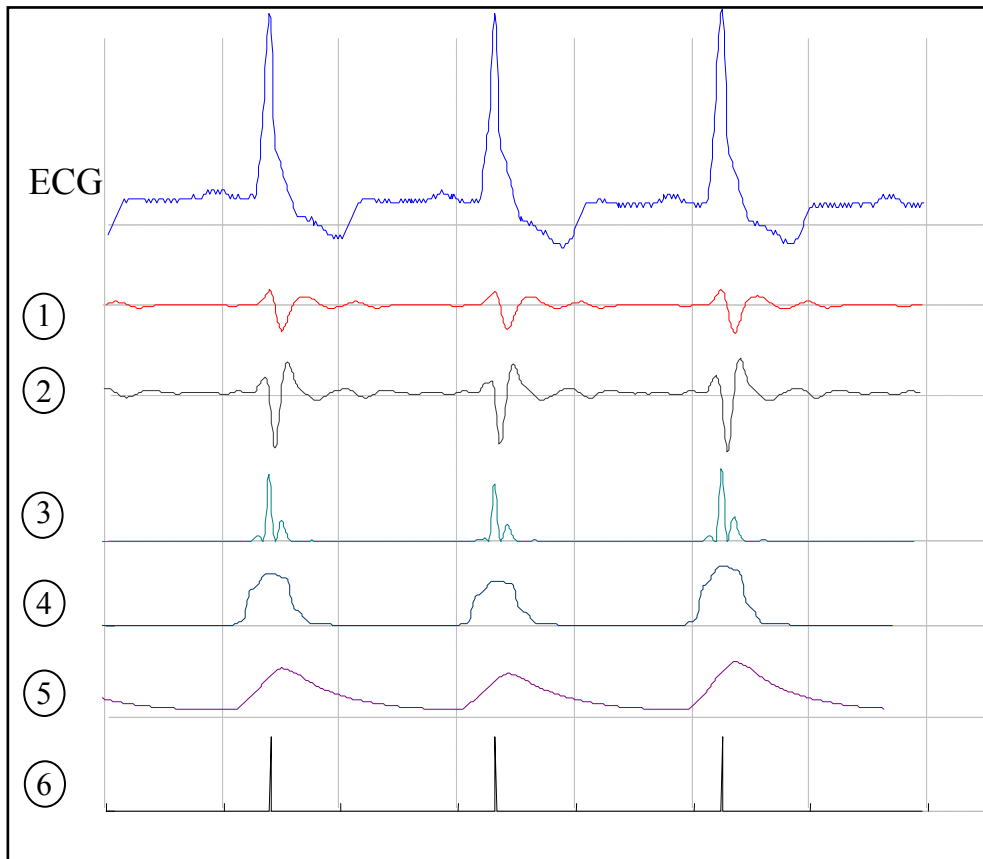


Figure 3: Décomposition des six étapes de l'algorithme :

- 1- *filtrage passe-bande,*
- 2- *dérivation,*
- 3- *transformation non-linéaire,*
- 4- *intégration,*
- 5- *filtrage passe-bas,*
- 6- *détection du maximum.*

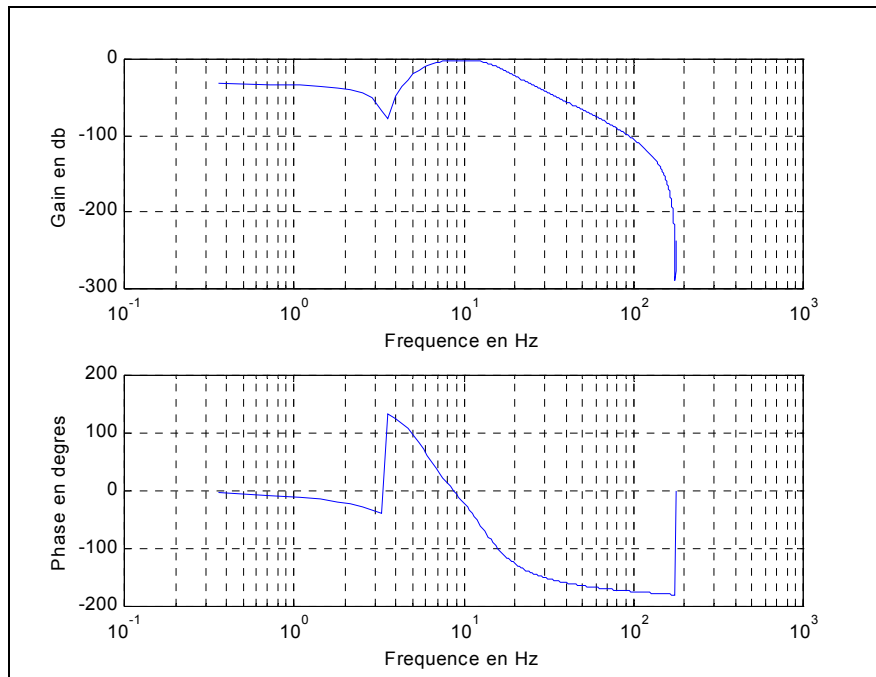
I.1 L'Algorithme

Dans la suite, nous décrivons en détail les six étapes de l'algorithme de la Figure 3. Les valeurs numériques des expressions littérales proposées ici correspondent à un signal échantillonné à 200Hz, mais l'algorithme s'adapte à toutes les fréquences d'échantillonnage.

I.1.1 Filtrage passe-bande (Figure 3-1)

D'après les données physiologiques, les ondes R ont une énergie maximale dans la bande 5-15 Hz [Thakor, 1984]. Il est donc naturel de commencer par un filtrage du signal dans cette bande.

