



# Surveillance des arythmies

## Algorithme ST/AR

### Note d'application



#### À propos de ce document

ST/AR (ST et arythmie) est un algorithme ECG multidérivation conçu pour la surveillance des arythmies, des segments ST et de l'intervalle QT.

L'algorithme d'arythmie ST/AR est conçu pour être utilisé lorsque le clinicien décide de surveiller les arythmies chez les adultes, les enfants et les nouveau-nés afin d'obtenir des informations relatives au traitement à envisager, de contrôler son adéquation ou d'exclure des causes de symptômes.

L'algorithme d'arythmie ST/AR vise à surveiller l'ECG et plus précisément, la fréquence cardiaque, les arythmies ventriculaires et la fibrillation auriculaire (adultes uniquement) chez les patients adultes, pédiatriques et les nouveau-nés. Il sert également à générer les événements et alarmes liés à une ou deux dérivations ECG. L'algorithme d'arythmie ST/AR fonctionne sur les patients porteurs ou non d'un stimulateur cardiaque.

Ce document décrit les éléments suivants :

- Algorithme d'arythmie ST/AR – filtrage, détection et classification.
- Calcul de la fréquence cardiaque.
- Surveillance des arythmies chez les patients porteurs d'un stimulateur cardiaque.
- Structure d'alarme du système de surveillance des arythmies.
- Méthode d'optimisation de la surveillance informatisée des arythmies.

Selon l'appareil, il se peut que certaines caractéristiques et fonctionnalités ST/AR décrites ne soient pas disponibles. Veuillez consulter le manuel d'utilisation de l'appareil pour obtenir les informations spécifiques.

# PHILIPS

L'évaluation des performances de l'algorithme d'arythmie fait l'objet d'une autre publication intitulée « Assessing Arrhythmia Performance », référence 4522 991 12731 (Évaluation des performances d'analyse des arythmies, en anglais uniquement).

## Introduction

La surveillance informatisée des arythmies constitue un outil clinique précieux dans de nombreuses unités de soins. Pour une efficacité optimale, l'utilisation de cet outil nécessite une connaissance approfondie des fonctions du système, du traitement des signaux et des procédures d'application appropriées. L'algorithme ST/AR de surveillance des arythmies est conçu pour analyser les signaux ECG de surface sur un ou deux canaux simultanés afin de détecter les variations du rythme ECG, tout en assurant une surveillance continue du patient et le déclenchement des alarmes.

Grâce à un algorithme de pointe, les complexes QRS sont détectés, identifiés et classés. Des alarmes sont ensuite générées en fonction de cette classification. L'objectif de cette note d'application est d'expliquer les points essentiels de chacune de ces étapes.

# Algorithme de surveillance des arythmies

Un algorithme est un ensemble de règles et d'instructions utilisées par les appareils pour analyser des données. L'algorithme de surveillance des arythmies traite les signaux ECG des adultes porteurs ou non d'un stimulateur cardiaque, des enfants et des nouveau-nés. L'algorithme réalise plusieurs actions sur la courbe ECG en incluant le filtrage du signal, la détection des complexes QRS, la classification du battement, le calcul de la fréquence cardiaque, l'identification des événements et rythmes ectopiques, et le déclenchement des alarmes si nécessaire.

## Contrôle qualité du signal ECG

Avant de commencer la surveillance, il faut vérifier la qualité du signal ECG pour s'assurer de l'absence de bruit et d'alarmes techniques.

### Signaux ECG parasités

Le bruit fait référence à toute dégradation du signal ECG qui rend difficile la détection et la classification précises des battements. Les causes du bruit, telles que des artefacts et des interférences électriques, doivent être évitées dans la mesure du possible.

Voici quelques causes possibles de signaux ECG parasités :

- Mauvaise préparation de la peau.
- Gel pour électrodes sec.
- Électrodes détachées.
- Brins ECG endommagés.
- Artefact musculaire dû à des frissons, des mouvements ou des tremblements.
- Instabilité de la ligne de base due à un mouvement excessif de la poitrine, ou à des différences de décalage entre deux marques d'électrodes.
- Artefact respiratoire dû au mouvement thoracique ou abdominal généré par la respiration spontanée ou ventilée.
- Interférences causées par un équipement.

La correction des problèmes d'interférences ECG répertoriés ci-dessus permet d'améliorer la précision de l'algorithme et de limiter le nombre de fausses alarmes. Les causes des signaux parasités et les actions correctives possibles sont indiquées dans le tableau 1 de la page suivante.

## Alarmes techniques

Les alarmes techniques qui interfèrent avec le signal ECG ou qui empêchent la surveillance peuvent également perturber la surveillance des arythmies. Une condition de défaut de contact qui entraîne la perte de la surveillance ECG peut également empêcher la surveillance des arythmies jusqu'à ce que la condition soit corrigée et que la dérivation soit reconnectée. Lorsque vous utilisez un jeu à 5, 6 ou 10 fils d'électrodes, une condition de défaut de contact n'entraîne pas forcément la perte de la surveillance. L'algorithme d'arythmie utilisera n'importe quelle dérivation disponible.

## Surveillance multidérivation

Bien que, dans la plupart des cas, des résultats très précis soient obtenus en surveillant deux dérivations ECG simultanément, il est important de se souvenir que chacune des dérivations ECG sont utilisées pour détecter, classifier et déclencher les alarmes. La qualité de chaque signal influence la précision de l'algorithme d'arythmie pour la détection et la classification des battements, ainsi que le déclenchement des alarmes.

Bien qu'un algorithme d'arythmie multidérivation offre une meilleure capacité de traitement des signaux parasités qu'un algorithme de dérivation sur une dérivation unique, il est important que les deux dérivations ECG sélectionnées pour la surveillance ne présentent aucun bruit afin d'obtenir des performances optimales.

Dans l'exemple suivant, la deuxième dérivation est extrêmement parasitée, ce qui empêche la détection des QRS. Les deux dérivation sont néanmoins utilisées lors de la classification. Or, le bruit sur la deuxième dérivation peut avoir un effet négatif sur la classification finale des battements. Par ailleurs, en cas de dysfonctionnement du canal ECG 1, il ne restera plus que la deuxième dérivation pour l'analyse. Les performances seront donc mauvaises.

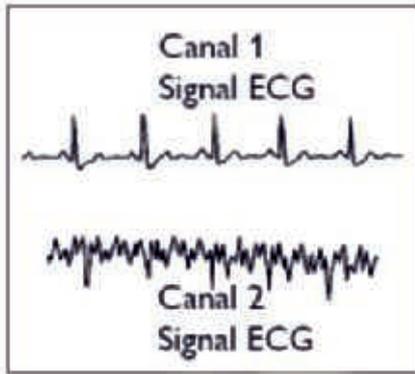


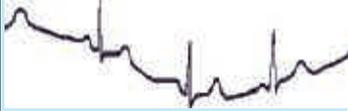
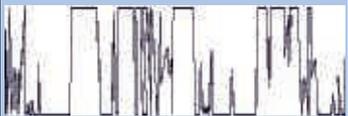
Figure 1 ECG à deux canaux

Tableau 1 : Résolution des problèmes d'ECG parasités

Condition	Description	Cause possible	Action
Interférences électriques (à 50 / 60 Hz)	Ligne de base en dents de scie régulière avec exactement 10 pics tous les 5 mm à 25 mm/s (50 Hz) ou 12 pics tous les 5 mm à 25 mm/s (60 Hz).	Mauvais positionnement des électrodes. Présence possible d'un appareil non isolé à proximité du patient.	Ré-appliquez les électrodes. Déconnectez (un à un) les appareils électriques situés à proximité du patient en débranchant les prises murales pour trouver celui qui est en cause. Faites vérifier la mise à la terre par un ingénieur.
Artefact musculaire	Ligne de base déformée, irrégulière.	Patient tendu, mal installé.  Mauvais positionnement des électrodes. Tremblements. Diaphorèse.	Assurez-vous que le patient est bien installé.  Assurez-vous que les électrodes sont posées sur des zones planes et non musculaires du torse ; repositionnez les électrodes si nécessaire.
Ligne de base irrégulière	Ligne de base irrégulière, en dents de scie.	Mauvais contact électrique.  Interférence due à la respiration.  Électrodes défectueuses. Électrodes sèches.	Ré-appliquez correctement les électrodes.  Éloignez les électrodes des zones les plus sujettes aux mouvements respiratoires.  Appliquez de nouvelles électrodes.

Bien que l'algorithme ST/AR présente un meilleur traitement des signaux parasités et des variations d'amplitude dues à la perte d'une dérivation correcte, il n'en reste pas moins indispensable de sélectionner les deux dérivation les plus adéquates. En cas de fausses alarmes, il faut examiner les deux dérivation. Vous pourriez être amené à sélectionner une autre dérivation, à changer les électrodes ou le positionnement de ces dernières en cas de bruit excessif, de voltage instable, d'une faible amplitude ou d'ondes P ou T importantes. S'il s'avère impossible ou peu pratique de sélectionner une autre dérivation ou de changer le positionnement de l'électrode pour corriger le problème, il est alors préférable de sélectionner une dérivation présentant la meilleure qualité de signal et d'utiliser l'analyse sur dérivation unique pour la surveillance.

**Tableau 1 : Résolution des problèmes d'ECG parasités**

Condition	Description	Cause possible	Action
Instabilité de la ligne de base 	Mouvement rythmique, de haut en bas de la ligne de base ECG.	Mouvement du patient.  Électrodes mal appliquées.  Interférences dues à la respiration.	Assurez-vous que le patient est bien installé.  Ré-appliquez les électrodes. Vérifiez que le câble patient ne tire pas sur les électrodes.  Éloignez les électrodes des zones les plus sujettes aux mouvements respiratoires.
Mauvais contact des électrodes 	Tracé en paliers.	Électrodes mal fixées.  Câbles défectueux.	Remplacez toutes les électrodes et préparez correctement la peau.  Remplacez les câbles.

## Analyse de l'ECG

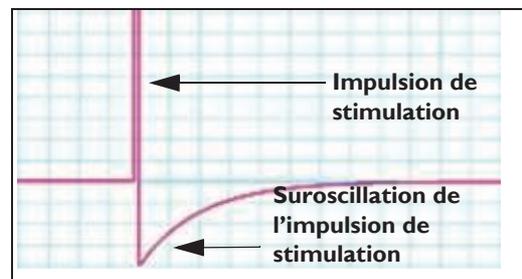
### Étape 1 : filtrage du signal ECG

#### Échantillonnage numérique

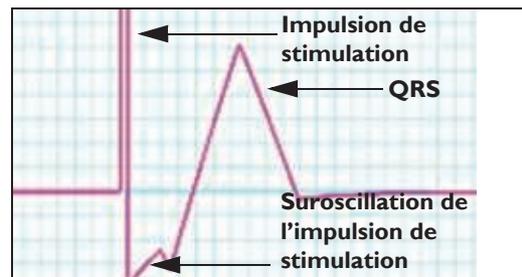
Les courbes ECG du patient sont échantillonnées numériquement à 8 000 échantillons/seconde. Une fois les impulsions de stimulation détectées, le taux d'échantillonnage ECG de 500 échantillons/seconde est utilisé pour préserver les impulsions de stimulation étroites (pics) afin de réaliser une analyse précise de la stimulation. Un taux d'échantillonnage plus faible de 125 échantillons/seconde est utilisé pour la détection du QRS et de la fibrillation ventriculaire pour lesquels des taux d'échantillonnage élevés ne sont pas nécessaires. Pour la classification du QRS, le taux d'échantillonnage utilisé pour l'analyse est de 125 ou 250 échantillons/seconde.

