

PHILIPS



algorithme ECG Philips DXL
Manuel de référence du médecin

Avvertissement

À propos de cette révision

Publié par Philips Medical Systems

Référence du manuel
453564149801

Historique des révisions

Révision A, mars 2009
Révision B, juin 2009
Révision C, novembre 2009
Révision D, février 2014

Garantie

Philips Medical Systems se réserve le droit d'apporter des modifications à ce *Manuel de référence du médecin* et au produit qu'il décrit. Les caractéristiques de ce produit sont sujettes à modification sans préavis.

Les informations contenues dans ce *Manuel de référence du médecin* ne sauraient être considérées comme une offre, une garantie, un engagement ni une condition contractuelle.

Copyright

© 2016 Koninklijke Philips Electronics N.V.
Tous droits réservés. Tous les autres noms de produits mentionnés dans ce manuel sont les marques de leurs propriétaires respectifs.

Toute reproduction complète ou partielle de ce document, par quelque procédé que ce soit (électrique, mécanique ou autre), sans l'autorisation écrite du détenteur des droits d'auteur est interdite.

Philips Medical Systems
3000 Minuteman Road
Andover, MA 01810 Etats-Unis
Tél. : (978) 687-1501

Toute copie non autorisée de ce document risque non seulement d'enfreindre les lois sur les droits d'auteur mais également de limiter la capacité de Philips Medical

Systems à offrir des informations précises et à jour aux utilisateurs.

Directive européenne sur les dispositifs à usage médical

L'algorithme décrit dans ce manuel est un composant logiciel intégré à de nombreux dispositifs à usage médical de la société Philips Medical Systems. Consulter la documentation fournie avec votre appareil pour plus d'informations sur la conformité de ce dernier à la Directive européenne relative aux dispositifs à usage médical et aux autres normes médicales.

Représentant autorisé dans l'UE :

Philips Medizin Systeme
Böblingen GmbH
Hewlett Packard Str. 2
71034 Böblingen
Allemagne

Représentant autorisé dans l'Australie et Nouvelle-Zélande:

Philips Electronics Australia Ltd.
65 Epping Road
North Ryde
NSW 2113
Australia

ATTENTION

Selon la loi fédérale américaine, ce produit peut uniquement être vendu à un médecin ou à une personne agissant pour son compte. L'utilisation d'accessoires autres que ceux recommandés par Philips peut altérer les performances du produit.

CE PRODUIT N'EST PAS DESTINÉ À UN USAGE FAMILIAL.

Présentation

Ce *Manuel de référence du médecin* explique comment l'Algorithme 16 dérivation Philips DXL analyse les signaux ECG.

REMARQUE Aucune analyse automatisée des ECG n'est entièrement fiable. Elle doit toujours être vérifiée par un médecin spécialisé.

A qui est destiné ce Manuel de référence du médecin ?

Ce Manuel de référence du médecin est destiné aux médecins qui relisent les ECG analysés par l'algorithme ECG Philips DXL. Il peut intéresser d'autres professionnels de la santé, désireux de s'initier à l'interprétation automatisée des ECG.

REMARQUE Ce manuel décrit des fonctions qui peuvent ne pas être disponibles sur tous les systèmes Philips. Consulter la documentation fournie avec votre appareil pour plus d'informations sur les fonctions dont il dispose.

Conventions utilisées dans ce document

Les conventions typographiques suivantes s'appliquent à ce *Manuel de référence du médecin*.

REMARQUE Les remarques fournissent des informations importantes sur un sujet particulier.

CONSEIL Les conseils donnent des informations sur l'utilisation d'une fonction particulière.

Les options de menu et les libellés de commande sont repérés par une police différente (sans serif, gras). Exemple : appuyez sur la touche **Config**.

Chapitre 1 algorithme ECG Philips DXL

Introduction	1-1
Nouvelles fonctionnalités de l'algorithme ECG Philips DXL vPH110C.....	1-2
Traitement des données par l'algorithme ECG Philips DXL.....	1-3
Surveillance de la qualité des courbes	1-5
Identification des inversions des dérivations	1-7
Inversion des dérivations bras gauche-jambe gauche	1-7
Inversion des dérivations précordiales.....	1-8
Réduction des artefacts	1-8
Interférences en mode commun	1-9
Interférences en mode différentiel	1-9
Les différents types d'artefacts.....	1-9
Les interférences électriques	1-10
Artefacts musculaires	1-11
Artefacts respiratoires.....	1-12
Incurvation de la ligne de base	1-13
Dérive de la ligne de base	1-13
Artefacts mécaniques.....	1-14
Utilisation des filtres	1-15
Filtre d'artefacts	1-16
Filtre secteur	1-16
Filtres de réponse en fréquence	1-17
Filtre de dérive de la ligne de base.....	1-17
Effets négatifs du filtrage sur les courbes	1-18
Comment éviter les artefacts.....	1-21
Reconnaissance morphologique et mesures	1-22
Reconnaissance morphologique	1-22
Mesures étendues.....	1-23
Mesures de groupe	1-23
Mesures sur les 12 dérivations.....	1-24
Détection d'un rythme auriculaire	1-24
Mesures globales	1-24
Mesures d'axes	1-25
Mesure QT	1-25
Précision des principales mesures	1-25
Précision de la mesure de QT et de la correction de QT	1-26
Problèmes d'identification de la fin de l'onde T	1-27
Identification de la fin de l'onde T dans l'algorithme DXL.....	1-28
Sélection QT globale	1-29
Correction de QT en fonction de la fréquence cardiaque	1-32

Génération d'énoncés diagnostiques	1-33
Degré global de gravité	1-33
Utilisation des dérivations étendues	1-34
Dérivations pédiatriques (V3R, V4R, V7)	1-34
Dérivations droites (V3R, V4R, V5R)	1-35
Dérivations postérieures (V7, V8, V9)	1-35
Infarctus du myocarde et artères coronaires responsables	1-35
Evaluation des performances de l'algorithme	1-35

Chapitre 2 Analyse de rythme des ECG adultes et pédiatriques

Catégories de rythme cardiaque	2-1
Rythme stimulé	2-1
Rythme cardiaque de base	2-2
Préexcitation ventriculaire	2-3
Extrasystoles	2-3
Pauses	2-4
Arythmies diverses	2-5
Conduction auriculo-ventriculaire	2-6

Chapitre 3 Analyse morphologique des ECG adultes

Catégories morphologiques adultes	3-1
Dextrocardie	3-1
Anomalie auriculaire droite	3-1
Anomalie auriculaire gauche	3-2
Anomalie biauriculaire	3-2
Déviation de l'axe de QRS	3-2
Retards de conduction ventriculaire	3-3
Hypertrophie ventriculaire droite	3-3
Hypertrophie ventriculaire gauche	3-4
Conversion du voltage en nombre de points	3-5
Déviation axiale gauche	3-6
Hypertrophie auriculaire gauche	3-7
Modifications ST-T	3-7
Allongement du QRS ou du temps d'activation ventriculaire (TAV)	3-7
Références bibliographiques sur l'hypertrophie ventriculaire gauche	3-8
Référence générale	3-8
Critères de Cornell	3-8
Critères de Sokolow-Lyon	3-8
Méthode de Romhilt et Estes	3-9
Micro-voltage et tracé évoquant une bronchopneumopathie chronique obstructive	3-9
Concept de l'artère coronaire responsable	3-9
Infarctus du myocarde inférieur	3-13
Infarctus du myocarde latéral	3-14
Infarctus du myocarde antéroseptal et antérieur	3-15
Infarctus antéro-latéral et antérieur étendu	3-15
Infarctus du myocarde postérieur	3-16

Anomalies de ST et cartographie ST	3-17
Sous-décalage de ST et ischémie myocardique	3-18
Anomalies de l'onde T et ischémie myocardique	3-19
Troubles de la repolarisation et ischémie myocardique	3-20
Sus-décalage de ST, lésion myocardique, péricardite et repolarisation précoce	3-20
Grandes ondes T	3-20
Anomalies de QT, perturbation de l'équilibre électrolytique et effets des médicaments	3-21

Chapitre 4 Analyse morphologique des ECG pédiatriques

Morphologie pédiatrique	4-1
Dextrocardie	4-1
Anomalie auriculaire droite	4-2
Anomalie auriculaire gauche	4-2
Anomalie biauriculaire	4-2
Déviation de l'axe de QRS	4-3
Retards de conduction ventriculaire	4-6
Hypertrophie ventriculaire droite	4-7
Hypertrophie septale gauche	4-7
Hypertrophie ventriculaire gauche	4-8
Hypertrophie biventriculaire	4-8
Micro-voltage	4-9
Anomalies de l'onde Q et infarctus du myocarde	4-9
Sous-décalage ST	4-9
Anomalies de l'onde T	4-10
Troubles de la repolarisation	4-10
Sus-décalage de ST, péricardite et repolarisation précoce	4-10
Grandes ondes T	4-10
Anomalies de QT et perturbation de l'équilibre électrolytique	4-11
Cardiopathie congénitale	4-11

Chapitre 5 Enoncés de valeurs critiques

Introduction	5-1
Enoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde	5-2
Enoncés de valeurs critiques de tachycardie	5-4
Enoncés de valeurs critiques de bloc cardiaque complet	5-4
Enoncés de valeurs critiques d'ischémie aiguë	5-4

Chapitre 6 Lecture du rapport ECG imprimé

Enoncés diagnostiques, critères d'énoncés et gravité de l'ECG	6-3
Gravité de l'ECG	6-3
valeurs critiques	6-4
Présentation de l'énoncé de tachycardie extrême	6-4
Mesures de base	6-5
Correction de l'intervalle QT en fonction de la fréquence cardiaque	6-6
Informations cliniques du patient	6-8
Données d'identification patient	6-9

Informations relatives à l'établissement médical	6-10
Informations cliniques configurables.	6-11
Informations relatives à la demande d'examen ECG	6-12
Informations sur le médecin.	6-13
Informations sur le rapport ECG	6-13
Informations de calibration	6-14
Séparateur temporel	6-16
Réglages de détection des impulsions de stimulation	6-17
Numéro de version de l'algorithme et options	6-19
Réglages de vitesse et de sensibilité	6-20
Numéro d'identification de l'appareil	6-21
Exemples de rapport ECG 12 dérivations	6-21
Exemples de rapport ECG 15 et 16 dérivations	6-29
Rapport de mesures étendues	6-34
Analyse morphologique	6-34
Mesures morphologiques.	6-35
Vecteur QRS transverse dérivé	6-38
Paramètres d'axes dans les plans frontal et horizontal	6-39
Mesures globales	6-40
Codes des énoncés diagnostiques	6-40
Analyse de rythme	6-41
Mesures de groupe	6-42
Paramètres de groupe.	6-43
Paramètres de rythme global	6-45
Groupes de rythme des battements	6-46
Rythme ectopique	6-46
Stimulateur.	6-47

Chapitre 7 Nouvelles fonctions de l'algorithme ECG DXL, vPH110C

Sélection de la version de l'algorithme.	7-1
Modifications apportées aux Mesures globales de l'intervalle QT	7-1
Correction de QT en fonction de la fréquence cardiaque	7-1
Analyse des rythmes stimulés.	7-3
Catégories d'artères responsables	7-4
Troubles de la repolarisation et ischémie myocardique.	7-4
Modifications apportées aux énoncés de valeurs critiques	7-4
Énoncés de valeurs critiques d'infarctus du myocarde	7-5
Énoncés de valeurs critiques de bloc cardiaque complet.	7-5
Détection de stimulateur bi-ventriculaire.	7-5
Base de données de validation de stimulation bi-ventriculaire	7-6
Performances de détection de stimulation bi-ventriculaire	7-7
Taille de l'IDM estimée à l'aide du score Selvester QRS.	7-7
Facteurs perturbateurs de ST en cas d'IDM aigu	7-9
Sensibilité réglable pour infarctus aigu du myocarde.	7-11

Critères pour l'exclusion de faux positifs lors du diagnostic de l'IDM aigu	7-12
Base de données de validation d'IDM aigu	7-13
Nouveaux énoncés diagnostiques de l'algorithme ECG DXL	7-14
Critères asiatiques pour l'hypertrophie ventriculaire gauche	7-15

Annexe A Valeurs normales des mesures

Annexe B Énoncés diagnostiques, par catégorie

Introduction	B-1
En-tête pédiatrique et âge inconnu	B-1
Qualité technique	B-2
Rythme stimulé	B-3
Avertissement rythme électro-stimulé	B-5
Mesures sur dérivations insuffisantes	B-5
Rythme cardiaque de base	B-5
Extrasystoles	B-9
Pauses, bloc AV	B-13
Arythmies diverses	B-14
Conduction AV	B-14
Dextrocardie, pré-excitation	B-15
Anomalie auriculaire droite	B-16
Anomalie auriculaire gauche, anomalie biauriculaire	B-16
Déviations de l'axe de QRS	B-17
Retard de conduction intraventriculaire pédiatrique	B-18
Retard de conduction intraventriculaire	B-18
Micro-voltage, tracé évoquant une pneumopathie	B-20
Hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique	B-20
Hypertrophie septale gauche pédiatrique	B-22
Hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique	B-22
Hypertrophie biventriculaire pédiatrique	B-23
Hypertrophie ventriculaire droite	B-23
Hypertrophie ventriculaire gauche	B-24
Anomalies de l'onde Q et infarctus du myocarde pédiatriques	B-26
Infarctus inférieur	B-26
Infarctus postérieur	B-28
Infarctus ventriculaire droit	B-29
Infarctus latéral	B-30
Infarctus antéro-septal et antérieur	B-31
Infarctus antéro-latéral et antérieur étendu	B-33
Sous-décalage de ST et ischémie	B-34
Anomalie de l'onde T & ischémie	B-36
Trouble de la repolarisation et ischémie	B-39
Sus-décalage ST, péricardite, repolarisation précoce et lésion	B-41

Territoire latéral également atteint	B-43
Grandes ondes T	B-43
Intervalle QT, électrolytes et effets des médicaments	B-44
Cardiopathies congénitales pédiatriques	B-44
Dérivations précordiales droites	B-46
Dérivation(s) non utilisée(s) pour analyse	B-46
Codes de contrôle de la qualité : artefacts et dérive	B-46
Codes de contrôle de la qualité : dérivations manquantes	B-46
Énoncés de valeurs critiques	B-47

Annexe C Suppression d'énoncés diagnostiques limites

Introduction	C-1
Suppression des énoncés de faible certitude	C-1
Suppression de tous les énoncés limites	C-3

Annexe D Validation de l'algorithme ECG DXL

Intérêt de l'interprétation automatisée des ECG	D-1
Contenu de cette annexe	D-2
Types de validation	D-2
Validation par signal artificiel	D-2
Validation anatomique	D-3
Validation par des experts	D-3
Acquisition et traitement du signal	D-4
Filtrage	D-4
Filtrage des interférences secteur	D-4
Suppression des artefacts	D-4
Détection des artefacts	D-4
Dérive de la ligne de base	D-4
Artefacts musculaires	D-5
Artefacts de pics	D-5
Artefacts de stimulation	D-5
Formation du battement représentatif	D-5
Justification des battements représentatifs	D-5
Obtention des battements représentatifs	D-6
Choix du battement médian	D-6
Obtention du battement moyen	D-6
Sélection d'un seul battement	D-6
Processus d'interprétation de l'algorithme DXL	D-6
Mesures des débuts, fins, amplitudes et surfaces	D-7
CEI 60601-2-51	D-7
Signaux artificiels	D-7
Signaux biologiques annotés par des experts	D-8
ECG avec stimulateur cardiaque	D-9
Détection des impulsions de stimulation	D-9

Classification des rythmes stimulés	D-10
Interprétation assistée par ordinateur/Processus de développement	D-11
Bases de données	D-12
Echantillon de population	D-12
Echantillon de diagnostic	D-12
Mesures de qualité	D-12
Sensibilité	D-13
Valeur prédictive positive	D-13
Autres mesures de classification	D-13
Mesures de qualité uniques	D-13
Précision de la classification assistée par ordinateur chez l'adulte	D-14
Rythme de l'adulte	D-14
Troubles de la conduction	D-16
Hypertrophie	D-16
Infarctus	D-17
Infarctus avec dérivations complémentaires	D-19
Evaluation du vaisseau responsable	D-22
Précision globale des électrocardiogrammes chez l'adulte	D-23
Précision de la classification assistée par ordinateur chez l'enfant	D-24
Rythmes pédiatriques	D-24
Morphologie pédiatrique	D-25
Précision pédiatrique	D-27
Données de validation pour l'algorithme ECG DXL vPH110C	D-27

Annexe E Liste des abréviations et mesures statistiques

Mesures statistiques de classification	E-2
--	-----

algorithme ECG Philips DXL

Introduction

L'électrocardiographie est utilisée depuis plus d'un siècle ; c'est un outil diagnostique essentiel qui bénéficie d'améliorations permanentes¹. Les premières machines à un seul canal, équipées initialement de galvanomètres et de plaques photographiques, puis de galvanomètres à inscription directe, ont été suivies de systèmes multicanaux à acquisition numérique simultanée offrant diverses possibilités de stockage et de création de rapports. Avec les systèmes numériques, la mesure et l'interprétation des signaux sont désormais informatisées.

L'analyse des ECG assistée par ordinateur a commencé dans les années 1960. Réservée tout d'abord à la recherche, elle est devenue un outil reconnu sur lequel le médecin peut s'appuyer pour établir un diagnostic à partir des données cliniques et de l'étude des résultats.

L'élaboration d'un programme de critères ECG pour adultes par une équipe d'ingénieurs et un panel d'éminents cardiologues du monde entier a débuté en 1971. L'analyse pédiatrique étendue a été ajoutée en 1990. Depuis, l'algorithme Philips a été modifié et amélioré à plusieurs reprises, non seulement en raison des progrès de l'informatique et de l'électrocardiographie, mais également pour intégrer les consignes révisées de divers comités internationaux.

L'algorithme ECG Philips DXL analyse l'amplitude, la durée et la morphologie des courbes ECG et les rythmes qui leur sont associés. L'analyse des courbes ECG est fondée sur les critères d'interprétation standard de ces paramètres, les calculs d'axes électriques et les relations entre les dérivations.

L'algorithme tient compte de l'âge et du sexe du patient. Il fait constamment intervenir ces deux paramètres pour définir les plages de valeurs normales de fréquence cardiaque, de déviation des axes électriques, de durée des intervalles et d'amplitude (voltage) des courbes pour détecter avec précision les tachycardies, bradycardies, allongements ou raccourcissements des intervalles PR et QT, hypertrophies, repolarisations précoces, ischémies et infarctus du myocarde.

1. W B Fye. "A History of the Origin, Evolution, and Impact of Electrocardiography". *American Journal of Cardiology* 73:937-949, 1994.

L'algorithme utilise les critères d'interprétation pour adultes si l'âge du patient, tel que saisi par l'utilisateur, est égal ou supérieur à 16 ans ou si son âge n'a pas été précisé. Il se sert des critères d'interprétation pédiatriques si le patient est âgé de moins de 16 ans. Douze tranches d'âges sont utilisées dans les critères pédiatriques pour rendre compte des changements rapides marquant les tout premiers jours et mois de la vie.

Malgré leur niveau de détail et les améliorations apportées, aucune analyse informatisée des ECG n'est entièrement fiable ; elles doivent toujours être vérifiées par un médecin spécialisé.

Elle constitue uniquement un outil destiné à faciliter le diagnostic clinique et à compléter les informations dont dispose le médecin sur le patient, les résultats de l'examen physique et autres éléments. Par exemple, l'inversion symétrique de l'onde T accompagne souvent une hypertrophie ventriculaire gauche sévère, mais peut également être le signe d'une ischémie ou d'un événement du système nerveux central. Sans information sur le tableau clinique, les interprétations sont moins spécifiques. Dans certains cas, les tracés série peuvent être utiles. Par exemple, des anévrysmes ventriculaires peuvent présenter les signes électrocardiographiques types de l'infarctus du myocarde évolutif. Sans les antécédents et les tracés antérieurs, il est impossible de différencier les deux maladies.

Il est également vrai que les êtres humains parviennent mieux à reconnaître les artefacts et à ignorer leurs effets que les programmes informatiques actuels. Si les artefacts sont évités dès le départ, le médecin effectuant la vérification pourra gagner du temps. En outre, plusieurs cliniciens peuvent avoir des avis divergents sur un enregistrement particulier ; un programme d'analyse ne peut fournir qu'une seule interprétation.

Nouvelles fonctionnalités de l'algorithme ECG Philips DXL vPH110C

Des informations détaillées concernant les modifications apportées à l'algorithme sont disponibles dans Chapitre 7, "Nouvelles fonctions de l'algorithme ECG DXL, vPH110C".

- Le numéro de version de l'algorithme est passé de PH100B à PH110C. Lors de l'impression des rapports ECG, le code de la nouvelle version apparaît en bas à droite de la feuille.
- L'algorithme DXL peut désormais détecter le STEMI en cas de BBG, de BBD et d'HVG à l'aide de critères vectocardiographiques brevetés.

La détection des STEMI est souvent déconseillée pour les troubles produisant un sus-décalage secondaire du segment ST (STE), tels que le BBG, le BBD et l'HVG. Lorsque ces troubles sont identifiés, il est difficile de distinguer le STE secondaire résultant du trouble d'une combinaison d'un STE primaire résultant d'une ischémie et d'un STE secondaire résultant d'un BB ou d'une HVG.

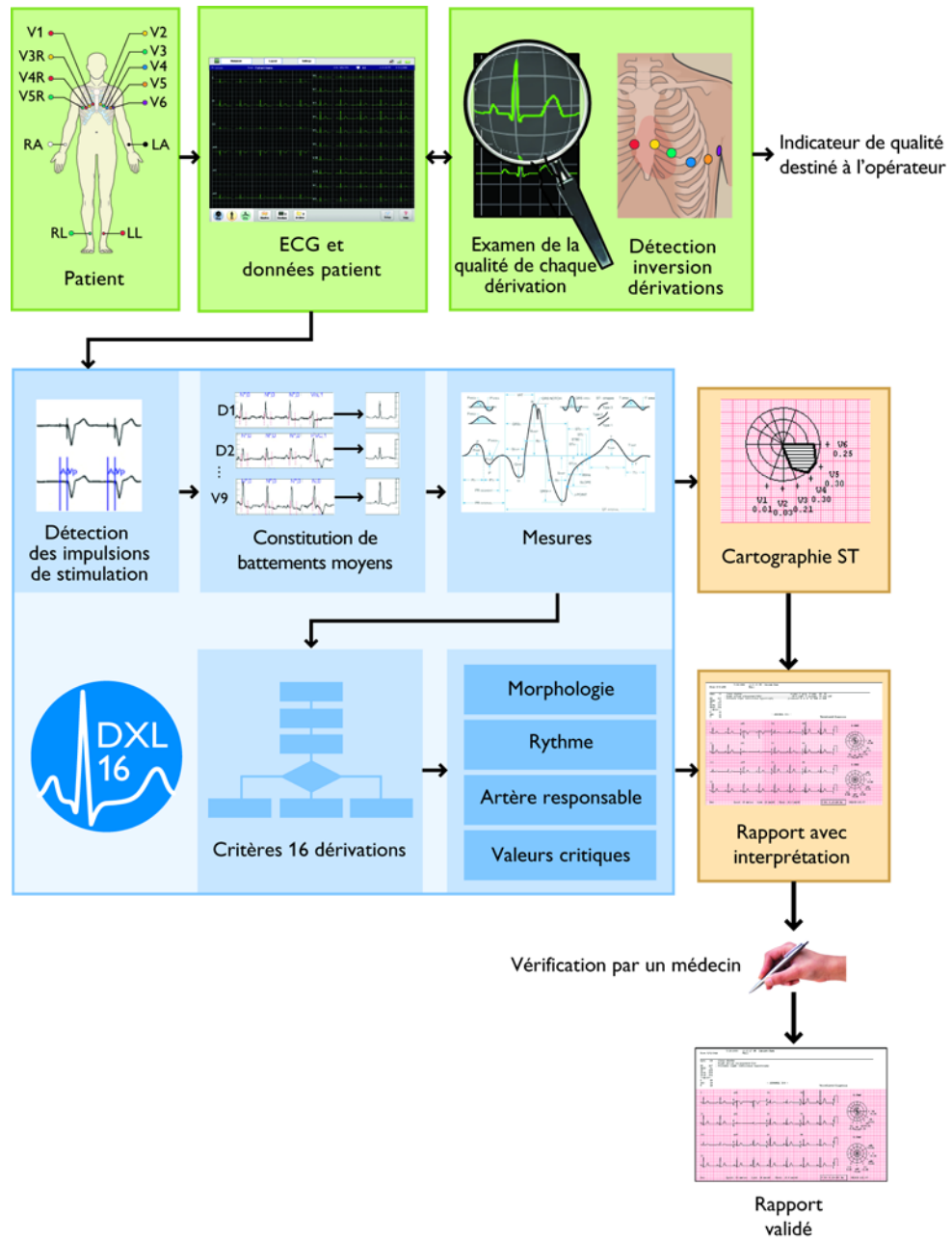
- L'algorithme peut désormais être configuré de façon à diminuer la sensibilité afin de détecter le STEMI en cas de troubles entraînant eux aussi un sus-décalage du segment ST, tels que le BBG, le BBD et l'HVG, pour une application en services médicaux d'urgence (SMU), où de faux positifs peuvent entraîner une activation inadaptée de la salle de cathétérisme.
- De nouveaux critères, basés sur le sus-décalage et le sous-décalage du segment ST, permettent non seulement d'identifier l'artère coronaire responsable en cas de STEMI, mais aussi de détecter une occlusion proximale de l'artère coronaire descendante antérieure gauche.
- Des ondes T profondément inversées dans les dérivations V2, V3 et V4 sont interprétées soit comme une occlusion de l'artère DAG proximale, soit comme un accident vasculaire cérébral (AVC)².
- Vous disposez désormais de quatre options de formules de correction des intervalles QT en fonction de la fréquence cardiaque :
 - Bazett
 - Fridericia
 - Hodges
 - Framingham
- Les énoncés d'interprétation relatifs à un rythme stimulé sont élargis pour inclure la détection de stimulation biventriculaire par des dispositifs de traitement de resynchronisation cardiaque (TRC).
- Si nécessaire, l'estimation de la taille de l'infarctus du myocarde du ventricule gauche avec le score Selvester est disponible sous forme d'énoncé.

Traitement des données par l'algorithme ECG Philips DXL

L'algorithme ECG Philips DXL effectue des mesures précises et homogènes de l'ECG, qui permettent de générer les énoncés diagnostiques. Le processus débute par l'acquisition simultanée des douze dérivations classiques et des éventuelles dérivations droites/postérieures étendues, ainsi que des informations administratives du patient.

2. Selon les recommandations de : Wagner GS, Macfarlane P, et al. "Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram, Part VI Acute Ischemia/Infarction". *Circulation* 2009 ; 119:10. Document disponible à l'adresse suivante : <http://circ.ahajournals.org>.

Figure 1-1 Processus d'analyse de l'algorithme ECG Philips DXL



Le rapport ECG avec interprétation est produit à l'issue de cinq étapes. Chaque étape est présentée en détail dans les sections indiquées ci-dessous.

Tableau 1-1 Etapes de production d'un rapport ECG avec interprétation

Etape	Description	Voir
Surveillance de la qualité des courbes	Examen de la qualité technique de chaque dérivation ECG	page 1-5
Reconnaissance morphologique	Localisation et identification des différentes composantes des courbes	page 1-22
Formation d'un battement représentatif	Formation d'un battement représentatif pour chaque dérivation	page 1-23
Production de mesures complètes	Mesure de chaque composante des courbes représentatives et analyse des rythmes de base afin de produire un ensemble complet de mesures	page 1-23
Interprétation du résultat	Sélection des énoncés diagnostiques du programme fondée sur la totalité des mesures et les informations patient saisies relatives à l'âge, au sexe et aux traitements prescrits	page 1-33

Surveillance de la qualité des courbes

La première étape d'une analyse ECG assistée par ordinateur consiste à obtenir des courbes ECG grâce à l'acquisition et à l'analyse simultanées des 12 dérivations ECG, au minimum. Le signal ECG analogique, recueilli à la surface du corps, est numérisé par le module d'interface patient, relié aux électrodes appliquées sur le patient.

Les données ECG sont numérisées par des convertisseurs multi-canaux de type Sigma-Delta fonctionnant à 8000 échantillons par seconde, puis sous-échantillonnées dans la plage de l'ECG. Le convertisseur a une résolution de 24 bits (une partie en 16 777 216) avec élimination du bruit électronique. Des fréquences d'échantillonnage plus élevées sont parfois employées pour la détection des pics de stimulation, mais, le détecteur de pics de stimulation Philips étant plus performant à des fréquences beaucoup plus faibles, ceci n'est plus nécessaire.

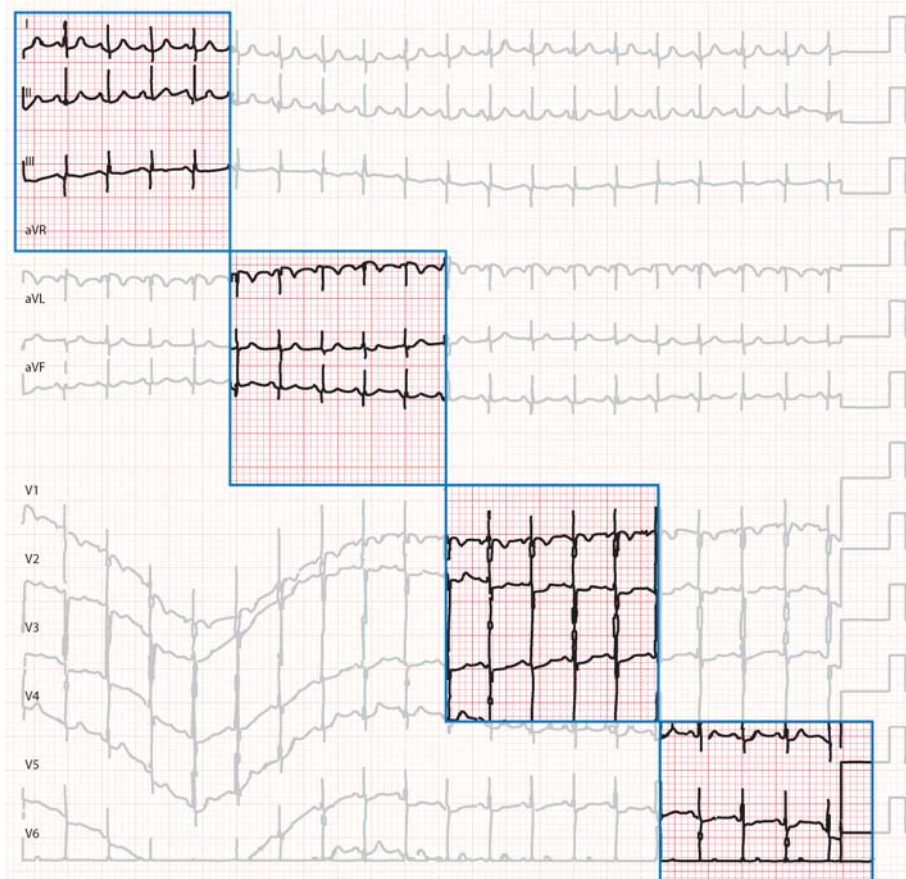
Les électrocardiographes Philips contrôlent la qualité du signal ECG dès la connexion des électrodes au patient, pendant l'acquisition de l'ECG et tout au long du processus d'analyse. Les informations sur la qualité du signal communiquées à l'opérateur garantissent une qualité optimale du tracé ECG.

Pendant l'analyse, l'algorithme détecte les artefacts d'origine musculaire, les interférences secteur, les dérives de la ligne de base et les déconnexions d'électrode. Tout problème d'artefact non corrigé par l'utilisateur est signalé sur

le rapport ECG. Comme l'ECG est généralement imprimé en partie uniquement, la cause des artefacts n'est pas toujours visible. Dans le système de gestion des ECG TraceMaster, l'enregistrement ECG complet peut être affiché de façon à localiser le problème.

La Figure 1-2, page 1-6 montre clairement une dérive significative de la ligne de base des dérivations précordiales, résolue pendant les cinq dernières secondes de l'ECG, de sorte que cette dérive n'apparaîtra pas sur le rapport standard au format 3x4.

Figure 1-2 Dérive de la ligne de base du signal ECG (les zones encadrées figurent dans le rapport au format 3x4)



En cas de problème grave de qualité du signal, il est possible que le dispositif d'acquisition ne génère et n'imprime pas le rapport ECG. Si les problèmes de qualité du signal sont suffisamment importants pour bloquer l'analyse de l'ECG, celui-ci pourra être imprimé sans interprétation. L'utilisateur doit résoudre le problème de qualité du signal et enregistrer un nouvel ECG.

Une préparation rigoureuse et efficace du patient contribue à éliminer la majorité des problèmes de qualité du signal.

Les sections qui suivent décrivent en détail ces problèmes de qualité du signal.

Identification des inversions des dérivations

Un positionnement ou un raccordement incorrect des électrodes peut entraîner des problèmes de qualité plus ou moins marqués. L'algorithme DXL propose en option une fonction de détection d'inversion des dérivations couvrant les inversions de dérivations périphériques et précordiales les plus fréquentes. Les énoncés générés par l'algorithme d'inversion des dérivations avertissent l'opérateur d'un risque d'inversion dans les cas suivants.

- Inversion électrodes bras droit-jambe droite
- Inversion électrodes bras droit-bras gauche
- Inversion probable des électrodes de membres
- Inversion probable des électrodes précordiales

Deux types d'inversions des dérivations sont particulièrement difficiles à détecter :

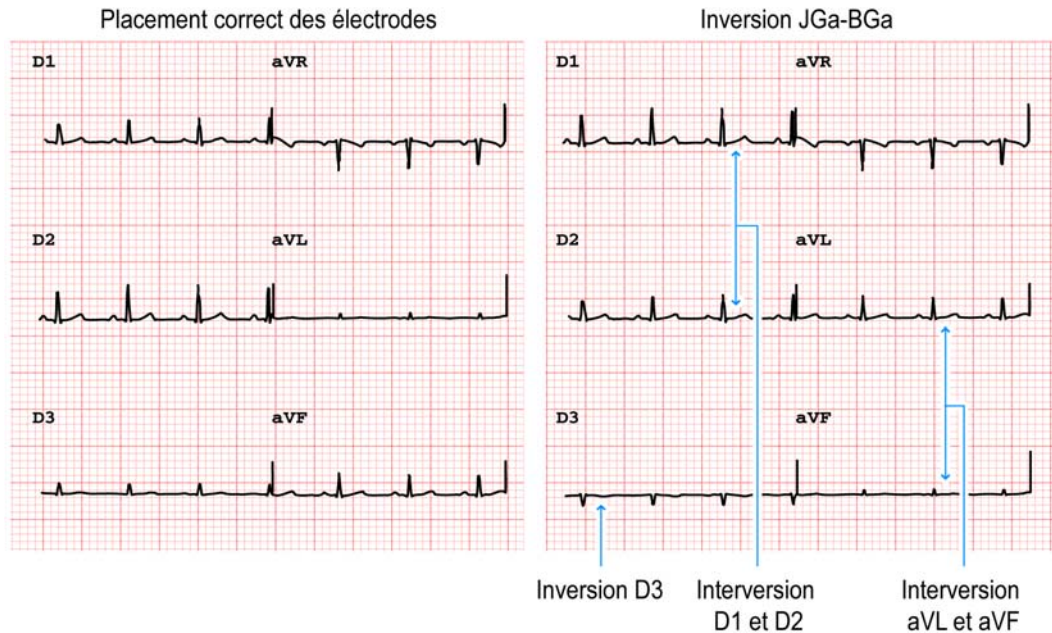
- L'inversion des fils d'électrodes du bras gauche et de la jambe gauche ; ce problème n'est pas détecté par l'algorithme d'inversion des dérivations
- L'inversion des dérivations précordiales, en particulier des dérivations précordiales adjacentes

Inversion des dérivations bras gauche-jambe gauche

La mise en place des électrodes du bras gauche et de la jambe gauche est délicate car le tracé peut sembler normal que le positionnement soit correct ou incorrect. La Figure 1-3, page 1-8 représente les dérivations périphériques avec à droite, une inversion des dérivations JGa-BGa. Notez que dans la Figure 1-3, les dérivations aVL et aVF sont également inversées, la dérivation D3 est inversée et les dérivations D1 et D2 ont été inversées.

Ce type d'inversion des dérivations périphériques est difficile à détecter et ne l'est généralement que grâce à la comparaison de tracés série.

Figure 1-3 Inversion des dérivation bras gauche-jambe gauche



Inversion des dérivation précordiales

Les inversions des dérivation précordiales sont également difficiles à détecter. Ces inversions des dérivation se produisent le plus souvent entre des dérivation adjacentes et provoquent un effet visible de perte de l'onde R ; cette situation peut toutefois aussi se produire avec des artefacts. Une perte qui disparaît sur un tracé série rapproché est presque toujours due à l'une de ces inversions des dérivation difficiles à détecter.

Il convient par conséquent de vérifier que les raccordements des dérivation sont corrects lors de l'acquisition de l'ECG pour éviter ces inversions.

En activant la fonction de détection d'inversion des dérivation proposée en option avec l'algorithme DXL sur le dispositif d'acquisition, vous serez averti de la plupart des inversions.

Réduction des artefacts

Les interférences électriques (ca), la respiration du patient, ses mouvements et contractions musculaires sont susceptibles de générer des parasites et artefacts. Des électrodes de mauvaise qualité et une préparation insuffisante des sites d'application des électrodes peuvent également altérer la qualité du signal ECG.

Les interférences générées par le courant alternatif et affectant le signal ECG peuvent être de deux types : les interférences en *mode commun* et les interférences en *mode différentiel*.

Interférences en mode commun

Certaines sources d'interférences ont une incidence sur toutes les électrodes positionnées sur le patient. Ces sources d'interférences communes sont éliminées par les circuits d'entrée de l'électrocardiographe lors de l'acquisition et de la numérisation du signal. Le taux d'élimination de ces signaux parasites est dénommé *taux de réjection en mode commun*. Le taux de réjection en mode commun des circuits d'entrée des électrocardiographes Philips est conforme ou supérieur aux valeurs fixées par les normes AAMI et CEI. Cette fonction élimine largement le bruit du courant alternatif produit par les moteurs, l'éclairage et les appareils électriques. Ceci est particulièrement efficace lorsque toutes les électrodes sont bien en contact avec le patient ; cela est moins efficace si une ou plusieurs électrodes présentent un mauvais contact avec le patient. Les interférences électriques sur un enregistrement ECG sont souvent dues à un contact insuffisant avec les électrodes.

Interférences en mode différentiel

Les champs magnétiques associés au courant électrique interagissent avec les fils d'électrodes, qui tiennent lieu d'antennes miniatures. Ils engendrent des signaux électriques qui sont enregistrés comme des bruits haute fréquence sur l'ECG. L'importance de la distorsion varie d'une dérivation à l'autre selon la taille de la boucle créée par la dérivation et son orientation. Une technique efficace de prévention des distorsions consiste à placer les fils d'électrode parallèlement à l'axe tête-pieds du patient. Un contact insuffisant d'une électrode sur la peau peut engendrer un signal beaucoup plus puissant que le mode commun et entraîner des interférences électriques sur des dérivations spécifiques.

Les différents types d'artefacts

Les artefacts peuvent avoir des origines diverses :

- Les interférences électriques
- Contractions musculaires causées par des frissons ou un tremblement pathologique
- Respiration, spontanée ou assistée
- Incurvation de la ligne de base, généralement due à un contact insuffisant de l'électrode sur la peau
- Dérive de la ligne de base, généralement due à un contact insuffisant de l'électrode sur la peau ou à un mouvement du patient
- Artefacts mécaniques, généralement dus à une traction exercée sur les câbles des électrodes

Les sections suivantes décrivent en détail chacune de ces sources d'artefacts.

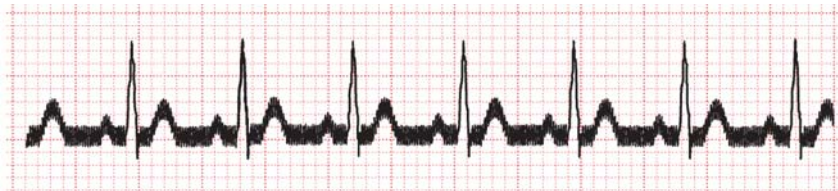
Les interférences électriques

Les interférences électriques sont causées par un courant alternatif de 50 ou 60 cycles/seconde (selon la norme locale) et sont généralement dues à la fois à la proximité d'appareils électriques et à un contact insuffisant des électrodes sur le patient.

Les interférences entraînent une courbe régulière rapide pouvant produire des faux crochets au niveau des complexes QRS et un épaississement de la ligne de base. Il suffit généralement de replacer correctement les électrodes et d'éloigner les appareils électriques se trouvant à proximité ou de les faire fonctionner sur batterie pour résoudre ces problèmes d'interférences électriques.

Notez que les éclairages fluorescents peuvent produire des interférences à une fréquence trois fois supérieure à celle de l'alimentation électrique (150 ou 180 cycles/seconde).

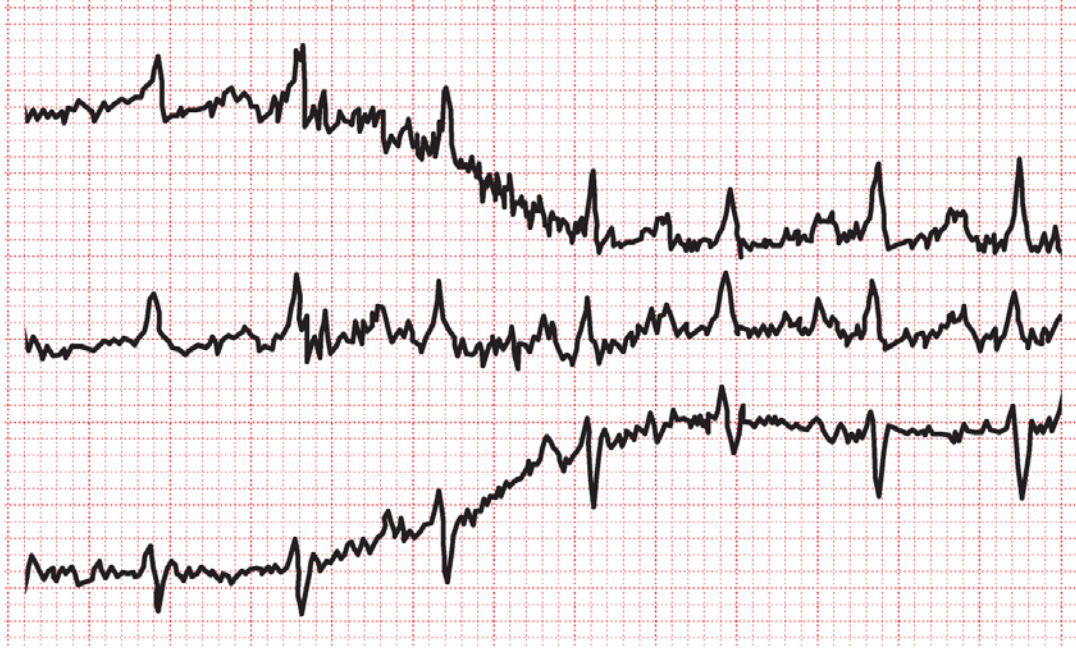
Figure 1-4 Interférences électriques (50/60 cycles par seconde)



Artefacts musculaires

Les artefacts musculaires sont généralement causés par des frissons ou des tremblements dus à la maladie de Parkinson. S'il est possible de réchauffer le patient, cela peut réduire ses frissonnements. Pour réduire l'effet des tremblements sur le signal ECG, les électrodes périphériques peuvent être placées plus près des épaules ou des hanches. Cela peut entraîner une réduction minimale des amplitudes et affecter l'interprétation, mais l'ECG permettra globalement une meilleure interprétation.

Figure 1-5 Dérive et artefacts musculaires

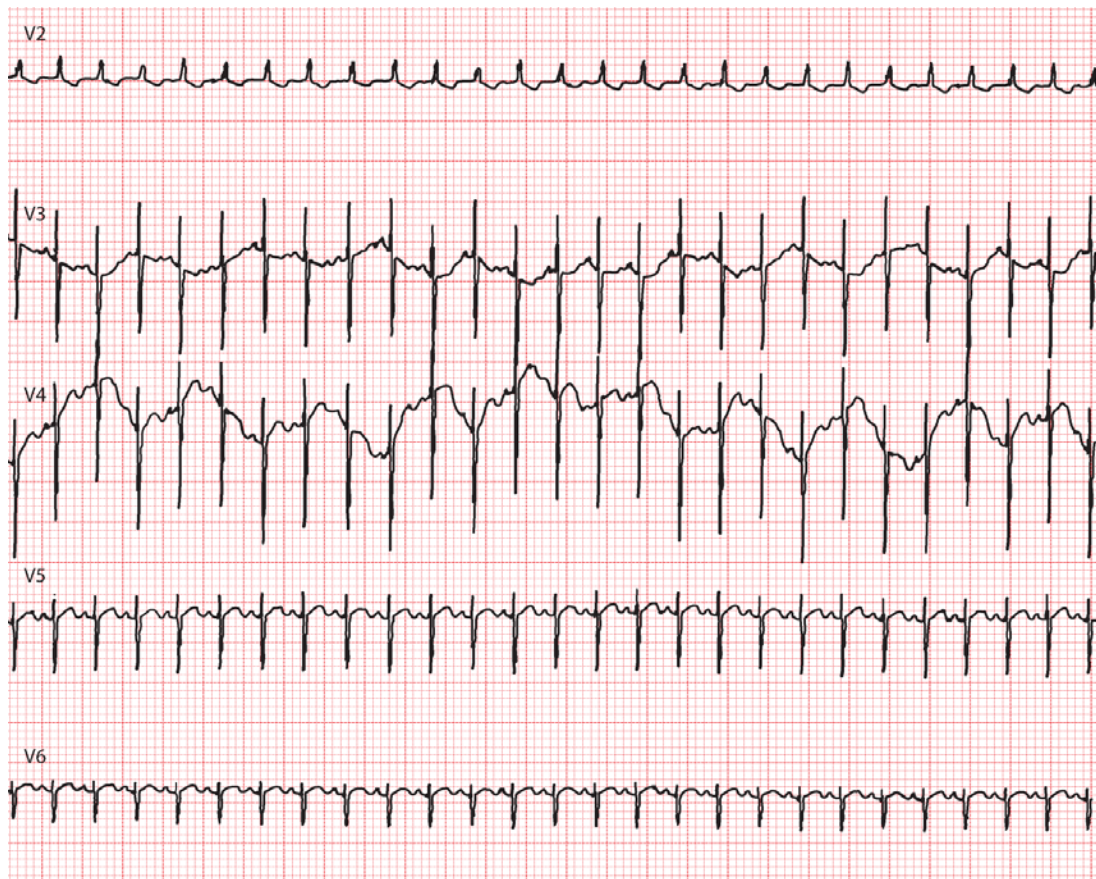


Artefacts respiratoires

Les artefacts respiratoires peuvent être dus à la respiration spontanée ou à la respiration assistée. La ventilation assistée intermittente entraîne des gonflements occasionnels très importants entre les respirations spontanées généralement de plus faible amplitude du patient. Ceci peut entraîner un changement très important de la position du cœur si la respiration assistée se produit pendant les dix secondes de l'enregistrement de l'ECG. Ce changement est pratiquement impossible à détecter sur un rapport classique au format 3x4 à moins que les dérives de rythme n'aient été enregistrées pendant dix secondes pleines.

Les artefacts respiratoires plus classiques produisent une oscillation régulière de la ligne de base superposée à l'ECG, et peuvent être importants en cas de respiration de Kussmaul ou de Cheyne-Stokes. Ceci peut entraîner une variation morphologique significative qui a une incidence sur l'interprétation humaine ou informatisée de l'ECG.

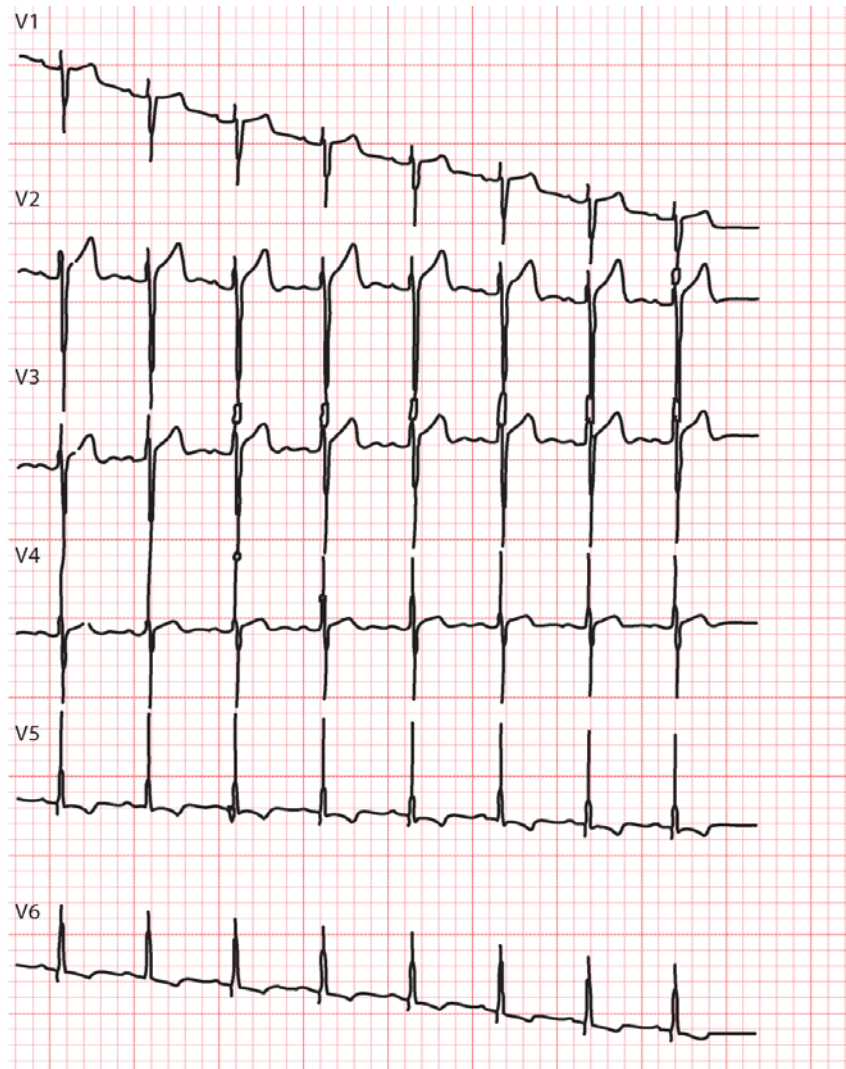
Figure 1-6 Artefacts respiratoires



Incurvation de la ligne de base

L'incurvation de la ligne de base est une ligne inclinée qui se superpose sur une dérivation spécifique. La Figure 1-7, page 1-13 représente un exemple d'incurvation de la ligne de base uniquement sur les dérivation V1 et V6, pour lequel les électrodes sont en contact insuffisant avec la peau et dont les caractéristiques changent progressivement. Il suffit généralement de raser le thorax du patient et de remplacer ou repositionner les électrodes pour résoudre ce problème.

Figure 1-7 Incurvation de la ligne de base



Dérive de la ligne de base

Les artefacts dus à la dérive de la ligne de base peuvent être de nature variée, mais les dérives de ligne de base sont généralement dues à un contact insuffisant entre les électrodes et la peau ou à des mouvements du patient. Ces types de dérive de la ligne de base ne sont pas répétitifs (comme les artefacts respiratoires) et peuvent se produire à tout moment sur le tracé ECG. Nous

avons présenté précédemment des exemples d'artefacts dus à des dérives respiratoires et à des déplacements d'électrodes. Notez que seuls les artefacts dus à la dérive respiratoire sont difficiles à résoudre ; les autres types de dérives de la ligne de base peuvent être corrigés. Il peut être difficile de maintenir un enfant ou un nouveau-né, mais les patients adultes sont généralement coopératifs et s'efforcent de limiter les mouvements provoquant une dérive de la ligne de base.

Figure 1-8 Dérive prononcée de la ligne de base



Artefacts mécaniques

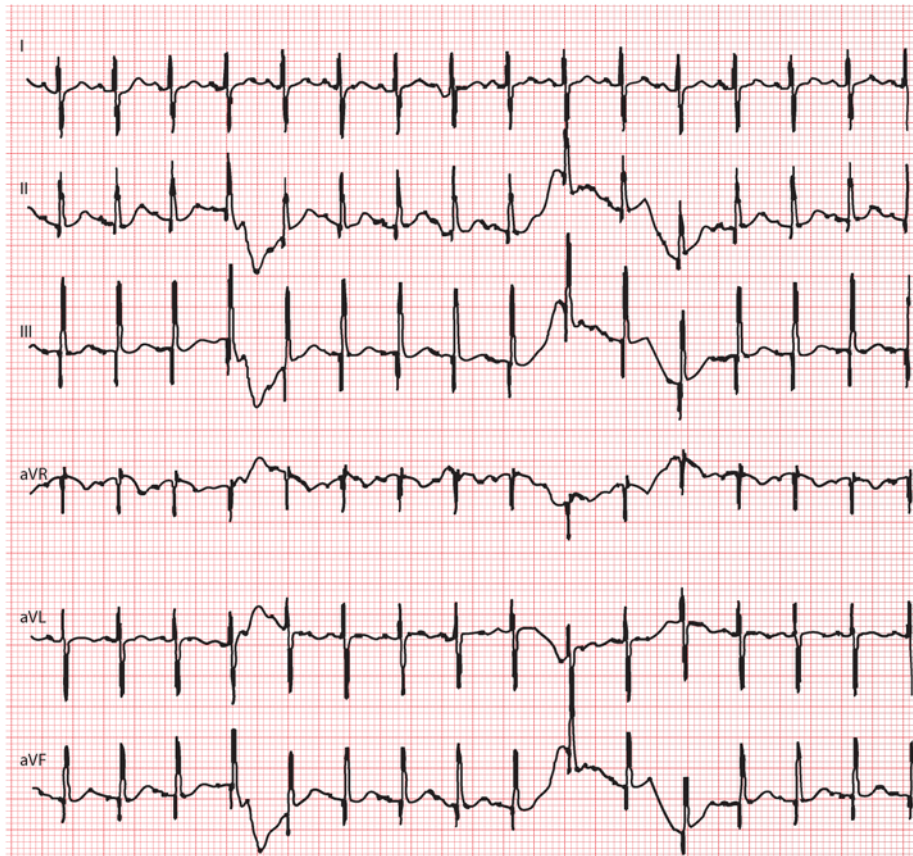
Les artefacts mécaniques sont généralement dus aux mouvements du patient et aux tractions qu'ils génèrent sur les fils d'électrodes. Pour réduire ces artefacts mécaniques, le module d'interface patient peut être déplacé afin que les fils d'électrodes et le câble de données patient ne soient pas tendus.

Il est généralement facile de repérer les électrodes ou les fils qui posent problème :

- Un artefact de l'électrode précordiale ne se manifeste que sur cette dérivation.
- Les artefacts des électrodes périphériques apparaissent sous forme de tracés combinés.
- Si l'artefact est plus important dans l'une des dérivations augmentées, cela signifie qu'une électrode spécifique est à l'origine du problème. Les deux dérivations périphériques associées auront également des artefacts importants (D1 et D3 pour aVL, D1 et D2 pour aVR et D2 et D3 pour aVF).

La Figure 1-9, page 1-15 montre que l'électrode de la jambe gauche pose problème. Notez que les deux autres dérivations augmentées montrent également des artefacts, mais ceux-ci sont de moindre ampleur.

Figure 1-9 Artefacts mécaniques



Utilisation des filtres

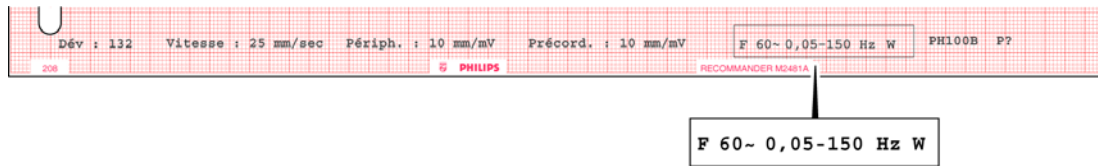
Diverses sources d'interférences peuvent dégrader la qualité du signal ECG. Les dispositifs d'acquisition Philips sont dotés d'une gamme de filtres numériques sophistiqués pouvant être sélectionnés par l'opérateur ou activés pendant la configuration de l'appareil. Ces filtres sont utilisés pour optimiser le tracé ECG affiché ou imprimé.

Exception faite du filtre secteur, qui est hautement sélectif, tout filtre implique un compromis entre fidélité et netteté du tracé ECG. La probabilité d'éliminer des détails significatifs du tracé ECG croît lorsque le filtrage augmente.

En bas à droite du rapport ECG imprimé figure un encadré précisant les réglages de filtrage.

REMARQUE Tous les filtres affectent l'affichage et l'impression des ECG, mais l'algorithme DXL reçoit, stocke et analyse toujours les données de 0,05 à 150 Hz.

Figure 1-10 Encadré relatif aux filtres sur le rapport ECG imprimé



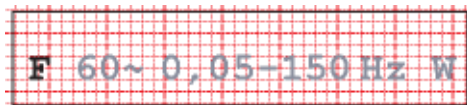
Filtre d'artefacts

Le filtre d'artefacts élimine les artefacts d'origine musculaire. Ces parasites sont très difficiles à supprimer car leurs fréquences sont similaires à celles des signaux ECG légitimes. Ce filtre élimine les artefacts d'origine musculaire, mais réduit également les composantes haute fréquence de l'ECG. C'est pourquoi son utilisation peut rendre impossible la détection des impulsions de stimulation et peut entraîner une sous-estimation visuelle des amplitudes du signal et masquer un crochetage du complexe QRS.

Il supprime jusqu'à 50 μ V de signal dans la gamme de fréquences 5-150 Hz et peut donc avoir une incidence sur les ondes P et la totalité du complexe QRS-T. C'est pourquoi nous vous conseillons d'utiliser ce filtre **uniquement** lorsque de nombreux artefacts musculaires rendent l'ECG illisible. L'application du filtre doit fournir au moins des informations sur le rythme, bien qu'il arrive que les impulsions de stimulation ne soient évidentes qu'à l'examen des marqueurs figurant sur le rapport ECG.

Lorsque le filtre d'artefacts est activé, le symbole **F** figure dans l'encadré indiquant le filtre appliqué en bas à droite du rapport ECG imprimé.

Figure 1-11 Symbole du filtre d'artefacts sur le rapport ECG imprimé

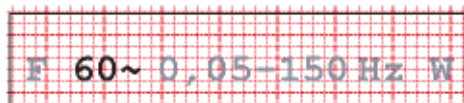


Filtre secteur

Le filtre secteur élimine les interférences dues aux champs magnétiques créés par l'interaction entre le courant électrique et les fils d'électrode. La fréquence des interférences secteur s'établit à 50 ou 60 Hz. Le filtre secteur supprime les interférences secteur sans modifier le signal ECG. La fréquence du courant secteur (60 ou 50 Hz) est sélectionnée lors de la configuration du dispositif d'acquisition.

Lorsque le filtre secteur est activé, le symbole du filtre secteur apparaît dans l'encadré relatif aux filtres en bas à droite du rapport ECG imprimé.

Figure 1-12 Symbole du filtre secteur sur le rapport ECG imprimé



Filtres de réponse en fréquence

Ces filtres suppriment les fréquences hautes et basses du spectre du signal ECG. Les réglages disponibles pour les basses fréquences sont les suivants : 40, 100 et 150 Hz.

En 1989, l'American Heart Association a recommandé d'enregistrer les fréquences jusqu'à 125 Hz pour les adultes et jusqu'à 150 Hz pour les enfants³.

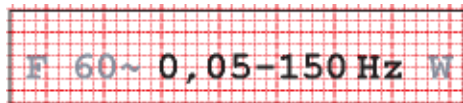
Un filtre de 40 ou 100 Hz permet de conserver les fréquences plus faibles sur le rapport et produit un tracé ECG plus lissé, mais élimine certains détails du signal. Les déflexions, crochets et épaississements peu marqués peuvent s'en trouver altérés, voire disparaître complètement.

Les réglages des filtres de réponse hautes fréquences sont les suivants : 0,05 ; 0,15 et 0,5 Hz. L'utilisation de ce filtre permet de conserver dans le rapport ECG des fréquences supérieures à la valeur sélectionnée. En outre, ce filtre supprime les fréquences inférieures à la valeur sélectionnée.

REMARQUE Lorsque le filtre de décalage de la ligne de base est activé, le filtre de réponse hautes fréquences est automatiquement réglé sur 0,5 Hz. Nous recommandons de régler le filtre de réponse hautes fréquences sur 0,15 Hz pour tous les autres ECG. Pour plus d'informations, reportez-vous à la section "Filtre de dérive de la ligne de base", page 1-17.

La réponse en fréquence de l'ECG est indiquée dans l'encadré relatif aux filtres en bas à droite du rapport ECG imprimé. L'algorithme DXL utilise toujours une plage de fréquences de 0,05 à 150 Hz pour une fidélité maximale. La courbe de fidélité maximale est toujours conservée dans le dossier permanent.

Figure 1-13 Filtre de réponse en fréquence sur le rapport ECG



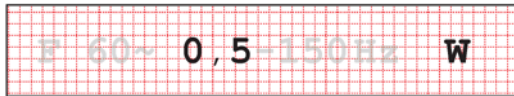
Filtre de dérive de la ligne de base

Une dérive de la ligne de base correspond à une lente incurvation (généralement de 0,1 à 0,2 Hz) de la ligne de base vers le haut ou vers le bas lors de l'enregistrement de l'ECG. Elle peut être due aux mouvements respiratoires du patient ou à d'autres causes. Une dérive marquée de la ligne de base peut rendre difficile l'analyse morphologique de l'ECG.

Une technique efficace de suppression de la dérive de la ligne de base ne produit pas de distorsion du segment ST. Si le filtre de réponse basses fréquences de 0,05 Hz (recommandé pour l'utilisation courante) élimine toute dérive de la ligne de base sur la plupart des ECG, il peut être parfois nécessaire d'appliquer un filtre basses fréquences plus élevé. L'activation du filtre de dérive de la ligne de base supprime toutes les fréquences inférieures à 0,5 Hz.

3. Bailey JJ, Berson AS, Garson A, Horan LG, Macfarlane PW, Mortara DW, Zywiets C. "Recommendations for Standardization and Specifications in Automated Electrocardiography: Bandwidth and Digital Signal Processing." *Circulation* 81:730-739 (1990).

Figure 1-14 Filtre de dérive de la ligne de base sur le rapport ECG

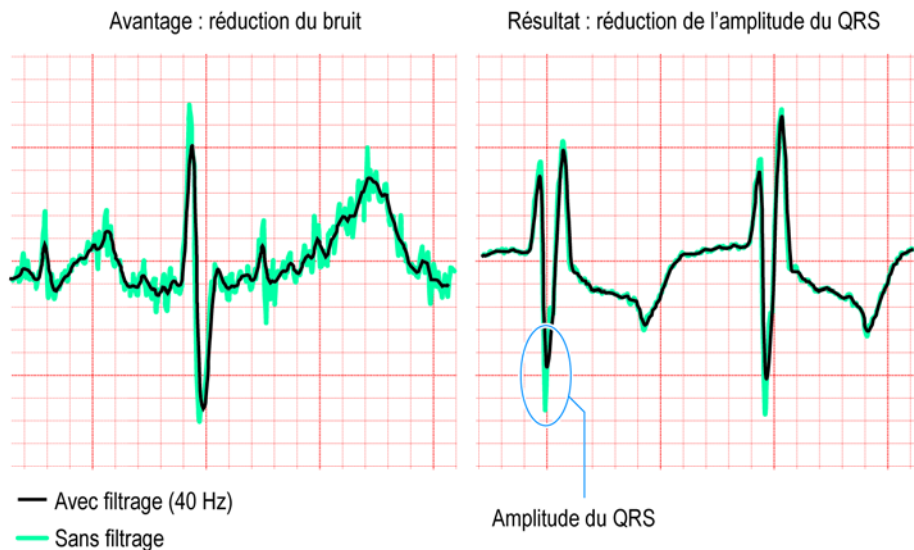


ATTENTION Un filtre de dérive de la ligne de base de 0,5 Hz susceptible d'entraîner une distorsion du segment ST est utilisé lors d'un enregistrement continu de l'ECG en mode Rythme. *N'essayez pas* d'interpréter l'aspect morphologique de l'étude de rythme lorsque ce réglage est actif. Si l'analyse morphologique est importante en mode Rythme, utilisez le filtre de réponse hautes fréquences de 0,05 Hz afin de minimiser la distorsion du segment ST. En mode Rythme, les caractéristiques de rythme de l'ECG sont enregistrées avec précision, quel que soit le réglage du filtre de réponse basses fréquences.

Effets négatifs du filtrage sur les courbes

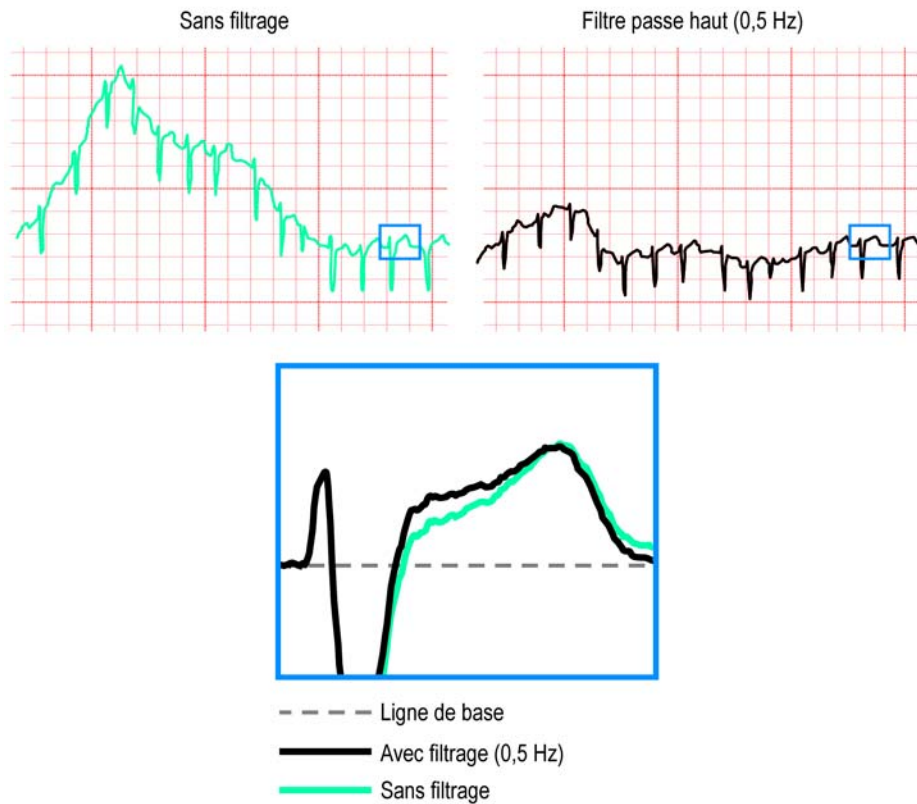
La section suivante explique comment les différents filtres présentés précédemment peuvent affecter les tracés ECG. Les filtres passe-bas permettent effectivement de réduire le bruit sur les tracés ECG, mais ils réduisent également l'amplitude du QRS comme le montre la Figure 1-15, page 1-18.