Le filtre utilisé est un filtre numérique récursif de bande passante 5-15 Hz, d'ordre 4 (Figure 4).



**Figure 4: Filtre IIR d'ordre 4 passe bande [5-15 Hz].
Réponse en amplitude et en phase du filtre dont l'équation est (Eq. 1)**

La fonction de transfert en z du filtre est :

$$H = \frac{Y}{X} = \frac{0.020 - 0.040z^{-2} + 0.020z^{-4}}{1 - 3.4390z^{-1} + 4.5302z^{-2} - 2.7382z^{-3} + 0.6413z^{-4}} \quad \text{Eq. 1}$$

où X est l'entrée et Y la sortie.

1.1.2 Dérivation (Figure 3-2)

Le complexe QRS étant bref (entre 0.02 et 0.2 seconde), et de forte amplitude, la dérivé du signal à ce niveau présente des valeurs maximales élevées. On continue donc le traitement du signal par l'application d'un filtre dérivateur numérique, par exemple :

$$H = \frac{Y}{X} = 1 + 2z^{-1} - 2z^{-3} - z^{-4} \quad \text{Eq. 2}$$

1.1.3 Transformation non linéaire (Figure 3-3)

Afin d'accroître le contraste mis en évidence par la dérivation, on élève au carré le signal obtenu, ce qui permet, en outre, d'éliminer le signe et d'assurer la symétrie de détection entre les ondes R et les ondes QS.

1.1.4 Intégration (Figure 3-4)

L'intégration du signal suivi du filtrage passe bas (cf. 1.1.5 Filtrage passe bas) permet d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe. La taille de la fenêtre d'intégration doit être adaptée à la largeur moyenne d'un complexe QRS. Si elle est trop grande, le maximum est décalé en temps par rapport à la position du R (influence de l'onde T) ; si, au contraire, elle est trop petite, on obtient plusieurs pics pour une même onde R. La taille, choisie ici de manière empirique, est de 0.15 seconde [Pan, 1985] ce qui correspond au double de la largeur moyenne d'un complexe QRS.

1.1.5 Filtrage passe bas (Figure 3-5)

Le signal obtenu est filtré passe-bas afin d'enlever le bruit haute fréquence résiduel, et d'obtenir un maximum unique pour chaque complexe.

Le filtre est un filtre récursif d'ordre 1 de fréquence de coupure 1 Hz.

$$H = \frac{Y}{X} = \frac{0.015 + 0.015z^{-1}}{1 - 0.9690z^{-1}} \quad \text{Eq. 3}$$

1.1.6 Seuillage adaptatif (Figure 3-6)

À l'issue du traitement précédent, le signal disponible possède un maximum absolu pour chaque complexe QRS ; il possède en outre d'autres maxima locaux, de plus faible amplitude en général, qui correspondent soit à du bruit, soit aux ondes T. Cette étape consiste donc en une recherche de maxima capable de ne pas prendre en considération les maxima trop faibles qui peuvent correspondre au bruit en effectuant un seuillage en amplitude et ceux trop proches qui risquent d'être introduits par les ondes T en effectuant un seuillage temporel ; ces deux types de seuillage sont décrits aux paragraphes suivants.

En outre, l'amplitude des battements pouvant varier fortement au cours d'un même enregistrement et d'un enregistrement à l'autre, les seuils utilisés ne peuvent pas être fixés a priori : ils sont donc calculés tout au long de l'analyse.

I.1.6.a Seuil adaptatif en amplitude

Le seuillage en amplitude permet de distinguer les maxima correspondant aux ondes R de ceux correspondant aux ondes T qui sont en général beaucoup plus faibles.

L'algorithme calcule un seuil qui vaut 30 % de l'amplitude moyenne des 5 dernières ondes R détectées, et recherche le prochain maximum. Si ce maximum est d'amplitude supérieure au seuil, il est considéré comme correspondant à un complexe QRS et est ainsi validé ; sinon, l'algorithme continue jusqu'au maximum suivant (Figure 5).

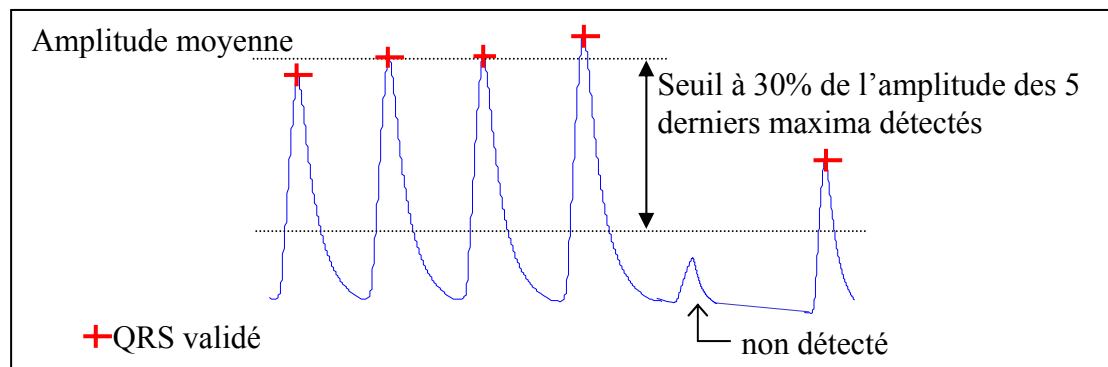


Figure 5 : A partir des 5 QRS précédents, l'algorithme calcule un seuil. Un maximum est validé comme complexe QRS s'il est supérieur au seuil

Autrement dit, on recherche ici les maxima du signal qui sont supérieurs à un seuil ajusté tout au long de l'algorithme. Mais cette simple adaptation du seuil en amplitude ne suffit pas : dans plusieurs cas (changement de position, extrasystole ventriculaire, ...) on peut observer une baisse soudaine de l'amplitude des ondes R donc de l'amplitude des maxima associés ; dans ce cas, l'algorithme est mis en défaut car les maxima sont tous en dessous du seuil.