#### Traitement des impulsions de stimulation

Une impulsion de stimulation type comporte deux éléments : une impulsion principale et une impulsion de repolarisation. L'impulsion principale, utilisée pour stimuler le cœur, se caractérise par une faible largeur, une montée et une descente brusques ainsi qu'une grande variation d'amplitude. L'impulsion de repolarisation, aussi appelée suroscillation ou queue d'impulsion de stimulation, permet de dissiper la charge accumulée entre le cœur et le stimulateur cardiaque. La forme et la taille de la suroscillation dépendent de la quantité d'énergie déployée lors de l'impulsion de stimulation et de la valeur du couplage capacitif. Les caractéristiques de l'impulsion de stimulation (notamment son amplitude, sa durée et la taille de la suroscillation) sont indiquées dans les normes CEI 60601-2-27 Section 50.102.13 et ANSI/AAMI EC13 Section 4.1.4.



**Figure 2** Impulsion de stimulation sans complexe QRS. La vitesse a été modifiée afin de mettre en évidence la suroscillation ou onde de l'impulsion de stimulation. Cette impulsion de 1 mV présente une suroscillation qui ne revient pas à la ligne de base avant 60 ms ou 0,06 s.



**Figure 3** Impulsion de stimulation avec QRS d'une largeur de 70 ms ou 0,07 s

Le traitement des impulsions de stimulation comprend deux phases :

1. Détection des impulsions de stimulation – Pour une analyse précise de la stimulation, toutes les impulsions de stimulation doivent d'abord être détectées. Cette détection est réalisée au chevet du patient et permet d'obtenir ensuite une détection très précise des impulsions de stimulation sur le signal ECG non filtré.

2. Réjection des impulsions de stimulation – En utilisant le taux de 500 échantillons/seconde, toutes les impulsions de stimulation détectées (y compris la suroscillation) sont supprimées avant que les courbes ECG ne soient traitées par le détecteur QRS. Cela permet de limiter les risques d'identification accidentelle des impulsions de stimulation et des suroscillations comme étant des complexes QRS.

**Remarque :** la réjection des impulsions de stimulation s'effectue uniquement sur les dérivations ECG (dérivations principales et/ou secondaires) utilisées par l'algorithme d'analyse des arythmies.

### Filtrage

Les courbes ECG sont ensuite traitées par deux filtres numériques : un filtre de détection et un filtre de classification. Ces filtres sont optimisés individuellement afin d'améliorer les performances de la détection et de la classification des QRS.

### Filtre de détection

Le filtre de détection supprime les bruits basse fréquence (décalage de la ligne de base), les artefacts musculaires, et accentue les complexes QRS. Les ondes P et les ondes T sont diminuées. Ce filtre facilite la détection précise du QRS et permet d'éviter de confondre les grandes ondes T ou les artefacts avec des battements. Étant donné qu'il déforme le QRS, le signal de sortie du filtre de détection est uniquement utilisé pour la détection des battements.

Un filtre spécial est utilisé pour le traitement de l'ECG chez les nouveau-nés. Ce filtre améliore la sensibilité de détection des complexes QRS néonataux étroits.

### Filtre de classification

Le filtre de classification supprime également les irrégularités du signal mais conserve les caractéristiques importantes du QRS. Étant donné que ce filtre ne déforme pas les complexes, le signal ECG qui en résulte peut être utilisé pour mesurer et classifier les battements.

## Étape 2 : détection du QRS

Le principal enjeu dans la détection du QRS consiste à repérer les pics des ondes R qui deviennent alors des "pics candidats". Ensuite, il convient de s'assurer qu'il ne s'agit pas de bruit ou de pics des ondes P ou T.

### Amplitude ECG

Pour se conformer aux spécifications des normes CEI 60601-2-27 Section 201.12.1.101.15 et ANSI/AAMI EC13 Section 4.2.6, le seuil de détection du QRS ne peut être inférieur à 0,15 millivolt. Cette exigence permet d'éviter de confondre les ondes P ou le bruit de la ligne de base avec des complexes QRS en cas de bloc cardiaque complet ou d'asystolie. L'algorithme ST/AR supprime les réglages du

gain avant l'analyse du signal pour la détection et la classification. Ainsi, l'augmentation ou la diminution du gain sur l'appareil au chevet n'a aucun effet sur la taille de l'ECG utilisée pour la détection des QRS. L'algorithme analyse le signal ECG comme s'il apparaissait à un gain  $\times 1$ . Par conséquent, pour obtenir une performance optimale et pour éviter les fausses alarmes telles qu'une pause ou une asystolie, il est important que les dérivations sélectionnées pour la surveillance présentent une amplitude adéquate. Sélectionnez des dérivations supérieures à 0,5 millivolt. Ceci peut être confirmé en comparant le signal ECG à la barre de référence d'un millivolt sur l'écran et les enregistrements.



**Figure 4** Ce que le clinicien voit à l'écran : le gain appliqué au signal

L'appareil affiche une ou plusieurs courbes avec un gain appliqué à chacune d'entre elles et une barre de référence d'un millivolt au début de la ou des courbes (Figure 4). Le clinicien peut ainsi observer les courbes qui semblent plus grandes comparées à la référence d'un millivolt. L'algorithme ST/AR utilise une courbe plus petite (gain  $\times 1$ ) pour l'analyse (Figure 5).



**Figure 5** Ce que l'algorithme ST/AR voit après avoir supprimé le gain

### Complexe QRS biphasique

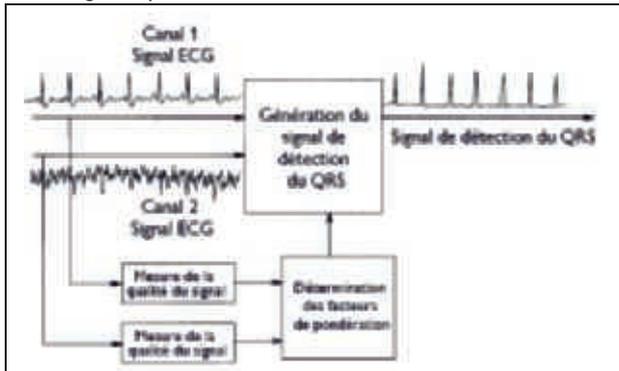
Le complexe QRS doit se situer essentiellement au-dessus ou au-dessous de la ligne de base et ne doit pas être biphasique. L'algorithme ST/AR détecte les QRS dentelés ou biphasiques en mesurant l'écart entre le pic et la ligne de base. Le seuil de détection du QRS ne peut être inférieur à 0,15 millivolt, comme mentionné ci-dessus.

### Combinaison de plusieurs dérivations en un seul signal

Avec l'analyse multidérivation, les deux signaux ECG sont combinés en un seul signal après leur passage dans le filtre de détection afin de procéder à la détection du QRS. La contribution de chaque dérivation ECG au signal de détection du QRS est proportionnelle à la qualité

mesurée en fonction de l'amplitude de la courbe et de la proportion d'artefacts musculaires et de la ligne de base. Les facteurs de pondération sont mis à jour au moins toutes les 200 millisecondes pour permettre au système de s'adapter rapidement aux variations de la qualité du signal.

Le signal de détection du QRS peut s'adapter de façon dynamique à la qualité du ou des signaux ECG d'entrée, permettant ainsi de réduire l'effet des signaux parasités sur la détection du QRS.



**Figure 6 Génération du signal de détection du QRS à l'aide de 2 signaux ECG**

### Recherche des pics des ondes R candidates

Le détecteur QRS recherche la présence du pic de l'onde R sur le signal de détection du QRS. La recherche commence après une période réfractaire absolue à partir du complexe QRS précédemment identifié. Cela permet de ne pas confondre onde T et onde R. La valeur utilisée pour la période réfractaire absolue est de 184 millisecondes pour les adultes et de 160 millisecondes pour les enfants et les nouveau-nés.

Une zone de recherche mobile est établie à la fin de la période réfractaire. Un nouveau seuil est établi pour chaque zone de recherche en fonction :

- du bruit autour de chaque zone ;
- de la distance par rapport à l'onde R précédemment détectée ;
- de la hauteur moyenne de l'onde R.

Le pic le plus important d'une zone de recherche est considéré comme une onde R candidate.

### Seuil de détection minimal

Pour éviter l'identification des ondes P, des ondes de fibrillation auriculaire, des ondes de flutter auriculaire ou du bruit comme étant des complexes QRS en cas de bloc cardiaque complet ou d'asystolie, le seuil de détection ne doit jamais être inférieur à 1/5 de la hauteur moyenne de l'onde R ou à 0,15 mV. Tout pic inférieur à cette valeur n'est pas détecté.

### Réjection du bruit

Une fois qu'un pic candidat a été détecté, il est comparé à un seuil de bruit pour s'assurer qu'il ne s'agit pas d'un artefact de bruit ou d'un complexe QRS entouré de bruit. Si la ou les dérivation ECG sont considérées comme parasitées, alors le libellé de battement **A** (reportez-vous à la Classification des battements) est attribué au pic candidat et aucune classification n'est réalisée. En cas d'analyse multidérivation, la vérification du bruit est effectuée sur chaque dérivation séparément. Seule la dérivation identifiée comme parasitée est exclue de l'analyse.

### Réjection des pics

Avant d'accepter le pic comme onde R potentielle, vous devez procéder à deux tests supplémentaires sur chaque dérivation.

### Fausse identification potentielle de l'onde P

Pour empêcher de comptabiliser une onde P associée à un QRS comme un complexe QRS, l'onde est comparée aux éléments connus des ondes P précédemment identifiées. Si elle est similaire, le pic est rejeté. Par ailleurs, pour éviter de comptabiliser les ondes P comme des complexes QRS au cours d'un bloc cardiaque complet, trois pics candidats consécutifs sont testés pour vérifier s'il s'agit en effet d'ondes P consécutives. Ces pics sont rejetés s'ils sont identifiés comme des ondes P.

### Fausse identification potentielle de l'onde T

Si un pic candidat se trouve à proximité du battement précédent, il est testé pour vérifier s'il s'agit d'une onde T tardive. Après une série de tests visant à évaluer la hauteur et la chronologie, le pic peut être identifié comme une onde T et il est alors rejeté. S'il s'avère que le pic candidat n'est ni une onde P ni une onde T, il est identifié comme un complexe QRS et conservé.

### Détection des ondes P

Une fois qu'un complexe QRS a été détecté, une recherche est effectuée indépendamment sur chaque dérivation dans la zone précédant le battement afin de déterminer s'il existe une onde P associée. La zone de recherche mesure 200 millisecondes de largeur (104 millisecondes pour les nouveau-nés) et se termine 120 millisecondes (56 millisecondes pour les nouveau-nés) avant le pic de l'onde R. Pour être identifiée comme une onde P, elle doit mesurer au moins 1/32 de la hauteur de l'onde R et l'intervalle P-R doit être proche de l'intervalle P-R moyen.