Figure 1-15 Effet du filtre passe-bas sur l'amplitude du QRS



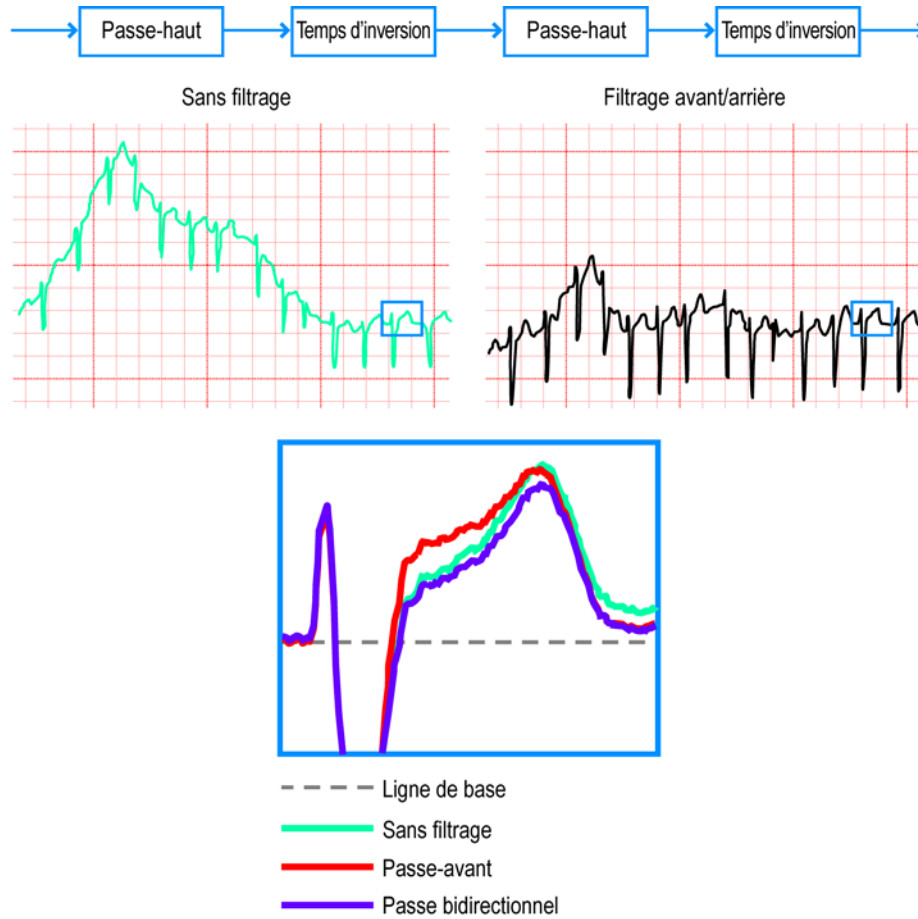
Les filtres passe-haut (0,5 Hz) réduisent la dérive de la ligne de base, mais introduisent également une distorsion du segment ST comme le montre la Figure 1-16, page 1-19.

Figure 1-16 Distorsion du segment ST due au filtre passe-haut



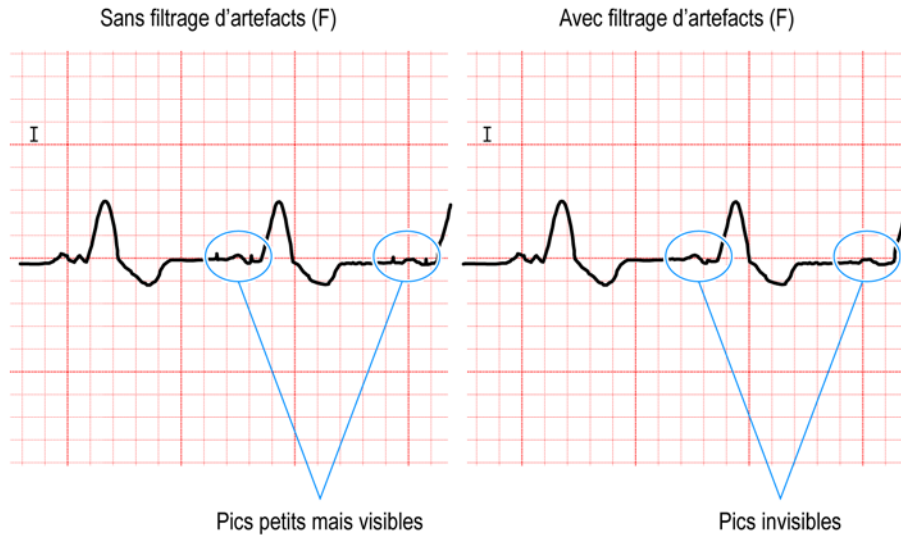
Pour les données capturées antérieurement, une technique de filtrage avant/arrière supprime largement la distorsion, comme le montre la Figure 1-17, page 1-20. Mais cette technique ne peut pas être utilisée sur des données continues en temps réel.

Figure 1-17 Effets du filtrage avant/arrière sur les données d'ECG stockées



Les filtres d'artefacts suppriment bon nombre de hautes fréquences, mais ceci peut entraîner la disparition des impulsions des stimulateurs cardiaques modernes de faible amplitude. Dans la Figure 1-18, page 1-21, le patient a un stimulateur cardiaque AV séquentiel. Les pics de stimulation sont invisibles lorsque le filtre d'artefact est appliqué.

Figure 1-18 Effets du filtre d'artefacts sur les impulsions de stimulation cardiaque



Comment éviter les artefacts

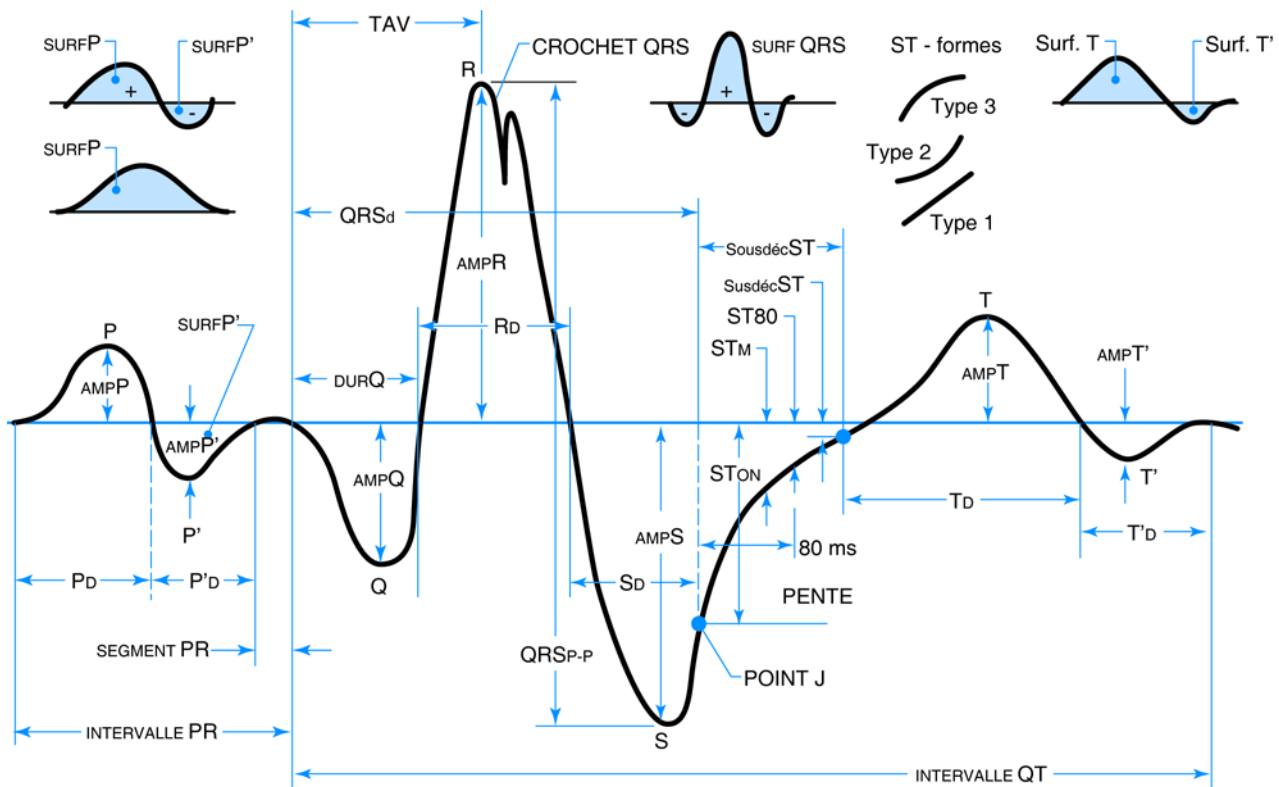
Les artefacts sont dus en grande partie à un contact insuffisant entre les électrodes et la peau du patient. Les techniques suivantes contribuent à l'établissement d'un contact suffisant des électrodes afin de réduire le risque d'artefacts dans le signal ECG.

- Vous ne devez utiliser que des électrodes neuves à usage unique (date de péremption non dépassée, pas d'exposition prolongée à l'air ambiant).
- N'utilisez pas simultanément des marques ou des types d'électrodes différents.
- Coupez les poils du patient si nécessaire et ne placez pas les électrodes directement sur les poils. Placez les électrodes sur la peau nue du patient uniquement.
- Chez les adultes uniquement, frottez la peau avec de la gaze sèche jusqu'à ce qu'elle soit légèrement rouge, afin d'éliminer les cellules mortes et d'augmenter le flux sanguin capillaire.
- Si la peau est grasse, frottez-la avec de l'alcool, puis avec de la gaze humide. L'alcool non rincé sécherait la peau et nuirait au contact entre la peau et les électrodes. Il existe sur le marché des sprays et des électrodes permettant d'améliorer le contact des électrodes sur la peau ; vous pouvez les utiliser si vous ne souhaitez pas frotter la peau.
- Attendez que le contact de l'électrode se stabilise avant de lancer le tracé ECG. Surveillez la qualité du signal du tracé, en vérifiant que le dispositif d'acquisition indique une qualité de signal satisfaisante pour toutes les dérivations.

Reconnaissance morphologique et mesures

L'Algorithme DXL mesure toutes les courbes d'un rapport ECG. Tous les battements de chacune des dérivations font l'objet de mesures, de sorte que les mesures représentatives sont calculées en tenant compte des variations naturelles entre battements. Les valeurs caractéristiques des groupes, dérivations et mesures globales sont calculées à partir de l'ensemble des mesures effectuées sur chacun des battements. L'algorithme peut utiliser toute combinaison des trois types de mesures (mesures de groupe, mesures de dérivation et mesures globales), ce qui renforce sa souplesse et accroît sa puissance d'interprétation.

Figure 1-19 Mesures morphologiques de l'ECG



Reconnaissance morphologique

La détection des battements et la reconnaissance des formes constituent la première étape du processus d'analyse de l'Algorithme DXL.

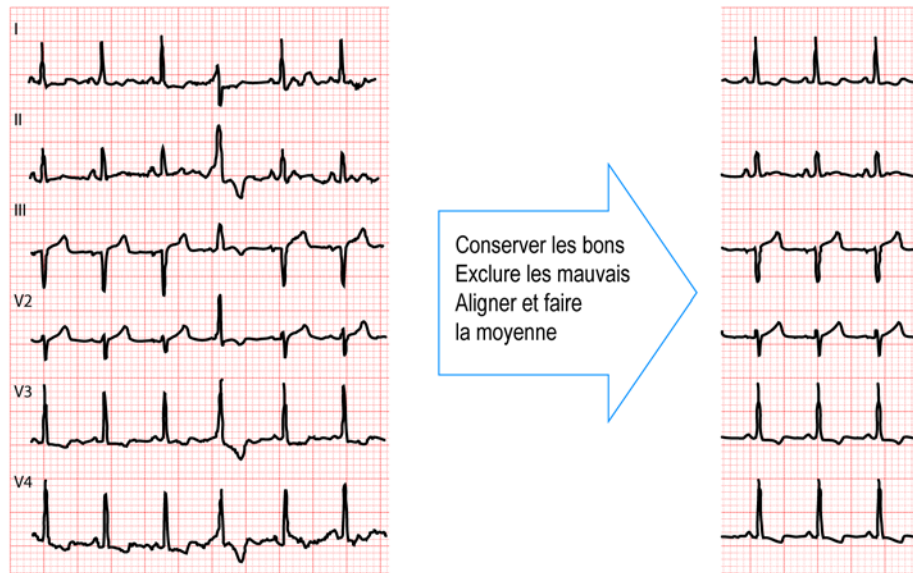
Celui-ci scrute toutes les dérivations ECG à la recherche d'impulsions de stimulation si l'utilisateur a sélectionné l'option **Oui** ou **Inconnu** pour le paramètre Stimulateur cardiaque. Si l'option **Inconnu** est sélectionnée, les pics sont pris en compte dans la mesure où ils concernent au moins quatre dérivations. Si la détection des impulsions de stimulation est paramétrée sur **Oui**, le nombre de dérivations requises est moindre. Les impulsions de stimulation sont éliminées ; un détecteur de limites analyse les battements restants sur toutes les dérivations sur une durée de 10 secondes.

Lorsque la position approximative des complexes QRS et des impulsions de stimulation est connue, un autre détecteur de limites est calculé pour les ondes P et T. Les positions approximatives des ondes P, du complexe QRS, et des ondes T sont alors définies pour chacun des battements de l'ECG.

Mesures étendues

Une fois que le programme a défini la position approximative des courbes, il effectue une analyse plus fine pour déterminer avec précision le début et la fin de chacune d'elles. A l'issue de cette opération, il mesure l'amplitude, la durée, la surface et la forme des ondes P, des complexes QRS, des segments ST et des ondes T de chaque dérivation. Il détecte aussi les éventuelles irrégularités morphologiques des battements (crochets, épaissements, ondes delta, impulsions de stimulation).

Figure 1-20 Formation du battement représentatif



REMARQUE Dans la Figure 1-20, page 1-23, le quatrième battement des séries est exclu même s'il correspond bien sur certaines dérivation.

Mesures de groupe

Chacun des battements de l'ECG est classé dans l'un des cinq groupes de rythme (décrits ci-dessous) disponibles en fonction de critères morphologiques et de critères de rythme. Chaque groupe est composé de battements présentant des intervalles R-R, des durées et des morphologies similaires. Tous les battements ventriculo-entraînés sont regroupés dans une même classe, sans tenir compte des autres paramètres.

- Le groupe 1 réunit les battements de type prédominant. Les battements sont comparés et regroupés afin d'exclure les battements aberrants, puis sont

alignés et une moyenne est réalisée avant les mesures finales. Ce processus vise à supprimer le bruit résiduel et à améliorer la précision des mesures. Le calcul des moyennes après exclusion des aberrations optimise l'utilisation des données des battements. La Figure 1-20, page 1-23 illustre ce processus.

- Les groupes 2 à 5 correspondent à d'autres types de battements. Les mesures des battements de chaque groupe font l'objet de moyennes.

Le groupe dans lequel chaque battement a été classé apparaît sous la rubrique **GRUPE DE RYTHME DES BATTEMENTS** de la section Analyse de rythme du rapport de mesures étendues. Pour plus d'informations, reportez-vous à la section "Rapport de mesures étendues", page 5-26.

Mesures sur les 12 dérivations

Les mesures sur chacune des dérivations sont réalisées à partir des battements du groupe 1. C'est uniquement lorsque *tous* les battements de l'ECG sont ventriculo-entraînés que les mesures sont réalisées sur les battements entraînés. Si un ECG comprend des battements électrostimulés et des battements spontanés, *seuls* les battements spontanés sont mesurés.

Les mesures sur chacune des dérivations constituent des valeurs moyennes représentatives du battement dominant sur la dérivation. Elles figurent à la section Analyse morphologique du rapport de mesures étendues. Pour plus d'informations, reportez-vous à la section "Mesures morphologiques", page 6-35.

Détection d'un rythme auriculaire

Le programme examine successivement les dérivations D1, D2, D3, V1 et V2. Ainsi, l'algorithme peut calculer le nombre d'ondes P par complexe QRS. S'il ne détecte pas plusieurs ondes P, aucun paramètre de rythme auriculaire n'est calculé.

Mesures globales

Les mesures globales effectuées sur l'ECG (y compris les mesures d'axes dans le plan frontal) apparaissent dans le rapport de mesures étendues, à la section Analyse morphologique, à droite des mesures sur dérivations. Pour plus d'informations, reportez-vous à la section "Rapport de mesures étendues", page 6-34.

Ces mesures d'intervalle, de durée et de segment sont effectuées sur le battement représentatif de chacune des dérivations, lequel a été calculé à partir des battements du groupe 1. La fréquence cardiaque globale est la fréquence ventriculaire moyenne sur la totalité de l'ECG, excepté lorsque l'algorithme détermine que l'une des fréquences ventriculaires moyennes de groupe est davantage représentative du rythme sous-jacent. Ceci peut se produire avec une courte série de battements prématurés ; ils seront alors exclus avant le calcul de la fréquence.

Mesures d'axes

Pour effectuer des mesures manuelles d'axes, il est généralement commode de mesurer l'amplitude des courbes. Toutefois, des mesures d'axes fondées sur la surface des courbes donnent des résultats plus précis. C'est pourquoi les appareils Philips font appel à cette dernière méthode pour calculer les axes P, QRS et T. L'axe ST est calculé à partir de la somme des amplitudes initiale, moyenne et finale de ST.

Les mesures d'axes dans le plan frontal sont effectuées sur les dérivations périphériques et neuf paires de dérivations (distantes d'au moins 60°). Les mesures d'axes dans le plan horizontal sont réalisées, de manière similaire, sur les dérivations V1-V6.

L'algorithme examine les mesures ainsi obtenues pour vérifier qu'elles convergent vers un unique résultat. Il en calcule la moyenne pour obtenir une mesure d'axe représentative.

Mesure QT

Les intervalles QT sont mesurés individuellement puis regroupés en une mesure collective. Les deux formules standard de correction en fonction de la fréquence cardiaque (formules de Bazett et de Fridericia) sont appliquées.

Précision des principales mesures

La précision des mesures de l'algorithme DXL a été évaluée sur les ECG indiqués par la norme CEI 60601-2-51 concernant la sécurité et les performances des électrocardiographes pour l'analyse.

La précision de la mesure de l'amplitude est démontrée sur les ECG d'analyse et de calibration conçus expressément dans ce but dans le cadre des tests de conformité (Conformance Testing initiative)⁴.

La précision de la mesure des intervalles est démontrée sur des ECG biologiques qui ont été annotés par cinq cardiologues dans le cadre de l'effort de standardisation de l'électrocardiographie quantitative (Common Standards for quantitative Electrocardiography (CSE))⁵.

L'Annexe D, "Validation de l'algorithme ECG DXL", illustre la différence entre l'algorithme et la vraie mesure en tant que moyenne et écart-type de la

4. Laguna P, Thakor NV, Caminal P, Jane R, Yoon HR, Bayes de Luna A, et al. "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications". *Medical and Biological Engineering and Computing* 28:67-73, 1990.
5. Algra A, le Brun H, Zeelenberg C. "An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG." *Computers in Cardiology* 1986. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 117-119 1987. Ahnve S. "Errors in the visual determination of corrected QT (QTc) interval during acute myocardial infarction." *Journal of the American College of Cardiology* 5:699-702, 1985. Savelieva I, Yi G, Guo X, Hnatkova K, Malik M. "Agreement and Reproducibility of Automatic Versus Manual Measurement of QT Interval and QT Dispersion." *American Journal of Cardiology*, 81:471-477, 1998.

Précision de la mesure de QT et de la correction de QT

Compte tenu de la découverte récente d'un lien entre plusieurs médicaments et l'apparition de torsade de pointes (tachycardie ventriculaire polymorphe), la précision de la mesure de l'intervalle QT et les diverses formules de correction de l'intervalle QT en fonction de la fréquence cardiaque présentent un nouvel intérêt⁶.

Pour des informations plus complètes sur les problèmes relatifs à la précision des mesures, consultez les références indiquées dans le Tableau 1-2, page 1-27.

6. DM Roden. "Drug-Induced Prolongation of the QT Interval". *New England Journal of Medicine* 2004 ; 350: 1013-22

Tableau 1-2 Références complémentaires sur la précision des mesures

<p>Le calcul manuel de l'intervalle QT varie selon les cliniciens :</p> <p>Murray A, McLaughlin NB, Bourke JP, Doig JC, Furniss SS, Campbell RWF. "Errors in manual measurement of QT intervals". <i>British Heart Journal</i> 1994 ; 71:386-90</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Ont mis en évidence des différences de 20 millisecondes dans des battements normaux. <p>Ahnve S. "Errors in the visual determination of corrected QT (QTc) interval during acute myocardial infarction." <i>Journal of the American College of Cardiology</i> 1985;5:699-702.</p> <ul style="list-style-type: none"> ■ Ont trouvé des différences de 28 millisecondes (infarctus du myocarde).
<p>Les méthodes automatisées présentent également des valeurs variables :</p> <p>McLaughlin, Neil B.; Campbell, Ronald W. F.; Murray, Alan. "Comparison of automatic QT measurement techniques in the normal 12 lead electrocardiogram". <i>British Heart Journal</i> Juillet 1995 ; 74(7):84-89.</p>
<p>Les méthodes automatisées peuvent être davantage reproductibles :</p> <p>I Savelieva, G Yi, X Guo, K Hnatkova, M Malik. "Agreement and Reproducibility of Automatic Versus Manual Measurement of QT Interval and QT Dispersion". <i>American Journal of Cardiology</i> Volume 81(4). 15 février 1998. 471-477.</p>
<p>L'intervalle QT est différent selon les dérivations ECG ; l'intervalle QT "global" est donc subjectif.</p> <p>JM Glancy, PJ Weston, HK Bhullar et al. "Reproducibility and automatic measurement of QT dispersion". <i>European Heart Journal</i> (1996) 17, 1035-1039.</p>
<p>La fréquence cardiaque affecte l'intervalle QT</p> <p>Reportez-vous à la "Problèmes d'identification de la fin de l'onde T", page 1-27.</p>

Problèmes d'identification de la fin de l'onde T

La recherche de la fin de l'onde T présente plusieurs difficultés techniques :

- La fin de l'onde T est masquée par les grandes ondes U
- Les ondes T biphasiques
- Les ondes T crochetées
- Les ondes T avec ondes P superposées

- Les artefacts d'origine musculaire
- Les interférences électriques
- La dérive de la ligne de base
- Les ondes T de très faible amplitude
- La transition très lente (plate) entre l'onde T et la ligne de base
- La distorsion de la fin de l'onde T

L'Algorithme DXL situe le point le plus bas de l'intersection de T et U, comme la majorité des personnes effectuant l'interprétation manuellement. Les ondes T biphasiques et crochetées sont détectées correctement. L'effet d'une onde P superposée dépend de son emplacement exact. Si elle recouvre la fin réelle (présumée) de l'onde T, elle faussera la mesure.

Le filtrage permet de réduire certains types d'artefacts. La formation d'un battement représentatif supprime les artefacts musculaires et permet un calcul plus précis. Les ondes T de faible amplitude sont problématiques avec toutes les techniques. La technique employée par l'Algorithme DXL ne semble pas être affectée par la distorsion de la partie terminale de l'onde T du type provoqué par Sotalol.

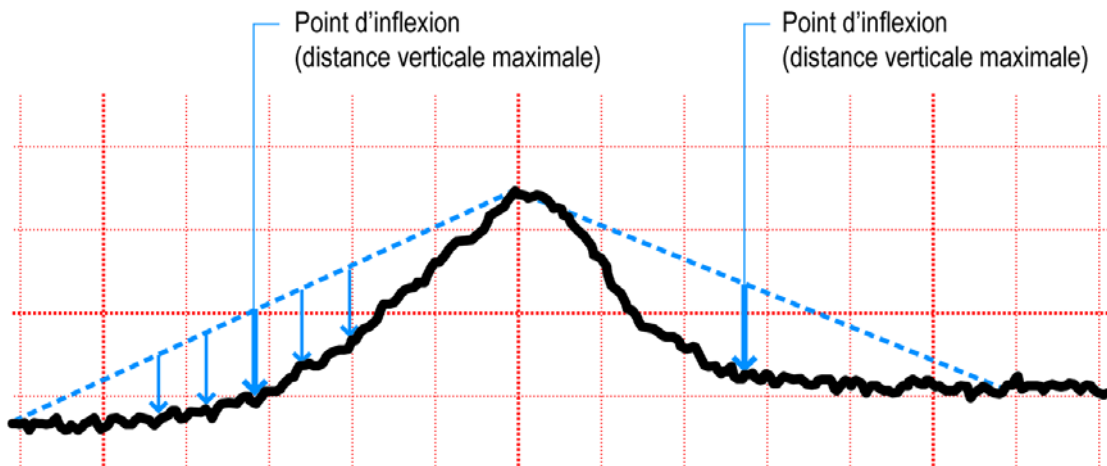
Identification de la fin de l'onde T dans l'algorithme DXL

Pour identifier le point d'inflexion, que ce soit de début ou de fin, une ligne est tracée entre le pic de la courbe et le début de la zone de recherche au-delà de laquelle le point d'inflexion devrait se trouver. La distance verticale maximale entre la ligne et le signal (correspondant aux flèches bleues dans la Figure 1-21, page 1-29) définit le point d'inflexion.

Pour éviter les erreurs, les mesures suivantes sont prises :

- Seule la distance entre la ligne et le signal dans la direction prévue est prise en compte.
- La pente de la ligne est limitée car avec une ligne trop inclinée, le point d'inflexion se situerait dans une partie inclinée de la courbe. Cette limitation est importante pour la recherche des débuts de Q si la courbe est une amplitude vectorielle. Dans les faits, le pic est avancé dans le temps à un point correspondant à la moitié de l'amplitude R.
- Une pente minimale est conservée afin d'éviter que la ligne ne soit presque horizontale, car le point d'inflexion serait alors situé à un emplacement présentant un bruit maximal.
- La pente maximale et minimale de la ligne dépendent de la dérive de la ligne de base sur la section de la courbe en question ; la pente de la dérive de la ligne de base est soustraite des pentes max/min utilisées.

Figure 1-21 Identification de la fin de l'onde T



Sélection QT globale

Pour un usage diagnostique standard de l'électrocardiogramme à 16 dérivations, il est souhaitable de n'utiliser qu'une seule valeur pour les mesures de l'intervalle. Auparavant, la majorité des limites normales étaient déterminées uniquement avec les dérivations périphériques ; toutefois, il est actuellement fréquent de prendre également en compte les mesures des dérivations précordiales.

Cette méthode est particulièrement problématique pour l'intervalle QT. Certaines dérivations peuvent montrer un début de QRS ultérieur à celui d'autres dérivations simultanées, mais la différence est généralement faible et isolée. Cependant, la fin de l'onde T varie considérablement d'une dérivation à une autre (et tend à être plus tardive sur les dérivations médio-précordiales) ; la question se pose donc de savoir quelle dérivation utiliser.

Une méthode courante consiste à utiliser le début le plus précoce de Q parmi toutes les dérivations jusqu'à la fin la plus tardive de T parmi toutes les dérivations. Cette méthode est toutefois largement sujette aux artefacts. Un grand nombre d'études montre clairement que la mesure de la fin de l'onde T est très liée au bruit.

La mesure du premier début de Q jusqu'à la dernière fin de T est intéressante d'un point de vue théorique et a été évoquée en premier lieu dans l'article intitulé "The Measurement of the Q-T interval in the Electrocardiogram".⁷

Cet article a également suggéré la méthode de la pente/interception, qui, comme nous l'avons vu, sous-estime la fin réelle de l'onde T. Lorsque cet article est paru en 1952, aucune base de données ne permettait de faire des comparaisons et les recommandations s'appuyaient sur une compréhension théorique du temps.

7. E. Lepeshkin, B. Surawicz. "The Measurement of the Q-T interval in the Electrocardiogram". *Circulation* 1952 ; 6:378-388.

Plus de 30 ans plus tard, un projet coopératif international intitulé “Common Standards for Quantitative Electrocardiography” (standardisation de l'électrocardiographie quantitative), plus connu actuellement sous l'acronyme CSE, a été établi⁸.

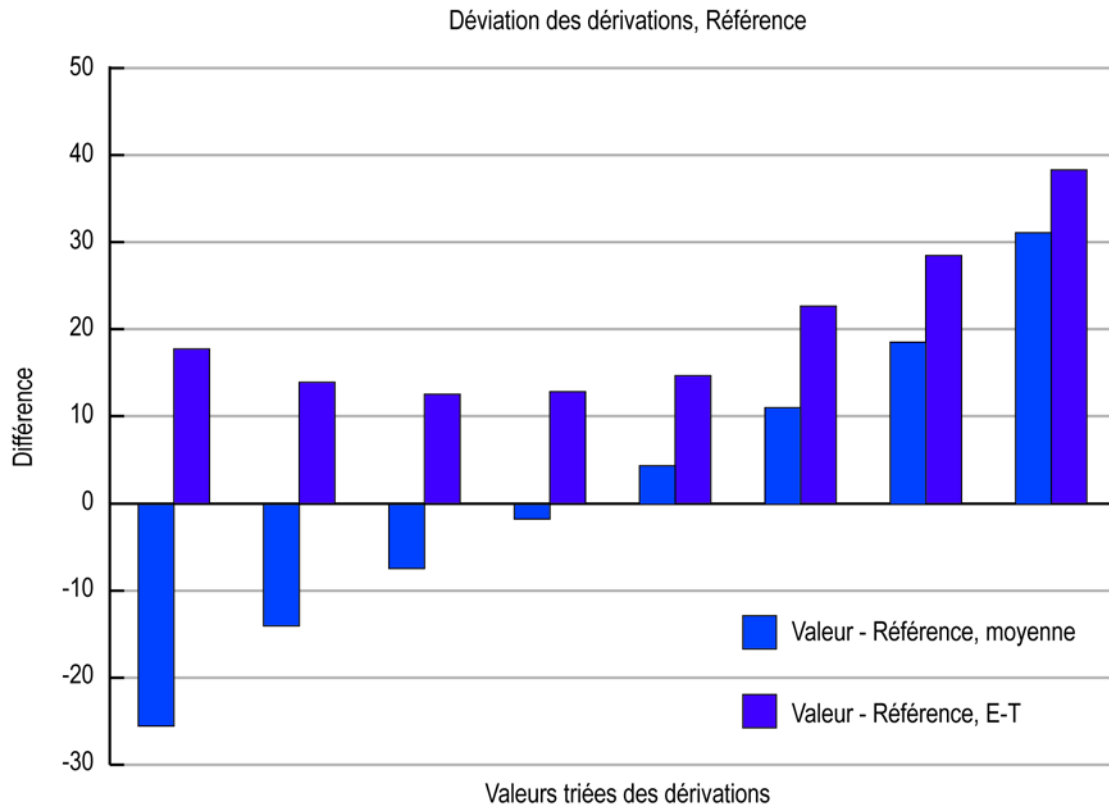
Le traitement des mesures comportant du bruit consiste habituellement à mesurer une tendance centrale, soit une médiane soit une moyenne. La valeur moyenne peut être facilement faussée par des observations aberrantes, mesures caractérisées par leur absence de fiabilité.

L'Algorithme DXL utilise la valeur médiane des dérivations fiables. Une dérivation est considérée comme fiable si les déterminations de début et de fin de chaque battement présentent une variation faible. Ceci contribue à éliminer les dérivations avec faibles amplitudes et variation respiratoire élevée, ainsi que les dérivations avec bruit élevé.

Pour plus d'information sur la détermination des mesures globales, consultez les données présentées à la Figure 1-22, page 1-31. L' Figure 1-22 montre la différence entre les mesures QT de chaque dérivation, et la valeur de référence globale de QT donnée par les cinq cardiologues sur la base de l'ensemble d'ECG biologiques. Les différences de QT sont présentées comme la différence moyenne (algorithme moins référence) et l'écart-type de la différence. Pour chaque ECG du groupe de données, les différences d'intervalle QT entre les valeurs obtenues dérivation par dérivation et la référence globale de QT sont triées par ordre croissant. Les barres illustrant la moyenne et l'écart-type représentées correspondent, dans l'ordre, aux différences de QT les plus faibles, puis aux différences de QT suivantes, et ainsi de suite jusqu'aux différences de QT les plus importantes. Il est clair que la différence moyenne minimale et l'écart-type minimal sont proches de la médiane et c'est pour cette raison que l'algorithme DXL utilise l'emplacement médian de la fin de T dans le calcul de l'intervalle QT. Les données présentées dans ce graphique ont été calculées avec des mesures de référence, et par comparaison des différences entre les mesures de chaque dérivation.

8. JL Willems, P Arnaud, JH van Bemmel, PJ Bourdillon, R Degani, B Denis, FM Harms, PW Macfarlane, G Mazzocca, J Meyer, et al. “Establishment of a reference library for evaluating computer ECG measurement programs”. *Computers and Biomedical Research* octobre 1985 ; 73:937-949, 199418(5):439-457.

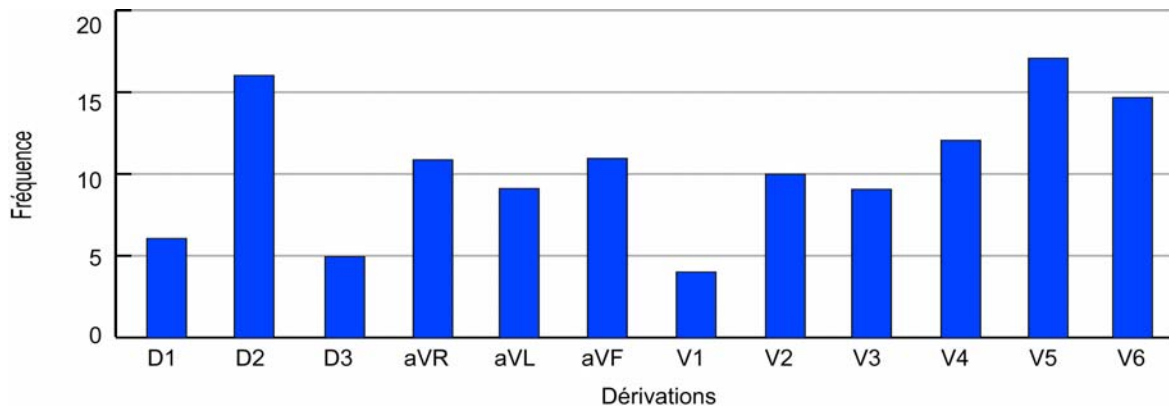
Figure 1-22 Référence des déviations des dérivations



La plage des différences est d'environ 60 millisecondes, ce qui correspond à un groupe mixte de patients présentant un ECG normal ou anormal. L'écart-type est minimal à proximité de la médiane, ce qui correspond à une mesure fondamentalement bruyante.

Il convient également de mentionner qu'en raison des variations entre patients, il est souvent impossible de prévoir quelle sera la "meilleure" dérivation. Pour le même groupe de données, voir les résultats à la Figure 1-23, page 1-32. La Figure 1-23 représente la fréquence à laquelle l'intervalle QT mesuré sur chaque dérivation est le plus proche de la référence d'intervalle QT donnée par les cinq cardiologues. L'intervalle QT mesuré par l'algorithme DXL sur les dérivations D2 et V5 est le plus souvent le plus proche du QT de référence.

Figure 1-23 Dérivation de QT médian



En examinant les dérivations superposées, nous voyons habituellement un regroupement d'intervalles QT, qui correspond très probablement à la distribution de la meilleure dérivation. Les dérivations classiques utilisées dans la lecture manuelle des études de toxicité médicamenteuse sont les dérivations D2 et V5, les meilleures dérivations types.

Correction de QT en fonction de la fréquence cardiaque

L'intervalle QT raccourcit à mesure que la fréquence cardiaque augmente. On a souvent essayé de convertir des valeurs à des fréquences cardiaques données aux valeurs escomptées à 60 battements/minute.

Deux formules sont habituellement utilisées⁹ (mais beaucoup d'autres ont été proposées) : la formule de Bazett et la formule de Fridericia.

La formule de Bazett¹⁰ est plus couramment utilisée aux Etats-Unis ; il s'agit de la formule suivante :

$$QTc = QT / (RR)^{0,5} \text{ (racine carrée)}$$

La formule de Fridericia¹¹ est plus courante en Europe ; il s'agit de la formule suivante :

$$QTc = QT / (RR)^{0,33} \text{ (racine cubique)}$$

Aucune de ces formules ne permet mieux que l'autre de réaliser une correction lorsque la fréquence cardiaque est très élevée ou très basse. La variabilité est considérable, même lorsque la fréquence cardiaque est proche de 60 bpm.

L'Algorithme DXL calcule ces deux valeurs de QT corrigées en fonction de la fréquence cardiaque. Le dispositif d'acquisition Philips peut être configuré pour appliquer la formule de Bazett ou celle de Fridericia, voire les deux.

9. Molnar et al. "Evaluation of Five QT Correction Formulas Using a Software-Assisted Method of Continuous QT Measurement from 24-Hour Holter Recordings". *American Journal of Cardiology* (1996) ; 78:920-26.

10. Bazett, H.C. "An Analysis Of The Time-Relations Of Electrocardiograms." *Heart* (1920) ; 7:353-70.

11. L. S. Fridericia. "Die Systolendauer im Elektrokardiogramm bei normalen Menschen und bei Herzkranken". *Acta Medica Scandinavica*, Stockholm, 1920, 57: 469-486.

Génération d'énoncés diagnostiques

Les diagnostics sont divisés en plusieurs catégories, notamment : hypertrophie, infarctus, ischémie, déviation axiale, troubles de la conduction et autres.

Chaque catégorie est représentée sur le rapport ECG par un seul énoncé, dans la mesure où l'un des critères de la catégorie est satisfait. Cet énoncé est le dernier pour lequel les critères médicaux étaient satisfaits compte tenu des mesures, des décisions antérieures et des informations administratives saisies, comme l'âge ou le sexe du patient.

Dans chacune des catégories, l'énoncé le plus significatif sur le plan du diagnostic prend le pas sur les énoncés plus bénins. Par exemple, dans la catégorie **Retard de conduction intraventriculaire**, l'énoncé **Bloc de branche gauche (BBG)** se substitue aux énoncés "**Retard de conduction intraventriculaire limite**" et "**Bloc de branche gauche incomplet**". En outre, en cas de **BBG**, l'algorithme supprime l'énoncé d'une catégorie précédente, tel que "**Déviations axiales gauches**", et n'effectue pas certains tests, comme ceux d'hypertrophie ventriculaire, de la plupart des infarctus, de déviation du segment ST et d'anomalies de l'onde T. Les descriptions des catégories d'énoncés diagnostiques qui suivent dans ce manuel ne fournissent pas de précisions quant aux suppressions d'énoncés et de tests ; celles-ci ont néanmoins une importance évidente pour l'interprétation.

Il est préférable de prendre en compte les catégories d'énoncés diagnostiques s'appuyant sur le rythme ou la morphologie, étant donné que les éléments liés au rythme s'appliquent aux patients adultes et pédiatriques. Les différences morphologiques sont considérables entre les deux classes d'âges.

Chaque catégorie comporte un ensemble d'énoncés diagnostiques, modulés par divers degrés de gravité et de probabilité. Vous trouverez une description détaillée des critères de rythme cardiaque au Chapitre 2, "Analyse de rythme des ECG adultes et pédiatriques". Vous trouverez une description détaillée des critères de détection morphologique au Chapitre 3, "Analyse morphologique des ECG adultes" et au Chapitre 4, "Analyse morphologique des ECG pédiatriques".

Degré global de gravité

Chaque énoncé diagnostique figurant sur le rapport ECG final est lié à un degré de gravité. Tout énoncé de gravité supérieure prend le pas sur un énoncé de moindre gravité. Le degré global de gravité de l'ECG est calculé en tenant compte des degrés de gravité de tous les énoncés diagnostiques présents dans un rapport. Il est imprimé sur chacune des pages du rapport ECG.

Tableau 1-3 Degré global de gravité de l'ECG

Gravité	Code
ECG de gravité non définie	NS

Tableau 1-3 Degré global de gravité de l'ECG

Gravité	Code
ECG normal	NO
ECG presque normal	ON
ECG limite	BO
ECG anormal	AN
ECG défectueux	DE

Utilisation des dérivations étendues

Les dérivations périphériques et précordiales sont les composantes classiques de l'électrocardiogramme standard à douze dérivations mais on sait depuis longtemps que des dérivations supplémentaires droites et postérieures peuvent fournir des informations qui ne sont pas clairement visibles sur les 12 dérivations standard.

Cette section décrit les dérivations étendues droites et postérieures. Ces dérivations étendues ont été intégrées à l'Algorithme DXL afin de fournir des informations ou des confirmations supplémentaires.

Bien que l'Algorithme DXL puisse utiliser six dérivations supplémentaires, V5R, V4R, V3R, V7, V8 et V9, le système d'acquisition utilisé pour enregistrer les ECG est limité à quatre dérivations supplémentaires. Toute combinaison de quatre dérivations complémentaires, parmi les six qui sont reconnues par l'algorithme, peut être enregistrée. Certains utilisateurs peuvent choisir d'ajouter une seule dérivation complémentaire, alors que d'autres préféreront enregistrer les quatre dérivations supplémentaires autorisées.

REMARQUE Consultez la documentation de l'appareil pour plus d'informations sur la configuration et l'utilisation des dérivations droites et postérieures.

Dérivations pédiatriques (V3R, V4R, V7)

De nombreux établissements pédiatriques ajoutent trois dérivations supplémentaires au groupe de dérivations standard. Ces dérivations pédiatriques fréquentes sont V3R, V4R et V7.

L'utilisation de ces dérivations facilite la différenciation de l'hypertrophie ventriculaire droite et des troubles de la conduction bloc de branche droit¹².

12. J Liebman. "What's old, what's new – in non-arrhythmia electrocardiography". *Journal of Electrocardiology* 2004 ; 37:152-165.

Dérivations droites (V3R, V4R, V5R)

Les infarctus du ventricule droit peuvent accompagner l'infarctus du myocarde inférieur et avoir de fortes implications pronostiques. Les signes sont discrets sur les dérivations droites et généralement invisibles sur les dérivations standard. Les dérivations droites sont les dérivations V3R, V4R et V5R.¹³

Dérivations postérieures (V7, V8, V9)

Les infarctus du myocarde postérieurs sont généralement diagnostiqués à partir de changements réciproques des dérivations V1 et V2. Les infarctus postérieurs aigus n'ont pas encore produit d'onde Q, et la grande onde R est absente des dérivations thorax droit. Un sus-décalage de ST postérieur doit logiquement indiquer un certain degré de sous-décalage de ST dans ces dérivations, mais peut être trop faible pour contre-balancer complètement les sus-décalages de ST souvent observés. Les dérivations postérieures sont plus sensibles et plus spécifiques à ce type d'épisode. L'algorithme utilise les dérivations V7 à V9.¹⁴

Infarctus du myocarde et artères coronaires responsables

Il est possible de corréler les sus-décalages de ST des infarctus du myocarde aigus (ou les sous-décalages de ST globaux) et de proposer ensuite l'artère coronaire responsable. Ceci peut jouer un rôle pronostique, faire gagner du temps dans le traitement et clarifier les anomalies multiples. Des détails et des exemples complémentaires sont donnés dans les sections sur les infarctus au Chapitre 3, "Analyse morphologique des ECG adultes".

Evaluation des performances de l'algorithme

Reportez-vous à l'Annexe D, "Validation de l'algorithme ECG DXL". pour une comparaison des différentes méthodes et des résultats de l'évaluation sur le programme actuel de l'algorithme.

13. Antman, Elliott M. et al. "ACC/AHA Guidelines for the Management of Patients With ST-Elevation Myocardial Infarction – Executive Summary". *Circulation* 2004 ; 110:e82-e293.

14. RJ Zalenski, RJ Rydman, EP Sloan et al. "Value of Posterior and Right Ventricular Leads in Comparison to the Standard 12-Lead Electrocardiogram in Evaluation of ST-Segment Elevation in Suspected Acute Myocardial Infarction". *American Journal of Cardiology* 1997 ; 79:1579-1585.

Analyse de rythme des ECG adultes et pédiatriques

L'analyse de l'ECG débute par une analyse de rythme, le premier énoncé diagnostique décrivant le rythme de base ou le rythme stimulé de l'ECG.

Ce premier énoncé peut être suivi d'un énoncé complémentaire indiquant la nature des anomalies du rythme (extrasystoles, pauses, troubles de la conduction auriculo-ventriculaire, arythmies diverses).

Catégories de rythme cardiaque

Rythme stimulé

Les énoncés relatifs à un rythme stimulé portent sur le rythme apparent et non sur le mode sous-jacent du stimulateur cardiaque (qu'il est souvent difficile de définir à partir du rythme observé). Voici quelques-uns des énoncés susceptibles d'être générés : entraînement auriculaire, entraînement ventriculaire, rythme stimulé auriculo-ventriculaire, stimulation ventriculaire avec détection auriculaire.

Les énoncés diagnostiques sont générés comme suit :

- L'expression **RYTHME STIMULE** est utilisée lorsque tous les battements présentent un rythme caractéristique d'électrostimulation.
- L'expression "complexes stimulés" est employée lorsque l'algorithme détecte une électro-stimulation intermittente et des complexes non entraînés. De tels complexes peuvent comporter des extrasystoles auriculaires ou ventriculaires ou encore des épisodes de rythme sinusal. Les rythmes électrostimulés de façon intermittente ne donnent pas lieu à des analyses de rythme sur les périodes sans stimulation.
- L'algorithme peut détecter une électrostimulation à la demande, avec inhibition de l'impulsion de stimulation dans une ou deux cavités cardiaques.
- Sur les tracés de qualité médiocre, les pointes de bruit peuvent présenter des caractéristiques très voisines de celles des impulsions de stimulation. Dans de tels cas, l'algorithme génère un message signalant la présence d'artefacts similaires aux impulsions de stimulation.

- Si l'ECG est enregistré en présence d'un aimant, les impulsions de stimulation sont générées régulièrement, à un rythme qui peut ne pas coïncider avec le rythme sous-jacent. Ce phénomène est considéré comme un défaut de détection et/ou de stimulation et l'éventualité d'un dysfonctionnement du stimulateur dû à la présence d'un aimant est alors évoquée.
- En présence d'un entraînement ventriculaire, l'algorithme analyse l'ECG à la recherche d'une fibrillation auriculaire. Il ne réalise pas d'autre analyse de rythme auriculaire.
- Les complexes QRS sans électrostimulation ventriculaire (complexes non stimulés ou complexes auriculo-stimulés) et qui ne sont pas classés comme extrasystoles ventriculaires sont mesurés et font l'objet d'une analyse morphologique. Aucune interprétation complémentaire n'est envisagée sur les ECG présentant un entraînement ventriculaire continu ou une stimulation auriculo-ventriculaire continue.

Rythme cardiaque de base

Lorsqu'aucune impulsion de stimulation n'est détectée, un énoncé diagnostique caractérise le rythme cardiaque de base en se fondant sur le rythme auriculaire, le rythme ventriculaire, l'axe de l'onde P, la durée du complexe QRS et les mesures complémentaires.

Voici les divers énoncés diagnostiques relatifs au rythme cardiaque de base :

- rythmes sinusal, auriculaire, supraventriculaire, jonctionnel et ventriculaire ;
- tachycardie, bradycardie et rythme variable ;
- bloc AV complet ;
- dissociation AV ;
- Fibrillations auriculaires non identifiées
- flutter auriculaire.

Les énoncés diagnostiques sont générés comme suit :

- Une valeur normale de l'axe de P (-30° à $+120^\circ$ dans le plan frontal) semble indiquer que l'onde P est d'origine sinusale. Un axe de P anormal dénote une activation auriculaire.
- Chez les adultes, l'algorithme définit la tachycardie comme une fréquence cardiaque égale ou supérieure à 100 bpm et la bradycardie comme une fréquence cardiaque inférieure à 50 bpm. Notons que, pour de nombreux cardiologues, le seuil de bradycardie se situe à 60 bpm. Sur certains électrocardiographes, l'opérateur peut changer le critère par défaut de bradycardie et sélectionner une valeur de 60 bpm. Consultez la documentation de l'appareil Philips pour plus d'informations.

- Les plages de fréquence cardiaque pédiatrique varient considérablement avec l'âge ; elles sont indiquées à l'Annexe A, "Valeurs normales des mesures".
- Un bloc AV complet est identifié sur l'énoncé diagnostique par un rythme ventriculaire inférieur à 45 bpm et par une absence de synchronie entre le rythme auriculaire et le rythme ventriculaire. Un bloc AV complet peut être accompagné de larges complexes QRS et de fibrillation auriculaire.
- Pour identifier une dissociation auriculo-ventriculaire, l'algorithme recherche un rythme ventriculaire normal accompagné de variations très importantes des intervalles PR. Lorsqu'il analyse l'étude de rythme ECG, il ne définit pas le rythme sous-jacent (qui peut être un bloc AV complet ou un rythme jonctionnel). Il essaie d'identifier le rythme sous-jacent (bloc AV complet ou rythme jonctionnel) plutôt qu'une dissociation auriculo-ventriculaire.
- La détection de la fibrillation auriculaire et du flutter auriculaire est une combinaison complexe de seuils de caractéristiques du signal auriculaire et de variation de l'intervalle RR. Une variation plus importante de l'intervalle RR est probable pour la fibrillation auriculaire par rapport au flutter auriculaire. La courbe du flutter auriculaire doit être plus stable que celle de la fibrillation auriculaire. Le signal auriculaire est isolé du signal ECG par soustraction de QRS-T, puis les caractéristiques du signal sont mesurées par analyse de la nature répétitive du signal auriculaire.

Préexcitation ventriculaire

Une préexcitation ventriculaire est définie par la présence d'ondes delta sur de multiples dérivations et une durée moyenne de QRS supérieure à 100 ms.

Les énoncés diagnostiques sont générés comme suit :

- Un PR court (segment PR < 55 ms ou intervalle PR < 120 ms) réduit le nombre de dérivations devant présenter des ondes delta pour que l'algorithme détecte une préexcitation ventriculaire.
- L'algorithme recherche des déviations gauche ou droite de l'axe du QRS initial pour déterminer s'il existe une voie de conduction accessoire, gauche ou droite. Il ne poursuit pas l'analyse de rythme si les critères de préexcitation ventriculaire sont réunis.

Extrasystoles

Les extrasystoles sont identifiées par une réduction de la durée de l'intervalle R-R qui les précède par rapport à l'intervalle R-R moyen du rythme ventriculaire sous-jacent, essentiellement régulier. Une réduction de l'intervalle R-R de 15 % (valeur typique) ou plus est considérée comme significative.

Les extrasystoles présentant une durée normale du complexe QRS (QRSd) sont appelées soit extrasystoles auriculaires (présence d'une onde P avant le QRS) soit extrasystoles jonctionnelles (absence d'onde P). Les extrasystoles avec allongement du QRS sont considérées soit comme ventriculaires soit comme conduction aberrante d'origine supraventriculaire.

Les énoncés diagnostiques sont générés comme suit :

- Les extrasystoles auriculaires (ESA, ESA multiples) se caractérisent généralement par une onde P précoce, une durée normale de QRS et une morphologie atypique de l'onde P. La présence de plusieurs extrasystoles auriculaires génère l'énoncé "nombreuses extrasystoles auriculaires". Deux ESA rapprochées constituent un doublet.
- Les extrasystoles ventriculaires (ESV, ESV multiples) se caractérisent généralement par leur précocité, un complexe QRS élargi, un repos compensateur et une polarité inversée par rapport à la normale.
 - Les ESV interpolées présentent des caractéristiques morphologiques d'extrasystoles ventriculaires, sans repos compensateur.
 - La présence de plusieurs extrasystoles ventriculaires génère l'énoncé "nombreuses extrasystoles ventriculaires".
 - Deux ESV consécutives sont considérées comme un "doublet d'ESV". Les caractéristiques sont essentiellement morphologiques, car il n'y a généralement pas de repos compensateurs.
 - Une séquence de trois ESV au moins très rapprochées constitue une **tachycardie ventriculaire non soutenue**.
- Les extrasystoles jonctionnelles (ESJ) présentent les mêmes caractéristiques que les extrasystoles auriculaires (ESA), mais elles ne sont pas précédées d'une onde P. L'algorithme n'essaie pas de détecter des ondes P rétrogrades.
- Un bigéminisme ventriculaire ou supraventriculaire est déclaré en cas d'alternances entre extrasystoles ventriculaires (V), ou auriculaires (A), et battements normaux (N). L'énoncé diagnostique de bigéminisme est généré lorsque l'ECG présente au moins deux doublets consécutifs, chacun étant composé d'une systole normale suivie d'une extrasystole (NV ou NA).
- Un trigéminisme ventriculaire est déclaré lorsque l'ECG présente au moins deux triplets consécutifs, chacun étant composé de deux systoles normales suivies d'une extrasystole ventriculaire (NNV).

Pauses

L'allongement des intervalles R-R ne devient significatif que si leur durée est supérieure à 140 % (valeur typique) de l'intervalle R-R moyen d'un rythme ventriculaire sous-jacent essentiellement régulier. Des intervalles R-R allongés sont indicatifs d'un arrêt sinusal ou d'un bloc AV intermittent.

Les énoncés diagnostiques sont générés comme suit :

- La présence ou l'absence d'une onde P, ainsi que la durée du QRS, indiquent l'origine d'un battement d'échappement. Les échappements auriculaires et supraventriculaires présentent une onde P et une durée de QRS normale. Un échappement jonctionnel est caractérisé par l'absence d'onde P et une durée de QRS normale. Un allongement du QRS indique que l'échappement est d'origine ventriculaire, bien qu'une aberration ne puisse être exclue.
- L'algorithme identifie les divers types de blocs auriculo-ventriculaires du deuxième degré, en fonction du nombre d'ondes P pour un QRS.
- Il génère un énoncé "Bloc AV, type Mobitz I (Wenckebach)" en présence d'un allongement progressif de PR sur plusieurs cycles cardiaques successifs aboutissant à une onde P bloquée (intervalle R-R allongé).

Arythmies diverses

Cette catégorie regroupe les arythmies qui ne s'intègrent pas aux autres catégories de rythme.

Les énoncés diagnostiques sont générés comme suit :

- Les énoncés relatifs aux battements interpolés sont générés lorsque l'algorithme détecte des intervalles R-R consécutifs dont la durée est environ inférieure de moitié à la durée R-R moyenne d'un rythme ventriculaire sous-jacent essentiellement régulier.
- Il considère les complexes comme aberrants lorsque l'intervalle R-R n'est que légèrement diminué alors que les QRS sont allongés, comme s'ils étaient d'origine ventriculaire.

Conduction auriculo-ventriculaire

Les énoncés relatifs à une conduction auriculo-ventriculaire sont fondés sur l'importance de l'allongement de l'intervalle PR.

L'intervalle PR varie légèrement en fonction de l'âge et de la fréquence cardiaque¹ comme le montre le tableau ci-dessous.

Tableau 2-1 Allongement limite et allongement anormal de l'intervalle PR (ms)

Age	Fréquence cardiaque (bpm)			
	Valeur de gauche = Limite supérieure intervalle PR (allongement limite) Valeur de droite = Limite supérieure intervalle PR (bloc AV du 1 ^{er} degré)			
	Moins de 50	51-90	91-120	120 et plus
16-60	210-220	200-210	195-205	190-200
60 et plus	200-230	210-220	205-215	200-210

1. Voir par exemple : JW Mason, DJ Ramseth, DO Chanter et al. "Electrocardiographic reference ranges derived from 79 743 ambulatory subjects". *Journal of Electrocardiology* 2007 ; 40:224-234.

Analyse morphologique des ECG adultes

L'analyse morphologique débute par la recherche d'une éventuelle dextrocardie. Les tests d'anomalies morphologiques sont effectués par ordre anatomique, de la droite vers la gauche et des oreillettes vers les ventricules.

Ce chapitre décrit les différents critères de diagnostic (par catégorie de diagnostic).

Catégories morphologiques adultes

Dextrocardie

Le programme suggère une dextrocardie lorsque toutes les conditions suivantes sont remplies :

- Les axes des ondes P et des complexes QRS du plan frontal sont anormaux (orientés vers la droite).
- Les QRS du plan horizontal présentent une déviation vers la droite.
- Les dérivations V5 et V6 présentent de petits complexes QRS.

Les autres tests morphologiques ne sont pas effectués si les critères de dextrocardie sont réunis.

Anomalie auriculaire droite

De larges ondes P sont considérées comme évocatrices d'une **hypertrophie auriculaire droite (HAD)**. La durée minimale considérée comme significative est de 60 ms. L'amplitude minimale considérée comme significative est de 0,24 mV (valeur type).

Des ondes P de durée et d'amplitude supérieures à la normale sur les dérivations périphériques produisent un énoncé de type "**Discuter hypertrophie auriculaire droite**".

Si, de plus, les ondes P sont diphasiques en V1, l'hypertrophie auriculaire droite est considérée comme "probable".

Enfin, des ondes P présentant un élargissement plus marqué engendrent des énoncés plus catégoriques quant à la probabilité d'une hypertrophie auriculaire droite.

Anomalie auriculaire gauche

Une **hypertrophie auriculaire gauche (HAG)** est identifiée par la présence de larges ondes P sur les dérivations périphériques ainsi que par celle d'ondes P diphasiques en V1 dont les parties initiale et terminale atteignent des valeurs significatives de durée et d'amplitude.

La présence sur les dérivations périphériques d'ondes P d'une durée supérieure à 110 ms et d'une amplitude supérieure à 0,10 mV est considérée comme significative, mais pas nécessairement comme anormale (excepté si de telles ondes P apparaissent sur plusieurs dérivations). Des ondes P crochetées viennent renforcer le caractère significatif des autres valeurs.

L'algorithme examine, en particulier, la durée, l'amplitude et la surface de la composante négative de l'onde P en V1.

Si des durées supérieures à 30 ms et des amplitudes supérieures à 0,09 mV peuvent être considérées comme significatives, la surface de la composante négative P doit être supérieure à 0,60 unité Ashman¹ pour qu'une HAG soit diagnostiquée.

Anomalie biauriculaire

L'**hypertrophie biauriculaire** associe l'hypertrophie auriculaire droite et l'hypertrophie auriculaire gauche.

Une hypertrophie auriculaire droite associée à une **hypertrophie auriculaire gauche (HAG)** est diagnostiquée lorsque l'HAD s'accompagne d'ondes P d'amplitude supérieure à 0,1 mV en V1.

Une hypertrophie auriculaire gauche associée à une hypertrophie auriculaire droite est évoquée lorsque l'HAG s'accompagne de grandes ondes P d'amplitude et de durée, respectivement, supérieures à 10 ms et 0,07 mV et d'ondes R supérieures à 1,0 mV en V6.

Une **anomalie biauriculaire** est envisagée lorsque des énoncés d'hypertrophie auriculaire gauche et d'hypertrophie auriculaire droite, à degré élevé de gravité, ont été précédemment générés.

Déviations de l'axe de QRS

Les énoncés diagnostiques fondés sur les mesures des axes QRS dans le plan frontal ont trait aux déviations droite ou gauche de ces axes, ainsi qu'à leur orientation (supérieure, horizontale ou verticale). Dans ce même plan, un axe de QRS supérieur à -30° dans le sens antihoraire est considéré comme dévié

1. Une unité Ashman est la surface d'un millimètre carré pour une vitesse de défilement (25 mm/s) et une sensibilité (10 mm/mV) normales. Elle représente $40 \text{ ms} \times 0,1 \text{ mV}$.

vers la gauche et un axe de QRS supérieur à $+90^\circ$ dans le sens horaire est considéré comme dévié vers la droite.

L'axe de QRS moyen (vecteur moyen de la force électrique) est calculé dans les plans frontal et horizontal. La plage des angles normaux de l'axe de QRS varie en fonction de l'âge et du sexe.

Chez les jeunes gens, l'axe de QRS dans le plan frontal a tendance à s'orienter vers la droite.

Chez les personnes âgées, l'axe de QRS dans le plan frontal a tendance à s'orienter vers la gauche.

Dans le plan frontal, un axe de QRS compris entre -30° et $+90^\circ$ est considéré comme normal, sous réserve des variations dues à l'âge et au sexe du patient.

Retards de conduction ventriculaire

A l'exception des énoncés isolés d'**hémibloc antérieur gauche (HAG)** et d'**hémibloc postérieur gauche (HPG)**, qui n'engendrent pas d'allongement du QRS, tous les énoncés diagnostiques de cette catégorie ont en commun une durée de QRS (QRSd) supérieure à 100 ms.

L'énoncé d'hémibloc antérieur gauche (HAG) est lié à une déviation vers la gauche de l'axe moyen de QRS dans le plan frontal, qui varie entre -40° et $+240^\circ$ dans le sens antihoraire.

L'énoncé d'hémibloc postérieur gauche (HPG) est associé à une déviation vers la droite de l'axe moyen de QRS dans le plan frontal, comprise entre $+120^\circ$ et $+210^\circ$ dans le sens horaire.

En dehors des hémiblocs, les énoncés de bloc de branche exigent un QRS de durée supérieure à 120 ms. Un QRS compris entre 110 et 120 ms est identifié comme un **retard de conduction intraventriculaire non spécifique** et un QRS qui oscille entre 100 et 110 ms est considéré comme un **retard de conduction intraventriculaire limite**.

Les énoncés de **bloc de branche droit (BBD)** sont toujours associés à une déviation vers la droite de la partie terminale du QRS (Q à prédominance négative, forces S en D1, aVL et V6, et forces positives en V1). Un QRS compris entre 110 et 120 ms est considéré comme un bloc de branche droit incomplet.

Les énoncés de **bloc de branche gauche (BBG)** sont toujours associés à une déviation vers la gauche de la partie terminale du QRS, à des forces à prédominance positive (R, R') en D1, aVL et V6, et à des forces négatives (Q, S) en V1. Un QRS compris entre 110 et 120 ms est considéré comme un bloc de branche gauche incomplet.

Hypertrophie ventriculaire droite

L'énoncé d'**hypertrophie ventriculaire droite (HVD)** est lié à plusieurs critères :

- présence d'une onde R ou R' anormalement élevée en V1,
- présence d'une onde Q, S ou S' anormalement élevée en D1 ou V6,

- hypertrophie auriculaire droite,
- déviation axiale droite dans le plan frontal,
- troubles de la repolarisation caractéristiques d'une HVD.

Une onde R, en V1, dont l'amplitude est de 75 % supérieure à celle de l'onde Q ou S, est significative et considérée comme anormalement élevée.

Une onde R', en V1, d'une durée supérieure à 20 ms et d'une amplitude supérieure à 0,30 mV est significative.

Une onde R', en V1, dont la composante positive est plus importante que la composante négative est hautement significative.

Pour établir la présence de troubles de la repolarisation secondaires à une HVD, le programme recherche, sur les dérivations D2, aVF, V1, V2 et V3, l'existence de sous-décalages de ST et d'inversions de l'onde T, caractéristiques d'une "surcharge" ventriculaire droite.

Une onde Q, S ou S', en V1 ou V6, d'une durée supérieure à 40 ms et d'une amplitude supérieure à 0,20 mV, est significative et considérée comme anormalement élevée. Un QRS présentant une composante négative plus importante que la composante positive est hautement significatif.

Les énoncés imprimés sur le rapport dépendent de la combinaison des critères ci-dessus.

- Le programme produit un énoncé invitant l'utilisateur à envisager une HVD (**Discuter HVD**) s'il détecte un critère de haut voltage.
- Il génère un énoncé de **HVD probable** s'il détecte deux critères de haut voltage ou bien un critère de haut voltage et un trouble de la repolarisation.
- Enfin, il énonce un diagnostic de **HVD** si de multiples critères révélateurs de cette affection sont réunis.

Hypertrophie ventriculaire gauche

L'échocardiographie est devenue une pratique standard dans le diagnostic de l'hypertrophie ventriculaire gauche. Mais comme on effectue beaucoup plus d'ECG que d'échographies, les critères d'ECG demeurent importants.

Les critères privilégient la spécificité par rapport à la sensibilité. Les critères de diagnostic électrocardiographique de l'hypertrophie ventriculaire gauche sont très variés en raison du grand nombre de critères proposés et du spectre clinique (léger à sévère).

L'algorithme ECG Philips DXL s'appuie sur une série de résultats pour aller de l'interprétation la plus faible à l'interprétation la plus solide. Cette approche est identique à la méthode de Romhilt et Estes, mais prend en compte les critères plus récents de Cornell.

Cette section décrit le processus général utilisé pour les adultes. Notez que le diagnostic pédiatrique nécessite des seuils très différents ; reportez-vous à la

section “Analyse morphologique des ECG pédiatriques”, page 4-1 pour plus de détails à ce sujet.

REMARQUE Pour les lecteurs utilisant les systèmes TraceMaster, deux codes de modification peuvent être utilisés par les médecins effectuant les vérifications. Aucun critère ne leur est associé :

- (LVHST) PS “HVG AVEC MODIFICATIONS DE LA REPOLARISATION SECONDAIRES”
- (HVOLT) PS “VOLTAGE DE QRS IMPORTANT”

Les diagnostics d’hypertrophie ventriculaire gauche sont établis d’après le nombre de points cumulé en fonction des résultats, à savoir (dans l’ordre) :

- 1 Voltage important des composantes de QRS (reportez-vous à la page 3-5)
- 2 Déviation axiale gauche dans le plan frontal (reportez-vous à la page 3-6)
- 3 Hypertrophie auriculaire gauche (reportez-vous à la page 3-7)
- 4 Modifications ST-T caractéristiques de HVG (reportez-vous à la page 3-7)
- 5 Allongement du QRS ou du temps d’activation ventriculaire (reportez-vous à la page 3-7)

Plus le nombre de points est élevé, plus le degré de gravité des énoncés (probabilité de HVG) augmente. Chacune de ces étapes sera décrite plus en détails dans les sections indiquées ci-après.

Conversion du voltage en nombre de points

La première étape consiste à attribuer un nombre de points à la variable de **voltage d’HVG** en comparant les mesures aux seuils suivants (voir tableau 3-1, page 3-5).

REMARQUE Toutes les valeurs répertoriées dans le Tableau 3-1 sont exprimées en millivolts (mV).

Tableau 3-1 Conversion du voltage en nombre de points

Mesure	Signification	Seuil homme (mV)	Seuil femme (mV)
RAVL:THRESH	Amplitude de R en aVL	1.2	1.1
RISIII:THRESH	R en D1 + S en D3	2.5	2.5
RV5V6:THRESH	Max R en V5-6	2.6	2.6
SV12RV56:THRESH	Sokolow-Lyon	3.5	3.25
LVHCNV:THRESH	Voltage de Cornell	2.8	2.2
LVHCNP:THRESH	Produit du voltage de Cornell	280	300

Le nom des mesures est généralement suffisamment parlant.

LVHCNV correspond au voltage de Cornell : (R en aVL + S en V3).

LVHCNP correspond au produit de Cornell : (R en aVL + S en V3) x QRSd

Ces seuils permettent de passer aux interprétations suivantes :

- Le **code** est l'abréviation des critères affectés à un stade donné.
- La colonne **Grav** correspond au degré de gravité obtenu avec le code en question (l'ECG a finalement le degré de gravité le plus élevé).
- L'**énoncé** correspond à ce qui est imprimé sur le rapport final.
- Les **raisons** peuvent figurer sur les rapports non confirmés si le dispositif d'acquisition est configuré pour cela. Après confirmation sur le système de gestion des ECG TraceMaster, elles ne sont plus indiquées. Elles indiquent généralement les critères d'évaluation qui ont été satisfaits.

