



HAL
open science

Etude et mise en œuvre d'un système communicant sans fil et sans radio pour la mesure de paramètres physiologiques des nouveau-nés

Amel Chehbani

► To cite this version:

Amel Chehbani. Etude et mise en œuvre d'un système communicant sans fil et sans radio pour la mesure de paramètres physiologiques des nouveau-nés. Optique / photonique. Université de Limoges, 2024. Français. NNT : 2024LIMO0009 . tel-04566397

HAL Id: tel-04566397

<https://theses.hal.science/tel-04566397v1>

Submitted on 2 May 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université de Limoges

ED 653 – Sciences et Ingénierie (SI)

Laboratoire XLIM – SRI –SYCOMOR

Thèse pour obtenir le grade de
Docteur de l'Université de Limoges

Discipline/S spécialité : Electronique des Hautes Fréquences, Photonique et Systèmes
/Télécommunication

Présentée et soutenue par

Amel Chehbani

Le 15 février 2024

**Etude et mise en œuvre d'un système communicant sans fil et sans radio
pour la mesure de paramètres physiologiques des nouveau-nés**

Thèse dirigée par Anne JULIEN-VERGONJANNE
Codirigée par Stéphanie SAHUGUEDE

JURY :

Président du jury

M. Jean-Pierre CANCES, Professeur, Laboratoire XLIM, Université de Limoges

Rapporteurs

M. Luc CHASSAGNE, Professeur, Laboratoire LISV, Université de Versailles St Quentin

M. Nicolas BARBOT, Maître de Conférences HDR, Laboratoire LCIS, Université de Grenoble Alpes

Examineurs

M. Guy CARRAULT, Professeur, Laboratoire LTSI, Université de Rennes

M. Olivier BERNARD, Maître de Conférences, Laboratoire MOVE, Université de Poitiers

M. Pierre COMBEAU, Maître de Conférences HDR, Laboratoire XLIM, Université de Poitiers

Mme. Anne JULIEN-VERGONJANNE, Professeure, Laboratoire XLIM, Université de Limoges

Mme. Stéphanie SAHUGUEDE, Maître de Conférences, Laboratoire XLIM, Université de Limoges



Dédicace

à **Amel**, à la petite collégienne qui rêvait un jour avec son frère de devenir docteur, à mon mémoire de 139 pages, à ma présentation orale de 149 slides, à mes nuits blanches, mes phases de dépression, de joie, de satisfaction, de doute, de fatigue, à mes propres efforts, à ma résilience et ma détermination ! à mes peurs, mes rires et mes sourires, à ma folie et mes rêves, **à mes espoirs !**

à **Anne**, à mon exemple et mon modèle scientifique, à la grande femme qui façonne et fascine Amel, à ma source de motivation, d'inspiration et d'envol, à ton exigence et ta rigueur, à ton sérieux et ta détermination, à ton amour et ta passion pour la science, à ta fierté envers ton travail et tes réalisations, à toutes tes attentions, tes bonjours, tes messages, tes passages quotidiens au bureau, tes questions « comment ça va ? », et tes sourires, à tes bravos, tes félicitations et mêmes tes reproches qui ont donné à ce travail une touche d'amour et de fierté, à tes défis, ton engagement et tes efforts, à ta créativité et tes propositions, à ton ouverture d'esprit, à tous les échanges, les débats et les discussions scientifiques et humaines inoubliables, à tes conseils et ta guidance qui m'ont nourri et illuminé chaque pas de ce parcours, à ton support et ton soutien, à ton attention à mon avenir post-doctorat, à ton honnêteté et ta clarté, à la force de ton caractère, à tes valeurs et tes principes, à ton superbe fond, ton humain et **ton grand cœur !**

à **Stéphanie** la belle comme j'aime l'appeler, à la femme scientifique brillante et réussie qui me fascine, à ton calme et ta douceur, à ta gentillesse et tes interventions, à tes jolis mots et messages, à ton sourire magique et ta voix magnétique, à tes goûts et ton écoute, à tous les bons moments de bonheur, d'échange, de rire, du travail et de prise de défis en toute sérénité, à tes efforts, tes encouragements, tes félicitations et ta bienveillance qui ont boosté les moments difficiles et gardé l'espoir et la motivation, à ta patience apaisante, à ton intelligence et ton aide, à chaque fois où tu as silencieusement ajusté mes phrases en français sans même me le faire remarquer, à ton leadership et ta vision inspirants, aux détails partagés, au chocolat et aux tortues ☺, aux discussions humaines, philosophiques et existentielles, aux paroles de sagesse, à la manière dont tu rends chaque moment avec toi inoubliable, comme si le temps s'arrêtait à chaque sourire, à ta modestie et ta bonté, à ton profond, ta fantaisie, ton art et **ta vieille âme !**

à tous vos conseils et explications, à votre suivi, votre temps, vos efforts, vos corrections, vos lectures mot à mot, vos interventions, votre patience, vos félicitations, votre générosité, votre contribution, votre confiance et votre soutien, votre acceptation, votre accueil et votre écoute.

à nos différences qui nous enrichissent

au beau temps passé à côté de vous !

à votre **présence** et à tout l'amour que j'ai pour vous toutes les deux !!



Merci d'avoir rendu ces années de thèse exceptionnelles et mémorables, incarnant une expérience que je chérirai toujours !

Prenez de chaque science ce qu'elle a de meilleur, comme les abeilles qui mangent de chaque fleur ce qu'elle a de plus beau, lequel engendre deux essences précieuses, l'une est porteuse de guérison pour les gens, l'autre fournit de la lumière.

Ali ibn Abi Talib

La recherche consiste à voir ce que tout le monde a vu et à penser ce que personne n'a pensé.

Albert Szent-Györgyi

La science n'a pas de patrie

Louis Pasteur

Le monde est dangereux à vivre non pas tant à cause de ceux qui font le mal, mais à cause de ceux qui regardent et laissent faire.

Albert Einstein

La science est la lampe qui illumine notre chemin vers l'existence.

Amel Chehbani

Fais toujours de ton mieux : Quelles que soient les circonstances, fais toujours de ton mieux, ni plus, ni moins. Le mieux ne sera jamais le même suivant le contexte et suivant ton propre état au moment présent !

Les quatre accords toltèques de Miguel Ruiz

(Merci Stéphanie ☺)

Remerciements

Avant de présenter cette thèse, je tiens à prendre un moment pour exprimer ma profonde gratitude envers tous ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à sa réalisation.

Tout d'abord, je tiens à exprimer ma profonde gratitude envers mes deux directrices de thèse, Anne JULIEN-VERGONJANNE et Stéphanie SAHUGUEDE pour leur accompagnement exceptionnel tout au long de ce voyage académique. Leur gentillesse remarquable a illuminé chaque étape de ce parcours exigeant. Leur dévouement envers mon développement académique et personnel a créé un environnement favorable à l'épanouissement. Chères Anne et Stéphanie, votre bienveillance et votre soutien m'ont non seulement guidée dans mes recherches, mais ont également renforcé ma confiance en mes capacités et ont fait de cette aventure une expérience enrichissante et mémorable. Je tiens également à souligner leurs compétences de qualité, qui ont grandement contribué à mener à bien cette thèse dans des conditions optimales. Leur expertise, leur rigueur et leur dévouement ont été des éléments essentiels pour guider et soutenir mes efforts. Merci infiniment pour votre générosité, votre compréhension et votre encouragement constant. Cette thèse n'aurait pas été la même sans votre présence bienveillante à mes côtés. Je suis profondément reconnaissante de cette chance d'avoir eu des personnes aussi exceptionnelles que vous comme responsables.

Un merci particulier aux membres du jury : Luc CHASSAGNE, Professeur à l'Université de Versailles St Quentin, Nicolas BARBOT, Maître de Conférences HDR à l'Université de Grenoble Alpes, Guy CARRAULT, Professeur, à l'Université de Rennes, Jean-Pierre CANCES, Professeur, à l'Université de Limoges, Olivier BERNARD, Maître de Conférences à l'Université de Poitiers, et Pierre COMBEAU, Maître de Conférences HDR à l'Université de Poitiers pour avoir accepté de consacrer leur temps, leur expertise et leur attention à évaluer cette thèse.

Un merci particulier à Pierre COMBEAU et Olivier BERNARD pour leurs échanges et collaborations pertinents et enrichissants ainsi que pour leur disponibilité, leur aide et surtout leur patience.

Je remercie chaleureusement l'ensemble des chers collègues que j'ai rencontrés pendant ces années de doctorat. Une pensée particulière à Alassane (je reste toujours reconnaissante pour ton aide précieuse au début de la thèse), Amina, Steve, Daniel, Amani, Hanen, Wael, Ibtissem, Houda, Yassin, Issoufou, Zeyneb et Jamel pour l'ambiance collaborative et les conseils partagés.

Mes remerciements vont également à Patricia (la sympathie et l'empathie), Sabrina et Caroline pour leur soutien logistique, leur accompagnement administratif, leur écoute et leur efficacité.

J'adresse mes sincères remerciements à mes enseignants en Tunisie et en France pour leur encouragement, soutien et confiance constants. Ma reconnaissance s'étend à toutes les personnes qui ont contribué à façonner la personne que je suis aujourd'hui notamment les éducateurs de l'école primaire **Jmila Jdida**, du collègue **Ibn Charaf**, du lycée **Ibn Hazm** à Benguerdane, ainsi que ceux de **l'université de Gabès** et de **l'université de Limoges**. Un merci spécial pour Lotfi Tlig !

Un merci empreint de gratitude à mes amis exceptionnels, Inass, Imen, Marwa*2, Thouraya, Rabia, Najat, Mariem, Fadwa, Sirine, Mouna, Insaf, Soukayna et Gmar, qui ont été bien plus que des amis. Votre soutien et votre présence constante ont été mes piliers pour surmonter les défis de la vie à

l'étranger. Votre aide précieuse a été un baume pour les moments de solitude et une lumière dans l'obscurité de l'éloignement. Merci du fond du cœur pour avoir été mes compagnons de voyage, m'aidant à supporter et à trouver la beauté dans cette belle aventure. Ensemble, continuons à écrire cette belle histoire d'amitié, même à distance.

Un merci particulier à Agnès !

Enfin, un immense merci à mes parents (Ammar et Fatma), mes sœurs (Moufida, Najet et Inass), mon frère (Abdelkarim), ma nièce Jouri (qu'on attend avec impatience), mes belles sœurs et mon beau-frère, à l'ensemble de ma famille et mes proches et à tous ceux qui ont apporté leur soutien moral tout au long de mon parcours académique.

Je tiens à rendre hommage à la mémoire de mon frère bien-aimé, **Hassan**. Depuis mes années de collégienne, il a cru en ma capacité à atteindre mes objectifs académiques. Ses mots mémorables ont été une lumière constante dans les moments difficiles, une source d'inspiration qui a guidé chacune de mes avancées. Même si son absence physique est ressentie, son héritage bienveillant continue de me motiver. Merci Hassan, pour avoir été ma plus grande source d'encouragements depuis le début. Cette thèse est dédiée à toi, en reconnaissance de ton soutien et de ta croyance constante en ma réalisation ainsi qu'à mes neveux Mouatassim Billah et Mariem, porteurs de l'héritage précieux de leur père.

Ce doctorat est dédié tout particulièrement à ma raison de vivre, mes parents « ***Ammar et Fatma*** ». Malgré toutes les épreuves, ils n'ont jamais cessé de me soutenir, de m'encourager et de me pousser à donner le meilleur de moi-même. Ils ont implanté la passion de la science dans mon cœur, éclairant ainsi mon chemin, guidant chacun de mes pas et de mes envolées. J'espère sincèrement avoir concrétisé votre rêve et que vous ressentiez de la joie, de la fierté et de la satisfaction !

Mon amour pour vous est éternel !!

A tous ceux qui ont accepté ma personne telle qu'elle est, même pendant les moments où j'étais difficile à vivre et à supporter, et qui ont fait preuve d'un amour inébranlable en ne me laissant jamais seule face à ces moments !

Merci à tous pour votre précieuse contribution à la réalisation de cette thèse.

Merci à tous ceux qui sont impatients à voir l'aboutissement de ce projet, et je tiens à vous témoigner ma profonde gratitude pour votre dévouement et votre enthousiasme.

Je tiens à exprimer ma gratitude particulière envers tous ceux qui m'ont contactée pour me féliciter, en se remémorant les années de travail acharné, de sacrifice et de dévouement dont ils ont été témoins. Leur joie sincère pour ce succès m'enchanté profondément. Je tiens à vous dire que vous êtes la raison de mon bonheur décuplé, et vos paroles bienveillantes ont véritablement touché mon cœur. Merci du fond du cœur.