I.1.6.b Seuil adaptatif en temps

Pour surmonter cette difficulté, on tient compte de la forte probabilité d'observer un QRS dans un certain intervalle de temps : si aucun nouveau complexe n'est détecté dans un

intervalle de 166% de la moyenne des sept derniers intervalles RR validés, l'algorithme recommence la recherche de maximum avec un seuil abaissé à 10% de la moyenne des 5 derniers maxima, au lieu des 30% précédents (Figure 6).

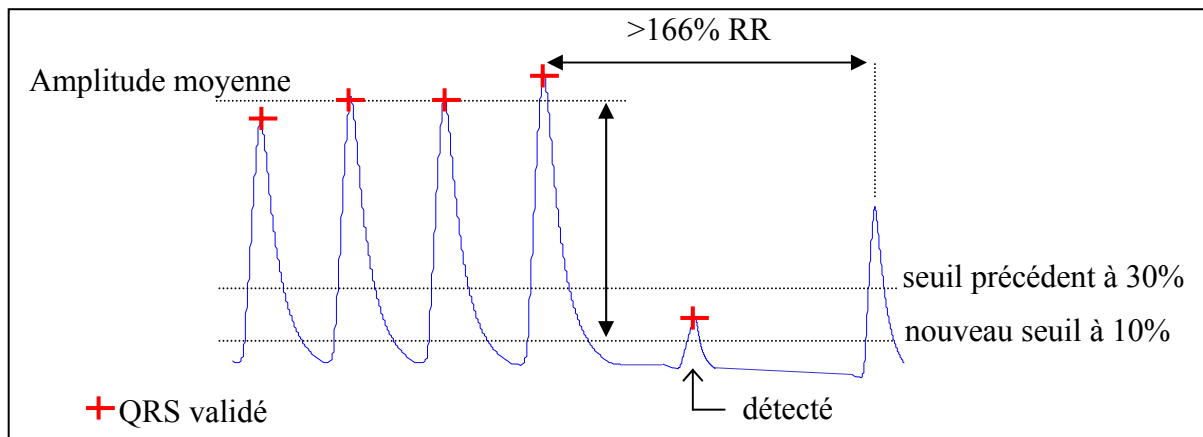


Figure 6 : Si aucun QRS n'est détecté avant un certain temps - 166% de l'intervalle RR moyen des 5 derniers complexes validés -, l'algorithme recommence la recherche de maximum avec un seuil abaissé à 10% de la moyenne des amplitudes des 5 derniers maxima validés.

Ce système permet dès lors la détection de petits complexes parmi d'autres de grande amplitude, tout en ne détectant pas les petites ondes trop proches de celles déjà validées.

1.2 Résultats

L'algorithme a principalement été validé par l'étude de la base MIT, dans laquelle chaque complexe QRS a été annoté manuellement. Ici, l'algorithme étant monopiste, l'analyse porte uniquement sur la première voie des enregistrements. L'analyse simultanée des voies est présentée au paragraphe suivant.

Le taux de réussite global sur cette base est de 98.90%. Sa distribution est représentée ci-dessous. Il devient 99.43% lorsque l'on exclut la valeur extrême (erreur de 18%) qui n'est pas liée à une erreur de détection (cf. I.2.1 Cas de la tachycardie ventriculaire).

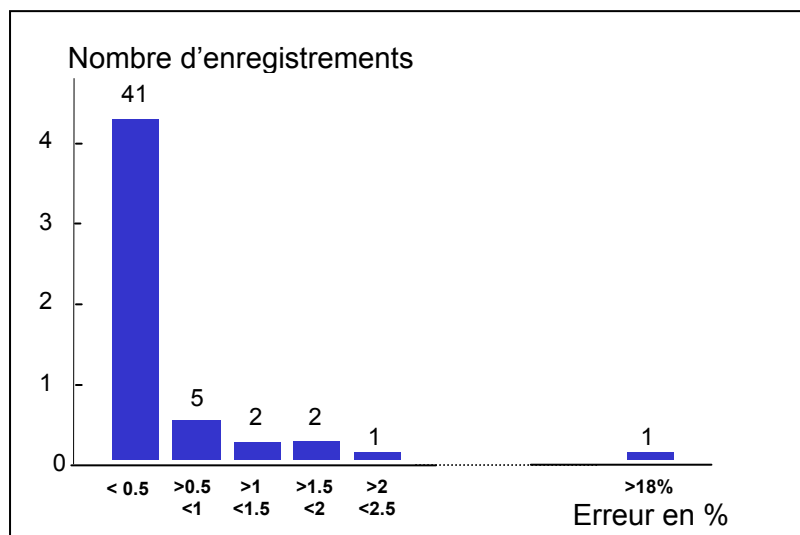


Figure 7 : Nombre d'enregistrements sur la base MIT par tranche de pourcentage d'erreur. Le calcul est basé sur les faux positifs (FP) et les faux négatifs (FN). Cf. Annexe A.

Le détail complet des résultats sur chaque enregistrement de la base est présenté en annexe A du mémoire.