Tableau 3-2 Diagnostics d'hypertrophie ventriculaire gauche

Code	Grav	Enoncé	Critères
LVHV	BO	VOLTAGE SUGGERANT HVG	$R > R_{AVL}:THRESH$ en aVL
LVHR56	BO	VOLTAGE SUGGERANT HVG	$R > R_{V5V6}:THRESH$ mV en V5 ou V6
LVHSR1	BO	VOLTAGE SUGGERANT HVG	$(R_{D1} + S_{D3}) > R_{ISIII}:THRESH$ mV
LVHSR	AN	DISCUTER HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE	$(S_{V1/V2} + R_{V5/V6}) > S_{V12RV56}:THRESH$ mV
LVHCNV	AN	DISCUTER HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE	$(R_{aVL} + S_{V3}) > LVHCNV:THRESH$ mV

Ces codes ne sont pas pris en compte si le patient est âgé de moins de 35 ans. Aucun autre test d'HVG n'est effectué en présence de déviation axiale droite.

- Avec un seul code, un point est attribué à la variable **LVHVOLTAGE**.
- Avec deux codes, la variable a deux points.

Déviations axiales gauches

Le test suivant consiste à déterminer la déviation axiale gauche, dont les seuils dépendent de l'âge. Aucun test n'est effectué si un **hémibloc antérieur gauche** a déjà été diagnostiqué.

Un résultat positif active l'indicateur **LAD:FOR:LVH**.

En outre, tout diagnostic d'hypertrophie ventriculaire gauche s'appuyant sur une déviation axiale gauche est supprimé par le diagnostic ultérieur d'infarctus inférieur.

Hypertrophie auriculaire gauche

Le test suivant concerne l'hypertrophie auriculaire gauche. Aucun test n'est effectué si un diagnostic clinique d'insuffisance valvulaire mitrale est saisi par le technicien ECG ou si le programme a déjà détecté un flutter ou une fibrillation auriculaire.

Un test positif active l'indicateur **LEFT:ATRIAL:ENLARGEMENT**.

Modifications ST-T

Le test suivant porte sur les modifications antérolatérales du segment ST et de l'onde T (type déformation VG).

En cas de détection, l'indicateur **ST:T: CHANGES:FOR:LVH** est activé.

Allongement du QRS ou du temps d'activation ventriculaire (TAV)

Le dernier test porte sur l'allongement de la durée moyenne du QRS ou du temps d'activation ventriculaire en V5 ou V6.

En cas de détection, l'indicateur **QRS:VAT:WIDE** est activé.

Aucun test n'est effectué si un bloc de branche a déjà été détecté.

Ces résultats et ces indicateurs permettent de passer aux interprétations répertoriées dans le Tableau 3-3, page 3-7.

Tableau 3-3 Diagnostics d'hypertrophie ventriculaire gauche

Code	Grav	Enoncé	Critères
LVHC	AN	DISCUTER HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE	RV5/V6/aVL,RD1+SD3,SV1/V2+RV5/ V6,SV3+RaVL
LVHVP	AN	HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE PROBABLE	RV5-6/avL/RD1SD3/SV1-2RV5-6/ SV3RavL&HAG/axeGhe
LVHCNP	AN	HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE PROBABLE	(R en aVL + S en V3) x QRSd > LVHCNP:THRESH
LVHPRE	AN	HVG PROBABLE AVEC TROUBLES DE REPOLARISATION SEC	RV5-6-avL/RD1SD3/SV1-2RV5-6/ SV3RavL& trble repol

Tableau 3-3 Diagnostics d'hypertrophie ventriculaire gauche (suite)

Code	Grav	Enoncé	Critères
HVG	AN	HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE	(S V1+R V5)>3,5/(R en aVL + S en V3)> LVHCNV:THRESH
LVH1	AN	HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE	RV5-6/avL/RD1SD3/SV1-2RV5-6/SV3RavL&HAG/axeGhe
LVHREP	AN	HVG AVEC TRBLE DE REPOLARISATION SEC	RV5-6-avL/RD1SD3/SV1-2RV5-6/SV3RavL& trble repol
LVHCO	AN	HVG+RETARD COND. INTRA. V. & TRBLE REPOL. SEC	RD1SD3/SV1-2RV5-6, QRS large, trble repol
LVHCOL		HVG+RETARD COND. INTRA. V., AXE G&TR. REPOL. SEC	RD1SD3/SV1-2RV5-6, QRS large, axeG, tble rep

En cas de diagnostic d'une hypertrophie ventriculaire gauche, certains critères relatifs au segment ST et à l'onde T ainsi que des critères non diagnostiques de déviation vers la gauche de l'axe doivent être désactivés. Ceci intervient plus tard dans le programme.

Références bibliographiques sur l'hypertrophie ventriculaire gauche

Référence générale

Gertsch, M. "The ECG, A Two Step Approach to Diagnosis." *Springer Berlin* 2004 ISBN 3-540-00869-1.

Critères de Cornell

Casale PN, Devereux RB, et al. "Improved sex-specific criteria of left ventricular hypertrophy for clinical and computer interpretation of electrocardiograms: Validation of autopsy findings". *Circulation* 1987 ; 75: 565-572.

Critères de Sokolow-Lyon

Sokolow M, Lyon TP. "The ventricular complex in left ventricular hypertrophy as obtained by unipolar precordial and limb leads". *American Heart Journal* 1949 ; 37: 161-186.

Méthode de Romhilt et Estes

Romhilt DW, Estes EH. "Point-score system for the ECG diagnosis of left ventricular hypertrophy". *American Heart Journal* 1968 ; 75: 752.

Romhilt DW, Bove KE, et al. "A critical appraisal of the electrocardiographic criteria for the diagnosis of left ventricular hypertrophy". *Circulation* 1969 ; 40: 185-195.

Micro-voltage et tracé évoquant une bronchopneumopathie chronique obstructive

Le programme examine l'amplitude pic-à-pic des QRS sur toutes les dérivations.

- Dérivations frontales - Si, sur toutes les dérivations, l'amplitude mesurée ne dépasse pas 0,60 mV, l'ECG est considéré comme présentant un voltage bas limite ("micro-voltage limite"). Si aucune des amplitudes mesurées ne dépasse 0,50 mV, le voltage est considéré comme un micro-voltage, ce qui est un résultat anormal.
- Dérivations précordiales - Si, sur toutes les dérivations, l'amplitude mesurée ne dépasse pas 1,00 mV, le voltage est considéré comme micro-voltage, ce qui est un résultat anormal.

L'éventualité d'une bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) est évoquée en présence de la combinaison des énoncés suivants : micro-voltage, déviation vers la droite des axes P et QRS dans le plan frontal et hypertrophie auriculaire droite.

Concept de l'artère coronaire responsable

Lorsque l'électrocardiogramme montre des signes très nets d'infarctus aigu (critères de STEMI satisfaits), des résultats complémentaires indiquent le site anatomique probablement responsable de l'ischémie fonctionnelle. Il est important de noter que l'angiographie est la norme absolue pour les résultats anatomiques, mais que cette technique peut néanmoins être difficile à interpréter, voire engendrer des erreurs chez les patients pluritronculaires. L'ECG peut faciliter l'orientation thérapeutique dans ces cas-là².

En plus de l'emplacement de l'infarctus suggéré traditionnellement par le programme, l'artère probablement responsable est indiquée entre parenthèses.

Tableau 3-4 Artère impliquée et son abréviation

Artère impliquée	Abréviation
Artère circonflexe	ACx

2. Kjell Nikus. "Cases Illustrating Use of the ECG for Decision Support after Determination of the Coronary Anatomy". *International Journal of Bioelectromagnetism* Vol 5 ; 2003 ; page 8.

Tableau 3-4 Artère impliquée et son abréviation (suite)

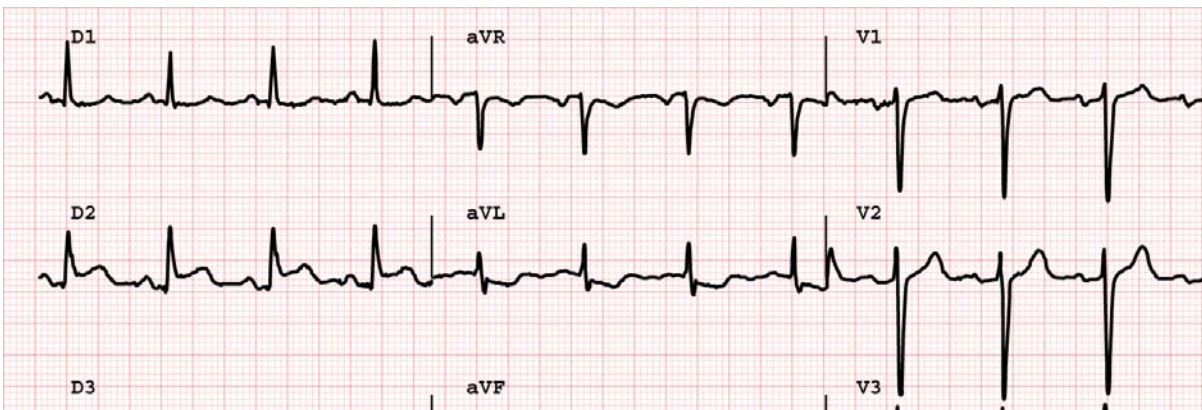
Artère impliquée	Abréviation
Artère coronaire droite	ACD
Artère descendante antérieure gauche	LAD
Artère coronaire gauche/maladie pluritronculaire (MVD)	ACG/MVD

REMARQUE Le cas ACG/MVD n'est pas un STEMI au sens strict mais plutôt un sous-décalage global de ST et il est extrêmement important de faire cette distinction. En outre, un énoncé est généré pour suggérer l'enregistrement des dérivations droites (V4R) en cas de risque d'infarctus ventriculaire droit, étant donné l'importance clinique de cet élément.

Les exemples qui suivent illustrent les concepts de base.

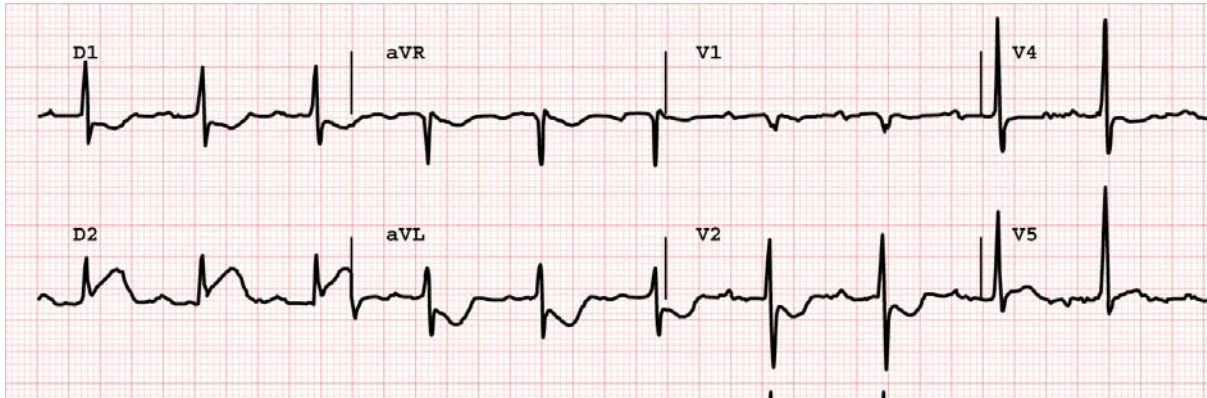
La Figure 3-1, page 3-10 montre un exemple d'infarctus du myocarde inférieur classique. Avec ces résultats, le programme génère l'énoncé diagnostique suivant : **Infarctus inférieur aigu, évoquant enregistrement des dér. précordiales droites**. Le programme suggère d'enregistrer des dérivations supplémentaires afin de vérifier l'éventuelle présence d'un infarctus ventriculaire droit concomitant, dont l'incidence est importante sur la morbidité.

Figure 3-1 Infarctus du myocarde inférieur, exemple d'ECG



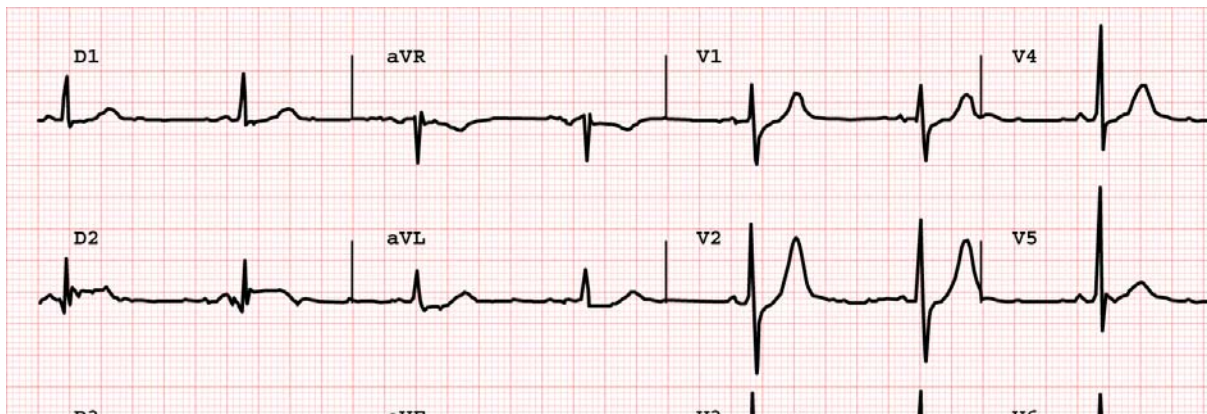
Dans la Figure 3-2, page 3-11, les dérivations de droite permettent de détecter un infarctus postéro-inférieur aigu avec atteinte ventriculaire droite due à une occlusion de l'artère coronaire droite. Notons que le sus-décalage de ST en D3 est supérieur à celui de D2, ce qui indique généralement une occlusion de l'artère coronaire droite.

Figure 3-2 Infarctus postéro-inférieur aigu avec atteinte ventriculaire droite, exemple d'ECG



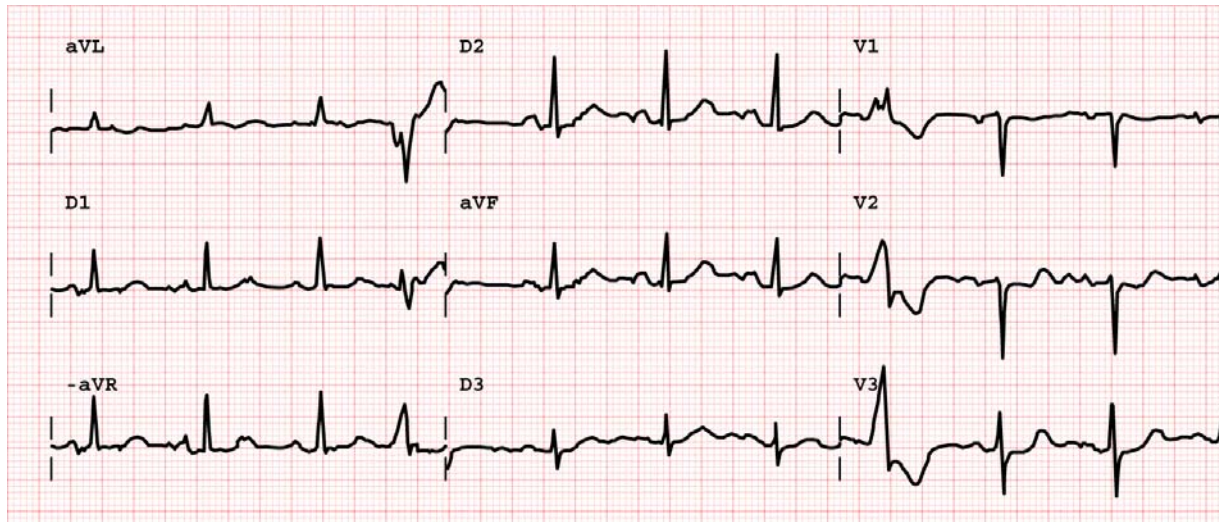
Comme le montre la Figure 3-3, page 3-11, le sus-décalage de ST est généralement supérieur en D2 par rapport à D3 lorsque l'artère circonflexe gauche est le siège de l'occlusion, dans le cas notamment d'un infarctus du myocarde inférieur avec remaniement postérieur.

Figure 3-3 Infarctus du myocarde inférieur, exemple d'ECG



Comme le montre la Figure 3-4, page 3-12, les infarctus postérieurs montrent généralement un sous-décalage de ST dans les dérivations précordiales droites. Cette anomalie peut toutefois être peu marquée et est souvent considérée comme non spécifique ou due à une ischémie sous-endocardique. L'utilisation de dérivations postérieures supplémentaires montre qu'il s'agit bien d'un infarctus postérieur, comme l'illustre la dérivation V8.

Figure 3-4 Infarctus postérieur aigu, exemple d'ECG



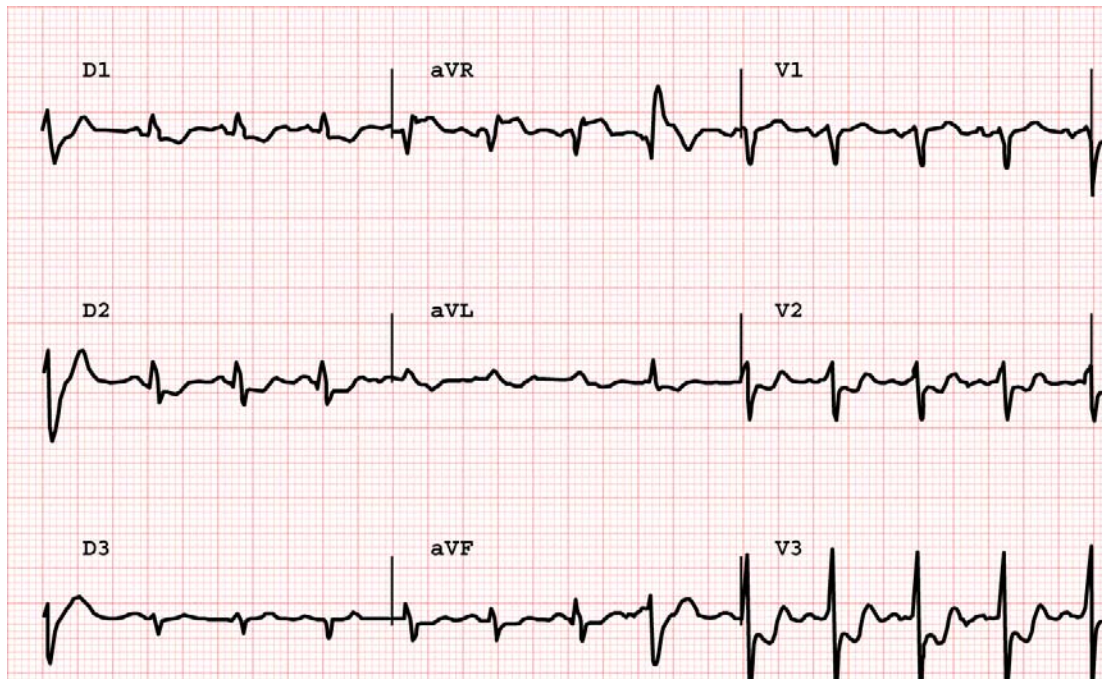
Comme le montre la Figure 3-5, page 3-12, le sus-décalage de ST classique sur les dérivations antérieures ou antérolatérales entraîne un diagnostic d'infarctus antérolatéral aigu dû à une occlusion de l'artère DAG (dans la partie proximale de l'artère DAG chez ce patient).

Figure 3-5 Infarctus antérolatéral aigu, exemple d'ECG



Comme le montre la Figure 3-6, page 3-13, en cas de sous-décalage étendu de ST (six dérivations ou plus) associé à un sus-décalage de ST en aVR et parfois au niveau de la dérivation V1, il s'agit probablement d'une occlusion de l'artère coronaire gauche ou d'une maladie pluritronculaire sévère.

Figure 3-6 Sous-décalage de ST associé à un sus-décalage de ST, exemple d'ECG



Infarctus du myocarde inférieur

On recherchera sur les dérivations D2, D3 et aVF :

- La présence et la taille des ondes Q
- Le ratio des amplitudes onde Q/onde R
- Les éventuelles variations de l'onde T (aplatissements ou inversions)
- Les éventuels sus-décalages ou sous-décalages de ST

Les énoncés d'IDM inférieur sont d'autant plus formels que les ondes Q gagnent en amplitude ou apparaissent sur plusieurs dérivations et que les ondes R deviennent plus petites.

Pour que les ondes Q dans le territoire inférieur soient considérées comme significatives, il faut qu'au moins l'une d'entre elles dure plus de 25 ms et présente une amplitude supérieure au sixième de l'amplitude de l'onde R qui lui est associée.

Un énoncé d'infarctus est conditionné par la présence d'au moins une onde Q de durée supérieure à 35 ms et d'amplitude supérieure au cinquième de l'amplitude de l'onde R associée.

Une déviation vers la gauche de l'axe de QRS initial renforce la probabilité d'un énoncé d'IDM inférieur.

Les modifications de l'onde T et du segment ST sont utilisées pour apprécier l'ancienneté de l'infarctus. Une inversion prononcée de l'onde T et un sus-décalage marqué de ST génèrent des énoncés signalant que l'infarctus est récent.

L'âge et le sexe du patient ont une incidence sur la détection d'un infarctus inférieur. La probabilité d'ondes Q normales dans les dérivations inférieures est plus élevée chez les patients jeunes et les patients du sexe masculin.

Conformément aux recommandations ACC/AHA de 2004 relatives à la gestion des patients présentant un sus-décalage de ST évocateur d'un infarctus du myocarde (6.2.3. Electrocardiogramme) :

“In patients with inferior STEMI, right-sided ECG leads should be obtained to screen for ST elevation suggestive of RV infarction.” (Chez les patients présentant un STEMI inférieur, les dérivations ECG droites doivent permettre de détecter les sus-décalages de ST évocateurs d'un infarctus du VD).

Lorsque les critères de sus-décalage de ST sont satisfaits, l'atteinte ventriculaire droite est suggérée et l'enregistrement des dérivations précordiales droites est recommandé.

L'artère responsable suggérée sera l'ACD lorsque les dérivations de droite montrent un sus-décalage de ST ou lorsque le sus-décalage de ST est plus important en D3 qu'en D2.

D2 STE > D3 STE et ST en V3 < ST en V2 suggère une origine circonflexe gauche.

Notez que ces énoncés ne sont pas proposés en cas de pathologies ambiguës multiples.

Infarctus du myocarde latéral

Le programme recherchera sur les dérivations D1, aVL, V5 et V6 :

- La présence et la taille des ondes Q
- Le ratio des amplitudes onde Q/onde R
- Les éventuelles variations de l'onde T (aplatissements ou inversions)
- Les éventuels sus-décalages ou sous-décalages de ST

Pour que les ondes Q, dans le territoire latéral, soient considérées comme significatives, il faut qu'au moins l'une d'entre elles dure plus de 35 ms et présente une amplitude de plus de 0,10 mV. L'amplitude de cette onde doit aussi être au moins égale à 20 % de l'onde R. Le diagnostic est plus formel lorsque les ondes Q sont plus marquées et/ou apparaissent sur plusieurs dérivations et lorsque les ondes R sont atténuées.

Les modifications de l'onde T et du segment ST sont utilisées pour apprécier l'ancienneté de l'infarctus. Une inversion prononcée de l'onde T et un sus-

décalage marqué de ST génèrent des énoncés signalant que l'infarctus est récent.

L'âge et le sexe du patient ont une incidence sur la détection d'un infarctus latéral. La probabilité d'ondes Q normales sur les dérivations latérales est plus élevée chez les patients jeunes et les patients du sexe masculin.

Le programme indique que l'artère descendante antérieure gauche est responsable en présence d'un STEMI net sur les dérivations latérales.

Infarctus du myocarde antéroseptal et antérieur

Le programme recherchera sur les dérivations V1, V2, V3 et V4 :

- La présence des ondes Q
- La surface des ondes Q
- Les amplitudes absolues et relatives des ondes R et S
- La polarité (positive ou négative) de la surface QRS
- Les éventuelles variations de l'onde T (aplatissements ou inversions)
- Les éventuels sus-décalages ou sous-décalages de ST

Des critères positifs d'infarctus en V1 et V2 sont considérés comme évocateurs d'un infarctus antéro-septal, tandis que des anomalies en V2, V3 et V4 sont considérées comme évocatrices d'un infarctus antérieur.

Pour qu'une onde Q, dans les territoires antéro-septal et antérieur, soit considérée comme significative, il faut qu'elle dure plus de 30 ms et présente une amplitude supérieure à 0,07 mV. Le diagnostic d'infarctus antérieur est plus formel lorsque les ondes Q deviennent plus grandes et/ou apparaissent sur un plus grand nombre de dérivations et lorsque la zone de transition est déplacée latéralement.

Des résultats significatifs de STEMI sur les dérivations antéroseptales ou antérieures désigne comme responsable l'artère descendante antérieure gauche.

Les modifications de l'onde T et du segment ST sont utilisées pour apprécier l'ancienneté de l'infarctus. Une inversion prononcée de l'onde T et un sus-décalage marqué de ST génèrent des énoncés signalant que l'infarctus est récent.

Infarctus antéro-latéral et antérieur étendu

Le programme recherchera sur les dérivations V2, V3, V4, V5 et V6 :

- La présence et la taille des ondes Q
- Les amplitudes relatives et absolues des ondes R et S
- La polarité (positive ou négative) de la surface QRS en V3
- Les éventuelles variations de l'onde T (aplatissements ou inversions)

- Les éventuels sus-décalages ou sous-décalages de ST

Pour qu'une onde Q, dans le territoire antéro-latéral, soit considérée comme significative, il faut qu'elle dure plus de 30 ms (valeur typique) et présente une amplitude supérieure à 0,07 mV. Le diagnostic d'infarctus est plus formel lorsque les ondes Q deviennent plus grandes et/ou apparaissent sur un plus grand nombre de dérivations.

Le programme génère un énoncé d'infarctus antérieur étendu si les critères d'infarctus apparaissent sur les six dérivations précordiales.

Des résultats significatifs de STEMI sur les dérivations antérolatérales ou antérieures étendues désignent comme responsable l'artère descendante antérieure gauche.

Il tient compte du sexe et de l'âge du patient avant de conclure à un infarctus antéro-latéral. Les patients jeunes et de sexe masculin sont davantage susceptibles de présenter des ondes Q normales sur les dérivations antéro-latérales.

Les modifications de l'onde Q, de l'onde T et du segment ST sont utilisées pour apprécier l'ancienneté de l'infarctus. Une inversion prononcée de l'onde T et un sus-décalage marqué de ST génèrent des énoncés signalant que l'infarctus est récent.

Infarctus du myocarde postérieur

Le programme scrute les dérivations V1, V2 et V3 et analyse :

- Les amplitudes absolues et relatives des ondes R et S
- L'absence d'ondes Q ou la présence d'ondes Q de très petite taille
- Un sous-décalage ST
- Une onde T positive

Si les dérivations sont disponibles, V7, V8 et V9 sont également utilisées dans le même but et le sus-décalage de ST permet d'augmenter la sensibilité de la détection.

Une onde R élevée en présence d'une onde Q quasiment inexistante et une onde T pointue font évoquer la probabilité d'un infarctus postérieur.

Un sous-décalage de ST en V1-V3 et une onde T ou T' pointue sont considérées comme indicatrices d'un infarctus postérieur aigu.

L'association d'un infarctus inférieur et d'un infarctus postérieur est dénommée infarctus (IDM) inféro-postérieur. Lorsque ces deux infarctus sont aigus, l'algorithme génère l'énoncé d'infarctus (IDM) inféro-postérieur aigu.

Bien que la majorité des infarctus postérieurs soient dus à une occlusion de l'ACx, la présence d'un sus-décalage de ST sur les dérivations précordiales droites signale comme responsable l'artère ACD.

Des signes positifs d'HVG ou d'HVD réduisent la probabilité d'un énoncé d'infarctus postérieur.

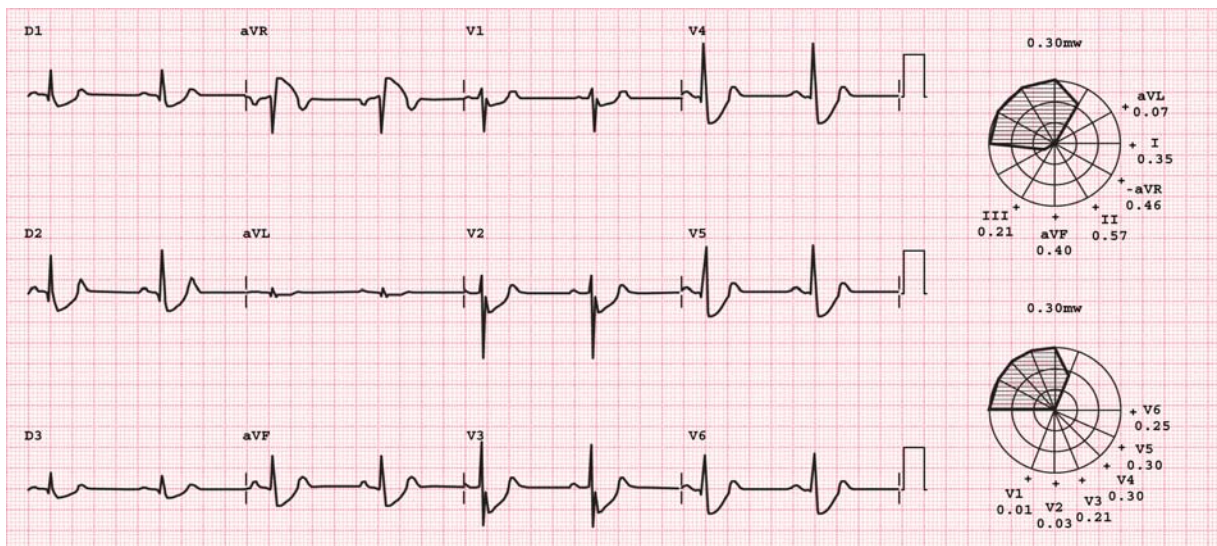
Le programme tient compte de l'âge et du sexe du patient avant de proposer un énoncé d'infarctus postérieur. Il est fréquent que les patients jeunes et du sexe masculin présentent des ondes R élevées en V1 et V2.

Anomalies de ST et cartographie ST

Les sus-décalages et sous-décalages de ST jouent souvent un rôle clinique capital et leur distribution anatomique peut renseigner sur la pathologie responsable de l'anomalie. Certains dispositifs d'acquisition Philips permettent d'afficher la cartographie ST. Vous trouverez dans cette section deux exemples de rapport avec cartographie ST. Pour plus d'informations sur les fonctions spécifiques de cartographie ST de votre appareil, veuillez consulter sa documentation.

Dans la Figure 3-7, page 3-17, notez que les dérivation frontales sont indiquées avec un sous-décalage de ST étendu tandis que les dérivation précordiales montrent également un sous-décalage de ST étendu important sur les dérivation V2-V6, ce qui indique typiquement une occlusion pluritronculaire ou une occlusion de l'artère coronaire gauche. Une cartographie ST n'affichera pas de zone hachurée ombrée s'il n'y a pas d'anomalie. Avec un sus-décalage, la zone ombrée hachurée sera en évidence.

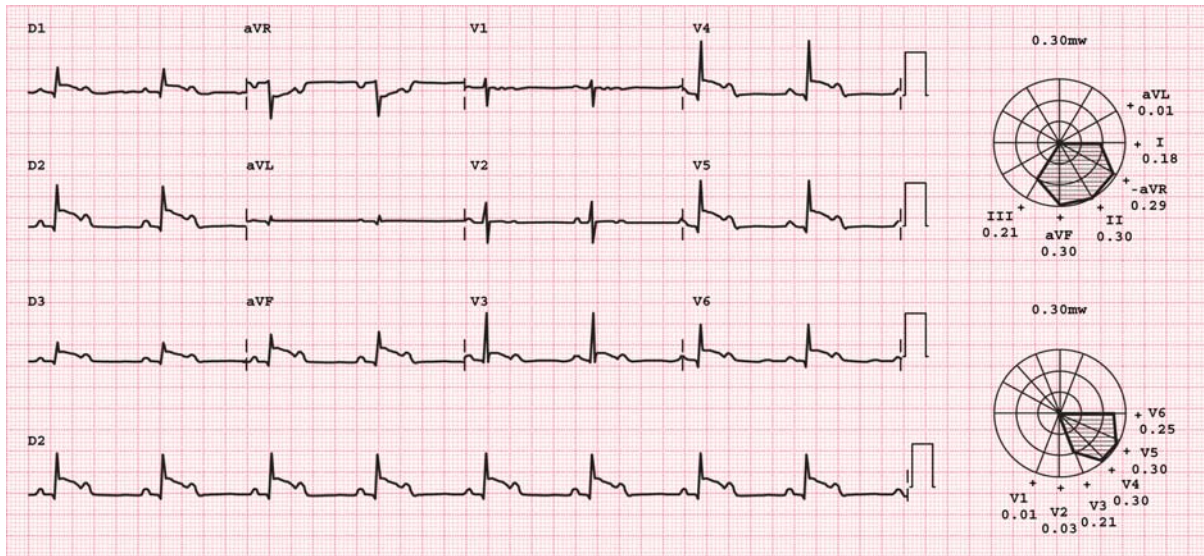
Figure 3-7 Rapport avec cartographie ST au format 3x4



Dans la Figure 3-8, page 3-18, notez que le sus-décalage de ST est presque toujours dirigé vers le bas et vers la droite. La seule exception est en aVR, où ces emplacements ont une valeur négative. La cartographie ST est présentée au format Cabrera, qui convient mieux à l'examen du point de vue des vecteurs.

Cet infarctus aigu affiche des anomalies sur les dérivation inférieures avec atteinte antérolatérale. Notez que la cartographie ST comporte des cercles concentriques indiquant le degré de déviation allant de 1 mm à ≥ 3 mm.

Figure 3-8 Rapport avec cartographie ST au format 3x4, 1R



Sous-décalage de ST et ischémie myocardique

L'algorithme scrute toutes les dérivations à la recherche de sous-décalages du segment ST. Il analyse notamment la valeur des points suivants du segment ST :

- début du segment ST (point J),
- point situé à mi-chemin entre le début et la fin du segment ST,
- point situé 80 ms après le point J,
- fin du segment ST (début de l'onde T).

En outre, le programme étudie aussi :

- la pente du segment ST (mesurée en degrés),
- la morphologie du segment ST (rectiligne, concave ou convexe). Le sous-décalage du segment ST est considéré comme significatif à partir de 0,03 mV.

La gravité des énoncés diagnostiques augmente à mesure que croît l'importance du sous-décalage ST. Les sous-décalages minimes produisent des énoncés dont le degré de gravité est **PRESQUE NORMAL (PN)** ou **NORMAL (NO)**. Les sous-décalages plus importants produisent des énoncés dont le degré de gravité est **LIMITE** ou **ANORMAL**.

Chaque fois que possible, les énoncés diagnostiques précisent la localisation des sous-décalages ST. L'emplacement correspond généralement à la description du tableau 3-5, page 3-19.

Tableau 3-5 Localisation des infarctus et groupes de dérivations des anomalies ST-T

Groupes dériv. (Localisation)	D1	D2	D3	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
Antérieur							X	X	X	X		
Antérolatéral	X			X	X			X	X	X	X	X
Latéral	X				X						X	X
Inférieur		X	X			X						

Le sous-décalage de ST est associé à une fréquence cardiaque élevée Si la fréquence cardiaque moyenne est supérieure à 190 bpm moins l'âge du patient (exprimé en années), un énoncé indique que le sous-décalage de ST est probablement lié à la fréquence cardiaque.

Lorsque l'analyse produit simultanément un énoncé de sous-décalage ST et l'un des énoncés suivants : HVD, HVG, BBG, BBD, infarctus, énoncé d'anomalie associée à une prise médicamenteuse ou à un déséquilibre électrolytique, l'algorithme peut éventuellement supprimer les énoncés relatifs au sous-décalage ST. La probabilité de cette suppression est d'autant plus grande que l'importance des sous-décalages est minime.

Anomalies de l'onde T et ischémie myocardique

Le programme recherchera ce qui suit sur toutes les dérivations :

- Amplitude de l'onde T
- Amplitude relative de l'onde T par rapport à celle du QRS
- Polarité (positive ou négative) de l'onde T

Il mesure également l'axe de T dans le plan frontal et sa relation avec l'axe de QRS dans ce même plan.

Des ondes T d'amplitude réduite (qu'il s'agisse d'une réduction d'amplitude absolue ou relative à celle du QRS) et des ondes T inversées sont considérées comme anormales. Le degré de gravité des énoncés générés est peu marqué si les anomalies sont minimales et apparaissent sur une seule dérivation ou un petit nombre de dérivations. Le degré de gravité des énoncés augmente lorsque les anomalies deviennent plus prononcées et sont visibles sur un plus grand nombre de dérivations.

Dans le plan frontal, un axe T dont la valeur n'est pas comprise entre -10° et $+100^\circ$ ou un axe T qui forme avec l'axe QRS un angle supérieur à $+90^\circ$ peut générer un énoncé d'anomalies non spécifiques de l'onde T. Chaque fois que

c'est possible, l'énoncé précise les groupes de dérivations présentant des anomalies de l'onde T.

Lorsque l'analyse produit simultanément un énoncé d'anomalie de l'onde T et l'un des énoncés suivants : HVD, HVG, BBG, BBD, infarctus, énoncé d'anomalie associée à une prise médicamenteuse ou à un déséquilibre électrolytique, l'algorithme peut éventuellement supprimer les énoncés relatifs aux anomalies de l'onde T. La probabilité de cette suppression est d'autant plus grande que l'importance des anomalies est minime.

Troubles de la repolarisation et ischémie myocardique

Cette catégorie regroupe les énoncés générés en présence d'anomalies du segment ST associées à des anomalies de l'onde T. Aucun de ces énoncés ne résulte de nouvelles mesures ou d'analyses complémentaires.

Tous les énoncés de cette catégorie sont conditionnés par la combinaison des énoncés des catégories **Anomalies** de l'**onde T** et **Sous-décalages ST**. Leur degré de gravité est lié aux degrés de gravité des anomalies des segments ST et des ondes T.

Sus-décalage de ST, lésion myocardique, péricardite et repolarisation précoce

Pour détecter un sus-décalage ST, l'algorithme analyse tous les groupes de dérivations et détermine si les mesures suivantes ont une valeur positive : début du segment ST (point J), point situé à 80 ms du point J et pente du segment ST (en degrés).

Un sus-décalage est considéré comme significatif à partir de 0,05 mV (0,5 mm). Lorsque le sus-décalage est peu prononcé (compris entre 0,05 mV et environ 0,10 mV, soit moins d'un millimètre), le degré de gravité de l'ECG est défini comme **PRESQUE NORMAL (PN)** ou **LIMITE (LI)**. Un sus-décalage de ST supérieur à 1 mm est généralement classé comme **ANORMAL (AN)**.

Les énoncés de "sus-décalage ST limite" ou de "sus-décalage ST" sont suivis, chaque fois que possible, du groupe de dérivations présentant ce sus-décalage. En cas de sus-décalage ST, l'énoncé **envisage** une "**probable**" lésion myocardique ou un **diagnostic** de lésion myocardique. Si le sus-décalage apparaît sur tous les groupes de dérivations (antérieures, latérales et inférieures), l'énoncé évoque une péricardite ou une probable repolarisation précoce.

Grandes ondes T

L'algorithme analyse toutes les dérivations à la recherche d'ondes T positives, d'amplitude supérieure à 1,20 mV ou encore d'ondes T positives présentant tout à la fois une amplitude supérieure à 0,50 mV et une amplitude supérieure à la moitié de l'amplitude pic-à-pic du QRS.

La présence de telles ondes T génère des énoncés invitant l'utilisateur à envisager des anomalies métaboliques, électrolytiques ou ischémiques.

Anomalies de QT, perturbation de l'équilibre électrolytique et effets des médicaments

Le programme analyse les intervalles QTc (intervalles QT corrigés en fonction de la fréquence cardiaque), les sous-décalages ST et les variations de l'onde T à la recherche de valeurs caractéristiques, pouvant évoquer la prise de digitaline ou des taux anormaux de calcium et de potassium.

Un QTc inférieur à 340 ms est considéré comme un QT court. Il génère un énoncé dont le degré de gravité est **PRESQUE NORMAL (PN)**.

Un QTc supérieur à 465 ms est considéré comme limite d'un allongement du QTc. Si sa durée atteint 485 ms, l'algorithme diagnostique un allongement du QTc. Lorsque l'analyse produit simultanément un énoncé de HVD, HVG ou RCV, l'algorithme efface les énoncés relatifs à l'allongement du QTc.

Un QTc inférieur à 310 ms produit un énoncé de QTc court évocateur d'une hypercalcémie.

Un allongement significatif du QTc, supérieur à 520 ms, est considéré comme étant dû à une hypocalcémie.

L'association d'un allongement significatif du QTc (supérieur à 520 ms), d'un sous-décalage de ST et d'une onde T positive sur de multiples dérivations est attribuée à une hypokaliémie.

La présence d'un code de prise médicamenteuse (code Md) signalant que le patient est sous digitaline favorise la génération d'énoncés indiquant que les résultats sont compatibles avec les effets de ce médicament. La conjonction d'un QTc court et de troubles de la repolarisation est attribuée à la digitaline.

Analyse morphologique des ECG pédiatriques

L'algorithme ECG Philips DXL pédiatrique est destiné à analyser les ECG des patients depuis la naissance jusqu'à l'âge de 16 ans. L'âge est un facteur important dans l'algorithme pédiatrique, car les plages normales de fréquences cardiaques, de déviations des axes et d'amplitudes des courbes varient fortement en fonction de l'âge. Nous recommandons vivement aux utilisateurs de préciser l'âge des patients afin d'améliorer la qualité globale de l'interprétation des ECG. Si l'âge n'a pas été indiqué, l'interprétation est fondée sur un âge par défaut (qui est un âge adulte), et un énoncé diagnostique est imprimé sur le rapport ECG pour signaler cet état de fait.

L'algorithme pédiatrique fait appel à diverses plages d'âges pour les différents critères de diagnostic¹.

Ce chapitre décrit les différents critères de diagnostic (par catégorie de diagnostic).

Morphologie pédiatrique

Dextrocardie

L'énoncé diagnostique évoque une dextrocardie si :

- l'axe de P dans le plan frontal varie entre 90° et 180°,
- une onde P négative apparaît en D1 ou V6,
- une large onde S (> 0,6 mV) est visible en D1 et V6,
- l'amplitude de l'onde P en D3 est supérieure à celle de l'onde P en D2.

Les autres tests morphologiques ne sont pas effectués si les critères de dextrocardie sont réunis.

1. Davignon A, Rautuharju P, Boiselle E, et al. "Normal ECG Standards for Infants and Children". *Pediatric Cardiology* 1 : 123-131 (1979/80). Pour plus d'informations, reportez-vous au Annexe A, "Valeurs normales des mesures".

Anomalie auriculaire droite

De larges ondes P sont considérées comme évocatrices d'une **hypertrophie auriculaire droite (HAD)**. Les valeurs minimales d'onde P que l'algorithme tient pour significatives sont une durée de 60 ms et une amplitude de 0,20 mV (valeur typique).

Des ondes P de durée et d'amplitude supérieures à la normale sur les dérivations périphériques produisent un énoncé de type "**Discuter hypertrophie auriculaire droite**".

Si, de plus, les ondes P sont diphasiques en V1, l'hypertrophie auriculaire droite est considérée comme **probable**.

Enfin, des ondes P présentant un élargissement plus marqué engendrent des énoncés plus catégoriques quant à la probabilité d'une hypertrophie auriculaire droite.

Anomalie auriculaire gauche

Une **hypertrophie auriculaire gauche (HAG)** est identifiée par :

- La présence de larges ondes P sur les dérivations périphériques.
- Des ondes P diphasiques en V1.
- Des parties initiale et terminale de ces ondes P atteignant des valeurs significatives de durée et d'amplitude.

La présence sur les dérivations périphériques d'ondes P d'une durée supérieure à 110 ms et d'une amplitude supérieure à 0,10 mV est considérée comme significative, mais pas nécessairement comme anormale (excepté si de telles ondes P apparaissent sur de multiples dérivations). Des ondes P crochetées viennent renforcer le caractère significatif des autres valeurs.

L'algorithme examine, en particulier, la durée, l'amplitude et la surface de la composante négative de l'onde P en V1. Si des durées supérieures à 30 ms et des amplitudes supérieures à 0,09 mV peuvent être considérées comme significatives, la surface de la composante négative P doit être supérieure à 0,60 unité Ashman² pour qu'une HAG soit diagnostiquée.

Anomalie biauriculaire

L'hypertrophie biauriculaire (BAE) associe des anomalies auriculaires droite et gauche.

Une hypertrophie auriculaire droite associée à une hypertrophie auriculaire gauche est évoquée lorsque l'HAD s'accompagne d'ondes P d'amplitude supérieure à 0,1 mV en V1.

Une hypertrophie auriculaire gauche associée à une HAD est évoquée lorsqu'une HAG s'accompagne d'ondes P prononcées

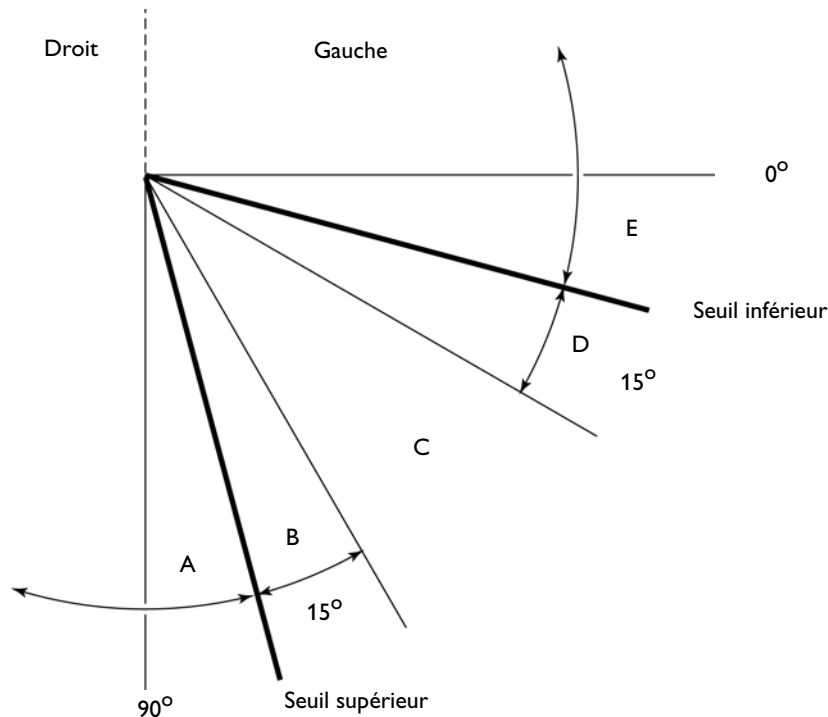
2. Une unité Ashman est la surface d'un millimètre carré pour une vitesse de défilement (25 mm/s) et une sensibilité (10 mm/mV) normales. Elle représente 40 ms x 0,1 mV.

Une hypertrophie biauriculaire est générée lorsque des énoncés d'HAD et d'HAG, à degré élevé de gravité, ont été précédemment générés.

Déviations de l'axe de QRS

Le programme examine les axes de QRS dans le plan frontal à la recherche de déviations axiales vers la droite et vers la gauche. Les plages de valeurs normales des axes QRS sont définies par catégories d'âges.

Figure 4-1 Seuils de normalité des axes de QRS



- | | |
|----------------------------------|---|
| A Déviation axiale droite | B Déviation axiale droite limite |
| C Normal | D Déviation axiale gauche limite |
| E Déviation axiale gauche | |

La Figure 4-1, page 4-3 illustre les critères qui conditionnent les énoncés de déviation axiale du QRS.

- Un énoncé de **déviations axiales gauches (DAG)** est généré si la valeur de l'axe de QRS se situe au-dessous du seuil inférieur de normalité. Un énoncé de DAG limite est généré si l'axe de QRS dans le plan frontal s'établit dans une plage de 15° à droite du seuil inférieur de normalité.
- Un énoncé de **déviations axiales droites (DAD)** est généré si la valeur de l'axe de QRS se situe au-dessus du seuil supérieur de normalité. Un énoncé de DAD limite est généré si la valeur de l'axe de QRS dans le plan frontal s'établit dans une plage de 15° à droite du seuil supérieur de normalité.

- Les valeurs de seuil spécifiques sont présentées du tableau 4-1, page 4-4 au tableau 4-4, page 4-5.

Tableau 4-1 Déviation axiale gauche

Age	Seuil supérieur (°)	Seuil inférieur (°)
0-23 heures	-90	54
1-3 jours	-90	54
4-6 jours	-90	54
7-29 jours	-90	54
1-2 mois	-90	20
3-5 mois	-90	-6
6-11 mois	-90	-6
1-2 ans	-90	-6
3-4 ans	-90	-10
5-7 ans	-90	-10
8-11 ans	-90	-10
12-15 ans	-90	-15

Tableau 4-2 Déviation axiale gauche limite

Age	Seuil supérieur (°)	Seuil inférieur (°)
0-23 heures	55	65
1-3 jours	55	65
4-6 jours	55	65
7-29 jours	55	65
1-2 mois	21	30
3-5 mois	-5	1
6-11 mois	-5	1
1-2 ans	-5	1
3-4 ans	-9	1
5-7 ans	-9	1
8-11 ans	-9	1
12-15 ans	-14	1

Tableau 4-3 Déviation axiale droite

Age	Seuil supérieur (°)	Seuil inférieur (°)
0-23 heures	216	269
1-3 jours	216	269
4-6 jours	216	269
7-29 jours	216	269
1-2 mois	131	269
3-5 mois	131	269
6-11 mois	131	269
1-2 ans	131	269
3-4 ans	146	269
5-7 ans	201	269
8-11 ans	151	269
12-15 ans	161	269

Tableau 4-4 Déviation axiale droite limite

Age	Seuil supérieur (°)	Seuil inférieur (°)
0-23 heures	205	215
1-3 jours	205	215
4-6 jours	205	215
7-29 jours	200	215
1-2 mois	115	130
3-5 mois	115	130
6-11 mois	115	130
1-2 ans	115	130
3-4 ans	126	145
5-7 ans	160	200
8-11 ans	135	150
12-15 ans	145	160

Retards de conduction ventriculaire

La plage des durées normales du QRS moyen varie en fonction de l'âge du patient ; ces valeurs sont indiquées dans le Tableau 4-5, page 4-6.

Une durée de QRS moyen supérieure à 110 % du seuil supérieur de normalité est considérée comme un **retard de conduction intraventriculaire limite (BIVCD)**.

Une durée de QRS moyen supérieure à 120 % du seuil supérieur de normalité est considérée comme **retard non spécifique de conduction intraventriculaire (NIVCD)**.

Tableau 4-5 Plage des durées normales du QRS moyen

Age	Seuil supérieur de normalité (ms)
12-15 ans	100
8-11 ans	88
5-7 ans	88
3-4 ans	88
1-2 ans	78
6-11 mois	84
3-5 mois	84
1-2 mois	84
7-29 jours	70
4-6 jours	70
1-3 jours	70
0-23 heures	70

Si le programme détecte simultanément un retard de conduction intraventriculaire (compte tenu de l'âge du patient) et un aspect RSR' ou une absence totale de composante négative (absence d'onde Q ou S) en V1, il génère un énoncé de **bloc de branche droit (BBD)**. L'aspect RSR' n'est considéré comme significatif que si la durée et l'amplitude de R' atteignent au moins 20 ms et 0,15 mV, respectivement.

Le diagnostic d'un **bloc de branche droit incomplet (BBDI)** exige que le complexe QRS ait un aspect similaire à celui du BBD, un aspect RSR' ou R' et que le QRS moyen soit de moindre durée (valeur inférieure à 120 % du seuil de normalité). En outre, le programme procède à l'analyse des vecteurs dans le plan horizontal pour distinguer un BBD incomplet d'une hypertrophie ventriculaire droite.

Il génère un énoncé de **bloc de branche gauche (BBG)** sur la base des critères ci-dessous :

- allongement de la durée du QRS, compte tenu de l'âge,
- axe de la partie terminale du QRS (40 dernières millisecondes) compris entre -90° et $+90^\circ$ (sens horaire),
- absence d'onde S ou onde S de durée réduite (< 20 ms) en D1, aVL, V5, V6, et absence d'onde R ou onde R réduite en V1, V2, V3.

En l'absence de détection d'un énoncé de BBG, un axe de QRS moyen compris entre -60° et -90° produit un énoncé d'**hémibloc antérieur gauche (HAG)**.

Hypertrophie ventriculaire droite

Le programme ne recherche pas la présence des critères de cette catégorie si les critères de BBD sont réunis. La détection d'une hypertrophie ventriculaire droite est fondée sur l'amplitude des ondes, les ondes T positives et une **déviations axiale droite (DAD)**.

Les critères d'amplitude associés à l'**hypertrophie ventriculaire droite (HVD)** sont étroitement liés à l'âge du patient. Ils sont répartis en six classes d'âges. Le programme utilise ainsi 24 critères d'amplitude. Voici les critères pris en compte :

- amplitude absolue de R et R' en V1 et V2 ;
- amplitude absolue de S en V6 ;
- amplitudes relatives de R et S en V1 et V6 ;
- présence d'un aspect QR en V1.

Le programme génère un énoncé **envisageant une HVD** ou une **HVD probable** si l'amplitude s'établit au-delà des limites à 98 % d'une distribution normale des amplitudes, comme indiqué à l'Annexe A, "Valeurs normales des mesures"..

Les critères d'onde T positives s'appliquent aux nouveau-nés et aux enfants âgés de 2 jours à moins de 9 ans. Un diagnostic d'HVD implique une onde T positive en V1 sans inversion de l'onde T en V5 et V6. Une DAD et une DAD limite participent également au diagnostic d'HVD. Les mesures synthétiques de vecteur dans le plan horizontal de l'ECG permettent d'établir une distinction entre une HVD modérée et un BBD incomplet.³

Les diverses combinaisons de signes positifs produisent des énoncés dont le degré de gravité varie entre **LIMITE (LI)** et **ANORMAL (AN)**. L'HVD est présentée comme d'autant plus probable que les signes d'HVD ont un degré élevé de gravité.

Hypertrophie septale gauche

Le programme génère un énoncé d'**hypertrophie septale gauche (HSG)** s'il détecte de grandes ondes R en V1 et des ondes O profondes en V5 et V6

3. Zhou SH, Liebman J, Dubin AM, Gillette PC, et al. "Using 12-Lead ECG and Synthesized VCG in Detection of Right Ventricular Hypertrophy with Terminal Right Conduction Delay versus Partial Right Bundle Branch Block in the Pediatric Population". *Journal of Electrocardiography* 34 (supp):249-257 (2001).

(ondes R d'amplitude supérieure à 98 % de l'amplitude de R dans une distribution normale).

Il considère que des ondes R de taille moyenne en V1 et des ondes Q profondes en V5 et V6 sont évocatrices d'une HSG.

Hypertrophie ventriculaire gauche

Le programme ne recherche pas la présence des critères de cette catégorie si les critères de BBD ou BBG sont réunis.

Le diagnostic d'**hypertrophie ventriculaire gauche (HVG)** est fondé sur la conjonction de critères ayant trait à l'amplitude, à une **déviaton axiale gauche (DAG)** et à des anomalies de la repolarisation caractéristiques d'une HVG. La gravité et le degré de probabilité des diagnostics d'HVG varient selon les diverses combinaisons de signes positifs.

Voici les critères d'amplitude utilisés dans la classification des HVG :

- amplitude de R en D1, D2, aVL, aVF, V5 ou V6,
- amplitude de S en V1 ou V2,
- amplitude de R en V6 plus amplitude de S en V1,
- ondes Q profondes en V5, V6 ou D2, D3, aVF.

Les critères d'amplitude en matière d'HVG varient en fonction de l'âge des patients. Une amplitude est considérée comme anormale si elle s'établit au-delà de l'intervalle de 98 % de la distribution normale des amplitudes.⁴

Le diagnostic d'hypertrophie auriculaire gauche est fondé sur l'onde P et une déviaton axiale gauche. Les dérivation D1, aVL, V4, V5 et V6 sont examinées pour mettre en évidence des modifications caractéristiques d'une HVG.

Deux aspects de repolarisation sont considérés comme des signes positifs :

- Sus-décalage du milieu de ST associé à une grande onde T positive ;
- Léger sous-décalage ascendant du milieu de ST associé à une onde T négative.

Les critères pédiatriques d'amplitude retenus en matière d'HVG sont étroitement liés à l'âge. L'Annexe A, "Valeurs normales des mesures" précise les valeurs d'amplitude considérées comme significatives dans le diagnostic d'une HVG.

Hypertrophie biventriculaire

Le diagnostic d'**hypertrophie biventriculaire (HBV)** est fondé sur des signes positifs d'hypertrophie ventriculaire droite et gauche.

4. Davignon A, Rautuharju P, Boiselle E, et al. "Normal ECG Standards for Infants and Children". *Pediatric Cardiology* 1:123-131 (1979/80). Pour plus d'informations, reportez-vous au Annexe A, "Valeurs normales des mesures".

En présence d'une **hypertrophie ventriculaire gauche (HVG)**, l'algorithme suggère la possibilité d'une **hypertrophie ventriculaire droite (HVD)** associée s'il détecte des ondes R d'amplitude supérieure à 1,0 mV en V1.

Il évoque la possibilité d'une HVG associée s'il détecte de grandes ondes Q d'amplitude et de durée, respectivement, supérieures à 10 ms et 0,07 mV et d'ondes R supérieures à 1,0 mV en V6, en présence d'une HVD.

Une HBV est également envisagée si la somme des amplitudes de R et de S est supérieure à 6,0 mV sur deux des dérivations suivantes : V2, V3 ou V4.

Une HBV est envisagée lorsque des énoncés d'HVD et d'HVG, à degré élevé de gravité, ont été précédemment générés. L'énoncé d'HBV supprime les énoncés relatifs à une HVG ou HVD isolée.

Micro-voltage

Le programme examine l'amplitude pic-à-pic des QRS sur toutes les dérivations.

- Dérivations frontales – Si, sur toutes les dérivations, l'amplitude mesurée ne dépasse pas 0,60 mV, l'ECG est considéré comme présentant un **voltage bas limite** ("micro-voltage limite"). Si aucune des amplitudes mesurées ne dépasse 0,50 mV, le voltage est considéré comme un **micro-voltage**, ce qui est un résultat anormal.
- Dérivations précordiales – Si, sur toutes les dérivations, l'amplitude mesurée ne dépasse pas 1,00 mV, le voltage est considéré comme **micro-voltage**, ce qui est un résultat anormal.

L'éventualité d'une bronchopneumopathie chronique obstructive (BPCO) est évoquée en présence de la combinaison des énoncés suivants : micro-voltage, déviation vers la droite des axes P et QRS dans le plan frontal et hypertrophie auriculaire droite.

Anomalies de l'onde Q et infarctus du myocarde

L'algorithme génère un énoncé "d'ondes Q limites" en précisant le groupe de dérivations concerné lorsqu'au moins deux dérivations de ce groupe présentent des ondes Q dont la durée est à la limite de durées anormales.

Il produit un énoncé d'anomalie de l'onde Q évocatrice d'un infarctus lorsque l'amplitude de l'onde Q est supérieure au cinquième de celle de l'onde R.

Sous-décalage ST

L'algorithme recherche les sous-décalages de ST sur les dérivations antérieures, latérales, et inférieures.

Un sous-décalage ST supérieur à 0,20 mV sur un groupe de dérivations produit un énoncé de "**Sous-décalage non spécifique de ST**".

Si le sous-décalage est associé à une tachycardie, l'énoncé signale que ce sous-décalage est probablement "**lié au rythme**".

Tout énoncé d'hypertrophie ou de retard de conduction intra-ventriculaire a pour effet de supprimer les énoncés de la présente catégorie.

Anomalies de l'onde T

L'algorithme recherche les ondes T inversées sur les dérivations antérieures, latérales, antéro-latérales et inférieures.

Il génère un énoncé signalant la présence de **Grandes ondes T** anormales si l'amplitude de l'onde T inversée est supérieure à 1,0 mV sur au moins deux dérivations de l'un des groupes de dérivations analysés.

Il signale que les **anomalies de l'onde T sur les dérivations antérieures** sont **probablement dues à une hypertrophie ventriculaire droite** si les ondes T inversées sur lesdites dérivations sont associées à une HVD.

De même, il note que les **anomalies de l'onde T sur les dérivations antéro-latérales** sont **probablement liées à une hypertrophie ventriculaire gauche** (HVG) si les ondes T inversées sur ces dérivations sont associées à une HVG.

Troubles de la repolarisation

L'algorithme produit des énoncés issus de la présente catégorie s'il a simultanément généré des énoncés de sous-décalage ST et d'onde T inversée. S'il a détecté un sous-décalage de ST et une inversion de T sur les dérivations antérieures, il fait état de troubles de la **repolarisation dans le territoire antérieur**.

Sus-décalage de ST, péricardite et repolarisation précoce

L'algorithme scrute toutes les dérivations à la recherche d'un sus-décalage de ST. Il considère comme une variation probablement normale tout sus-décalage supérieur à 0,15 mV. Tout énoncé d'hypertrophie ou de retard de conduction intra-ventriculaire a pour effet de supprimer les énoncés de la présente catégorie.

Si le sus-décalage apparaît sur tous les groupes de dérivations (antérieures, latérales et inférieures), l'énoncé évoque une péricardite si le patient a entre 5 et 15 ans.

Si l'ECG présente des sus-décalages ST et des ondes T inversées "non spécifiques", le programme considère qu'une repolarisation précoce est probable lorsque le patient est âgé de 13 à 15 ans.

Grandes ondes T

L'algorithme scrute toutes les dérivations à la recherche d'ondes T, d'amplitude supérieure à 1,20 mV ou encore d'ondes T présentant tout à la fois une

amplitude supérieure à 0,50 mV et une amplitude supérieure à la moitié de l'amplitude pic-à-pic du QRS. La présence des ondes T engendre des énoncés invitant l'utilisateur à envisager des anomalies métaboliques ou électrolytiques.

Anomalies de QT et perturbation de l'équilibre électrolytique

Un **QTc (intervalle QT corrigé en fonction de la fréquence cardiaque)** inférieur à 340 ms est considéré comme un QT court. Il génère un énoncé dont le degré de gravité est **PRESQUE NORMAL (PN)**.

Un QTc limite d'un allongement du QTc présente une durée supérieure aux valeurs ci-dessous, par âge :

- 450 ms chez les enfants de moins de 5 ans,
- 454 ms chez les enfants de 5 à 12 ans,
- 458 ms chez les garçons de plus de 13 ans,
- 465 ms chez les jeunes filles de plus de 13 ans.

Si la durée du QTc est supérieure de 20 ms aux valeurs seuils présentées ci-dessus, l'algorithme détecte un "QT long" :⁵

- 470 ms chez les enfants de moins de 5 ans,
- 474 ms chez les enfants de 5 à 12 ans,
- 478 ms chez les garçons de plus de 13 ans,
- 485 ms chez les jeunes filles de plus de 13 ans.

En présence d'une HVD, HVG, hypertrophie septale gauche, hypertrophie biventriculaire ou retard de conduction intra-ventriculaire, l'algorithme produit l'énoncé "**QT long, prob. secondaire à QRS large**".

Il détecte un QTc court évocateur d'une hypercalcémie si la durée du QTc est inférieure à 310 ms

et un QTc long évocateur d'une hypocalcémie si l'allongement du QTc est significatif (> 520 ms).

Il considère comme évocatrice d'une hypokaliémie la conjonction d'un allongement significatif du QTc (> 520 ms), d'un sous-décalage du segment ST et d'une onde T positive sur de multiples dérivations.

Cardiopathie congénitale

Le programme analyse les conjonctions d'anomalies détectées (anomalies auriculaires, hypertrophie ventriculaire, retards de conduction intra-ventriculaire, déviations de l'axe de QRS et anomalies morphologiques du QRS)

5. Rautaharju PM, Zhou SH, Wong S, et al. "Sex differences in the evolution of the electrocardiographic QT interval with age". *Canadian Journal of Cardiology* 8(7) : 690-695 (1992).

et signale les cardiopathies congénitales dont elles peuvent être caractéristiques.

Énoncés de valeurs critiques

Introduction

L'algorithme ECG Philips DXL simplifie le respect des objectifs nationaux en matière de sécurité des patients, tels que définis par la Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organizations des États-Unis. Elle vise ainsi à améliorer la ponctualité des rapports relatifs aux résultats de test critiques et leur réception par un responsable agréé du personnel soignant. La fonction *Valeurs critiques* est une option configurable qui récapitule les énoncés au moyen de quatre valeurs critiques afin de permettre l'interprétation des ECG en des termes simples. Le cas échéant, l'algorithme DXL génère un énoncé qui est mis en évidence de manière à prévenir le personnel soignant de l'urgence du traitement, l'objectif étant de réduire le délai entre l'identification d'un événement cardiaque critique et l'intervention du personnel soignant.

Les quatre valeurs critiques suivantes récapitulent trente énoncés diagnostiques :

- Infarctus aigu du myocarde
- Ischémie aiguë
- Bloc cardiaque complet
- Fréq. card. très élevée

Les tableaux Tableau 5-1 à Tableau 5-4 présentés sur les pages suivantes fournissent une liste de tous les énoncés diagnostiques générant une valeur critique. Des énoncés diagnostiques multiples peuvent engendrer une seule valeur critique. L'énoncé de valeur critique correspondant apparaît alors dans la section du rapport ECG relative à l'énoncé diagnostique ; il est également affiché en bas à droite du rapport pour plus de visibilité.

Enoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde

Si l'un des énoncés diagnostiques répertoriés dans le Tableau 5-1 résulte de mesures générées par un ECG, l'énoncé de valeur critique **IDM aigu** apparaît sur le rapport ECG.