Droits d'auteurs

Cette création est mise à disposition selon le Contrat :

« **Attribution-Pas d'Utilisation Commerciale-Pas de modification 3.0 France** »

disponible en ligne : <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/fr/>



Table des matières

Introduction générale.....	14
Chapitre I. Etat de l'art	18
I.1. Introduction	18
I.2. Problématique	18
I.2.1. Systèmes ECG classiques	19
I.2.2. Systèmes ECG sans fil existants	20
I.3. Solution proposée : Technologies de communication en optique sans fil : OWC.....	24
I.3.1. Historique : optique, lumière, OWC et standardisation	24
I.3.2. Principes de base de l'OWC.....	27
I.3.2.1. Emetteur optique	27
I.3.2.2. Canal de transmission	29
I.3.2.3. Récepteur optique.....	32
I.4. Intérêt de l'OWC pour les applications en santé.....	33
I.4.1. Etat de l'art de la surveillance du signal ECG basée sur l'optique sans fil	35
I.4.2. Positionnement et objectifs de la thèse	37
I.5. Conclusion.....	39
Chapitre II. Electrocardiogramme ECG et indices de qualité (SQIs)	41
II.1. Introduction	41
II.2. Cœur et système cardiovasculaire	41
II.2.1. Structure générale.....	41
II.2.2. Electrophysiologie cardiaque	42
II.2.2.1. Potentiel d'action	43
II.2.2.2. Propagation de l'activité électrique dans le cœur	43
II.3. Electrocardiogramme ECG	44
II.3.1. Histoire et enregistrement.....	45
II.3.2. Enregistrement et systèmes de dérivations ECG	45
II.4. Caractéristiques et composantes d'un ECG normal	48
II.5. Variabilité de la fréquence cardiaque VFC.....	49
II.5.1. Définition.....	49
II.5.2. Mesure.....	50
II.6. Perturbations et bruit dans le signal ECG.....	51
II.6.1. Bruit lié à l'acquisition.....	52
II.6.2. Bruit lié à la transmission	52
II.7. Spectre du signal ECG	53
II.8. Traitement et évaluation du signal ECG	54
II.8.1. Débruitage et évaluation du signal ECG	54
II.8.2. Indices de qualité du signal ECG : SQIs	55
II.8.2.1. Etat de l'art.....	55
II.8.2.2. Choix des SQIs	57
II.9. Conclusion	59
Chapitre III. Chaîne de transmission du signal ECG	61
III.1. Introduction.....	61
III.2. Description des contextes de télésurveillance.....	61
III.2.1. Télésurveillance de la personne âgée	63

III.2.2. Télésurveillance du nouveau-né	63
III.2.3. Télésurveillance du prématuré	64
III.3. Modélisation de la chaîne de transmission du signal ECG	65
III.3.1. Enregistrement et mise en forme du signal ECG.....	65
III.3.2. Transmission : émetteur, canal et récepteur	67
III.3.2.1. Modélisation et simulation du canal optique	67
III.3.2.2. Réception du signal ECG et validation.....	70
III.3.3. Reconstruction et analyse du signal ECG	72
III.3.3.1. Extraction des caractéristiques du signal ECG	73
III.3.3.2. Approche conjointe	73
III.4. Conclusion	74
Chapitre IV. Performances du système de surveillance du signal ECG.....	76
IV.1. Introduction.....	76
IV.2. Modélisation et simulation des canaux	76
IV.2.1. Modélisation du lit et de la couveuse	77
IV.2.2. Modélisation des corps humains	77
IV.2.3. Modélisation de la mobilité	78
IV.2.4. Résultats de simulation des canaux.....	80
IV.2.5. Analyse comparative	86
IV.3. Performances	86
IV.3.1. Impact de la mobilité	87
IV.3.2. Analyse des performances selon l'approche conjointe	89
IV.3.2.1. Analyse des performances dans le Contexte A	89
IV.3.2.2. Analyse des performances du Contexte B	94
IV.3.2.3. Analyse des performances du Contexte P.....	99
IV.3.3. Étude synthétique.....	103
IV.4. Conclusion	104
Conclusion générale	106
Liste des publications	110
Références bibliographiques.....	111
Liste des abréviations	132

Table des illustrations

Figure 0-1 : Illustration du cheminement de thèse	16
Figure I-1 : Architecture générale de la télésurveillance du signal ECG	21
Figure I-2 : Principe de transmission IM/DD	24
Figure I-3 : Illustration des moments qui ont marqué l'histoire de l'optique et de l'OWC	26
Figure I-4 : Exemples typiques d'application OWC.....	26
Figure I-5 : Illustration du modèle du système IM/DD bande de base	27
Figure I-6 : Illustration du principe de la modulation OOK (a) : Format NRZ, (b) : Format RZ.....	28
Figure I-7 : Liaisons optiques : (a) LOS direct, (b) LOS indirect et (c) NLOS ou diffus [83]	30
Figure I-8 . Illustration de LOS et NLOS	31
Figure I-9 : Illustration de l'étude conjointe de l'évolution des métriques au niveau applicatif en fonction des métriques au niveau applicatif	38
Figure II-1 : Vue générale du cœur et illustration de la circulation sanguine [116].....	42
Figure II-2: Révolution cardiaque : (a) Phase de contraction : systole, (b) Phase de relaxation : diastole [115]	42
Figure II-3 : Illustration membranaire du potentiel au repos [117].....	42
Figure II-4: Diagramme de changement du potentiel membranaire vis-à-vis des mouvements ioniques [119]	43
Figure II-5 : Réseau de de propagation du signal électrique dans le cœur [115].....	44
Figure II-6 : (a) Dépolarisation et repolarisation d'une cellule [117], (b) Propagation d'un signal électrique dans le cœur et (c), tracé enregistré par une électrode [115].....	46
Figure II-7: (a) Dérivations bipolaires d'Einthoven et (b) dérivations unipolaires de Wilson et (c) Dérivations précordiales	47
Figure II-8 : Tracé ECG à 12 dérivations, <i>source : e-cardiogramme</i>	47
Figure II-9 : Illustration d'un cycle cardiaque (a) avec le tracé ECG de référence correspondant (b).49	
Figure II-10 : Illustration de la VFC	50
Figure II-11: Illustration de différents types de bruits dans le signal ECG	51
Figure III-1 : Chaîne de transmission du signal ECG	61
Figure III-2 : Illustration de l'environnement de surveillance et de l'emplacement des 4 Rx.....	61
Figure III-3 : Illustration du contexte de surveillance de l'ECG de la personne âgée	63
Figure III-4 : Illustration de contexte de surveillance de l'ECG du nouveau-né.....	64
Figure III-5 : Illustration de contexte de surveillance de l'ECG du prématuré	65
Figure III-6 : Chaîne de simulation de transmission du signal ECG	65
Figure III-7 : Tracé des signaux ECG des trois contextes (a) 35 s du signal <i>ECGa</i> , (b) : 35 s du signal <i>ECGb</i> et (c) : 35 s des signaux <i>ECGp1</i> et <i>ECGp2</i>	66

Figure III-8 : Méthodologie d'analyse du canal avec RaPSor et MATLAB©.....	67
Figure III-9 : Validation de la chaîne de transmission par comparaison de l'évolution de la P_e et le TEB en fonction de SNR pour différentes valeurs de puissance émise	72
Figure III-10 : Transmission du signal ECG	72
Figure III-11 : Illustration de l'approche conjointe générale d'analyse.....	74
Figure IV-1 : (a) Modèle du lit du bébé, (b) modèle de la couveuse du prématuré	77
Figure IV-2 : Géométrie des corps des individus et positions du Tx : (a) Géométrie du corps de la personne âgée [113], (b) Géométrie du corps du nourrisson [197].....	78
Figure IV-3 : Exemple d'une trajectoire de déplacement d'une personne à l'aide du modèle RW [113]	79
Figure IV-4 : Illustration de la mobilité du bébé pour les Cas1 et Cas 2	79
Figure IV-5 : (a) Distribution des 10000 valeurs de gain statique H_0 , (b) évolution temporelle du gain pendant 12 s de marche de la personne âgée.....	80
Figure IV-6 : Evolution de P_{out_Pe} en fonction de P_t	81
Figure IV-7 : Exemples de réponse impulsionnelle $h(t)$: (a) à la position P1, (b) à la position P4.....	82
Figure IV-8 : Evolution de la probabilité d'erreur P_e en fonction de P_t pour Cas1 et Cas2	83
Figure IV-9 : (a) : Illustration de Config.a , (b) : Illustration de Config.b	84
Figure IV-10 : Evolution du gain statique en fonction du nombre de rayons.	85
Figure IV-11 : Transmission du signal ECG : (a) Contexte A, (b) Contexte B pour Cas1	88
Figure IV-12 : Evolution de la P_e : (a) Contexte A, (b) Contexte B.....	88
Figure IV-13 : Organigramme de la méthode d'analyse proposée pour le Contexte A : (a) Évaluation avant transmission, (b) Évaluation après transmission	89
Figure IV-14 : Distributions de pSQI : (a) pour $w = 2s$, (b) pour $w = 6s$ et (c) pour $w = 10s$...	90
Figure IV-15 : Evolution des probabilités P_{out_SQIs} en fonction de la puissance P_t : (a) SQIs spectraux, (b) SQIs statistiques pour différentes tailles de fenêtre	92
Figure IV-16 : Evolution des probabilités P_{out_SQIs} en fonction de puissance P_t pour la fenêtre de 6 s	93
Figure IV-17 : Organigramme de la méthode d'analyse proposée pour le Contexte B : (a) Évaluation avant transmission, (b) Évaluation après transmission	94
Figure IV-18 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t : (a) SQIs spectraux, (b) SQIs statistiques pour chaque position du bébé : Cas1	96
Figure IV-19 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t dans la position P4 pour Cas1	96
Figure IV-20 : (a) Illustration de la diversité en émission avec 2Tx portés par le bébé, (b) Gain statique dans toutes les positions pour Cas1, Cas2 et 2Tx.....	97
Figure IV-21 : Transmission du signal ECG en considérant la diversité en émission 2Tx.....	98
Figure IV-22 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t dans les positions (a) SQIs spectraux, (b) SQIs statistiques : Avec 2Tx	99

Figure IV-23 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t dans la position P2 pour 2Tx	99
Figure IV-24 : Organigramme de la méthode d'analyse proposée pour le Contexte P : (a) Évaluation avant transmission, (b) Évaluation après transmission	100
Figure IV-25 : Evolution des pics R détectés en fonction de la puissance P_t : (a) pour $ECGp1$ et (b) pour $ECGp2$	102
Figure IV-26 : Evolution des paramètres temporels de la VFC en fonction de la puissance P_t : (a) : pour $ECGp1$ et (b) : pour $ECGp2$	102

Table des tableaux

Tableau I-1 : Exemples de systèmes ECG commerciaux	19
Tableau I-2 : Systèmes de surveillance ECG développés à l'aide des technologies optique sans fil [95]– [107]	35
Tableau III-1 : Paramètres et caractéristiques communs aux trois contextes.....	62
Tableau III-2 : Configuration fixe du simulateur pour les trois contextes.....	68
Tableau IV-1 : Gain statique H_0 et τ_{rms} à chaque position pour Cas1 et Cas2.....	83
Tableau IV-2 : Gain statique H_0 et τ_{rms} pour Config.USIN	85
Tableau IV-3 : Puissance nécessaire $P_{t_réquise}$ pour atteindre la $P_{e_nécessaire}$ dans tous les contextes.....	86
Tableau IV-4 : Critères d'identification de chaque SQI dans le Contexte A.....	91
Tableau IV-5 : Critères d'identification de chaque SQI dans le contexte B.....	95
Tableau IV-6 : Critères d'identification de chaque paramètre de VFC	100
Tableau IV-7 : Comparaison des conditions minimales de transmission du signal ECG déterminées pour les trois contextes	103

Introduction générale

Généralement, les systèmes dédiés à la santé reposent sur des appareils filaires nécessitant la présence du patient et du personnel dans le même espace. Ces outils sont efficaces et fiables pour établir un diagnostic mais l'aspect filaire est un frein pour la qualité de vie de l'individu et la facilitation des tâches du personnel de santé. Grâce à l'évolution des technologies en télécommunication, en électronique embarqué et traitement des données, de nouvelles approches ont été proposées pour des systèmes non filaires. Aujourd'hui, la télémédecine s'appuyant sur la transmission sans fil des données médicales grâce aux technologies de l'information et de la communication est une pratique de plus en plus courante en santé pour détecter et diagnostiquer les anomalies, contrôler les individus fragiles et suivre les patients atteints des maladies chroniques [1]. Parmi les applications de la télémédecine, la télémétrie cardiaque qui consiste à surveiller à distance l'activité cardiaque de l'individu à partir de son électrocardiogramme (ECG) [2], joue un rôle primordial dans la gestion et le traitement des maladies cardiovasculaires et de l'insuffisance cardiaque, parmi les principales causes d'hospitalisation et de décès dans le monde. Ainsi, la télésurveillance de l'ECG est une avancée significative et une véritable révolution en matière de cardiologie.

Le contexte de cette thèse s'inscrit dans ce cadre, c'est à dire la surveillance à distance de l'ECG de personnes fragiles. Même si les causes, les manifestations cliniques et les traitements diffèrent selon la population visée, elles entraînent des effets significatifs impactant la vie et l'économie. Dans tous les cas, la télésurveillance du signal ECG permet un diagnostic précoce des anomalies cardiaques et une gestion appropriée des patients quel que soit leur âge. On s'intéresse dans la thèse aux personnes âgées et aux nourrissons :

- En effet, le taux de vieillissement dans le monde augmente considérablement avec des chiffres qui indiquent que la proportion de la population mondiale âgée de plus de 60 ans aura presque doublé, passant de 12% à 22% entre 2015 et 2050 [3]. Par exemple, en France, les prévisions indiquent que le nombre de personnes âgées de 75 ans ou plus va augmenter de 5,7 millions, d'ici à 2070 [4]. Cette augmentation a un coût financier lié notamment aux soins et hospitalisations et un coût démographique lié au taux des mortalités. En effet, les modifications organiques et physiologiques dues au vieillissement entraînent des dysfonctionnements des fonctions primaires qui affectent souvent l'activité physique et les fonctions cardiovasculaires. Ainsi, les dispositifs de télésurveillance cardiaque peuvent permettre de réduire les taux de réadmissions à l'hôpital, le coût des soins et la mortalité, améliorant ainsi le bien vivre et l'autonomie [5].
- A un autre stade de la vie, environ 15 millions de nouveau-nés naissent prématurés chaque année dans le monde [6]. Cela représente environ 6 % des naissances par an en France. Ces prématurés naissent avec différentes fonctions vitales immatures, ce qui nécessite des soins spécialisés dans

des unités des soins intensifs néonatales, ou NICUs (neonatal intensive care units). Un trouble courant observé chez la majorité des prématurés est la récurrence des épisodes d'apnée et de bradycardie, qui peuvent entraîner des lésions des organes terminaux liées à l'hypoxémie et à l'ischémie [7]. De plus, la cardiopathie congénitale définie par une malformation au niveau du cœur ou des grands vaisseaux est fréquemment diagnostiquée chez les prématurés avec une étiologie inconnue [8], [9]. Le développement de la chirurgie cardiaque augmente l'espérance de vie chez les enfants avec des malformations cardiaques congénitales et leur permet d'atteindre l'âge d'adulte. Cependant, les processus de diagnostic, du traitement et du post traitement de cette maladie nécessitent un suivi continu de l'activité du cœur pour garantir des bons résultats. Ainsi, pour améliorer la qualité de la santé cardiaque de cette population très vulnérable, divers dispositifs sans fil avancés ont été développés pour surveiller le signal ECG des prématurés dans les NICUs [10]–[12].

Aujourd'hui, les communications sans fil radio fréquences (RF) sont la technologie dominante pour la conception des modules de transmission de la plupart des systèmes ECG sans fil existants. Bien que ces technologies aient démontré leur potentiel et leur efficacité, plusieurs défis techniques, sanitaires et scientifiques subsistent, notamment liés à la congestion du spectre RF, à la confidentialité et à la sécurité des données, aux effets des interférences électromagnétiques sur la qualité du signal ECG et aux effets éventuels des ondes électromagnétiques sur l'être humain, en particulier la population sensible comme les personnes âgées et les nouveau-nés [13].