En d'autres termes, l'onde P candidate doit présenter les caractéristiques moyennes types par rapport au complexe QRS. La détection de l'onde P permet de différencier un rythme sinusal (complexes QRS normaux avec ondes P associées) d'un rythme supraventriculaire (SV) (complexes QRS normaux sans ondes P associées).

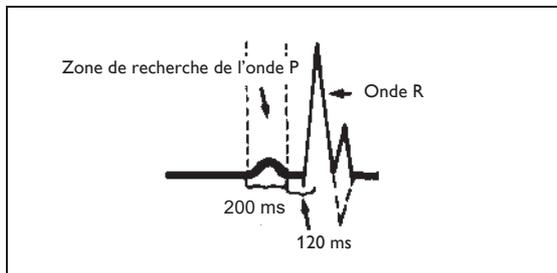


Figure 7 Détection des ondes P chez les adultes/enfants

### Étape 3 : mesures des caractéristiques

Une fois qu'un battement a été détecté, diverses mesures sont effectuées afin de déterminer ses caractéristiques. Les caractéristiques du battement peuvent servir à distinguer les différents types de battements.

Les caractéristiques mesurées sont les suivantes : hauteur, largeur, surface et chronologie (une série de mesures d'intervalle RR). Lors de l'analyse multidérivation, la hauteur, la largeur et la surface sont mesurées séparément sur chaque dérivation.

### Étape 4 : classification des battements

Une fois la qualité du signal vérifiée et le complexe QRS détecté et mesuré, le battement est libellé, c'est-à-dire que l'algorithme attribue l'un des libellés suivants au battement :

**N** = Normal

**S** = Extrasystole supraventriculaire

**V** = Ventriculaire ectopique

**E** = Battement stimulé (Entraîné)

' = Pic de stimulation (si le patient présente à la fois une stimulation auriculaire et ventriculaire, le système présente deux symboles ' au-dessus de la courbe en alignement avec la stimulation auriculaire et ventriculaire)

“ = Pic de stimulation biventriculaire

? = Informations insuffisantes pour classier les battements

**C** = Classification ECG patient

Si la qualité du signal n'est pas satisfaisante, l'algorithme attribue l'un des libellés suivants à la courbe :

**I** = Alarme technique

**A** = Artefact (épisode bruyeux)

Lorsque l'algorithme détecte un long intervalle R-R dépassant l'une des limites d'intervalle R-R, il attribue le libellé suivant à la courbe :

**M** = Pause ou battement manquant

En mode cardiotechymètre (analyse des arythmies désactivée), les battements **N**, **S**, **V** et **E** sont libellés :

**B** = Battement détecté

Trois concepts importants interviennent lors du libellé des battements :

1. L'utilisation de gammes de modèles représentant les morphologies récurrentes.
2. L'utilisation d'une classification initiale de la morphologie normale du patient et/ou de la morphologie stimulée si le patient est porteur d'un stimulateur cardiaque.
3. L'utilisation de gammes de modèles permettant la classification des complexes QRS.

### Regroupement par gammes de modèles

Pour permettre à l'algorithme de libeller un nouveau battement, les battements précédemment détectés présentant une forme similaire sont regroupés par gammes de modèles.

Chaque gamme de modèles comprend les informations suivantes :

- Classification de la gamme de modèle : Normal, Ventriculaire, Stimulé ou Non classifié.
- Modèle de courbe, généré en calculant la moyenne de tous les battements présentant des caractéristiques suffisamment proches pour être inclus.
- Nombre de complexes présentant cette forme.
- Durée écoulée depuis la dernière détection de cette forme.
- Statistiques relatives aux mesures des caractéristiques des battements.
- Si le patient est porteur d'un stimulateur cardiaque, données relatives aux impulsions de stimulation associées aux battements.

Pour chaque patient, jusqu'à 16 gammes de modèles actifs peuvent être créées pour chaque dérivation. Afin de garantir que les informations relatives à chaque gamme de modèles restent à jour, celles-ci sont créées de façon dynamique et remplacées progressivement en fonction des variations de forme des battements détectés chez le patient.

Si le patient commence à présenter une nouvelle morphologie de battement, une nouvelle gamme de modèles est créée. Les gammes de modèles correspondant aux anciennes morphologies de battement sont automatiquement supprimées.

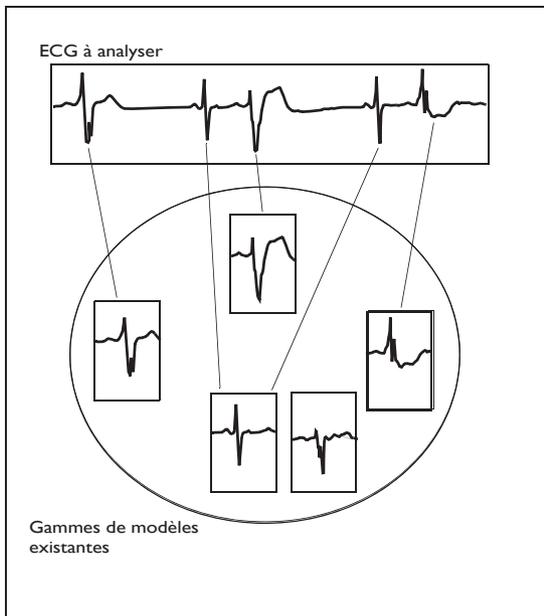


Figure 8 Exemple de gammes de modèles

### Mise en correspondance avec les modèles

Lorsqu'un battement est détecté, il est mis en correspondance avec les modèles de courbe mémorisés pour ce patient, c'est-à-dire que la forme du battement est comparée à un modèle de courbe. Pour cela, le battement est superposé au modèle, puis une procédure mathématique est appliquée pour mesurer les différences entre les deux formes.

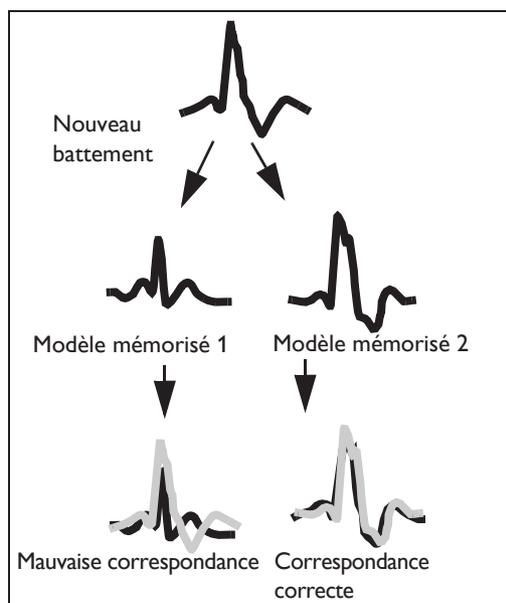


Figure 9 Mise en correspondance avec les modèles

### Classification

Lorsque la surveillance des arythmies débute, un processus de classification est effectué afin de classer les complexes normaux du patient et/ou les complexes entraînés en cas de rythme stimulé chez un patient porteur d'un stimulateur cardiaque. Cette classification implique les 15 premiers battements valides (non parasités) détectés pendant ce processus.

La gamme sélectionnée pour représenter le battement libellé comme étant normal comprend le battement le plus fréquemment observé, le plus étroit et le plus régulier. C'est la raison pour laquelle la classification doit être lancée lorsque le rythme du patient est principalement normal et le signal ECG relativement peu parasité.

L'algorithme reclassifie automatiquement la ou les courbes ECG :

- lorsque la surveillance ECG est démarrée (notamment mise sous tension, redémarrage ou activation/désactivation ECG).
- à la désactivation du mode cardi tachymètre (donc à l'activation de l'analyse des arythmies).
- lorsque le mode de stimulation est modifié.
- lorsque la catégorie du patient est modifiée (un changement de profil entraîne une reclassification si la catégorie du patient est différente de celle du profil précédent).
- à la sortie du mode Veille.
- lorsque la source ECG est modifiée.
- à l'activation/désactivation du mode Démo.
- lorsqu'une alarme technique de défaut de contact est > à 60 secondes.
- à l'activation/désactivation du mode EASI dans le menu ECG.

Lorsque l'analyse multidérivation est activée, l'algorithme procède à l'acquisition simultanée des dérivation ECG principale et secondaire dans les cas répertoriés ci-dessus et le message Classif. ECG s'affiche. Pour limiter l'interruption de la surveillance continue, l'algorithme ST/AR permet de procéder séparément à l'acquisition de chaque dérivation. L'algorithme continue de surveiller une dérivation ECG pendant l'acquisition de l'autre dérivation. La dérivation non affectée est analysée en continu, sans interruption.

Lorsque l'analyse sur dérivation unique est activée, l'algorithme procède à l'acquisition de la dérivation principale de l'ECG et affiche le message de classification dans les cas répertoriés ci-dessus, mais procède également à la reclassification automatique en cas de modification de la dérivation principale de l'ECG ou du libellé de la dérivation.

Au cours de la phase de classification :

- Les périodes de temporisation des alarmes sont annulées.
- Les modèles d'arythmie mémorisés sont supprimés.
- Les alarmes d'asystolie, de fibrillation ventriculaire et de FC (lorsque le nombre de battements est suffisant pour calculer la FC) sont actives. Aucune autre alarme ne l'est.

## Libellé des battements

Une fois que le processus de classification initial est terminé et qu'une gamme de modèles "normal" a été établie, chaque nouveau battement détecté est libellé comme suit :

1. Si le battement correspond à un modèle de courbe d'une gamme déjà classifiée :
  - Le battement est libellé de la même manière que la gamme de modèle.
  - Le modèle est mis à jour, la population est augmentée et les caractéristiques du nouveau battement sont ajoutées aux statistiques de la gamme.
2. Si le battement correspond à un modèle de courbe d'une gamme non classifiée :
  - Le battement est libellé conformément aux règles de libellé des battements (décrites ci-dessous).
  - La gamme de modèles est mise à jour et, lorsqu'un nombre suffisant de battements correspondant au modèle a été détecté, la gamme de modèles est classifiée conformément aux règles de classification des gammes de modèles.
3. Si le battement ne correspond à aucun modèle de courbe existant :
  - Le battement est libellé conformément aux règles de libellé des battements (décrites ci-dessous).
  - Une nouvelle gamme de modèles est créée et ce battement en constitue le premier membre.

## Règles de libellé des battements

Chaque battement est analysé à l'aide des règles de libellé des battements. Ces règles définissent un libellé préliminaire pour chaque battement **N**, **S**, **V**, **E** et **?**. Pour éviter qu'un artefact ne soit libellé **V**, une nouvelle forme de battement peut être libellée « ? » lors de sa détection initiale. Les règles de libellé des battements reposent sur une combinaison des informations suivantes :

- Mesures des caractéristiques
- Chronologie/rythme
- Mise en correspondance avec les modèles
- Similitude de morphologie avec les battements voisins
- Impulsions de stimulation associées au battement (si le mode Stimulé est activé)

Les règles reproduisent le comportement d'un clinicien lors de l'analyse d'une courbe ECG. Bien que les mêmes règles soient utilisées pour la surveillance des adultes et des nouveau-nés, plusieurs seuils sont ajustés afin de tenir compte des caractéristiques néonatales telles que la fréquence cardiaque élevée et les complexes QRS plus étroits.