Tableau 5-1 Enoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
AMIA	Infarctus antérieur, aigu.....ST > 0,25 mV en V2-V5
AMIAP	Infarctus antérieur probable, aigu.....ST > 0,15 mV, T vertical en V2-V5
AMIPA	Infarctus antérieur, peut-être aigu.....ST > 0,15 mV, T vertical en V2-V5
AMIAD	Infarctus antérieur, aigu (IVA).....ST > 0,25 mV en V2-V5
IMIAP	Infarctus inférieur probable, aigu.....ST > 0,10 mV en D2, D3, aVF
IMIPA	Infarctus inférieur peut-être aigu.....Q > 30 ms, ST > 0,10 mV en D2, D3, aVF
IMIA	Infarctus inférieur, aigu.....ST > 0,10 mV, T vertical en D2, D3, aVF
IMIAR	Infarctus inférieur, aigu (ACD).....ST > 0,10 mV en D3 > D2
IMIAX	Infarctus inférieur, aigu (ACx).....ST > 0,10 mV en D2, D3, aVF, sous-déc. ST V1-V3
PMIA	Infarctus postérieur, aigu.....ST < -0,1 en V1-V3 ou ST > 0,05 en V7-V9
PMIAP	Infarctus postérieur probable, aigu.....ST < -0,05 en V1-V3 ou ST > 0,05 en V7-V9
PMIAX	Infarctus postérieur, aigu (ACx).....ST < -0,1 en V1-V3 ou ST > 0,05 en V7-V9
IPMIA	IDM postéro-inférieur, aigu.....ST > 0,1 en inf, < -0,1 en V1-3 ou > 0,05 en V7-9
IPMIAR	Infarctus postéro-inférieur, aigu (ACD).....ST > 0,1 en inf, < -0,1 en ant.
IPMIAX	IDM postéro-inférieur, aigu (ACx).....ST > 0,1 en inf, < -0,1 en V1-3 ou > 0,05 en V7-9
LMIAP	Infarctus latéral probable, aigu.....Q > 28 ms, ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6
LMIPA	Infarctus latéral, peut-être aigu.....Q > 28 ms, ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6
LMIA	Infarctus latéral, aigu.....ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6

Tableau 5-1 Enoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde (suite)

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
LMIAD	Infarctus latéral, aigu (IVA).....ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6
ILMIA	Infarctus inféro-latéral, aigu.....ST > 0,10 mV en inf-lat
ILMIAX	Infarctus inféro-latéral, aigu (ACx)....ST > 0,10 mV en inf-lat
ILMIAR	Infarctus inféro-latéral, aigu (ACD)....ST > 0,10 mV en inf-lat
ASMIAP	Infarctus antéro-septal probable, aigu.....ST > 0,15 mV, T vertical en V1-V3
ASMIPA	Infarctus antéro-septal, peut-être aigu.....Q > 35 ms, ST > 0,15 mV en V1-V2
ASMIA	Infarctus antéro-septal, aigu.....ST > 0,20 mV en V1-V2
ASMIAD	Infarctus antéro-septal, aigu (IVA).....ST > 0,25 mV en V1-V2
EAMIA	Infarctus antérieur étendu, aigu.....ST > 0,15 mV en V1-V6
EAMIAD	Infarctus antérieur étendu, aigu (IVA)....ST > 0,15 mV en V1-V6
EAMIPA	Infarctus antérieur étendu, peut-être aigu.....Q > 35 ms, ST > 0,15 mV, en V1-V6
ALIAP	Infarctus antéro-latéral probable, aigu.....ST > 0,15 mV en V2-V5
ALIPA	Infarctus antéro-latéral, peut-être aigu.....Q > 35 ms, ST > 0,15 mV, en V2-V6
ALIA	Infarctus antéro-latéral, aigu.....ST > 0,20 mV en V2-V6, D1, aVL
ALIAD	Infarctus antéro-latéral, aigu (dév. axiale gauche).....ST > 0,20 mV en V2-V6, D1, aVL
RMIAP	IDM ventriculaire droit probable, aigu.....ST >0,08 V3R-V5R, aVR & sous-déc. ST en lat
RMIA	Infarctus ventriculaire droit, aigu.....ST > 0,10 V3R-V5R, aVR & sous-déc. ST en lat
RMIAR	IDM ventriculaire droit, aigu (ACD).....ST > 0,08, aVR V3R-V5R & sous-déc. ST en lat

Enoncés de valeurs critiques de tachycardie

Si l'un des énoncés diagnostiques répertoriés dans le Tableau 5-2 résulte de mesures générées par un ECG, l'énoncé de valeur critique **Fréqu. card. très élevée** apparaît sur le rapport ECG.

Tableau 5-2 Enoncés de valeurs critiques de tachycardie

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
ETACH	Tachycardie extrême.....fréqu. V > (220-âge)
TACHW	Tachycardie à QRS large.....fréqu. V > **, durée QRS > **
VTACH	TACHYCARDIE EXTREME A QRS LARGE, ANALYSE DU RYTHME INTERROMPUE

Enoncés de valeurs critiques de bloc cardiaque complet

Si l'un des énoncés diagnostiques répertoriés dans le Tableau 5-3 résulte de mesures générées par un ECG, l'énoncé de valeur critique **Bloc cardiaque complet** apparaît sur le rapport ECG.

Tableau 5-3 Enoncés de valeurs critiques de bloc cardiaque complet

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
3AVB	Bloc AV complet (troisième degré)....fréqu. V < 45, dissociation AV
3AVBIR	BAV complet avec large complexe QRS.....fréqu. V < **, durée QRS > **, dissoc. AV
3AVBFF	Fibrillo-flutter auric. avec BAV complet...fréqu.A > 220, fréqu.V < **, dissoc. AV

Enoncés de valeurs critiques d'ischémie aiguë

Si l'un des énoncés diagnostiques répertoriés dans le Tableau 5-4 résulte de mesures générées par un ECG, l'énoncé de valeurs critiques **Ischémie aiguë** apparaît sur le rapport ECG.

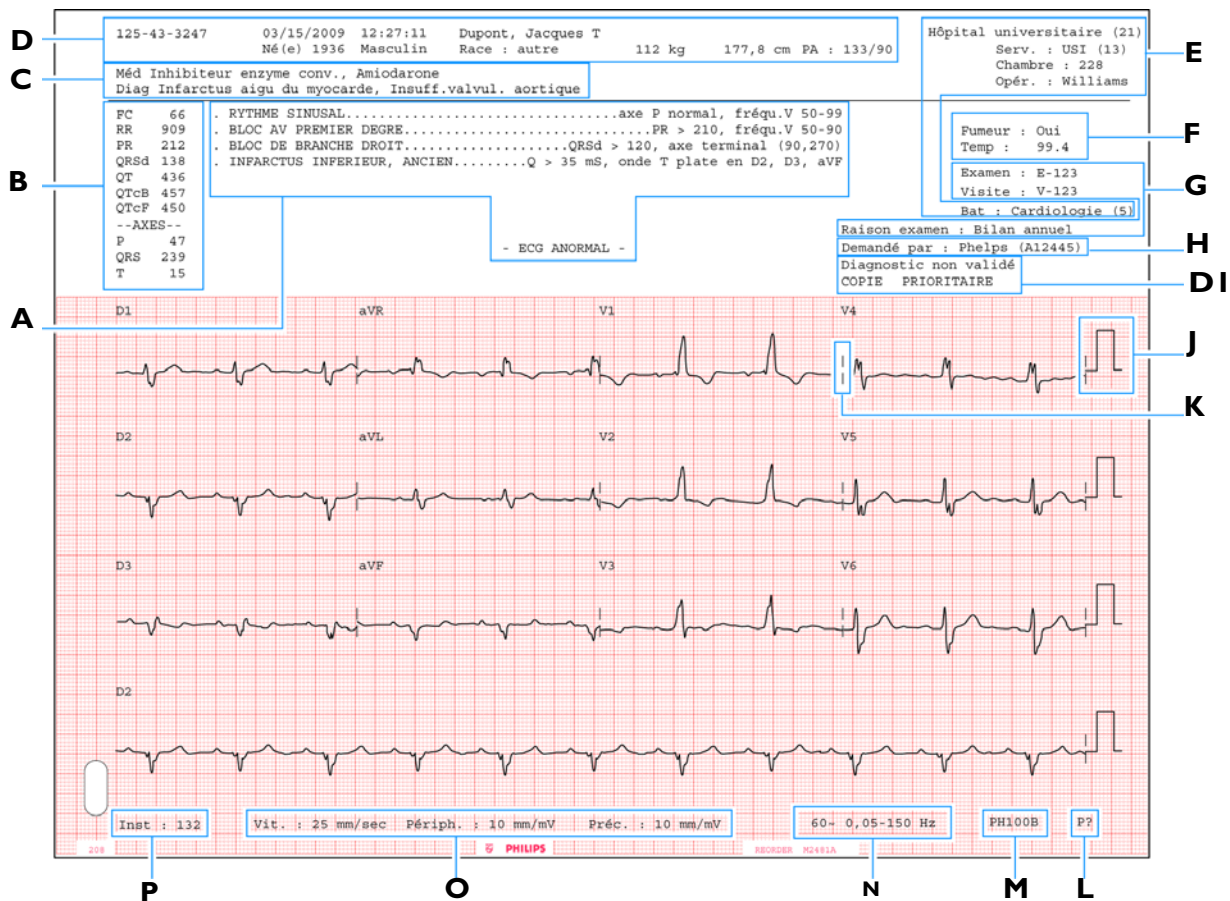
Tableau 5-4 Enoncés de valeurs critiques d'ischémie aiguë

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
LMMVD	Trouble de repolarisation, ischémie étendue sévère (TC/3VX)

Lecture du rapport ECG imprimé

Les formats de rapports ECG décrits dans ce chapitre peuvent être générés par les électrocardiographes Philips Medical Systems. Pour plus d'informations sur les formats de rapport imprimé disponibles, reportez-vous à la documentation de votre produit.

Figure 6-1 Exemple de rapport ECG 12 dérivations, format 3x4 (page 1)



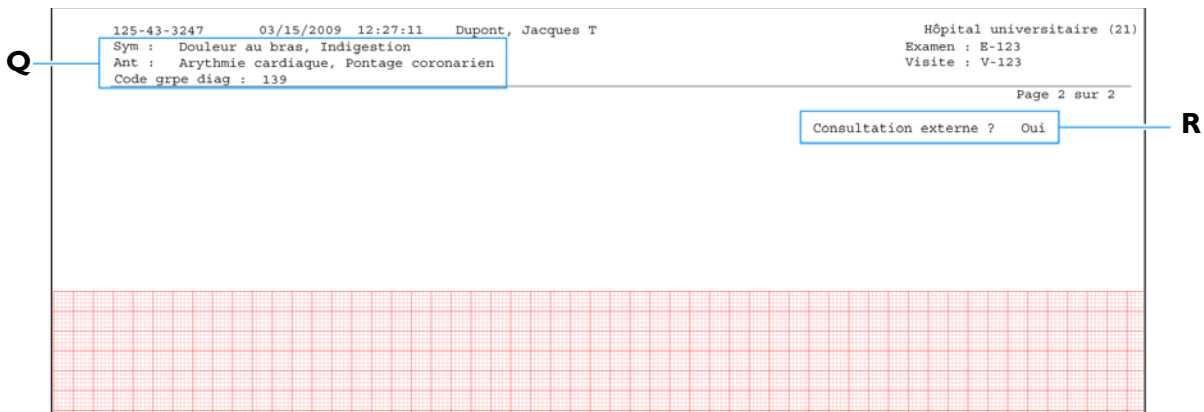
- A** Enoncés diagnostiques, critères d'énoncés et gravité de l'ECG (reportez-vous à la page 6-3)
- B** Mesures de base (reportez-vous à la page 6-5)
- I** Informations relatives au rapport (reportez-vous à la page 6-13)
- J** Informations de calibration (reportez-vous à la page 6-14)

- | | |
|--|---|
| C Informations cliniques du patient (reportez-vous à la page 6-8) | K Séparateur temporel (reportez-vous à la page 6-16) |
| D Données d'identification patient (reportez-vous à la page 6-9) | L Réglage de la détection des impulsions de stimulation (reportez-vous à la page 6-17) |
| E Informations relatives à l'établissement médical (reportez-vous à la page 6-10) | M Numéro de version de l'algorithme (reportez-vous à la page 6-19) |
| F Informations cliniques configurables (reportez-vous à la page 6-11) | N Réglages de filtre (reportez-vous à la page 6-20) |
| G Informations relatives à la demande d'examen ECG (reportez-vous à la page 6-12) | O Réglages de vitesse et de sensibilité (reportez-vous à la page 6-20) |
| H Informations sur le médecin (reportez-vous à la page 6-13) | P Numéro d'identification de l'appareil (page 6-21) |

Des informations complémentaires concernant le patient peuvent apparaître en haut de la deuxième page du rapport ECG si plus de deux champs cliniques (Md, Dg, Sy, Ac) ont été complétés pour l'identification patient.

D'autres champs d'informations cliniques configurables peuvent également apparaître en haut de cette page si plus de quatre champs ont été configurés.

Figure 6-2 Exemple de rapport ECG 12 dérivation, format 3x4 (page 2)

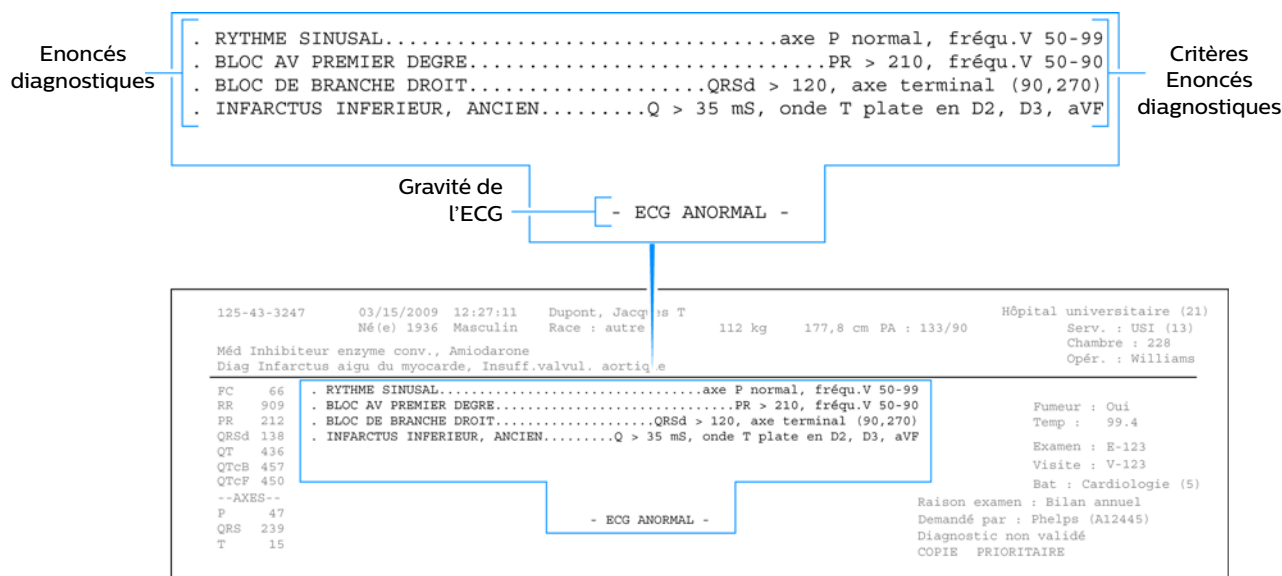


- Q** Informations cliniques configurables supplémentaires (reportez-vous à la page 6-11)
- R** Champs d'informations cliniques complémentaires concernant le patient (reportez-vous à la page 6-8)

Énoncés diagnostiques, critères d'énoncés et gravité de l'ECG

Cette zone du rapport présente les énoncés diagnostiques, les critères conditionnant les énoncés et le degré de gravité de l'ECG, générés par l'algorithme ECG Philips DXL.

Figure 6-3 Énoncés diagnostiques, critères d'énoncés et gravité de l'ECG



Certains énoncés diagnostiques sont accompagnés des critères qui ont conditionné leur choix.

REMARQUE Les énoncés diagnostiques peuvent comporter des énoncés relatifs à la qualité technique de l'enregistrement ECG : par exemple, **ARTEFACT SUR DERIVATION(S) D1, D3, aVL.**

Gravité de l'ECG

A chaque énoncé diagnostique figurant sur le rapport ECG final est associé un degré de gravité. Tout énoncé de gravité supérieure prend le pas sur un énoncé de moindre gravité. Le degré global de gravité de l'ECG est calculé en tenant compte des degrés de gravité des divers énoncés. Il est imprimé sur la première page du rapport ECG.

Tableau 6-1 Degré global de gravité de l'ECG

Gravité	Code
ECG de gravité non définie	NS
ECG normal	NO
ECG presque normal	ON
ECG limite	BO

Tableau 6-1 Degré global de gravité de l'ECG (suite)

Gravité	Code
ECG anormal	AN
ECG défectueux	DE

valeurs critiques

Lorsque le paramètre **Valeurs critiques** est activé sur le dispositif d'acquisition ECG, si l'algorithme ECG Philips DXL génère des énoncés diagnostiques spécifiques, ceux-ci peuvent apparaître sur le rapport ECG. Ces énoncés sont destinés à alerter le personnel soignant d'un événement cardiaque en cours ou imminent, tel qu'un IDM silencieux, nécessitant un traitement immédiat. Cette fonction est fournie en partie pour se conformer à la section 2C de l'objectif n°2 du document intitulé "2009 National Patient Safety Goals of the United States of America" (Objectifs 2009 en matière de sécurité des patients aux Etats-Unis), tels que définis par la "Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organizations" (JCAHO).

Quatre énoncés de valeurs critiques peuvent apparaître sur le rapport ECG. Ils sont présentés de la Figure 6-4 à la Figure 6-7.

Présentation de l'énoncé de tachycardie extrême

L'énoncé de tachycardie extrême **Fréqu. card. très élevée** est généré par la formule suivante : fréquence cardiaque mesurée, en battements par minute, moins l'âge du patient, en années. Si cette valeur est supérieure ou égale à 150 bpm, la mesure génère l'énoncé de tachycardie extrême. Si l'âge du patient n'est pas spécifié pour l'ECG, l'âge spécifié par défaut sur le dispositif d'acquisition est utilisé.

Figure 6-4 Enoncé d'infarctus aigu du myocarde sur le rapport ECG

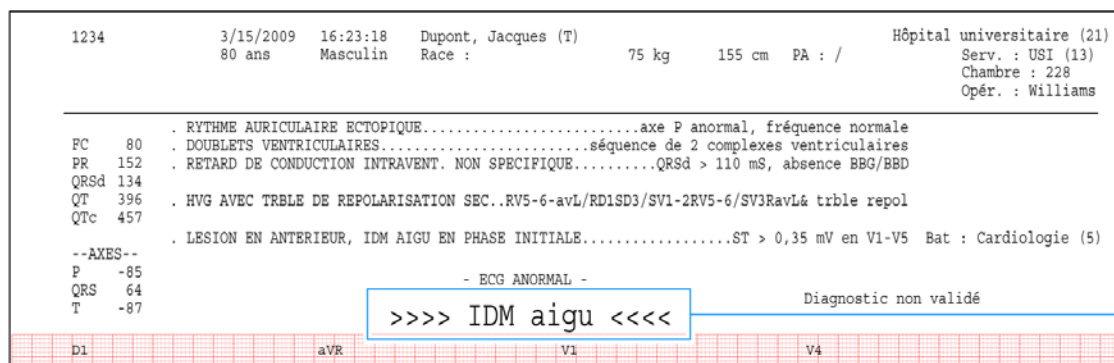


Figure 6-5 Enoncé de tachycardie extrême sur le rapport ECG

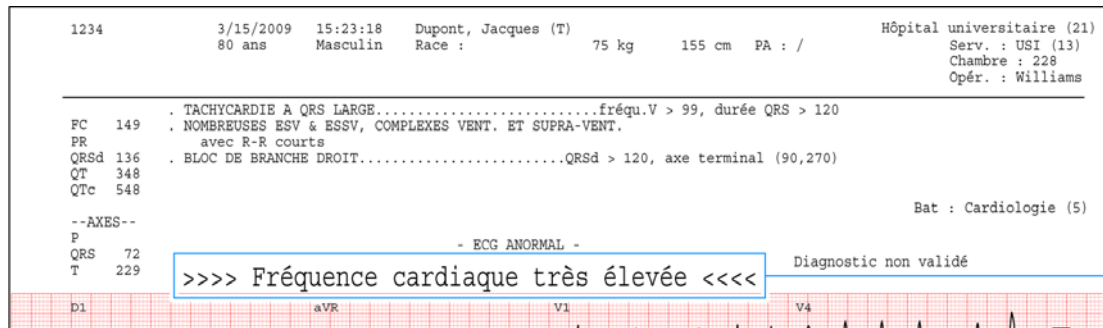


Figure 6-6 Enoncé de bloc cardiaque complet sur le rapport ECG

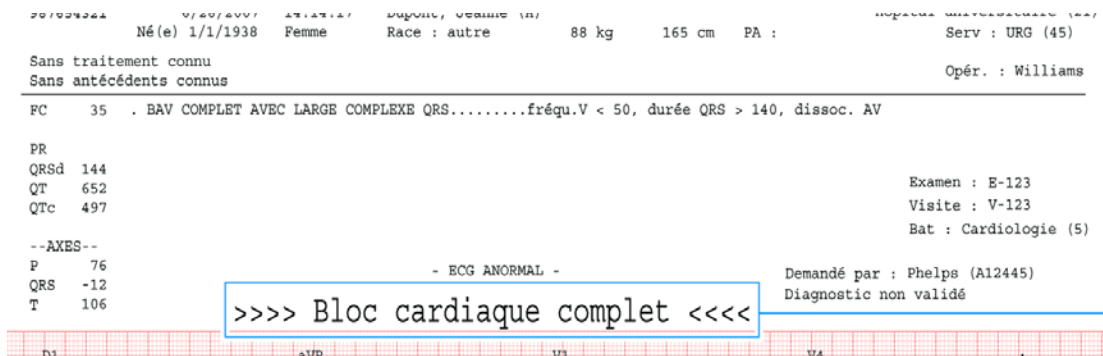
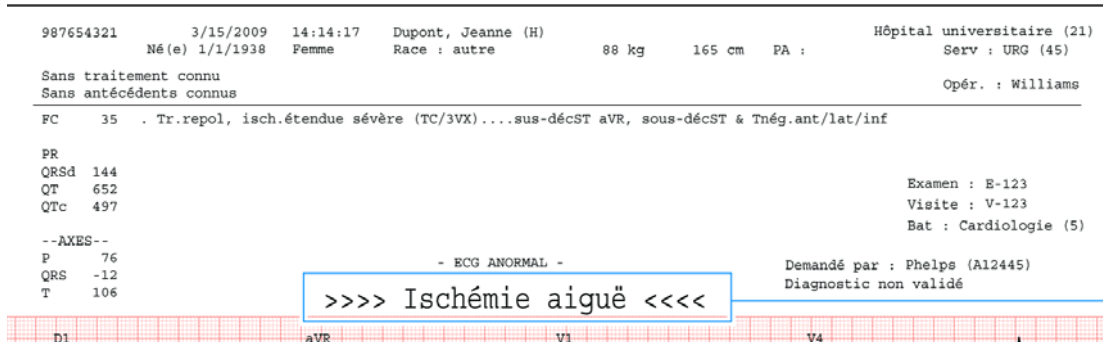


Figure 6-7 Enoncé d'ischémie aiguë sur le rapport ECG



Mesures de base

Ce groupe de données présente des mesures d'intervalle et de durée, en millisecondes, et des mesures d'axes sur les dérivations périphériques, en degrés. Ces valeurs sont celles du battement représentatif du rythme de l'ECG.

Correction de l'intervalle QT en fonction de la fréquence cardiaque

La formule de correction par défaut de l'intervalle QT en fonction de la fréquence de l'électrocardiogramme, disponible sur le dispositif d'acquisition, est la formule de Bazett. Les formules de Fridericia, Hodges et Framingham pour la correction de l'intervalle QT en fonction de la fréquence cardiaque peuvent être activées sur le dispositif d'acquisition.

Les formules de correction de l'intervalle QT en fonction de la fréquence cardiaque sont répertoriées ci-dessous :

Bazett

$$QT_c = QT / \sqrt{RR}$$

Fridericia

$$QT_c = QT / \sqrt[3]{RR}$$

Hodges

$$QT_c = QT + 1,75(FC - 60)$$

Framingham

$$QT_c = QT + 0,154(1 - RR)$$

Dans certaines situations cliniques, les corrections de Fridericia, Hodges ou Framingham sur les intervalles QT peuvent être préférables à la correction de Bazett, car ces mesures supplémentaires peuvent être configurées afin d'apparaître dans la section des mesures du rapport ECG imprimé.

Figure 6-8 Correction de Bazett (QTcB) et correction de Fredericia (QTcF) sur l'intervalle QT sur le rapport ECG imprimé

FC	66
RR	909
PR	212
QRSd	138
QT	436
QTcB	457
QTcF	450
--AXES--	
P	47
QRS	239
T	15

125-	3-3247	03/15/2009 12:27:11	Dupont, Jacques T	112 kg	177,8 cm	PA : 133/90	Hôpital universitaire (21)
		Né(e) 1936 Masculin	Race : autre				Serv. : USI (13)
Méd	nhibiteur enzyme conv., Amiodarone						Chambre : 228
Diag	Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique						Opér. : Williams
FC	66	RYTHME SINUSAL.....axe F normal, fréq.V 50-99					
RR	909	BLOC AV PREMIER DEGRE.....PR > 210, fréq.V 50-90					
PR	212	BLOC DE BRANCHE DROIT.....QRSd > 120, axe terminal (90,270)					
QRSd	138	INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF					
QT	436						
QTcB	457						
QTcF	450						
--AXES--							
P	47	- ECG ANORMAL -					
QRS	239						
T	15						
							Fumeur : Oui
							Temp : 99.4
							Examen : E-123
							Visite : V-123
							Bat : Cardiologie (5)
							Raison examen : Bilan annuel
							Demandé par : Phelps (A12445)
							Diagnostic non validé
							COPIE PRIORITAIRE

REMARQUE Sur certains rapports, la fréquence cardiaque (FC) n'est pas intégrée aux mesures de base. Elle apparaît au-dessus des énoncés diagnostiques et peut être modifiée.

Tableau 6-2 Mesures de base

Libellé	Description	Unités
FC	Fréquence cardiaque	battements par minute
RR	Intervalle RR	millisecondes
PR	Intervalle PR	millisecondes
QRSD	Durée de QRS	millisecondes
QT	Intervalle QT	millisecondes
QTcB	Correction de Bazett (QTcB) sur l'intervalle QT	millisecondes
QTcF	Correction de Fridericia (QTcF) sur l'intervalle QT	millisecondes
QTcH	Correction de Hodges sur l'intervalle QT	millisecondes
QTcFm	Correction de Framingham sur l'intervalle QT	millisecondes
P	Axe de P dans le plan frontal	degrés
QRS	Axe de QRS dans le plan frontal	degrés

Tableau 6-2 Mesures de base(suite)

Libellé	Description	Unités
T	Axe de T dans le plan frontal	degrés

Informations cliniques du patient

Cette zone de la première ou de la deuxième page du rapport ECG contient les informations cliniques du patient qui ont été saisies au niveau de l'écran d'entrée des informations patient, ou qui sont contenues dans la demande d'examen associée à l'ECG. Il s'agit des informations relatives aux médicaments pris par le patient (Md), au diagnostic (Dg), aux symptômes présentés par le patient (Sy), à ses antécédents médicaux (Ac), ainsi qu'un code correspondant à un groupe de diagnostic (Code GD). Les données ci-dessous sont fournies à titre d'exemple uniquement.

Figure 6-9 Informations cliniques relatives au patient (page 1 du rapport ECG)

Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique	
125-43-3247	03/15/2009 12:27:11 Dupont, Jacques T Hôpital universitaire (21)
Né(e) 1936 Masculin Race : autre 112 kg 177,8 cm PA : 133/90	Serv. : USI (13) Chambre : 228 Opér. : Williams
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone	
Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique	
PC 66 . RYTHME SINUSAL.....axe P normal, fréq.V 50-99	
RR 909 . BLOC AV PREMIER DEGRE.....PR > 210, fréq.V 50-90	Fumeur : Oui
PR 212 . BLOC DE BRANCHE DROIT.....QRSd > 120, axe terminal (90,270)	Temp : 99.4
QRSd 138 . INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF	Examen : E-123
QT 436	Visite : V-123
QTcB 457	Bat : Cardiologie (5)
QTcF 450	Raison examen : Bilan annuel
--AXES--	Demandé par : Phelps (A12445)
P 47	Diagnostic non validé
QRS 239	COPIE PRIORITAIRE
T 15	

Si plus de deux champs d'informations cliniques relatives au patient sont remplis, le troisième champ et les suivants apparaissent en haut de la deuxième page du rapport.

Figure 6-10 Informations cliniques relatives au patient (page 2 du rapport ECG)

Sym : Douleur au bras, Indigestion Ant : Arythmie cardiaque, Pontage coronarien Code grpe diag : 139	
125-43-3247	03/15/2009 12:27:11 Dupont, Jacques T Hôpital universitaire (21)
Sym : Douleur au bras, Indigestion	Examen : E-123
Ant : Arythmie cardiaque, Pontage coronarien	Visite : V-123
Code grpe diag : 139	Page 2 sur 2
	Consultation externe : Oui

Données d'identification patient

Ce groupe de données contient les informations relatives à l'identité du patient. Les données ci-dessous sont fournies à titre d'exemple uniquement.

Figure 6-11 Données d'identification patient figurant sur le rapport ECG

125-43-3247	03/15/2009	12:27:11	Dupont, Jacques T				
	Né(e) 1936	Masculin	Race : autre	112 kg	177,8 cm	PA : 133/90	

125-43-3247	03/15/2009	12:27:11	Dupont, Jacques T				Hôpital universitaire (21)
	Né(e) 1936	Masculin	Race : autre	112 kg	177,8 cm	PA : 133/90	Serv. : USI (13)
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone							Chambre : 228
Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique							Opér. : Williams

FC	66	. RYTHME SINUSAL.....	axe P normal, fréq.V 50-99				
RR	909	. BLOC AV PREMIER DEGRE.....	PR > 210, fréq.V 50-90			Fumeur : Oui	
PR	212	. BLOC DE BRANCHE DROIT.....	QRSd > 120, axe terminal (90,270)			Temp : 99.4	
QRSd	138	. INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....	Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF			Examen : E-123	
QT	436					Visite : V-123	
QTcB	457					Bat : Cardiologie (5)	
QTcF	450					Raison examen : Bilan annuel	
--AXES--						Demandé par : Phelps (A12445)	
P	47					Diagnostic non validé	
QRS	239					COPIE PRIORITAIRE	
T	15						

Tableau 6-3 Données d'identification patient

Libellé	Description
123456789	■ Numéro d'identification patient
09/06/2009 ; 12:27:11	■ Date et heure d'enregistrement de l'ECG ■ Ne peuvent être modifiées
Martin, Joseph	■ Nom du patient
70 ans	■ Age du patient (peut être configuré pour afficher la date de naissance)
Masc.	■ Sexe du patient
Race	■ Origine ethnique du patient
112 kg, 178 cm	■ Taille et poids du patient
PA : 133/90	■ Pression artérielle du patient (en mm/Hg)

Informations relatives à l'établissement médical

Ce groupe de données est optionnel et entièrement configurable. Les données ci-dessous sont fournies à titre d'exemple uniquement.

Figure 6-12 Informations relatives à l'établissement médical sur le rapport ECG

		Hôpital universitaire (21)	
		Serv. : USI (13)	
		Chambre : 228	
		Opér. : Williams	
		Bat : Cardiologie (5)	
125-43-3247	03/15/2009 12:27:11	Dupont, Jacques T	Hôpital universitaire (21)
	Né(e) 1936 Masculin	Race : autre	Serv. : USI (13)
	112 kg	177,8 cm PA : 133/90	Chambre : 228
			Opér. : Williams
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone			
Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique			
FC	66	. RYTHME SINUSAL.....axe P normal, fréq.V 50-99	
RR	909	. BLOC AV PREMIER DEGRE.....PR > 210, fréq.V 50-90	Fumeur : Oui
PR	212	. BLOC DE BRANCHE DROIT.....QRSd > 120, axe terminal (90,270)	Temp : 99.4
QRSd	138	. INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF	Examen : E-123
QT	436		Visite : V-123
QTcB	457		Bat : Cardiologie (5)
QTcF	450		Raison examen : Bilan annuel
--AXES--			Demandé par : Phelps (A12445)
P	47	- ECG ANORMAL -	Diagnostic non validé
QRS	239		COPIE PRIORITAIRE
T	15		

Tableau 6-4 Informations relatives à l'établissement médical

Libellé	Description
Hôpital universitaire (21)	■ Nom et numéro d'identification de l'établissement
Serv : USI (13)	■ Nom et numéro d'identification du service
Chbre : 228	■ Numéro de chambre du patient ou du local utilisé pour l'enregistrement de l'ECG
Opér : Williams	■ Identité de l'opérateur
Bât : Cardiologie (5)	■ Nom et numéro d'identification de l'unité au sein de l'établissement

Informations cliniques configurables

Ce groupe de données est configuré par l'établissement médical pour répondre à des besoins cliniques spécifiques. Le dispositif d'acquisition peut vous permettre d'entrer jusqu'à huit champs d'informations cliniques configurables.

Les quatre premiers champs apparaissent sur la première page du rapport ECG. Le cinquième champ et les suivants apparaissent sur la deuxième page. Les données ci-dessous sont fournies à titre d'exemple uniquement.

Figure 6-13 Informations cliniques configurables du rapport ECG (page 1)

125-43-3247	03/15/2009 12:27:11	Dupont, Jacques T	Hôpital universitaire (21)
Né(e) 1936	Masculin	Race : autre	Serv. : USI (13)
112 kg	177,8 cm	PA : 133/90	Chambre : 228
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone			Opér. : Williams
Diag Infarctus aigu du myocarde, Inauff.valvul. aortique			
FC 66	. RYTHME SINUSAL.....axe P normal, fréqu.V 50-99		
RR 909	. BLOC AV PREMIER DEGRE.....PR > 210, fréqu.V 50-90		
PR 212	. BLOC DE BRANCHE DROIT.....QRSd > 120, axe terminal (90,270)		
QRSd 138	. INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF		
QT 436			
QTcB 457			
QTcF 450			
--AXES--			
P 47	- ECG ANORMAL -		
QRS 239			
T 15			
			Fumeur : Oui
			Temp : 99.4
			Examen : E-123
			Visite : V-123
			Bat : Cardiologie (5)
			Raison examen : Bilan annuel
			Demandé par : Phelps (A12445)
			Diagnostic non validé
			COPIE PRIORITAIRE

Figure 6-14 Informations cliniques configurables du rapport ECG (page 2)

125-43-3247	03/15/2003 12:27:11	Dupont, Jacques T	Hôpital universitaire (21)
Sym : Douleur au bras, Indigestion			Examen E-123
Ant : Arythmie cardiaque, Pontage coronarien			Visite V-123
Code grpe diag : 139			Page 2 sur 2
			Consultation externe : Oui

Informations relatives à la demande d'examen ECG

Cette zone du rapport ECG est optionnelle et est entièrement configurable ; elle est destinée à répondre aux exigences d'un système de gestion des ECG.

Figure 6-15 Informations relatives à la demande d'examen affichées sur le rapport ECG

125-43-3247		03/15/2009 12:27:11	Dupont, Jacques T	Hôpital univ	rsitaire (21)
Né(e) 1936 Masculin		Race : autre	112 kg 177,8 cm PA : 133/90	Serv : USI (13)	Chan : 228
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone				Opés : Williams	
Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique					
FC	66	. RYTHME SINUSAL.....	axe P normal, fréqu.V 50-99	Fumeur : Oui	
RR	909	. BLOC AV PREMIER DEGRE.....	PR > 210, fréqu.V 50-90	Temp : 99.4	
PR	212	. BLOC DE BRANCHE DROIT.....	QRSd > 120, axe terminal (90,270)	Examen : E-123	
QRSd	138	. INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....	Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF	Visite : V-123	
QT	436			Bat : Cardiologie (5)	
QTcB	457			Raison examen : Bilan annuel	
QTcF	450			Demandé par : Phelps (A12445)	
--AXES--				Diagnostic non validé	
P	47		- ECG ANORMAL -	COPIE PRIORITAIRE	
QRS	239				
T	15				

Tableau 6-5 Informations relatives à la demande d'examen ECG

Libellé	Description
Examen : E-123	<ul style="list-style-type: none"> ■ Numéro de demande d'examen attribué par l'établissement hospitalier (dans le cadre d'un système de gestion des ECG)
Vis. : V-123	<ul style="list-style-type: none"> ■ Numéro de visite attribué par l'établissement hospitalier (dans le cadre d'un système de gestion des ECG)
Raison : Bilan annuel	<ul style="list-style-type: none"> ■ Motif de l'examen ECG (peut faire partie d'un système de gestion des ECG)

Informations sur le médecin

Ce bloc d'informations est optionnel et contient les informations d'identification du médecin, notamment le nom du médecin référent, et peut inclure le numéro de NPI (National Provider Identifier ou Code) entre parenthèses. Le NPI ne s'applique qu'aux praticiens basés aux Etats-Unis.

Figure 6-16 Informations relatives au médecin sur le rapport ECG

		Demandé par : Phelps (A12445)	
125-43-3247	03/15/2009 12:27:11	Dupont, Jacques T	Hôpital universitaire (21)
	Né(e) 1936 Masculin	Race : autre 112 kg 177,8 cm PA : 133/90	Serv. : USI (13) Chambre : 228 Opér. : Williams
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone			
Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique			
FC 66	. RYTHME SINUSAL.....	axe P normal, fréq.V 50-99	Fumeur : Oui
RR 909	. BLOC AV PREMIER DEGRE.....	PR > 210, fréq.V 50-90	Temp : 99.4
PR 212	. BLOC DE BRANCHE DROIT.....	QRSd > 120, axe terminal (90,270)	Examen : E-123
QRSd 138	. INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....	Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF	Visite : V-123
QT 436			Bat : Cardiologie (5)
QTcB 457			Raison examen : Bilan annuel
QTcF 450			Demandé par : Phelps (A12445)
--AXES--			Diagnostic non validé
P 47		- ECG ANORMAL -	COPIE PRIORITAIRE
QRS 239			
T 15			

Informations sur le rapport ECG

Cette section contient des informations sur le statut du rapport ECG et peut inclure un énoncé indiquant que le rapport ECG n'a pas encore été validé par un médecin spécialisé.

Figure 6-17 Informations relatives au rapport ECG

		Diagnostic non validé COPIE PRIORITAIRE	
125-43-3247	03/15/2009 12:27:11	Dupont, Jacques T	Hôpital universitaire (21)
	Né(e) 1936 Masculin	Race : autre 112 kg 177,8 cm PA : 133/90	Serv. : USI (13) Chambre : 228 Opér. : Williams
Méd Inhibiteur enzyme conv., Amiodarone			
Diag Infarctus aigu du myocarde, Insuff.valvul. aortique			
FC 66	. RYTHME SINUSAL.....	axe P normal, fréq.V 50-99	Fumeur : Oui
RR 909	. BLOC AV PREMIER DEGRE.....	PR > 210, fréq.V 50-90	Temp : 99.4
PR 212	. BLOC DE BRANCHE DROIT.....	QRSd > 120, axe terminal (90,270)	Examen : E-123
QRSd 138	. INFARCTUS INFERIEUR, ANCIEN.....	Q > 35 mS, onde T plate en D2, D3, aVF	Visite : V-123
QT 436			Bat : Cardiologie (5)
QTcB 457			Raison examen : Bilan annuel
QTcF 450			Demandé par : Phelps (A12445)
--AXES--			Diagnostic non validé
P 47		- ECG ANORMAL -	COPIE PRIORITAIRE
QRS 239			
T 15			

Tableau 6-6 Informations relatives au rapport

Libellé	Description
Diagnostic non validé	<ul style="list-style-type: none"> ■ Signale que le rapport ECG n'a pas encore été validé par un médecin spécialisé. ■ Cet énoncé peut être configuré par l'établissement.

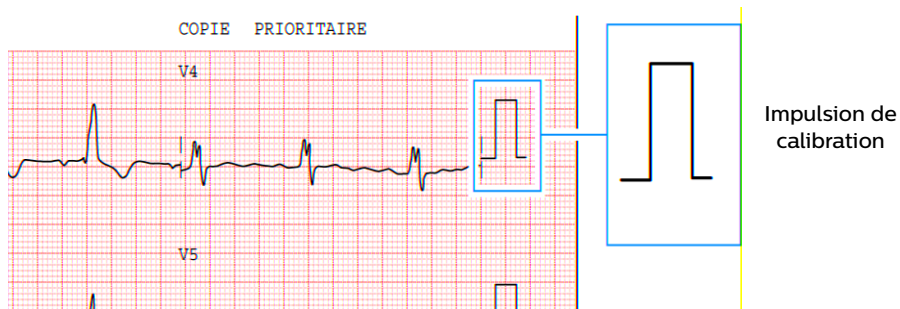
Tableau 6-6 Informations relatives au rapport (suite)

Libellé	Description
Copier	Le rapport imprimé est une copie du rapport ECG original.
STAT	Le rapport ECG est considéré comme prioritaire.
Gain sur dérivations non standard	<ul style="list-style-type: none"> Les dérivations périphériques ou précordiales ont été enregistrées avec un gain supérieur à la valeur standard de 10 mm/mV. reportez-vous à la section “Informations de calibration”, page 6-14..

Informations de calibration

L'impulsion de calibration est une courbe rectangulaire qui apparaît sur chacune des lignes du tracé ECG. Elle indique la déflexion hypothétique engendrée par une impulsion de 1 mV sur le circuit d'acquisition.

Figure 6-18 Impulsion de calibration sur le rapport ECG



La forme de l'impulsion est conditionnée par les réglages de sensibilité.



- Si l'impulsion de calibration est carrée  les dérivations précordiales et les dérivations périphériques ont été enregistrées avec le même réglage de sensibilité.
- Si l'impulsion de calibration est échelonnée  la sensibilité sur les dérivations précordiales était inférieure de moitié à celle sélectionnée pour les dérivations périphériques.

Tableau 6-7 Formes des impulsions de calibration





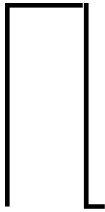
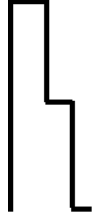
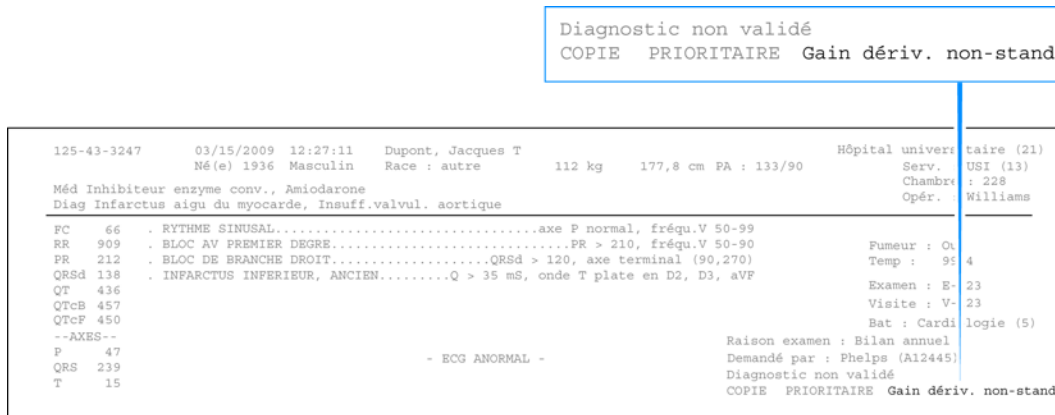
Forme de l'impulsion de calibration	Dérivation périphérique (mm/mV)	Dérivation précordiale (mm/mV)
	5	5

Tableau 6-7 Formes des impulsions de calibration (suite)

Forme de l'impulsion de calibration	Dérivation périphérique (mm/mV)	Dérivation précordiale (mm/mV)
	5	2.5
	10	10
	10	5
	20	20
	20	10

REMARQUE Lorsque les dérivations précordiales ou périphériques ont été enregistrées avec une sensibilité différente de 10 mm/mV, l'énoncé **Gain deriv. non-stand** apparaît dans le groupe des "informations sur le rapport ECG".

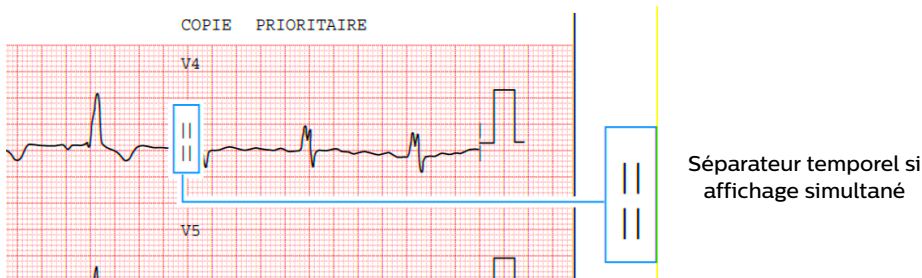
Figure 6-19 Informations relatives à la calibration sur le rapport ECG



Séparateur temporel

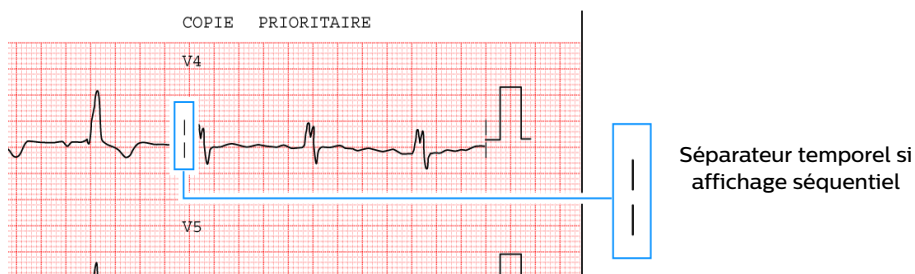
Le format des séparateurs temporels indique si les données des diverses dérivations sont affichées simultanément ou séquentiellement. Les données de chaque dérivation sont toujours acquises simultanément.

Figure 6-20 Séparateur indicatif d'un affichage simultané des dérivations sur le rapport ECG



Les quatre traits verticaux signalent que les données ECG de chacune des dérivations sont affichées simultanément. L'heure de début de chaque dérivation enregistrée est identique même si elles semblent commencer à des heures différentes sur le rapport ECG imprimé.

Figure 6-21 Séparateur indicatif d'un affichage séquentiel des dérivations sur le rapport ECG



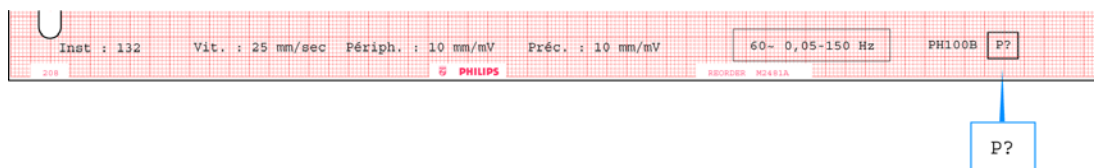
Les deux traits verticaux signalent que les données ECG de chaque dérivation sont affichées séquentiellement. Par exemple, sur un rapport au format 3x4, tous les signaux commencent à 0 dans la première colonne, à 2,5 secondes dans la deuxième, à 5 secondes dans la troisième et à 7,5 secondes dans la quatrième.

Réglages de détection des impulsions de stimulation

Cette zone du rapport contient des informations sur les réglages de détection des impulsions de stimulation qui ont été sélectionnés lors de l'impression du rapport ECG.

Les impulsions de stimulation détectées par le dispositif d'acquisition sont signalées sur le rapport ECG par des petits repères verticaux. Grâce à ces repères, le clinicien peut identifier les fausses impulsions de stimulation et savoir si les vraies impulsions n'ont pas été détectées.

Figure 6-22 Réglage de détection des impulsions de stimulation sur le rapport ECG



Le tableau ci-dessous décrit les réglages disponibles pour la détection des impulsions de stimulation sur le dispositif d'acquisition, ainsi que les codes qui apparaissent sur le rapport ECG.

Tableau 6-8 Réglages de détection des impulsions de stimulation

Réglage	Description	Code sur le rapport ECG
Stimulation non précisée	<ul style="list-style-type: none"> ■ Il s'agit du réglage par défaut qui est normalement utilisé pour les patients stimulés et non stimulés. ■ La détection des impulsions de stimulation est activée, à un niveau de sensibilité normal. ■ De fausses impulsions de stimulation peuvent parfois être détectées si l'ECG est altéré par des parasites. ■ En cas de détections erronées, les énoncés diagnostiques apparaissant sur le rapport peuvent être incorrects. ■ Lorsque ce réglage est sélectionné, les impulsions de petite amplitude ne sont parfois pas détectées. 	P?
Non stimulé	<ul style="list-style-type: none"> ■ La détection des impulsions de stimulation est désactivée. ■ Ce réglage doit être utilisé si de fausses impulsions de stimulation sont détectées à cause de parasites ou si des énoncés diagnostiques incorrects ou des complexes ECG stimulés de manière inappropriée apparaissent sur le rapport. 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Avec ce réglage, aucun code n'apparaît sur le rapport ECG.
Stimul	<ul style="list-style-type: none"> ■ La détection des impulsions de stimulation est activée, à un niveau de sensibilité supérieur. ■ Ce réglage doit être utilisé si des impulsions de petite amplitude ne sont pas détectées avec le réglage par défaut (Stimul. non précisée). ■ De fausses impulsions de stimulation peuvent parfois être détectées en présence de parasites sur l'ECG. 	P

Tableau 6-8 Réglages de détection des impulsions de stimulation (suite)

Réglage	Description	Code sur le rapport ECG
Stimulé (aimant)	<ul style="list-style-type: none"> ■ Ce réglage doit être utilisé si l'ECG est acquis sous aimant actif ou programmeur. ■ La détection des impulsions de stimulation est activée, à un niveau de sensibilité élevé. ■ Sous aimant ou programmeur, le stimulateur est souvent placé en mode fixe, sans détection. ■ L'énoncé ACQUISITION ECG SOUS AIMANT s'imprime sur le rapport ECG. Cet énoncé avertit le clinicien qu'un aimant ou un programmeur a été utilisé, ce qui expliquerait le mode fixe du stimulateur. 	PM

Numéro de version de l'algorithme et options

Le numéro de version de l'algorithme ECG Philips DXL, ainsi que les options activées de l'algorithme, sont imprimés au bas du rapport ECG. Le numéro de version de l'algorithme est **PH100B**. Un symbole de détection d'inversion des dérivations (**L?**) précédé du symbole de valeurs critiques (**C**) peut également apparaître dans cette section du rapport ECG si ces fonctions optionnelles sont activées.

Figure 6-23 Numéro de version de l'algorithme et symbole de détection d'inversion des dérivations sur le rapport ECG

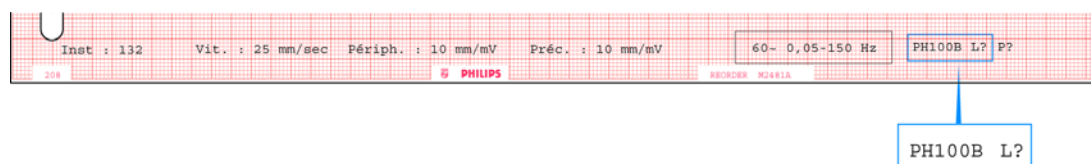


Tableau 6-9 Numéro de version de l'algorithme et symbole de détection d'inversion des dérivations

Libellé	Description
PH100B PH110C	<ul style="list-style-type: none"> ■ Les lettres PH désignent la société Philips. ■ Le nombre 10 ou 11 désigne la version du programme de mesures. ■ 0B ou 0C correspond à la version du programme de critères installé sur l'électrocardiographe.
C	<ul style="list-style-type: none"> ■ Ce symbole apparaît dans le rapport si la fonction Valeurs critiques, qui est proposée en option, est activée sur le dispositif d'acquisition
L?	<ul style="list-style-type: none"> ■ Ce symbole peut apparaître avec le numéro de version de l'algorithme. ■ L'apparition de ce symbole indique que la fonction de détection d'inversion des dérivations, qui est proposée en option, est activée sur le dispositif d'acquisition, et que celui-ci a détecté une inversion de dérivation qui a été ignorée par l'opérateur lors de l'impression de l'ECG

Réglages de vitesse et de sensibilité

Cette zone présente les informations relatives aux réglages de vitesse et de sensibilité utilisés pour enregistrer l'ECG.

Figure 6-24 Réglages de vitesse et de sensibilité sur le rapport ECG

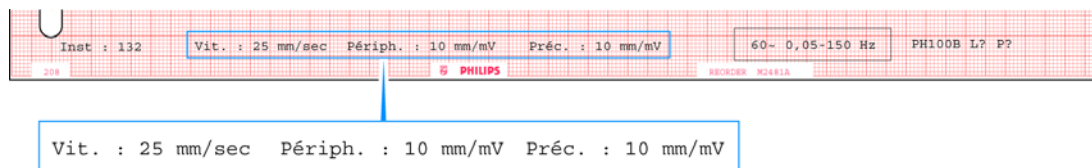


Tableau 6-10 Réglages de vitesse et de sensibilité

Libellé	Description
Vitesse	<ul style="list-style-type: none"> ■ Vitesse à laquelle l'ECG a été imprimé ■ Choix disponibles : <ul style="list-style-type: none"> – 25 mm/s – 50 mm/s

Tableau 6-10 Réglages de vitesse et de sensibilité (suite)

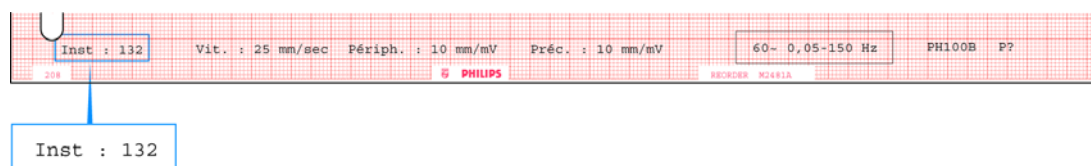
Libellé	Description
Pérph	<ul style="list-style-type: none"> ■ Réglage de sensibilité pour les dérivations périphériques ■ Choix disponibles : <ul style="list-style-type: none"> – 5, 10 ou 20 mm/mV
Préc	<ul style="list-style-type: none"> ■ Réglage de sensibilité pour les dérivations précordiales ■ Choix disponibles : <ul style="list-style-type: none"> – 2,5, 5, 10 ou 20 mm/mV

REMARQUE Lorsque les dérivations précordiales ou périphériques ont été enregistrées avec une sensibilité différente de 10 mm/mV, l'énoncé **Gain deriv. non-stand** apparaît dans le groupe des "informations sur le rapport ECG".

Numéro d'identification de l'appareil

Ce numéro d'identification peut être entré au niveau du dispositif d'acquisition. Il permet d'identifier le dispositif utilisé pour acquérir l'ECG.

Figure 6-25 Identification de l'appareil sur le rapport ECG



Exemples de rapport ECG 12 dérivations

Les pages qui suivent présentent des exemples des divers formats de rapport ECG 12 dérivations.

- Rapport ECG avec dérivations standard, format 3x4 avec étude de rythme sur 3 dérivations
- Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 3x4 avec étude de rythme sur 1 dérivation
- Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 6x2 (segments de courbes de 5 secondes)
- Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 12x1. Ce rapport présente une courbe continue de 10 secondes pour les 12 dérivations et, sur la

seconde page, les énoncés diagnostiques, critères d'énoncés et gravité de l'ECG (si la configuration le prévoit).

- Rapport ECG panoramique avec dérivations de Cabrera, format 12 Panor. Le rapport 12 Panor présente un complexe représentatif d'une seconde pour chaque dérivation de Cabrera puis, à la fin du rapport, trois études de rythme sur 3 dérivations prédéfinies (aVF, V2, V5).

Figure 6-26 Rapport ECG avec dérivations standard, format 3x4 avec étude de rythme sur 3 dérivations

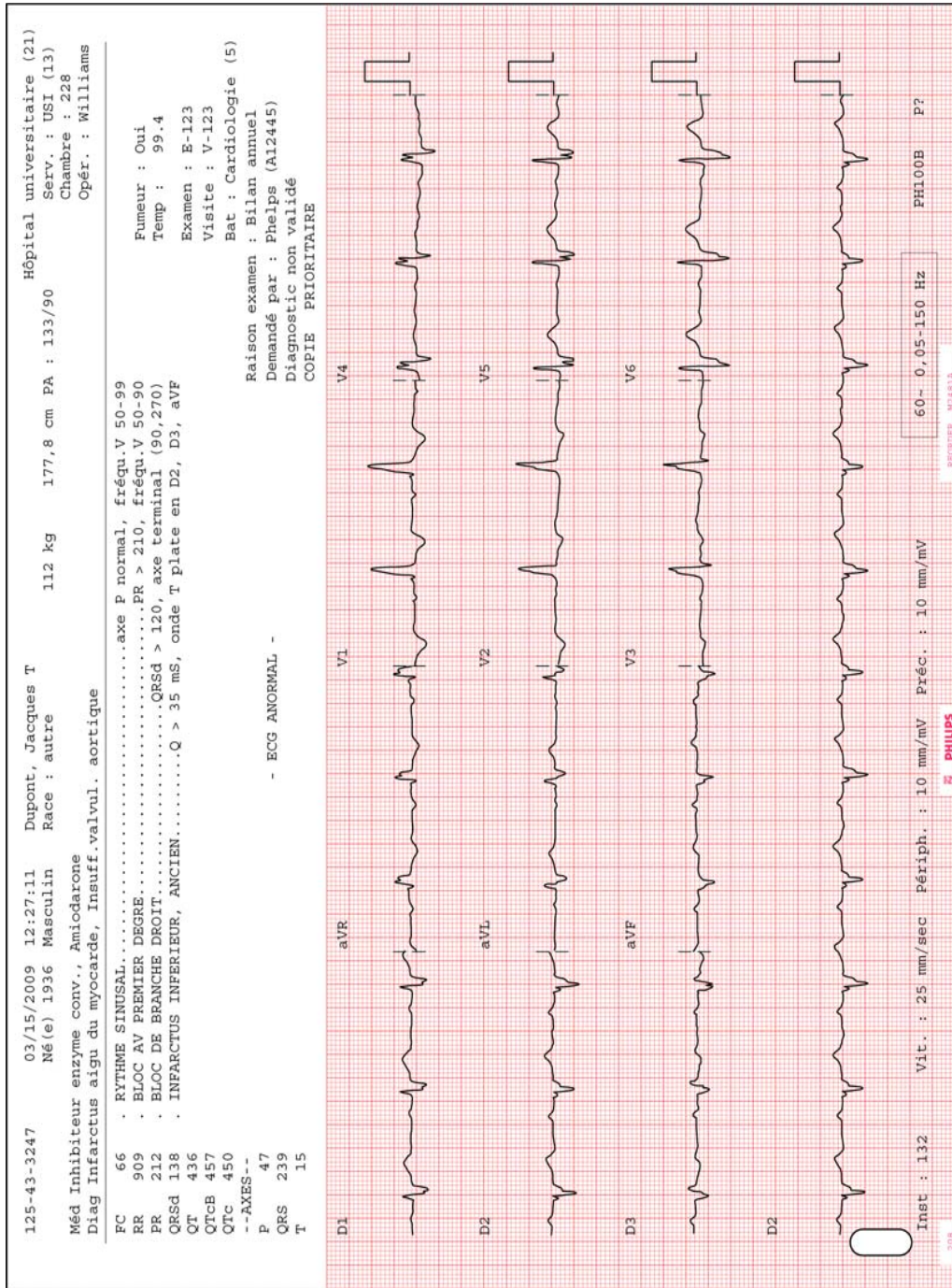


Figure 6-27 Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 3x4 avec étude de rythme sur 1 dérivation

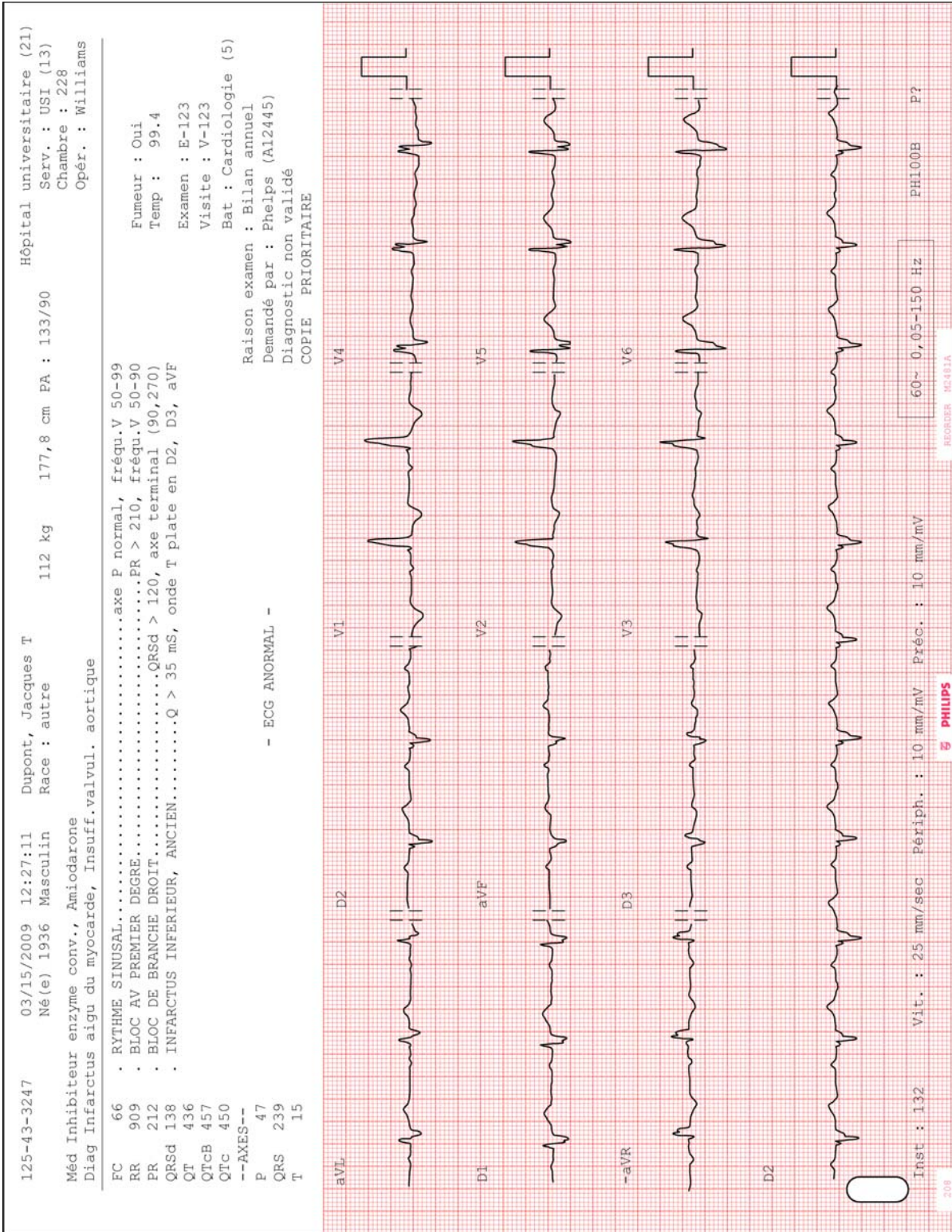


Figure 6-28 Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 6x2

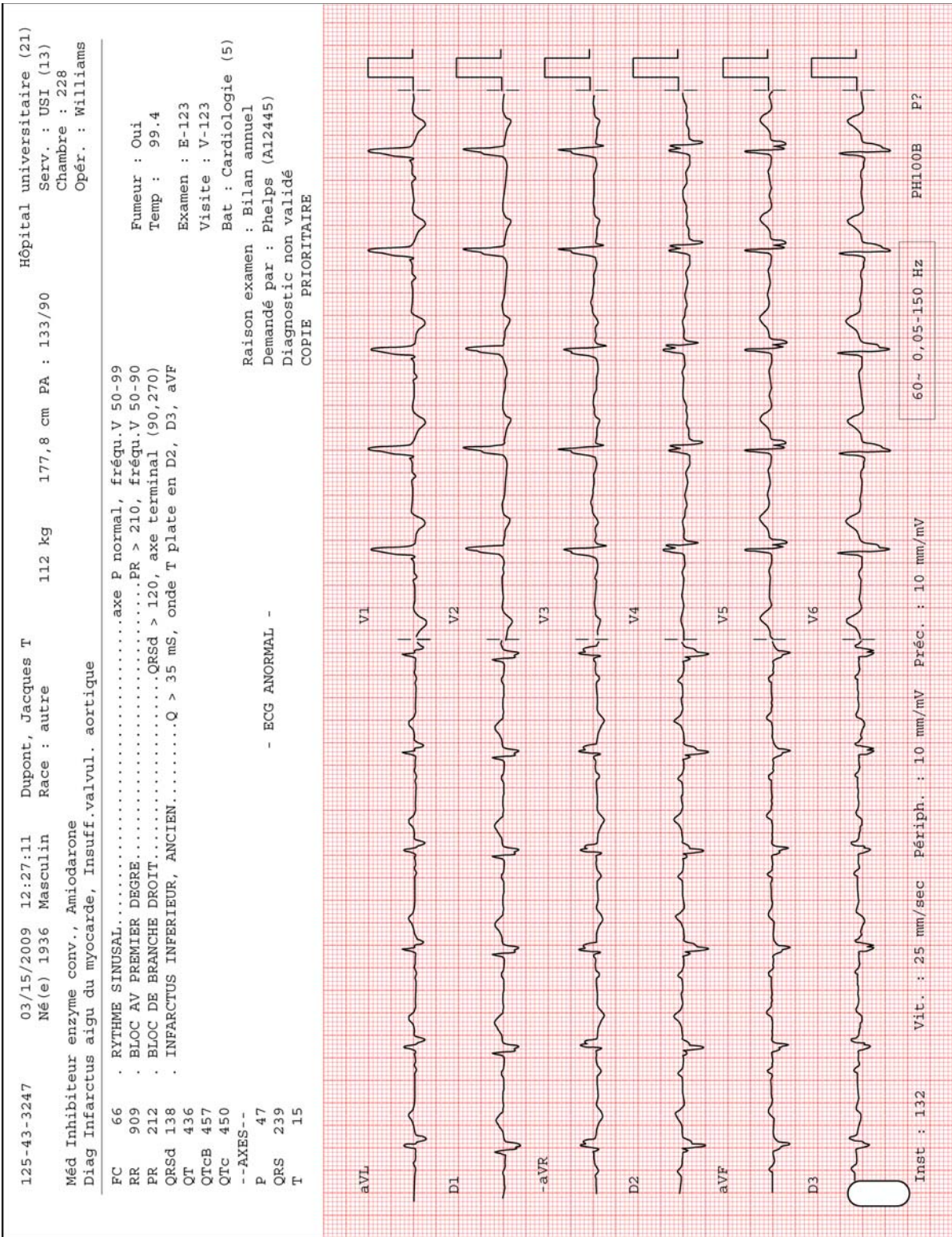


Figure 6-29 Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 12x1 (page 1)

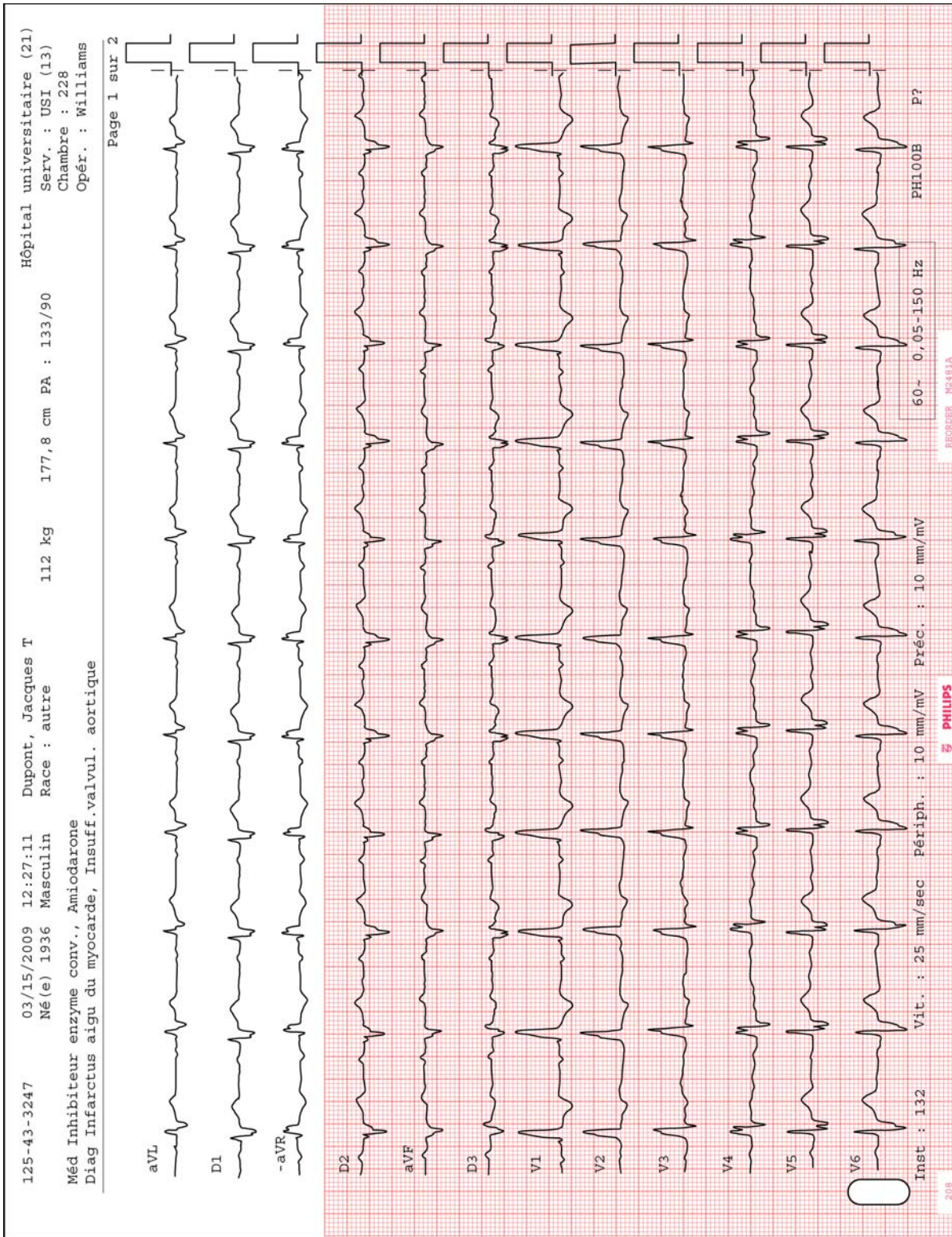
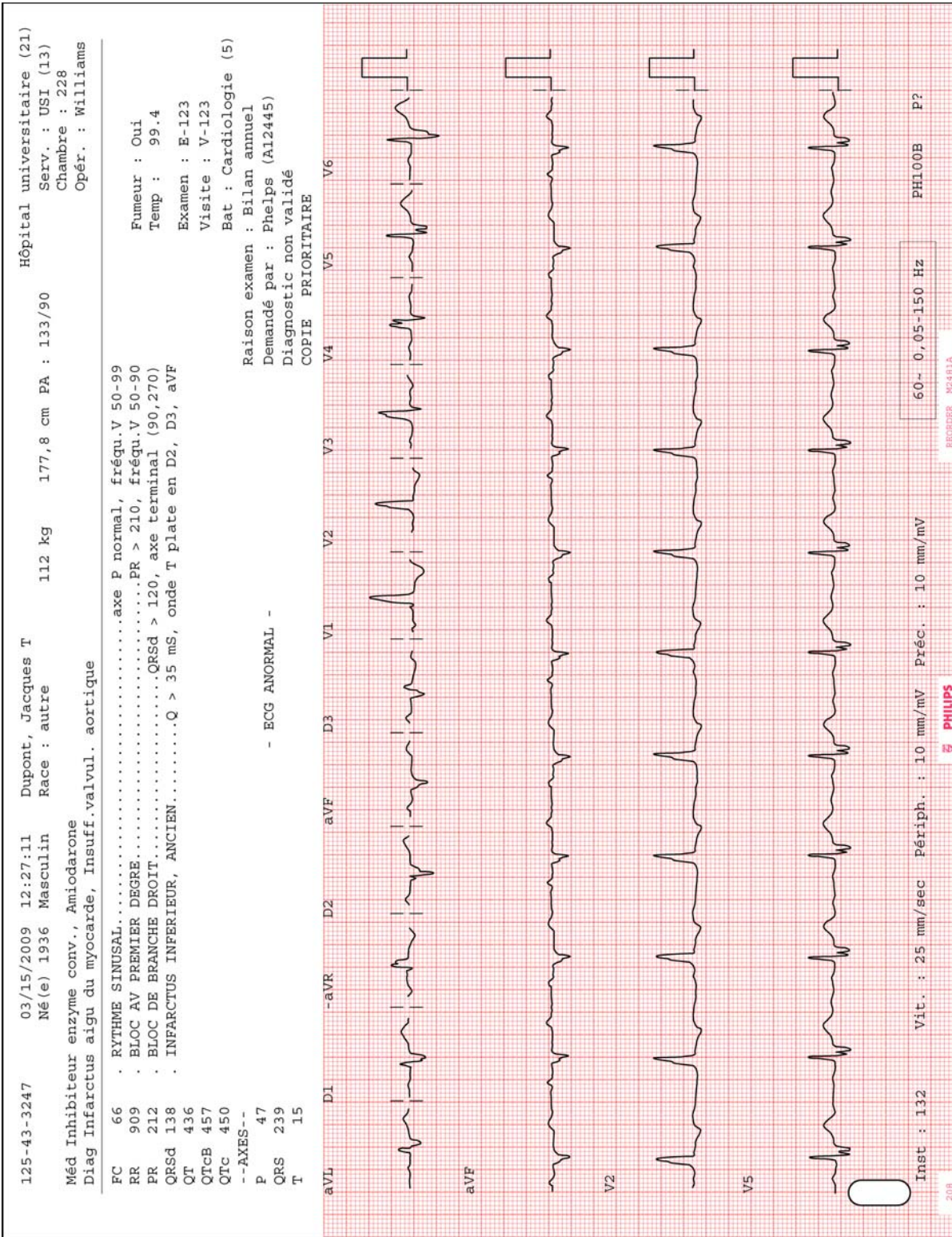


Figure 6-30 Rapport ECG avec dérivations de Cabrera, format 12x1 (page 2)



Figure 6-31 Rapport ECG panoramique (12 Panor)



REMARQUE Sur le rapport panoramique (12 Panor), les dérivations sont affichées dans l'ordre du système de Cabrera quel que soit le système de dérivations sélectionné sur le dispositif d'acquisition.