1.2.1 Cas de la tachycardie ventriculaire

Les 18% d'erreur de la Figure 7 apparaissent pour une pathologie particulière : le patient présente des périodes de tachycardie ventriculaire. Pendant ces périodes, les annotations sont absentes des bases de données car les ondes ne peuvent être identifiées comme des ondes R. En revanche, notre algorithme repère les maxima de cette période et place des annotations à la fréquence de la tachycardie (Figure 8) Le patient présentant 5 périodes de tachycardie, la différence entre les deux types d'annotation explique le taux d'erreur très élevé.

Loin d'être une faute, la détection des maxima de la tachycardie nous paraît offrir un grand avantage puisqu'elle permettra, dans le traitement ultérieur du signal, l'étiquetage de ce grave trouble du rythme.

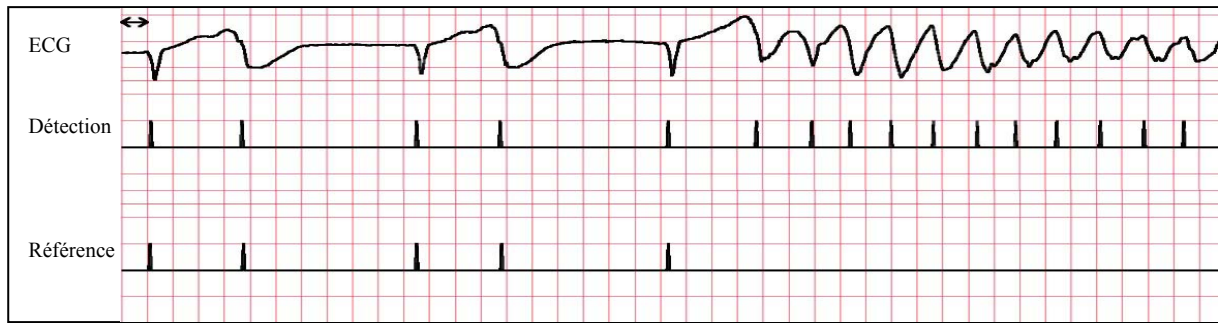


Figure 8 : Dans le cas d'une tachycardie ventriculaire (patient 207), le taux d'erreur est très élevé car le patient présente des périodes de tachycardie ventriculaire à cinq reprises. Pendant ces périodes, les annotations de références sont absentes, en revanche notre algorithme annote l'enregistrement à la fréquence de la tachycardie.

1.2.2 Cas des extrasystoles de faibles amplitudes

Le point faible de l'algorithme est la détection des extrasystoles de faible amplitude (Figure 9).

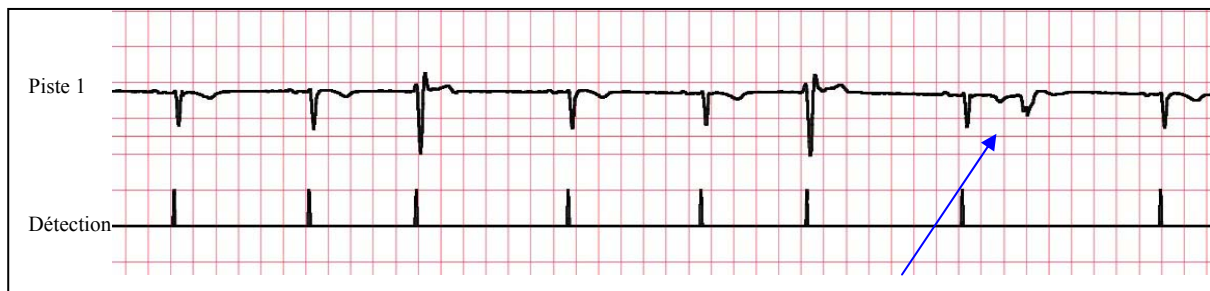


Figure 9 : Problème de détection des ESV de faible amplitude

Celles-ci sont assimilées par le programme à des ondes T car leurs amplitudes et leurs vitesses de variations sont du même ordre.

On peut imaginer que, sur un enregistrement multivoies, la projection de cette même extrasystole sur une des autres voies sera de forte amplitude et sera ainsi détectée finalement par l'algorithme.

Sinon, le module d'annotation des ondes présenté au chapitre 8 devra être capable de prendre en considération ce type de phénomène.

I.3 Conclusion

La détection monopiste présentée ici est de bonne qualité (99.43%) malgré les difficultés (bruit, irrégularité, faible dynamique) présentes dans certains enregistrements de la base MIT. Pour chacune des voies prise séparément, nous disposons donc de l'information sur l'emplacement des ondes R, ce qui constitue la première partie de l'algorithme. Il est maintenant nécessaire de synthétiser ces informations en une indexation unique des complexes QRS, qui seront dès lors des complexes validés.

II Analyse multipiste

II.1 L'algorithme

II.1.1 Présentation du problème

Idéalement, l'emplacement des ondes R détecté précédemment est le même sur toutes les voies, puisque celles-ci sont les projections d'un même signal^{II}. Mais, dans certain cas, des différences notables apparaissent, illustrées par les Figures 10 et 11 : enregistrements très bruités, extrasystoles ventriculaires ne se projetant que sur une piste, forte diminution d'un signal par décollage d'une électrode, etc...

Il est donc impératif d'ajouter un « organe de décision » qui synthétise les informations en provenance de chacune des voies, pour fournir une information globale et fiable sur l'emplacement des ondes R. Cette information est mise sous la forme d'un fichier qui contient la liste des temps d'apparition des complexes QRS, chaque temps constituant l'indexation d'un complexe QRS.

^{II} En dehors d'un léger décalage temporel dans la détection des ondes R qui correspond au temps de propagation du signal sur les différentes projections.