## Classification des battements stimulés

L'algorithme commence par classer les impulsions de stimulation comme étant auriculaires et/ou ventriculaires. Pour ce faire, une zone de recherche est définie avant le complexe QRS. Il mesure ensuite la distance entre les impulsions de stimulation observées dans cette zone de recherche et le battement. L'emplacement des impulsions de stimulation dans la zone de recherche détermine le type de stimulation : auriculaire, ventriculaire, biventriculaire, auriculaire/ventriculaire (AV) ou auriculaire/biventriculaire (A/BiV), comme indiqué dans la Figure 10. Les impulsions de stimulation situées hors de la région d'acquisition peuvent entraîner des battements de fusion et de pseudo-fusion (voir la page 16).

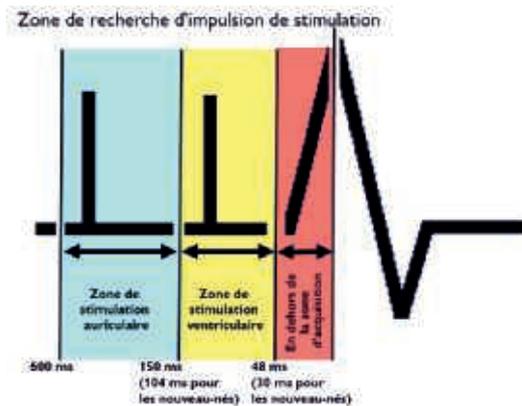


Figure 10 Zone de recherche d'impulsion de stimulation

Pour que l'algorithme prenne en compte le nouveau battement comme étant stimulé, l'impulsion de stimulation doit intervenir à une distance régulière du complexe QRS et être similaire à l'impulsion de stimulation associée au modèle de stimulation (voir la Figure 11).

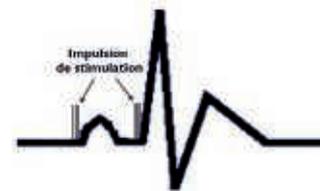


Figure 11 Modèle de stimulation double chambre avec impulsions de stimulation associées

Si la distance entre les impulsions de stimulation est aléatoire, on considère qu'elles n'ont aucun effet sur le libellé du battement (voir la Figure 12).

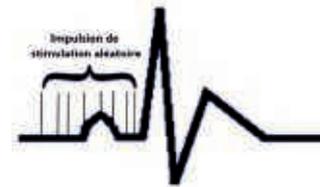


Figure 12 Distances aléatoires entre les impulsions de stimulation indiquant l'absence d'association au battement suivant

## Règles de classification des gammes de modèles

Après classification initiale de la gamme “normale”, chaque gamme créée reste non classifiée jusqu’à ce qu’un nombre suffisant de battements similaires, en général moins de cinq, soit détecté et permette de la classifier de façon précise.

Les gammes de modèles sont classifiées de la manière suivante :

- N** = Normal
- V** = Ventriculaire ectopique
- E** = Battement stimulé (Entraîné)

Les libellés attribués aux battements à l’aide des règles de libellé des battements permettent de déterminer la classification des gammes.

Un modèle normal peut inclure des battements **N** et **S**. Pour qu’un modèle ait la classification **V**, une majorité de ses battements doit être libellée **V**. Au neuvième battement, si le modèle n’a pas la classification **V**, il est classifié **N**. Un modèle stimulé est déterminé par l’analyse statistique de toutes les impulsions de stimulation détectées dans les 600 millisecondes des complexes QRS inclus dans la gamme de modèles. Pour que l’algorithme prenne en compte le modèle stimulé, les impulsions de stimulation doivent intervenir à une distance régulière du complexe QRS. Selon le nombre de distances régulières observées et leurs valeurs, le modèle stimulé est classifié de battement : auriculaire, ventriculaire, biventriculaire ou AV.

Les classifications des gammes de modèles sont comparées en continu aux libellés attribués aux différents battements à l’aide des règles de libellé des battements. Si de nombreuses différences sont observées, la gamme de modèles est reclassifiée. L’algorithme dispose ainsi d’un mécanisme lui permettant de corriger les inexactitudes provenant de la classification du modèle.

Les règles de libellé des battements utilisent des informations à jour pour analyser l’activité ectopique, tandis que la mise en correspondance avec les modèles permet à l’algorithme de conserver des données à long terme. En combinant les caractéristiques et la chronologie des battements, ainsi que les techniques de mise en correspondance, l’algorithme prend en charge de nombreux cas avec une grande précision.

## Étape 5 : calcul de la fréquence cardiaque

L’algorithme d’analyse des arythmies utilise deux moyennes différentes pour déterminer la fréquence cardiaque :

Normalement, la fréquence cardiaque est obtenue en calculant la moyenne des 12 intervalles R-R les plus récents. Le calcul tient compte des battements **N**, **S**, **E** et **V**. Cette moyenne offre une estimation stable de la fréquence cardiaque sous-jacente, même en cas de rythme irrégulier.

Lorsque la fréquence cardiaque chute au-dessous de 50 bpm (80 bpm pour les nouveau-nés), la moyenne est calculée sur 4 intervalles RR seulement, afin d’améliorer le temps de réponse et permettre à la fréquence cardiaque calculée d’atteindre la valeur correcte pendant la bradycardie.

**Remarque :** pour les alarmes de tachycardie supraventriculaire et ventriculaire, dont l’utilisateur peut définir manuellement la limite de longueur de salve **S** ou **V**, la fréquence cardiaque est calculée sur la longueur de salve **S** ou **V** sélectionnée par l’utilisateur dans la limite de 9 battements (c’est-à-dire jusqu’à 8 intervalles R-R). Par exemple, si l’utilisateur a réglé le déclenchement de l’alarme TV à 5 battements “**V**” consécutifs ou plus et à une fréquence cardiaque supérieure à 100 bpm, la fréquence cardiaque sera calculée sur 4 intervalles R-R afin de vérifier si elle dépasse la limite de 100 bpm. De même, si l’utilisateur a réglé le déclenchement de l’alarme TV à 10 battements “**V**” consécutifs ou plus et à une fréquence cardiaque supérieure à 100 bpm, le calcul sera effectué sur 8 intervalles R-R, à savoir le nombre maximal possible.

## Étape 6 : détection des fibrillations auriculaires

La détection des fibrillations auriculaires (FA) est disponible uniquement pour les patients adultes. L’analyse FA est réalisée à l’aide des intervalles R-R et des ondes P. L’algorithme utilise trois fonctions pour la détection des FA : l’irrégularité R-R, la variabilité de l’intervalle P-R et la variabilité de l’onde P.

L’analyse de l’intervalle R-R est réalisée lorsque les battements de l’intervalle sont classifiés **N** ou **S**. Elle est mise à jour à chaque intervalle R-R valide détecté. Toutes les 15 secondes, un battement moyen est formé à l’aide des battements **N** ou **S** correspondant au modèle normal dominant. La détection de l’onde P est réalisée sur le battement moyenné. La variabilité de l’intervalle P-R est égale à l’écart de l’intervalle P-R entre la mesure actuelle et la moyenne mobile. La variabilité de la zone de l’onde P est définie en mettant en correspondance la zone de l’onde P pour les battements moyennés sur 15 secondes actuels et précédents.

Pour que les FA soient détectées sur 15 secondes :

- Les intervalles R-R des battements normaux doivent être irréguliers.
- L’écart de l’intervalle PR doit être important.
- La zone de l’onde P ne doit pas présenter de correspondances satisfaisantes.

Une détection de FA est déclenchée lorsque les critères ci-dessus sont respectés, et ce, pendant quatre intervalles consécutifs de 15 secondes. Les FA ne peuvent pas être détectées si les battements sont libellés V ou E. Étant donné que la plupart des flutters auriculaires présentent des intervalles R-R réguliers, ils ne peuvent pas être détectés par l’algorithme de FA.

## Fin de fibrillation auriculaire

La fin de la fibrillation auriculaire est détectée lorsque deux intervalles consécutifs de 15 secondes ne répondent pas aux critères de détection des FA. En cas de détection d'une asystolie, d'une fibrillation ventriculaire ou d'une tachycardie ventriculaire, la fin de la fibrillation auriculaire sera déclenchée au bout de 15 secondes.

## Étape 7 : détection des fibrillations ventriculaires

Parallèlement à la détection et au libellé des battements, un autre détecteur distinct examine en continu des signaux ECG entrants afin de repérer les fibrillations ventriculaires. Si un flutter ou une onde sinusoïdale persiste pendant plus de quatre secondes sur les deux canaux ECG, le moniteur déclenche l'alarme de fibrillation ventriculaire.

## Étape 8 : détection du rythme et des conditions d'alarme

Les résultats obtenus à partir du libellé des battements, du calcul de la FC et de la détection des fibrillations auriculaires et ventriculaires sont utilisés par le détecteur du rythme et des conditions d'alarme pour mesurer la fréquence cardiaque, déterminer le rythme sous-jacent du patient et identifier les événements ectopiques.

# Structure d'alarme du système de surveillance des arythmies

## Détection des alarmes

L'algorithme de surveillance des arythmies ST/AR est conçu pour analyser les perturbations et irrégularités de la fréquence cardiaque qui doivent faire l'objet d'une série de tests avant qu'une alarme ne se déclenche. Le mode « Arythmie avancée » déclare jusqu'à 25 types d'alarmes. Le mode « Arythmie standard » déclare jusqu'à 10 types d'alarmes. Le mode cardiotaquymètre (arythmie désactivée) déclare jusqu'à 6 types d'alarmes.

Les alarmes de priorité supérieure (asystolie, par exemple) sont prioritaires et remplacent les alarmes de priorité basse (fréquence cardiaque basse, par exemple). Quand une condition d'alarme plus grave est détectée, le message d'alarme de priorité inférieure disparaît et l'alarme de priorité élevée apparaît. Il est nécessaire de tenir compte de la chaîne de priorité des alarmes (voir pages 13-15) lors de la définition des alarmes.

Les deux tableaux suivants décrivent chaque alarme, ainsi que la condition de déclenchement de cette alarme.