Exemples de rapport ECG 15 et 16 dérivations

La section suivante fournit des exemples de formats de rapport ECG 15 et 16 dérivations susceptibles d'être disponibles sur l'appareil d'acquisition, dont :

- Format 3x5, étude de rythme sur 1 dérivation, avec dérivations standard pédiatriques
- Format 3x5, étude de rythme sur 3 dérivations, avec dérivations standard pédiatriques
- Format 4x4, étude de rythme sur 1 dérivation, avec dérivations standard étendues
- Format 3x5, étude de rythme sur 3 dérivations, avec dérivations standard postérieures adultes

Figure 6-32 Format 3x5, étude de rythme sur 1 dérivation, avec dérivations standard pédiatriques

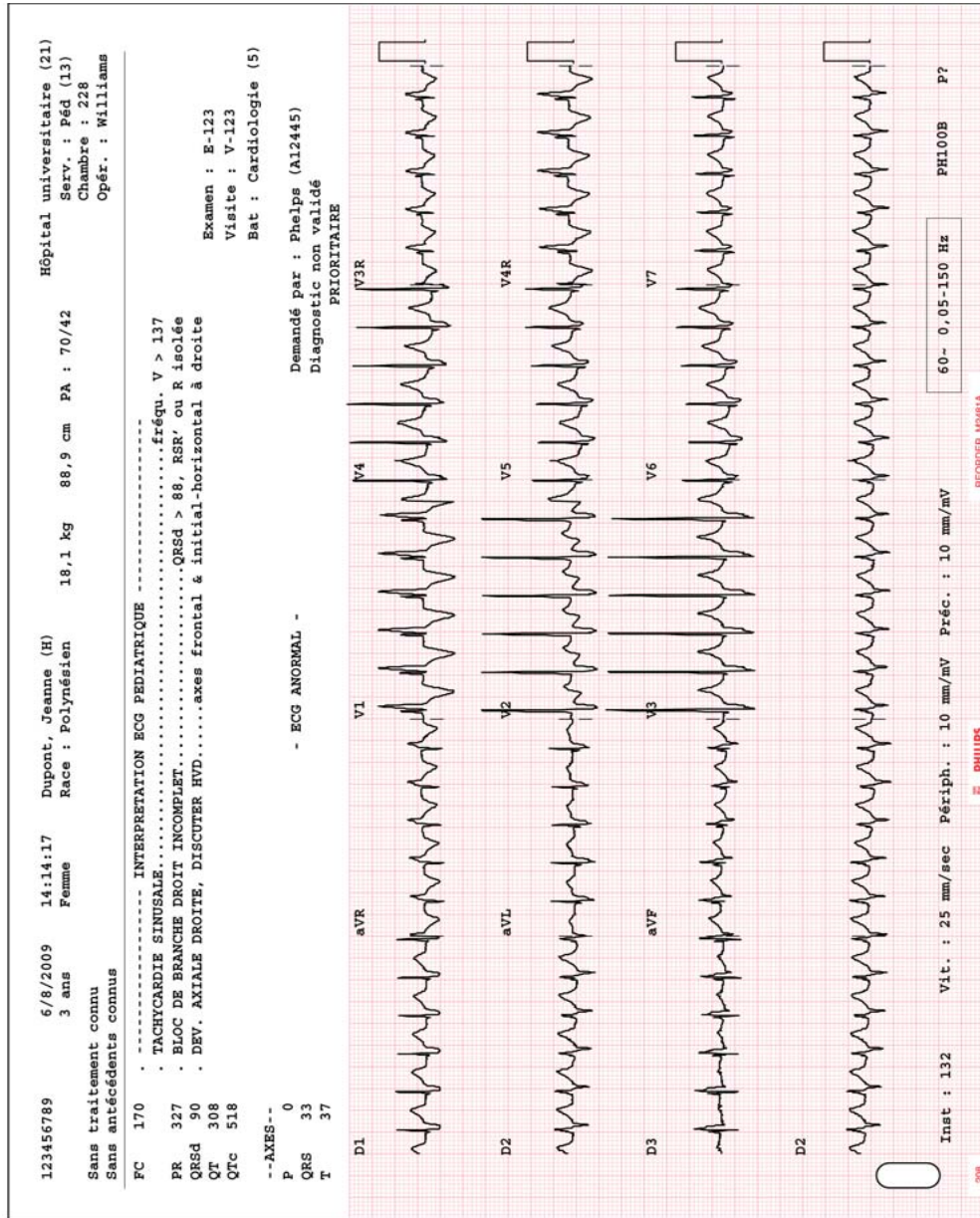


Figure 6-33 Format 3x5, étude de rythme sur 3 dérivations, avec dérivations standard pédiatriques

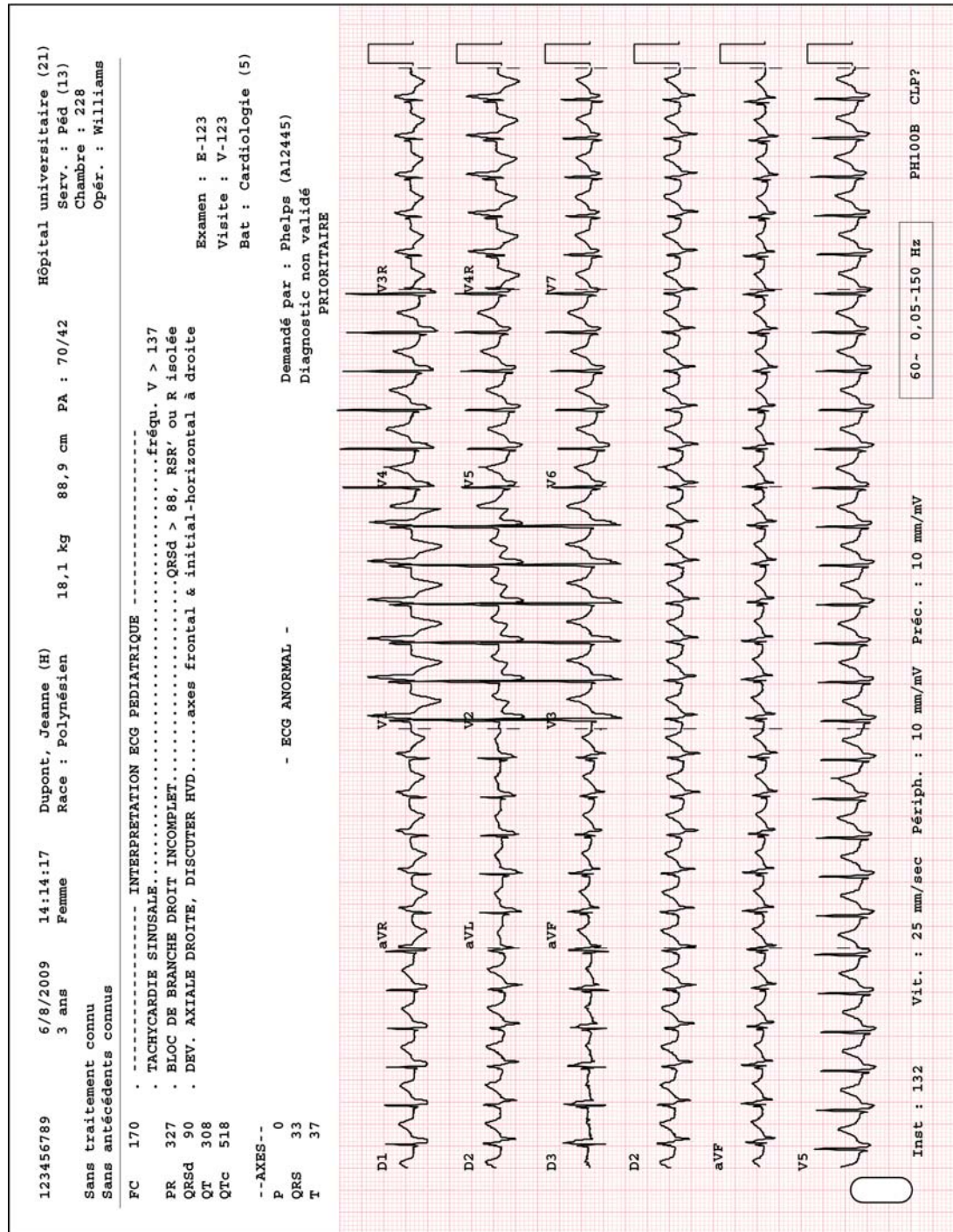


Figure 6-34 Format 4x4, étude de rythme sur 1 dérivation, avec dérivations standard étendues adultes

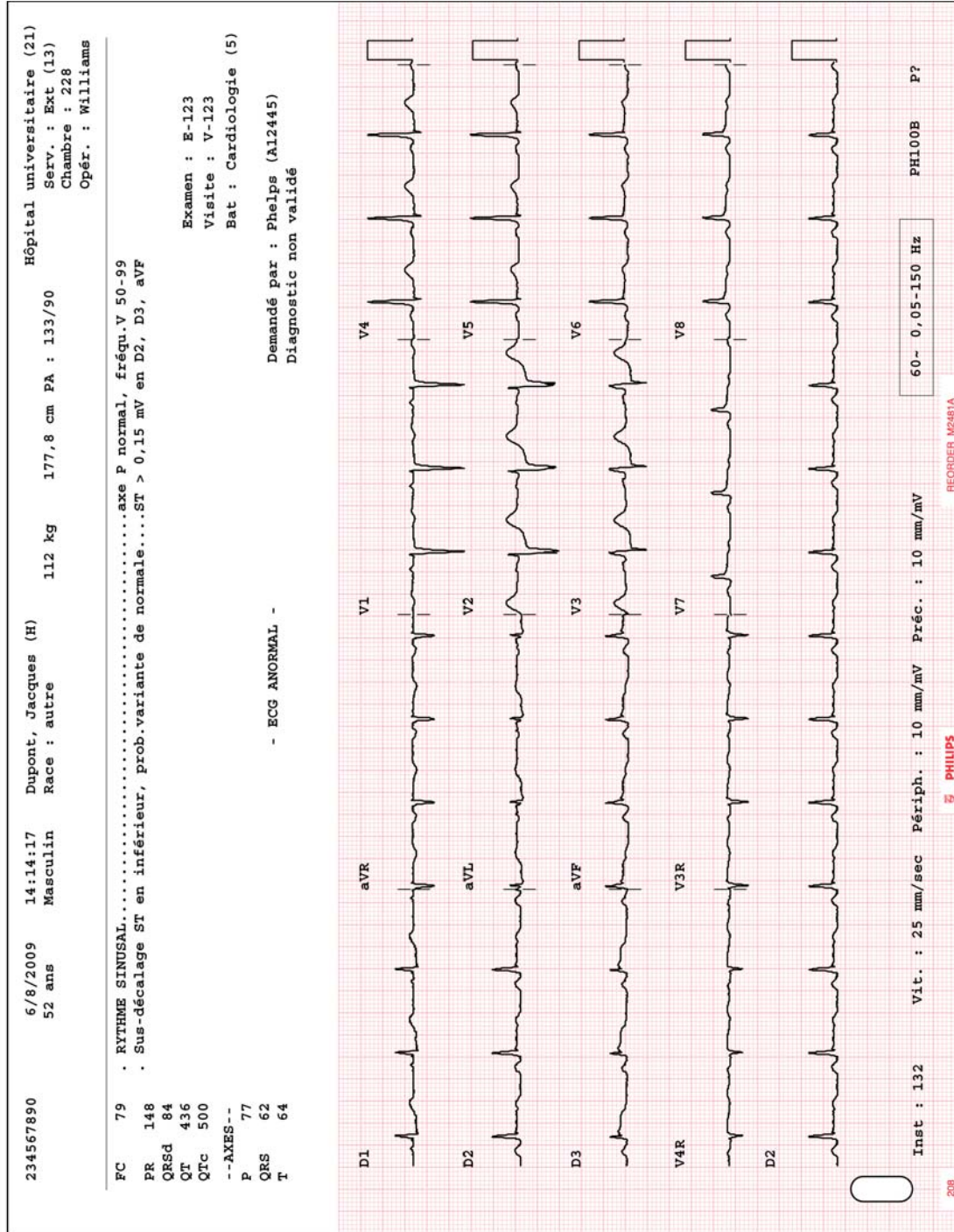
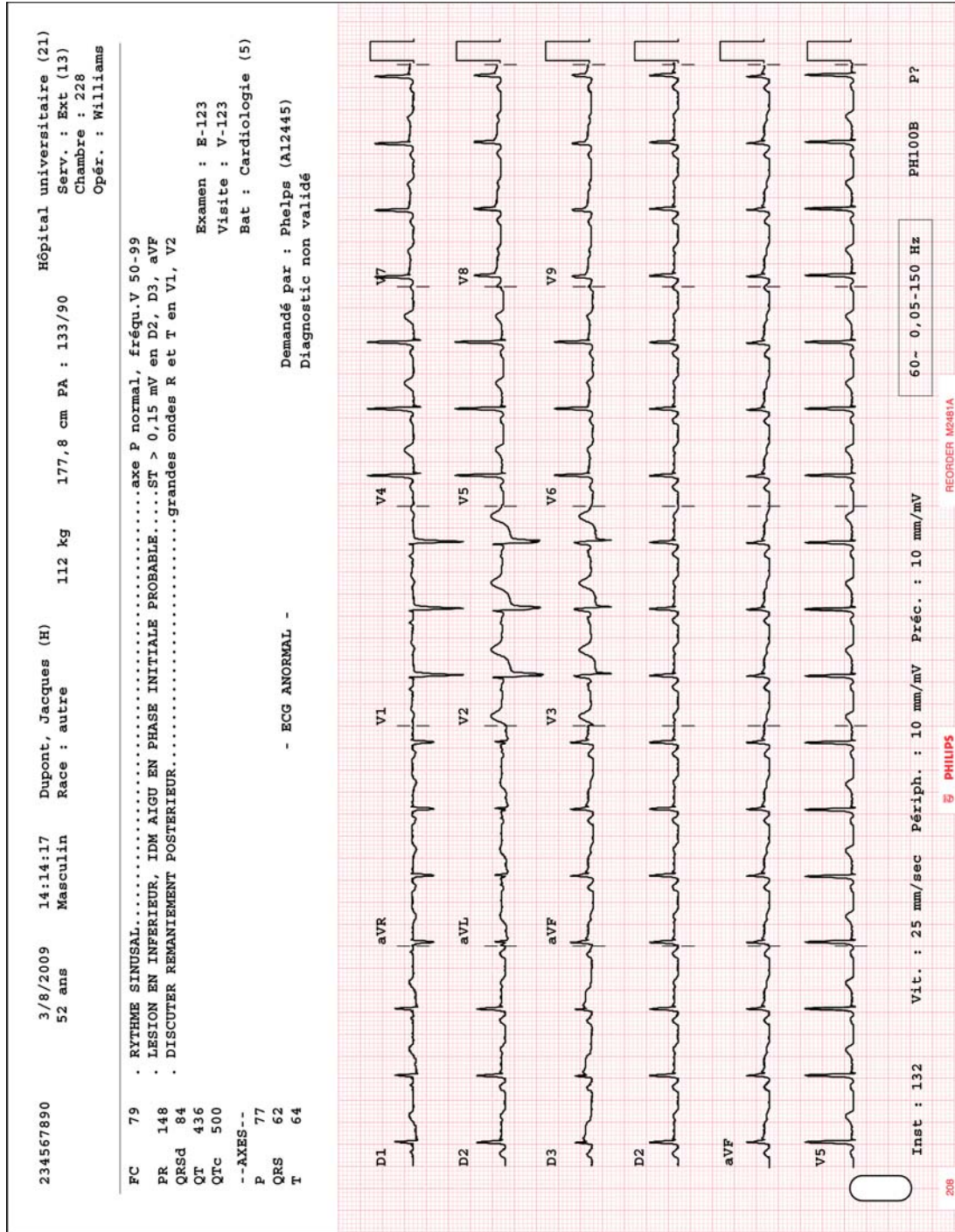


Figure 6-35 Format 3x5, étude de rythme sur 3 dérivations, avec dérivations standard postérieures adultes



Le tableau 6-11, page 6-35 et le tableau 6-14, page 6-40 donnent la signification des paramètres de la section “Analyse morphologique” du rapport de mesures étendues. Les paramètres sont classés selon leur ordre d’apparition dans le rapport.

Mesures morphologiques

Le schéma ci-dessous explicite la nature des mesures réalisées par l’algorithme. Le tableau 6-11, page 6-35 indique les mesures représentatives effectuées sur chacune des dérivation.

Figure 6-37 Mesures morphologiques de l’ECG

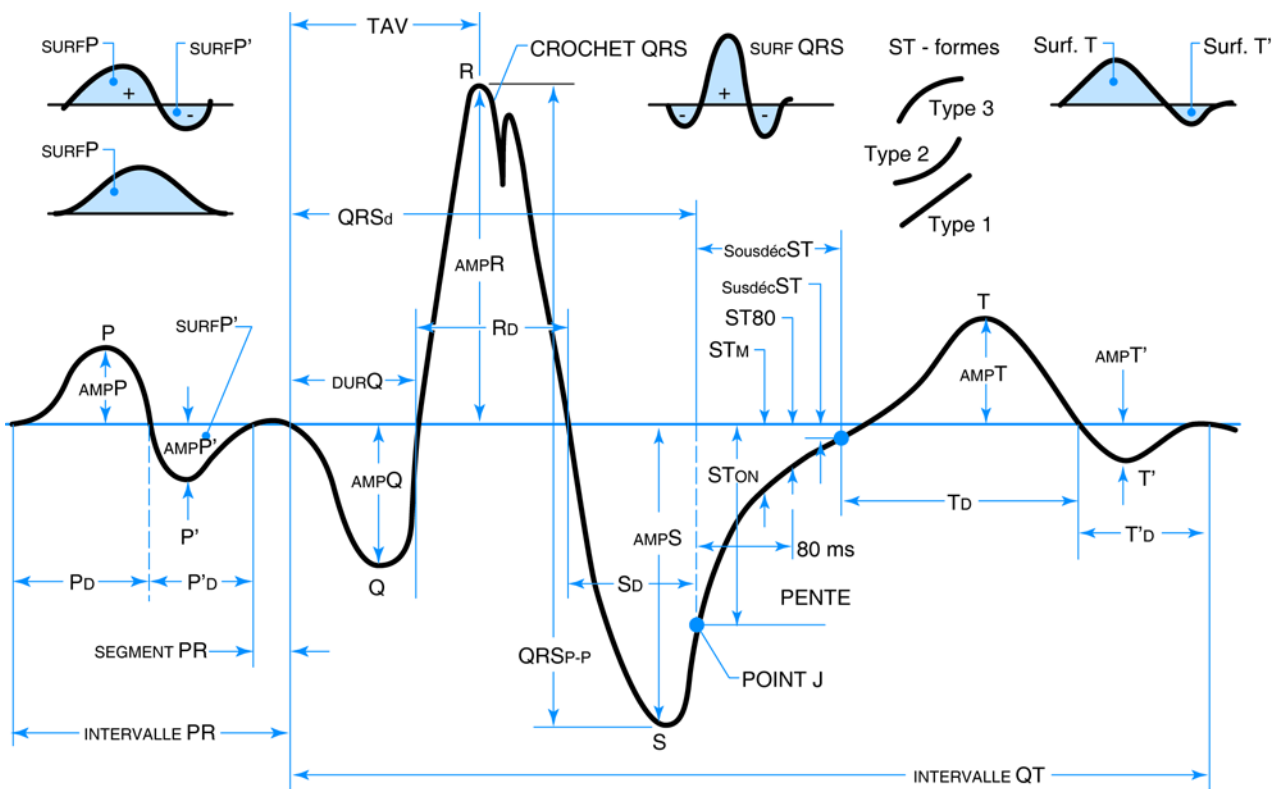


Tableau 6-11 Mesures morphologiques sur les dérivation

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Ampl. P	millivolts	Amplitude de l’onde P
Durée P	millisecondes	Durée de l’onde P

^a Une unité Ashman est égale à la surface d’1 millimètre carré à la vitesse normale de 25 mm/s, pour une sensibilité normale de 10 mm/mV. Elle représente 40 ms x 0,1 mV.

^b Tous les segments isoélectriques, ondes I et K comprises, sont exclus des ondes Q, R, S, R’ et S’.

Tableau 6-11 Mesures morphologiques sur les dérivations^(suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Surf. P	Unités Ashman ^a (40 ms x 0,1 mV)	Surface de l'onde P pour les ondes P monophasiques ou surface de la partie initiale d'une onde P diphasique
Croch. P	Oui ou Non	Présence ou absence d'un crochet sur l'onde P
Ampl. P'	millivolts	Amplitude de l'onde P'
Durée P'	millisecondes	Durée de l'onde P'
Surf. P'	Unités Ashman ^a (40 ms x 0,1 mV)	Surface de la partie terminale d'une onde P' diphasique
Ampl. Q	millivolts	Amplitude de l'onde Q
Durée Q ^b	millisecondes	Durée de l'onde Q
Ampl. R	millivolts	Amplitude de l'onde R
Durée R ^b	millisecondes	Durée de l'onde R
Ampl. S	millivolts	Amplitude de l'onde S
Durée S ^b	millisecondes	Durée de l'onde S
Ampl. R'	millivolts	Amplitude de l'onde R'
Durée R' ^b	millisecondes	Durée de l'onde R'
Ampl. S'	millivolts	Amplitude de l'onde S'
Durée S' ^b	millisecondes	Durée de l'onde S'
T.A.V.	millisecondes	Temps d'activation ventriculaire (déflexion intrinsèque) : intervalle entre le début du complexe QRS et celle des deux occurrences suivantes qui est la plus tardive : dernier pic positif du complexe ou dernier crochet marqué sur un pic positif
Ampl. QRS	millivolts	Amplitude de pic-à-pic du QRS
Durée QRS	millisecondes	Durée du complexe QRS, depuis son commencement jusqu'au début du segment ST (point J)
Surf. QRS	Unités Ashman ^a (40 ms x 0,1 mV)	Surface du complexe QRS

^a Une unité Ashman est égale à la surface d'1 millimètre carré à la vitesse normale de 25 mm/s, pour une sensibilité normale de 10 mm/mV. Elle représente 40 ms x 0,1 mV.

^b Tous les segments isoélectriques, ondes I et K comprises, sont exclus des ondes Q, R, S, R' et S'.

Tableau 6-11 Mesures morphologiques sur les dérivation(s)(suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
QRS CROCH	+ ou –	<ul style="list-style-type: none"> ■ Indique un complexe QRS croché ■ Un + indique un crochet ou un épaississement sur l'onde R ou R'. ■ Un – indique un crochet ou un épaississement sur l'onde Q, S ou S'.
Delta	Oui ou Non	Indique la présence ou l'absence d'ondes delta prononcées précédant les complexes QRS.
ST J	millivolts	Sus- ou sous-décalage du début (Point J) du segment ST
ST MILIEU	millivolts	Sus- ou sous-décalage du milieu du segment ST
ST 80 ms	millivolts	Sus- ou sous-décalage du segment ST 80 ms après la fin du complexe QRS (point J).
ST FIN	millivolts	Sus- ou sous-décalage à la fin du segment ST
Durée ST	millisecondes	Durée du segment ST
Pente ST	degrés	Pente du segment ST. Elle est mesurée en degrés (échelle de 1 mV/cm et vitesse de 25 mm/s) et peut varier entre –90 et +90 degrés.
Forme ST	–, V ou ?	Morphologie du segment ST : – = droit V = concave ? = convexe
Ampl. T	millivolts	Amplitude de l'onde T
Durée T	millisecondes	Durée de l'onde T
Surf. T	Unités Ashman ^a (40 ms x 0,1 mV)	Surface de l'onde T pour les ondes T monophasiques ou surface de la partie initiale d'une onde T diphasique
T CROCH	Oui ou Non	Indique la présence ou l'absence d'un crochet sur l'onde T
Ampl. T'	millivolts	Amplitude de l'onde T'
Durée T'	millisecondes	Durée de l'onde T'
Surf. T'	Unités Ashman ^a (40 ms x 0,1 mV)	Surface de la partie terminale d'une onde T diphasique

^a Une unité Ashman est égale à la surface d'1 millimètre carré à la vitesse normale de 25 mm/s, pour une sensibilité normale de 10 mm/mV. Elle représente 40 ms x 0,1 mV.

^b Tous les segments isoélectriques, ondes I et K comprises, sont exclus des ondes Q, R, S, R' et S'.

Tableau 6-11 Mesures morphologiques sur les dérivation(s)(suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Int. PR	millisecondes	Intervalle compris entre le début de l'onde P et le début du complexe QRS
Seg. PR	millisecondes	Intervalle compris entre la fin de l'onde P et le début du complexe QRS
Int. QT	millisecondes	Intervalle compris entre le début du complexe QRS et la fin de l'onde T
Groupe	1 (ou 2-5)	Indique le groupe de rythme utilisé pour calculer les mesures représentatives pour chaque dérivation. Il s'agit des battements du groupe 1, sauf si aucun battement de groupe 1 n'a été détecté pendant l'analyse de la dérivation.
ECRETE	O = Oui	Signale les complexes QRS écrêtés
HORS ECHELLE	O = Oui	Signale que le signal ECG se trouve en dehors des paramètres de mesure de l'appareil
ARTEFACT	MOD = artefact modéré MARQUE = artefact marqué IMP = artefact très important	Artefact, probablement d'origine musculaire. Survient lorsque plus de 16 déflexions dépassant 1 mm d'amplitude sont détectées en 1 seconde.
SECTEUR	MOD = bruit modéré MARQUE = bruit marqué IMP = bruit très important	Interférences dues à l'alimentation secteur.
DERIVE	MOD = décalage modéré MARQUE = décalage marqué IMP = décalage très important	Dérive constante de la ligne de base supérieure à 10 mm/s.

^a Une unité Ashman est égale à la surface d'1 millimètre carré à la vitesse normale de 25 mm/s, pour une sensibilité normale de 10 mm/mV. Elle représente 40 ms x 0,1 mV.

^b Tous les segments isoélectriques, ondes I et K comprises, sont exclus des ondes Q, R, S, R' et S'.

Vecteur QRS transverse dérivé

Le vecteur QRS transverse dérivé est un signal tridimensionnel composé des signaux X, Y et Z (dérivations de Frank) projetés sur un plan transverse. Les valeurs sont dérivées à partir des signaux X, Y et Z provenant d'un ECG standard à 12 dérivation. Le tableau 6-12, page 6-39 présente les différents paramètres du vecteur QRS transverse dérivé.

Tableau 6-12 Paramètres du vecteur QRS dérivé

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Initial	<ul style="list-style-type: none"> ■ angle du vecteur en degrés ■ magnitude du vecteur en mV 	Signal correspondant à la partie initiale (40 premières ms) du vecteur QRS transverse
Maximal	<ul style="list-style-type: none"> ■ angle du vecteur en degrés ■ magnitude du vecteur en mV 	Signal correspondant à la partie maximale du vecteur QRS transverse
Terminal	<ul style="list-style-type: none"> ■ angle du vecteur en degrés ■ magnitude du vecteur en mV 	Signal correspondant à la partie terminale (40 dernières ms) du vecteur QRS transverse
Rotation	<ul style="list-style-type: none"> ■ 100 à -100 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Direction de la rotation du vecteur sur la totalité du complexe QRS <ul style="list-style-type: none"> – Une valeur positive signale une rotation du vecteur dans le sens horaire – Une valeur négative signale une rotation du vecteur dans le sens anti-horaire ■ Une magnitude élevée indique une plus grande précision de la valeur estimée de rotation

Paramètres d'axes dans les plans frontal et horizontal

Le tableau 6-13, page 6-39 donne la liste des paramètres d'axes dans les plans frontal et horizontal.

Tableau 6-13 Paramètres d'axes dans les plans frontal/horizontal

Paramètre	Unité ou valeur	Description
P	degrés ou ind (indéterminé)	Axe de l'onde P moyenne
I:40	degrés ou ind (indéterminé)	Axe des 40 premières millisecondes du QRS
QRS	degrés ou ind (indéterminé)	Axe du QRS moyen
T:40	degrés ou ind (indéterminé)	Axe des 40 dernières millisecondes du QRS
ST	degrés ou ind (indéterminé)	Axe du segment ST moyen

Tableau 6-13 Paramètres d'axes dans les plans frontal/horizontal (suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
T	degrés ou ind (indéterminé)	Axe de l'onde T moyenne

Mesures globales

Le tableau 6-14, page 6-40 donne la liste des mesures globales représentatives de l'ensemble de l'ECG.

Tableau 6-14 Paramètres de mesures globales

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Fréq. vent. moy	batttements par minute	Fréquence ventriculaire représentative de l'ensemble de l'ECG
Int. PR moyen	millisecondes	Intervalle PR représentatif de l'ensemble de l'ECG
Segment PR moyen	millisecondes	Segment PR représentatif de l'ensemble de l'ECG
Durée moyenne QRS	millisecondes	Durée QRS représentative de l'ensemble de l'ECG
Int. QT moyen	millisecondes	Intervalle QT représentatif de l'ensemble de l'ECG
QTc moy	millisecondes	Intervalle QT représentatif, corrigé en fonction de la fréquence cardiaque
Dispersion QT	millisecondes	Différence entre l'intervalle QT le plus long et le plus court sur l'ensemble de l'ECG

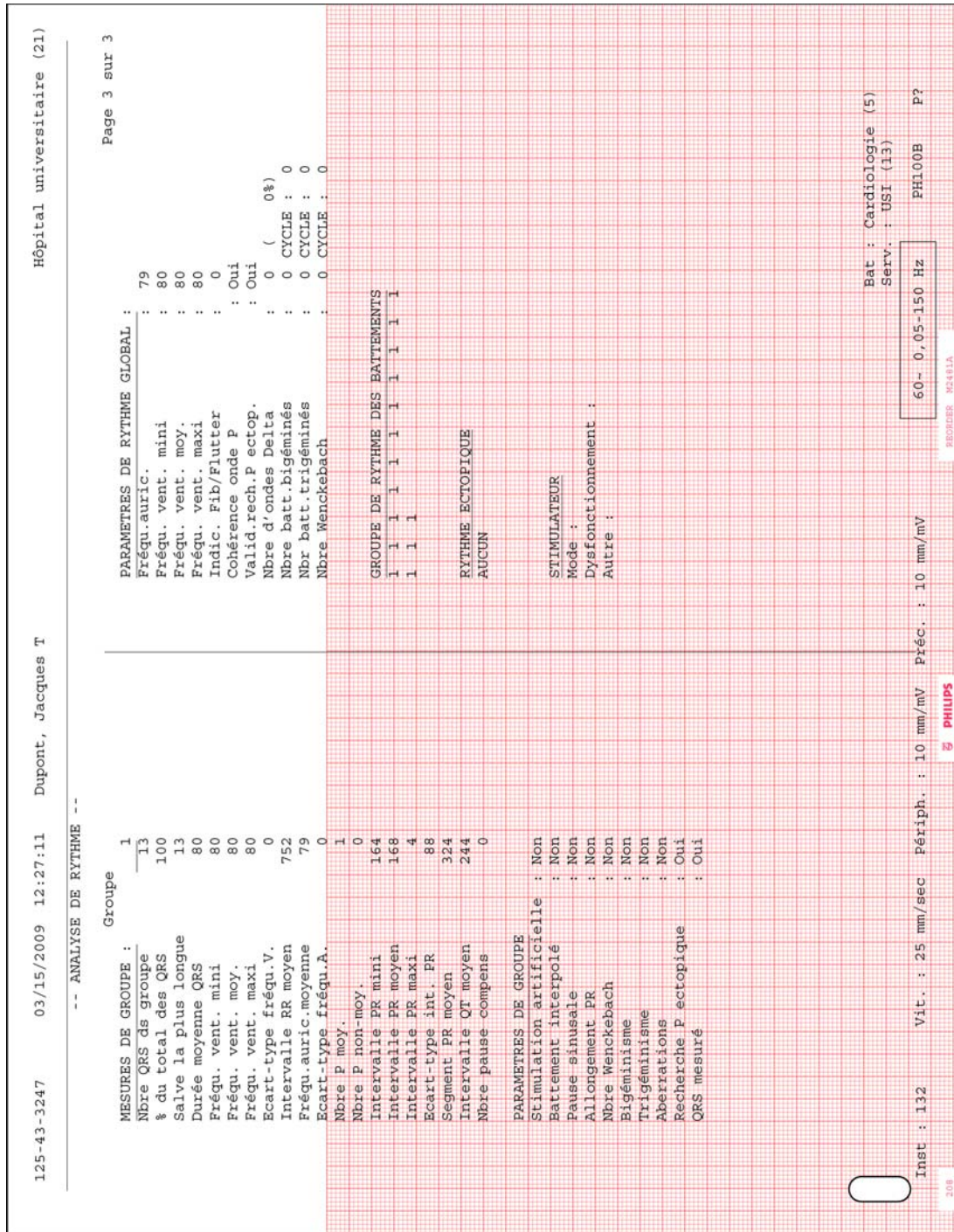
Codes des énoncés diagnostiques

Ces codes sont les énoncés diagnostiques abrégés utilisés lors de l'impression de rapports avec un système de gestion des ECG Philips. Ces codes d'énoncés sont utilisés lors de la modification des rapports sur le Système de gestion des ECG Philips TraceMasterVue.

Pour consulter la liste des énoncés diagnostiques et le code de chacun d'eux, reportez-vous à la section "Enoncés diagnostiques, par catégorie", page B-1.

Analyse de rythme

Figure 6-38 Section Analyse de rythme du rapport de mesures étendues



La valeur des paramètres ci-dessous est donnée pour chacun des groupes de rythme détectés par l'électrocardiographe au cours de l'intervalle d'analyse.

Mesures de groupe

Le tableau ci-dessous présente la liste des mesures de groupe.

Tableau 6-15 Mesures de groupe

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Nbre QRS ds groupe	non applicable	Nombre de battements du groupe de rythme
% du total des QRS	pourcentage	Pourcentage de battements classés dans le groupe de rythme
Salve la plus longue	non applicable	Succession de battements la plus longue au sein du groupe de rythme
Durée moyenne QRS	millisecondes	Durée moyenne de QRS au sein du groupe de rythme
Fréqu. vent. mini	battements par minute	Fréquence ventriculaire la plus basse du groupe de rythme
Fréqu. vent. moy	battements par minute	Fréquence ventriculaire moyenne du groupe de rythme
Fréqu. vent. maxi	battements par minute	Fréquence ventriculaire la plus élevée du groupe de rythme
Ecart-type fréqu. V	unité identique à celle de la mesure associée	Ecart-type de la fréquence ventriculaire du groupe de rythme
Intervalle RR moyen	millisecondes	Intervalle moyen entre les ondes R du groupe de rythme
Fréqu.auric.moyenn e	battements par minute	Fréquence auriculaire moyenne du groupe de rythme
Ecart-type fréqu. A	unité identique à celle de la mesure associée	Ecart-type de la fréquence auriculaire du groupe de rythme
Nbre moy. P/QRS	non applicable	Nombre moyen d'ondes P par complexe QRS dans le groupe de rythme
Nbre P non-moy	non applicable	Nombre de complexes QRS du groupe de rythme ne comportant pas le nombre moyen d'ondes P par QRS

Tableau 6-15 Mesures de groupe (suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Intervalle PR mini	millisecondes	Intervalle PR le plus court du groupe de rythme
Intervalle PR moyen	millisecondes	Intervalle PR moyen du groupe de rythme
Intervalle PR maxi	millisecondes	Intervalle PR le plus long dans le groupe de rythme
Ecart-type int. PR	unité identique à celle de la mesure associée	Ecart-type de l'intervalle PR dans le groupe de rythme
Segment PR moyen	millisecondes	Segment PR moyen du groupe de rythme
Intervalle QT moyen	millisecondes	Intervalle QT moyen du groupe de rythme
Nbre pause compens	non applicable	Nombre de battements suivis d'une pause compensatoire dans le groupe de rythme

Paramètres de groupe

Les paramètres de groupe indiquent la présence ou l'absence de pathologies liées au rythme au sein du groupe de rythme.

Tableau 6-16 Paramètres de groupe

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Stim. auric	Oui ou Non	Indique si les battements du groupe de rythme sont auriculo-stimulés.
Stim. ventr.	Oui ou Non	Indique si les battements du groupe de rythme sont stimulés. Tous les battements stimulés sont classés dans un même groupe sauf si le rythme entraîné présente un mélange de battements auriculo-stimulés et ventriculo-stimulés (stimulateur double chambre). Dans un tel cas, les battements auriculo-stimulés sont classés dans un groupe spécifique.
Battement interpolé	Oui ou Non	Indique si le groupe de rythme comporte uniquement des battements interpolés.

Tableau 6-16 Paramètres de groupe (suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Pause sinusale	Oui ou Non	Indique si l'ECG présente un allongement de l'intervalle R-R. La valeur du paramètre est Oui si le groupe de battements comporte une pause sinusale.
Allongement PR	Oui ou Non	Indique si la durée de l'intervalle PR augmente progressivement dans le groupe de rythme.
Wenckebach	Oui ou Non	Indique la présence ou l'absence d'une période de Wenckebach dans le groupe de rythme.
Bigéminisme	Oui ou Non	Indique la présence ou l'absence d'un rythme de bigéminisme. La valeur du paramètre est Oui si le groupe de battements comporte de tels battements ectopiques.
Trigéminisme	Oui ou Non	Indique la présence ou l'absence d'un rythme de trigéminisme. La valeur du paramètre est Oui si le groupe de battements comporte de tels battements ectopiques.
Aberrations	Oui ou Non	Indique si les battements du groupe de rythme sont minoritaires et s'ils sont soit plus larges que d'autres battements, soit d'une polarité différente, sur la même dérivation.
Multifocale	Oui ou Non	Indique si les battements du groupe de rythme ont des foyers variables.
Recherche P ectopique	Oui ou Non	Indique si l'algorithme a scruté les battements du groupe de rythme à la recherche de multiples ondes P.
QRS mesuré	Oui ou Non	Indique si les complexes QRS du groupe ont fait l'objet de mesures.

Paramètres de rythme global

Les paramètres ci-dessous apportent des informations globales sur les battements de l'ECG.

Tableau 6-17 Paramètres de rythme global

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Fréq.auric	battements par minute	Fréquence auriculaire représentative pour la période d'analyse. Il ne s'agit pas d'une simple moyenne arithmétique.
Fréq. vent. mini	battements par minute	Fréquence ventriculaire la plus basse sur la période d'analyse
Fréq. vent. moy	battements par minute	Fréquence ventriculaire moyenne sur la période d'analyse
Fréq. vent. maxi	battements par minute	Fréquence ventriculaire la plus élevée sur la période d'analyse
Indic. Fib/Flutter	non applicable	Nombre approximatif d'ondes de flutter ou de fibrillation par dérivation
Cohérence onde P	Oui ou Non	Indique si les ondes P ont une morphologie homogène
Valid. rech. P ectop.	Oui ou Non	Indique si les tests destinés à détecter de multiples ondes P ont produit des résultats cohérents
Batt. stim. mesurés	Oui ou Non	Indique qu'un groupe de battements ventriculo-entraînés (ou à stimulation double) a été utilisé comme battement représentatif (aucun battement non-stimulé ou auriculo-entraîné n'a été mesuré)
Nbre d'ondes Delta	non applicable	Indique le nombre de QRS présentant des ondes delta prononcées
% onde Delta	pourcentage	Pourcentage de battements avec ondes delta prononcées
Nbre batt.bigéminés	non applicable	Nombre total de battements présentant un rythme de bigéminisme, que les ESV bigéminées soient ou non contiguës
Cycle Bigéminisme	non applicable	Nombre total de battements de la salve la plus longue de bigéminismes
Nbr batt.trigéminés	non applicable	Nombre total de battements présentant un rythme de trigéminisme, que les ESV trigéminées soient ou non contiguës

Tableau 6-17 Paramètres de rythme global^(suite)

Paramètre	Unité ou valeur	Description
Cycle Trigémisme	non applicable	Nombre total de battements de la salve la plus longue de trigémismes
Nbre Wenckebach	non applicable	Nombre total de périodes de Wenckebach, définies comme une série de battements dont les intervalles PR s'allongent progressivement, avec un dernier RR inhabituellement long (absence de conduction auriculo-ventriculaire)
Cycle de Wenckebach	non applicable	Nombre de battements précédant l'absence de conduction auriculo-ventriculaire

Groupes de rythme des battements

Le classement des battements dans un groupe de rythme se traduit par un chiffre qui indique le groupe de rythme dans lequel est classé chaque battement à l'issue de l'analyse de rythme effectuée par l'algorithme.

Tableau 6-18 Groupes de rythme des battements

Nombre	Description
1, 2, 3, 4 ou 5	Numéro de groupe de rythme
0	Battement ne pouvant être classé par le programme

Rythme ectopique

Les paramètres décrits dans cette section indiquent le type de battements ectopiques détectés, ainsi que leur rythme sous-jacent.

REMARQUE Si plusieurs codes de battements ectopiques sont générés pour le rapport, seul le code de gravité le plus élevé est imprimé dans cette section.

Tableau 6-19 Paramètres de rythme ectopique

Paramètre	Description
Aucun	Aucun battement ectopique détecté
ESA	Extrasystole auriculaire
ESSV	Extrasystole jonctionnelle
ESA multi	Nombreuses extrasystoles auriculaires
ESSV	Nombreuses extrasystoles jonctionnelles

Tableau 6-19 Paramètres de rythme ectopique

Paramètre	Description
BIG.AUR	Bigéminisme supraventriculaire
ESV	Extrasystole ventriculaire
Nbr.ESV	Nombreuses extrasystoles ventriculaires
ESA & ESV	Battements ectopiques d'origine supraventriculaire et ventriculaire
TRIG.VENT	Trigéminisme ventriculaire
BIG.VENT	Bigéminisme ventriculaire
ESV polymorphes	ESV polymorphes
DOUBLET	Doublets d'ESV
DOUBLET polymorphe	Doublets de battements ventriculaires polymorphes (pas obligatoirement dans la même séquence)
SALVE	Salves de 3 (ou plus) battements ventriculaires
SALVE polymorphe	Salves de battements ventriculaires polymorphes (pas obligatoirement dans la même salve)

Stimulateur

Les paramètres décrits dans cette section indiquent le type de battements stimulés détectés. Ils regroupent trois types d'informations liées au stimulateur : Mode, Dysfonctionnement et Autres.

La section Mode identifie le type de stimulation.

Tableau 6-20 Mode de stimulation

Paramètre	Description
APACE	Entraînement auriculaire continu
VPACE	Entraînement ventriculaire continu
ASVPR	Stimulation ventriculaire continue avec détection auriculaire (ondes P)
AVDPR	Double stimulation atrio-ventriculaire
MIXPR	Stimulation mixte avec inhibition dans au moins une des cavités
IAPACE	Entraînement auriculaire intermittent
IVPACE	Entraînement ventriculaire intermittent

Tableau 6-20 Mode de stimulation (suite)

Paramètre	Description
IASVRP	Stimulation ventriculaire intermittente avec détection auriculaire
IAVDPR	Double stimulation atrio-ventriculaire intermittente
IVPACD	Entraînement ventriculaire intermittent (sentinelle)
IAPACD	Entraînement auriculaire intermittent (sentinelle)
IMIXPR	Battements stimulés intermittents avec inhibition dans au moins une des cavités détectées.
UNKPR	Rythme stimulé non identifié dû à la présence de pics de stimulation ou d'artefacts

La section Dysfonctionnement indique tout dysfonctionnement du système de stimulation.

Tableau 6-21 Dysfonctionnement

Paramètre	Description
PACENC	Défaut de stimulation
PACENS	Défaut de détection
PACNCNS	Défaut de stimulation et de détection
PACERA	<ul style="list-style-type: none"> ■ Stimulation asynchrone, par exemple stimulation à un rythme fixe sans détection ■ Présence d'un aimant de stimulateur

Dans la section Autres informations se trouvent toutes les informations liées à la stimulation qui n'apparaissent dans aucune autre section.

Tableau 6-22 Autres informations

Paramètre	Description
ArtefactStim.	Divers artefacts de stimulation ont été détectés.
AIMANT	L'ECG a été acquis sous aimant ou programmeur.

Nouvelles fonctions de l'algorithme ECG DXL, vPH110C

Ce chapitre décrit les mises à jour effectuées dans la version PH110C de l'algorithme ECG DXL.

Sélection de la version de l'algorithme

Désormais, l'option de sélection de l'algorithme de l'électrocardiographe inclut également l'algorithme PH110C. Pour plus de détails, reportez-vous au Manuel d'utilisation de l'électrocardiographe.

Modifications apportées aux Mesures globales de l'intervalle QT

La mesure de l'intervalle QT présente plusieurs difficultés. Pour des informations détaillées concernant ces problèmes, reportez-vous aux pages 1-27 à 1-32.

L'algorithme PH110C utilise un critère d'amplitude de l'onde T supérieur à 150 uV afin de garantir la "fiabilité" pour une dérivation donnée.

Correction de QT en fonction de la fréquence cardiaque

Les augmentations de la fréquence cardiaque raccourcissent l'intervalle QT ; les baisses de la fréquence cardiaque l'allongent. La fréquence cardiaque standard utilisée pour établir les limites normales pour l'intervalle QT est de 60 battements/min. De nombreuses formules ont été utilisées de façon à prendre en compte ou à "corriger" le raccourcissement ou l'allongement¹.

L'algorithme PH110C prend en charge les méthodes de correction suivantes :

- Les formules de racine carrée et de racine cubique, de *Bazett* et de *Fridericia*, des formules parfois qualifiées de formules de puissance en raison des exposants impliqués.

1. Molnar et al. "Evaluation of Five QT Correction Formulas Using a Software-Assisted Method of Continuous QT Measurement from 24-Hour Holter Recordings". *American Journal of Cardiology* (1996) ; 78:920-26.

- Les formules de *Hodges* et de *Framingham*, qui font partie d'une approche différente employant des relations linéaires.

La formule pour chaque méthode est fournie en page 7-2.

Les retards de la conduction ventriculaire (RCV) prolongent la durée du QRS et allongent l'intervalle QT en raison de cette dépolarisation prolongée. Des formules de correction de QT en fonction des RCV² ont été développées pour tenir compte de l'allongement secondaire supplémentaire de l'intervalle QT lors de la correction en fonction de la fréquence cardiaque. Leur utilisation est recommandée³. L'utilisation de ces formules pour des QRS larges évitera la fausse impression d'intervalles QT longs qui ne sont dus qu'à un effet secondaire d'un QRS large. La formule de correction de QT pour des QRS larges est la suivante :

$$QTc(ms) = QT(ms) - 155 \left(\frac{RR(ms)}{1000} - 1.0 \right) - 0.93(QRSd(ms) - 139) - k$$

où k = 34 pour les femmes et 22 pour les hommes.

Lorsque la correction de QT pour des QRS larges est activée, une durée de QRS supérieure ou égale à 120 ms entraînera une modification de la formule de correction de QT pour passer de la formule primaire de correction de QT configurée à la formule pour des QRS larges.

Aucune de ces formules ne permet mieux que l'autre de réaliser une correction de QT en fonction de la fréquence cardiaque lorsque celle-ci est très élevée ou très basse. La variabilité de chaque patient et les effets de médicaments entraînent des variations, même à une fréquence cardiaque proche de 60.

L'algorithme DXL calcule les quatre corrections de l'intervalle QT. Le dispositif d'acquisition Philips peut être configuré pour appliquer les formules de Bazett, de Fridericia, de Hodges ou de Framingham. La formule de correction configurée est utilisée pendant l'analyse des courbes pour déclencher des énoncés décrivant des intervalles QT corrigés anormalement longs ou courts.

Bazett

La correction de Bazett⁴ est privilégiée aux Etats-Unis. Elle est calculée avec la formule de *racine carrée* suivante :

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

-
2. Rautaharju, P.M, Zhang, Z.M., Prineas, R., Heiss, G. "Assessment of prolonged QT and JT intervals in ventricular conduction defects." *American Journal of Cardiology*, 2004; 93:1017-1021.
 3. Rautaharju, P., Surawicz, B., Gettes, L. "AHA/ACCF/HRS recommendations for the standardization interpretation of the electrocardiogram: part IV: The ST segment T, U waves, and the QT interval." *American College of Cardiology*, 2009; 53:982-991,
 4. Bazett, H.C. "An Analysis Of The Time-Relations Of Electrocardiograms." *Heart* (1920) ; 7:353-70.

Fridericia

La correction de Fridericia⁵ est plus courante en Europe et peut être calculée avec la formule de *racine cubique* suivante :

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt[3]{RR}}$$

Hodges

La correction de l'intervalle QT de Hodges⁶ est calculée selon la méthode suivante :

$$QTc = QT + 1.75(HR - 60)$$

Framingham

La correction de l'intervalle QT de Framingham⁷ est calculée selon la méthode suivante :

$$QTc = QT + 0.154(1 - RR)$$

Analyse des rythmes stimulés

L'algorithme PH110C prend en charge les cas où les ventricules droit et gauche ont tous deux des sondes de stimulation cardiaque avec différents temps d'impulsion, ce qui est courant lors de traitements de resynchronisation cardiaque (TRC). L'algorithme DXL reconnaît des impulsions de stimulation rapprochées comme une stimulation bi-ventriculaire et la signale dans l'analyse des rythmes stimulés.

Pour plus d'informations concernant la façon dont l'algorithme DXL analyse les informations de stimulation, reportez-vous aux chapitres 1 et 2 du présent manuel.

-
5. L. S. Fridericia. "Die Systolendauer im Elektrokardiogramm bei normalen Menschen und bei Herzkranken." *Acta Medica Scandinavica*, Stockholm, 1920, 57: 469-486.
 6. Hodges M, Salerno Q, Erlie D: Bazett's QT correction reviewed. Evidence that a linear QT correction for heart rate is better. *JACC* 1983 ;1:694.
 7. Sagie, Larson, Goldberg, Bengtson, Levy: An improved method for adjusting the QT interval for heart rate (the Framingham Heart Study). *Am J Cardiol* 1992;70:797-80.

Catégories d'artères responsables

Pour plus d'informations, reportez-vous à la section "Concept de l'artère coronaire responsable", page 3-9.

L'algorithme prend en charge une nouvelle catégorie : artère descendante antérieure gauche proximale (proxLAD). Le tableau des artères impliquées est mis à jour comme suit :

Tabel 7-1 Artère impliquée et son abréviation

Artère impliquée	Abréviation
Artère circonflexe	ACx
Artère coronaire droite	ACD
Artère descendante antérieure gauche	LAD
Artère descendante antérieure gauche proximale	proxLAD
Artère coronaire gauche/maladie pluritronculaire (MVD)	ACG/MVD

Troubles de la repolarisation et ischémie myocardique

Les résultats liés à des troubles de la repolarisation sont mis à jour. L'algorithme détecte désormais les ondes T profondément inversées dans les dérivations V2, V3 et V4. On retrouve ce tracé ECG chez certains patients atteints d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) et, le plus souvent, présentant une sténose sévère de l'artère descendante antérieure gauche proximale⁸.

Pour plus d'informations, reportez-vous à la section "Troubles de la repolarisation et ischémie myocardique", page 3-20.

Modifications apportées aux énoncés de valeurs critiques

Les modifications suivantes s'appliquent aux énoncés de valeurs critiques générés par l'algorithme.

8. Selon les recommandations de : Wagner GS, Macfarlane P, et al. "Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram, Part VI Acute Ischemia/Infarction". *Circulation* 2009 ; 119:10. Disponible à l'adresse suivante : <http://circ.ahajournals.org>.

Énoncés de valeurs critiques d'infarctus du myocarde

En plus des énoncés répertoriés dans le tableau 5-1, page 5-2, les nouveaux énoncés suivants peuvent également déclencher un avertissement d'infarctus aigu du myocarde dans le rapport ECG.

Tableau 7-2 Nouveaux énoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde

Code d'énoncé	Énoncé diagnostique
AMIAPD	Infarctus antérieur, aigu (proxLAD).....ST > 0,2 mV, en V2-V5
LBBMIP	Infarctus aigu probable et BBG.....ST concordant

Énoncés de valeurs critiques de bloc cardiaque complet

Le tableau 5-3, page 5-4 a changé.

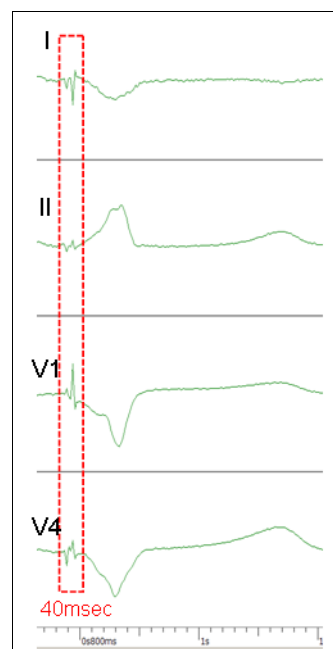
L'entrée 3AVBFF pour *Fibrillo-flutter auric. avec BAV complet* a été supprimée car une fibrillation ou un flutter auriculaires associés à un bloc cardiaque complet sont très rares.

Détection de stimulateur bi-ventriculaire

De plus en plus de patients atteints d'insuffisance cardiaque suivent un traitement de resynchronisation cardiaque (TRC), avec stimulation des ventricules gauche et droit pour optimiser le débit cardiaque.

Les impulsions de stimulation bi-ventriculaire (biV) asynchrones sont rapprochées dans le temps et entraînent des difficultés pour les algorithmes ECG de diagnostic automatisé qui ont besoin de détecter les impulsions des deux cavités ventriculaires. Un algorithme spécifique de détection d'impulsions de stimulation est nécessaire pour reconnaître les impulsions biV, puisque les impulsions non détectées ou non résolues peuvent avoir une incidence négative sur l'interprétation du rythme et de la morphologie effectuée par l'algorithme ECG de diagnostic.

La projection de deux impulsions bi-ventriculaires sur une seule dérivation ressemble souvent à une seule impulsion en raison de l'intervalle entre les impulsions. L'intervalle entre deux impulsions peut atteindre un minimum de 5 ms, ce qui signifie que l'onde de décharge de la deuxième impulsion se superpose à l'onde de recharge de la



première impulsion. Par ailleurs, la somme des vecteurs superposés présentera des caractéristiques différentes. Tous ces facteurs rendent difficile la détection d'une stimulation bi-ventriculaire.

Cependant, un composant de l'algorithme DXL analyse les impulsions identifiées par l'algorithme existant de détection d'impulsions non biV et associe ces informations au vecteur spatial du signal ECG pour détecter des impulsions biV rapprochées.

Base de données de validation de stimulation bi-ventriculaire

Dans le cadre des tests de l'algorithme, nous avons collecté 500 échantillons d'ECG continus à 12 dérivations à partir de deux sources. La première source était composée de quatre patients portant des stimulateurs biV de trois fabricants différents. Des échantillons de 10 secondes ont été prélevés à partir de l'enregistrement continu des ECG en modifiant graduellement les intervalles de stimulation VD-VG de 70 ms à -70 ms et en enregistrant environ 30 s pour chaque réglage d'intervalle, pour un total de 614 enregistrements individuels. Le rapprochement des deux impulsions biV pouvait aller jusqu'à un minimum de 2 ms. Les courbes ECG étaient fréquemment corrompues par des parasites haute fréquence provenant d'appareils situés à proximité, tels que le programmateur du stimulateur. La seconde source d'ECG a été l'ensemble de stimulation simple chambre ventriculaire utilisé pour les performances de détection de stimulation générales (n = 8070)⁹.

Pour l'entraînement de l'algorithme, 255 cas d'une durée de 10 s prélevés des enregistrements continus d'ECG avec stimulation biV ont été utilisés comme cas positifs. Les cas négatifs ont été prélevés auprès de 2011 patients sélectionnés de façon aléatoire à partir de la base de données de l'ensemble de stimulation simple chambre ventriculaire de la seconde source. De même, les cas positifs pour l'ensemble de données de validation pour les tests de l'algorithme comprenaient 403 ECG avec stimulation biV de la première source. Les cas négatifs provenaient de 696 patients avec stimulation simple chambre ventriculaire de la seconde source.

9. Helfenbein ED, Lindauer JM, Zhou SH, Gregg RE, Herleikson EC. "A Software-based Pacemaker Pulse Detection and Paced Rhythm Classification Algorithm." *Journal of Electrocardiology* 35:95 Supp, 2002.

Lorsque plus de 50 % des battements ventriculaires stimulés présentaient des impulsions biV dans un ECG de 10 s, l'ECG était considéré comme étant stimulé par biV. Ce critère est également employé dans l'algorithme du produit.

Performances de détection de stimulation bi-ventriculaire

Avec les critères de la section précédente, la sensibilité était de 94,3 % et la spécificité était de 99,3 % pour l'ensemble de test de validation¹⁰.

Tableau 7-3 Performances de l'ensemble de formation

Sensibilité	Spécificité	VPP	VPN	Total
95.3%	100%	100%	94.6%	466

Tableau 7-4 Performances de l'ensemble de (test de) validation

Sensibilité	Spécificité	VPP	VPN	Total
94.3%	99.28%	98.7%	96.8%	1099

Taille de l'IDM estimée à l'aide du score Selvester QRS

L'algorithme PH110C fournit désormais une estimation de la taille de l'infarctus du myocarde (IDM).

Les comités AHA/ACC/HRS chargés de la standardisation de l'électrocardiogramme ont récemment recommandé le calcul et le rapport de la taille de l'IDM estimée par ECG basés sur le système de score Selvester QRS¹¹. La taille de l'IDM estimée par ECG avec score de Selvester est un outil clinique utile pour la stratification des risques des patients et l'aide à la décision en matière de traitement des patients. Un infarctus du myocarde de grande taille est associé à de mauvais résultats de traitement pour les patients lors du suivi à court et à long terme après un IDM aigu¹².

Le système de score de Selvester pour l'estimation par ECG de la taille de l'IDM a été étudié de façon approfondie par de nombreux groupes de recherche. Le système de score inclut 50 critères ECG associés chacun à des points qui

-
10. Chien CS, Helfenbein ED, Gregg RE, Babaeizadeh S, Chang PC, Wo HT, Wang CC, Wen MS. "A software algorithm for detection of biventricular pacemaker pulses in the surface ECG." *Journal of Electrocardiology* 46:622 Supp, 2013.
 11. Wagner GS, Macfarlane P, Wellens H, et.al. AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part VI: Acute Ischemia/Infarction. *Circulation*. 2009 ;119:e262-e270.
 12. Barbagelata A, Di Carli MF, Califf RM, et.al. Electrocardiographic infarct size assessment after thrombolysis: Insights from the Acute Myocardial Infarction STudy ADenosine (AMISTAD) trial. *Am Heart J* 2005;150:659-65.

contribuent à la taille de l'IDM. Chaque critère est également associé à un emplacement spécifique dans le ventricule gauche.

Le score de Selvester a été automatisé et validé par comparaison avec une lecture manuelle par Pope¹³, puis par Horáček¹⁴. Le score de Selvester a également été validé par comparaison avec des autopsies¹⁵, des ventriculogrammes et, plus récemment, des IRM^{16,17}.

La base de données ECG pour la validation de l'algorithme a été le sur-ensemble de cartographie des surfaces corporelles (CSC) de Dalhousie, décrit précédemment⁴. La population étudiée a été composée de 377 sujets souffrant d'un IDM diagnostiqué cliniquement et de 328 témoins sans preuve évidente d'infarctus, pour un total de 705 sujets. La sélection des patients pour l'ensemble de test a démarré avec ces 705 sujets. Après exclusion des ECG avec BBG ou de très petites ondes R (Amp. R < 20 µV), l'ensemble de test comportait un total de 670 ECG.

Le système de score de Selvester pour l'estimation de la taille de l'IDM a été intégré à l'algorithme d'analyse ECG Philips DXL en deux étapes.

- 1 Toutes les mesures ECG, par dérivation, ont été converties en mesures globales, comme suggéré par Horáček.
- 2 Les 50 critères ECG énumérés dans la fiche récapitulative de score développée par Selvester et étudiée par Hindman¹⁸ ont été intégrés.

Le score de Selvester automatisé a été comparé aux scores codés manuellement par deux cardiologues experts en ECG et ayant une connaissance approfondie du système de score de Selvester. Les scores codés par les cardiologues étaient basés sur un affichage en haute définition des courbes, avec une échelle de temps de 100 mm/s et une échelle d'amplitude de 40 mm/mV, quatre fois supérieure à l'échelle standard utilisée pour les ECG à 12 dérivations. En outre, toutes les dérivations ont été alignées temporellement pour faciliter la détermination du moment global du début le plus précoce et de la fin la plus tardive de chaque complexe QRS.