Figure 10 : Cas de bruit BF sur la deuxième voie, la détection sur cette voie est fausse

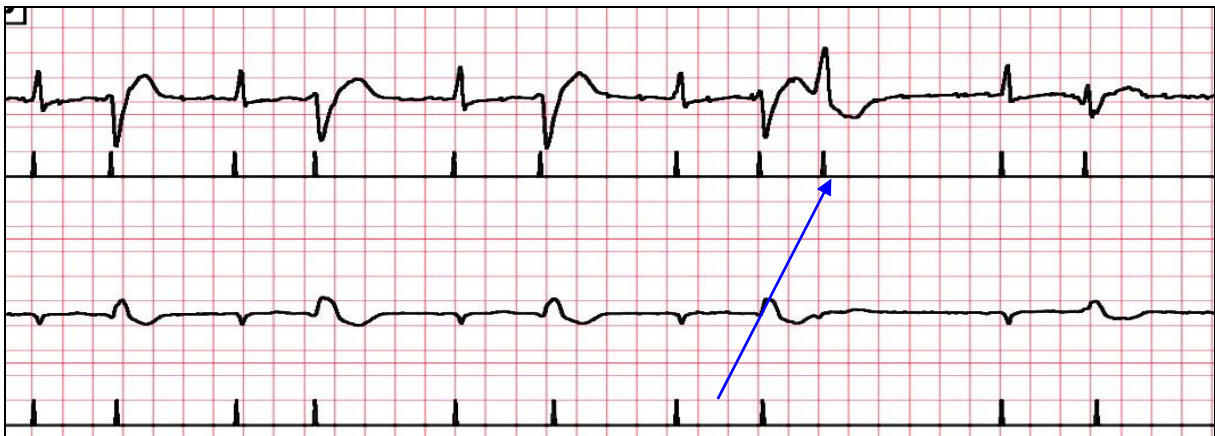


Figure 11 : L'extrasystole indiquée par la flèche ne se projette que sur la voie 1. La voie 2 ne l'a donc pas repérée.

II.1.2 Principe de l'algorithme

L'algorithme parcourt les différentes voies de manière synchrone en essayant d'associer à chaque complexe repéré sur une voie un complexe équivalent sur les autres. Deux complexes sont dit équivalents s'ils sont séparés de moins de 100 ms. Dès qu'il est impossible de trouver des complexes équivalents, une *incohérence* est repérée et une *décision* doit être prise. On appelle ordre de l'incohérence le nombre de couples de voies pour lesquelles la distance temporelle entre deux complexes associés est supérieure à 100ms.

Ainsi, pour chaque complexe problématique, on détermine l'ordre de l'incohérence afin de prendre une décision adéquate dans le choix final de la position de l'onde (Figures 12 et 13).

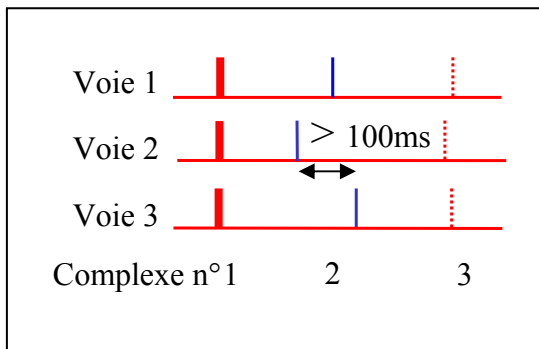


Figure 12 : Position des R sur chacune des voies. La détection du premier complexe est équivalente sur toutes les pistes, ce complexe ne pose pas de problème, il est donc validé (représenté en gras). En revanche, la détection du second complexe est décalée entre les pistes 2 et 3 (l'intervalle de temps est supérieur à 100 ms) ; et ne l'est pas entre les pistes 1-2 et 1-3. L'incohérence pour ce complexe est donc d'ordre 1.

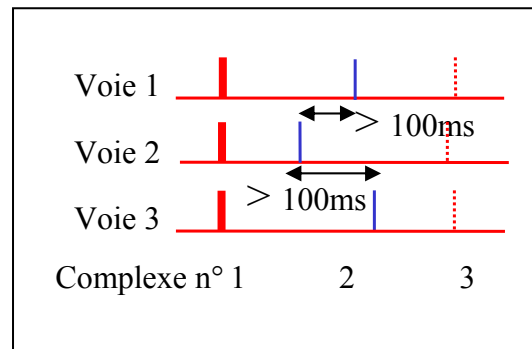


Figure 13 : Dans cet exemple, le complexe 2 pose un problème entre les pistes 1-2, et entre les pistes 2-3 (les deux distances sont supérieures à 100 ms). C'est donc une incohérence d'ordre 2.

Les Figures 14 et 15 représentent les différents cas possibles, et les décisions algorithmiques associées en fonction de l'ordre de l'incohérence, pour des enregistrements comportant 2 voies et 3 voies respectivement. Les dessins présentés dans ces schémas supposent une incohérence entre la voie 2 et une ou plusieurs des autres voies. Pour chacune des voies, on a représenté l'emplacement des ondes R issu de la détection monopiste.