La contribution principale que l'on vise à apporter dans cette thèse consiste à étudier une solution alternative aux ondes RF dans la télésurveillance du signal ECG. Cette solution s'appuie sur les communications en optique sans fil connues sous l'abréviation OWC (optical wireless communication) [14]. L'OWC couvre trois bandes : l'ultraviolet (UV), le visible et l'infrarouge (IR) dans un spectre non réglementé et sans licence. L'utilisation du spectre optique limite l'exposition aux ondes RF et réduit les effets des interférences électromagnétiques qui peuvent endommager les équipements médicaux. De plus, contrairement aux systèmes RF, les technologies OWC offrent un niveau de sécurité physique plus élevé car les ondes optiques ne traversent pas les murs ce qui réduit également les coûts de déploiement et de maintenance. Grâce à ces différents avantages, l'OWC est une solution complémentaire aux RF dans le domaine médical et elle reçoit beaucoup d'attention de la part des chercheurs depuis plusieurs années [15]–[19].

Dans ce contexte, un projet régional Nouvelle Aquitaine (AAPR2020A-2019-8328610) a été initié dans l'objectif d'étudier la faisabilité de déploiement des systèmes communicants sans fil et sans radio en utilisant l'OWC pour des applications de la télésurveillance médicale et environnementale des jeunes enfants et des prématurés. La présente thèse s'inscrit dans le cadre de ce projet, pour le suivi de cette population mais aussi pour celui des personnes âgées.

Par ailleurs, la fiabilité d'un système de télésurveillance du signal ECG est également conditionnée par la qualité du signal qui doit être excellent pour éviter les faux diagnostics. A côté des perturbations liées aux conditions d'acquisition, la transmission sans fil peut également perturber le signal et affecter sa qualité pour un usage clinique. On s'intéresse dans cette thèse à l'impact des performances de la transmission OWC sur la qualité du signal ECG afin de déterminer les conditions de transmission permettant d'avoir un ECG acceptable et exploitable voire excellent.

Ainsi, le manuscrit de thèse est organisé en quatre chapitres illustrés sur la Figure 0-1.

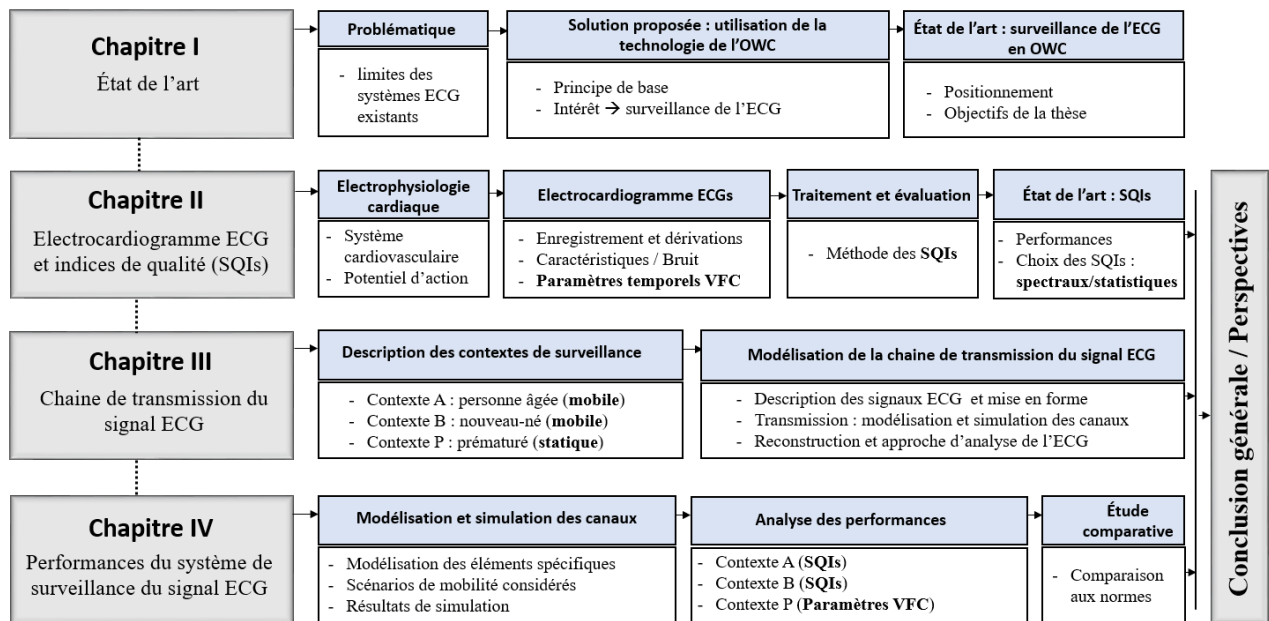


Figure 0-1 : Illustration du cheminement de thèse

Dans le premier chapitre, on discute la problématique de cette recherche et la solution proposée. Les limites des systèmes ECG existants seront exposées conduisant à proposer la technologie de l'optique sans fil OWC comme solution alternative. A partir des principes de base de la technologie OWC, un état de l'art de l'ECG par OWC sera fourni et permettra de dégager les objectifs et les contributions visés lors de cette thèse.

Le deuxième chapitre fournit une description du signal ECG en introduisant les notions électrophysiologiques et cardiaques, les techniques d'enregistrement, les composantes morphologiques, temporelles et fréquentielles d'un ECG ainsi que les différentes sources des perturbations. On présente la mesure de la variabilité de la fréquence cardiaque ainsi que les techniques de traitement et d'évaluation couramment utilisées, en particulier la méthode des indices de qualité SQIs(signal quality signal) utilisée dans notre étude.

Une fois les notions et fondamentaux théoriques présentés et les objectifs du travail fixés, on passe à la description de la méthodologie de réalisation et d'analyse dans le troisième chapitre. On définit les contextes de surveillance des trois scénarios étudiés ; personne âgée, nouveau-né et prématuré. Ensuite,

on détaille les étapes de la chaîne de transmission du signal ECG. Dans cette partie technique, on commence par présenter les signaux ECG à transmettre et le processus de leur mise en forme avant émission dans le canal. Afin de modéliser et simuler ce dernier, on détaille l'utilisation de l'outil de simulation RaPSor qui a été développé dans l'équipe SYCOMOR du laboratoire XLIM. Enfin, le processus de reconstruction du signal ECG analogique reçu est également expliqué et suivi par la description de la méthode d'analyse générale proposée pour évaluer les performances globales du système. Pour ce faire, on analyse l'impact des conditions de transmission en termes de puissance optique émise et de probabilité d'erreur sur les métriques du signal ECG : SQIs et paramètres temporels de la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC).

Cette méthode d'analyse sera appliquée dans le dernier chapitre aux trois contextes de surveillance. Ce chapitre sera divisé en deux grandes parties. Une partie concerne la modélisation et la simulation des canaux correspondants. On modélise donc l'environnement indoor, les éléments spécifiques à chaque contexte, les corps des individus à surveiller ainsi que les antennes de transmission. On définit également les scénarios de mobilité proposés. En exploitant les résultats de cette première partie on évalue dans une deuxième partie la qualité du signal ECG transmis à travers ces canaux. Pour cela, on applique l'approche d'analyse en définissant les métriques, les paramètres ainsi que les particularités liées à chaque contexte. En effet, on considère les SQIs pour les contextes de surveillance de la personne âgée et du nouveau-né et les paramètres VFC pour celui du prématuré. En se basant sur des critères d'indentification des SQIs et des paramètres VFC définis avant transmission, on détermine enfin les conditions de communication permettant le maintien d'un ECG de qualité satisfaisante. Une étude comparative des résultats obtenus dans les trois contextes sera donc fournie à la fin de ce chapitre.

Enfin, les résultats obtenus au cours de ce travail sont synthétisés dans une conclusion générale concernant les avantages offerts par la technologie OWC dans la surveillance du signal ECG de la population sensible. Une dernière section sera réservée aux perspectives liées au sujet abordé dans cette thèse.

Chapitre I. Etat de l'art

I.1. Introduction

Les pathologies cardiaques sont la cause principale de mortalité et d'hospitalisation et touchent toutes les catégories d'âge. Depuis sa découverte dans les années 1880, l'électrocardiogramme est considéré comme l'examen le plus efficace pour diagnostiquer les anomalies cardiaques. Au fil de temps, les méthodes d'enregistrement de l'ECG ont évolué afin d'améliorer la précision et l'efficacité de l'analyse de ce signal.

Initialement, des systèmes ECG destinés à des usages hospitaliers et cliniques ont été développés. Cependant, ces systèmes ne sont pas adaptés pour un suivi continu de l'ECG nécessaire pour une gestion adaptée des pathologies. Ce besoin qui est devenu un enjeu majeur a conduit à l'apparition d'une gamme de systèmes ECG sans fil très efficaces et couramment utilisés de nos jours dans divers contextes de surveillance. Néanmoins, ces systèmes sont généralement dotés de modules de transmission sans fil basés sur des technologies RF qui peuvent présenter des limitations pour la surveillance de l'ECG de personnes fragiles. C'est la raison pour laquelle on propose une alternative avec l'utilisation des technologies optique sans fil OWCs.

Ainsi, ce chapitre débute par la présentation de la problématique qui a motivé ce travail, en discutant les différentes gammes des systèmes d'enregistrement du signal ECG avec un focus sur les systèmes sans fil en RF et leurs contraintes.

Puis, on introduit les technologies OWC ainsi que leurs avantages et challenges. Dans ce cadre, on rappelle les fondamentaux du système de base IM/DD en présentant les composants optiques pour les émetteurs et les récepteurs ainsi que les principales techniques de modulation utilisées dans l'OWC. On décrit également le canal optique sans fil en présentant les différentes configurations de liaisons et types de bruit qui peuvent être présents.

On discute également des différents travaux de recherche proposés dans la littérature pour la télésurveillance du signal ECG en optique sans fil, afin de positionner le contexte d'étude et de conclure sur les objectifs visés dans la thèse.

I.2. Problématique

L'insuffisance cardiaque est un trouble pathologique défini par une perturbation de l'activité cardiaque au cours de laquelle le cœur n'est plus en mesure d'assurer sa fonction, c'est-à-dire, de pomper le sang à un débit suffisant pour subvenir aux besoins énergétiques de l'organisme et lui apporter l'oxygène et les nutriments. C'est une conséquence des effets d'une ou de différentes pathologies cardiovasculaires, telles que l'infarctus du myocarde entraînant la mort d'une partie du cœur, l'hypertension artérielle correspondant à une pression sanguine trop élevée exercée sur les parois des vaisseaux sanguins, les maladies des valves cardiaques qui touchent les membranes du cœur contrôlant la circulation du sang

entre les différentes cavités du cœur, et bien évidemment les cardiomyopathies qui peuvent être d'origine génétique ; comme la cardiopathie congénitale fréquemment diagnostiquée chez les nouveaux nés [9] et la cardiomyopathie hypertrophique familiale.

Contrairement aux idées reçues, l'insuffisance du cœur n'est pas une maladie touchant uniquement les personnes âgées qui est chronique et toujours grave. Il peut également s'agir d'une maladie de l'enfant, des jeunes, des femmes enceintes et même des athlètes qui sont censés être en bonne santé. Par conséquent, l'insuffisance cardiaque peut toucher tous les âges en étant la cause la plus fréquente de décès dans le monde avec 17,9 millions cas de mort chaque année selon l'OMS (Organisation mondiale de la Santé) [20]. Cependant, elle survient généralement chez les sujets sensibles ayant une faible immunité tels que les prématurés, les enfants (la cardiopathie congénitale affecte environ 0,8 % à 1,2 % des naissances dans le monde [8], [21]) et les personnes âgées (20% des personnes de plus de 75 ans) [22]. La détection précoce et le diagnostic de cette pathologie s'avèrent nécessaires pour adopter le traitement adéquat, éviter des morts subites et sauver des vies.

Pour cela, l'électrocardiogramme ECG est un outil très utilisé qui consiste à collecter les différences de potentiels reflétant les forces électriques du cœur, à travers des électrodes appropriées placées de façon standard sur la peau. Dans la suite, on présente les différents systèmes de surveillance du signal ECG, leurs fonctionnements et caractéristiques, le cadre de leur utilisation ainsi que leurs limitations.

I.2.1. Systèmes ECG classiques

Le tout premier électrocardiographe a été conçu à l'aube du 20^e siècle [23], [24] grâce aux efforts de Willem Einthoven, Thomas Lewis, Frank Wilson et Augustus Waller. L'activité électrique cardiaque est mesurée par un galvanomètre et retranscrite sur un papier photographique que l'on déroule à une vitesse constante. Ce dispositif était purement analogique.

Puis, à l'ère du numérique, l'électrocardiographe a évolué vers un système équipé d'une sortie papier, d'un écran numérique pour l'affichage et d'un support de stockage pour les données numérisées. Le tableau I-1 présente trois exemples de produits commerciaux en décrivant leurs caractéristiques, notamment celles qui sont liées aux fonctionnalités, transmission des données, au coût mais aussi à la flexibilité de la solution en termes de poids et de nombre de dérivations.

Tableau I-1 : Exemples de systèmes ECG commerciaux

Système ECG	CARDIOVIT AT-2 plus [25] (Schiller)	GE MAC 5500 HD [26] (GE Healthcare)	Cardiofax S-2250 [27] (Nihon Kohden)
Poids	5 kg	20 kg	2.3 kg
Nombre des dérivations	12 dérivations	12 – 15 dérivations (pédiatrique)	12 dérivations

Transmission des données ECG	Aucune	Filaire, réseau LAN	Filaire : USB, lecteur SD, réseau LAN
Prix	~ 2,850,00 \$	~ 3,200,00 \$	~ 1849 \$

En règle générale, ces appareils coûteux sont destinés aux établissements de santé pour un usage clinique via l'enregistrement des tracés à 12 dérivations. Ils nécessitent l'intervention de personnels qualifiés et experts et ne sont pas utilisables par les patients. De plus, le poids, l'encombrement des câbles et des électrodes limitent la mobilité et le confort, avec en plus des effets d'irritation de la peau provoqués par les électrodes. Les câbles rendent aussi ces systèmes très sensibles aux différents artefacts liés notamment au mouvement et aux interférences électriques qui peuvent impacter la qualité et la précision du signal ECG enregistré.