Les scores manuels et automatiques ont été comparés. Il y a eu une corrélation de 94 %, avec un ajustement de 2 ms des mesures des intervalles de

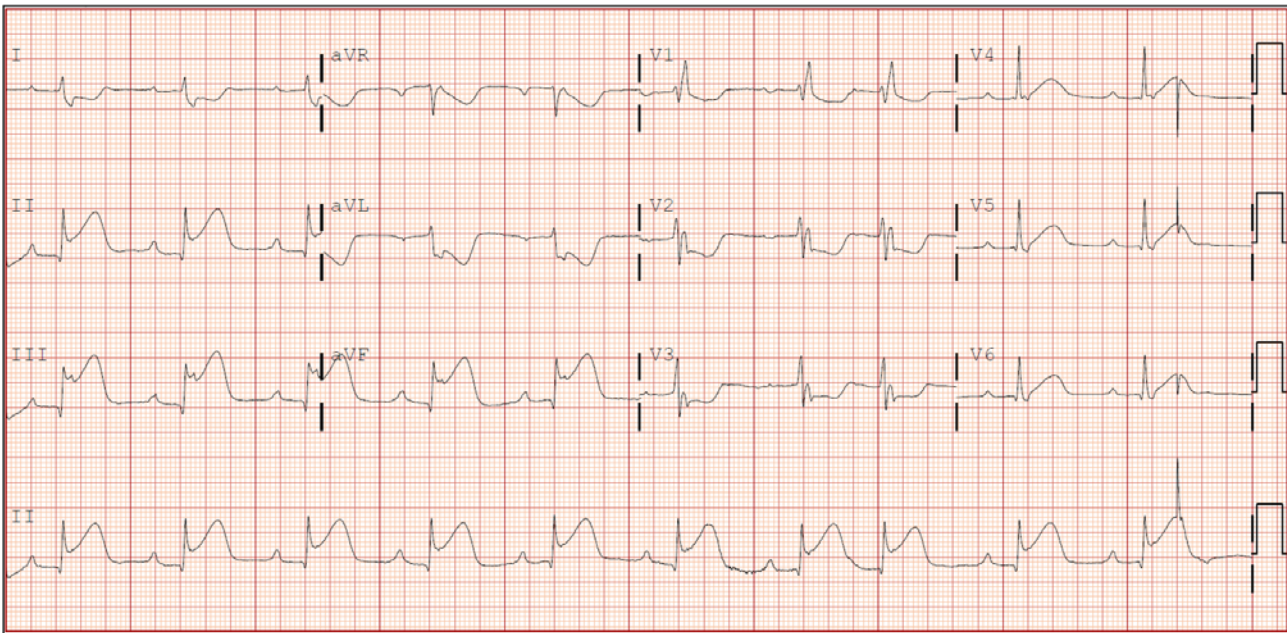
-
13. Pope JE, Wagner NB, Dubow D, et. al. Development and validation of an automated method of the Selvester QRS scoring system for myocardial infarct size. *Am J Cardiol* 1988;61(10):734-738.
 14. Horáček BM, Warren JW, Albano A, et. al. Development of an automated Selvester Scoring System for estimating the size of myocardial infarction from the electrocardiogram. *J Electrocardiol* 2006;39:162-168.
 15. Strauss DG, Selvester RH. The QRS complex—a biomarker that “images” the heart: QRS scores to quantify myocardial scar in the presence of normal and abnormal ventricular conduction. *J Electrocardiol* 2009 ; 42:85-96.
 16. Engblom H, Hedström E, Heiberg E, et.al. Size and transmural extent of first-time reperfused myocardial infarction assessed by cardiac magnetic resonance can be estimated by 12-lead electrocardiogram. *Am Heart J* 2005;150:920.e1-920.e9.
 17. Strauss DG, Selvester RH, Lima JAC, et.al. ECG Quantification of Myocardial Scar in Cardiomyopathy Patients With or Without Conduction Defects: Correlation With Cardiac Magnetic Resonance and Arrhythmogenesis. *Circ Arrhythmia Electrophysiol* 2008;1:327-336.
 18. Hindman NB, Schocken DD, Widmann M, et al. Evaluation of a QRS scoring system for estimating myocardial infarct size. V. Specificity and method of application of the complete system. *Am J Cardiol* 1985 ; 55:1485.

l'ordinateur. L'intervalle de confiance (IC) de 95 % pour le coefficient de corrélation a été de 93 % à 95 %.

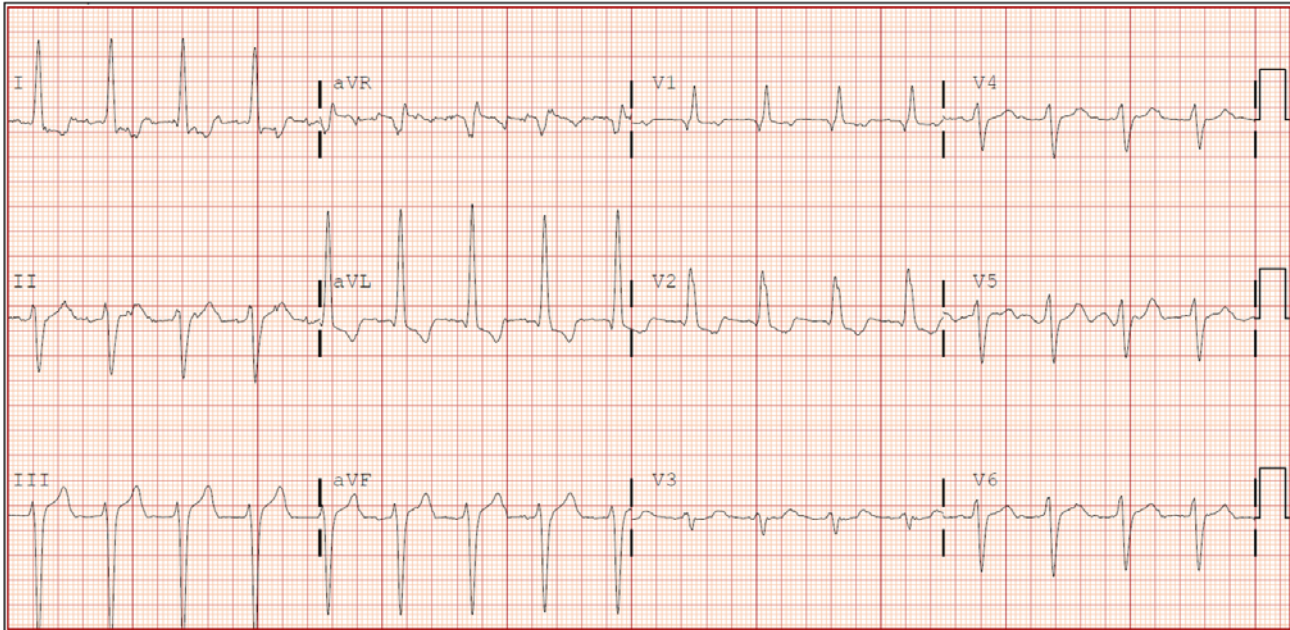
Facteurs perturbateurs de ST en cas d'IDM aigu

Un STE est généralement considéré comme révélateur d'un IDM aigu. Cependant, l'IDM aigu n'est pas la seule cause de STE. D'autres troubles, tels que le BBG, le BBD et l'HVG entraînent également un STE. La capacité à distinguer un STE causé par un IDM aigu d'un STE causé par l'un de ces facteurs est une tâche cruciale mais difficile lors d'un diagnostic par ECG.

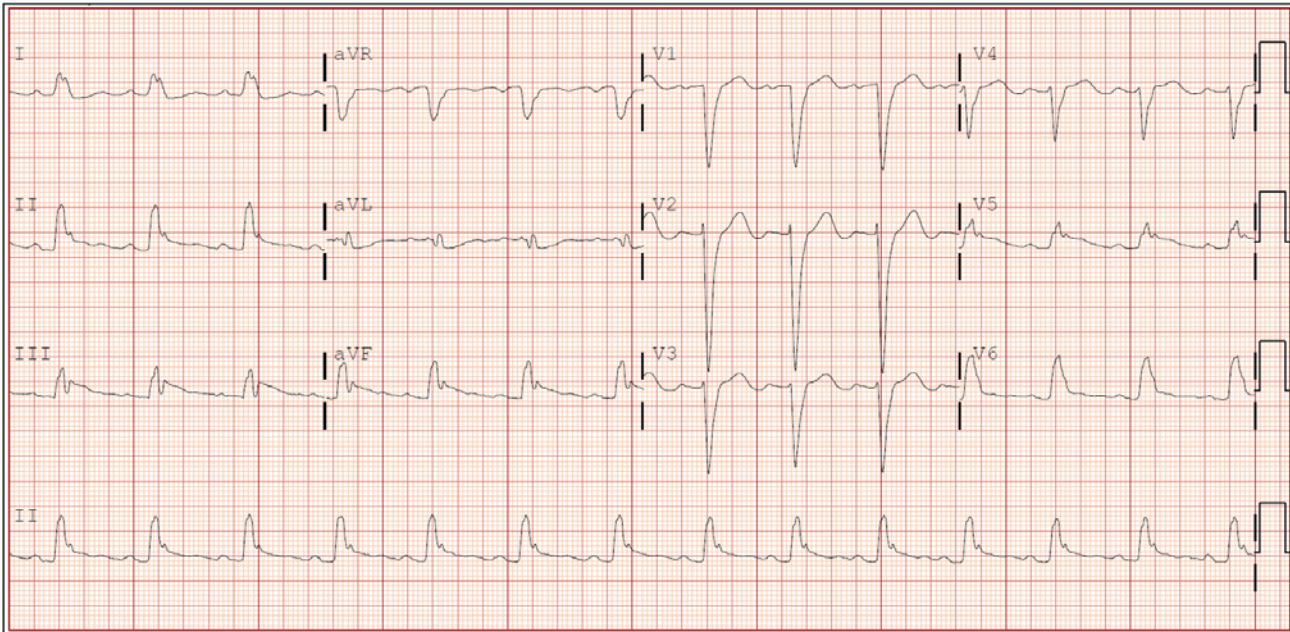
Figur 7-1 IDM aigu positif avec BBD



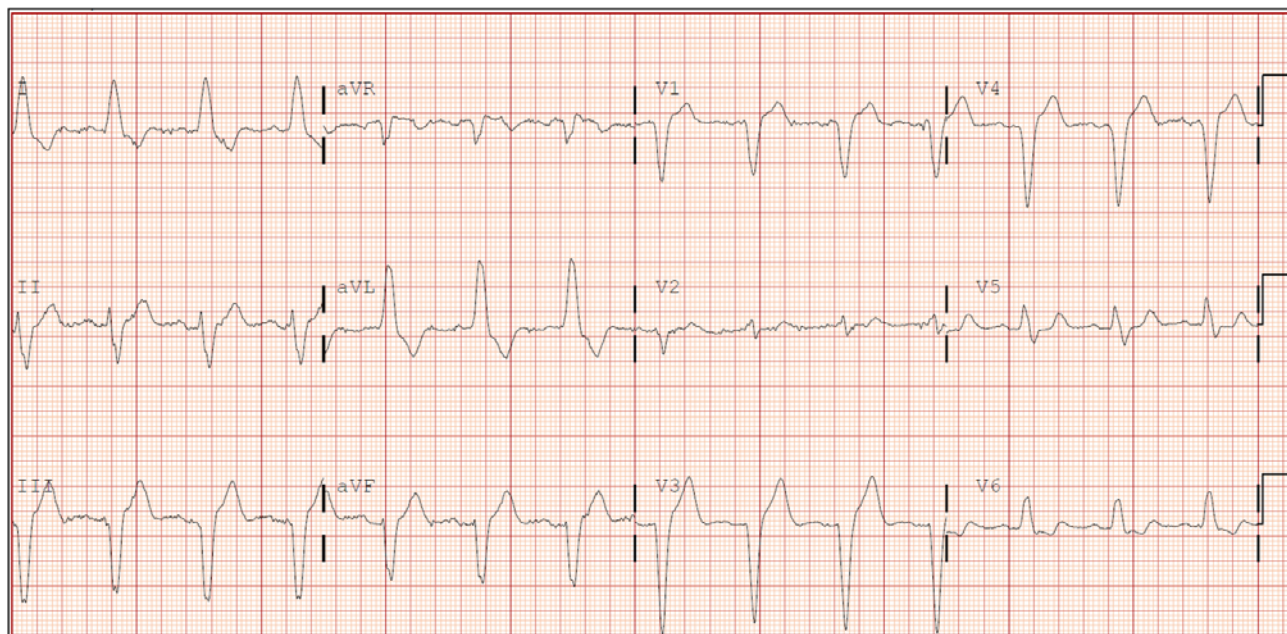
Figur 7-2 IDM aigu négatif avec BBD



Figur 7-3 IDM aigu positif avec BBG



Figur 7-4 IDM aigu négatif avec BBG



Sensibilité réglable pour infarctus aigu du myocarde

Puisque la détection d'un IDM aigu probable est difficile en présence d'autres facteurs entraînant un sus-décalage du segment ST (STE), tels que le bloc de branche gauche (BBG), le bloc de branche droite (BBD) et l'hypertrophie ventriculaire gauche (HVG), un réglage IDM aigu faible sensibilité peut être configuré pour la détection de l'IDM aigu.

AVERTISSEMENT **Le réglage *IDM aigu faible sensibilité* est destiné à une utilisation avant l'hospitalisation en services médicaux d'urgence, où une mauvaise interprétation de l'ECG pour le diagnostic de l'IDM aigu pourrait entraîner de faux positifs et une activation inadaptée de la salle de cathétérisme. Avant d'activer cette fonction, pondérez attentivement les implications cliniques d'un tel choix. La sélection de cette option, *IDM aigu faible sensibilité*, entraîne une réduction de la sensibilité AMI pouvant entraîner une diminution du nombre d'énoncés diagnostiques automatisés d'IDM aigu.**

Lorsque la fonction IDM aigu faible sensibilité est activée et en présence de facteurs perturbateurs, l'algorithme définit un seuil plus élevé pour le sus-décalage du segment ST avant de générer des énoncés diagnostiques d'IDM aigu. Puisque plus le sus-décalage du segment ST est important, plus la probabilité que celle-ci soit due à un IDM aigu plutôt qu'à un autre trouble est élevée, le fait d'élever le seuil aide à réduire le nombre de faux positifs, augmentant ainsi la fiabilité du diagnostic.

REMARQUE Les seuils des ECG ne changent pas en l'absence d'évidence d'éléments perturbateurs du ST.

Cette fonction, conçue pour une utilisation avant l'hospitalisation en services médicaux d'urgence, peut ne pas être disponible pour tous les appareils. Veuillez consulter le manuel d'utilisation de votre appareil. Si elle est disponible, la fonction apparaît sous forme de case à cocher dans Configuration :

IDM aigu faible sensibilité : Désactivé (par défaut) / Activé

Critères pour l'exclusion de faux positifs lors du diagnostic de l'IDM aigu

Plusieurs méthodes ont été proposées pour identifier le STEMI par rapport au BBG, tels que le score de Sgarbossa¹⁹ ou le score de Sgarbossa modifié par Smith²⁰. Elles se basent essentiellement sur une caractéristique fondamentale de l'ECG à 12 dérivations : le rapport d'amplitude entre le segment ST et l'onde S. Nous avons utilisé cette idée pour développer des critères unifiés pour distinguer les causes secondaires de STE de l'IDM aigu pour le BBG, le BBD et l'HVG. Pour la suite du document, nous regroupons le BBG, le BBD et le retard non spécifique de conduction intra-ventriculaire sous le terme général *retard de conduction intra-ventriculaire (RCIV)*.

Le critère de RCIV est le suivant :

Examinez la probabilité que les polarités du segment ST et de l'onde S soient opposées dans un ECG avec sus-décalage du segment ST compatible avec un RCIV. Plus le segment ST est proche de la polarité opposée de l'onde S, moins il est probable qu'il s'agisse d'un IDM aigu. L'énoncé associé est le suivant :

[STRCV] Sus-décalage de ST dû à Retard cond. intravent

De même, le critère d'HVG est le suivant :

Examinez la probabilité que les polarités du segment ST et de l'onde S soient opposées dans un ECG avec sus-décalage du segment ST compatible avec une HVG.

Lorsque la fonction IDM aigu faible sensibilité est activée, nous désactivons la détection de l'IDM aigu en présence d'une HVG. La détection de l'IDM aigu en présence d'une HVG est très difficile. De faux positifs lors du diagnostic de l'IDM aigu peuvent entraîner une activation inadaptée du laboratoire de cathétérisme coronaire pour le STEMI.

[STHVG] Sus-décalage de ST dû à HVG

-
19. Sgarbossa EB, Pinski SL, Barbagelata A, et al. Electrocardiographic diagnosis of evolving acute myocardial infarction in the presence of left bundle branch block. *N Engl J Med.* 1996 ; 334 : p. 481-487.
20. Smith SW, Dodd KW, Henry TD, Dvorak DM, Pearce LA. Diagnosis of ST-Elevation Myocardial Infarction in the Presence of Left Bundle Branch Block with the ST-Elevation to S-Wave Ratio in a Modified Sgarbossa Rule. *Ann of Emerg Med.* 2012 ; 60(6) : p. 766-776.

Base de données de validation d'IDM aigu

L'algorithme a été développé à partir d'une base de données d'IDM existante, en utilisant les ECG remplissant les critères énumérés dans le Tableau 7-5. La répartition des ECG apparaît dans le Tableau 7-6.

Tableau 7-5 Caractéristiques des ECG dans les bases de données de formation RCIV et HVG

ECG de la base de données de formation RCIV	<ul style="list-style-type: none"> ■ ECG avec BBG, BBD ■ Durée de QRS > 130 ms ■ Le sus-décalage du segment ST atteint les limites STEMI¹¹ ■ Reconnu par l'algorithme DXL ■ Provient des bases de données IDM
ECG de la base de données de formation HVG	<ul style="list-style-type: none"> ■ ECG avec HVG ■ Le sus-décalage du segment ST atteint les limites STEMI¹¹ ■ Reconnu par l'algorithme DXL ■ Provient des bases de données IDM

Tableau 7-6 Répartition des ECG dans les bases de données de formation et de validation

Base de données de formation RCIV	38 cas positifs d'IDM aigu 50 cas négatifs d'IDM aigu
Base de données de formation HVG	72 cas positifs d'IDM aigu 501 cas négatifs d'IDM aigu
Base de données de validation RCIV	295 cas positifs d'IDM aigu 1 167 cas négatifs d'IDM aigu, tous avec sus-décalage du segment ST
Base de données de validation HVG	192 cas positifs d'IDM aigu 581 cas négatifs d'IDM aigu, tous avec sus-décalage du segment ST

Les performances de détection avec RCIV et HVG apparaissent dans les tableaux 7-7 et 7-8.

Tableau 7-7 Base de données de formation pour les performances de détection de l'IDM aigu avec RCIV, HVG

	IDMA faible sensibilité DESACTIVE		IDMA faible sensibilité ACTIVE	
	Sensibilité	Spécificité	Sensibilité	Spécificité
RCIV avec STE	84.2%	88%	76%	94%
HVG avec STE	55.6%	97.4%	NA	NA

Tableau 7-8 Base de données de test pour les performances de détection de l'IDM aigu avec RCIV, HVG

	IDMA faible sensibilité DESACTIVE		IDMA faible sensibilité ACTIVE	
	Sensibilité	Spécificité	Sensibilité	Spécificité
RCIV avec STE	46.1%	91.4%	35.3%	94.5%
HVG avec STE	53.7%	60.9%	NA	NA

Nouveaux énoncés diagnostiques de l'algorithme ECG DXL

Les énoncés diagnostiques suivants ont été ajoutés.

Tableau 7-9 Nouveaux énoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
AMIAPD	Infarctus antérieur, aigu (DAGprox)ST > 0,2 mV, en V2-V5
IMIAPR^a	Infarctus inférieur, aigu (ACDprox)ST > 0,10 mV en D3 > D2
LBBMIP	Infarctus aigu probable et BBGST concordant
REPT6D	T pathologique, suspicion occl. IVA prox. ou AVCT symétrique < -0,5mV, V2-V4
STVCD	Sus-décalage de ST dû à Retard cond. intraventCritères VCG multiples
STLVH	Sus-décalage de ST dû à HVG Critères VCG multiples

Tableau 7-9 Nouveaux énoncés de valeurs critiques d'infarctus aigu du myocarde

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
STHR	Sus-décalage de ST dû à fréquence cardiaque élevées/o
STAFI	Sus-décalage de ST dû à flutter auriculaires/o
BVPACE	Rythme stimulé bi-ventriculaires/o
MISZDF	Taille IDM estimée : <pourcentage>Score de Selvester 50 critères
PERMIB^a	Bloc péri-infarctus possibles/o
PERISB^a	Bloc péri-ischémiques/o

a. Modification seule

Critères asiatiques pour l'hypertrophie ventriculaire gauche

Les seuils couramment utilisés pour les critères de voltage de Sokolow-Lyon en cas d'HVG (hypertrophie ventriculaire gauche) chez les populations asiatiques sont de 4,0 mV pour les hommes et de 3,5 mV pour les femmes²¹.

L'algorithme DXL comporte une configuration pour l'utilisation de ces seuils d'HVG asiatiques. Lorsque les seuils d'HVG asiatiques sont activés, Sokolow-Lyon est le seul critère de voltage utilisé et les seuils asiatiques courants sont utilisés.

21. Jie, Wu, Chunfang, Xu, Zaiying, Lu, Yongqun, Leng "Performance of Cornell Index and Sokolow Index criteria for left ventricular hypertrophy in Chinese subjects." Journal of Electrocardiology, 2006 ; 39(4):S35

Valeurs normales des mesures

Tableau A-1 Présentation des valeurs normales des mesures

Groupe d'âge	Fréquence cardiaque (batt/min)*	Vecteur QRS dans le plan frontal (degrés)	Intervalle P-R (s)	Durée de QRS en V ₅	Q en D3 (mm) ^{†‡}	Q en V ₆ (mm) [†]	R en V ₁ (mm)	S en V ₁ (mm)
Inférieur à 1 jour	93-154 (123)	+59 à -163 (137)	0,08-0,16 (0,11)	0,03-0,07 (0,05)	4.5	2	5-26 (14)	0-23 (8)
1 à 2 jours	91-159 (123)	+64 à -161 (134)	0,08 - 0,14 (11)	.03-.07 (.05)	6.5	2.5	5-27 (14)	0-21 (9)
3 à 6 jours	91-166 (129)	+77 à -163 (132)	0,07-0,14 (0,10)	.03-.07 (.05)	5.5	3	3-24 (13)	0-17 (7)
1 à 3 semaines	107-182 (148)	+65 à +161 (110)	0,07 - 0,14 (10)	.03-.08 (.05)	6	3	3-21 (11)	0-11 (4)
1 à 2 mois	121-179 (149)	+31 à +113 (74)	0,07-0,13 (0,10)	.03-.08 (.05)	7.5	3	3-18 (10)	0-12 (5)
3 à 5 mois	106-186 (141)	+7 à +104 (60)	0,07-0,15 (0,11)	.03-.08 (.05)	6.5	3	3-20 (10)	0-17 (6)
6 à 11 mois	109-169 (134)	+6 à +99 (56)	0,07 - 0,16 (11)	.03-.08 (.05)	8.5	3	1,5-20 (9,5)	0,5-18 (4)
1 à 2 ans	89-151 (119)	+7 à +101 (55)	0,08 - 0,15 (11)	.04-.08 (.06)	6	3	2,5-17 (9)	0,5-21 (8)
3 à 4 ans	73-137 (108)	+6 à +104 (55)	0,09-0,16 (0,12)	.04-.08 (.06)	5	3.5	1-18 (8)	0,2-21 (10)
5 à 7 ans	65-133 (100)	+11 à +143 (65)	0,09-0,16 (0,12)	.04-.08 (.06)	4	4.5	5-14 (7)	0,3-24 (12)
8 à 11 ans	62-130 (91)	+9 à +114 (61)	0,09-0,17 (0,13)	.04-.09 (.06)	3	3	0-12 (5,5)	0,3-25 (12)
12 à 15 ans	60-119 (85)	+11 à +130 (59)	0,09-0,18 (0,14)	.04-.09 (.07)	3	3	0-10 (4)	0,3-21 (11)

Source : Garson A, Bricker JT, Fisher DJ, Neish SR (eds): *The Science and Practice of Pediatric Cardiology, Volume I (Second Edition)*, Baltimore, Williams & Wilkins p. 736 (1998). Tableau reproduit avec l'aimable autorisation de l'éditeur.

* 2 à 98 % (moyenne)

† Quatre-vingt dix-huitième percentile

‡ Millimètres de standardisation normale

§ Indéfini

Tableau A-2 Présentation des valeurs normales des mesures

Groupe d'âge	R/S en V ₁	R en V ₆ (mm)	S en V ₆ (mm)	R/S en V ₆	R + S en V ₄ [†] (mm)	S en V ₁ + R en V ₆ [‡] (mm)
Inférieur à 1 jour	0,1-Ind [§] (2,2)	0-11 (4)	0-9,5 (3)	0,1-Ind [§] (2,0)	52.5	28
1 à 2 jours	0,1-Ind [§] (2,0)	0-12 (4,5)	0-9,5 (3)	0,1-Ind [§] (2,5)	52	29
3 à 6 jours	0,2-Ind [§] (2,7)	0,5-12 (5)	0-10 (3,5)	0,1-Ind [§] (2,2)	49	24.5
1 à 3 semaines	1,0-Ind [§] (2,9)	2,5-16,5 (7,5)	0-10 (3,5)	0,1-Ind [§] (3,3)	49	21
1 à 2 mois	0,3-Ind [§] (2,3)	5-21,5 (11,5)	0-6,5 (3)	0,2-Ind [§] (4,8)	53.5	29
3 à 5 mois	0,1-Ind [§] (2,3)	6,5-22,5 (13)	0-10 (3)	0,2-Ind [§] (6,2)	61.5	35
6 à 11 mois	0,1-3,9 (1,6)	6-22,5 (12,5)	0-7 (2)	0,2-Ind [§] (7,6)	53	32
1 à 2 ans	0,5-4,3 (1,4)	6,5-22,5 (13)	0-6,5 (2)	0,3-Ind [§] (9,3)	49.5	39
3 à 4 ans	0,03-2,8 (0,9)	8-24,5 (15)	0-5 (1,5)	0,6-Ind [§] (10,8)	53.5	42
5 à 7 ans	0,02-2,0 (0,7)	8,5-26,5 (16)	0-4 (1)	0,9-Ind [§] (11,5)	54	47
8 à 11 ans	0-1,8 (0,5)	9-25,5 (16)	0-4 (1)	1,5-Ind [§] (14,3)	53	45.5
12 à 15 ans	0-1,7 (0,5)	6,5-23 (14)	0-4 (1)	1,4-Ind [§] (14,7)	50	41

Source : Garson A, Bricker JT, Fisher DJ, Neish SR (eds): *The Science and Practice of Pediatric Cardiology, Volume I (Second Edition)*, Baltimore, Williams & Wilkins p. 736 (1998). Tableau reproduit avec l'aimable autorisation de l'éditeur.

* 2 à 98 % (moyenne)

† Quatre-vingt dix-huitième percentile

‡ Millimètres de standardisation normale

§ Indéfini

Énoncés diagnostiques, par catégorie

Introduction

L'annexe B donne la liste (classée par catégorie de diagnostic) de tous les énoncés Adultes, Pédiatriques et de Qualité technique disponibles avec l'algorithme ECG Philips DXL.

REMARQUE Le symbole *** dans un énoncé d'interprétation est remplacé par une valeur numérique sur le rapport ECG.

En-tête pédiatrique et âge inconnu

Tableau B-1 Énoncés d'en-tête pédiatrique et d'âge inconnu

Énoncés d'en-tête pédiatrique et d'âge inconnu		
Code d'énoncé	Énoncé diagnostique	Remarques
PEDH	En-tête pédiatrique et âge inconnu	
AGEUNK	Âge non indiqué, présomption ** ans pour les besoins de l'interprétation ECG	
GEMUNK	Sexe non précisé, présomption : masculin pour les besoins de l'interprétation ECG	Nouvel énoncé
GEFUNK	Sexe non précisé, présomption : féminin pour les besoins de l'interprétation ECG	Nouvel énoncé
AGMUNK	Age et sexe non précisés, présomption : M AGE ans	Nouvel énoncé
AGFUNK	Age et sexe non précisés, présomption : F AGE ans	Nouvel énoncé
PED	----- Interprétation ECG pédiatrique----- -----	

Qualité technique

Tableau B-2 Enoncés d'indication de qualité technique

Enoncés d'indication de qualité technique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
PLMP	Electrode(s) précordiale(s) mal placée(s)	Enoncé ajouté lors de la modification
LALLV	Inversion électrodes bras gauche-jambe gauche	Enoncé ajouté lors de la modification
RALLV	Inversion électrodes bras droit-jambe droite	Nouvel énoncé
CHLDP	Envisager une position trop haute des électrodes précordiales	Enoncé ajouté lors de la modification
PEERV	Inversion probable des électrodes de membres.....** inversée	Nouvel énoncé
PPERV	Inversion probable des électrodes précordiales.....** inversée	Nouvel énoncé
RALARV	Inversion électr. bras D&G, l'interprétation ne tient pas compte de l'inversion	
ECGSIM	Court-circuit V1-V4 ou données d'un simulateur ECG...pas d'analyse effectuée	
NAPHF	Pas d'analyse car possible défaillance technique....Pistes 1, 2, 3 identiques	
TPT	Données de mauvaise qualité, susceptibles de fausser l'interprétation	
12ML	Les 12 dérivations sont manquantes	
MISLDS	Analyse incomplète en raison des données manquantes en précordiale(s)	
AIMANT	ECG acquis sous aimant	

Rythme stimulé

Tableau B-3 Rythme stimulé

Enoncés de rythme stimulé		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
VPRMPT	Stimulation ventriculaire précédée par complexe intrinsèque	Enoncé ajouté lors de la modification
VPNAO	Stimulation ventriculaire d'origine apicale autre que ventriculaire droite	Enoncé ajouté lors de la modification
PFNAC	Dysfonctionnement du stimulateur, défaut de détection auriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
PFNVC	Dysfonctionnement du stimulateur, défaut de détection ventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
PFNAI	Dysfonctionnement du stimulateur, défaut d'inhibition du rythme auriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
PFNVI	Dysfonctionnement du stimulateur, défaut d'inhibition du rythme ventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
PFNAP	Dysfonctionnement du stimulateur, défaut de stimulation auriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
PFNVP	Dysfonctionnement du stimulateur, défaut de stimulation ventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
UNKRM	Rythme incertain : à vérifier.....mesures de rythme incomplètes	
PSAR	Spikes de stimulateur ou artefacts.....diagnostic impossible	
PCMMC	Complexes A-V stimulés avec inhibition.....autres non. stim également détectés	

Tableau B-3 Rythme stimulé (suite)

Enoncés de rythme stimulé		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
PCMM	Rythme A-V stimulé intermittent....inhibition auriculaire et/ou ventriculaire	
APACEC	Complexes auriculaires stimulés.....autres complexes également détectés	
APACED	Complexes auricul. stimulés intermittents...complexes non-stimulés aussi détectés	
APACE	Rythme auriculaire stimulé	
VPACEC	Complexes ventriculaires stimulés.....autres complexes également détectés	
VPACCF	Fib. A/Flutter et entraînement ventriculaire.....autres complexes, fréq. A > 240	
VPACCD	Entraînement ventriculaire intermittent.....complexes non-stimulés également détectés	
VPACFD	Fib. A/Flutter, entraînement vent. intermittent.complexes non-stimulés, fréq. A > 240	
VPACE	Rythme ventriculaire stimulé	
ASVPS	Complexes ventriculo-stim. par détect. auriculaire..... autres complexes également détectés	Nouvel énoncé
ASVP	Rythme ventriculo-stimulé par détection auric..... ondes P à stimulation ventriculaire	
VPACEF	Fib. A/Flutter & rythme ventriculo-stimulé.....rythme ventric-stimulé, fréq. A >240	
AVDPC	Double stimulation A-V.....autres complexes également détectés	
AVDPCF	Double stimul. A-V, sans détection auricul. car FA...autres complexes et fréq. A > 240	
AVDP	Rythme stimulé auriculo-ventriculaire	
AVDPF	Rythme stimulé A-V, ss détection auric. car FA...stimul. dble chambre, fréq. A > 240	
BVPACE	Rythme stimulé bi-ventriculaire.....stimulation bi-vent. non-simultanée	
ABVPC	Rythme stimulé auriculo-biventriculaire.....stimulation bi-vent. non-simultanée	
PACENC	Défaut de capture du stimulateur	

Tableau B-3 Rythme stimulé (suite)

Enoncés de rythme stimulé		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
PACENS	Défaut de détection du stimulateur	
PCNSNC	Défaut de capture et de détection du stimulateur	
PACEM	Défaut détection et/ou capture (aimant ?).....stimul. figée avec rythme asynchrone	

Avertissement rythme électro-stimulé

Tableau B-4 Avertissement rythme électro-stimulé

Enoncés d'avertissement de rythme électro-stimulé		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
NFRA	PAS D'ANALYSE DE RYTHME COMPLEMENTAIRE CAR RYTHME ELECTRO-STIMULE	
NFAD	ARRET DE L'ANALYSE EN RAISON DU RYTHME ELECTRO-STIMULE	

Mesures sur dérivations insuffisantes

Tableau B-5 Mesures sur dérivations insuffisantes

Enoncés d'avertissement de rythme électro-stimulé		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
NFAMLD	Pas d'analyse complémentaire car nombre insuffisant de dérivations mesurées	

Rythme cardiaque de base

Tableau B-6 Rythme cardiaque de base

Enoncés de rythme cardiaque de base		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
SVRHY	Rythme supraventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-6 Rythme cardiaque de base (suite)

Enoncés de rythme cardiaque de base		
Code d'énoncé	Énoncé diagnostique	Remarques
BRDYNs	Bradycardie, d'origine non sinusale	Énoncé ajouté lors de la modification
LLAR	Rythme auriculaire gauche faible	Énoncé ajouté lors de la modification
HLAR	Rythme auriculaire gauche élevé	Énoncé ajouté lors de la modification
LRAR	Rythme auriculaire droit faible	Énoncé ajouté lors de la modification
HRAR	Rythme auriculaire droit élevé	Énoncé ajouté lors de la modification
CAVNRE	Envisager réentrée noeud auriculo-ventriculaire	Énoncé ajouté lors de la modification
CAVRE	Envisager réentrée auriculo-ventriculaire	Énoncé ajouté lors de la modification
SR	Rythme sinusal.....axe de P normal, fréq. V ** - **	
SB	Bradycardie sinusale.....fréq. **	
ST	Tachycardie sinusale.....fréq. > **	
SEAR	Rythme sinusal ou auriculaire ectopique.....axe de P (-45,135)	
SEAB	Bradycardie sinusale ou auriculaire ectopique....axe de P (-45,135), fréq. < **	
SEAT	Tachycardie sinusale ou auriculaire ectopique....axe de P (-45,135), fréq. > **	
EAR	Rythme auriculaire ectopique.....axe de P anormal, fréquence normale	

Tableau B-6 Rythme cardiaque de base (suite)

Enoncés de rythme cardiaque de base		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
EARM	Rythme auriculaire ectopique, à foyers multiples	Enoncé ajouté lors de la modification
EAB	Bradycardie auriculaire ectopique.....axe de P anormal, fréq. V < **	
EAT	Tachycardie auriculaire ectopique à foyer unique.....axe de P anormal, fréq. V > **	
JER	Rythme jonctionnel.....absence d'ondes P, fréq. V lente	
JRA	Rythme jonctionnel accéléré.....absence d'ondes P, fréq. V accélérée	
IDOVR	Rythme idioventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
AIDOVR	Rythme idioventriculaire accéléré	Enoncé ajouté lors de la modification
JT	Tachycardie jonctionnelle.....absence d'ondes P, fréq. V rapide	
RVAR	Rythme irrégulier d'origine indéterminéefréq. V ** - **, variation > **	
BWRV	Bradycardie avec rythme irrégulierfréq. V ** - **, moyenne < **	
TWRV	Tachycardie sinusale avec rythme irrégulierfréq. V ** - **, variation > **	
SA	Arythmie sinusale.....fréq. V ** - **, variation > **	
SAB	Arythmie sinusale lente.....fréq. V ** - **, moyenne < **	
SAT	Arythmie sinusale rapide.....fréq. V ** - **, moyenne > **	
WPACE	Stimulation auriculaire instable.....intervalle PR & axe de P variables	

Tableau B-6 Rythme cardiaque de base (suite)

Enoncés de rythme cardiaque de base		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
MFAT	Tachycardie auriculaire ectopique, à foyers multiples	Enoncé ajouté lors de la modification
AVDIS	Dissociation AV.....variation PR > **	
ETACH	Tachycardie extrême.....fréq. V > (220-âge)	
NQRST	Tachycardie à QRS étroit	Enoncé ajouté lors de la modification
VT	Tachycardie ventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
SVT	Tachycardie supraventriculaire.....fréq. V > (220-âge), durée QRS < **	
AFIBT	Fibrillation auriculaire avec fréq. V rapide.....fréq. A **	
TACHW	Tachycardie à QRS large.....fréq. V > **, durée QRS > **	
VTACH	TACHYCARDIE EXTREME A QRS LARGE, ANALYSE DU RYTHME INTERROMPUE	
ARYP	Arythmie auriculaire possible.....fréq. A **, ondes P multiples	
FLFIB	Fibrillo-flutter auriculaire.....fréq. A **, ondes P multiples	
AFIBO	Fibrillation auriculaire..... ? activité auriculaire	
AFIB	Fibrillation auriculaire.....fréq. V ** - **, activité auriculaire irrégulière	
AFLT	Flutter auriculaire.....fréq. A ** **	
AFLT2	Flutter auricul. & conduction 2/1 prédominante.....fréq. A **, ondes P multiples	
AFL2	Flutter auriculaire avec conduction 2/1.....fréq. A **, fréq. V > **	
AFLT3	Flutter auricul. & conduction 3/1 prédominante.....fréq. A **, ondes P multiples	

Tableau B-6 Rythme cardiaque de base (suite)

Enoncés de rythme cardiaque de base		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
AFLT4	Flutter auricul. & conduction 4/1 prédominante.....fréq. A **, ondes P multiples	
AFLTV	Flutter auriculaire à conduction variable,fréq. A **, conduction AV variable	
2AVB	Bloc AV second degré, Mobitz II.....ondes P multiples	
2AVB2	Bloc AV 2/1 prédominant.....2 ondes P précédant la plupart des complexes	
2AVB3	Bloc AV 3/1 prédominant.....3 ondes P précédant la plupart des complexes	
2AVB4	Bloc AV 4/1 prédominant.....4 ondes P précédant la plupart des complexes	
2AVBV	Bloc AV, à conduction variable....ondes P multiples, conduction AV variable	
3AVB	Bloc AV complet (troisième degré)....fréq. V < 45, dissociation AV	
3AVBIR	BAV complet avec large complexe QRS.....fréq. V < **, durée QRS > **, dissoc. AV	
3AVBFF	Fibrillo-flutter auric. avec BAV complet...fréq. A > 220, fréq. V < **, dissoc. AV	

Extrasystoles

Tableau B-7 Extrasystoles

Enoncés d'extrasystoles		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
FASCR	Rythme fasciculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
PARSYS	Parasytote	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-7 Extrasystoles (suite)

Enoncés d'extrasystoles		
Code d'énoncé	Énoncé diagnostique	Remarques
FASCT	Tachycardie fasciculaire	Énoncé ajouté lors de la modification
UNKBIG	Bigéminisme d'origine indéterminée	Énoncé ajouté lors de la modification
UNKTRI	Trigéminisme d'origine indéterminée	Énoncé ajouté lors de la modification
SVTRI	Trigéminisme supraventriculaire	Énoncé ajouté lors de la modification
SVUNK	Rythme supraventriculaire d'origine indéterminée	Énoncé ajouté lors de la modification
JBIG	Rythme jonctionnel avec ESV entraînant un bigéminisme	Énoncé ajouté lors de la modification
JTRI	Rythme jonctionnel avec ESV entraînant un trigéminisme	Énoncé ajouté lors de la modification
JESC	Complexe(s) jonctionnel(s) d'échappement	Énoncé ajouté lors de la modification
ABAPC	Complexe(s) supraventriculaire(s) avec aberrations de conduction	Énoncé ajouté lors de la modification
APCNC	Extrasystole(s) auriculaire(s) non conduite(s)	Énoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-7 Extrasystoles (suite)

Enoncés d'extrasystoles		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RECA	Conduction auriculaire rétrograde	Enoncé ajouté lors de la modification
UNKSV	Complexe(s) supraventriculaire(s)	Enoncé ajouté lors de la modification
UNKPC	Extrasystole(s), d'origine indéterminée	Enoncé ajouté lors de la modification
VSVPC	Extrasystole vent. ou supravent. avec aberrations de conduction	Enoncé ajouté lors de la modification
FUSN	Complexe(s) de fusion	Enoncé ajouté lors de la modification
VESC	Complexe(s) d'échappement ventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
VTPOLY	Tachycardie ventriculaire, polymorphe	Enoncé ajouté lors de la modification
TORSAD	Tachycardie ventriculaire, torsade de pointes	Enoncé ajouté lors de la modification
VFIB	Fibrillation ventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
ESA	Extrasystole auriculaire....complexe supravent. avec intervalle R-R court	
ESSV	Extrasystole(s) jonctionnelle(s)...complexe SV avec R-R court, pas d'ondes P	

Tableau B-7 Extrasystoles (suite)

Enoncés d'extrasystoles		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
MAPC	Extrasystoles auriculaires.....complexes supravent. avec R-R court	
SVBIG	Bigéminisme supraventriculaire.....bigéminisme > 4 avec complexes SV	
APCPR	Doublets d'extrasystoles auriculaires.....doublets SV avec R-R court	Nouvel énoncé
SVTNS	Tachycardie supraventriculaire non soutenue.....salves complexes SV avec R-R court	Nouvel énoncé
IVPC	ESV interpolée.....complexe interpolé, QRS large	
MIVPC	Nombreuses ESV interpolées. complexes interpolés, QRS larges	
ESV	Extrasystole ventriculaire.....complexe ventriculaire avec intervalle R-R court	
MVPC	Nombreuses ESV....complexes ventriculaires avec intervalles R-R courts	
MVSPC	Nombreuses ESV & ESSV. complexes vent. et supra-vent. avec R-R courts	
BIG.VENT	Bigéminisme ventriculaire.....bigéminisme > 4 avec complexes ventriculaires	
VTRI	Trigéminisme ventriculaire.....trigéminisme > 6 avec complexes ventriculaires	
MFVPC	ESV polymorphes.....intervalle R-R court, morphologie variable	
PVPC	Doublets ventriculaires.....séquence de 2 complexes ventriculaires	
RVPC	Tachycardie ventric. non soutenue.....séquence de 3 (ou plus) complexes ventric.	
MFPVPC	Doublets ventriculaires polymorphes.....séquence de 2 complexes ventriculaires	
MFRVPC	Salve ventriculaire polymorphe.....séquence de 3 (ou +) complexes ventriculaires	

Pauses, bloc AV

Tableau B-8 Pauses, bloc AV

Enoncés de pauses, bloc AV		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
SABLK1	Bloc sino-auriculaire, de type 1	Enoncé ajouté lors de la modification
SABLK2	Bloc sino-auriculaire, de type 2	Enoncé ajouté lors de la modification
SADIS	Dysfonction sino-auriculaire suggérée	Enoncé ajouté lors de la modification
SAPU	Pause d'origine indéterminée	Enoncé ajouté lors de la modification
SARSV	Pause sinusale.....intervalle R-R long, QRSd normal	
SARN	Pause sinusale avec échappement jonctionnel	Enoncé ajouté lors de la modification
SARA	Pause sinusale avec échappement auriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
I2AVB	Bloc AV second degré, intermittent. R-R longs avec ondes P multiples	Enoncé ajouté lors de la modification
A2AVB	Bloc AV second degré, alternant.....alternance R-R longs avec ondes P multiples	Enoncé ajouté lors de la modification
2AVBA	Bloc AV, sévère (haut degré)	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-8 Pauses, bloc AV (suite)

Enoncés de pauses, bloc AV		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LRRV	R-R longs avec échappement ventriculaire.....R-R > ** de la normale, QRS large	
SARV	Pause sinusale avec échappement ventriculaire..intervalle R-R long, QRS large	
WENCK	BAV second degré, Mobitz I (Wenckebach)....allongement PR & complexes manquants	

Arythmies diverses

Tableau B-9 Arythmies diverses

Enoncés d'arythmies diverses		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ABC	Complexe aberrant.....légère variation de R-R, aberrations du QRS	
ABCS	Conduction aberrante de complexe(s) SV.....forme aberrante, PR 80-220	

Conduction AV

Tableau B-10 Conduction AV

Enoncés de conduction AV		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
SPRB	LIMITE INTERVALLE PR COURT.....intervalle PR < ** ms	
SPR	Intervalle PR court.....PR < ** ms	
BAVCD	Allongement limite de l'intervalle PR.....PR > **, fréq. V ** - **	
1AVB	Allongement de l'intervalle PR.....PR > **, fréq. V ** - **	

Dextrocardie, pré-excitation

Tableau B-11 Énoncés de dextrocardie, pré-excitation

Énoncés de dextrocardie, pré-excitation		
Code d'énoncé	Énoncé diagnostique	Remarques
VPERP	Pré-excitation ventriculaire, voie accessoire postéro-septale droite	Énoncé ajouté lors de la modification
VPELP	Pré-excitation ventriculaire, voie accessoire postéro-septale gauche	Énoncé ajouté lors de la modification
VPERA	Pré-excitation ventriculaire, voie accessoire antéro-septale droite	Énoncé ajouté lors de la modification
VPELA	Pré-excitation ventriculaire, voie accessoire antéro-septale gauche	Énoncé ajouté lors de la modification
VPERL	Pré-excitation ventriculaire, voie accessoire latérale droite	Énoncé ajouté lors de la modification
VPELL	Pré-excitation ventriculaire, voie accessoire latérale gauche	Énoncé ajouté lors de la modification
CDEXP	Discuter dextroposition	Énoncé ajouté lors de la modification
DEXC	Discuter dextrocardie.....axes P, QRS orientés à droite	
VPE	Pré-excitation ventriculaire.....ondes Delta	
VPEL	Pré-excitation vent, voie accessoire gauche...onde Delta & axe initial (30,120)	
VPER	Pré-excitation vent, voie accessoire droite...onde Delta & axe initial (-60,29)	

Anomalie auriculaire droite

Tableau B-12 Anomalie auriculaire droite

Enoncés d'anomalie auriculaire droite		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RAA	Anomalie de la conduction auriculaire droite	
CRAE	Discuter hypertrophie auriculaire droite.....P > 0,24 mV en dérivations périphériques	CRAA
PRAE	Hypertrophie auriculaire droite probable....P biphasique > 0,20 mV en V1	PRAA
RAE	Hypertrophie auriculaire droite...P > 0,25 mV sur 2 dériv. ou < - 0,24 mV en aVR/aVL	RAA

Anomalie auriculaire gauche, anomalie biauriculaire

Tableau B-13 Anomalie auriculaire gauche, anomalie biauriculaire

Enoncés d'anomalie auriculaire gauche, d'anomalie biauriculaire		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LAA	Anomalie de la conduction auriculaire gauche	Enoncé ajouté lors de la modification
OSBW	Onde d'Osborn évoquant une hypothermie	Enoncé ajouté lors de la modification
CLAE	Discuter hypertrophie auriculaire gauche.....ondes P élargies ou crochetées	CLAA
PLAE	Hypertrophie auriculaire gauche probable....P > 50 ms, < -0,10 mV en V1	PLAA
PPND	Ondes P amples, diagnostic impossible....ondes P élargies/crochetées/biphasiques	
LAE	Hypertrophie auriculaire gauche.....P, P' > 60 ms, < -0,15 mV en V1	LAA
LAECB	HAG, hypertrophie biauric. à discuter.....P > 80 ms < -0,15 mV en V1 & > 0,25 mV en périph	LAACB
RAECB	HAD, hypertrophie biauric. à discuter.....P > 0,30 mV sur 2 dériv. & < -0,30 mV en aVR/aVL	RAACB

Tableau B-13 Anomalie auriculaire gauche, anomalie biauriculaire (suite)

Enoncés d'anomalie auriculaire gauche, d'anomalie biauriculaire		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
BAE	Hypertrophie biauriculaire..P > 80 ms, < -0,15 mV en V1 & > 0,30 mV sur 2 dériv.	BAA

Déviation de l'axe de QRS

Tableau B-14 Déviation de l'axe de QRS

Enoncés de déviation de l'axe de QRS		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ELALT	Autre représentation électrique du QRS	Enoncé ajouté lors de la modification
ABPAX	Axe onde P anormal	Enoncé ajouté lors de la modification
AXR	Déviation axiale droite limite.....axe de QRS (** , **)	
RAD	Déviation axiale droite.....axe de QRS (** , **)	
AXL	Déviation axiale gauche limite.....axe de QRS (** , **)	
LAD	Déviation axiale gauche.....axe de QRS (** , **)	
AXSUP	Axe de QRS hyper-droit.....axe de QRS (-91,240)	
AXIND	Axe indéterminé.....axe de QRS indéterminé	
S123	Aspect S1, S2, S3.....S > 30 ms & > 0,2 mV en D1, D2, D3	
AXPST	Déviation axiale du QRS à gauche.....transition retardée en dériv. précordiales	

Retard de conduction intraventriculaire pédiatrique

Tableau B-15 Retard de conduction intraventriculaire pédiatrique

Enoncés de retard de conduction intraventriculaire pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
IVCDP	Retard de conduction intraventriculaire non-spécifique.....QRS > ** ms	
LAFBP	Hémibloc antérieur gauche.....axe de QRS (-60,-90)	
LBBBP	Bloc de branche gauche...QRSd > ** ms, vecteur terminal à gauche	
IRBBTA	Bloc de branche droit incomplet.....RSR' en V1, vecteur terminal en antérieur	
IRBBBP	Bloc de branche droit incomplet.....QRSd > **, RSR' ou R isolée	
RBBBP	Bloc de branche droit.....QRSd > **, RSR' ou R isolée ou QR	
RBBBM	Bloc de branche droit prononcé.....QRSd > 160 ms	
RLAFBP	BBD et HBAG.....QRSd > 90, QRS (-60,-90)	

Retard de conduction intraventriculaire

Tableau B-16 Enoncés de retard de conduction intraventriculaire

Enoncés de retard de conduction intraventriculaire		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
IVCD	Retard de conduction intraventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
EPSWV	Onde Epsilon	Enoncé ajouté lors de la modification
BIVCD	Retard de conduction intraventriculaire limite...QRSd > ** ms	
BIVCDL	Retard cond. intravent. limite + dév. axiale gche.....QRSd > ** ms, axe QRS (-90,-30)	
NIVCD	Retard conduction intravent. non spécifique.....QRSd > ** ms, absence BBG/BBD	
NIVCDL	Retard cond. intravent. non spécifique + dév. axiale gche.....QRSd > ** ms & axe gche	

Tableau B-16 Énoncés de retard de conduction intraventriculaire (suite)

Énoncés de retard de conduction intraventriculaire		
Code d'énoncé	Énoncé diagnostique	Remarques
IRBBB	Bloc de branche droit incomplet.....QRSd > **, axe terminal (90,270)	
ARBBB	Retard cond. intravent. BBD atypique à discuter.....QRSd > 120 ms, axe terminal (90,270)	
CLAFB	Dév. axiale gche, HBAG à discuter....axe (240,-40), S > R en D2, D3, aVF	
LAFB	Hémibloc antérieur gauche.....axe (240,-40), vecteur initial en inférieur	
CAFBI	Dév. axiale gche, discuter HBAG ou IDM inf.....axe (240,-30), Q & R en D2, D3, aVF	
IRAFB	BBD incomplet et HBAG....axe (240,-40), S > R en D2, D3, aVF	
LPFB	Hémibloc postérieur gauche.....axe terminal (110,210), vecteur initial en supérieur	
IRPFB	BBD incomplet et HBPG.....axe droit, QRSd > 120, axe terminal (90,270)	
BBD	Bloc de branche droit..QRSd > 120, axe terminal (90,270)	
RLAFB	BBD et HBAG.....QRSd > 120 ms, axe (-40,240)	
RLPFB	BBD et HBPG.....QRSd > 120 ms, axe (90,210)	
ILBBB	Bloc de branche gauche incomplet.....QRSd > 110 ms, axe terminal (-90,-1)	
ALBBB	Retard cond. intravent. BBG atypique ?...QRSd > **, R croch/amples D1, aVL, V5-6	
BBG	Bloc de branche gauche.....QRSd > **, R amples/crochetées	

Micro-voltage, tracé évoquant une pneumopathie

Tableau B-17 Micro-voltage, tracé évoquant une pneumopathie

Enoncés de micro-voltage, tracé évoquant une pneumopathie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
CPEMB	Discuter embolie pulmonaire aiguë	Enoncé ajouté lors de la modification
CPULM	Discuter atteinte pulmonaire	Enoncé ajouté lors de la modification
CMYX	Discuter hypothyroïdie	Enoncé ajouté lors de la modification
LVOLFB	Micro-voltage limite sur dériv. périphériques.....ttes dériv. périphériques < 0,6 mV	
LVOLF	Micro-voltage sur dérivation périphériques.....ttes dériv. périphériques < 0,5 mV	
LVOLP	Micro-voltage sur dérivation précordiales.....dérivation précordiales < 1,0 mV	Nouvel énoncé
LVOLT	Micro-voltage sur dérivation périphériques et précordiales périph. < 0,5 mV, précord. < 1,0 mV	
LVORAD	Micro-voltage avec déviation axiale droite.....micro-voltage, axe droit	
CPDP	Tracé évoquant maladie pulmonaire chronique.....axe P droit, QRS faible & vertical	
CPDLV	Micro-voltage compatible avec BPCO..bas voltage et diagnostic de BPCO	

Hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique

Tableau B-18 Enoncés d'hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RSRNV	ASPECT RSR' EN V1, VARIATION NORMALE....vecteur terminal post. orienté à droite	

Tableau B-18 Énoncés d'hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique (suite)

Énoncés d'hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique		
Code d'énoncé	Énoncé diagnostique	Remarques
IRBBRV	BBD incomplet, RSR' pouvant évoquer HVD...BBD inc. R ou R' > 0,5 mV en V1-V3	
RVHS6	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....onde S profonde en V6	
RVHS5	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....onde S profonde en V5	
RVHRS6	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....R/S < *,*** en V6	
RVHTA	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....vecteur term. en postérieur, à droite	
RVHA	Dév. axiale droite, discuter HVD.....axes frontal & initial-horizontale à droite	
RVHRP1	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....R' > 0,5 mV en V1	
RVHRS	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....R en V1 + S en V5 > *,*** mV	
RVHR1	Hypertrophie ventriculaire droite probable.....gdes R sur 1 des dér. V1, V2, V3R, V4R	
RVHPR1	Hypertrophie ventriculaire droite probable.....onde R isolée > *,*** mV en V1	
RVHT1	Onde T verticale en V1 ou V2, HVD probable.....T > 0,10 en V1, âge 3 jrs-9 ans	
RVHRD	HVD prob.....axe Dt & R/R' en V1/V2 ou S en V5/V6 ou R en V1, S en V5, T anorm V1	
RVHQR	Hypertrophie ventriculaire droite probable.....tracé QR en V1, âge 0 h-2 jrs	
RVH2V	HVD.....2 parmi R/R' en V1/2, S en V5/6, R en V1, S en V5, T anormal en V1	
RVHAT	Hypertrophie ventriculaire droite.....axe droit & T verticale	
RVHVT	HVD.....T en V1 & 1 parmi R/R' en V1/2, S en V5/6, R en V1, S en V5	
RVHQRV	HVD.....QR en V1 & 1 parmi R/R' en V1-2, S en V5-6, R en V1, S en V5	
RVHQR3	Hypertrophie ventriculaire droite.....tracé QR en V1, âge 3 jrs-15 ans	

Hypertrophie septale gauche pédiatrique

Tableau B-19 Hypertrophie septale gauche pédiatrique

Enoncés d'hypertrophie septale gauche pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LSHC	Grande onde Q, discuter hypertrophie septale gauche.....onde Q profonde en V5-V6	
LSH	Hypertrophie septale gauche...onde Q profonde en V5-V6, grande onde R en V1	

Hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique

Tableau B-20 Hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LVHQ	DISCUTER HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE.....onde Q profonde/ V5-6 ou D1,2,3,aVF	
LVHTA	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche...vecteurs déviés à gauche	
LVHR6	Voltage important suggérant HVG.....R > *,*** mV en V6	
LVHS12	Voltage important suggérant HVG.....S < *,*** en V1 ou *,*** en V2	
LVHRS	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche.....R en V6 + S en V1 > *,*** mV	
LVHQR	Hypertrophie vent. gauche probable.....Q > 0,4 & R > *,*** en V5 ou *,*** en V6	
LVHQV	Hypertrophie vent. gauche probable.....QV5-6/D2-aVF & 1 parmi SV1-2, R6, S1R6	
LVHSTE	Trouble de repolarisation évoquant HVG.....ST > 0,1 mV, T > 1,0 mV en D1, aVL, V4-6	
LVHSTD	Trouble de repolarisation évoquant HVG.....ST < -0,01 mV, T < -0,05 en D1, aVL, V4-6	
LVHR	Trouble de repolarisation évoquant HVG.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V4-V6	
LVHVA	Hypertrophie vent. gauche probable.....axe gauche & 1 parmi S V1-2, RV6, SV1 + RV6	

Tableau B-20 Hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LVHP	HVG probable avec tr. repolarisation sec...axe gche, SV1-2, R6, S1R6 & tr. repol	
LVHEV	Hypertrophie ventriculaire gauche.....vecteurs hyper-déviés à gauche	
LVHVAQ	Hypertrophie ventriculaire gauche.....axe gche, Q ou 1 parmi S V1/2, RV6, SV1 RV6	
LVHRE	LHVG probable avec trble repol. sec...axe gche, Q/SV1-2/RV6/S1R6, trbles repol	

Hypertrophie biventriculaire pédiatrique

Tableau B-21 Hypertrophie biventriculaire pédiatrique

Enoncés d'hypertrophie biventriculaire pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RCLVH	HVD, HVG associée à discuter.....HVD & Q < -0,07 mV, R > 1 mV en V6	
BVHVC	Discuter hypertrophie bivent.....HVG & 1 parmi R/R' V1-2, S V5-6, R1 + SV5, TV1	
BVHC	Discuter hypertrophie biventriculaire.....R + S > 6,0 mV sur 2 des dériv. V2 à V4	
BVHPED	Hypertrophie biventriculaire.....R/R' V1/2, S V5/6, R1S5 & S1/2, R6, S1R6	

Hypertrophie ventriculaire droite

Tableau B-22 Hypertrophie ventriculaire droite

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RSR1	Aspect RSR' en V1 ou V2, variante de la normale probable.....petite onde R' seule	
LT	Progression anormale onde R, transition tardive.....surface QRS < 0 en V5/V6	
ET	Progression anormale onde R, transition précoce.....surface QRS > 0 en V2	

Tableau B-22 Hypertrophie ventriculaire droite (suite)

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire droite pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ETRSR1	RSR' en V1 ou V2, retard cond.vent.dte ou HVD.....surf. QRS positive & R' en V1/V2	
CRHPI	Discuter HVD ou infarctus postérieur.....grande onde R en V1	
CRHPIR	Discuter HVD ou IDM post avec tr. repol. sec....gde R en V1, trble repolarisation	
CRVH	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....grande onde R ou R' en V1/V2	
CRVHR	Discuter HVD avec troubles de repolarisation....grande R en V1/V2 & trble repol	
PRVH	Hypertrophie ventriculaire droite probable.....grande R ou R', axe droit ou HAD	
PRVHR	HVD probable avec trble repolarisation sec....grande R ou R' & trble repol.	
HVD	Hypertrophie ventriculaire droite.....grande R ou R' avec axe droit ou HAD	
RVHR	HVD avec trble repolarisation sec...grande R/R', axe droit/HAD & trble repol.	