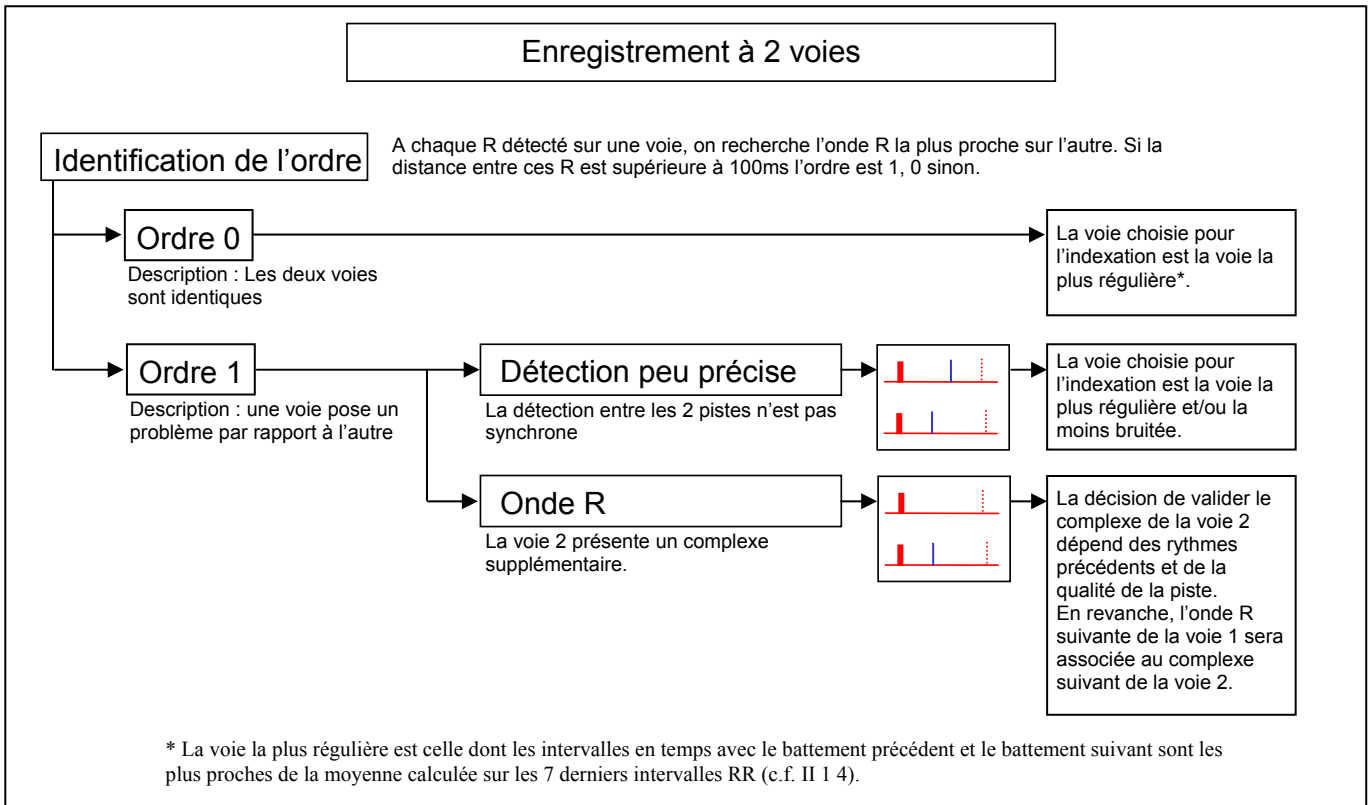


Figure 14 : Présentation des différents incohérences possibles suivant leur ordre et la décision algorithmique qui en résulte, pour un enregistrement à 2 voies.