Enfin, ces dispositifs fournissent des tracés qui reflètent l'activité cardiaque sur un laps de temps bien défini. Cependant, cela est généralement insuffisant pour dévoiler certaines pathologies chez les personnes âgées, par exemple, dont les symptômes sont sporadiques et irréguliers et qui peuvent apparaître de façon brusque ou lente. Pour le cas des nouveau-nés, certains effets n'apparaissent pas forcément pendant la phase de néonatalogie mais ils peuvent se manifester avec la croissance du bébé. Or, un diagnostic tardif peut diminuer l'espérance de vie. Par conséquent, le suivi continu de l'activité cardiaque s'avère nécessaire, voire crucial que ce soit pour des personnes âgées ou des nouveau-nés.

Le développement de la télémétrie cardiaque a conduit à de nouvelles gammes de systèmes ECG de taille réduite comme le moniteur Holter, développé par Norman Holter dans les années 50, qui permet un diagnostic local ou l'envoi de rapports via les services web en cas d'urgence. Ces systèmes fournissent un signal ECG de haute qualité et une surveillance pendant une activité ordinaire du patient. Cependant, ils disposent toujours de câbles et d'électrodes qui peuvent gêner le patient et perturber la qualité du signal enregistré, en particulier en cas de mouvement. En outre, ils sont généralement limités à 24-48 heures d'utilisation continue sans transmission de données en temps réel [28].

Les dispositifs implantables sont aujourd'hui une alternative qui permet une surveillance continue en temps réel, mais ils nécessitent des procédures chirurgicales coûteuses et présentent des risques d'infection [29].

I.2.2. Systèmes ECG sans fil existants

Depuis plusieurs années, la communauté scientifique s'intéresse au développement et à l'amélioration des systèmes de télémétrie cardiaque. Des recherches approfondies ont été menées pour développer des systèmes efficaces de collecte et de transmission des données ECG qui ont considérablement évolué au fil du temps en raison de l'émergence des technologies intelligentes. Les systèmes sont développés non seulement pour les patients souffrant de maladies chroniques et qui sont hospitalisés, mais aussi pour

des utilisations de prévention, d'un suivi normal à domicile, pendant les activités quotidiennes et sportives, et même pour des objectifs liés aux modes de vie. Dans [30], les auteurs ont fourni une analyse approfondie de la littérature sur les systèmes de surveillance du signal ECG, en mettant en évidence les contextes, les catégories, les caractéristiques, les fonctions, les challenges et les tendances actuelles de ces systèmes.

Grâce à la miniaturisation et la conscience envers la notion « *mieux vaut prévenir que guérir* », une gamme de systèmes ECG portables à une seule dérivation a vu le jour sur le marché des applications médicales. Ces systèmes commerciaux nécessitent moins de composants et moins d'attaches encombrantes au corps. Ainsi, outre un faible coût, ils offrent plus de confort et plus de liberté aux utilisateurs. De plus, contrairement aux idées reçues, les systèmes ECG à une seule dérivation ont un avenir prometteur sur le plan médical. C'est le cas d'AliveCor Kardia, par exemple, qui enregistre des tracés ECG de 30s en temps réel et les affiche sur un téléphone portable connecté. AliveCor a démontré une excellente précision dans la détection de la fibrillation auriculaire (FA) et une précision modérée dans le diagnostic d'autres arythmies en soins primaires [31], [32]. Une revue de littérature sur un ensemble de ces systèmes tels que Apple Watch, AliveCor, BioHarness, iRhythm Zio Patch, Bittium Faros et Bradydx's CAM (Carnation Ambulatory Monitor) a été faite dans [33].

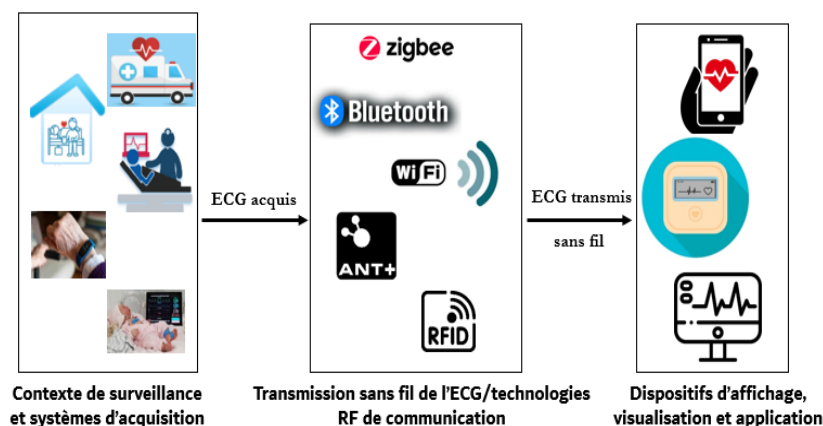


Figure I-1 : Architecture générale de la télésurveillance du signal ECG

Actuellement, l'architecture générale de la télésurveillance du signal ECG illustre le rôle central des technologies de transmission du signal (voir Figure I-1). Parmi elles, Bluetooth, Zigbee et WiFi fonctionnant dans les bandes partagées ISM (industrial, scientific and medical) sont les technologies de communication sans fil les plus couramment adoptées pour les systèmes ECG portables [34] :

- Bluetooth et sa version BLE (Bluetooth low energy) [35] sont largement utilisées du fait de leur grande disponibilité et la simplicité de leur configuration protocolaire [36], [37]. Dans le contexte de la surveillance des enfants, le BLE a été adopté dans [38] pour développer un système ECG miniature suivant le développement et l'activité de leur système nerveux en se

basant sur l'analyse de la VFC. Selon [33], Bluetooth est le protocole principal des dispositifs ECG portables à une seule dérivation commercialisés de nos jours.

- Ayant une grande flexibilité et assurant une communication à une distance plus grande que Bluetooth, ZigBee est un protocole à faible consommation d'énergie et faible coût qui opère dans les plages de fréquences 2,4GHz, 868MHz en Europe et 915MHz aux Etats Unis [39]. Zigbee a été employé pour concevoir des systèmes ECG sans fil [40], [41] y compris dans le cadre des NICUs [42].
- Le WiFi (wireless fidelity) a été utilisé dans divers travaux comme dans [43] où les auteurs proposent une méthode pour minimiser les retransmissions liées aux collisions et améliorer ainsi la qualité de service pour un ECG en temps réel. Cette solution offre de hauts débits mais au détriment de la consommation d'énergie.

D'autres technologies et protocoles ont été également étudiés avec l'utilisation du réseau étendu à basse consommation ou LPWAN (low power wide area network) dans [44], la technologie ANT (adaptive network technology) dans [45] et la technologie RFID (radio frequency identification) dans [46]. Un système sans fil de mesure des signaux ECG et PPG (photopléthysmogramme) à courte portée, a été développé dans [47] en exploitant la bande MedRadio (medical device radiocommunication) de 401–406 MHz.

Dans le but d'augmenter la mobilité, l'autonomie et la liberté du patient, les technologies peuvent être également combinées [48]. Un nouveau système ECG portable à 12 dérivations « SmartVest » a été développé dans [49] dont le module de transmission associe le Bluetooth pour envoyer les données ECG à un téléphone portable et le WiFi pour les envoyer et les stocker dans une plateforme cloud. Dans une autre étude [11], la communication en champ proche ou NFC (near field communication) à 13.56 MHz a été utilisée avec BLE dans un système de surveillance sans fil et sans batterie pour suivre les signaux physiologiques des prématurés dans les NICUs (y compris l'ECG).

Cependant, les technologies RF se heurtent petit à petit à un ensemble de limitations :

- En effet, le nombre de dispositifs, services et applications basés sur la connectivité sans fil, augmente d'une manière continue et rapide. Selon une étude menée par Transforma Insights [50], le nombre des dispositifs de l'Internet des Objets (IoT) qui était 7,6 milliards en 2019 passera à 24,1 milliards en 2030. Cette augmentation contribue à la saturation du spectre RF, en particulier les bandes dans lesquelles opèrent les technologies à courte portée Bluetooth, Zigbee et WiFi, qui engloberont environ 72 % des connexions en 2030 [50].
- Comme la plupart des technologies RF opèrent dans la bande ISM, cela augmente aussi le taux de collisions et le risque des interférences, qui affectent la qualité de la transmission. Ces interférences peuvent endommager les appareils médicaux qui sont sensibles aux perturbations

des ondes électromagnétiques [51]. Par ailleurs, les interférences électromagnétiques forment une source de perturbation sur le signal ECG entraînant la dégradation de sa qualité et donc la précision des diagnostics. La coexistence de différentes applications de manière efficace nécessite donc d'adopter des techniques avancées lors de la conception des systèmes sans fil, telles que les modulations plus sophistiquées, les méthodes anticollisions et les algorithmes adaptatifs de gestion d'interférences utilisées généralement pour Bluetooth, Zigbee et WiFi. Par contre, ces améliorations peuvent complexifier la conception, augmenter le coût et impacter les réglementations et les spécifications en termes de taille, de consommation énergétique et d'interopérabilité [52].

- Une autre limitation est liée à la sécurité des transmissions. En effet, les données médicales des patients font partie de leurs données personnelles qu'il faut sécuriser pour protéger leur vie privée contre les attaques et l'usurpation médicale. Ces données contribuent aussi à l'innovation et à la recherche médicale d'où la nécessité de maintenir la confiance des systèmes qui les fournissent. Dans ce contexte, diverses réglementations ont été mises en place pour protéger les données personnelles tels que le RGPD (règlement général de protection des données) en Europe [53]. Par contre, étant donné que les ondes RF peuvent franchir les parois et à cause de l'utilisation des bandes RF partagées, le risque d'écoute et d'espionnage reste élevé. A titre d'exemple, c'est le cas de BLE et WiFi dont l'innocuité est discutable [54][55][56].
- Un frein supplémentaire est lié aux questionnements sur la présence des ondes RF dans notre environnement quotidien par rapport à l'effet biologique d'une exposition prolongée [57]. Dans ce contexte, la loi Abeille [13], déclarée en février 2015 en France recommande de ne pas utiliser la technologie WiFi dans les locaux publics destinés aux jeunes enfants et aux nouveau-nés. Il est également recommandé de ne pas utiliser les technologies RF dans des environnements sensibles tels que les NICUs [58]. Enfin, une étude menée récemment montre que, pour un capteur donné, le DAS (débit d'absorption spécifique) augmente avec le nombre de nœuds voisins sur le corps [59].

En résumé, les communications par radiofréquence (RF) sont aujourd'hui les technologies dominantes pour connecter les différents outils de la télémédecine. Cependant, les exigences de sécurité et de confidentialité, la génération d'interférences, les effets néfastes potentiels sur la santé des patients, la congestion du spectre ainsi que l'efficacité énergétique sont des défis pour leur déploiement massif dans les scénarios de la santé.

Dans ce cadre et pour faire face aux limites des technologies RF, la technologie de communication par optique sans fil OWC est apparue au cours de la dernière décennie comme une solution alternative aux RF notamment dans le secteur des réseaux de capteurs corporels pour des applications liées à la santé [15]–[19].

I.3. Solution proposée : Technologies de communication en optique sans fil : OWC

Les communications optiques sans fil (OWC) impliquent la transmission et la réception de signaux dont la fréquence porteuse se situe dans le domaine optique au-delà du THz. Ce domaine comprend l'infrarouge ou IR (3 THz – 300 THz), le visible (300 THz – 3000 THz) et l'ultraviolet (3000 THz – 30000 THz) [60].

Contrairement aux radiofréquences utilisant des antennes à la fois en émission et en réception, les systèmes optiques utilisent des sources émettant de la lumière et des récepteurs qui détectent la lumière. La Figure I-2 illustre le principe avec d'un côté la source qui, selon l'application et les exigences visées, est une diode électroluminescente (LED) ou une diode laser (LD) convertissant le signal électrique en un signal optique émis dans le milieu de transmission et de l'autre côté le récepteur qui peut être une photodiode (PD), une cellule photovoltaïque (PV) [61] ou un capteur d'image [62], détectant le signal optique et le convertissant en signal électrique.

L'intensité de la lumière émise par la source peut varier en fonction des caractéristiques du signal électrique modulant. C'est ce qu'on appelle la modulation d'intensité (IM). En réception, un courant ou une tension sont produits proportionnellement à l'intensité optique collectée sur la surface du photo-détecteur. C'est la détection directe (DD) [14].

Une particularité en optique par rapport aux RF est liée à la taille des détecteurs de l'ordre du cm^2 , donc beaucoup plus grande que la longueur d'onde. La conséquence est l'absence d'évanouissement lié aux multi-trajets comme en RF. Par contre, les réflexions par trajets multiples sont présentes et peuvent induire de l'interférence inter-symbole à haut débit.

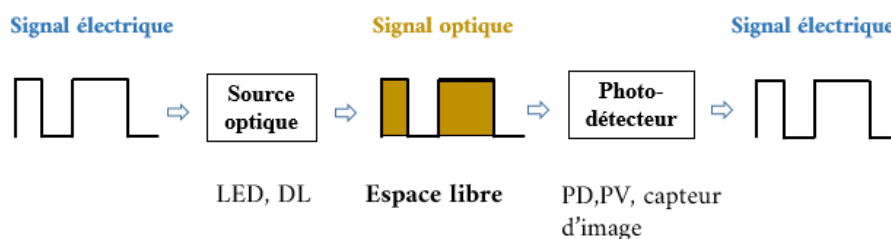


Figure I-2 : Principe de transmission IM/DD

I.3.1. Historique : optique, lumière, OWC et standardisation

Avant d'aller plus loin dans la présentation de l'OWC, il semble nécessaire de comprendre à quoi correspond l'optique [63].

L'optique est la discipline qui étudie la lumière, ce phénomène qui ne cesse de fasciner l'homme depuis l'antiquité à l'époque d'Aristote, en passant par le Moyen Âge avec Alhazen (Ibn al-Haytham), qualifié le père de l'optique, et ses travaux expérimentaux fondateurs [64] résumés dans son ouvrage *Traité d'optique* en 1021. A la Renaissance, le développement de l'optique continue grâce aux contributions des grands savants tels que René Descartes, Christian Huygens et Isaac Newton avec des contributions

extrêmement importantes, surtout en ce qui concerne la théorie corpusculaire et la décomposition de la lumière blanche en couleurs élémentaires, dans *Optiks* en 1704. En 1864, le physicien James Clerk Maxwell affirmait que la lumière est une onde électromagnétique qui se propage à une vitesse de $3 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$. La curiosité d'Albert Einstein l'a conduit à creuser le phénomène de l'effet photoélectrique et en se basant sur les travaux de Max Planck, introduisant la notion de photon et l'optique quantique en 1905. Ceci a donné naissance au principe de dualité onde-corpuscule et à la mécanique quantique défini par Louis de Broglie en 1924.