Tableau 2 : \*\*\*Alarmes rouges

Alarme	Condition nécessaire pour générer une alarme
*** Asystolie	Aucun battement détecté pendant une période > au seuil d'asystolie (2,5 à 4,0 secondes)
*** Fib/Tachy vent	Courbe de fibrillation (courbe sinusoïdale comprise entre 2 et 10 Hz) pendant 4 secondes consécutives.
*** Tachy vent	Salve de battements <b>V</b> consécutifs avec une durée de salve $\geq$ à la limite de salve de tachycardie ventriculaire <b>ET</b> une FC ventriculaire > à la limite de FC de tachycardie ventriculaire
*** Tachy extrême	Fréquence cardiaque > à la limite de tachycardie extrême
*** Brady extrême	Fréquence cardiaque < à la limite de bradycardie extrême

Tableau 3 : \* Alarmes jaunes

Alarme	Condition nécessaire pour générer une alarme
* TV Non soutenue	Salve de battements <b>V</b> consécutifs avec une durée de salve < à la limite de salve de tachycardie ventriculaire <b>ET</b> une FC ventriculaire > à la limite de FC de tachycardie ventriculaire
* Rythme vent	Salve de battements <b>V</b> consécutifs avec une durée de salve > à la limite des salves de rythme ventriculaire <b>ET</b> une FC ventriculaire $\leq$ à la limite de FC de tachycardie ventriculaire
* Salve ESV	Salve de plus de 2 battements <b>V</b> consécutifs avec une durée de salve $\leq$ à la limite des salves de rythme ventriculaire <b>ET</b> une FC ventriculaire $\leq$ à la limite de FC pour la Tachy Vent.
* ESV pairées	Deux battements ventriculaires libellés <b>V</b> entre 2 battements non libellés <b>V</b>

Alarme	Condition nécessaire pour générer une alarme
* Pause	Aucun battement détecté pendant une période > au seuil de pause des alarmes <sup>1</sup> (1,5 à 2,5 secondes)
* Batt. manquant	Aucun battement détecté pendant une période > 1,75 x l'intervalle R-R moyen pour une FC < 120 <b>OU</b> aucun battement détecté pendant une période > à 1 seconde avec une FC > 120 (mode Stimulé désactivé)
* Stimulus ineff.	Aucun battement détecté pendant une période > 1,75 x l'intervalle R-R moyen <b>ET</b> une ou plusieurs impulsions de stimulation détectées (mode Stimulé activé)
* Défaut stimulé	Aucun battement détecté pendant une période > 1,75 x l'intervalle R-R moyen <b>ET</b> aucune impulsion de stimulation détectée (mode Stimulé activé)
* TSV	Salve de battements S consécutifs avec une durée de salve ≥ à la limite de salve de TSV <b>ET</b> une FC pour la TSV > à la limite de FC pour la TSV
* ESV R-sur-T	Pour une FC < 100, un battement <b>V</b> avec intervalle R-R < 1/3 de l'intervalle moyen suivi d'une pause compensatoire > 1,25 x l'intervalle R-R moyen <b>OU</b> 2 battements <b>V</b> similaires sans pause compensatoire survenant à 5 minutes l'un de l'autre (remarque : si la FC > 100, 1/3 de l'intervalle R-R est une durée trop courte pour permettre la détection)
* Bigéminisme vent	Rythme dominant de battements <b>N, V, N, V, N</b>
* TrigéminismeVent	Rythme dominant de battements <b>N, N, V, N, N, V, N, N</b>
* ESV/min élevé	Nombre de battements <b>V</b> > à la limite ESV/min en 1 minute

Alarme	Condition nécessaire pour générer une alarme
* ESV polymorphes	Survenue de deux battements <b>V</b> de forme différente au cours des 60 derniers battements <b>ET</b> chacun se produisant au moins deux fois au cours des 300 derniers battements
*/** FC > Limite	Fréquence cardiaque > à la limite haute de FC
*/** FC < Limite	Fréquence cardiaque < à la limite basse de FC
* Fib auriculaire	Rythme irrégulier de battements <b>N ET</b> variabilité des intervalles P-R <b>ET</b> de l'onde P (patients adultes uniquement)
* Fin Fib auric	La fibrillation auriculaire n'est plus détectée pendant le délai configuré pour une alarme de fin de fibrillation auriculaire (patients adultes uniquement)
* FC Irrégulière	Rythme irrégulier de battements <b>N</b> (variations des intervalles R-R irréguliers > à 12,5 %)
* Fin FC irrégul	La FC irrégulière n'est plus détectée pendant le délai configuré pour une alarme de fin de FC irrégulière

1. Lorsque les réglages Pause et Asystolie sont tous deux définis sur 2,5 s et qu'un événement se produit à 2,5 s, l'alarme d'asystolie se déclenche.

Remarque : ≥ signifie supérieur ou égal à un nombre, tandis que ≤ signifie inférieur ou égal à un nombre.

## Activation et niveau de priorité des alarmes

La structure d'alarme du système de surveillance des arythmies ST/AR repose sur des priorités comportant des alarmes \*\*\*rouges, des alarmes \*\*jaunes, des alarmes \*jaunes et des alarmes techniques.

Chaque type d'alarme correspond à des indicateurs visuels et sonores distincts permettant à l'utilisateur de reconnaître rapidement la gravité de l'alarme.

Une fois qu'une alarme est détectée, elle est immédiatement activée.

Un message d'alarme s'affiche à l'écran et une tonalité distincte est émise.

### \*\*\* Alarmes rouges d'arythmie

Les alarmes \*\*\*rouges, les plus graves car elles peuvent mettre en jeu le pronostic vital du patient, sont toujours prioritaires sur les alarmes d'arythmie de moindre priorité. Il est impossible de les désactiver individuellement.

Toutes les alarmes \*\*\*rouges, \*\*jaunes et \*jaunes sont désactivées si :

- les alarmes sont suspendues (touche Pause Alarmes ou Alarmes désact. sélectionnée)
- les alarmes ECG sont désactivées (alarmes FC désactivées) sur le moniteur de chevet
- toutes les alarmes \*\*\*rouges et \*jaunes d'arythmie sont désactivées pour la télémétrie

### Rappels d'alarmes rouges

Si vous avez configuré le rappel d'alarme sur votre appareil, un rappel sonore des conditions d'alarme reste actif après validation de l'alarme.

Ce rappel peut prendre deux formes : répétition de la tonalité d'alarme pendant une durée limitée ou répétition illimitée de la tonalité d'alarme (identique alors à une nouvelle alarme). En mode Configuration, vous pouvez fixer l'intervalle entre l'acquiescement de l'alarme et le déclenchement de la tonalité du rappel à une, deux ou trois minutes.

### \* Alarmes jaunes d'arythmie (brèves)

Les alarmes \*jaunes d'arythmie sont moins importantes que les alarmes rouges, mais peuvent toutefois indiquer une perturbation grave du rythme ou de la fréquence cardiaque. Une alarme \*jaune d'arythmie peut être surclassée par une alarme \*jaune d'arythmie plus grave ou par une alarme rouge.

Les alarmes \*jaunes d'arythmie déclenchent l'émission d'une tonalité distincte pendant une durée fixe. Le message d'alarme reste affiché pendant trois minutes (maximum), comme décrit ci-dessous.

- Si les alarmes sont neutralisées :
  - et que la condition n'existe plus, les indicateurs visuels disparaissent ;
  - et que la condition est toujours présente, le message d'alarme reste affiché. Une fois la période de temporisation terminée, une alarme sonore et visuelle se déclenche. Aucune nouvelle alarme n'est mémorisée.
- Si les alarmes ne sont pas neutralisées :
  - et que la condition n'existe plus, les indicateurs visuels disparaissent après trois minutes ;
  - et que la condition est toujours présente, le bandeau visuel d'alarme reste affiché. Une fois la période de temporisation terminée, une alarme sonore se déclenche. Aucune nouvelle alarme n'est mémorisée.

Les alarmes \*jaunes d'arythmie sont toujours configurées pour être bloquées visuellement pendant trois minutes. L'alarme de fin de fibrillation auriculaire et l'alarme de fin de FC irrégulière sont bloquées visuellement pendant cinq minutes.

Il est possible de désactiver individuellement des alarmes \*jaunes d'arythmie. La désactivation des alarmes \*jaunes d'un patient donné n'affecte pas les alarmes des autres patients.

### \*\* Alarmes jaunes de limite de FC (longues)

Les alarmes de FC peuvent être configurées en tant qu'alarmes \*\*jaunes de FC. Si c'est le cas, ces alarmes sont annoncées comme des alarmes jaunes continues. Les alarmes \*\*jaunes de FC répondent aux paramètres de blocage configurés sur votre appareil.

### Rappels d'alarmes jaunes

À l'instar des alarmes \*\*\*rouges d'arythmie, si vous avez configuré le rappel d'alarme sur votre appareil et que les limites d'alarmes \*\*jaunes de FC sont configurées, un rappel sonore des conditions d'alarme reste actif après avoir acquitté les alarmes de FC. S'ils sont activés, les rappels d'alarme émettent une tonalité toutes les 1, 2 ou 3 minutes. Si vous avez activé la répétition d'alarme, une tonalité continue est émise.

Les alarmes \*jaunes d'arythmie disposent d'une période de temporisation. Si vous acquittez une alarme \*jaune d'arythmie alors que la condition existe toujours, les indicateurs visuels persistent jusqu'à l'arrêt de la condition. Une répétition d'alarme se déclenche pour l'alarme \*jaune d'arythmie à chaque expiration de la période de temporisation. Si la période de temporisation est configurée sur 0, aucun rappel n'est émis.

Les alarmes de fibrillation auriculaire et de FC irrégulière n'ont pas de période de temporisation. Des rappels peuvent cependant être configurés.

### Alarmes techniques

Les alarmes techniques se déclenchent chaque fois qu'un signal ECG ne peut être analysé correctement en raison de bruit ou de conditions d'alarme technique. Lorsque l'alarme technique est activée, les indicateurs sonores et visuels persistent tant que la condition est présente et cessent automatiquement dès que la condition disparaît. Les alarmes techniques étant moins importantes, elles ne remplacent jamais les alarmes rouges ou jaunes si elles se déclenchent simultanément.

Si 20 des 30 dernières secondes sont classifiées comme parasitées ou incertaines (annotations de battements retardés principalement libellés A ou ?), une alarme technique ECG Analyse imposs est déclenchée. Pendant cette condition d'alarme technique, l'analyse des arythmies se poursuit et une alarme est déclenchée à l'apparition d'une condition d'alarme.

L'alarme technique "Analyse imposs" indique que l'efficacité de la surveillance des arythmies chez le patient est compromise. Il est donc important d'intervenir rapidement.

## Chaîne de priorité des alarmes

Pour éviter de confondre des alarmes redondantes ou d'activer des alarmes moins importantes lors de la validation des alarmes graves, le système de surveillance des arythmies définit des priorités d'alarme par le biais d'une chaîne de priorité des alarmes.

Les événements liés, tels que les alarmes ventriculaires, sont regroupés dans une chaîne. Les alarmes les plus graves occupent le haut de la chaîne, puis les événements sont classés par ordre décroissant de priorité.

La façon dont les alarmes sont groupées et hiérarchisées définit la manière dont elles sont annoncées. Les alarmes \*\*\*rouges ont la priorité la plus élevée et sont signalées en premier, si elles sont présentes. Si aucune alarme \*\*\*rouge n'est détectée, alors l'alarme \*jaune ayant la priorité la plus élevée dans une chaîne d'alarme donnée est annoncée. Si des alarmes de priorité identique dans différentes chaînes d'alarme sont détectées, l'alarme la plus récente est annoncée.