Hypertrophie ventriculaire gauche

Tableau B-23 Hypertrophie ventriculaire gauche

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LVHST	HVG avec modifications de la repolarisation secondaires	Enoncé ajouté lors de la modification
HVOLT	Voltage de QRS important	Enoncé ajouté lors de la modification
LVHV	Voltage suggérant HVG.....R > *,*** en aVL	
LVHR56	Voltage suggérant HVG.....R > *,*** mV en V5 ou V6	

Tableau B-23 Hypertrophie ventriculaire gauche (suite)

Enoncés d'hypertrophie ventriculaire gauche pédiatrique		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LVHRSI	Voltage suggérant HVG.....(R en D1 + S en D3) > *,*** mV	
LVHSR	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche..... (S en V1/V2 + R en V5/V6) > *,***0 mV	
LVHCNV	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche..... (R en aVL + S en V3) > *,*** mV	
LVHC	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche.....nombreux critères de voltage	
LVHVP	Hypertrophie ventriculaire gauche probable.....nombreux critères d'HVG	
LVHCNP	Hypertrophie ventriculaire gauche probable.....(R en aVL + S en V3) x RSd > **	
LVHPRE	HVG probable avec troubles de repolarisation sec.....nombreux critères d'HVG	
HVG	Hypertrophie ventriculaire gauche.....nombreux critères de voltage	
LVH1	Hypertrophie ventriculaire gauche.....nombreux critères d'HVG	
LVHREP	HVG avec trble de repolarisation sec..... nombreux critères d'HVG, trbles repol	
LVHCO	HVG+retard cond. intra. V. & trble repol. sec.....nb critères, QRS large, anomalies ST-T	
LVHCOL	HVG+retard cond. intra. V, axe G & tr. repol. sec... nbr critères, QRS large, trbles repol	
BVH	Hypertrophie biventriculaire.....nombreux critères d'HVG et HVD	

Anomalies de l'onde Q et infarctus du myocarde pédiatriques

Tableau B-24 Anomalies de l'onde Q et infarctus du myocarde pédiatriques

Enoncés d'anomalies de l'onde Q et d'infarctus du myocarde pédiatriques		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
NORVAR	Discuter variante de la normale	Enoncé ajouté lors de la modification
PQIN	Ondes Q limites en inférieur.....somme des durées de Q = 80 ms en D2, D3, aVF	
PQLA	Ondes Q limites en latéral...Q > 35 ms en D1, aVL, V5, V6	
PQAN	Onde Q limite en antérieur.....Q > 30 ms en V2-V5	
PQAL	Onde Q limite en antéro-latéral.....Q > 35 ms en D1, aVL, V3-V6	
PIMI	Onde Q pathologique évoquant IDM inférieur.....Q > 35 ms en D2, D3, aVF	
PLMI	Onde Q pathologique évoquant IDM latéral..Q > 35 ms en D1, aVL, V5, V6	
PASMI	Onde Q pathologique évoquant IDM antéro-septal..Q > 30 ms en V1, V2	
PAMI	Onde Q pathologique évoquant IDM antérieur.....Q > 30 ms en V2-V4	
PALMI	Onde Q pathologique évoquant IDM antéro-latéral.....Q > 30 ms en D1, aVL, V4-V6	

Infarctus inférieur

Tableau B-25 Infarctus inférieur

Enoncés d'infarctus inférieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
IBMI	IDM inféro-basal	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-25 Infarctus inférieur (suite)

Enoncés d'infarctus inférieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
IAPMI	IDM inféro-apical	Enoncé ajouté lors de la modification
INFQ	ONDES Q LIMITES EN INFÉRIEUR.....somme durées de Q = 80 ms en D2, D3, aVF	IMI3
IMIC	Discuter infarctus inférieur.....Q > 35 ms en D2, D3, aVF	IMI10
IQNV	Ondes Q en inférieur, probable variante de la normale.... Q > 30 ms, âge < 21 H, < 40 F	IMI18
IMIOP	Infarctus inférieur probable, ancien.....Q > 35 ms en D2, D3, aVF	IMI24
IMIQP	Infarctus inférieur probable, âge indéterminé....Q > 35 ms, T nég. en D2, D3, aVF	IMI26
ILMIQP	Infarctus inféro-latéral probable, âge indéterminé.....Q > 30 ms en inf-lat	IMI30
IMIPR	Infarctus inférieur probable, récent....Q > 35 ms, ST > 0,1 mV, T nég. en D2, aVF	IMI49M
IMIO	Infarctus inférieur, ancien.....Q > 35 ms en D2, D3, aVF	IMI64
IMIQ	Infarctus inférieur, d'âge indéterminé...Q > 35 ms, T nég. en D2, D3, aVF	IMI66
IQBBB	Ondes Q en inférieur, peut-être dues à BBG.....Q > 35 ms en D2, D3, aVF & BBG	IMI80
IMIBBB	Infarctus inférieur probable avec BBG.....Q > 35 ms en D2, D3, aVF & BBG	IMI82
IMIRP	Infarctus inférieur probable, récent.....Q > 25 ms, ST > 0,07 mV, T nég. en D2, aVF	IMI54
IMIAP	Infarctus inférieur probable, aigu.....ST > 0,10 mV en D2, D3, aVF	IMI50
IMIPA	Infarctus inférieur peut-être aigu.....Q > 30 ms, ST > 0,10 mV en D2, D3, aVF	IMI67
ISTBBB	Sus-décalage ST en inférieur, peut-être dû à BBG.....ST > 0,15 mV en D2, D3, aVF & BBG	IMI81
IMIR	Infarctus inférieur, récent....Q > 35 ms, ST > 0,07 mV, T nég. en D2-aVF	IMI74

Tableau B-25 Infarctus inférieur (suite)

Enoncés d'infarctus inférieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
IMIA	Infarctus inférieur, aigu.....ST > 0,10 mV, T vertical en D2, D3, aVF	
IMIAR	Infarctus inférieur, aigu (ACD).....ST > 0,10 mV en D3 > D2	Nouvel énoncé
IMIAX	Infarctus inférieur, aigu (ACx).....ST > 0,10 mV en D2, D3, aVF, sous-déc. ST V1-V3	Nouvel énoncé

Infarctus postérieur

Tableau B-26 Infarctus postérieur

Enoncés d'infarctus postérieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RPMIC	Grande onde R en V2, discuter HVD ou IDM post.....R/S > 3, T > 0,30 mV en V1, V2	CRPMI
PMIC	Discuter infarctus postérieur.....grandes ondes R & T en V1-V3 ou Q en V7-V9	CPMI
IPMIC	Discuter infarctus postéro-inférieur.....Q en inf, R en ant. ou sous-déc. ST en V1-3	CIPMI
PMIOP	Infarctus postérieur probable, ancien.....gdes ondes R en V1-V3 ou Q > 40 ms en V7-V9	Nouvel énoncé
PMIO	Infarctus postérieur, ancien.....grandes ondes R&T en V1-V3 ou Q > 40 ms en V7-V9	Nouvel énoncé
IPMIO	Infarctus postéro-inférieur, ancien.....Q en D2, avF & grandes ondes R&T en V1-V3	Nouvel énoncé
PMIQP	Infarctus postérieur probable, âge indéterminé...gdes R&T en V1-V3 ou Q, T nég. en V7-V9	Nouvel énoncé
PMIQ	Infarctus postérieur, âge indéterminé.....gdes R&T en V1-V3 ou Q, T nég. en V7-V9	
IPMIQ	Infarctus postéro-inférieur, âge indéterminé.....Q en D2-aVF, gdes R&T en V1-V3	Nouvel énoncé
PMIRP	IDM postérieur probable, récent.....gdes R & sous-déc. ST V1-V3 ou Q, sus-déc. ST V7-9	Nouvel énoncé

Tableau B-26 Infarctus postérieur (suite)

Enoncés d'infarctus postérieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
PMIR	Infarctus postérieur, récent.....gdes R & sous-déc. ST V1-V3 ou Q, sus-déc. ST V7-9	Nouvel énoncé
IPMIR	IDM postéro-inférieur, récent.....gdes R & sous-déc. ST V1-V3 ou Q, sus-déc. ST V7-9	Nouvel énoncé
PMIAP	Infarctus postérieur probable, aigu.....ST < -0,05 en V1-V3 ou ST > 0,05 en V7-V9	Nouvel énoncé
PMIA	Infarctus postérieur, aigu.....ST < -0,1 en V1-V3 ou ST > 0,05 en V7-V9	
PMIAX	Infarctus postérieur, aigu (ACx).....ST < -0,1 en V1-V3 ou ST > 0,05 en V7-V9	Nouvel énoncé
IPMIA	IDM postéro-inférieur, aigu.....ST > 0,1 en inf, < -0,1 en V1-3 ou > 0,05 en V7-9	
IPMIAR	Infarctus postéro-inférieur, aigu (ACD).....ST > 0,1 en inf, < -0,1 en ant.	Nouvel énoncé
IPMIAX	IDM postéro-inférieur, aigu (ACx).....ST > 0,1 en inf, < -0,1 en V1-3 ou > 0,05 en V7-9	Nouvel énoncé

Infarctus ventriculaire droit

Tableau B-27 Infarctus ventriculaire droit

Enoncés d'infarctus ventriculaire droit		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RMIOP	Infarctus ventriculaire droit probable, ancien.....Q > 60 ms en V3R-V5R	Nouvel énoncé
RMIO	Infarctus ventriculaire droit, ancien.....Q > 80 ms en V3R-V5R	Nouvel énoncé
RMIQP	Infarctus ventriculaire droit probable, âge indét.....Q > 60 & ST > 0,05 en V3R-V5R	Nouvel énoncé
RMIQ	Infarctus ventriculaire droit, âge indéterminé.....Q > 70 ms, ST > 0,05 en V3R-V5R	Nouvel énoncé
RMIRP	Infarctus ventriculaire droit probable, récent.....Q > 50, ST > 0,05 en V3R-V5R	Nouvel énoncé
RMIR	Infarctus ventriculaire droit, récent.....ST > 0,05 et T vertical en V3R-V5R	Nouvel énoncé

Tableau B-27 Infarctus ventriculaire droit (suite)

Enoncés d'infarctus ventriculaire droit		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
RMIAP	IDM ventriculaire droit probable, aigu.....ST >0,08 V3R-V5R, aVR & sous-déc. ST en lat	Nouvel énoncé
RMIA	Infarctus ventriculaire droit, aigu.....ST > 0,10 V3R-V5R, aVR & sous-déc. ST en lat	Nouvel énoncé
RMIAR	IDM ventriculaire droit, aigu (ACD).....ST > 0,08, aVR V3R-V5R & sous-déc. ST en lat	Nouvel énoncé
RVINV	VD également atteint.....grande onde Q ou sus-déc. ST en V3R-V5R, sous-déc. ST en lat	Nouvel énoncé

Infarctus latéral

Tableau B-28 Infarctus latéral

Enoncés d'infarctus latéral		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LATQ	Ondes Q pathologiques en latéral.....Q > 35 ms en V5, V6, D1, aVL	LMI10
LMIOP	Infarctus latéral probable, ancien.....Q > 35 ms, anomalie ST-T en V5-V6, D1, aVL	LMI24
LQLVH	Ondes Q en latéral, probablement dues à HVG.....Q > 35 ms en D1, aVL, V5, V6 & HVG	LMI28
LQNV	Ondes Q en latéral, probab. variante de la normale...Q > 35 ms, âge < 31 H, < 40 F	LMI49
LMIO	Infarctus latéral, ancien.....Q > 40 ms, onde T plate en D1, aVL, V5, V6	LMI64
ILMIO	Infarctus inféro-latéral, ancien.....Q > 40 ms en inf/lat	Nouvel énoncé
LMIQP	Infarctus latéral probable, âge indéterminé.....Q > 35 ms en D1, aVL, V5, V6	LMI20
LMIQ	Infarctus latéral, âge indéterminé.....Q > 35 ms, T nég., en D1, aVL, V5, V6	LMI66
ILMIQ	Infarctus inféro-latéral, d'âge indéterminé.....Q > 30 ms, T nég. en inf-lat	
LMIRP	Infarctus latéral probable, récent.....Q > 35 ms, ST > 0,07 mV, T nég. en D1, aVL, V5, V6	LMI54

Tableau B-28 Infarctus latéral (suite)

Enoncés d'infarctus latéral		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LMIR	Infarctus latéral, récent.....Q > 35 ms, ST > 0,05 mV, T nég. en D1, aVL, V5, V6	LMI74
ILMIR	Infarctus inféro-latéral, récent.....ST > 0,05 mV, T nég. en inf-lat	Nouvel énoncé
LMIAP	Infarctus latéral probable, aigu.....Q > 28 ms, ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	LMI50
LMIPA	Infarctus latéral, peut-être aigu.....Q > 28 ms, ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	LMI67
LMIA	Infarctus latéral, aigu.....ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	
LMIAD	Infarctus latéral, aigu (IVA).....ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	
ILMIA	Infarctus inféro-latéral, aigu.....ST > 0,10 mV en inf-lat	
ILMIAR	Infarctus inféro-latéral, aigu (ACD).....ST > 0,10 mV en inf-lat	Nouvel énoncé
ILMIAX	Infarctus inféro-latéral, aigu (ACx).....ST > 0,10 mV en inf-lat	Nouvel énoncé

Infarctus antéro-septal et antérieur

Tableau B-29 Infarctus antéro-septal et antérieur

Enoncés d'infarctus antéro-septal et antérieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ABMI	IDM antéro-basal	Enoncé ajouté lors de la modification
AAPMI	IDM antéro-apical	Enoncé ajouté lors de la modification
MILBBB	IDM en présence d'un bloc de branche gauche	Enoncé ajouté lors de la modification
ANTQ	Onde Q pathologique en V1.....Q > 35 ms en V1	AMI3

Tableau B-29 Infarctus antéro-septal et antérieur (suite)

Enoncés d'infarctus antéro-septal et antérieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ANTR	R ampl. réduite, discuter IDM ant-sept. ou empl. électr...Q > 30 ms, R dim. en V1-V2	AMI4
ASMIC	Discuter IDM antéro-septal.....Q > 30 ms, R dim. en V1-V2	AMI8
ASQBBB	Ondes Q en ant., peut-être dues à BBG incomplet.....Q > 30 ms en V1, V2 & BBG incomp.	AMI16
ASQLVH	Ondes Q en antérieur, peut-être dues à HVG.....Q > 30 ms en V1- V2 & HVG	AMI17
AMIC	Discuter infarctus antérieur.....Q > 30 ms en V2-V5	AMI44
ASMIOP	Infarctus antéro-septal probable, ancien.....Q > 30 ms & anomalie ST-T en V1-V2	AMI20
AMIOP	Infarctus antérieur probable, ancien.....Q > 40 ms en V2-V5	Nouvel énoncé
AQLVH	Ondes Q en antérieur, peut-être dues à HVG.....Q > 30 ms en V2-V5 & LVH	Nouvel énoncé
ASMIO	Infarctus antéro-septal, ancien.....Q > 40 ms en V1-V2	Nouvel énoncé
AMIO	Infarctus antérieur, ancien.....Q > 40 ms, anomalie ST-T en V2-V5	AMI60
ASMIQP	Infarctus antéro-septal probable, d'âge indéterminé.....Q > 35 ms, T nég. en V1-V2	AMI21
AMIQP	Infarctus antérieur probable, d'âge indéterminé.....Q > 35 ms, T nég. en V2-V5	Nouvel énoncé
ASMIQ	Infarctus antéro-septal, d'âge indéterminé.....Q > 35 ms, T nég. en V1-V3	
AMIQ	Infarctus antérieur, d'âge indéterminé.....Q > 30 ms, T nég. en V2-V5	
ASMIRP	Infarctus antéro-septal probable, récent.....Q, ST > 0,15 mV, T nég en V1-V3	Nouvel énoncé
AMIRP	Infarctus antérieur probable, récent.....Q > 30 ms, ST > 0,15 mV, T nég. en V2-V5	AMI52
ASMIR	Infarctus antéro-septal, récent....ST > 0,15 ms, T nég. en V1-V3	AMI26
AMIR	Infarctus antérieur, récent.Q > 30 ms, ST > 0,15 mV, T nég. en V2-V5	AMI66
ASMIPA	Infarctus antéro-septal, peut-être aigu.....Q > 35 ms, ST > 0,15 mV en V1-V2	AMI10

Tableau B-29 Infarctus antéro-septal et antérieur (suite)

Enoncés d'infarctus antéro-septal et antérieur		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ASMIAP	Infarctus antéro-septal probable, aigu.....ST > 0,15 mV, T vertical en V1-V3	AMI21A
AMIAP	Infarctus antérieur probable, aigu.....ST > 0,15 mV, T vertical en V2-V5	AMI50
AMIPA	Infarctus antérieur, peut-être aigu.....ST > 0,15 mV, T vertical en V2-V5	AMI61A
ASMIA	Infarctus antéro-septal, aigu.....ST > 0,20 mV en V1-V2	
ASMIAD	Infarctus antéro-septal, aigu (IVA).....ST > 0,25 mV en V1-V2	Nouvel énoncé
AMIA	Infarctus antérieur, aigu.....ST > 0,25 mV en V2-V5	
AMIAD	Infarctus antérieur, aigu (IVA).....ST > 0,25 mV en V2-V5	Nouvel énoncé

Infarctus antéro-latéral et antérieur étendu

Tableau B-30 Infarctus antéro-latéral et antérieur étendu

Enoncés d'infarctus antéro-latéral et antérieur étendu		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ALIC	Discuter infarctus antéro-latéral.....Q > 30 ms en D1, aVL, V3-V6	ALI10
ALIOP	Infarctus antéro-latéral probable, ancien.....Q > 35 ms, anomalie ST-T en V2-V6, D1, aVL	ALI24
ALQLVH	Ondes Q en antéro-latéral, peut-être dues à HVG.....Q > 35 ms en V4-V6, D1, aVL & HVG	ALI48
ALQNV	Onde Q en antéro-latéral, normale pour âge ?...Q > 35m S, âge < 31 homme, < 40 femme	ALI49
EAMIO	Infarctus antérieur étendu, ancien.....Q > 35 ms en V1-V6	ALI86
ALIO	Infarctus antéro-latéral, ancien.....Q > 35 ms, anomalie ST-T en V3-V6	ALI64
ALIQP	Infarctus antéro-lat. probable, âge indéterminé.....Q > 35 ms, T nég en V2-V6, D1, aVL	ALI26
EAMIQ	Infarctus antérieur étendu, d'âge indéterminé.....Q > 35 ms, T plate/nég. en V1-V6	

Tableau B-30 Infarctus antéro-latéral et antérieur étendu (suite)

Enoncés d'infarctus antéro-latéral et antérieur étendu		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ALIQ	Infarctus antéro-latéral, âge indéterminé.....Q > 35 ms, T plate/nég. en V3-V6, D1, aVL	
ALIRP	Infarctus antéro-lat. probable, récent.....Q > 30 ms, ST >0,07 mV, T nég. en V2-V6	ALI54
EAMIR	Infarctus antérieur étendu, récent.....Q > 35 ms, ST >0,10 mV, T nég. en V1-V6	ALI94
ALIR	Infarctus antéro-latéral, récent.....Q > 35 ms, ST > 0,10 mV, T nég en V2-V6, D1, aVL	
ALIAP	Infarctus antéro-latéral probable, aigu.....ST > 0,15 mV en V2-V5	ALI50
EAMIPA	Infarctus antérieur étendu, peut-être aigu.....Q > 35 ms, ST > 0,15 mV, en V1-V6	ALI88
ALIPA	Infarctus antéro-latéral, peut-être aigu.....Q > 35 ms, ST > 0,15 mV, en V2-V6	ALI67
EAMIA	Infarctus antérieur étendu, aigu.....ST > 0,15 mV en V1-V6	
EAMIAD	Infarctus antérieur étendu, aigu (IVA)....ST > 0,15 mV en V1-V6	Nouvel énoncé
ALIA	Infarctus antéro-latéral, aigu.....ST > 0,20 mV en V2-V6, D1, aVL	
ALIAD	Infarctus antéro-latéral, aigu (dév. axiale gauche).....ST > 0,20 mV en V2-V6, D1, aVL	Nouvel énoncé

Sous-décalage de ST et ischémie

Tableau B-31 Sous-décalage de ST et ischémie

Enoncés de sous-décalage de ST et ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
NDSTD	Sous-décalage de ST non significatif	Enoncé ajouté lors de la modification
SDANP	Sous-décalage non spécifique de ST en antérieur.....ST < -0,10 mV, en V2-V5	
SDINP	Sous-décalage non spécifique de ST, en inférieur.....ST < -0,10 mV en D2, D3, aVF	

Tableau B-31 Sous-décalage de ST et ischémie (suite)

Enoncés de sous-décalage de ST et ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
SDALP	Sous-décalage non spécifique de ST en antéro-lat.....ST < -0,10 mV en D1, aVL, V2-V6	
SDJ	SOUS-DECALAGE JONCTIONNEL DE ST.....ST<-0,10mV sur 3 dérivation	
SDM	SOUS-DECALAGE MINIMAL DE ST.....ST <-0,05 mV sur 2 dérivation	
SDCU	SOUS-DECALAGE MINIMAL DE ST.....ST concave vers le haut	
SDONS	Sous-décalage minime de ST.....ST < -0,04 mV, T nég. sur 2 dérivation	
SDOAN	Sous-décalage minime de ST, en antérieur...ST < -0,03 mV en V2-V4	
SDOLA	Sous-décalage minime de ST, en latéral.....ST < -0,04 mV en D1, aVL, V5, V6	
SDOAL	Sous-décalage minime de ST, en antéro-latéral.....ST < -0,04 mV en D1, aVL, V2-V6	
SDOIN	Sous-décalage minime de ST, en inférieur.....ST < -0,04 mV en D2, D3, aVF	
SDODI	Sous-décalage minime diffus de ST.....ST < -0,03 mV en ant/lat/inf	
SD1AN	Sous-décalage limite de ST, en antérieur.....ST < -0,07 mV en V2-V4	
SD1LA	Sous-décalage limite de ST, en latéral.....ST < -0,07 mV en D1, aVL, V5, V6	
SD1AL	Sous-décalage limite de ST, en antéro-latéral.....ST < -0,07 mV en D1, aVL, V2-V6	
SD1IN	Sous-décalage limite de ST, en inférieur.....ST < -0,07 mV en D2, D3, aVF	
SD1DI	Sous-décalage limite diffus de ST.....ST < -0,07 mV en ant/lat/inf	
SD15NS	Sous-décalage non spécifique de ST.....ST < -0,10 mV sur 2 dérivation	
SD15AN	Sous-décalage non spécifique de ST, en antérieur.....ST < -0,10 mV en V2-V4	
SD15LA	Sous-décalage non spécifique de ST, en latéral.....ST < -0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	

Tableau B-31 Sous-décalage de ST et ischémie (suite)

Enoncés de sous-décalage de ST et ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
SD15AL	Sous-décalage non spécifique de ST, en antéro-lat.....ST < -0,10 mV en D1, aVL, V2-V6	
SD15IN	Sous-décalage non spécifique de ST, en inférieur.....ST < -0,10 mV en D2, D3, aVF	
SD15WI	Sous-décalage non spécifique diffus de ST.....ST < -0,10 mV en ant/lat/inf	
SD2NS	Sous-décalage non spécifique de ST.....ST < -0,10 mV, sur 2 dérivations	
SD2AN	Sous-déc. ST en antérieur, ischémie à discuter.....ST < -0,10 mV en V2-V4	
SD2LA	Sous-décalage de ST en latéral, ischémie à discuter.....ST < -0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	
SD2AL	Sous-déc. ST en antéro-latéral, ischémie à discuter.....ST < -0,10 mV en D1, aVL, V2-V6	
SD2IN	Sous-décalage ST en inférieur, ischémie à discuter.....ST < -0,10 mV en D2, D3, aVF	
SD2WI	Sous-décalage diffus de ST, ischémie à discuter.....ST < -0,10 mV en ant/lat/inf	
SDPRR	Sous-décalage de ST, peut-être lié au rythme.....ST < -0,10 mV & tachycardie extrême	

Anomalie de l'onde T & ischémie

Tableau B-32 Anomalie de l'onde T & ischémie

Enoncés d'anomalie de l'onde T & ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
PUW	Grandes ondes U	Enoncé ajouté lors de la modification
INVU	Ondes U inversées	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-32 Anomalie de l'onde T & ischémie (suite)

Enoncés d'anomalie de l'onde T & ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
TUFUS	Fusion des ondes T et U	Enoncé ajouté lors de la modification
TIN1	Ondes T pathologiques en inférieur.....T nég. en D2, D3, aVF	
TAS1	Ondes T pathologiques en antéro-septal.....T nég. en V1, V2, V3	
TARVH	Ondes T pathologiques en antérieur, prob. dues à HVD.....HVD & T nég. en V1-V3	
TAN1	Ondes T pathologiques, en antérieur.....T nég. en V1-V5	
TLA1	Ondes T pathologiques, en latéral.....T nég. en D1, aVL, V5-V6	
TAL1	Ondes T pathologiques, en antéro-latéral.....T nég. en D1, aVL, V2-V6	
TALVH	Ondes T patho. en antéro-latéral, prob. dues à HVG.....HVG & T nég. D1, aVL, V2-V6	
LOWT	Anomalies limites de l'onde T.....onde T plate	
TAXAB	Anomalies limites de l'onde T.....axe de T non compris entre -10 et 100	
TAXQT	Anomalies limites de l'onde T.....axe de QRS-T (91,180)	
TONS	Anomalies limites de l'onde T.....Ratio T/QRS < 1/20 ou onde T plate	
TOAN	Anomalies limites de l'onde T, en antérieur.....onde T plate ou nég. en V2-V4	
TOLA	Anomalies limites de l'onde T, en latéral.....onde T plate ou nég. en D1, aVL, V5, V6	
TOAL	Anomalies limites de T en antéro-latéral.....T plate/nég. en D1, aVL, V2-V6	
TOIN	Anomalies limites de l'onde T, en inférieur.....T plate ou nég. en D2, D3, aVF	
TODI	Anomalies limites, diffuses, de l'onde T.....T plate ou nég.	
T1AN	Anomalies non spécifiques de l'onde T, en antérieur.....T < -0,10 mV en V2-V4	

Tableau B-32 Anomalie de l'onde T & ischémie (suite)

Enoncés d'anomalie de l'onde T & ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
T1LA	Anomalies non spécifiques de l'onde T, en latéral.....T < -0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	
T1AL	Anomalies non spécifiques de T, en antéro-latéral.....T < -0,10 mV en D1, aVL, V2-V6	
T1IN	Anomalies non spécifiques de l'onde T, en inférieur.....T < -0,10 mV en D2, D3, aVF	
T1DI	Anomalies non spécifiques, diffuses, de l'onde T.....T < -0,10 mV en ant/lat/inf	
T3AN	T pathologique en antérieur, ischémie à discuter.....T < -0,20 mV en V2-V4	
TIALVH	HVG & troubles de repolarisation, ischémie possible...T < -0,20 mV en V1-V3 & HVG	
T3LA	T pathologique en latéral, ischémie à discuter.....T < -0,20 mV en D1, aVL, V5, V6	
T3AL	T pathologique en antéro-lat., ischémie à discuter.....T < -0,20 mV en D1, aVL, V2-V6	
T3IN	T pathologique en inférieur, ischémie à discuter.....T < -0,20 mV en D2, D3, aVF	
T3WI	T pathologique diffuse, ischémie à discuter.....T < -0,20 mV en ant/lat/inf	
T6AN	T pathologique en antérieur, ischémie probable.....T < -0,50 mV en V2-V4	
T6LA	T pathologique en latéral, ischémie probable.....T < -0,50 mV en D1, aVL, V5 V6	
T6AL	T pathologique en antéro-latéral, ischémie à discuter.....T < -0,50 mV en D1, aVL, V2-V6	
T6IN	T pathologique en inférieur, ischémie probable.....T < -0,40 mV en D2, D3, aVF	
T6IL	T pathologique en inféro-latéral, ischémie prob.....T < -0,40 mV en D1-3, aVF, V5-6	
T6WI	T pathologique, ischémie probable, étendue.....T < -0,50 mV en ant/lat/inf	

Trouble de la repolarisation et ischémie

Tableau B-33 Trouble de la repolarisation et ischémie

Enoncés de trouble de la repolarisation et ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
REPB	Trouble limite de la repolarisation....sous-décalage ST & T pathologique	
REPBAN	Trouble limite repolarisation en antérieur.....sous-déc. ST, T plate/négative en V2-V4	
REPBLA	Trouble limite repolarisation en latéral...sous-déc ST, T plate/nég en D1, aVL, V5, V6	
REPBAL	Trouble limite repolarisation en antérolat.....sous-déc. ST, T plate/nég. D1, aVL, V2-V6	
REPBIN	Trouble limite repolarisation en inférieur.....sous-déc ST, T plate/nég en D2, D3, aVF	
REPBI	Trouble limite repolarisation en inférolatéral.....sous-déc. ST, T plate/nég. en inf/lat	
REPBDI	Trouble limite diffus de repolarisation...sous-déc. ST, T plate en ant/lat/inf	
REPNS	Troubles non spécifiques de repolarisation.....sous-déc. ST, T nég. sur 2-3 dériv.	
REPAN	Trouble non spécifique repolarisation en antérieur.....sous-déc. ST, T nég. en V2-V4	
REPLA	Trouble non spécifique repol. en latéral.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V5, V6	
REPAL	Trouble non spécifique repol. en antéro-lat.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V2-V6	
REPLVH	Trouble de repolarisation, prob. dû à HVG.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V2-V6	
REPIN	Trouble non spécifique repol. en inférieur.....sous-déc. ST, T nég. en D2, D3, aVF	
REPIL	Trble non spécif.repol.en inféro-lat...sous-déc. ST, T nég. en D1-D3, aVL, aVF, V5-6	
REPDI	Trouble non spécifique diffus repol..sous-déc. ST, T plate en ant/lat/inf	
REPIA	Trouble repolarisation en ant. évoquant ischémie..sous-déc. ST, T nég. en V2-V4	

Tableau B-33 Trouble de la repolarisation et ischémie (suite)

Enoncés de trouble de la repolarisation et ischémie		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
REPILA	Trble repol. en latéral évoquant ischémie.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V5, V6	
REPIAL	Trble repol. antéro-lat. évoquant ischémie.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V2-V6	
REPII	Trble repol. en inférieur évoquant ischémie.....sous-déc. ST, T nég. en D2, D3, aVF	
REPIIL	Trble repol. inféro-lat. évoquant ischémie...sous-déc. ST, T nég. en D1-D3, aVL, aVF, V5-6	
REPIDI	Trouble diffus de la repolarisation évoquant ischémie...ST-T nég. en ant/lat/inf	
REPPAN	Trouble repol. en antérieur, ischémie probable...sous-déc. ST, T nég. en V2-V4	
REPPLA	Trble repol. en latéral, ischémie probable.....sous-déc. ST, T nég. en D1, aVL, V5, V6	
REPPAL	Trble repol. en antéro-lat. ischémie probable..sous-déc. ST, T nég. D1, aVL, V2-6	
REPPIN	Trouble repol. en inférieur, ischémie probable...sous-déc. ST, T nég. en D2, D3, aVF	
REPPIL	Trble repol. inféro-lat. ischémie probable...sous-déc. ST, T nég. en D1-D3, aVL, aVF, V5-6	
REPPWI	Trouble diffus repol., ischémie étendue.....sous-déc. ST, T nég. en ant/lat/inf	
LMVD	Tr. repol, isch. étendue sévère (LM/VD).....Sus-déc. ST aVR, sous-déc. ST & T nég. en ant/lat/inf	Nouvel énoncé
REPRR	Trouble repolarisation, probab. lié au rythme.....sous-déc. ST, T nég, tachycardie	

Sus-décalage ST, péricardite, repolarisation précoce et lésion

Tableau B-34 Sus-décalage ST, péricardite, repolarisation précoce et lésion

Enoncés de sus-décalage ST, péricardite, repolarisation précoce et lésion		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
STEND	Sus-décalage de ST, non-significatif	Enoncé ajouté lors de la modification
SusdécST	Sus-décalage de ST, lésion sous-épicardique	Enoncé ajouté lors de la modification
STBRUG	Sus-décalage de ST évoquant syndrome de Brugada	Enoncé ajouté lors de la modification
CCNS	Tracé évoquant atteinte du système nerveux central	Enoncé ajouté lors de la modification
COPASD	Tracé évoquant CIA de type ostium primum	Enoncé ajouté lors de la modification
CPEFUS	Tracé évoquant épanchement péricardique	Enoncé ajouté lors de la modification
CLVAN	Discuter anévrisme ventriculaire gauche	Enoncé ajouté lors de la modification
SEANP	SUS-DECALAGE ST EN ANTERIEUR, VARIATION PROBABLEMENT NORMALE.....ST>0,15mV en V2-V5	
SEINP	Sus-décalage ST en inférieur, prob. variante de normale. ST > 0,15 mV en D2, D3, aVF	
SEALP	Sus-déc. ST en antéro-lat, prob. variante de la normale...ST > 0,15 mV en D1, aVL, V2-V6	
MSTEA	Sus-décalage minime de ST en antérieur.....ST > 0,10 mV en V1-V4	

Tableau B-34 Sus-décalage ST, péricardite, repolarisation précoce et lésion (suite)

Enoncés de sus-décalage ST, péricardite, repolarisation précoce et lésion		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
MSTEL	Sus-décalage minime de ST en latéral.....ST > 0,06 mV en D1, aVL, V5, V6	
MSTEAL	Sus-décalage minime de ST en antéro-latéral...ST > 0,08 mV en D1, aVL, V2-V6	
MSTEI	Sus-décalage minime de ST en inférieur....ST > 0,06 mV en D2, D3, aVF	
MSTED	Sus-décalage minime diffus de ST....ST > 0,10 mV en ant/lat/inf	
BSTE	Sus-décalage limite de ST.....ST > 0,10 mV sur 2 dériva-tions	
BSTEAL	Sus-décalage limite de ST en antérieur.....ST > 0,15 mV en V1-V4	
STELVH	Sus-décalage de ST en antérieur, prob. dû à HVG.....ST > 0,20 mV en V1-V4 & HVG	
BSTEL	Sus-décalage limite de ST en latéral....ST > 0,06 mV en D1, aVL, V5, V6	
BSTEAL	Sus-décalage limite de ST en antéro-latéral...ST > 0,06 mV en D1, aVL, V2-V6	
BSTEI	Sus-décalage limite de ST en inférieur...ST > 0,06 mV en D2, D3, aVF	
PERI	Sus-décalage de ST évoquant une péricardite aiguë.....ST > 0,06 mV en ant/lat/inf	
CINJI	Sus-décalage de ST, discuter lésion inférieure...ST > 0,08 mV en D2, D3 et aVF	
CINJA	Sus-décalage de ST, discuter lésion antérieure.....ST > 0,15 mV en V1-V5	
CINJL	Sus-décalage de ST, discuter lésion latérale..ST > 0,10 mV en D1, aVL, V5, V6	
CINJAL	Sus-décalage de ST, discuter lésion antéro-lat....ST > 0,15 mV en D1, aVL, V2-V6	
EREPOL	Sus-déc. ST, repolarisation précoce probablement nor-male..sus-déc. ST, âge < 55	
PERI1	Sus-décalage de ST évoquant une péricardite aiguë. ST > 0,10 mV en ant/lat/inf	

Territoire latéral également atteint

Tableau B-35 Territoire latéral également atteint

Enoncé de territoire latéral également atteint		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
LLINV	Territoire latéral également atteint.....onde Q en latéral ou anomalies de ST-T	

Grandes ondes T

Tableau B-36 Grandes ondes T

Enoncés de grandes ondes T		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
TTW	Grandes ondes T	Enoncé ajouté lors de la modification
TTW1	Gde onde T en antéro-lat. variation probablement normale.....T > 1,0 mV en D1, aVL, V2-V6	
TTW10	Grandes ondes T, envisager origine métabolique/ischémique.....T > 1,2 mV	
TTW20	Grandes ondes T évoquant hyperkaliémie.....ondes T amples et larges	
TTW30	Grandes ondes T, probablement variante de la normale....T > 1,2 mV, âge 16-30	
TWALT	Autre onde T	Enoncé ajouté lors de la modification

Intervalle QT, électrolytes et effets des médicaments

Tableau B-37 Intervalle QT, électrolytes et effets des médicaments

Enoncés d'intervalle QT, électrolytes et effets des médicaments		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
PDGTOX	Tracé évoquant toxicité aux digitaliques	Enoncé ajouté lors de la modification
SQT	QT COURT.....QTc < 340 ms	
HPRCA	Intervalle QT court évoquant hypercalcémie.....QTc <310 ms	
LQTB	Intervalle QT long limite.....QTc > ** ms	
LQTS	QT long, prob. secondaire à QRS large.....QTc > ** ms, retard cond. vent/HVD/HVG	
LQT	Intervalle QT long.....QTc > ** ms	
HPOCA	Intervalle QT long évoquant hypocalcémie.....QTc > 520 ms	
HPOK	Intervalle QT long évoquant hypokaliémie/effet méd.....QTc > 520 ms & anomalies ST-T	
DIG1	Trouble de la repolarisation évoquant effet digitalique.....QTc court & ST négatif	
DIG2	Tr. repol. évoquant effet digitalique.....ST concave ascendant, cupule digitalique	
DIG3	Tr. repolarisation évoquant effet digitalique.....ST-T négatif, cupule digitalique	

Cardiopathies congénitales pédiatriques

Tableau B-38 Cardiopathies congénitales pédiatriques

Enoncés de cardiopathies congénitales pédiatriques		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ARVO	Surcharge ventriculaire droite aiguë	Enoncé ajouté lors de la modification
ACP	Coeur pulmonaire aigu	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-38 Cardiopathies congénitales pédiatriques^(suite)

Enoncés de cardiopathies congénitales pédiatriques		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
ASD	Communication interauriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
AVSD	Communication atrioventriculaire	Enoncé ajouté lors de la modification
CHCM	Tracé évoquant cardiomyopathie hypertrophique	Enoncé ajouté lors de la modification
CTA	Discuter atrésie tricuspидienne	Enoncé ajouté lors de la modification
CECD	Discuter maladie des coussinets endocardiques	Enoncé ajouté lors de la modification
CASD	Discuter communication interauriculaire, de type septum secundum	Enoncé ajouté lors de la modification
CAOCA	IDM antéro-lat probable, discuter anomalie d'implantation de l'artère coronaire	Enoncé ajouté lors de la modification
CEA	Discuter maladie d'Ebstein	Enoncé ajouté lors de la modification

Dérivations précordiales droites

Tableau B-39 Dérivations précordiales droites

Enoncé de dérivations précordiales droites		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
V4R	Infarctus inférieur aigu, évoquant enregistrement des dér. précordiales droites	Nouvel énoncé

Dérivation(s) non utilisée(s) pour analyse

Tableau B-40 Dérivations non utilisées pour analyse

Enoncé de dérivations non utilisées pour analyse		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
QMA04	Dérivation(s) ** non utilisée(s) pour analyse morphologique	

Codes de contrôle de la qualité : artefacts et dérive

Tableau B-41 Codes de contrôle de la qualité : artefacts et dérive

Enoncés de codes de contrôle de la qualité : artefacts et dérive		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
QMART	Artefact sur dérivation(s) **	
QMBW	Décalage de la ligne de base sur dérivation(s) **	
QMAB	Artefact sur dérivation(s) ** et décalage ligne de base sur dérivation(s) **	

Codes de contrôle de la qualité : dérivations manquantes

Tableau B-42 Codes de contrôle de la qualité : dérivations manquantes

Enoncés de codes de contrôle de la qualité : artefacts et dérive		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
QMRGT	Electrode(s) précordiales placées à droite	Enoncé ajouté lors de la modification

Tableau B-42 Codes de contrôle de la qualité : dérivation(s) manquantes (suite)

Enoncés de codes de contrôle de la qualité : artefacts et dérive		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
QMPST	Electrode(s) en position postérieure	Enoncé ajouté lors de la modification
QMPML	Dérivation(s) partiellement manquante(s) : ***	Nouvel énoncé
QMMLD	Dérivation(s) manquante(s) : ***	
QMML	Dérivation(s) manquante(s) : *** et partiellement manquante(s) : **	Nouvel énoncé

Enoncés de valeurs critiques

Tableau B-43 Enoncés de valeurs critiques

Enoncés de valeurs critiques		
Code d'énoncé	Enoncé diagnostique	Remarques
CMPLHB	>>> BLOC CARDIAQUE COMPLET <<<	Nouvel énoncé
XTACH	>>> TACHYCARDIE EXTREME <<<	Nouvel énoncé
ACUISC	>>> ISCHEMIE AIGUE <<<	Nouvel énoncé
ACUTMI	>>> IDM AIGU <<<	Nouvel énoncé



Suppression d'énoncés diagnostiques limites

Introduction

Cette annexe comprend la liste de tous les énoncés diagnostiques limites qui peuvent être supprimés à l'aide de la fonction *Suppression d'énoncés limites* disponible sur l'algorithme ECG Philips DXL. Elle permet d'exclure du rapport ECG des énoncés d'interprétation qui indiquent un état limite ou presque normal. Ces énoncés diagnostiques limites sont générés par des mesures situées au-dessus d'un seuil anormal, mais ils peuvent indiquer un état non pathologique. Ces énoncés indiquent au médecin la possibilité d'une pathologie, mais ils n'ont pas de valeur décisionnelle. Ces énoncés comportent souvent les termes "minimal", "discuter" ou "limite".

Suppression des énoncés de faible certitude

Le Tableau C-1 répertorie tous les énoncés diagnostiques qui sont supprimés lorsque le paramètre **Exclure les énoncés de faible certitude** est sélectionné.

Tableau C-1 Énoncés supprimés avec la fonction Excl. énoncés faible cert.

Code d'énoncé	Énoncé diagnostique
BAVCD	Allongement limite de l'intervalle PR.....PR > **, fréq. V ** - **
BIVCD	Retard de conduction intraventriculaire limite....QRSd > ** ms
CLAE	Discuter hypertrophie auriculaire gauche.....ondes P élargies ou crochetées
CRAE	Discuter hypertrophie auriculaire droite.....P > 0,24 mV en dérivations périphériques
ET	Progression anormale onde R, transition précoce.....surface QRS > 0 en V2
ETRSR1	RSR' en V1 ou V2, retard cond.vent.dte ou HVD.....surf. QRS positive & R' en V1/V2
LOWT	Anomalies limites de l'onde T.....onde T plate
LT	Progression anormale onde R, transition tardive.....surface QRS < 0 en V5/V6

Tableau C-1 Enoncés supprimés avec la fonction Excl. énoncés faible cert.

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
LVHQ	DISCUTER HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE GAUCHE.....onde Q profonde/ V5-6 ou D1,2,3,aVF
LVOLFB	Micro-voltage limite sur dériv. périphériques.....ttes dériv. périphériques < 0,6 mV
NFAD	ARRET DE L'ANALYSE EN RAISON DU RYTHME ELECTRO-STIMULE
NFRA	PAS D'ANALYSE DE RYTHME COMPLEMENTAIRE CAR RYTHME ELECTRO-STIMULE
QMAB	Artefact sur dérivation(s) ** et décalage ligne de base sur dérivation(s) **
QMART	Artefact sur dérivation(s) **
QMBW	Décalage de la ligne de base sur dérivation(s) **
REP B	Trouble limite de la repolarisation....sous-décalage ST & T pathologique
RSR1	Aspect RSR' en V1 ou V2, variante de la normale probable.....petite onde R' seule
RSRNV	ASPECT RSR' EN V1, VARIATION NORMALE....vecteur terminal post. orienté à droite
SDALP	Sous-décalage non spécifique de ST en antéro-lat.....ST < -0,10 mV en D1, aVL, V2-V6
SDANP	Sous-décalage non spécifique de ST en antérieur.....ST<-0,10 mV, en V2-V5
SDCU	SOUS-DECALAGE MINIMAL DE ST.....ST concave vers le haut
SDINP	Sous-décalage non spécifique de ST, en inférieur.....ST < -0,10 mV en D2, D3, aVF
SDJ	SOUS-DECALAGE JONCTIONNEL DE ST.....ST<-0,10mV sur 3 dérivation
SDM	SOUS-DECALAGE MINIMAL DE ST.....ST <-0,05 mV sur 2 dérivation
SEALP	Sus-déc. ST en antéro-lat, prob. variante de la normale...ST > 0,15 mV en D1, aVL, V2-V6
SEANP	SUS-DECALAGE ST EN ANTERIEUR, VARIATION PROBABLEMENT NORMALE.....ST>0,15mV en V2-V5
SEINP	Sus-décalage ST en inférieur, prob. variante de normale. ST > 0,15 mV en D2, D3, aVF

Tableau C-1 Énoncés supprimés avec la fonction Excl. énoncés faible cert.

Code d'énoncé	Énoncé diagnostique
SPRB	LIMITE INTERVALLE PR COURT.....intervalle PR < ** ms
TAXAB	Anomalies limites de l'onde T.....axe de T non compris entre -10 et 100
TAXQT	ANOMALIES LIMITES DE L'ONDE T.....angle de l'axe QRS-T compris entre 91 et 180
TTW1	Gde onde T en antéro-lat. variation probablement normale.....T > 1,0 mV en D1, aVL, V2-V6

Suppression de tous les énoncés limites

Les énoncés diagnostiques répertoriés dans le tableau C-1, "Énoncés supprimés avec la fonction Excl. énoncés faible cert.", page C-1, ainsi que les énoncés diagnostiques répertoriés dans le tableau C-2, "Énoncés supprimés avec la fonction Exclure tous", page C-3, sont supprimés lorsque le paramètre **Exclure TOUS** est sélectionné.

Tableau C-2 Énoncés supprimés avec la fonction Exclure tous

Code d'énoncé	Énoncé diagnostique
ANTQ	Onde Q pathologique en V1.....Q > 15 ms en V1
AXL	Déviations axiales gauches limite.....axe de QRS (** , **)
AXR	Déviations axiales droites limite.....axe de QRS (** , **)
BIVCDL	Retard cond. intravent. limite + dév. axiale gche.....QRSd > ** ms, axe QRS (-90,-30)
CRHPI	Discuter HVD ou infarctus postérieur.....grande onde R en V1
CRHPIR	Discuter HVD ou IDM post avec tr. repol. sec....gde R en V1, trble repolarisation
RPMIC	Grande onde R en V2, discuter HVD ou IDM post.....R/S > 3, T > 0,30 mV en V1, V2
CRVH	DISCUTER HYPERTROPHIE VENTRICULAIRE DROITE.....grande onde R ou R' en V1/V2
INFQ	ONDES Q LIMITES EN INFÉRIEUR.....somme durées de Q = 80 ms en D2, D3, aVF
IQNV	Ondes Q en inférieure, probable variante de la normale.... Q > 30 ms, âge < 21 H, < 40 F

Tableau C-2 Enoncés supprimés avec la fonction Exclure tous^(suite)

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
IRBBRV	BBD incomplet, RSR' pouvant évoquer HVD...BBD inc. R ou R' > 0,5 mV en V1-V3
LATQ	Ondes Q pathologiques en latéral.....Q > 35 ms en V5, V6, D1, aVL
LQNV	Ondes Q en latéral, probab. variante de la normale...Q > 35 ms, âge < 31 H, < 40 F
LQTB	Intervalle QT long limite.....QTc > ** ms
LVHR56	Voltage suggérant HVG.....R > *,*** mV en V5 ou V6
LVHR6	Voltage important suggérant HVG.....R > *,*** mV en V6
LVHRS	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche.....R en V6 + S en V1 > *,*** mV
LVHRSI	Voltage suggérant HVG.....(R en D1 + S en D3) > *,*** mV
LVHS12	Voltage important suggérant HVG.....S < *,*** en V1 ou *,*** en V2
LVHTA	Discuter hypertrophie ventriculaire gauche...vecteurs déviés à gauche
LVHV	Voltage suggérant HVG.....R > *,*** en aVL
MSTEA	Sus-décalage minime de ST en antérieur.....ST > 0,10 mV en V1-V4
MSTEAL	Sus-décalage minime de ST en antéro-latéral...ST > 0,08 mV en D1, aVL, V2-V6
MSTEI	Sus-décalage minime de ST en inférieur....ST > 0,06 mV en D2, D3, aVF
MSTEL	Sus-décalage minime de ST en latéral.....ST > 0,06 mV en D1, aVL, V5, V6
PLAE	Hypertrophie auriculaire gauche probable....P > 50 ms, < -0,10 mV en V1
PQAL	Onde Q limite en antéro-latéral.....Q > 35 ms en D1, aVL, V3-V6
PQAN	Onde Q limite en antérieur.....Q > 30 ms en V2-V5
PQIN	Ondes Q limites en inférieur.....somme des durées de Q = 80 ms en D2, D3, aVF
PQLA	Ondes Q limites en latéral...Q > 35 ms en D1, aVL, V5, V6
PRAE	Hypertrophie auriculaire droite probable...P biphasique > 0,20 mV en V1

Tableau C-2 Énoncés supprimés avec la fonction Exclure tous_(suite)

Code d'énoncé	Énoncé diagnostique
REPBAL	Trouble limite repolarisation en antérolat.....sous-déc. ST, T plate/nég. D1, aVL, V2-V6
REPBAN	Trouble limite repolarisation en antérieur.....sous-déc. ST, T plate/négative en V2-V4
REPBIL	Trouble limite repolarisation en inférolatéral.....sous-déc. ST, T plate/nég. en inf/lat
REPBIN	Trouble limite repolarisation en inférieur.....sous-déc ST, T plate/nég en D2, D3, aVF
REPBLA	Trouble limite repolarisation en latéral...sous-déc ST, T plate/nég en D1, aVL, V5, V6
RVHS5	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....onde S profonde en V5
RVHS6	Discuter hypertrophie ventriculaire droite.....onde S profonde en V6
SDOAL	Sous-décalage minime de ST, en antéro-latéral.....ST < -0,04 mV en D1, aVL, V2-V6
SDOAN	Sous-décalage minime de ST, en antérieur....ST < -0,03 mV en V2-V4
SDOIN	Sous-décalage minimal de ST en inférieur.....ST < -0,04 mV en D2, D3, aVF
SDOLA	Sous-décalage minime de ST, en latéral.....ST < -0,04 mV en D1, aVL, V5, V6
SDONS	Sous-décalage minime de ST.....ST < -0,04 mV, T nég. sur 2 dérivations
SPR	Intervalle PR court.....PR < ** ms
SQT	QT COURT.....QTc < 340 ms
TOAL	Anomalies limites de T en antéro-latéral.....T plate/nég. en D1, aVL, V2-V6
TOAN	Anomalies limites de l'onde T en antérieur.....onde T plate ou nég. en V2-V4
TOIN	Anomalies limites de l'onde T, en inférieur.....T plate ou nég. en D2, D3, aVF
TOLA	Anomalies limites de l'onde T, en latéral.....onde T plate ou nég. en D1, aVL, V5, V6
TONS	ANOMALIES LIMITES DE L'ONDE T.....T/QRS < 1/20 ou onde T plate

Tableau C-2 Enoncés supprimés avec la fonction Exclure tous_(suite)

Code d'énoncé	Enoncé diagnostique
TTW30	Grandes ondes T, probablement variante de la normale...T > 1,2 mV, âge 16-30

Validation de l'algorithme ECG DXL

REMARQUE Les données de validation pour la version PH110C de l'algorithme commencent page D-27.

Intérêt de l'interprétation automatisée des ECG

L'interprétation automatisée des ECG est utilisée depuis plus de 40 ans. Cette automatisation avait initialement pour objectif d'aider les médecins vérificateurs et également de reproduire l'identification humaine des tracés ECG à des fins de recherche. Ce dernier objectif n'a manifestement pas été atteint ; néanmoins, l'utilisation des systèmes d'interprétation automatisée est désormais courante et cela prouve bien qu'ils font gagner du temps et que les interprétations s'améliorent.

L'interprétation automatisée présente plusieurs avantages importants :

- Les mesures automatisées sont généralement meilleures que les mesures manuelles.¹
- Les critères sont appliqués uniformément.
- Les critères sont ajustés uniformément par rapport aux variables comme l'âge ou le sexe, particulièrement importantes dans l'interprétation des ECG pédiatriques.
- Par rapport à l'affichage standard, l'analyse porte sur davantage de données. Les présentations standard correspondent à 2,5 secondes de chaque dérivation. L'ordinateur accède à 10 secondes de chaque dérivation.

L'interprétation automatisée n'est pas parfaite pour les raisons suivantes :

- Le programme ne dispose pas de certaines informations cliniques importantes.
- Le programme ne possède pas les données de population.

1. Laguna P, Thakor NV, Caminal P, Jane R, Yoon HR, Bayes de Luna A, et al. "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour Holter ECG: performance and applications". *Medical and Biological Engineering and Computing* 28:67-73, 1990. Algra A, le Brun H, Zeelenberg C. "An algorithm for computer measurement of QT intervals in the 24 hour ECG." *Computers in Cardiology* 1986. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press, 117-119 1987. Ahnve S. "Errors in the visual determination of corrected QT (QTc) interval during acute myocardial infarction." *Journal of the American College of Cardiology* 5:699-702, 1985. Savelieva I, Yi G, Guo X, Hnatkova K, Malik M. "Agreement and Reproducibility of Automatic Versus Manual Measurement of QT Interval and QT Dispersion." *American Journal of Cardiology* 81:471-477, 1998.

- Des artefacts peuvent ressembler aux signaux ECG et entraîner des erreurs.
- Des artefacts peuvent fausser les mesures et entraîner l'analyse de données non fiables.
- L'association de différents rythmes ne fournit pas suffisamment de données pour établir des diagnostics multiples.
- Parce qu'ils sont trop rares, certains phénomènes ne permettent pas de concevoir des critères automatiques.

La comparaison entre des interprétations automatisées et celles de médecins montre que les médecins expérimentés obtiennent en général de meilleurs résultats. Le programme indique parfois des diagnostics pouvant échapper aux médecins les plus expérimentés ; c'est pourquoi il constitue un outil complémentaire appréciable.

Pour toutes ces raisons, l'ACC/l'AHA recommandent de faire vérifier tous les ECG par un médecin qualifié. Des références bibliographiques² synthétisent les résultats de ces comparaisons et définissent les compétences cliniques en matière d'ECG.

Contenu de cette annexe

Cette annexe décrit les différentes méthodes de validation utilisées pour le développement de l'algorithme ECG Philips DXL. Plusieurs méthodes, ainsi que leurs résultats, seront présentés et expliqués.

Types de validation

Aucune méthode de validation ne permet à elle seule de créer un programme aussi complexe que l'algorithme DXL. Trois types au moins sont nécessaires. Ils sont décrits dans les sections qui suivent.

- Signal artificiel
- Anatomique
- Expert

Validation par signal artificiel

La première méthode de validation porte uniquement sur les mesures simples. Des signaux artificiels d'amplitude et de durée connues sont présentés à l'électrocardiogramme / à l'algorithme et les mesures obtenues sont comparées

2. Kadish AH, Buxton AE, Kennedy HL, Knight BP, Mason JW, Schuger CD, Tracy CM. "ACC/AHA clinical competence statement on electrocardiography and ambulatory electrocardiography: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association/American College of Physicians-American Society of Internal Medicine Task Force on Clinical Competence (ACC/AHA Committee to Develop a Clinical Competence Statement on Electrocardiography and Ambulatory Electrocardiography)". *Journal of the American College of Cardiology* 38:2091-100, 2001.

aux valeurs connues. Cette méthode figure parmi les techniques principales proposées par la norme CEI 60601-2-51. Les résultats de cette méthode sont présentés en détail à la section “Signaux artificiels”, page D-7.

Validation anatomique

A priori idéale, la validation anatomique présente plusieurs inconvénients :

- Certains diagnostics d’ECG ne sont pas clairement corrélés à des éléments anatomiques (ex : BBD, rythmes).
- Le médecin chargé de la vérification de l’ECG doit appliquer des critères visibles de l’ECG et ne dispose généralement pas d’informations anatomiques.
- Les techniques d’imagerie mettent habituellement en évidence des problèmes structurels plutôt que des problèmes fonctionnels.
- Les modifications anatomiques évoluent avec le temps, notamment en cas d’infarctus du myocarde, qui peut disparaître lorsque la taille de la cicatrice diminue.

Les techniques d’imagerie sont néanmoins manifestement meilleures que les critères ECG pour certaines pathologies. C’est le cas, par exemple, de l’échographie pour l’HVG. L’IRM apporte certainement des informations complémentaires pour déterminer la taille des infarctus. Les méthodes anatomiques servent souvent de référence pour la définition de nouveaux critères ECG.

Validation par des experts

Comme les programmes d’interprétation automatisée sont par essence des tentatives d’émulations d’experts, la validation par un expert est une approche tout à fait logique. Toutefois, cette méthode présente également des points faibles bien connus³ :

- Les experts peuvent être en désaccord.
- Les experts peuvent revenir sur leur propre diagnostic.
- Les experts peuvent se couvrir en faisant état de possibilités multiples dans leurs diagnostics.
- Les diagnostics des experts peuvent être difficiles à utiliser, notamment lorsque les énoncés contiennent des mots ou expressions imprécis : *envisager*, *ne peut exclure* et *possible*, par exemple.

3. Salerno SM, Alguire PC, and Waxman HS. “Competency in Interpretation of 12-Lead Electrocardiograms:A Summary and Appraisal of Published Evidence”. *Annals of Internal Medicine* 138:751-760, 2003.

Acquisition et traitement du signal

Filtrage

Tout système d'acquisition numérique comporte un certain degré de filtrage. Un filtrage standard efficace évite la distorsion du signal. Tout filtrage supplémentaire entraîne généralement une distorsion, bien que parfois sans conséquence. Un filtrage important peut entraîner une déviation artificielle du segment ST, une perte de crochets peu marqués et une réduction de l'amplitude réelle. C'est pourquoi l'algorithme DXL analyse toujours des données non filtrées, hormis en ce qui concerne les interférences secteur.

Filtrage des interférences secteur

Les interférences secteur sont difficiles à supprimer totalement. Des équipements spéciaux permettent de les supprimer en grande partie pendant l'acquisition, en utilisant l'électrode jambe droite pour annuler les signaux électriques communs. Le signal résiduel faible qui persiste doit généralement être supprimé par des filtres logiciels. Un contact insuffisant entre les électrodes et le patient est souvent responsable d'interférences secteur résiduelles marquées. En règle générale, le filtrage des interférences secteur n'entraîne pas de distorsion importante car la fréquence supprimée (50 ou 60 Hz) contribue peu au signal ECG.

Suppression des artefacts

La suppression des artefacts est parfois nécessaire en ce qui concerne le bruit physiologique (artefacts musculaires causés par la respiration ou par des frissons et des tremblements parkinsoniens). Les artefacts sont dus en grande partie à une préparation insuffisante des sites d'application des électrodes ou à un contact insuffisant entre les électrodes et la peau du patient. Ces problèmes de préparation et de contact peuvent facilement être évités en préparant soigneusement la peau. Les causes physiologiques demeurent toutefois difficiles à pallier.

Les filtres de suppression des artefacts se règlent grâce aux paramètres passe-bande, qui permettent de déterminer les fréquences minimales et maximales affichées. Ces filtres de suppression des artefacts n'affectent pas les données enregistrées, qui sont toujours fidèles.

Détection des artefacts

Dérive de la ligne de base

Ce type d'artefact résulte généralement d'un contact insuffisant des électrodes avec la peau du patient. Une lente ondulation de la ligne de base se superpose sur la courbe ECG. Cet artefact ressemble souvent à une ondulation respiratoire. Cette dérive s'avère difficile à supprimer sans distorsion. Or, toute

distorsion ainsi générée peut fausser les mesures ainsi que l'application des critères.

Artefacts musculaires

Les artefacts musculaires provenant des muscles intercostaux, causés par des frissons ou des tremblements pathologiques, sont également très difficiles à supprimer par filtrage car leurs fréquences chevauchent souvent les fréquences de l'ECG. La méthode de suppression la plus efficace consiste à former un battement représentatif, comme l'explique la section "Justification des battements représentatifs", page D-5.

Artefacts de pics

Les artefacts de pics sont identiques à ceux d'un stimulateur cardiaque et se manifestent parfois sous forme de brusques changements du voltage de la ligne de base. Afin d'éviter ces artefacts, la meilleure méthode consiste à préparer soigneusement le site d'application des électrodes.

Artefacts de stimulation

Les artefacts de stimulation constituent une catégorie importante car ils peuvent affecter le rythme cardiaque de base. Un algorithme efficace doit pouvoir distinguer les artefacts de stimulateur cardiaque des artefacts de pics et les complexes QRS très étroits typiques des nouveau-nés. Il s'agit là de la principale difficulté de détection. La difficulté de classification est liée à la description de la relation entre le stimulateur cardiaque artificiel et le rythme cardiaque qui en résulte.

Formation du battement représentatif

Justification des battements représentatifs

Le regroupement des complexes ECG ayant un tracé similaire permet de classer les rythmes et de constituer des battements moyens⁴. Les complexes ECG varient légèrement d'un complexe à un autre. Un complexe *type* est néanmoins sélectionné à des fins de classification. Comme les artefacts musculaires sont difficiles à supprimer par filtrage, il est recommandé de les égaliser en alignant et en additionnant les complexes ECG. Ce processus vise à préserver tous les détails du complexe ECG, tout en limitant les fluctuations aléatoires du bruit musculaire. En procédant ainsi avec plusieurs centaines de complexes ECG, on obtient un ECG haute amplification comportant très peu de bruit résiduel. Dans l'échantillon type de dix secondes de l'enregistrement ECG diagnostique, les complexes sont beaucoup moins nombreux et la réduction du bruit musculaire sera donc bien moindre.

4. Gregg R, Helfenbein E, Lindauer J, Zhou S. "Performance of a 12-Lead ECG Fuzzy Beat Classifier." *Journal of Electrocardiology* 36:110 Supp, 2003. Gregg R, Helfenbein E, Lindauer J, Zhou S. "Automatic Discrimination of Atrial Flutter from Other Supraventricular Rhythms by Autocorrelation and Power Spectral Analysis." *Journal of Electrocardiology* 37:79 Supp, 2004.

Notons que certains cliniciens préfèrent éviter le terme *battement* pour décrire un complexe ECG. Ce terme étant toutefois très largement usité, nous utiliserons “complexe ECG” et “battement” de façon interchangeable dans cette annexe.

Obtention des battements représentatifs

Choix du battement médian

Une fois les complexes alignés, les valeurs sont triées à chaque point d'échantillonnage et une valeur moyenne est sélectionnée. Ce processus permet d'obtenir le point médian de chaque échantillon. Une fois regroupés, ces points constituent le *battement médian*. Cette méthode permet de limiter l'influence des valeurs extrêmes, sans toutefois réduire l'effet du bruit musculaire, de faible amplitude. En fait, l'effet du bruit pourrait même s'en trouver amplifié. Les battements médians sont généralement filtrés pour paraître plus lissés. Toutefois, par définition, cette méthode élimine la plupart des données. Elle n'est donc pas efficace d'un point de vue statistique.

Obtention du battement moyen

La valeur moyenne est obtenue par un alignement des complexes, puis par la sélection de la moyenne à chaque point d'échantillonnage. L'association de ces points permet d'obtenir un *battement représentatif moyen*. Cette méthode est très sensible aux valeurs extrêmes, mais il suffit de prendre en compte les complexes appartenant à la même famille de base pour amoindrir cette sensibilité. En d'autres termes, il s'agit de comparer tous les battements et de n'utiliser que les battements qui se ressemblent. Comme cette méthode permet d'utiliser toutes les données disponibles appropriées, elle peut être considérée comme efficace. On obtient ainsi automatiquement un signal lisse permettant d'effectuer des mesures tout en diminuant les artefacts d'origine musculaire. Il s'agit de la méthode appliquée par l'algorithme DXL.

Sélection d'un seul battement

Les battements représentatifs médians et moyens peuvent être considérés comme des “battements artificiels”, dans la mesure où il est très peu probable qu'un battement réel leur corresponde exactement. Si un seul battement est sélectionné, il sera réel mais pourra aussi comporter du bruit. Avec des ECG très purs, sans variation physiologique, on obtiendra avec ces trois méthodes un battement équivalent. Mais de tels ECG sont assez rares.

Processus d'interprétation de l'algorithme DXL

L'algorithme DXL applique le processus du battement représentatif moyen afin de fournir les mesures les plus exactes possible. Mais les battements sont également mesurés individuellement et la variation de ces mesures est enregistrée. En cas de signaux de faible amplitude avec variation respiratoire importante, le battement représentatif n'est en fait ni très représentatif ni très fiable ; on peut donc dire, dans ce cas-là, que le battement représentatif

n'existe pas. Ces informations permettent d'exclure ce type de dérivation des mesures globales.

Mesures des débuts, fins, amplitudes et surfaces

CEI 60601-2-51

Les mesures des débuts, fins et amplitudes sont validées selon les recommandations de la norme CEI 60601-2-51, qui précise les conditions requises pour le bon fonctionnement des électrocardiographes pour l'analyse. Trois types de signaux sont indiqués pour le test des électrocardiographes fournissant des mesures. Deux d'entre eux sont des signaux artificiels pouvant être calculés par des fonctions mathématiques afin de déterminer leurs valeurs de mesure réelles. Un jeu d'ECG artificiels imite des signaux ECG réels, tandis que l'autre jeu sert principalement à tester des valeurs d'amplitude extrêmes. Le troisième groupe est composé d'ECG biologiques réels recueillis et annotés dans le cadre de l'étude CSE⁵.

Signaux artificiels

- Norme CEI 60601-2-51, section 50.101.2, conditions requises pour les mesures des amplitudes.
- L'amplitude des courbes P, Q, R, S, ST et T doit être inférieure à 25 μV pour les amplitudes faibles ($< 500 \mu\text{V}$) et doit représenter 5 % de la valeur réelle pour les amplitudes plus importantes.
- Le nombre total de tests (1 024) est égal au nombre d'ECG (16) multiplié par les 8 dérivations principales (D1, D2, V1-V6) par ECG, multiplié par le nombre de courbes mesurées (8).
- Le Tableau D-1, page D-7 montre que tous les tests d'amplitude sont satisfaisants.

Tableau D-1 Totalité des tests d'amplitude réussis

Mesure (16 enregistrements x 8 dérivations par enregistrement = 128)	N tests réussis
Amplitude P1	128
Amplitude P2	128
Amplitude Q	128
Amplitude R	128

5. Willems JL, Arnaud P, van Bommel JH, Degani R, Macfarlane PW, Zywiets C for the CSE Working Party. "Common Standards for Quantitative Electrocardiography: Goals and Main Results". *Methods of Information in Medicine* 29:263-271, 1990.

Tableau D-1 Totalité des tests d'amplitude réussis

Mesure (16 enregistrements x 8 dériviations par enregistrement = 128)	N tests réussis
Amplitude S	128
Amplitude J	128
Amplitude ST, 80 ms de J	128
Amplitude T	128

- Norme CEI 60601-2-25, section 201.12.1, conditions requises pour les mesures des intervalles absolus et des durées d'onde
- Les intervalles et les durées d'onde sont mesurés pour les ECG artificiels.
- Les différences entre les valeurs mesurées et les valeurs réelles sont classées par différence moyenne et écart-type des différences, comme indiqué dans le Tableau D-2, page D-8.
- Toutes les valeurs sont largement en-deçà des limites.

Tableau D-2 Précision des mesures d'intervalles absolus et de durée d'onde

Mesure	Différence moyenne (ms)	Différence acceptable (ms)	E-T erreur (ms)	E-T acceptable (ms)	N
Durée de P	-1.8	+/- 10	0.9	8	12
Intervalle PR	-3.6	+/- 10	0.7	8	12
Durée de QRS	3.3	+/- 6	0.8	5	12
Intervalle QT	0.7	+/- 12	1.4	10	12
Durée de Q	0.0	+/- 6	1.4	5	124
Durée de R	1.2	+/- 6	1.7	5	124
Durée de S	-2.4	+/- 6	2.5	5	92

Signaux biologiques annotés par des experts

- Norme CEI 60601-2-25, section 201.12.1, conditions requises pour la mesure des intervalles sur les ECG biologiques.
- La durée de l'onde P, l'intervalle PR, la durée de QRS et l'intervalle QT sont mesurés sur 100 ECG biologiques.
- Les différences entre l'annotation de l'expert et les valeurs mesurées sont présentées dans le Tableau D-3, page D-9, ainsi que les limites de fonctionnement acceptables.

- La différence moyenne et l'écart-type des différences sont largement en-deçà des limites de fonctionnement acceptables.

Tableau D-3 Signaux biologiques annotés par des experts

Mesure	Différence moyenne (ms)	Différence acceptable (ms)	E-T des différences (ms)	E-T acceptable (ms)	N
Durée de P	2.1	+/- 10	5.1	15	92
Intervalle PR	0.1	+/- 10	5.1	10	92
Durée de QRS	-0.7	+/- 10	4.2	10	92
Intervalle QT	1.5	+/- 25	7.7	30	92

ECG avec stimulateur cardiaque

L'analyse des ECG des patients porteurs d'un stimulateur cardiaque implanté se déroule en deux temps : détection des impulsions de stimulation et classification des rythmes stimulés.

Détection des impulsions de stimulation

La détection précise de l'emplacement des impulsions de stimulation est indispensable pour la suppression des impulsions avant la détection du QRS, ainsi que pour la classification du statut de stimulation de chaque battement. Cette classification du statut de stimulation constitue la base de la classification des rythmes stimulés et permet l'analyse morphologique des battements auriculo-stimulés et non stimulés. Elle permet en outre la détection du fonctionnement correct ou incorrect du stimulateur cardiaque.

L'algorithme DXL utilise une méthode logicielle brevetée de détection des impulsions pour identifier l'emplacement des impulsions du stimulateur sur l'ECG⁶. La détection s'effectue sur la totalité de l'enregistrement ECG et un capteur multicanal intelligent associe les détections de chaque dérivation.

Pour tester la détection des impulsions de stimulation, les ECG ont été sélectionnés de façon aléatoire dans une base de données d'impulsions de stimulation contenant 1 108 ECG adultes avec divers types de stimulateurs cardiaques et modes de stimulation. Cette base de données contenait 61 cas de stimulation atriale, 746 cas de stimulation ventriculaire et 301 de stimulation double chambre. Les enregistrements ECG contenaient divers degrés de bruit et d'artefacts. Les emplacements globaux des 16 029 impulsions de stimulation réelles dans les ECG multicanaux de 10 secondes ont été annotés de façon numérique après examen visuel à partir des études de rythme simultané 12 dérivations imprimées, des courbes affichées en haute résolution et d'un programme d'annotation.

6. Helfenbein ED, Lindauer JM, Zhou SH, Gregg RE, Herleikson EC. "A Software-based Pacemaker Pulse Detection and Paced Rhythm Classification Algorithm". *Journal of Electrocardiology* 35:95 Supp, 2002.

Pour la détection des impulsions individuelles dans la base de données des impulsions de stimulation, la détection des impulsions et l'algorithme des capteurs multi-dérivation ont atteint une sensibilité de 99,7 %, avec une valeur prédictive positive de 99,5 %. 54 impulsions sur 16 029 ont été manquées en raison d'artefacts d'origine musculaire ou provenant des électrodes qui inhibaient le détecteur ou bien parce qu'il s'agissait d'impulsions auriculaires extrêmement faibles. Sur les 77 détections qui étaient des faux positifs, aucune fausse détection ne concernait des complexes QRS adultes. Quelques faux positifs se situaient sur des pointes de tremblement musculaire ayant déclenché la détection, mais la majorité se situaient sur des pointes de bruit isolées et très marquées d'origine inconnue. Environ la moitié se situait pendant des séries de pointes de bruit probablement consécutives à un mauvais contact des électrodes. Les autres détections étaient liées à des pointes de bruit isolées.

Les fausses impulsions détectées sur des complexes QRS étroits pédiatriques ou de nouveau-nés représentent un problème potentiel pour les algorithmes de détection des impulsions de stimulation. Lorsque le détecteur/capteur multi-dérivation a été passé sur 1 382 ECG pédiatriques et de nouveau-nés non stimulés, seulement 4 complexes QRS individuels étroits ont été détectés à tort comme impulsions de stimulation.

Un test distinct a montré que le programme de détection des impulsions de stimulation donne d'excellents résultats sur les ECG avec stimulateur cardiaque dans la population pédiatrique.

Classification des rythmes stimulés

L'algorithme DXL classe le rythme stimulé observé par rapport à un certain nombre d'énoncés diagnostiques. Pour les besoins des tests, les énoncés ont été regroupés en différentes catégories.

Une base de données des rythmes stimulés a été créée à partir de 2 190 ECG stimulés. La classification des ECG a été effectuée à partir d'une étude de rythme à 12 dérivations. Les ECG de cette base de données ont été classés en 5 groupes d'après les rythmes stimulés observés :

- 93 cas avec stimulation atriale
- 1 385 cas avec stimulation ventriculaire
- 477 cas avec stimulation double chambre (stimulation des deux cavités cardiaques de façon continue)
- 175 cas avec stimulation double chambre et inhibition intermittente d'une cavité
- 60 cas avec stimulation asynchrone sans stimulation/sans détection (stimulation à un rythme fixe sans inhibition de l'impulsion, généralement avec aimant)

Les groupes de cette base de données contiennent des stimulations continues et intermittentes.

Une base de données contenant 10 965 ECG non stimulés a été créée pour mettre l'algorithme à l'épreuve et garantir sa spécificité :

- 1 686 ECG avec bruit extrême sur au moins une dérivation
- 1 209 ECG avec complexes QRS étroits d'enfants et de nouveau-nés sélectionnés aléatoirement dans une base de données pédiatrique existante
- 8 070 ECG d'adultes non stimulés sélectionnés aléatoirement

L'identification d'un ECG 12 dérivations de 10 secondes comme stimulé avec un entraînement quelconque ou non stimulé a été sensible à 97,2 % et spécifique à 99,9 %. Les 2,8 % manquants étaient généralement dus à la présence d'un seul battement stimulé. Les 11 faux positifs étaient dus à des pointes de bruit aléatoires, imitant parfaitement un mode de stimulation.

Comme l'indique le Tableau D-4, page D-11, les trois rythmes de base ont pu être classés avec une sensibilité de 95 % et une valeur prédictive positive comprise entre 91 et 97 %. L'identification d'une stimulation double chambre avec inhibition intermittente d'une cavité a été plus difficile, car vis-à-vis de la classification, la différence reposait souvent sur une seule impulsion de stimulation. La détection d'une stimulation asynchrone est effectuée avec une valeur prédictive positive élevée.

Tableau D-4 Rythme stimulé

	Sensibilité (%)	Valeur prédictive positive (%)	N
Auriculaire	95.7	95.7	93
Ventriculaire	95.5	97.1	1,385
Double	95.4	91.2	477
Double avec inhibition intermittente d'une cavité	57.7	76.5	175
Sans détection/ Asynchrone	65.6	95.2	60

Interprétation assistée par ordinateur/Processus de développement

Lorsque l'on passe des mesures précises aux véritables diagnostics cliniques, le problème de validation devient beaucoup plus complexe, principalement en raison du nombre de diagnostics possibles. Ce problème est intensifié par la présence simultanée de pathologies multiples. Ainsi, s'il n'y avait que dix diagnostics à prendre en compte, il y aurait plus de 3 milliards de combinaisons possibles. Dans la pratique, il faut prendre en compte plus de dix diagnostics.

Pourtant, certaines des bases de données créées contiennent uniquement un échantillon de cas. Les échantillons *biaisés* et *non biaisés* sont utiles.

Bases de données

Echantillon de population

Un échantillon de population est un exemple de sélection *non biaisée*. Il s'agit en fait de faire une sélection aléatoire parmi un grand nombre d'ECG obtenus de façon séquentielle. Naturellement, cette sélection n'est pas réellement impartiale puisque chaque source tend à sélectionner des patients plus ou moins en bonne santé, ou plus ou moins malades. L'incidence d'anomalies dans les sources principales des échantillons de population est d'environ 60 %, ce qui révèle donc une plus forte proportion de sujets malades dans la base de données.