Au fil du temps, ces découvertes ont conduit à diverses inventions telles que l'invention des dispositifs laser (light amplification by stimulated emission of radiation) et des premières LEDs dans les années 60 permettant la transmission optique grâce à leurs capacités de commutation rapide.

L'utilisation de l'optique pour communiquer à distance a été abordée sous différentes formes comme le télégraphe optique français de Claude Chappe mis en service en 1794 entre Paris et Lille pour transmettre des données militaires chiffrées pendant la révolution française. Le photophone de Alexander Graham Bell (1880) [65] est une autre forme d'OWC dont le principe est de moduler la voix en un signal lumineux. Bien que semblant révolutionnaires, ces transmissions par voie optique ont été très vite éclipsées par les systèmes de télécommunication radioélectrique.

La Figure I-3 illustre les moments et les inventions qui ont marqué l'histoire de l'optique et l'apparition de l'OWC.

Depuis les années 60, les scientifiques s'intéressent à nouveau à l'optique et de nouvelles solutions permettant d'améliorer les systèmes de télécommunication sont développées pour une large gamme d'applications en extérieur (outdoor) et intérieur (indoor) [60], [66], [67] dans le domaine terrestre [68], spatial [69] et sous-marin [70]. La figure I-4 illustre des exemples typiques d'applications OWCs.

La première application indoor a été établie par Gfeller et Bapst en 1979 [71] en exploitant la technologie IR. L'émergence de la technologie VLC suite au développement des LEDs blanches [72] a permis d'exploiter les fonctions éclairage et communication [73]. Ceci a mené plus tard au concept du LiFi (light-fidelity) alternative au WiFi porté par Harald Haas en 2011 [74].

Ces développements sont accompagnés de diverses tentatives de standardisation de la part des organismes de normalisation des systèmes de télécommunications telles que l'union internationale des télécommunications, ou ITU (international telecommunication union) et l'institut des ingénieurs électriciens et électroniciens, ou IEEE (institute of electrical and electronics engineers) [67], [75], [76]. IrDa (infrared data association) est le premier standard pour l'optique, établi en 1993 pour les communications IR courtes portées [77]. Il a été suivi par IEEE 802.11 en 1997 proposant une norme sur les réseaux sans fils locaux dont une couche physique concerne l'IR, mais qui sera obsolète très vite face aux standards RF. Le premier standard élaboré pour les VLCs est IEEE 802.15.7 [78] qui inclut désormais les longueurs d'ondes IR, UV et les communications par caméra ou OCC (optical camera

communication) [64]. Les standards se succèdent ensuite avec les évolutions et avancées dans le domaine de l'OWC, d'où l'apparition par exemple de ITU-G.999 en 2019 destiné aux VLCs haut-débit en indoor [79]. En 2018, un nouveau groupe de travail appelé IEEE 802.11bb a été créé dans le but de normaliser le LiFi pour qu'il soit interopérable avec le WiFi [80]. Les efforts de ce groupe, auxquels l'entreprise PureLiFi et l'institut Fraunhofer HHI (heinrich hertz institute) ont participé, ont porté leurs fruits et IEEE a officialisé très récemment la norme IEEE 802.11bb LiFi en 2023 [81].

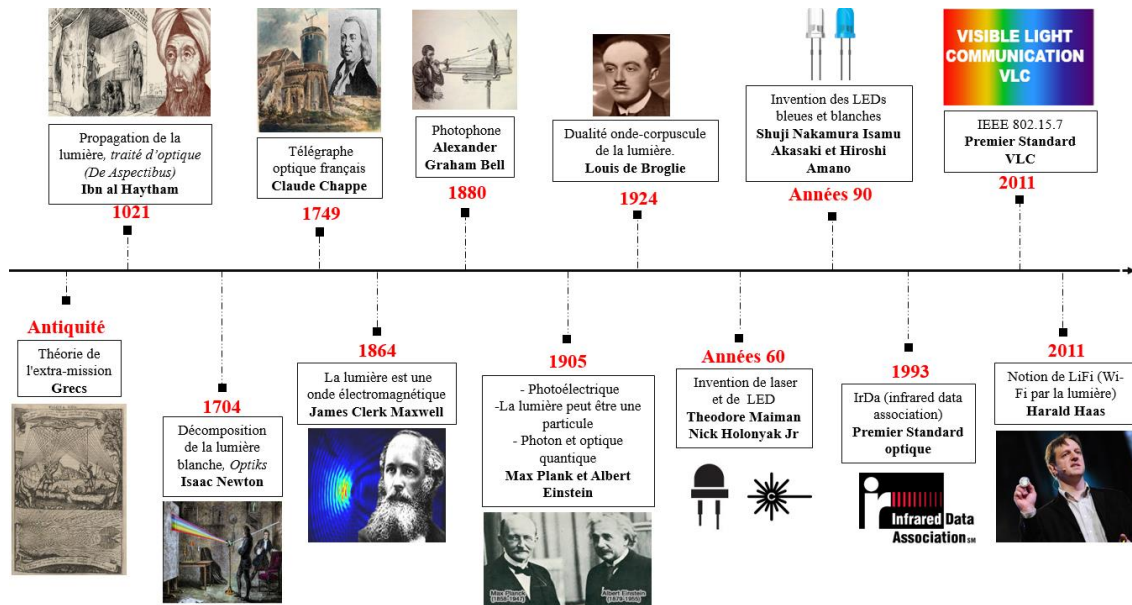


Figure I-3 : Illustration des moments qui ont marqué l'histoire de l'optique et de l'OWC

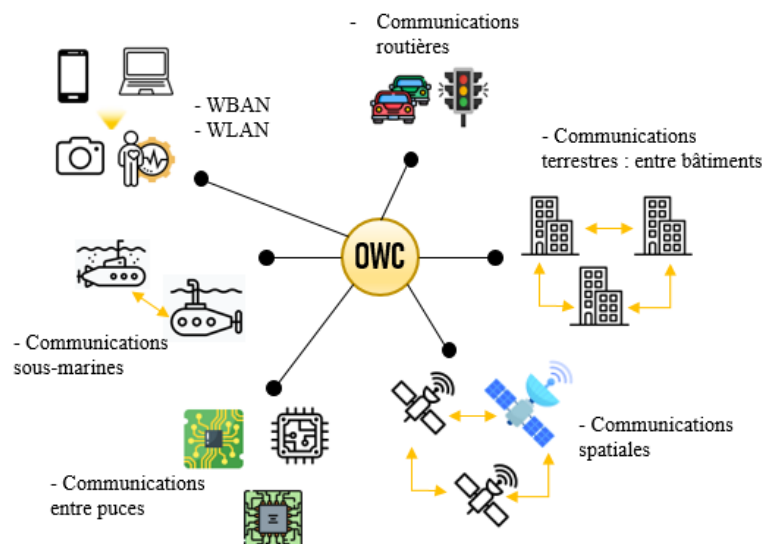


Figure I-4 : Exemples typiques d'application OWC

OWC est aujourd'hui considérée comme une technologie complémentaire et parfois alternative aux systèmes RF pouvant répondre aux exigences des réseaux présents et futurs (5G, 6G) [82].

I.3.2. Principes de base de l'OWC

Comme l'illustre la Figure I-5, utilisant le processus IM/DD, un système OWC peut être modélisé comme un système en bande de base [14].

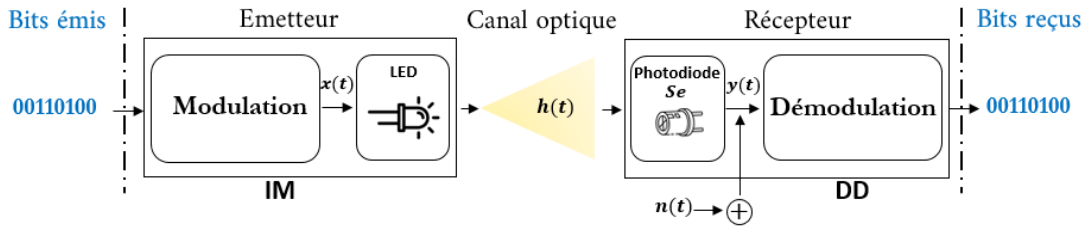


Figure I-5 : Illustration du modèle du système IM/DD bande de base

L'émetteur convertit le signal électrique à transmettre en une puissance optique variable instantanée $x(t)$ qui doit être réelle et positive. Le signal est émis dans un canal optique caractérisé par sa réponse impulsionnelle $h(t)$. Il peut être affecté par diverses sources de bruit représentées par le signal $n(t)$ qui s'ajoute au signal. La puissance reçue est détectée (DD) par le récepteur et convertie en un signal électrique en fonction de sa sensibilité $S_e(A/W)$. Ce processus global s'exprime par l'équation (I-1) qui modélise un système de transmission IM/DD optique bande de base.

$$y(t) = S_e x(t) \otimes h(t) + n(t) \quad (I-1)$$

Dans ce qui suit, on présente successivement les différents composants et notions qui caractérisent ce système.

I.3.2.1. Emetteur optique

L'émetteur optique se compose de deux blocs principaux. Le bloc de codage des bits émis selon une technique de modulation appropriée et la source optique qui va rayonner le signal modulé.

▪ Techniques de modulation optique

Dans un système optique sans fil, les bits à transmettre peuvent être modulés par divers formats de modulation adaptées à la transmission d'une puissance optique réelle et positive. Ces formats peuvent être classés en deux grandes familles : les modulations mono-porteuses telles que la OOK (on-off keying), la PPM (pulse position modulation) et la PAM (pulse amplitude modulation) [14] et les modulations multi-porteuses telles que l'OFDM (orthogonal frequency division multiple). Le choix de la technique de modulation appropriée pour un système de communication sans fil se fonde sur divers critères :

- Les modulations mono-porteuses, sont les plus simples à implémenter et à mettre en œuvre pour des débits jusqu'à quelques Mbps, mais elles exigent un processus d'égalisation complexe lorsqu'elles sont utilisées à des débits de données élevés. De plus, elles souffrent d'une faible efficacité spectrale et impliquent un taux d'erreur élevé, en particulier en cas de bruit et d'interférences. Dans cette catégorie et en raison de sa simplicité, l'OOK est la technique de

modulation la plus utilisée dans les transmissions optiques. Dans le format OOK, le flux de données binaires entrant est utilisé pour contrôler l'intensité de la source optique en l'allumant pour représenter un "un" binaire ou en l'éteignant pour représenter un "zéro" binaire. Cela consiste à transmettre une impulsion optique pendant un intervalle de temps si le bit est codé à "1" et à ne rien transmettre s'il s'agit d'un "0".

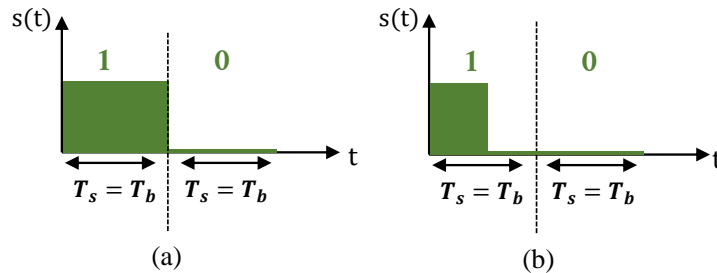


Figure I-6 : Illustration du principe de la modulation OOK (a) : Format NRZ, (b) : Format RZ

Typiquement, l'OOK est mise en œuvre en utilisant le format NRZ (non-retour à zéro) illustré sur la Figure I-6 (a), dans lequel une impulsion optique est transmise pendant toute la durée du temps symbole T_s égal au temps bit T_b . Dans ce cas, la bande passante est équivalente au débit des données ($B = R_b$). Toutefois, l'OOK peut être également conçue avec le format RZ (retour à zéro) illustré sur la Figure I-6 (b), en transmettant l'impulsion optique pendant une fraction de l'intervalle symbole, offrant ainsi une meilleure efficacité énergétique que l'OOK NRZ, mais au prix d'une augmentation de la largeur de bande requise [83].

- Les modulations multi-porteuses sont contraignantes en termes de complexité et de consommation énergétique mais elles sont robustes dans les scénarios visant de hauts débits. Par exemple, l'OFDM qui consiste à diviser la bande passante disponible en plusieurs sous-bandes pour multiplexer les données transmises sur chaque sous-porteuse et qui a été initialement développée pour les communications RF est considérée comme l'un des schémas de modulation les plus efficaces [84], [85]. L'OFDM a été adaptée au domaine optique et est utilisée le plus généralement selon deux formats DC-OFDM (direct-current biased optical OFDM) et ACO-OFDM (asymmetrically clipped optical OFDM) permettant respectivement d'avoir un signal positif par l'ajout d'un offset au signal ou par la troncature de ses parties négatives.

Sources optiques

Comme mentionné précédemment, la conversion électrique-optique est opérée par une source optique qui peut être une diode électroluminescente (LED) ou une diode laser (DL) qui reposent toutes les deux sur l'excitation électronique de matériaux semi-conducteurs pour leur fonctionnement.

Les DLs émettent des faisceaux très étroits, et ont une efficacité de conversion électrique-optique élevée mais elles sont plus complexes d'utilisation. De plus, pour des raisons de sécurité oculaire, les DLs ont

des limitations d'utilisation pour les systèmes indoor. Elles sont plutôt employées pour les communications longue distance à haut débit qui exigent une puissance élevée et une directivité stricte telles que les communications optiques en espace libre (FSO). En comparaison, les LEDs, qui sont disponibles à bas prix et simples à manipuler, émettent des rayons moins directs voire diffus, ce qui permet de couvrir un espace plus large favorisant ainsi la réception du signal dans un milieu confiné. Cela les rend plus adaptées pour des contextes de communications à courte portée, à faible débit et à faible puissance.