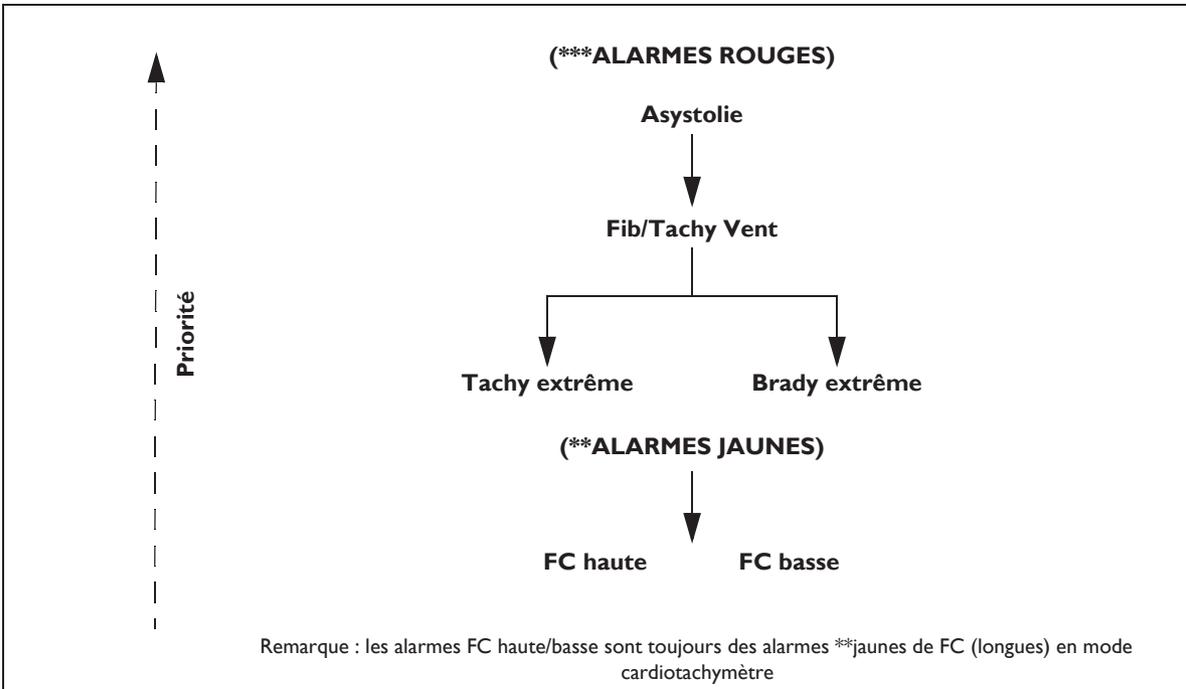


Figure 13 Chaîne de priorité des alarmes en mode cardi tachymètre (arythmie désactivée)

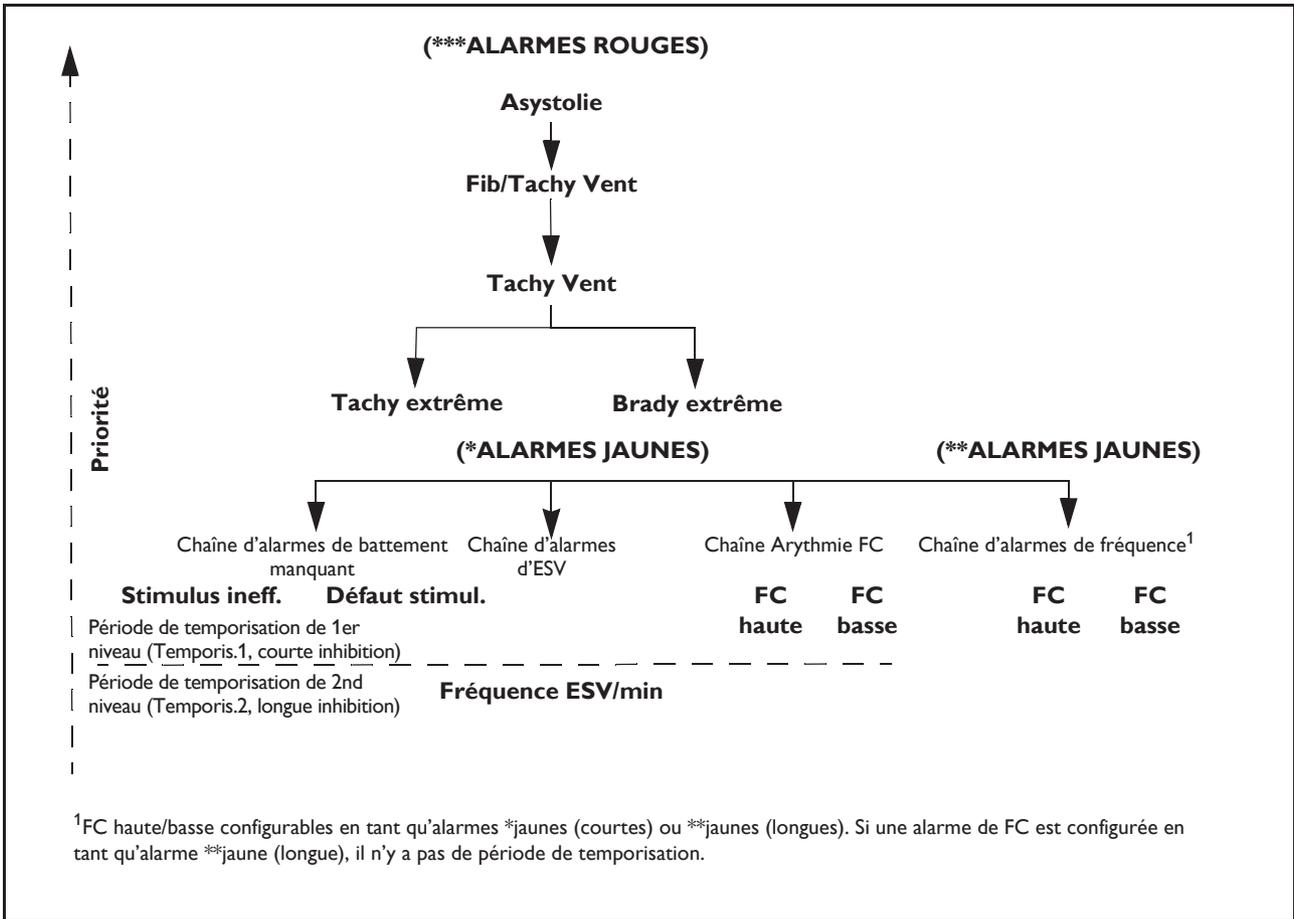


Figure 14 Chaîne de priorité des alarmes d'arythmie de base



## Comportement des alarmes après annonce

### Temporisation des alarmes

- Pour réduire le nombre d'alarmes inutiles, une période de temporisation fixe non prolongée débute au moment où une alarme \*jaune est annoncée. La durée de cette période de temporisation peut être configurée par l'utilisateur.
- Aucune période de temporisation n'est appliquée pour les alarmes rouges.
- Pendant la période de temporisation, cette alarme et toutes les alarmes de priorité inférieure de la même chaîne (groupe) ne sont pas annoncées. Les alarmes de priorité plus élevée ou les alarmes d'une autre chaîne seront annoncées si elles sont détectées pendant la période de temporisation.
- La période de temporisation des alarmes \*jaunes de premier niveau (Temporis.1, courte inhibition) peut être configurée entre 0 et 5 minutes. La période de temporisation des alarmes \*jaunes de second niveau (Temporis.2, longue inhibition) peut être configurée entre 0 et 15 minutes. Les périodes de temporisation se terminent une fois que le temps configuré s'est écoulé. Elles sont également annulées en présence des conditions entraînant une classification.

### Rappels importants concernant les alarmes

- Les cliniciens doivent valider toutes les alarmes le plus rapidement possible.
- Si une condition d'alarme existe, elle reste active à moins d'être désactivée ou si une alarme de priorité supérieure se déclenche, ou encore si une période de temporisation fixe est appliquée.
- Les alarmes jaunes peuvent être désactivées par l'utilisateur sur les appareils.
- Les alarmes \*\*\*rouges ne se réinitialisent jamais automatiquement, à une exception près. Si votre appareil est configuré avec des alarmes sonores et visuelles non bloquées, toute alarme rouge cessera lorsque la condition n'existe plus.
- Toutes les alarmes d'arythmie sont désactivées si les alarmes sont suspendues ou si les alarmes ECG sont désactivées (alarmes FC désactivées) sur l'appareil.

### Mode cardiotechymètre (arythmie désactivée)

L'algorithme ST/AR propose également un mode cardiotechymètre (arythmie désactivée). L'algorithme de cardiotechymètre peut traiter un ou deux canaux ECG simultanés.

Lorsque le mode cardiotechymètre (arythmie désactivée) est utilisé, la détection du QRS est identique à celle réalisée lorsque l'arythmie est activée. Cela signifie que tous les tests de bruit et de réjection sont effectués.

À partir des battements détectés, la fréquence cardiaque est ensuite calculée à l'aide des formules utilisées par l'algorithme d'analyse des arythmies. Parallèlement à la détection des battements, les algorithmes de détection des asystolies et des fibrillations ventriculaires dans l'analyse des arythmies sont utilisés pour détecter la présence d'asystolie et de fibrillation ventriculaire.

**Remarque :** les alarmes de FC haute et basse sont toujours des alarmes de FC \*\*jaunes (longues).

## Étapes permettant d'améliorer la surveillance des arythmies

### 1. Optimisation de la qualité du signal

La peau doit être correctement préparée pour que la surveillance soit efficace. Un signal propre est indispensable pour que la surveillance des arythmies soit précise. Il est important de réduire ou supprimer les facteurs responsables de mauvais contact des électrodes, d'instabilité de la ligne de base, d'artefacts musculaires ou d'interférences électriques (50/60 Hz).

- Placez les électrodes sur des zones planes et non musculaires afin que le signal ne soit pas affecté par les mouvements du patient ou par les os.
- Rasez ou coupez les poils à l'emplacement des électrodes, si nécessaire, selon les protocoles en vigueur dans votre établissement.
- Nettoyez soigneusement chaque site avec du savon et de l'eau, une lingette sans alcool ou une compresse. N'utilisez pas d'alcool, afin d'éviter d'assécher la peau.
- Séchez soigneusement la peau.
- Utilisez du papier pour préparation de la peau aux ECG (abrasif) ou le disque de préparation de la peau disponible sur l'électrode pour retirer les cellules mortes de l'épiderme et améliorer la conductivité au niveau de la zone de contact.
- Utilisez des électrodes de qualité.
  - Toutes les électrodes doivent être de la même marque et du même type de façon à minimiser le bruit.
  - Les électrodes conditionnées en grandes quantités doivent être utilisées rapidement après l'ouverture de l'emballage ou ce dernier doit être bien refermé, car une exposition prolongée à l'air aura pour effet d'assécher les électrodes prématurément, ce qui réduit leurs propriétés adhésives et conductrices.
  - Veillez à ce qu'un gel humide soit présent sur les électrodes. Si vous n'utilisez pas d'électrodes pré-gélifiées, appliquez un gel pour électrode avant de positionner les électrodes. Le gel doit être humide afin de garantir la qualité du signal.
  - Remplacez les électrodes toutes les 24 heures. L'instabilité croissante de la ligne de base est la première indication que les électrodes sont sèches et doivent être remplacées.
- Fixez les brins ECG sur chaque électrode avant de les appliquer, pour augmenter le confort du patient.