Les bases de données de population peuvent être caractérisées en termes de sensibilité et de valeur prédictive positive, ce qui est généralement un bon indicateur du résultat obtenu avec les algorithmes en pratique quotidienne appliqués aux types courants de diagnostics. Les statistiques sont peu utiles pour les maladies rares car le nombre de cas disponibles est trop faible (seulement un ou deux parfois).

Echantillon de diagnostic

Un des inconvénients inhérents aux échantillons de population est que, par définition, les cas rares y sont peu nombreux. Nous avons donc enrichi certaines bases de données d'un grand nombre de pathologies rares afin de pouvoir effectuer des tests de régression et améliorer l'algorithme.

Ces bases de données de régression sont utiles pour garantir que les modifications des algorithmes n'auront pas de conséquences imprévues sur les diagnostics rares. Comme la base de données n'est pas représentative, nous n'utilisons pas de statistiques pour prédire des faits réels.

Mesures de qualité

Les mesures de qualité peuvent être exprimées sous forme de rapports (compris entre 0 et 1) ou sous forme de pourcentages en multipliant le rapport par 100 (compris entre 0 et 100 %). Les graphiques et tableaux des pages suivantes utilisent ces deux méthodes.

Lorsque l'algorithme est appliqué à un ensemble de cas connus, les résultats de l'algorithme sont comparés à la réalité de chaque cas clinique. L'algorithme peut générer la réponse correcte (vrai positif, vrai négatif) ou une réponse incorrecte (faux positif, faux négatif).

Différentes combinaisons de résultats sont possibles. Dans l'idéal, nous souhaitons que l'algorithme retrouve tous les résultats positifs de la base de

données, sans aucun faux positif. Le Tableau D-5, page D-13 présente clairement les résultats pouvant être obtenus :

Tableau D-5 Mesures de qualité

		Vrai	
		Pos	Nég
Algorithme	Pos	VP	FP
	Nég	FN	VN

Sensibilité

La sensibilité correspond au rapport des **vrais positifs (VP)** sur la somme des **VP** et des **faux négatifs (FN)**. Elle est définie comme étant la fréquence de détection du diagnostic dans la base de données.

Valeur prédictive positive

La valeur prédictive positive correspond au rapport des VP sur la somme des VP et des FP. Cette valeur est définie comme étant la fréquence d'exactitude du diagnostic.

Autres mesures de classification

Beaucoup d'autres combinaisons des valeurs du Tableau D-5, page D-13 sont utilisées dans des cas spécifiques.

- La *spécificité* correspond au rapport VN sur VN + FP ; cette valeur indique la fréquence de détection des vrais négatifs.
- La *valeur prédictive négative* correspond au rapport VN sur VN + FN ; cette valeur indique la fréquence de détection des vrais négatifs.

La spécificité et la valeur prédictive négative sont utiles lorsqu'il est important d'exclure un diagnostic. En règle générale, ces mesures ne sont pas utilisées car elles ne contribuent pas à évaluer la qualité de l'algorithme lorsque le résultat est relativement rare. La spécificité et la valeur prédictive négative ont toujours des valeurs élevées dans ces conditions.

Mesures de qualité uniques

Il est possible de développer une seule mesure représentant la qualité globale de l'algorithme. En général, la sensibilité et la valeur prédictive positive sont inversement liées l'une à l'autre. Si l'on appelle toujours un diagnostic spécifique, la sensibilité sera élevée (1) mais la valeur prédictive positive sera faible. Si l'on diagnostique uniquement les cas les plus évidents, la valeur prédictive positive sera élevée mais la sensibilité sera faible.

Si l'on suppose que la sensibilité et la valeur prédictive positive ont la même importance, on peut les multiplier pour obtenir un indice représentatif. Bien sûr, le résultat ne semble pas aussi représentatif car les nombres sont faibles. Pour une sensibilité et une VPP égales chacune à 0,8, le produit sera égal à 0,64. Ces valeurs sont présentes dans de nombreux tests médicaux. Cette mesure est liée à une mesure plus compliquée appelée *kappa*, bien que cette valeur soit encore plus faible que le produit PPV x Sensibilité. Nous ne détaillerons pas ces valeurs dans cette annexe car elles permettent surtout de comparer des algorithmes.

Une autre mesure unique, appelée précision du test, représente la proportion de tous les tests qui aboutissent à des classifications correctes (vrais positifs et vrais négatifs)⁷ :

$$(VP + VN)/(VP + VN + FP + FN) = \text{Précision du test}$$

Cette mesure est indiquée en guise de résumé à la fin de chaque section.

Précision de la classification assistée par ordinateur chez l'adulte

Les graphiques à barres présentés dans cette section ont été réalisés à partir de l'analyse d'une base de données de population. A partir d'une série de 60 000 ECG d'adultes, une sélection aléatoire de 1 785 enregistrements a été réalisée. Ces enregistrements ont ensuite été annotés par un expert en ECG. Cette base de données n'a pas été utilisée pour développer l'algorithme mais uniquement pour tester son fonctionnement. C'est un point important car il est relativement facile de calibrer l'algorithme pour un groupe spécifique d'ECG. Ce type de calibration produit des nombres impressionnants mais les performances sont bien moindres dans une population générale.

Les graphiques sont parlants pour les affections ayant une prévalence d'au moins 4 % dans la base de données. La catégorie est indiquée avec la prévalence en % (cas/population). La sensibilité, la valeur prédictive positive, la spécificité et la précision sont évaluées et indiquées dans les tableaux suivants.

Rythme de l'adulte

Beaucoup d'autres troubles du rythme peuvent naturellement être catégorisés mais certains de ces troubles sont tellement rares dans la base de données de population que les statistiques ne sont pas significatives. Notons que toutes les valeurs de spécificité sont assez élevées (voir Figure D-1, page D-15) ; ceci reflète la faible prévalence de ces rythmes à l'exception du rythme sinusal.

7. Wassertheil-Smoller S. *Biostatistics and Epidemiology*. 3rd edition, Springer-Verlag 2003.

Figure D-1 Rythmes fréquents chez l'adulte

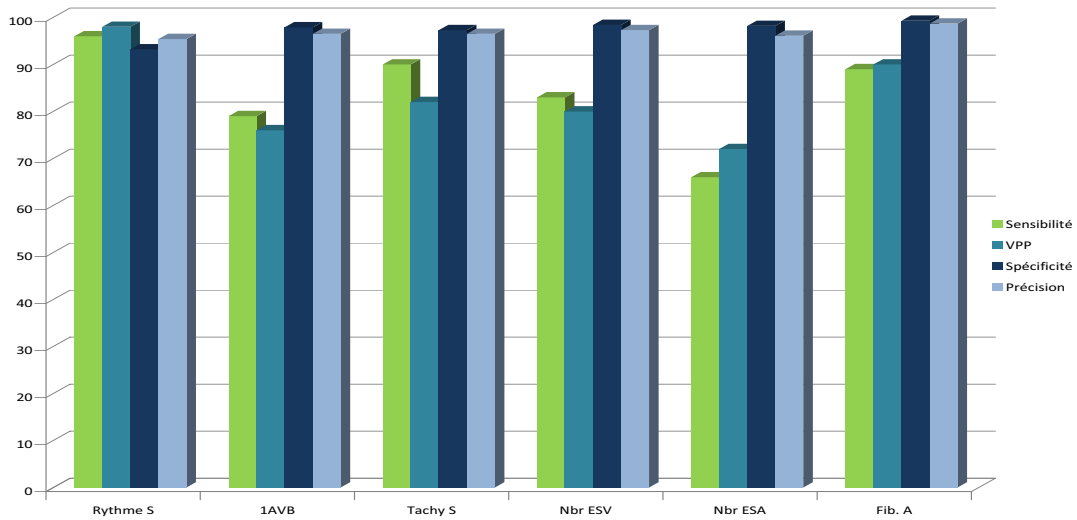


Tableau D-6 Rythmes fréquents chez l'adulte

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Rythme S	96	98	93.22	95.4
1AVB	79	76	97.9	96.5
Tachy S	90	82	97.3	96.5
Nbr.ESV	83	80	98.4	97.3
ESA multi	66	72	98.2	96.1
Fib. A	89	90	99.3	98.7

Troubles de la conduction

Figure D-2 Troubles de la conduction chez l'adulte

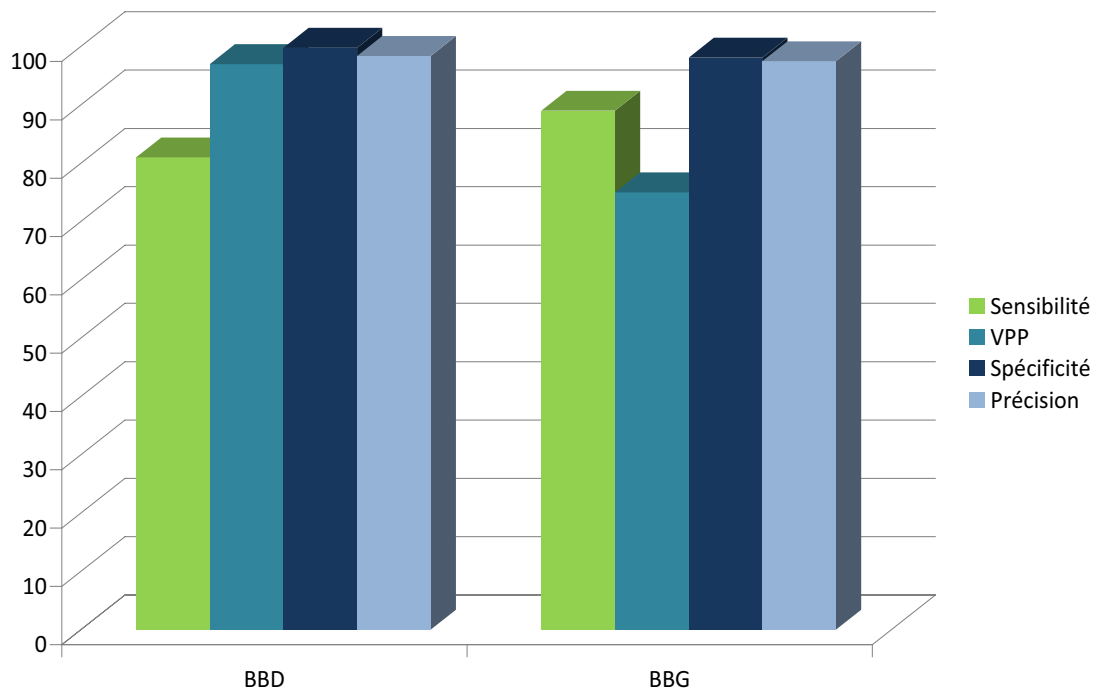


Tableau D-7 Troubles de la conduction chez l'adulte

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
BBD	81	97	99.8	98.4
BBG	89	75	98.1	97.5

Hypertrophie

La Figure D-3, page D-17 illustre les résultats pour l'hypertrophie chez l'adulte. L'hypertrophie ventriculaire droite mérite quelques commentaires supplémentaires. Dans la série adulte, l'HVD est présente dans environ 2 % des cas. Dans la série pédiatrique, la prévalence est de 21 % (voir ci-dessous). La corrélation anatomique des critères d'HVD a montré que les résultats sont meilleurs dans les populations ayant une prévalence élevée de maladie cardiaque congénitale et moins bons dans les populations adultes⁸.

8. Duda RO, Hart PE. *Pattern Classification and Scene Analysis* Wiley 1973. Chou T, Knilans TK. *Electrocardiology in Clinical Practice*. Fifth Edition, Saunders 2001.

Figure D-3 Hypertrophie chez l'adulte

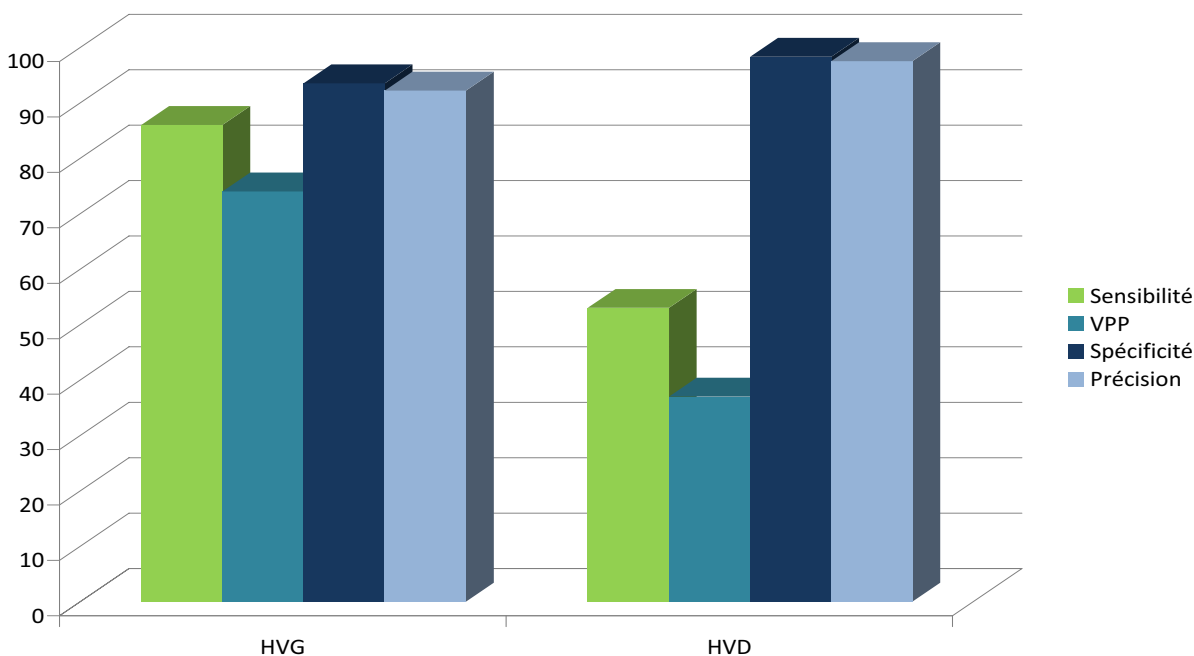


Tableau D-8 Hypertrophie chez l'adulte

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
HVG	86	74	93.5	92.2
HVD	53	37	98.3	97.5

Infarctus

La péricardite et les variations de repolarisation précoce sont difficiles à distinguer des infarctus aigus avec sus-décalage du segment ST. Une base de données diagnostique enrichie a été utilisée pour étudier ce problème et améliorer la différenciation⁹. L'algorithme ECG Philips DXL fournit des diagnostics d'infarctus postérieur à partir d'informations des dérivations antérieures, comme le sous-décalage de ST et le rapport R/S en V1-V3¹⁰. La précision de la détection des infarctus du myocarde en fonction de l'ancienneté de l'infarctus et de l'emplacement anatomique de l'infarctus est testée sur des ECG standard à 12 dérivations pour des emplacements antérieurs et inférieurs et pour des infarctus aigus par rapport à des infarctus anciens. Lors des tests portant sur l'ancienneté de l'infarctus, ancien par rapport à aigu, tous les

9. Zhou SH, Helfenbein ED, Lindauer JM, Clifton J, Selvester RH, Wagner GS. "Classification of ST-Elevation Acute Myocardial Infarction, Acute Pericarditis and Benign Early Repolarization". *Journal of Electrocardiology* 33:251 Supp, 2000.
10. Zhou SH, Statt/Selvester RH, Rautaharju P, Haisty WK, Horacek BM, et al. "Computer Classification Algorithm for Strictly Posterior Myocardial Infarction". *Journal of Electrocardiology* 36:41 Supp, 2003.

emplacements anatomiques d'infarctus sont regroupés. Lors des tests portant sur l'emplacement, antérieur par rapport à inférieur, toutes les anciennetés d'infarctus sont regroupées. Ainsi, chaque test est spécifique à un seul paramètre, l'emplacement anatomique ou l'ancienneté.

L'ensemble de données est composé d'IDM aigus et d'IDM récents et anciens à divers emplacements d'infarctus, ainsi que d'un ensemble de cas normaux. Les cas d'IDM aigus/récents ont été confirmés par deux cardiologues au moyen de modifications apportées à des ECG sériés. Les cas d'IDM anciens de l'ensemble de diagnostic CSE ont été confirmés par deux cardiologues indépendants du projet CSE. Les cas normaux proviennent d'une grande étude en santé communautaire.

Des résultats de performance sont inclus dans l'énoncé de valeurs critiques d'IDM aigu (>>> **IDM aigu** <<<). Pour plus d'informations sur la fonction Valeurs critiques en option, reportez-vous à la section "Énoncés de valeurs critiques", page 5-1. L'énoncé de valeurs critiques d'IDM aigu fait partie de la fonction configurable Valeurs critiques qui fournit un énoncé d'alerte simple, avec une terminologie simple et s'adresse aux personnes non expertes dans le domaine de l'ECG. Cet énoncé s'affiche avec n'importe quel énoncé diagnostique d'IDM avec sus-décalage du segment ST (STEMI). L'accent est mis sur la spécificité afin que cette fonction puisse être utilisée comme une alarme pour indiquer que le patient requiert probablement des soins d'urgence.

Figure D-4 Infarctus 12 dérivation

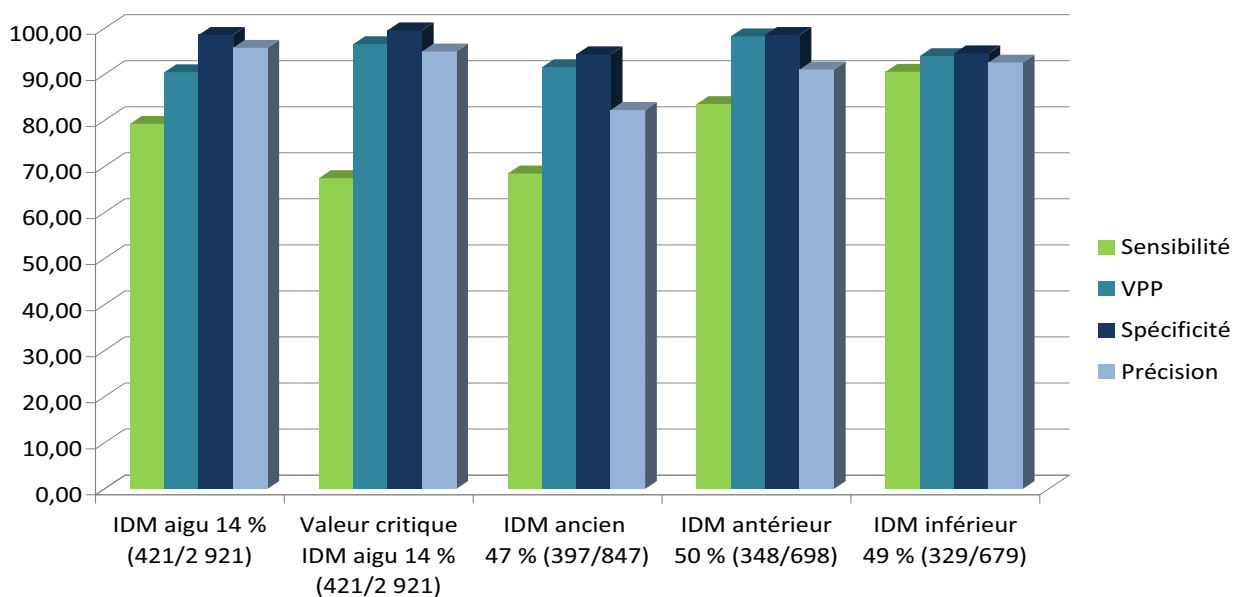


Tableau D-9 Infarctus 12 dérivation

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
IDM aigu 14 % (421/2921)	79.3	90.5	98.6	95.8

Tableau D-9 Infarctus 12 dérivations

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Valeurs critiques IDM aigu 14 % (421/2921)	67.5	96.6	99.6	95.0
IDM ancien 47 % (397/847)	68.5	91.6	94.4	82.3
IDM antérieur 50 % (348/698)	83.6	98.3	98.6	91.1
IDM inférieur 49 % (329/679)	90.6	94.0	94.6	92.6

Infarctus avec dérivations complémentaires

Les études récentes ainsi que les recommandations actuelles de l'ACC/AHA montrent clairement que des électrodes supplémentaires à d'autres emplacements peuvent améliorer la capacité de détection des infarctus ventriculaire droit et postérieur gauche¹¹.

Pour étudier cet aspect, nous avons utilisé une base de données incluant la confirmation biologique de l'infarctus du myocarde et les cartographies de surfaces étendues.

Les infarctus ventriculaires droits sont par essence invisibles sur un électrocardiogramme standard à 12 dérivations ; leur détection sera toutefois plus sensible avec davantage de dérivations côté droit. La Figure D-5, page D-20 montre que l'ajout de V3R n'apporte rien.

-
11. Comité de rédaction. "ACC/AHA Guidelines for the Management of Patients With ST-Elevation Myocardial Infarction A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Revise the 1999 Guidelines for the Management of Patients With Acute Myocardial Infarction) Developed in Collaboration With the Canadian Cardiovascular Society". *Journal of the American College of Cardiology* 44:E1-E21 2004. Voir en particulier les pages e110, e127 et e181 pour les recommandations sur les électrodes supplémentaires. Tragardh E, Claesson M, Wagner GS, Zhou S, Pahlm O. "Detection of acute myocardial infarction using the 12-lead ECG plus inverted leads versus the 16-lead ECG (with additional posterior and right-sided chest electrodes)". *Clinical Physiology and Functional Imaging* 2007 Nov; 27(6):368-74. SH Zhou, RH Startt/Selvester, X Liu, EW Hancock et al. "An Automated Algorithm to Improve ECG Detection of Posterior STEMI Associated with Left Circumflex Coronary Artery Occlusion". *Computers in Cardiology* 2006 ; 33:33-36. X Liu1, E Tragardh, SH Zhou, O Pahlm et al. "Right Precordial Leads V4R and V5R in ECG Detection of Acute ST Elevation MI Associated with Proximal Right Coronary Artery Occlusion". *IEEE Computers in Cardiology* 2005 Vol 32, p.651-654. Zalenski RJ, Rydman RJ, Sloan EP, et al. "Value of posterior and right ventricular leads in comparison to the standard 12-lead electrocardiogram in evaluation of ST-segment elevation in suspected acute myocardial infarct". *American Journal of Cardiology* 1997 : 79:1579-1585.

Figure D-5 Infarctus ventriculaire droit – Dérivations supplémentaires côté droit

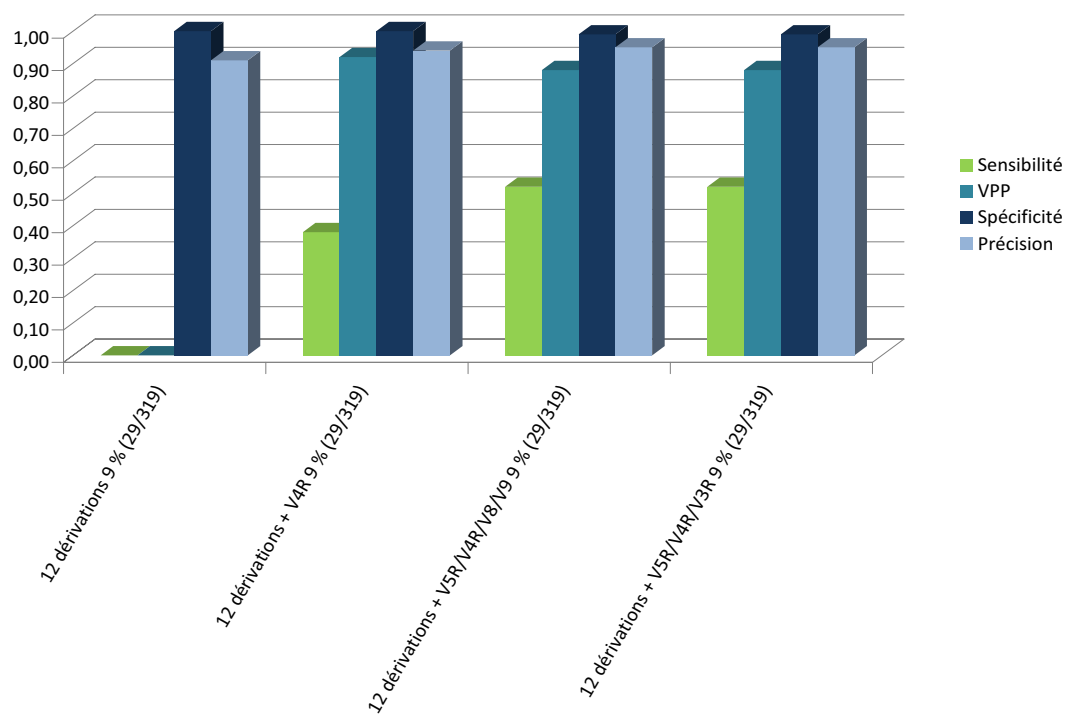


Tableau D-10 Infarctus ventriculaire droit – Dérivations supplémentaires côté droit

	Sensibilité	VPP	Spécificité	Précision
12 dérivations 9 % (29/319)	0.00	0.00	1.00	.91
12 dérivations+V4R 9 % (29/319)	.38	.92	1.00	.94
12 dérivations+V5R/ V4R/V8/V9 9 % (29/319)	.52	.88	.99	.95
12 dérivations+V5R/ V4R/V3R 9 % (29/319)	.52	.88	.99	.95

L'utilisation d'au moins une dérivation postérieure (V8) compense largement la sensibilité extrêmement faible d'un électrocardiogramme standard à 12 dérivations. D'autres dérivations postérieures complémentaires permettent d'augmenter encore davantage la sensibilité, mais au détriment des valeurs prédictives positives (davantage de faux positifs).

Figure D-6 Infarctus postérieur – Dérivations postérieures supplémentaires

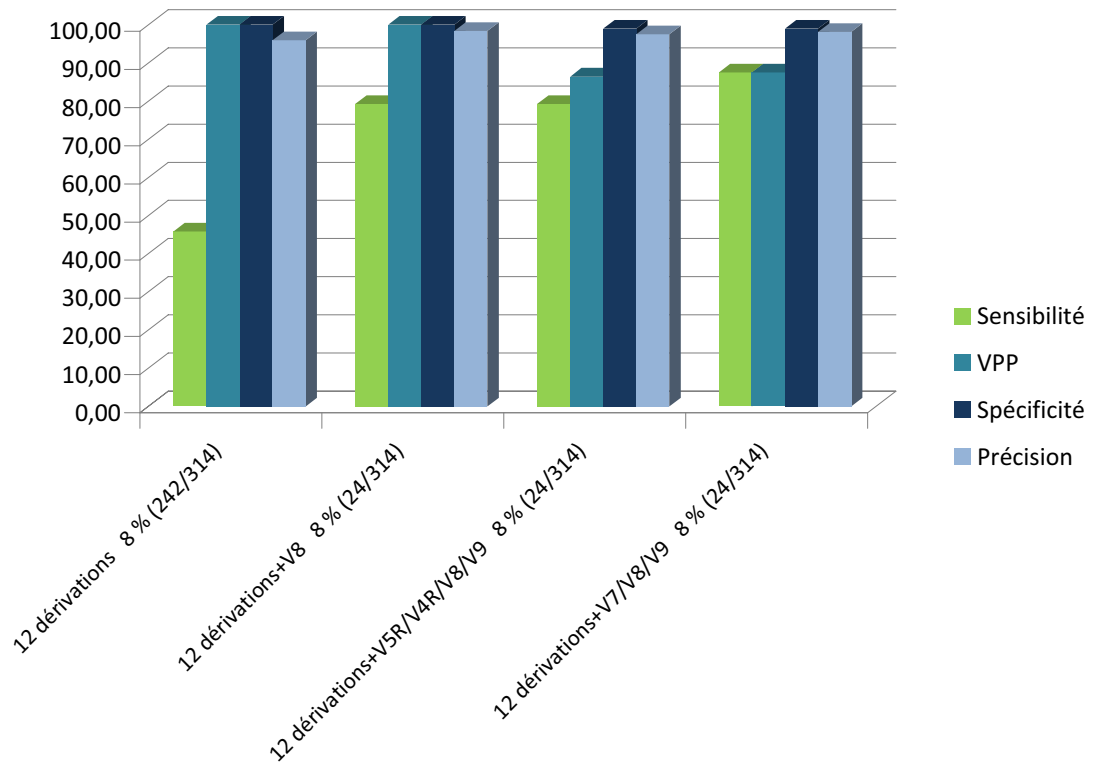


Tableau D-11 Infarctus postérieur – Dérivations postérieures supplémentaires

	Sensibilité	VPP	Spécificité	Précision
12 dérivations 8 % (242/314)	45.80	100.00	100.00	95.90
12 dérivations+V8 8 % (24/314)	79.20	100.00	100.00	98.40
12 dérivations+V5R/ V4R/V8/V9 8 % (24/314)	79.20	86.40	99.00	97.50
12 dérivations+V7/V8/ V9 8 % (24/314)	87.50	87.50	99.00	98.10

Evaluation du vaisseau responsable

Pour identifier la performance du vaisseau responsable, une base de données de patients avec suspicion d'infarctus du myocarde examinés au service des urgences du Long Beach Memorial Hospital entre 2003 et 2004 a été utilisée. Cette base de données contenait 268 patients sortant de l'hôpital avec un diagnostic d'IDM aigu et avec ECG à l'admission, et 266 patients classés par âge, sexe et symptômes, sans diagnostic d'IDM aigu à leur sortie.

Il n'est pas possible d'évaluer l'algorithme à partir d'un simple diagnostic à la sortie de l'hôpital, car souvent l'ECG d'admission ne montrait pas de sus-décalage de ST correspondant aux critères recommandés¹². Il est donc nécessaire de sélectionner uniquement les patients ayant un sus-décalage de ST mesurable puis de les comparer aux résultats de leur angiographie. Les graphiques ci-après illustrent les résultats de ce processus.

Lorsque le sus-décalage de ST répond aux critères, la différenciation du vaisseau responsable est généralement sensible. La détection de l'artère circonflexe n'est pas aussi sensible mais demeure très spécifique. La détection de l'artère coronaire gauche est la moins sensible, mais semble assez fiable dans cette série de patients.

Figure D-7 Classification des vaisseaux avec STEMI – 12 dérivation

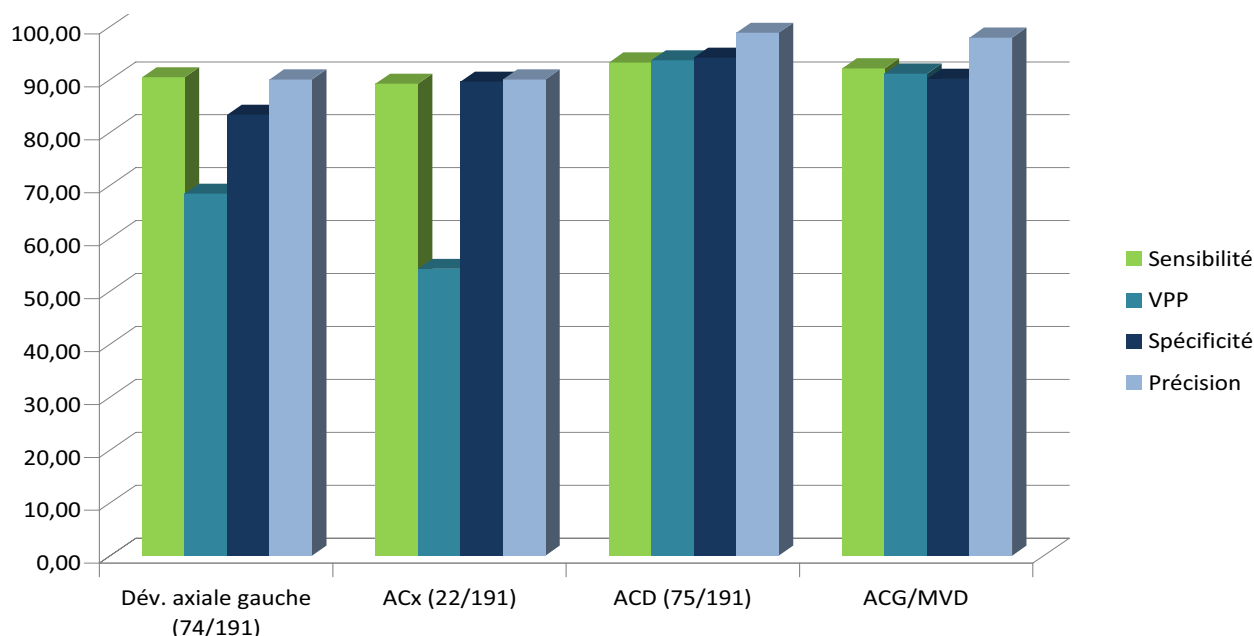


Tableau D-12 Classification des vaisseaux avec STEMI – 12 dérivation

	Sensibilité	VPP	Spécificité	Précision
Dév. axiale gauche (74/191)	90.40	89.2	93.2	92.1

12. "2005 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care". *Circulation*. 2005 ; 112 : IV-89 – IV-110.

Tableau D-12 Classification des vaisseaux avec STEMI – 12 dérivations

	Sensibilité	VPP	Spécificité	Précision
ACx (22/191)	68.4	54.2	93.6	91.1
ACD (75/191)	83.3	89.6	94.1	90.1
ACG/MVD	90.0	90.0	98.8	97.9

Précision globale des électrocardiogrammes chez l'adulte

La Figure D-8, page D-23 montre la précision (en %) des principales catégories et de la moyenne globale. Rappelons que la précision est la proportion de cas où les résultats négatifs et positifs sont détectés correctement.

Figure D-8 Précision chez l'adulte

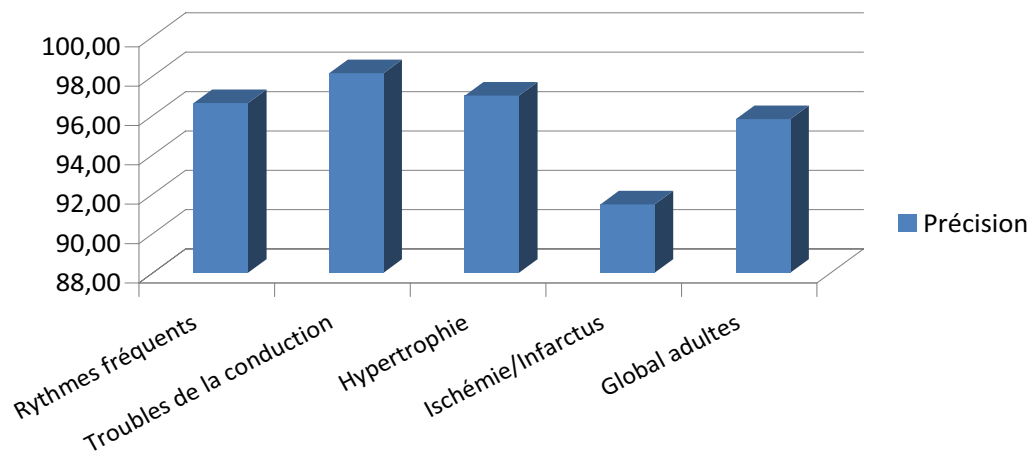


Tableau D-13 Précision chez l'adulte

	Précision
Rythmes fréquents	96.63
Troubles de la conduction	98.15
Hypertrophie	97.00
Ischémie/Infarctus	91.48
Global adultes	95.81

Précision de la classification assistée par ordinateur chez l'enfant

Les graphiques à barres suivants ont été réalisés d'après l'analyse d'une base de données pédiatrique. A partir d'une série de 4 000 ECG pédiatriques, une sélection aléatoire de 424 enregistrements a été effectuée. Ces enregistrements ont alors été annotés par un expert en ECG. Cette base de données n'a pas été utilisée pour développer l'algorithme. Les graphiques montrent des résultats pour des entités d'une prévalence d'au moins 4 %.

Rythmes pédiatriques

Figure D-9 Rythmes pédiatriques

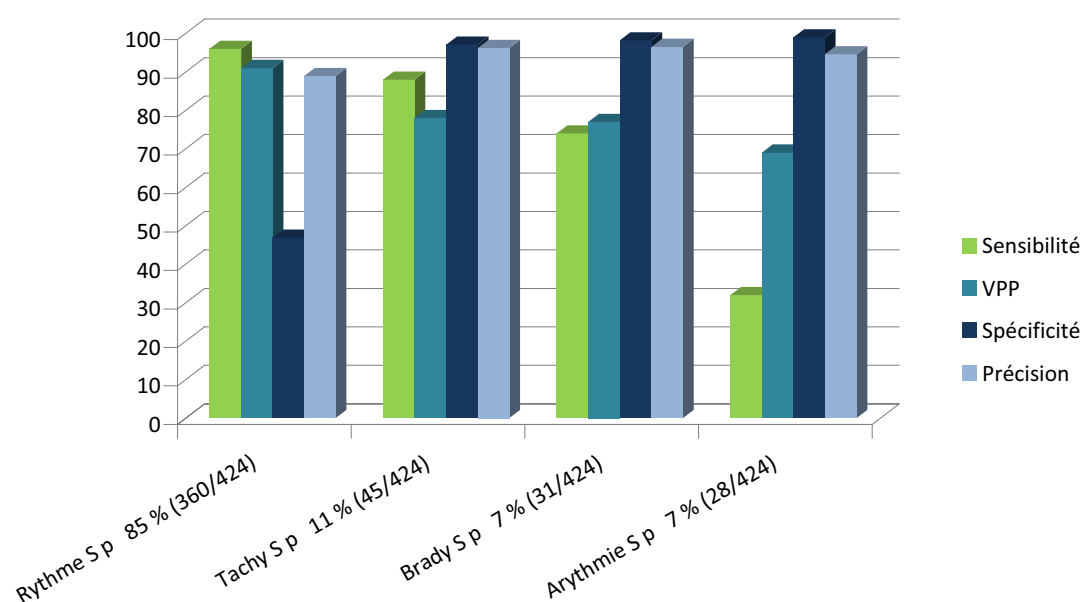


Tableau D-14 Rythmes pédiatriques

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Rythme S p 85 % (360/424)	96	91	46.9	88.9
Tachy S p 11 % (45/424)	88	78	97.1	96.2
Brady S p 7 % (31/424)	74	77	98.2	96.5
Arythmie S p 7 % (28/424)	32	69	99	94.6

Morphologie pédiatrique

L'hypertrophie ventriculaire droite et le bloc de branche droit peuvent être facilement confondus dans la population pédiatrique. De bons résultats ont été obtenus avec les mesures des vecteurs¹³.

Figure D-10 Morphologies pédiatriques

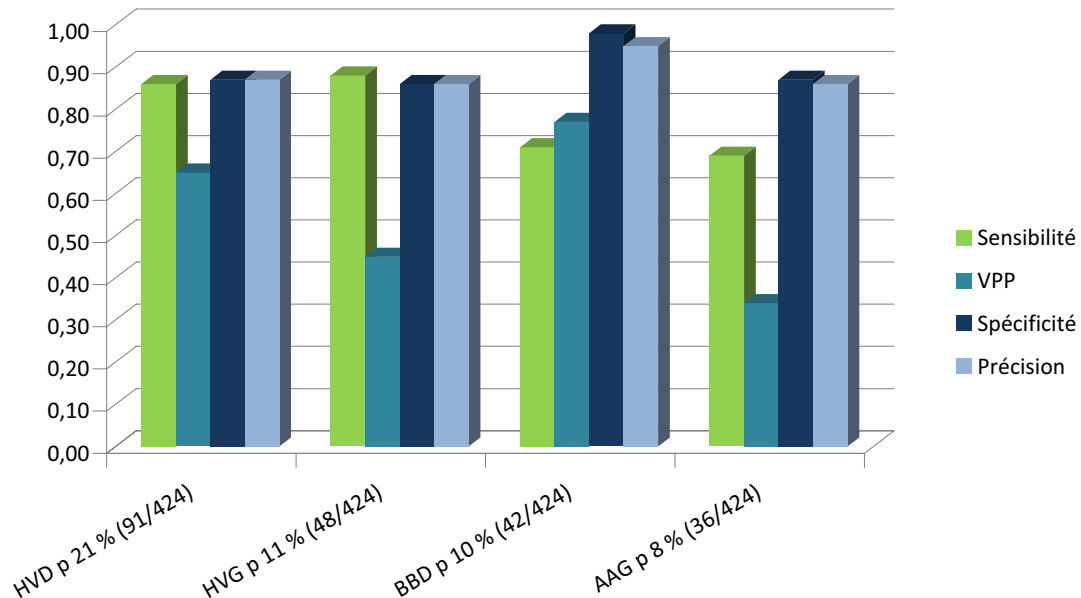


Tableau D-15 Morphologies pédiatriques

	Sensibilité	VPP	Spécificité	Précision
HVD p 21 % (91/424)	.86	.65	.87	.87
HVG p 11 % (48/424)	.88	.45	.86	.86
BBD p 10 % (42/422)	.71	.77	.98	.95
AAG p 8 % (36/424)	.69	.34	.87	.86
HAD p 8 % (35/424)	.71	.60	.96	.94

Des dérivations supplémentaires sont souvent utilisées pour les ECG pédiatriques car elles fournissent davantage d'informations. Dans une base de

13. Zhou SH, Liebman J, Dubin AM, Gillette PC, Gregg RE, Helfenbein ED, Lindauer JM. "Using 12-Lead ECG and Synthesized VCG in Detection of Right Ventricular Hypertrophy with Terminal Conduction Delay versus Partial Right Bundle Branch Block in the Pediatric Population". *Journal of Electrocardiology* 34 : 249-257 Supp, 2001.

données distincte de 1 112 ECG pédiatriques consécutifs vérifiés par deux cardiologues pédiatres, nous avons obtenus les résultats ci-après (Tableau D-16, page D-26).

Figure D-11 12 dériviations - 15 dériviations

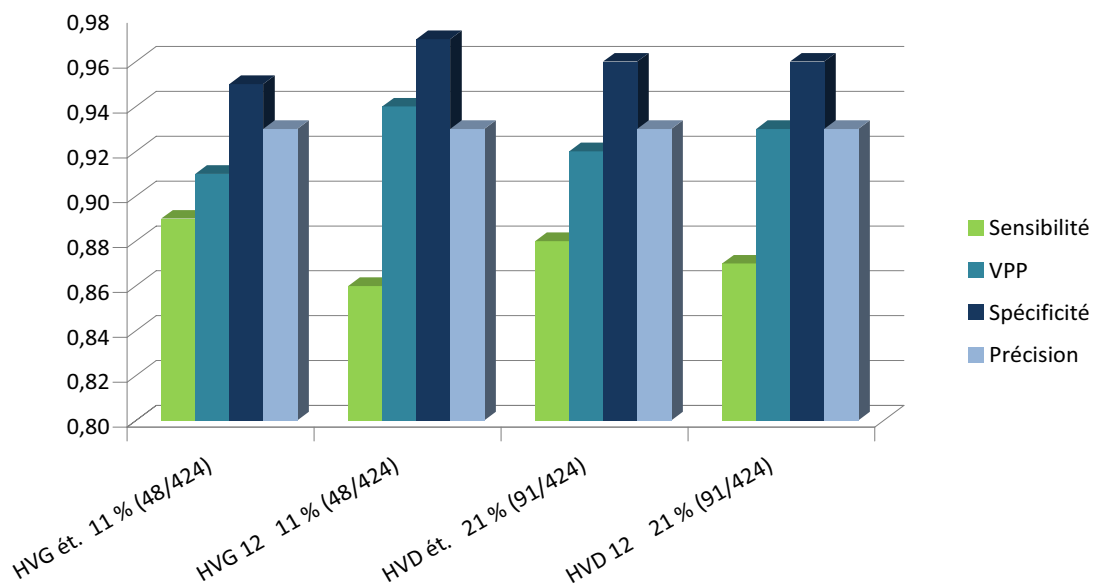


Tableau D-16 12 dériviations - 15 dériviations

	Sensibilité	VPP	Spécificité	Précision
HVG ét. 11 % (48/424)	.89	.91	.95	.93
HVG 12 11 % (48/424)	.86	.94	.97	.93
HVD ét. 21 % (91/424)	.88	.92	.96	.93
HVD 12 21 % (91/424)	.87	.93	.96	.93

Le Tableau D-16 montre une faible augmentation de la sensibilité avec diminution concomitante de la valeur prédictive positive, donc une précision globale restant constante.

Précision pédiatrique

Une comparaison de la précision de l'algorithme chez l'enfant et chez l'adulte montre que les diagnostics pédiatriques sont plus problématiques. Ceci s'explique par l'évolution rapide des normes pour les différentes classes d'âges et le nombre généralement plus faible de cas testés. La difficulté tient également à la très forte prévalence d'anomalies dans cette population pédiatrique. Sur les 425 sujets, seuls 36 avaient un rythme sinusal sans autre anomalie, ce qui reflète le caractère essentiel d'orientation de la pratique hospitalière.

Figure D-12 Précision pédiatrique %

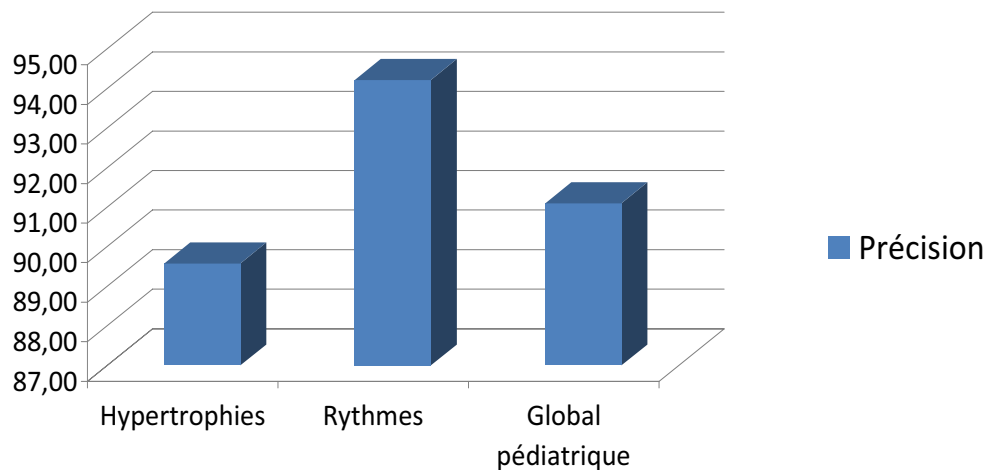


Tableau D-17 Précision pédiatrique

	Précision
Hypertrophies	89.58
Rythmes	94.22
Global pédiatrique	91.90

Données de validation pour l'algorithme ECG DXL vPH110C

Les tableaux suivants présentent les données de validation pour la version PH110C de l'algorithme DXL. Reportez-vous au reste de cette annexe pour plus de détails concernant les différentes procédures de validation.

Tableau D-18 Totalité des tests d'amplitude réussis, PH110C

Mesure (16 enregistrements x 8 dérivation par enregistrement = 128)	N tests réussis
Amplitude P1	128
Amplitude P2	128
Amplitude Q	128
Amplitude R	128
Amplitude S	128
Amplitude J	128
Amplitude ST, J + 60 ms	128
Amplitude T	128

Tableau D-19 Précision des mesures d'intervalles absolus et de durée d'onde, PH110C

Mesure	Différence moyenne (ms)	Différence acceptable (ms)	E-T erreur (ms)	E-T acceptable (ms)	N
Durée de P	-1.8	±10	0.9	8	12
Intervalle PR	-2.7	±10	0.7	8	12
Durée de QRS	2.9	± 6	1.2	5	12
Intervalle QT	-0.2	±12	1.6	10	12
Durée de Q	-0.2	± 6	1.6	5	124
Durée de R	0.7	± 6	1.9	5	124
Durée de S	-2.2	± 6	2.5	5	92

Tableau D-20 Signaux biologiques annotés par des experts, PH110C

Mesure	Différence moyenne (ms)	Différence acceptable (ms)	E-T des différences (ms)	E-T acceptable (ms)	N
Durée de P	1.9	± 10	5.4	15	92
Intervalle PR	0.1	± 10	4.8	10	92
Durée de QRS	-0.5	± 10	3.8	10	92
Intervalle QT	0.4	± 25	7.5	30	92

Tableau D-21 Rythmes fréquents chez l'adulte, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Rythme S (1345/1785)	97	98	93	96
1AVB (138/1785)	75	73	98	96
Tachy S (209/1785)	91	88	98	97
Nbr ESV (130/1785)	84	80	98	97
Nbr ESA (115/1785)	74	73	98	97
Fib. A (109/1785)	85	83	99	98

Tableau D-22 Troubles de la conduction chez l'adulte, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
BBD (136/1785)	82	95	100	98
BBG (107/1785)	90	71	98	97

Tableau D-23 Hypertrophie chez l'adulte, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
HVG (317/1785)	86	75	94	92
HVD (32/1785)	53	47	99	98

Tableau D-24 Infarctus 12 dérivations, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
IDM aigu 14 % (421/2921)	75	92	99	96
Valeurs critiques IDM aigu 14 % (421/2921)	68	96	100	95
IDM ancien 47 % (397/847)	68	90	94	82
IDM antérieur 50 % (348/698)	82	98	98	90

Tableau D-24 Infarctus 12 dérivation, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
IDM inférieur 49 % (329/679)	87	94	94	91

Tableau D-25 Infarctus ventriculaire droit – Dérivations supplémentaires côté droit, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
12 dérivation 10 % (42/404)	0	0	100	90
12 dérivation+V4R 10 % (42/404)	50	88	99	94
12 dérivation+V5R/ V4R/V8/V9 10 % (42/404)	55	89	99	95
12 dérivation+V5R/ V4R/V3R 10 % (42/404)	57	69	97	93

Tableau D-26 Infarctus postérieur – Dérivations postérieures supplémentaires, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
12 dérivation 8 % (32/60)	28	94	100	90
12 dérivation+V8 8 % (34/62)	52	88	99	93
12 dérivation+V5R/ V4R/V8/V9 8 % (34/63)	54	76	97	92
12 dérivation+V7/V8/ V9 8 % (34/62)	54	73	97	91

Tableau D-27 Classification des vaisseaux responsables avec STEMI – 12 dérivations, Ensemble de formation Urgences, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Artère DAG proximale 12 % (9/75)	33	81	98	83
Artère DAG 38 % (61/161)	99	96	97	98
ACx 14 % (22/161)	43	75	98	92
ACD 48 % (78/161)	96	89	88	92
ACG/MVD 11 % (18/167)	89	84	98	97

Tableau D-28 Classification des vaisseaux responsables avec STEMI – 12 dérivations, Ensemble de test préhospitalier^a, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Artère DAG proximale 12 % (10/80)	50	100	100	94
Artère DAG (proximale et non proximale) 25 % (21/80)	90	100	100	98
ACx 24 % (18/80)	50	90	98	88
ACD 51 % (41/80)	98	78	72	85

a. L'ensemble avant hospitalisation comprenait 111 patients (21 % de femmes), âgés de 38 à 87 ans, collectés sur une période de 3 ans de 2008 à 2010 en Espagne. 102 ECG ont pu être localisés. Les critères d'inclusion étaient les suivants : STEMI par algorithme, non stimulés, sans BBG et confirmation angiographique d'une sténose d'un vaisseau responsable unique de 70 % ou plus (n=80).

Tableau D-29 Précision chez l'adulte, PH110C

Précision %	
Rythmes fréquents	97
Troubles de la conduction	98
Hypertrophie	95
Ischémie/Infarctus	92
Global adultes	96

Tableau D-30 Rythmes pédiatriques, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
Rythme S p 85 % (360/424)	98	91	45	90
Tachy S p 11 % (45/424)	90	74	96	96
Brady S p 7 % (31/424)	77	73	98	96
Arythmie S p 7 % (28/424)	36	71	99	95

Tableau D-31 Morphologies pédiatriques, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
HVD p 21 % (91/424)	88	65	87	87
HVG p 11 % (48/424)	83	42	85	85
BBD p 10 % (42/424)	79	79	98	96
AAG p 8 % (36/424)	67	33	87	86
HAD p 8 % (35/424)	77	60	95	94

Tableau D-32 12 dérivation - 15 dérivation, PH110C

	Sensibilité %	VPP %	Spécificité %	Précision %
HVG, 15 dérivation 34 % (236/702)	84	79	89	87
HVG, 12 dérivation 34 % (263/702)	81	87	94	90
HVD, 15 dérivation 50 % (470/936)	86	85	84	85
HVD, 12 dérivation 50 % (470/936)	72	94	95	84

Tableau D-33 Précision pédiatrique, PH110C

	Précision %
Hypertrophie	89
Rythmes	94
Global pédiatrique	92



Liste des abréviations et mesures statistiques

Tableau E-1 Liste des abréviations

Abréviation	Définition
1AVB	Bloc AV premier degré
IDM ant. aig.	Infarctus du myocarde antérieur aigu
IDM inf. aig.	Infarctus du myocarde inférieur aigu
IDM lat. aig.	Infarctus du myocarde latéral aigu
Fib.A	Fibrillations auriculaires non identifiées
ESA multi	Nombreuses extrasystoles auriculaires
LAA	Anomalie auriculaire gauche
BBG	Bloc de branche gauche
HVG	Hypertrophie ventriculaire gauche
IDM ant. anc.	Infarctus du myocarde antérieur ancien
IDM inf. anc.	Infarctus du myocarde inférieur ancien
RAE	hypertrophie auriculaire droite,
BBD	Bloc de branche droit
HVD	Hypertrophie ventriculaire droite
Arythmie S	Arythmie sinusale (variation respiratoire ou irrégulière du rythme sinusal)
Brady S	Bradycardie sinusale (fréquence < 50)
Rythme S	Rythme sinusal (fréquence normale)
Tachy S	Tachycardie sinusale (fréquence > 100)
Nbr.ESV	Nombreuses extrasystoles ventriculaires

Mesures statistiques de classification

Tableau E-2 Mesures statistiques de classification

		Maladie		
		Positif	Négatif	
Test	Positif	Vrai positif (VP)	Faux positif (FP)	VP + FP
	Négatif	Faux négatif (FN)	Vrai négatif (VN)	FN + VN
		VP + FN	FP + VN	

$$\text{SENSIBILITE} = \text{VP} / \text{VP} + \text{FN}$$

$$\text{SPECIFICITE} = \text{VN} / \text{VN} + \text{FP}$$

$$\text{VALEUR PREDICTIVE POSITIVE (VPP)} = \text{VP} / \text{VP} + \text{FP}$$

$$\text{VALEUR PREDICTIVE NEGATIVE (VPN)} = \text{VN} / \text{FN} + \text{VN}$$

$$\text{PRECISION DU TEST} = \frac{\text{VP} + \text{VN}}{\text{VP} + \text{VN} + \text{FP} + \text{FN}}$$

% du total des QRS 6-42

A

acquisition d'ECG
simultanée 6-16

acquisition simultanée, exemple de rapport 6-24

algorithme
codes des énoncés 6-40
numéro de version sur le rapport ECG 6-19

algorithme 12 dérivations Philips
codes de gravité 6-3
énoncés d'avertissement répertoriés 5-1
énoncés diagnostiques, critères d'énoncés et de gravité sur le rapport imprimé 6-3
liste des énoncés diagnostiques limites supprimés 5-1, C-1
numéro de version sur le rapport imprimé 6-19

Ampl. P 6-35
Ampl. P' 6-36
Ampl. Q 6-36
Ampl. QRS 6-36
Ampl. R 6-36
Ampl. R' 6-36
Ampl. S 6-36
Ampl. S' 6-36
Ampl. T 6-37
Ampl. T' 6-37

analyse de rythme, rapport de mesures étendues 6-41

analyse morphologique, sur le rapport de mesures étendues 6-35

ARTEFACT 6-38

avertissement de valeurs critiques 6-4

C

calibration par impulsion 6-14

catégories d'artères responsables 7-4

code d'identification médecin, sur le rapport imprimé 6-13

codes d'énoncé diagnostique 6-40, 7-14

codes des énoncés diagnostiques 6-40

codes, énoncé diagnostique 6-40

codes, énoncés diagnostiques 7-14

correction de Bazett sur l'intervalle QT 6-6

correction de Framingham sur l'intervalle QT 6-6

correction de Fridericia sur l'intervalle QT 6-6

correction de Hodges sur l'intervalle QT 6-6

correction de l'intervalle QT
formule de Bazett 6-6
formule de Framingham 6-6
formule de Fridericia 6-6
formule de Hodges 6-6

correction de QT en fonction de la fréquence cardiaque
Bazett 7-2
Framingham 7-3
Fridericia 7-3
Hodges 7-3
options 7-1
QRS large 7-2

critères d'énoncés 6-3

Croch. P 6-36

D

dérivations de Cabrera
exemple de rapport au format 3x4 6-24
rapport au format 12x1 6-26
rapport au format 6x2 6-25
rapport panoramique (12 Panor) 6-28

dérivations périphériques, mesures d'axes 6-5

dérivations, mesures représentatives 6-35

DERIVE 6-38

diagnostic non validé, libellé sur le rapport imprimé 6-13

Dispersion QT 6-40

Delta 6-37

demandes d'examen, informations sur le rapport imprimé 6-12

données d'identification patient
codes cliniques 6-9
informations cliniques 6-8
informations cliniques configurables 6-11
sur le rapport imprimé 6-9

données d'identification patient, sur le rapport ECG 6-8

données de validation D-1 PH110C D-1, D-27

Durée moyenne QRS 6-40, 6-42

Durée P 6-35

Durée P' 6-36

Durée Q 6-36

Durée QRS 6-36

Durée R 6-36

Durée R' 6-36

Durée S 6-36

Durée S' 6-36

Durée ST 6-37

Durée T 6-37

Durée T' 6-37

E

Ecart-type fréqu. A 6-42

Ecart-type fréqu. V 6-42

Ecart-type int. PR 6-43

ECG prioritaire, libellé sur le rapport imprimé 6-13

ECRETE 6-38

énoncé d'avertissement d'infarctus aigu du myocarde 6-4

énoncé d'avertissement de bloc AV complet 6-5

énoncé d'avertissement de fréquence cardiaque très élevée 6-4

énoncé d'avertissement de tachycardie extrême 6-4

énoncés d'avertissement de valeurs critiques
liste 5-1

énoncés diagnostiques supprimés C-1

énoncés diagnostiques limites

supprimés
liste C-1
énoncés diagnostiques, critères et gravité
présentation 6-3
énoncés de gravité
codes 6-3
énoncés de qualité 6-3
énoncés de valeurs critiques
bloc cardiaque complet 7-5
infarctus du myocarde 7-5
énoncés de valeurs critiques
d'infarctus du myocarde 7-5
énoncés de valeurs critiques de
bloc cardiaque complet 7-5
énoncés de valeurs critiques,
modifications apportées 7-5
Etat stim incon 6-18

F

format 12x1 avec dérivations de
Cabrera 6-26
format 3x4, étude de rythme sur
3 dérivations, avec dérivations
standard 6-23
format 6x2 avec dérivations de
Cabrera 6-25
Forme ST 6-37
Fréq. vent. maxi 6-42
Fréq. vent. mini 6-42
Fréq. vent. moy 6-40, 6-42
Fréq.auric.moyenne 6-42

G

Gain dériv. non-stand 6-15
gravités de l'ECG 6-3
Groupe 6-38
groupes de rythme des
battements 6-46

H

HORS ECHELLE 6-38
HVG
critères asiatiques 7-15

I

IDM aigu

base de données de
validation 7-13
configuration de la
sensibilité 7-11
exclusion des faux positifs,
critères 7-12
perturbateurs du ST, prise en
compte 7-9
identification de l'appareil, sur le
rapport imprimé 6-21
impulsion de calibration 6-14
formes 6-14
gains de dérivations non
standard 6-15
réglage 6-14
informations cliniques
configurables 6-11
informations cliniques, sur le
rapport imprimé 6-8
informations sur l'établissement
médical 6-10
informations sur l'impulsion de
calibration 6-14
informations sur la demande
d'examen 6-12
informations sur le médecin sur le
rapport ECG 6-13
informations sur le rapport 6-13
Int. PR 6-38
Int. PR moyen 6-40
Int. QT 6-38
Int. QT moyen 6-40
Intervalle PR maxi 6-43
Intervalle PR mini 6-43
Intervalle PR moyen 6-43
Intervalle QT moyen 6-43
intervalle QT, mesures de 7-1
Intervalle RR moyen 6-42

M

mesure de QTcB 6-7
mesure de QTcF 6-7
mesure de QTcfm 6-7
mesure de QTcH 6-7
mesures d'axes dans les plans
frontal et horizontal 6-39
mesures de base 6-5
mesures de groupe 6-42
mesures globales 6-40
mesures morphologiques sur les
dérivations

tableau 6-35

N

Nbre moy. P/QRS 6-42
Nbre pause compens 6-43
Nbre QRS ds groupe 6-42
Non stimulé 6-18
numéro d'identification de
l'électrocardiographe, sur le
rapport imprimé 6-21

OE

estimation de la taille de l'IDM 7-7
exemples de rapport
12 dérivations 6-21

P

P? 6-18
paramètres d'axe du plan
frontal 6-39
paramètres d'axe du plan
horizontal 6-39
paramètres de groupe 6-43
paramètres de rythme global 6-45
PH100B D-1
PM 6-19
Pente ST 6-37
perturbateurs du ST 7-9
présentation du format de
rapport 6-1

Q

QRS CROCH 6-37
QTc moy 6-40

R

rapport 12 dérivations
données d'identification
patient 6-9
énoncés diagnostiques 6-3
énoncés de qualité 6-3
format 12x1 avec dérivations de
Cabrera 6-26
format 3x4, étude de rythme sur
1 dérivation 6-1
format 3x4, étude de rythme sur

- 1 dérivation, avec dérivations de Cabrera et acquisition simultanée 6-24
- format 3x4, étude de rythme sur 3 dérivations, avec dérivations standard 6-23
- format 6x2 avec dérivations de Cabrera 6-25
- gains de dérivations non standard 6-15
- informations cliniques configurables 6-11
- informations cliniques du patient 6-8
- informations de calibration 6-14
- informations sur l'établissement médical 6-10
- informations sur la demande d'examen 6-12
- informations sur le médecin 6-13
- informations sur le rapport ECG 6-13
- mesures de base 6-5
- numéro d'identification de l'appareil 6-21
- numéro de version de l'algorithme 6-19
- panoramique (12 Panor) 6-28
- présentation 6-1
- réglages de détection des impulsions de stimulation 6-17
- réglages de vitesse et de sensibilité 6-20
- séparateur temporel 6-16
- rapport au format panoramique (12 Panor) 6-28
- rapport de mesures étendues 6-34
 - analyse de rythme 6-41
 - analyse morphologique 6-34
 - groupes de rythme des battements 6-46
 - mesures d'axes dans les plans frontal et horizontal 6-39
 - mesures de groupe 6-42
 - mesures globales 6-40
 - paramètres de groupe 6-43
 - paramètres de rythme global 6-45
 - rythme ectopique 6-46
 - stimulateur 6-47
 - vecteur QRS transverse dérivé 6-38
- rapport ECG
 - analyse de rythme sur le rapport de mesures étendues 6-41
 - analyse morphologique sur le rapport de mesures étendues 6-34
 - données d'identification patient 6-9
 - informations cliniques 6-8
 - format 12x1 avec dérivations de Cabrera 6-26
 - format 3x4, étude de rythme sur 1 dérivation 6-1
 - format 3x4, étude de rythme sur 1 dérivation, avec dérivations de Cabrera et acquisition simultanée 6-24
 - format 3x4, étude de rythme sur 3 dérivations, avec dérivations standard 6-23
 - format 6x2 avec dérivations de Cabrera 6-25
 - gains de dérivations non standard 6-15
 - groupes de rythme des battements dans les mesures étendues 6-46
 - informations cliniques configurables 6-11
 - informations de calibration 6-14
 - informations sur l'établissement médical 6-10
 - informations sur la demande d'examen 6-12
 - informations sur la demande d'examen ECG 6-12
 - informations sur le médecin 6-13
 - informations sur le rapport ECG 6-13
 - libellé ECG prioritaire 6-13
 - mesures de base 6-5
 - mesures de groupe étendues 6-42
 - mesures étendues 6-34
 - mesures étendues stimulateur 6-47
 - numéro d'identification de l'appareil 6-21
 - numéro de version de l'algorithme 6-19
 - exemples 6-21
 - panoramique (12 Panor) 6-28
 - paramètres de groupe sur les mesures étendues 6-43
 - paramètres de rythme global dans les mesures étendues 6-45
 - présentation 6-1
 - réglages de détection des impulsions de stimulation 6-17
 - réglages de vitesse et de sensibilité 6-20
 - séparateur temporel 6-16
 - rapport format 3x4, étude de rythme sur 1 dérivation 6-1 avec dérivations de Cabrera et acquisition simultanée 6-24
 - rapport imprimé
 - données d'identification patient 6-9
 - énoncés de qualité 6-3
 - format 3x4, avec dérivations standard 6-23
 - gains de dérivations non standard 6-15
 - informations cliniques configurables 6-11
 - informations de calibration 6-14
 - informations sur l'établissement médical 6-10
 - informations sur la demande d'examen 6-12
 - informations sur le médecin 6-13
 - mesures de base 6-5
 - numéro d'identification de l'appareil 6-21
 - numéro de version de l'algorithme 6-19
 - exemples 6-21
 - présentation 6-1
 - réglages de détection des impulsions de stimulation 6-17
 - réglages de vitesse et de sensibilité 6-20
 - séparateur temporel 6-16
 - réglages d'amplitude et de sensibilité des courbes sur le rapport imprimé 6-20
 - réglages de détection des impulsions Stimul (aimant) 6-19
 - réglages de détection des impulsions de stimulation 6-17

Non stimulé 6-18
Stimul 6-18
sur le rapport imprimé 6-17
réglages de vitesse et de
sensibilité 6-20
rythme ectopique 6-46

S

Salve la plus longue 6-42
score Selvester QRS, utilisation
pour estimer la taille de
l'IDM 7-7
SECTEUR 6-38
séparateur indicatif d'un affichage
séquentiel 6-16
séparateur indicatif d'un affichage
simultané 6-16
séparateur temporel 6-16
séparateur temporel de
l'acquisition 6-16
Seg. PR 6-38
Segment PR moyen 6-40, 6-43
sensibilité pour IDM aigu,
configuration 7-11
ST 80 ms 6-37
ST FIN 6-37
ST J 6-37
ST MILIEU 6-37
Stimul 6-18
Stimul (aimant) 6-19
stimulation bi-ventriculaire
base de données de validation, à
propos 7-6
détection, à propos 7-5
performances de détection, à
propos 7-7
stimulateur, paramètres sur le
rapport ECG 6-47
Surf. P 6-36
Surf. P' 6-36
Surf. QRS 6-36
Surf. T 6-37
Surf. T' 6-37
SusdécST 7-9

T

T CROCH 6-37
T.A.V. 6-36
troubles de la repolarisation 7-4

V

validation du rapport par un
médecin 6-13
valeurs critiques 6-4
vecteur QRS transverse
dérivé 6-38
version de l'algorithme,
sélection 7-1
version PH110C
à propos de la 1-2
données de validation D-27



CE₀₁₂₃

© 2016 Koninklijke Philips N.V.
Tous droits réservés. Toute reproduction ou transmission complète ou partielle de ce document, par quelque procédé que ce soit (électronique, mécanique ou autre), sans l'autorisation écrite du propriétaire des droits d'auteur est interdite.

Publié aux Etats-Unis

453564149801, Révision D