Une LED est une jonction p-n qui émet une intensité optique lorsqu'elle est soumise à une excitation électronique. La répartition angulaire de cette intensité est caractérisée par un diagramme de rayonnement typiquement approximé par un Lambertien généralisé [71]. Cela permet de définir analytiquement l'intensité rayonnée par unité d'angle solide en fonction de l'intensité maximale rayonnée I_0 comme suit :

$$I_{ray}(\varphi) = I_0 \cos^m(\varphi) (W/sr) \quad (I-2)$$

Avec φ l'angle de rayonnement de la LED et $I_0(W/sr) = I_{ray}(\varphi = 0)$. La grandeur m représente la mesure de la directivité de la LED souvent notée « ordre Lambertien », lié à l'angle auquel la moitié de l'intensité est égale à la valeur maximale, noté angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$. Il s'exprime par la relation :

$$m = \frac{-\ln(2)}{\ln(\cos \varphi_{1/2})} \quad (I-3)$$

On note que plus m est élevé, plus la LED est directive et vice versa. La puissance rayonnée par la LED est donnée par l'expression (I-4) [86]. Cette puissance est limitée par le respect des contraintes de la sécurité oculaire. A cet effet, la norme IEC 62471 [87], [88] et la norme IEC60825 [89] décrivent les exigences en termes des valeurs maximales de puissance optique émise pour les LED et les LDs, respectivement.

$$P_t = 2\pi \int_0^{\frac{\pi}{2}} I_{ray}(\varphi) \sin(\varphi) d\varphi = \frac{2\pi I_0}{(m+1)} \quad (I-4)$$

I.3.2.2. Canal de transmission

De manière générale, le comportement du canal optique dépend de la configuration de la liaison entre l'émetteur Tx et le récepteur Rx. En fonction du chemin de propagation de l'onde optique différents types de liaisons peuvent s'établir comme illustré sur la Figure I-7 [83] avec visibilité entre Tx et Rx (line of Sight - LOS) mais également sans visibilité (NLOS) par trajets uniquement réfléchis [14], [83], [90].

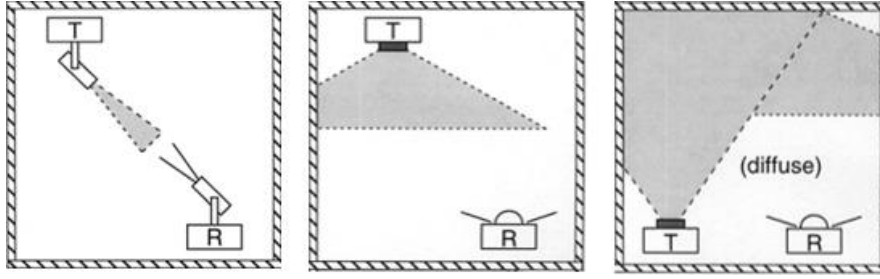


Figure I-7 : Liaisons optiques : (a) LOS direct, (b) LOS indirect et (c) NLOS ou diffus [83]

▪ Liaisons LOS

Comme présenté sur la Figure I-7, les liaisons LOS peuvent être LOS direct (Figure I-7 (a)) ou LOS indirect (Figure I-7 (b)). La liaison LOS direct utilise un émetteur à faisceau étroit et un récepteur à faible champ de vision ou FOV et l'émetteur et le récepteur sont orientés l'un vers l'autre. Cela permet d'obtenir d'excellentes performances en termes de SNR et de hauts débits. Cependant, cette liaison est très sensible aux phénomènes de blocage et aux contraintes de mobilité car elle nécessite le maintien de l'alignement direct entre l'émetteur et le récepteur. La configuration LOS indirect permet une zone de couverture plus large en utilisant également les trajets réfléchis comme illustré sur la Figure I-7 (b). Cela permet d'obtenir plus de mobilité mais au prix d'une atténuation plus importante due aux pertes causées par la distance que les rayons optiques doivent traverser via les plans réflecteurs avant d'arriver au récepteur. De plus, à cause de l'utilisation de récepteurs avec un plus grand champ de vision, le signal reçu peut être également plus affecté par le bruit ambiant.

▪ Liaisons NLOS

La figure I-7 (c) qui illustre les liaisons NLOS diffuses montre que l'émetteur et le récepteur ne sont pas en visibilité l'un et l'autre. Ainsi, cette configuration repose uniquement sur la réflexion des faisceaux optiques sur les parois et sur la collecte des multi trajets. Cela les rend très robustes face aux obstacles mais au prix de fortes atténuations dues aux réflexions, des interférences et des effets de dispersion dues aux multi trajets.

De manière générale, le LOS indirect est considéré dans les scénarios indoor point-multipoints où un émetteur mobile transmet des données captées par des récepteurs placés dans l'environnement [14]. L'illustration de la Figure I-7 (b) montre que LOS indirect est établi en considérant les contributions du LOS et les contributions du NLOS. Dans ce cas, la réponse impulsionnelle totale de la liaison optique sans fil se compose donc de deux réponses :

$$h(t) = h(t)_{LOS} + h(t)_{NLOS} \quad (I-5)$$

En se référant à la Figure I-8, la réponse impulsionnelle $h(t)_{LOS}$ pour une source Lambertienne est exprimée par [14]:

$$h(t)_{LOS} = \begin{cases} \frac{m+1}{2\pi d^2} A_r \cos^m(\varphi) \cos(\psi) \delta(t - \frac{d}{c}) & 0 \leq \psi \leq FOV \\ 0 & \text{autrement} \end{cases} \quad (I-6)$$

Où A_r est la surface physique active du récepteur, ψ est l'angle d'incidence des rayons optiques, c est la vitesse de la lumière et d/c représente donc le temps de propagation selon la distance d entre l'émetteur et le récepteur.

La réponse impulsionnelle de la liaison NLOS s'exprime comme une somme infinie de trajets ayant été réfléchis :

$$h(t)_{NLOS} = \sum_{k=1}^{\infty} h_{NLOS}^k(t) \quad (I-7)$$

L'atténuation du signal réfléchi dépend de la réflectivité des parois et surfaces définie par un coefficient de réflexion $\rho \in [0,1]$. Une valeur faible de ρ représente des surfaces très absorbantes, tandis qu'une valeur élevée est associée à des surfaces très réfléchissantes.

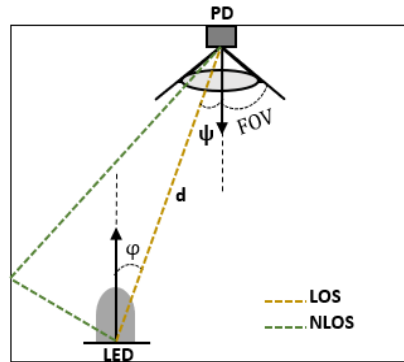


Figure I-8 . Illustration de LOS et NLOS

En LOS ou NLOS, l'atténuation du canal est la caractéristique la plus importante pour étudier la liaison. Elle est définie par le gain statique H_0 qui est obtenu par :

$$H_0 = \int_{-\infty}^{+\infty} h(t) dt \quad (I-8)$$

De plus, la puissance optique reçue P_r est liée directement au gain statique du canal et à la puissance optique émise P_t par : $P_r = H_0 P_t$

A cause des multi-trajets, les réflexions NLOS arrivent avec un retard par rapport au LOS. Cela entraîne un phénomène de dispersion temporelle du canal de transmission pouvant conduire à des interférences entre symboles (IES) selon le débit de communication [83]. L'étude de ce phénomène est importante pour caractériser la liaison optique sans fil. Il est couramment quantifié par l'écart type du retard défini par τ_{RMS} , RMS (root mean square) :

$$\tau_{RMS} = \sqrt{\frac{\int_0^{+\infty} (t - \tau_0)^2 h^2(t) dt}{\int_0^{+\infty} h^2(t) dt}} \quad (I-9)$$

Avec τ_0 est la valeur moyenne des retards exprimée par :

$$\tau_0 = \frac{\int_0^{+\infty} th^2(t)dt}{\int_0^{+\infty} h^2(t)dt} \quad (\text{I-10})$$

Classiquement, l'IES peut être négligée lorsque le temps symbole T_s est largement supérieur (environ 10 fois) au τ_{RMS} [91]. Autrement, cela permet d'estimer la bande maximale possible B_{max} qui permet de négliger les effets de l'IES comme suit :

$$B_{max} \leq \frac{1}{10 \times \tau_{RMS,max}} \quad (\text{I-11})$$

De plus, comme la bande est égale au débit dans le cas de modulation OOK, il est donc possible d'estimer de débit binaire maximal de la transmission : $R_{b,max} = B_{max}$.

I.3.2.3. Récepteur optique

Inversement au processus d'émission, le récepteur optique se compose de deux éléments principaux : le photodétecteur qui a pour rôle de capter la puissance optique et de la convertir en un signal et le démodulateur qui consiste à décoder ce signal selon la modulation utilisée à l'émission.

▪ Photodétecteur

Les photodétecteurs les plus utilisés dans les OWCs sont les photodiodes PD dont les plus populaires sont les photodiodes PIN (positive-intrinsic-negative) et les photodiodes à avalanche (APD). Les APDs offrent des sensibilités plus élevées grâce à leur gain mais elles sont sensibles au bruit. Les PINs ont une structure plus simple et une bande passante beaucoup plus large. Elles n'ont pas besoin d'une tension de polarisation élevée pour fonctionner, ce qui est un avantage pour l'intégration dans des dispositifs portables fonctionnant sur batterie.

La PD-PIN est composée d'un semi-conducteur avec une jonction PN séparée par une zone intrinsèque I et polarisée en inverse. En réaction à cette polarisation, les photons incidents sont absorbés et créent des porteurs libres générant un courant à travers la jonction. Ce courant est généralement exprimé par la relation (I-12). Il est directement proportionnel à la puissance optique incidente reçue $P_r(W)$.

$$I_{ph} = S_e P_r \quad (\text{I-12})$$

La sensibilité $S_e = \frac{\eta q_e \lambda}{hc} (A/W)$ est liée à l'efficacité quantique de la PD, à la longueur d'onde λ de fonctionnement, la charge d'un électron q_e , la célérité de la lumière c et la constante de Planck [14].

Plus il y a de photons qui frappent la photodiode, plus il y a de paires électron-trou qui sont générées, résultant en un courant [92]. Ainsi, la conversion optique-électrique dépend de la surface sensible aux flux lumineux incident appelée surface effective A_{eff} liée à la surface physique A_r , au FOV et à l'angle d'incidence ψ du rayon capté par rapport à l'axe de la PD, par la relation suivante :

$$A_{eff} = \begin{cases} A_r \cos \psi & 0 \leq \psi \leq \text{FOV} \\ 0 & \psi \geq \text{FOV} \end{cases} \quad (\text{I-13})$$

Par conséquent, pour augmenter la quantité de puissance optique collectée, une solution consiste à augmenter la surface physique de PD par exemple en rajoutant des concentrateurs ou lentilles.

Cependant, cela peut conduire d'une part à augmenter une capacité parasite qui limite la bande passante et d'autre part à collecter plus de lumière ambiante et artificielle constituant des sources de bruit.

- **Bruit affectant le signal détecté**

Comme mentionné précédemment et selon l'expression (I-1), un bruit $n(t)$ s'ajoute au signal en sortie de la photodiode. Il est classiquement modélisé comme un processus aléatoire Gaussien caractérisé par sa variance σ^2 (bruit additif blanc Gaussien ou AWGN). Il est dû principalement aux perturbations des sources de lumière ambiante (soleil, lampes fluorescentes, lampes à incandescence) [90], au processus de photodétection et au bruit de l'électronique [14], [93]. Ainsi on peut décomposer sa variance classiquement en trois contributions détaillées dans ce qui suit :

$$\sigma^2 = \sigma_{shot}^2 + \sigma_{dark}^2 + \sigma_{therm}^2$$

La lumière ambiante entraîne un bruit de grenaille dans le récepteur, dû à la fluctuation aléatoire naturelle des photons au niveau de la photodiode. La variance de ce bruit, notée σ_{shot}^2 est liée au courant ambiant I_a résultant de ces sources perturbatrices par :

$$\sigma_{shot}^2 = 2q_e I_a B \quad (I-14)$$

La photodiode présente un courant même en absence de la lumière appelé courant d'obscurité avec une variance σ_{dark}^2 généralement très faible par rapport au bruit de grenaille.

En pratique, le récepteur dispose d'une électronique associée pour la mise en forme du signal reçu. On doit donc considérer le bruit thermique lié aux composants et systèmes électroniques, principalement l'amplificateur transimpédance TIA qui opère la conversion du courant généré en tension. La variance du bruit thermique σ_{therm}^2 est aussi classiquement négligeable devant celle du bruit de grenaille.

En résumé, vu la domination du bruit optique ambiant, la variance du bruit total σ^2 s'exprime par [14], [83] :

$$\sigma^2 = \sigma_{shot}^2 + \sigma_{dark}^2 + \sigma_{therm}^2 \approx \sigma_{shot}^2 \quad (I-15)$$

I.4. Intérêt de l'OWC pour les applications en santé

En tant qu'alternative aux RF, la technologie OWC a été étudiée dans les contextes liés à la transmission de données de santé tels que les dispositifs médicaux implantables [94] et les applications de la télésurveillance médicale [15]–[19] y compris la transmission du signal ECG [95]–[107].

En effet, les technologies OWC bénéficient d'un spectre très large et sans licence, ce qui est un avantage par rapport à la saturation du spectre RF. Elles sont insensibles aux perturbations électromagnétiques et robustes aux évanouissements multi-trajets [83]. De plus, les composants utilisés dans les systèmes OWC sont disponibles à faible coût et à faible consommation d'énergie. Ceci facilite donc le déploiement et la maintenance des dispositifs ce qui est un avantage pour les établissements de santé.

Néanmoins, elles ont aussi des limites qui imposent des contraintes lors de la conception. Le confinement des faisceaux lumineux garantit un niveau élevé de sécurité mais il limite la couverture par rapport aux RF. De plus, les signaux optiques sont sensibles aux effets de blocage qui se manifestent

avec la mobilité de l'utilisateur et la présence des obstacles dans l'environnement. L'utilisation des technologies OWC doit également respecter des normes concernant les risques liés aux rayonnements UV sur la peau et IR sur la rétine, ce qui peut limiter la puissance émise et donc les performances. De plus, diverses sources de bruit optique (la lumière du soleil et les lampes à incandescence et fluorescentes) et thermique dû aux composants optoélectroniques peuvent dégrader les performances. Malgré les challenges, dès 2010 notre équipe SYCOMOR à l'institut de recherche XLIM a commencé des travaux de recherche dans la télésurveillance médicale des patients en utilisant l'OWC. Une première étude théorique des potentialités de la technologie IR (infrarouge) pour assurer le monitoring d'un patient a été menée en 2012 [108]. L'environnement indoor étudié dans cette thèse a ensuite été exploité dans [109] pour étudier l'impact des méthodes de codage conjointement au niveau physique et au niveau applicatif sur les communications OWC indoor en tenant compte de la mobilité du patient. Cette étude a été menée dans le but d'améliorer les performances de la transmission en termes de débit et d'autonomie en énergie qui sont des exigences importantes pour les systèmes de surveillance médicale portables. Dans le même cadre, la faisabilité de l'utilisation de l'optique sans fil dans un système qui permet de contrôler l'activité physique d'un patient en mobilité et d'évaluer sa dépense énergétique en temps réel a été étudiée dans [110]. Les performances des technologies OWC en particulier la technologie infrarouge pour les réseaux de capteurs corporels (BAN) ont été étudiées et validées dans [111] pour plusieurs émetteurs sur le corps. L'équipe a continué ses travaux de recherches sur les BAN optiques dans le cadre d'une thèse étudiant les performances d'un lien bidirectionnel utilisant la technologie infrarouge en voix montante et la communication visible en voix descendante [112]. Ces travaux ont été poursuivis par l'étude de la robustesse des liens IR et VLC en considérant la mobilité du patient dans son environnement, l'impact de son corps et l'emplacement du capteur [86]. Une attention a été portée récemment à la télésurveillance de l'activité physique des personnes âgées en proposant un système porté au poignet communicant par optique sans fil. Cette étude a été menée dans [113] où l'impact des spécificités liées à l'âge a été étudié. De plus, un système hybride optique/RF a été proposé pour améliorer la connectivité et faire face aux blocages.