- Appliquez l'électrode en appuyant sur toute sa surface. Le positionnement des électrodes est important et peut être différent selon le câble patient et le positionnement sélectionné pour les dérivations surveillées.
- Fixez le câble et les fils d'électrodes. Les artefacts et l'instabilité de la ligne de base sont susceptibles d'augmenter si la peau située sous l'électrode est tendue. Fixez les fils avec du ruban adhésif pour réduire ce phénomène si votre patient est actif.

## 2. Sélection du mode Stimulé approprié

Activez le mode Stimulé si votre patient porte un stimulateur cardiaque, et désactivez-le dans le cas contraire.

Il est essentiel que le mode Stimulé soit correctement défini pour le patient surveillé. La sélection d'un mauvais mode aura un impact négatif sur l'efficacité de l'algorithme d'arythmie :

- Si le mode Stimulé est désactivé pour un patient porteur d'un stimulateur cardiaque, l'algorithme ne recherchera pas d'impulsions de stimulation. Aucun des battements stimulés ne sera correctement classifié étant donné que les impulsions de stimulation ne sont pas détectées et utilisées pour la classification des battements. Les impulsions de stimulation auriculaire pourraient être libellées **N** et les impulsions de stimulation ventriculaire et AV libellées **V**, ce qui risquerait de déclencher de fausses alarmes d'ESV. Plus important encore, si le stimulateur cardiaque du patient génère un stimulus inefficace, l'algorithme d'arythmie pourrait confondre les pics de stimulation avec des battements et continuer à générer une fréquence cardiaque au lieu d'une alarme de stimulus inefficace ou d'asystolie.
- Si le mode Stimulé est activé pour un patient sans stimulateur cardiaque, l'algorithme détectera les battements ventriculaires de façon moins efficace. En effet, les informations de pause compensatoire qui suivent le battement V dans un ECG sans stimulation ne pourront pas être utilisées pour la classification et certaines alarmes d'ESV pourraient alors ne pas être générées.
- Si votre appareil est configuré sur Non confirmé, ST/AR utilise l'algorithme correspondant au mode Stimulé activé.

## 3. Sélection des dérivations les plus adéquates

- Sélectionnez la ou les dérivations où l'amplitude du QRS est stable et adéquate (recommandation : amplitude supérieure à 0,5 millivolt).
- Si le système peut effectuer une analyse multidérvation mais qu'une seule dérivation présente un voltage stable et adéquat, utilisez l'analyse des arythmies sur dérivation unique ou la fonction de détection du QRS sur dérivation unique.

## 4. Détection du complexe QRS le plus adéquat

La taille et la forme des QRS sont des facteurs très importants pour garantir la détection et la classification correctes des battements. Respectez les consignes suivantes afin de sélectionner les dérivations dont le QRS présente la meilleure morphologie pour être analysé par le système de surveillance des arythmies.

### • Battement normal

- L'onde R est grande, ni tronquée, ni biphasique.
- L'onde T mesure moins de 1/3 de la hauteur de l'onde R.
- L'amplitude de l'onde P est inférieure au 1/5 de celle de l'onde R et, de préférence, inférieure à 0,15 millivolt.

### • Extra-systole

- La hauteur mesure au moins 1/5 de la hauteur du QRS normal.
- Le battement ne doit pas être tronqué.
- La forme est considérablement différente de la normale.

## 5. Réglage du seuil de détection minimal

La taille de l'onde P peut empêcher la détection précise du QRS. Lorsque la taille de l'onde P est supérieure à 1/5 de la hauteur du QRS ou à 0,15 millivolt, réglez le seuil au-dessus de l'onde P.

## 6. Réglage des alarmes

La désactivation de certaines alarmes, la modification des critères d'alarme et le réglage des périodes de temporisation permettent de :

- réduire le nombre d'alarmes ;
- alerter le clinicien en cas d'alarmes spécifiques au patient ;
- réduire le nombre d'alarmes redondantes en cas de conditions connues ou chroniques.

## Étapes supplémentaires pour la surveillance de patients porteurs d'un stimulateur cardiaque

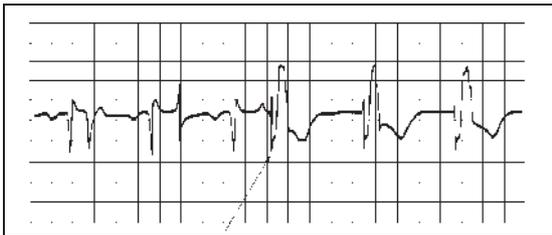
Il est extrêmement important de procéder à une observation attentive pendant l'analyse du système de surveillance des arythmies sur les patients porteurs d'un stimulateur. Le clinicien doit toujours vérifier que la détection des impulsions de stimulation est bien effectuée.

Premièrement, le mode Stimulé doit être activé. Le moniteur reclassifie le rythme du patient à l'aide de l'algorithme pour les patients porteurs d'un stimulateur.

Pendant la classification, l'utilisateur doit observer la courbe annotée retardée pour s'assurer que les repères indiquant les impulsions de stimulation sont correctement associés aux impulsions de stimulation. Jusqu'à deux repères d'impulsion de stimulation sont affichés, qu'ils soient associés ou non au battement suivant. Par conséquent, deux repères distincts sont observés pour un stimulateur cardiaque double chambre (un par impulsion de stimulation). Un repère double s'affiche quand le système détecte des impulsions de stimulation biventriculaire.

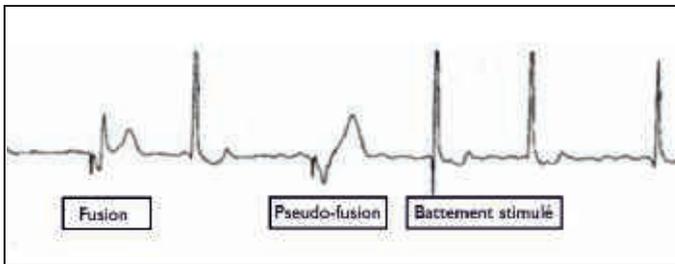
Considérations relatives à la sélection d'une ou plusieurs dérivations ECG :

- Les complexes stimulés doivent présenter une amplitude comprise entre 1 et 2 millivolts et supérieure à celle des impulsions de stimulation.
- Les battements ventriculaires entraînés doivent être plus larges que le complexe QRS normal.
- Les impulsions de stimulation ne doivent présenter aucune repolarisation visible (suroscillation/sous-oscillation). La repolarisation augmente la largeur des impulsions de stimulation, qui pourraient alors être identifiées, à tort, comme des battements pendant un stimulus inefficace.



**Figure 16** Queues d'impulsion de stimulation dues à la repolarisation

- Évitez les battements de fusion et de pseudo-fusion. Les battements de fusion surviennent quand un battement intrinsèque et un battement déclenché par stimulation surviennent simultanément. En fonction du délai séparant le battement intrinsèque du battement stimulé, la morphologie du QRS peut fortement varier. Les battements de pseudo-fusion surviennent quand une impulsion de stimulation inefficace se produit près d'un QRS ou dans un QRS. Aucune distorsion majeure de la morphologie du QRS n'est généralement observée, sauf si le QRS intrinsèque est très étroit.



**Figure 17** Illustration des battements de fusion et de pseudo-fusion

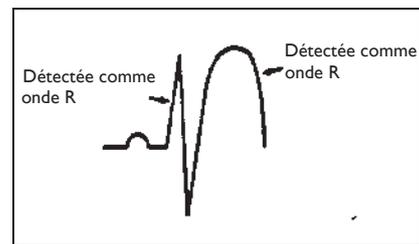
- Choisissez une dérivation où l'impulsion de stimulation ventriculaire présente la même polarité (c'est-à-dire pointe dans la même direction) que le complexe QRS.
- Choisissez une dérivation avec un complexe QRS normal qui est large et pas trop étroit.
- En cas de stimulation ventriculaire, modifiez le rythme ventriculaire stimulé pour qu'il soit supérieur au rythme intrinsèque du patient, le cas échéant.
- Dans le cas d'une stimulation AV, modifiez le délai AV du stimulateur cardiaque pour éviter les pseudo-fusions, le cas échéant.

## Attention particulière dans le cadre de la surveillance informatisée des arythmies

Il est impossible de concevoir un algorithme de surveillance informatisée des arythmies capable d'analyser de façon précise 100 % des patients. Les sections suivantes décrivent plusieurs cas pouvant entraîner des problèmes de détection de l'algorithme.

### Ondes P et T de grande taille

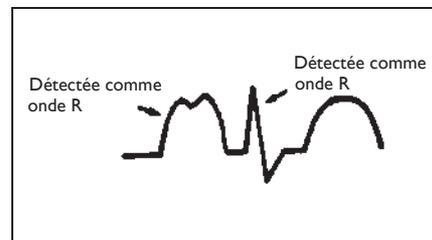
L'algorithme a été conçu pour reconnaître de façon sélective et filtrer les ondes P et T de manière à ce qu'elles ne soient pas classifiées comme des battements. Si la taille de l'onde T est supérieure à celle de l'onde R ou présente un retard très important, une classification correcte s'avère difficile. L'onde T est susceptible d'être détectée incorrectement et de porter le libellé V, ce qui déclencherait une alarme ESV R-sur-T ou une alarme de FC élevée.



**Figure 18** Onde T de grande taille

Des ondes P de grande taille peuvent également être détectées et classifiées incorrectement comme des ondes R, entraînant le déclenchement de fausses alarmes de FC élevée ou d'ESV par l'algorithme.

Dans la plupart des cas, l'apparition d'ondes T et P de grande taille peut être résolue en sélectionnant des dérivations différentes. Toutefois, dans certains cas comme l'hypertrophie auriculaire extrême, l'hyperkaliémie ou la baisse de tension ventriculaire, les ondes P et T peuvent présenter la même taille que l'onde R, même si la dérivation a été soigneusement sélectionnée.



**Figure 19** Hypertrophie auriculaire

Dans ces cas, plutôt que d'essayer de sélectionner deux dérivations avec les ondes P et T de taille correcte, il est plus facile de sélectionner la dérivation montrant les ondes P et T avec les tailles les plus petites et d'utiliser l'option de surveillance des arythmies sur une seule dérivation ou la détection du QRS sur une seule dérivation avec l'option de réglage du seuil de détection minimal.

### Battements aberrants

Les ondes P ne pouvant être analysées, il est difficile et quelquefois impossible pour le système de surveillance de distinguer un battement supraventriculaire aberrant d'un battement ventriculaire. Si le battement aberrant ressemble à une morphologie ventriculaire, il est classifié comme battement ventriculaire.

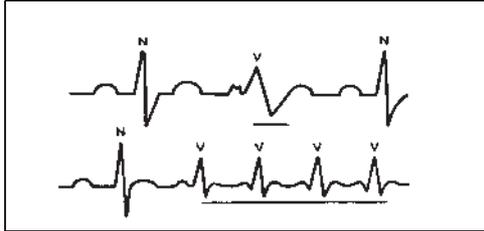


Figure 20 Battement aberrant

Sélectionnez une dérivation où les battements aberrants ont une onde R aussi étroite que possible pour limiter les identifications incorrectes. Les battements ventriculaires doivent différer visuellement des battements normaux. Plutôt que d'essayer de sélectionner deux dérivation avec une onde R étroite, il peut être plus facile de ne sélectionner qu'une dérivation et d'utiliser la surveillance des arythmies sur une seule dérivation.