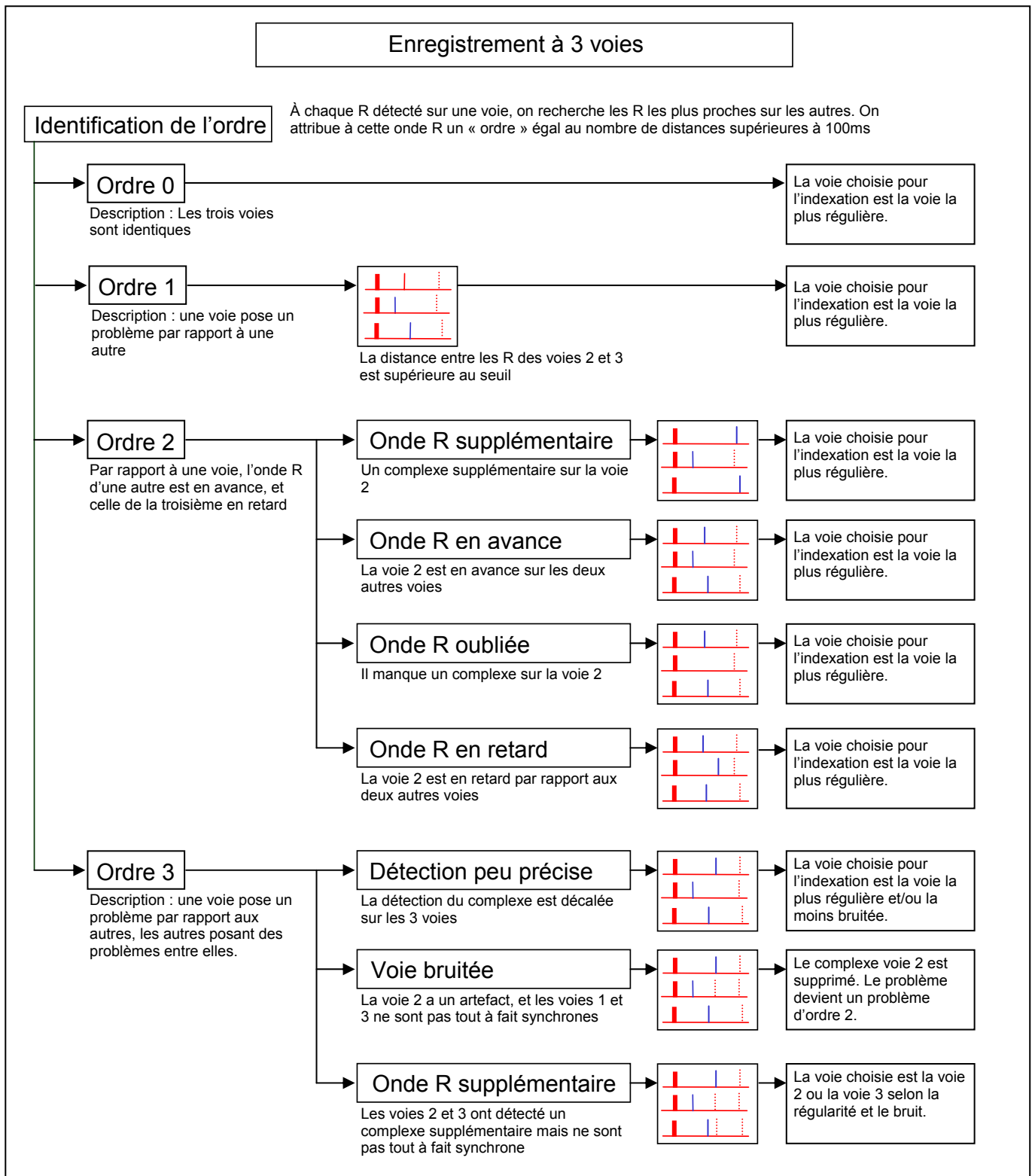


Figure 15 : Présentation des différents incohérences possibles suivant leur ordre et la décision algorithmique qui s'en suit pour un enregistrement à 3 voies.

II.1.3 Variables disponibles

En réponse à chaque incohérence, une décision est donc prise par l'algorithme, qui sélectionne une voie plutôt qu'une autre pour indexer les complexes. Pour prendre cette décision, on dispose d'un certain nombre de critères fondés sur des variables qui sont calculées soit pendant la phase d'analyse de la ligne de base (cf. chapitre 4 Analyse de la ligne de base), soit au fur et à mesure de la validation des complexes. Ces quantités caractérisent « l'environnement » du complexe dans l'enregistrement Holter.

II.1.3.a Variables de bruits

Pour chaque complexe QRS repéré lors de l'analyse monopiste, on dispose de la dynamique de l'onde R ainsi que d'une estimation du bruit HF et BF autour de cette onde. Ces variables ont été calculées pendant la phase d'analyse de la ligne de base (cf. Chapitre 4.II Estimation du bruit).

Lorsqu'une incohérence est détectée, ces données permettent, par exemple, de distinguer une erreur de détection due au bruit d'un battement ne se projetant que sur une piste.

II.1.3.b Variable de rythme

Cette variable est calculée au cours du parcours des voies et de la validation des complexes QRS : L'algorithme garde en mémoire les 7 derniers intervalles RR validés, et, lors de l'apparition d'une incohérence entre plusieurs voies, on favorise celles dont les intervalles RR correspondent à ceux déjà repérés.

II.1.3.c Variable de fiabilité

Comme la variable de rythme, celle-ci est calculée tout au long de l'algorithme de synthèse multipiste. L'idée est d'attribuer une note de fiabilité à chacune des voies : dès qu'un complexe est validé, on regarde quelle(s) piste(s) avait(ent) effectivement repéré ce complexe. Une piste qui avait repéré ce complexe « marque » un point, les autres ne « marquent » aucun point. En regardant les 20 derniers complexes validés, on attribue une note sur 20 à chacune des pistes. Ainsi, une piste qui n'a « raté » aucun des 20 derniers complexes et qui n'en a ajouté aucun se voit attribuer une note de 20, alors qu'une piste qui a « raté » 3 complexes et qui en a ajouté 1 n'a que 16.

Quant une incohérence se présente, on attribue d'autant plus d'importance à celle-ci que la note de fiabilité de la voie qui porte cette incohérence est grande. Cette variable est notamment efficace pour les enregistrements ayant une piste très bruitée : très vite, cette piste a une note de fiabilité très faible, et les incohérences de détection qu'elle engendre ne sont plus prises en considération.

II.1.4 Critères de décisions

Ainsi, une fois l'ordre de l'incohérence déterminé, l'algorithme valide ou non un complexe QRS, selon la valeur des paramètres présentés ci-dessus. À ce niveau du programme, on trouve donc un certain nombre de seuils de décision.

Prenons l'exemple d'un enregistrement à deux voies, sur lequel un complexe qui introduit une irrégularité est détecté sur la piste 1 (Figure 16) : c'est une incohérence d'ordre 1 (Figure 14, ordre 1, onde R supplémentaire).



Figure 16 : Un complexe a été détecté sur la voie 2 mais pas sur la voie 1 : c'est une incohérence d'ordre 1.

On admet que la détection a été jusqu'à présent parfaitement fiable sur les deux voies : les notes de fiabilité des voies sont toutes deux de 20.

L'algorithme cherche tout d'abord si le nouvel intervalle RR existe parmi les 7 intervalles précédents. Si c'est le cas, la voie 2 étant de bonne qualité, ce complexe sera facilement validé : les seuils sur le bruit HF, BF et la dynamique sont tels que la probabilité de rejet est faible. Or, d'après la Figure 16, ce n'est pas le cas : l'intervalle RR introduit par le

complexe piste 2 n'est pas identique à un des 7 précédents ; les seuils HF et BF sont donc très stricts et le rejet plus probable. Mais la très bonne qualité de la voie 2, et le fort bruit BF sur la voie 1, permettront à ce complexe d'être validé par l'algorithme.