Les travaux présentés dans ce manuscrit sont réalisés dans le cadre d'un projet régional Nouvelle Aquitaine (AAPR2020A-2019-8328610) qui consiste à étudier et développer la technologie OWC pour des objets communicants sans RF à la proximité du jeune enfant et du nourrisson, pour le suivi de paramètres physiologiques et environnementaux. Dans ce contexte, la thèse concerne la surveillance du signal ECG d'un nouveau-né dans son lit et d'un prématuré dans sa couveuse dans un service de néo natalité en utilisant une transmission par optique sans fil. L'étude est également étendue à la surveillance de l'activité cardiaque des personnes âgées.

Dans ce qui suit, on discute des différents travaux de recherche proposés dans la littérature sur la télésurveillance du signal ECG en utilisant l'OWC pour mettre en évidence le contexte d'étude et les objectifs.

I.4.1. Etat de l'art de la surveillance du signal ECG basée sur l'optique sans fil

Les potentialités de la technologie OWC ont conduit à la publication de diverses études sur son application dans le domaine médical, en particulier autour des BANs [60]. Cependant, peu de travaux ont été publiés sur l'utilisation de l'OWC plus spécifiquement pour la télésurveillance du signal ECG.

Les travaux concernant l'ECG sont reportés dans le Tableau I-2 par ordre chronologique en mentionnant la bande optique, la configuration de la liaison et les performances.

Tableau I-2 : Systèmes de surveillance ECG développés à l'aide des technologies optique sans fil [95]–[107]

Référence	Bande optique	Configuration de liaison	Evaluation de la transmission	Méthode d'évaluation du signal ECG
[95] 2013	Visible /VLC	LOS en scénario statique	PER expérimental = 1,3% pour 50 cm	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque
[96] 2014	Visible /VLC	LOS en scénario statique	PER expérimental = 2% pour 50 cm	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque
[97] 2015	Visible /VLC	LOS en scénario statique	–	Vérification de la forme de l'ECG Erreur quadratique moyenne expérimentale (MSE) de 3×10^{-3} pour 2,4m / MSE = 3×10^{-3} pour 2,4 m /
[98] 2016	Visible /VLC	LOS en scénario statique	PER expérimental= 0.5 % pour 50 cm	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque
[99] 2017	Visible /VLC	LOS en scénario statique	TEB théorique $> 10^{-6}$ pour SNR de 14 dB	–
[100] 2017	Visible /VLC	LOS en scénario statique	PER expérimental = 0.0005% pour 11 m (en utilisant une lentille de Fresnel)	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque
[101] 2017	Visible /VLC	LOS en scénario statique	PER expérimental = 0.005% pour 6 m (en utilisant une lentille plan-convexe)	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque
[102] 2017	Visible /OCC	LOS+NLOS en scénario de mobilité	–	Comparaison entre la fréquence cardiaque originale et transmise
[103] 2019	Visible /VLC	LOS+NLOS en scénario de mobilité	BER expérimental = 1.2×10^{-6} pour 1,25 cm	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque

[104] 2019	Infrarouge	LOS en scénario statique	BER théorique = 10^{-6} pour 0,75 m	Vérification de la forme de l'ECG
[105] 2019	Visible /OCC	LOS en scénario statique	Probabilité de blocage théorique = 10^{-2} pour 2 m	–
[106] 2020	Infrarouge	LOS+NLOS en scénario de mobilité	PER expérimentale = 8,6% pour 5.2 m	Vérification de la forme de l'ECG et de la fréquence cardiaque
[107] 2022	Visible /VLC	LOS en scénario statique	Sensibilité du récepteur mesurée à 30 dBm pour une bonne performance du système (92 % de précision)	Comparaison entre les formes et les paramètres VFC de l'ECG émis et l'ECG reçu

Une première observation du Tableau I-2 est que la plupart des études ont été menées en considérant la technologie de communication par la lumière visible, ou VLC (visible light communication) [95]–[103], [105], [107]. Les travaux menés, principalement des expérimentations, ont montré l'efficacité des VLC dans la transmission du signal ECG. Cependant, l'utilisation des VLC peut s'avérer inconfortable lorsque le signal visible est émis par un capteur porté par l'utilisateur qui peut être, en plus, mobile. La technique VLC est mieux adaptée aux liaisons descendantes, en couplant l'éclairage et la communication.

La transmission en IR qui est plus adaptée aux contextes de surveillance mobiles n'a été étudiée que dans deux références [104], [106]. Une étude expérimentale menée dans notre laboratoire [106] a montré le potentiel de la technologie IR dans un système ECG portable qui a permis de transmettre correctement la fréquence cardiaque au cours d'une activité physique.

Avec les avancées de la technologie des capteurs d'images, la technologie OCC (optical camera communication) a été également envisagée pour l'ECG comme dans [102] pour surveiller la fréquence cardiaque des nourrissons afin de détecter le syndrome de la mort subite. Plus récemment, un système ECG hybride optique/radio a été déployé à l'aide de l'OCC et de BLE [105]. Toutefois, cela implique un système plus complexe, qui nécessite un mécanisme de transfert efficace pour garantir les performances.

Concernant les configurations des liaisons, nous remarquons que, chronologiquement, les premiers travaux ont considéré des liaisons statiques avec une visibilité directe (LOS) entre l'émetteur et le récepteur [95]–[101], [104], [105], [107]. Cependant, les configurations LOS ne sont pas performantes pour des utilisateurs mobiles, à cause des effets potentiels de blocage. Pour faire face à ces effets, d'autres approches ont étudié des configurations considérant à la fois les liaisons LOS et NLOS c'est à dire par réflexions sur l'environnement, ce qui est plus adapté pour les systèmes ECG portables et mobiles [103] [106]. Les auteurs de [103] ont proposé une étude analytique et expérimentale d'une liaison

VLC non directe pour transmettre le signal ECG à une distance de 1,25 m en tenant compte de la mobilité du patient. Cependant, dans ce travail, les auteurs n'ont pas pris en compte l'impact de l'environnement tel que la réflectivité des surfaces.

En ce qui concerne les performances, le Tableau I-2 montre qu'elles ont été évaluées :

- Soit en termes de métriques de communication de la couche physique : le SNR, le TEB, le taux d'erreur des paquets (PER), la probabilité de blocage ainsi que la sensibilité du récepteur.
- Soit en évaluant la qualité du signal ECG par la comparaison entre les formes des signaux émis et reçus et en vérifiant la valeur de la fréquence cardiaque.

On remarque aussi que, dans certains cas, les performances de la transmission n'ont pas été analysées et dans d'autres cas [97], [102] c'est la qualité du signal ECG qui n'a pas été évaluée [99],[105].

I.4.2. Positionnement et objectifs de la thèse

Par rapport à l'état de l'art, aucun travail ne s'est intéressé à la surveillance de l'ECG pour des nouveau-nés ou des personnes âgées.

Or, le contexte de la surveillance de l'ECG des nouveau-nés et des prématurés dans les NICUs présente des spécificités en ce qui concerne la mobilité et l'environnement. En effet, les nouveau-nés peuvent bouger et tourner dans leurs lits dans des positions particulières. Des problèmes de blocage peuvent alors se produire et affecter la transmission. De plus, lorsque les nouveau-nés sont dans un incubateur, l'environnement comme la présence du couvercle constitué d'un matériau transparent (plexiglass) a également un impact sur la transmission. Le contexte des personnes âgées présente également des spécificités par rapport à leur mobilité en termes de vitesse et mouvements des membres.

En outre, la fiabilité d'un signal ECG dans la détection des anomalies en temps réel dépend certainement des conditions de sa transmission en continuité. Ceci nécessite donc d'étudier l'impact des performances de la transmission OWC sur la qualité du signal ECG afin de déterminer les conditions appropriées pour obtenir un signal ECG exploitable. Cependant, cette approche n'a pas été analysée, sauf dans [107] où les auteurs ont évalué la qualité d'un signal ECG transmis en VLC en termes de précision de détection des pics R en fonction de la sensibilité du récepteur. De plus, malgré leur efficacité dans la classification des signaux ECG les indices SQIs n'ont été adoptés dans aucun des travaux publiés sur l'ECG.

Par conséquent, on aborde cet aspect dans notre étude en répondant à la question suivante : « *Comment se comportent la qualité d'un signal ECG et la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) durant une transmission OWC ?* ».

La transmission des données entre deux points consiste en diverses tâches et fonctions complexes classiquement conceptualisées et organisées dans un modèle de référence : le modèle OSI (open systems

interconnexion). Celui-ci regroupe ces fonctions dans 7 couches indépendantes comme le montre la Figure I-9.

On s'intéresse aux fonctions de la couche physique et de la couche application. La couche physique est la couche la plus basse du modèle et elle est responsable de la gestion des problèmes de transmission des données au format binaire, à savoir les atténuations et les erreurs. La couche application qui est la couche la plus élevée, gère l'interaction entre l'utilisateur et le réseau de transmission. Dans notre application, cette gestion consiste en l'évaluation et l'interprétation des données ECG transmis. De manière classique, les fonctions de ces deux couches s'étudient indépendamment. Cependant, il semble nécessaire de suivre l'évolution de l'une en fonction de l'autre afin de garantir une efficacité dans l'analyse.

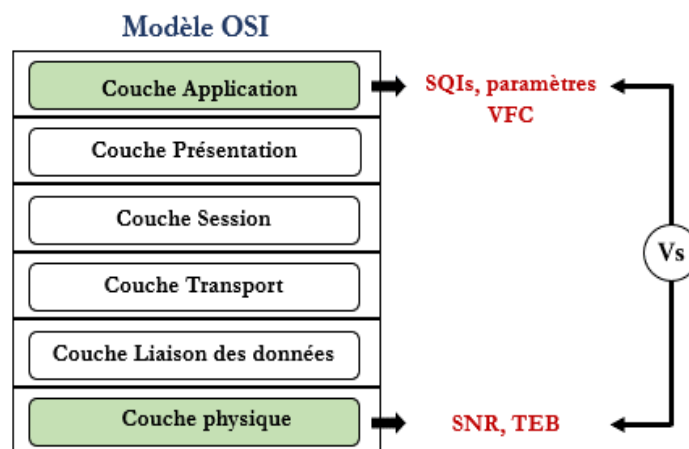


Figure I-9 : Illustration de l'étude conjointe de l'évolution des métriques au niveau applicatif en fonction des métriques au niveau physique

De ce fait, notre objectif principal consiste à analyser l'impact des performances de la transmission optique sans fil sur la qualité du signal ECG/(SQIs) et de la VFC pour déterminer les conditions minimales nécessaires permettant d'obtenir un excellent ECG. Pour ce faire, on propose une approche d'analyse qui se base sur l'étude conjointe de l'évolution des métriques au niveau applicatif à savoir les SQIs et les paramètres de la VFC en fonction des métriques au niveau physique, à savoir le SNR et TEB comme illustré dans la Figure I-9.

On applique cette méthodologie à trois contextes différents de surveillance du signal ECG. Dans chaque cas, on considère une liaison IR entre un dispositif intégrant un capteur ECG et un système de réception dans l'environnement de l'utilisateur surveillé. Ces contextes sont :

- Le contexte de surveillance d'une personne âgée portant le dispositif ECG à son poignet et qui marche aléatoirement dans son environnement. Cette étude est en continuité des travaux menés dans notre laboratoire dans le cadre d'une thèse [113] qui s'intéressait à l'incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs sans fil.

- Le contexte de surveillance d'un enfant portant le dispositif ECG sur sa poitrine et qui est allongé dans son lit. Nous considérons que cet enfant peut bouger et tourner dans son lit dans des positions pouvant mettre à l'épreuve une transmission continue et fiable de son ECG.
- Le contexte de surveillance d'un prématuré portant le dispositif ECG sur sa poitrine et qui est placé dans un incubateur. Dans ce contexte, nous étudions l'impact des matériaux de l'incubateur sur le comportement du canal optique et par la suite sur la mesure des paramètres de la VFC déterminée à partir du signal ECG transmis.

Afin de pouvoir déterminer les bonnes conditions de transmission OWC pour une surveillance fiable et efficace du signal ECG dans les trois contextes, on propose une méthode d'évaluation générale quels que soient le contexte et les indices d'évaluation utilisés.

I.5. Conclusion

Dans ce chapitre, on a abordé la problématique liée aux systèmes d'enregistrement du signal ECG existants qui sont soit des dispositifs standards mais filaires et donc non adaptés à la surveillance continue, soit sans fil mais basés sur les technologies de transmissions RF qui ne conviennent pas aux contextes de cette thèse.

La solution adoptée a été ensuite présentée, consistant à considérer les technologies de transmission par optique sans fil présentant des avantages pour les applications visées. Les caractéristiques des systèmes optiques OWC ont été présentées en définissant le canal de transmission avec les liaisons LOS et NLOS, ainsi que les paramètres liés aux émetteurs et récepteurs optiques. En particulier, on a présenté les principaux types de sources optiques et de PDs disponibles. Les schémas de modulation utilisés en OWC ont été également exposés avec un focus sur la modulation de référence l'OOK et on a énuméré les principales sources de bruit qui peuvent impacter le signal lors de sa propagation.

De plus, on a proposé un état de l'art qui nous a permis de répertorier les travaux de recherche existants qui adoptent l'OWC pour transmettre le signal ECG. Cette étude a relevé que c'est la technologie optique en visible (VLC) qui a été majoritairement utilisée en considérant des liens en visibilité LOS. Les performances des systèmes proposés ont été analysées soit en utilisant les métriques de communication ou en comparant les caractéristiques des signaux ECG émis et reçus. Aucune étude ne s'est intéressée à l'impact de la communication sur la qualité du signal ECG au niveau application, qui s'effectue grâce aux indices SQIs.