### Arythmies auriculaires

Dans certains cas d'arythmie auriculaire, les fibrillations et flutters sur une ligne de base erratique peuvent être supérieurs au seuil de détection de l'algorithme, entraînant ainsi des erreurs de détection et le déclenchement de fausses alarmes. Dans ce cas, il faut également envisager la surveillance des arythmies sur une seule dérivation s'il s'avère difficile de sélectionner deux dérivation présentant une ligne de base erratique de faible niveau.

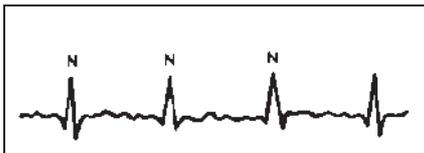


Figure 21 Fibrillation auriculaire

### Arythmie sinusale

Dans certains cas, pendant une arythmie sinusale, une fausse alarme de fibrillation auriculaire peut se déclencher si l'onde P ne peut être détectée de façon fiable ou si la morphologie de l'onde P varie.

### Bloc de branche intermittent

Le phénomène de bloc de branche ou tout autre bloc fasciculaire constitue une difficulté pour l'algorithme d'arythmie. Si, au cours du bloc, le QRS change considérablement du QRS normal classifié par le système, il peut être libellé incorrectement comme étant un battement V, entraînant ainsi de fausses alarmes d'ESV.

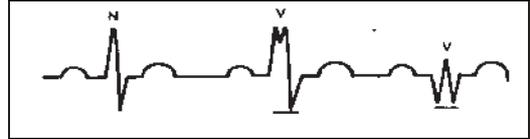


Figure 22 Bloc de branche intermittent

Sélectionnez une dérivation où les battements du bloc de branche ont une onde R aussi étroite que possible pour limiter les identifications incorrectes. Les battements ventriculaires doivent différer visuellement des battements normaux. Plutôt que d'essayer de sélectionner deux dérivation avec une onde R étroite, il peut être plus facile de ne sélectionner qu'une dérivation et d'utiliser la surveillance des arythmies sur une seule dérivation.

### Rythmes stimulés avec battements de pseudo-fusion

Évitez les battements de pseudo-fusion où l'impulsion de stimulation intervient près du complexe QRS ou pendant ce dernier. Ces battements peuvent entraîner la suppression d'un complexe QRS étroit dans le cadre du processus de suppression des impulsions de stimulation et des suroscillations, et ainsi entraîner le déclenchement de fausses alarmes de pause et/ou d'asystolie.

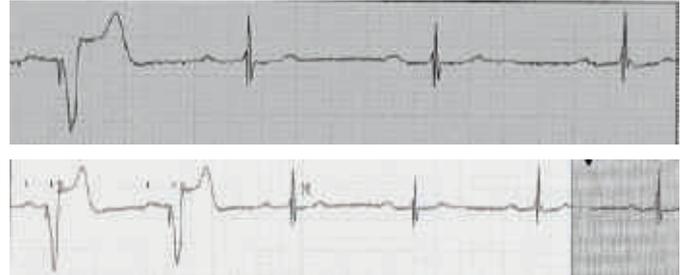


Figure 23 Tracés ECG présentant des battements de pseudo-fusion

### Reclassification manuelle

Une reclassification doit être lancée manuellement si les battements ne sont pas détectés ou si la classification des battements est incorrecte, entraînant le déclenchement d'une fausse alarme. Si la condition ayant empêché l'algorithme de détecter correctement les battements est toujours présente, le problème ne sera pas résolu en lançant la reclassification. La seule solution consiste alors à sélectionner une autre dérivation.

# Statistiques ECG

L'algorithme d'arythmie ST/AR calcule des statistiques ECG à partir des courbes ECG pour des intervalles d'échantillonnage d'environ une minute. Chaque valeur statistique décrit l'activité ectopique survenue pendant la période d'une minute précédant son calcul. Les statistiques sont disponibles en mode « Arythmie avancée » et « Arythmie standard », même si les alarmes sont désactivées. Aucune donnée n'est disponible en mode cardi tachymètre.

Le tableau suivant décrit les statistiques ECG disponibles et consultables depuis le Centre d'information IntelliVue iX. Un ensemble complet de données statistiques est disponible quand l'intervalle de tendance est défini sur celui de l'algorithme. Quand l'intervalle de tendance est défini sur une valeur supérieure à une minute, seul un sous-ensemble de statistiques est disponible. Si les statistiques ne peuvent être calculées précisément pour l'intervalle de temps choisi, aucune donnée ne s'affiche.

Remarque : pour les statistiques présentant un astérisque (\*), les données sont disponibles uniquement si l'intervalle de tendance est défini sur l'intervalle de l'algorithme ou sur 1 minute. En outre, aucune valeur ne s'affiche dans la colonne du total.

Tableau 4 : Statistiques ECG

Élément	Définition
Pourcentage de données disponibles	Pourcentage de données pouvant être affichées pour la période sélectionnée
<b>Données de fréquence cardiaque</b>	
Battements totaux	Nombre total de battements
Battements normaux	Nombre total de battements <b>N</b>
Pourcentage de signaux faibles*	Proportion de signaux faibles, exprimée en pourcentage et correspondant à la somme de tous les intervalles R-R présentant au moins un battement <b>A</b> ou <b>?</b>
<b>Variabilité de la fréquence cardiaque</b>	
Pourcentage de FC irrégulière*	Pourcentage correspondant à la somme de tous les intervalles R-R présentant des intervalles adjacents dont la variation est supérieure à 12,5 %, dont les battements sont libellés <b>N</b> ou <b>S</b> , sans battements <b>M</b>
Racine carrée de la variance NN*	Écart-type des intervalles R-R <b>NN</b> où les intervalles R-R sont inférieurs à quatre secondes moyennées

Tableau 4 : Statistiques ECG

Élément	Définition
pNN50*	Pourcentage de séquences de battements <b>NNN</b> avec des changements des intervalles R-R adjacents > 50 ms
Événements de pause	Nombre total d'événements d'asystolie, de pause ou de battements manquants
<b>Ectopie supraventriculaire</b>	
Battements supraventriculaires	Nombre total de battements <b>S</b> et <b>N</b>
Battements supraventriculaires prématurés	Nombre total de battements <b>S</b>
Nombre de salves d'extrasystoles supraventriculaires (ESSV)	Nombre total de salves composées d'au moins trois battements <b>S</b>
FC maximum des salves ESSV	Fréquence cardiaque maximale des salves avec battements <b>S</b>
FC minimum des salves ESSV	Fréquence cardiaque minimale des salves avec battements <b>S</b>
<b>Ectopie ventriculaire</b>	
Battements ESV	Nombre total de battements <b>V</b>
Pourcentage de trigéminisme ventriculaire*	Pourcentage d'événements de trigéminisme ventriculaire
Pourcentage de bigéminisme ventriculaire*	Pourcentage d'événements de bigéminisme ventriculaire
Nombre de salves de battements ventriculaires ou incertains	Nombre total de salves composées d'au moins trois battements <b>V</b> ou <b>?</b>
Nombre de salves ESV	Nombre total de salves composées d'au moins trois battements <b>V</b>
FC maximum des salves ESV	Fréquence cardiaque maximale des salves avec battements <b>V</b>
FC minimum des salves ESV	Fréquence cardiaque minimale des salves avec battements <b>V</b>
Plus longue salve ESV*	Plus grand nombre de battements <b>V</b> dans une salve

**Tableau 4 : Statistiques ECG**

Élément	Définition
Nombre de battements ESV R-sur-T	Nombre total d'événements R-sur-T
Nombre de doublets ESV	Nombre total d'événements d'ESV en double
Nombre d'ESV polymorphes	Nombre total d'événements d'ESV polymorphes
<b>Battements stimulés</b>	
Battements auriculaires stimulés	Nombre total de battements <b>E</b> avec impulsion de stimulation détectée > 150 ms (> 104 ms pour les nouveau-nés) avant le complexe QRS
Battements ventriculaires stimulés	Nombre total de battements <b>E</b> avec impulsion de stimulation détectée ≤ 150 ms (> 104 ms pour les nouveau-nés) avant le complexe QRS
Doublets battements stimulés	Nombre total de battements <b>E</b> avec deux impulsions de stimulation, une détectée ≤ 150 ms (104 ms pour les nouveau-nés) et une détectée > 150 ms (104 ms pour les nouveau-nés) avant le complexe QRS
Battements stimulés totaux	Nombre total de battements <b>E</b>
Pourcentage de battements stimulés	Pourcentage de battements <b>E</b>
Pourcentage de battements avec stimulation auriculaire	Pourcentage de battements <b>E</b> avec impulsion de stimulation > 150 ms (104 ms pour les nouveau-nés) avant le complexe QRS
Pourcentage de battements avec stimulation ventriculaire	Pourcentage de battements <b>E</b> avec impulsion de stimulation ≤ 150 ms (104 ms pour les nouveau-nés) avant le complexe QRS
Pourcentage de battements stimulés avec double stimulation	Pourcentage de battements <b>E</b> avec deux impulsions de stimulation, une détectée ≤ 150 ms (104 ms pour les nouveau-nés) et une détectée > 150 ms (104 ms pour les nouveau-nés) avant le complexe QRS
Nombre de salves stimulées	Nombre total de salves composées d'au moins trois battements <b>E</b>

**Tableau 4 : Statistiques ECG**

Élément	Définition
FC maximum des salves stimulées	Fréquence cardiaque maximale des salves avec battements <b>E</b>
FC minimum des salves stimulées	Fréquence cardiaque minimale des salves avec battements <b>E</b>
Nombre d'événements de défaut de stimulation	Nombre total d'événements de défaut de stimulation
Nombre d'événements de stimulus inefficace	Nombre total d'événements de stimulus inefficace
<b>Total</b>	Indique le total pour la durée d'affichage sélectionnée

# Conclusion

Un système de surveillance des arythmies est conçu pour effectuer une surveillance continue, afin d'aider le clinicien à gérer et évaluer l'état de santé des patients. Il n'est pas conçu pour remplacer la surveillance humaine ou se substituer à l'appréciation clinique des professionnels de santé. La clé d'une surveillance fiable et éprouvée des patients réside dans l'association d'une surveillance individuelle étroite et d'une utilisation adéquate des équipements de surveillance.



© 2017 Koninklijke Philips N.V.  
Tous droits réservés.

Philips Medical Systems Nederland B.V. se réserve le droit d'apporter des modifications aux caractéristiques et/ou d'arrêter la production de tout produit, à tout moment et sans obligation de préavis, et ne pourra être tenue pour responsable de toute conséquence résultant de l'utilisation de cette publication.

Philips Healthcare, une des Activités de Royal Philips

[www.medical.philips.com/healthcare](http://www.medical.philips.com/healthcare)  
[healthcare@philips.com](mailto:healthcare@philips.com)  
Fax : +31 40 27 649 887

Philips Healthcare  
Global Information Center  
P.O. Box 1286  
5602 BG Eindhoven  
Pays-Bas

Imprimé aux Pays-Bas.  
4522 991 19982 \* DEC 2017