Ce type de décision algorithmique intervient à chaque incohérence entre les pistes, pour finalement aboutir à un indice général des complexes QRS, valable pour l'ensemble des pistes de l'enregistrement. Il sera utilisé notamment pour décomposer l'enregistrement en fenêtres contenant un unique battement P-QRS-T en vue d'une analyse fenêtre par fenêtre, et pour les analyses de rythmologie.

II.2 Résultats

L'algorithme de détection multipiste a été testé sur les 48 enregistrements de la base MIT. La Figure 17 présente la distribution des erreurs entre la détection issue de l'algorithme et les annotations de la base. Le taux de réussite global est de 99.38 %.

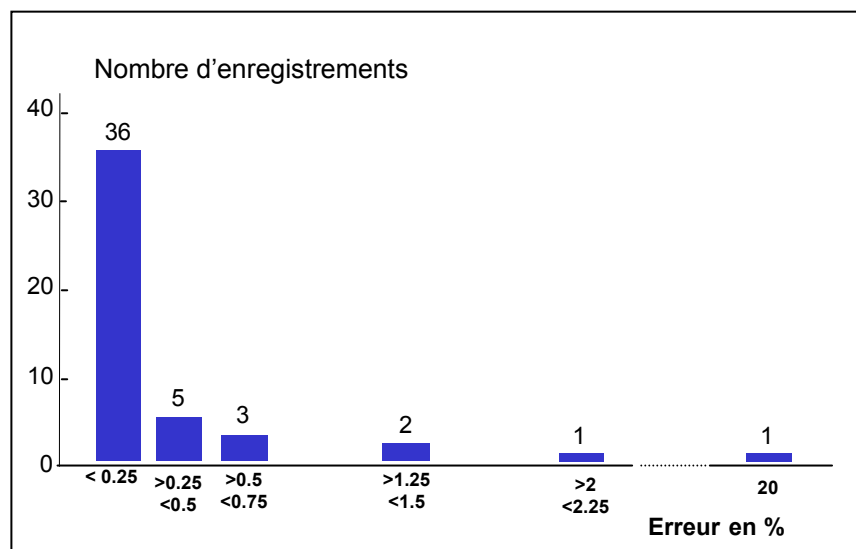


Figure 17 : Nombre d'enregistrements de la base MIT réparti par tranche d'erreur en %.

Comme pour l'analyse monopiste, l'enregistrement qui introduit une erreur de 20% est celui qui présente des périodes de tachycardies ventriculaires comptées comme erreurs. Les autres erreurs interviennent principalement pendant les zones bruitées. Ces zones étant repérées par l'algorithme, on peut suspendre l'analyse pendant ces périodes (Figure 18).



Figure 18 : Sur cet enregistrement (MIT 105) les deux voies sont très bruitées. En sortie, l'algorithme présente les indices de repérage des ondes R à l'envers pour signaler que les deux pistes ne sont pas fiables

Les résultats présentés sur la Figure 19 sont ceux calculés sur la base MIT, dans laquelle les zones trop bruitées n'ont pas été analysées. Le taux de réussite devient dans ce cas 99,91%. Le détail par enregistrement est présenté en Annexe A.

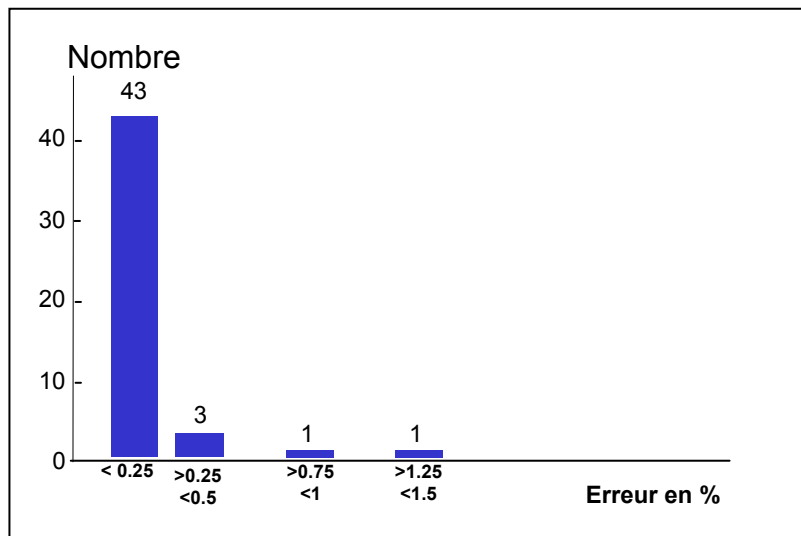


Figure 19 : Nombre d'enregistrements de la base MIT par tranche d'erreur en % après suppression des zones trop bruitées.

Il est intéressant de noter que les résultats en multipiste sont meilleurs que les résultats en monopiste (99.43%). L'algorithme a en effet choisi, à chaque instant, la meilleur piste pour valider les complexes QRS.

Résumé :

L'algorithme présenté ici permet donc une indexation des complexes QRS. Il analyse tout d'abord l'enregistrement piste par piste, puis synthétise ces informations en tenant compte de la fiabilité de chacune d'elles. Les résultats sur la base MIT indiquent qu'une détection de bonne qualité a été réalisée sur des enregistrements de patient atteint de diverses pathologies cardiaques. Le chapitre suivant présente une étape d'analyse qui intervient en réalité entre la détection monopiste des ondes R et l'indexation globale des complexes : la détection de la ligne de base et le calcul du bruit HF et BF.