A partir de l'état de l'art, on a positionné la question de notre étude à savoir proposer une nouvelle solution sans fil et sans radio pour surveiller l'activité cardiaque (signal ECG) de la population sensible (prématuré, nouveau-nés et personnes âgées) dans leurs environnements. Cette solution consiste à établir une liaison optique dans la gamme infrarouge, plus adaptée qu'en visible pour un système porté. L'étude de cette solution exige de maîtriser les caractéristiques des technologies OWC, mais aussi de

relever les challenges imposés par le contexte et la propagation des signaux optiques dans l'environnement. Cela nécessite également de mettre en œuvre une méthodologie pour étudier la qualité du signal ECG reconstruit après transmission.

Le chapitre suivant sera consacré à la présentation du signal ECG, son enregistrement et l'évaluation de sa qualité en discutant la méthode des SQIs.

Chapitre II. Electrocardiogramme ECG et indices de qualité (SQIs)

II.1. Introduction

Avant d'entreprendre tout traitement du signal de l'électrocardiogramme, il est important de comprendre le fonctionnement du cœur humain et la base physiologique de l'ECG, de revoir les conventions de mesure de l'ECG standard et d'examiner les caractéristiques sur lesquelles s'appuie un médecin.

L'analyse de l'ECG fait partie intégrante de toute évaluation médicale complète, en raison du rôle essentiel du cœur dans la santé, et de la facilité relative d'enregistrement et d'analyse de l'ECG. Par contre, un grand nombre de perturbations affectent l'ECG, notamment celles liées aux signaux de la respiration et de la contraction du corps, aux conditions de l'acquisition et aux conditions de la transmission.

Ainsi, dans ce chapitre, on présentera les notions de base de l'électrocardiogramme, ses caractéristiques et les méthodes d'évaluation de sa qualité en mettant l'accent sur la méthode des indices de qualité du signal, ou SQIs (signal quality indices). Enfin, nous discuterons des SQIs choisis pour ce travail.

II.2. Cœur et système cardiovasculaire

Le cœur est un organe vital de l'être humain. Normalement, il bat entre 60 à 100 fois par minute en moyenne, délivrant environ 70 ml de sang par battement à travers près de 100 000 km de vaisseaux sanguins dans tout le corps. L'écoulement du sang est assuré par des contractions cardiaques régies par un système électrique automatique et autonome qui maintient un rythme cardiaque régulier. Ce dernier varie en fonction de différents facteurs tels que l'âge, le sexe et l'activité physique.

II.2.1. Structure générale

Situé au sein du thorax, le cœur est l'élément central du système cardiovasculaire. Il assure la circulation du sang dans l'organisme grâce à la contractilité et à l'élasticité du myocarde. Comparable à une pompe, il assure le remplissage et la vidange des cavités cardiaques. Il est connecté au reste du corps via les deux veines caves (inférieure et supérieure), l'artère aorte, les veines et les artères pulmonaires. Il se compose principalement de quatre chambres : les deux oreillettes (gauche et droite), les deux ventricules (gauches et droite) couplés deux par deux via une valve qui assure un passage unidirectionnel du sang en formant ainsi le cœur gauche et le cœur droit.

La Figure II-1 illustre le principe de la circulation sanguine. En effet, le sang désoxygéné venant du corps entre dans l'oreillette droite par les deux veines cave supérieure et inférieure. Il se déplace via la valve tricuspide dans le ventricule droit. A travers la valve semi-lunaire pulmonaire, le ventricule droit éjecte le sang dans l'artère pulmonaire puis dans les poumons (circulation pulmonaire/petite circulation). Dans ces derniers, le sang est oxygéné et il revient au cœur à travers les veines pulmonaires dans l'oreillette gauche. Ce sang oxygéné se déplace via la valve mitrale vers le ventricule gauche (la chambre pompe principale) qui l'éjecte dans l'aorte à travers la valve aortique. Enfin, le sang est distribué dans

le corps (circulation systémique/générale). Après avoir circulé dans l'organisme, le sang revient désoxygéné, à travers les deux veines cave supérieure et inférieure vers le cœur [114], [115].

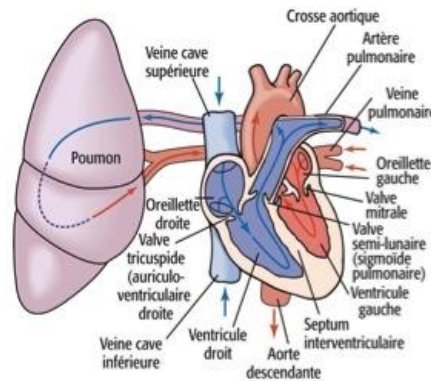


Figure II-1 : Vue générale du cœur et illustration de la circulation sanguine [116]

Ce fonctionnement est guidé par une séquence d'événements mécaniques et électriques parfaitement synchronisés à chaque battement cardiaque, définissant ainsi la révolution cardiaque. Cette dernière constitue deux phases principales : phases de contraction (systole auriculaire et systole ventriculaire) et phases de relaxation (diastole auriculaire et diastole ventriculaire) comme illustré dans la Figure II-2.

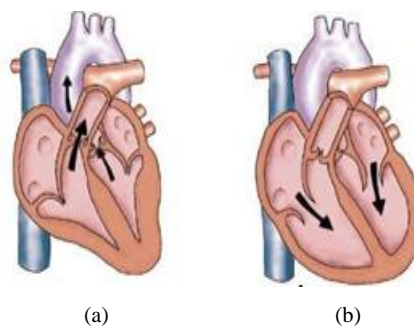


Figure II-2: Révolution cardiaque : (a) Phase de contraction : systole, (b) Phase de relaxation : diastole [115]

II.2.2. Electrophysiologie cardiaque

Pendant la systole et la diastole, les cellules cardiaques sont le siège de phénomènes électriques membranaires. Origine du potentiel d'action membranaire, la membrane cellulaire possède une perméabilité sélective à l'égard de différents ions (calcium, sodium, chlorure, potassium) permettant des échanges ioniques sous l'effet de deux forces : le gradient de concentration ionique transmembranaire, et le gradient de potentiel électrique transmembranaire. La répartition des concentrations ioniques de part et d'autre de la membrane cellulaire est ainsi à l'origine d'une différence de potentiel électrique transmembranaire locale.

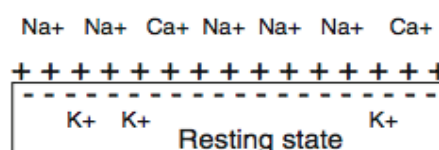


Figure II-3 : Illustration membranaire du potentiel au repos [117]

A l'état de repos, l'intérieur des cellules est à polarité négative (due à la forte concentration des ions potassium) par rapport à l'extérieur qui est à polarité positive (due à la forte concentration des ions sodium et calcium). Cette différence de concentration illustrée dans la Figure II-3 produit un potentiel transmembranaire au repos de l'ordre de -90 mV [114], [117].

II.2.2.1. Potentiel d'action

De manière générale, un potentiel d'action membranaire correspond alors à l'inversion transitoire de la différence de potentiel électrique transmembranaire (phénomène de dépolarisation locale de la membrane, provoquant un potentiel positif de la paroi interne de la membrane) suivi d'un retour à la différence de potentiel électrique initiale (phénomène de repolarisation locale de la membrane). La propagation du potentiel d'action le long de la membrane cellulaire correspond ainsi à une modification de proche en proche, du potentiel électrique local de la membrane cellulaire [118]. C'est ainsi une modification brutale et rapide du potentiel de repos due à un flux rapide des ions Na^+ . La contraction du myocarde est provoquée par une inversion du potentiel résultant des échanges ioniques, ce qui engendre le potentiel d'action PA.

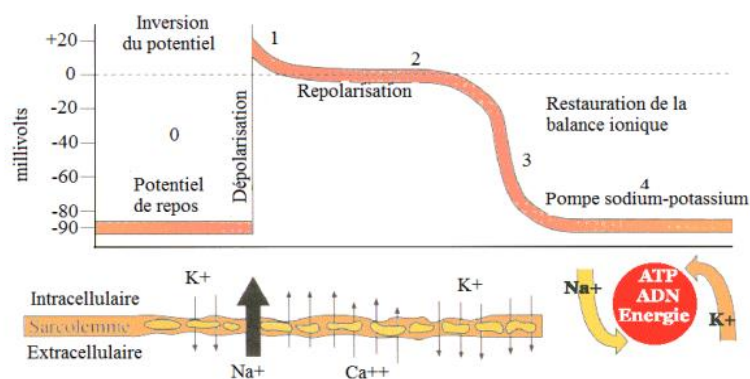


Figure II-4: Diagramme de changement du potentiel membranaire vis-à-vis des mouvements ioniques [119]

Le déroulement de ce dernier comprend cinq phases présentées dans son diagramme de la Figure II-4. La première phase est une dépolarisation rapide (0) due à la rentrée d'un afflux massif d'ions Na^+ dans la cellule après une excitation électrique suffisante, ce qui inverse rapidement la polarité de l'intérieur. La deuxième phase consiste au début de la repolarisation (1) due à la fermeture des canaux sodiques Na^+ et l'ouverture des canaux potassiques K^+ . Ceci est suivi par une repolarisation lente (plateau) (2) due à l'entrée lente des ions Ca^{2+} atténuant la sortie des ions K^+ , ce qui ralentit la phase de la repolarisation. Pendant la repolarisation finale (3), les canaux des ions spécifiques se ferment pour ramener la cellule au potentiel de repos. Ce dernier correspond à la diastole électrique qui est la dernière phase (4).

II.2.2.2. Propagation de l'activité électrique dans le cœur

Le cœur comporte un réseau de cellules conductrices qui produisent des potentiels d'action et les propagent vers les cellules musculaires du myocarde, qui répondent à ces impulsions par une contraction

présente dans la Figure II-2. La Figure II-5 illustre le réseau de propagation du signal électrique dans le cœur. Lors d'un cycle cardiaque normal, les potentiels d'action naissent au niveau du nœud sinusal (pacemaker naturel du cœur). Ce dernier est commandé par les systèmes nerveux sympathiques et parasympathiques qui constituent le système nerveux autonome SNA qui gère l'automatisme et la régulation de l'activité cardiaque par le contrôle de la fréquence cardiaque, de la pression artérielle et de la force des battements. Ils sont continuellement activés et ils ont des comportements antagonistes permettant d'assurer un équilibre au bon fonctionnement du cœur. En effet, le système sympathique peut augmenter la fréquence des battements ainsi que la force de contraction des cellules musculaires cardiaques, afin de préparer le corps à l'effort, intervenir pendant un stress émotionnel et lors d'une activité physique intense. Il libère de la noradrénaline qui réduit le seuil d'excitation du nœud sinusal, le cœur y réagit et bat plus vite. Les liaisons nerveuses sympathiques sont reliées au niveau du nœud sinusal et à toutes les cellules du cœur, ce qui permet aux différentes cellules d'atteindre plus rapidement le potentiel d'action et d'augmenter ainsi la fréquence cardiaque. De son côté, le système parasympathique a pour fonction de diminuer la fréquence cardiaque. Il transmet au cœur un message qui entraîne la libération d'acétylcholine qui permet la diminution du rythme de la dépolarisation sinusale et donc la fréquence cardiaque [115].

Le nœud sinusal émet en moyenne 60 à 100 stimuli/min. Cette stimulation électrique traverse ensuite l'oreillette et le nœud auriculo-ventriculaire appelé nœud d'Aschoff-Tawara (commandé aussi par le SNA) pour arriver aux ventricules via le réseau de distribution nodal (le faisceau de His, les branches de Tawara et le réseau de Purkinje). Enfin, le signal électrique est transmis au réseau de Purkinje qui le propage aux parois ventriculaires.

Comme on le présentera dans la suite, cette propagation de la stimulation électrique peut être surveillée depuis l'extérieur du corps par le biais d'électrodes, placées à la surface de la peau, permettant ainsi de mesurer indirectement l'activité électrique du muscle cardiaque.

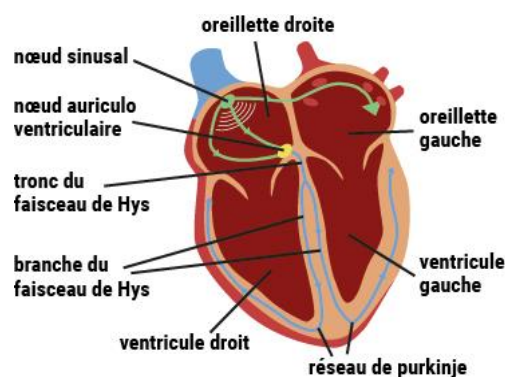


Figure II-5 : Réseau de de propagation du signal électrique dans le cœur [115]

II.3. Electrocardiogramme ECG

L'électrocardiogramme ECG est une technique non-invasive utilisée pour enregistrer l'activité électrique du cœur. Mesuré à distance du cœur, le signal ECG observé au cours d'un cycle cardiaque est

la résultante de l'ensemble des potentiels d'action membranaires se propageant au sein du myocarde, au cours d'un même cycle cardiaque. L'interprétation de cet examen permet d'étudier la morphologie des différentes ondes qui constituent le rythme cardiaque. Il permet de vérifier la naissance normale du potentiel d'action dans le nœud sinusal et sa distribution d'une manière rigoureusement ordonnée dans le myocarde (sans aucun ralentissement ni retard). L'étude de la morphologie du signal ECG permet également le diagnostic de certaines pathologies cardiovasculaires et de l'insuffisance cardiaque.

II.3.1. Histoire et enregistrement

L'histoire de l'électrocardiogramme est étroitement liée à celle de l'électrophysiologie, et ce n'est qu'au début du 19^{ème} siècle que l'on avait compris que la contraction cardiaque était le résultat d'un phénomène électrique, grâce à la première découverte du potentiel électrique d'un tissu musculaire par Carlo Matteucci en 1842.

A l'aide d'un électromètre capillaire, John Burden Sanderson et Frederick Page ont détecté les phases QRS et T de l'activité cardiaque en 1878. Dix ans après, Augustus Waller a publié le premier électrocardiogramme humain mesuré par un galvanomètre. Ce dernier a été utilisé ensuite par Willem Einthoven pour classer les électrocardiogrammes pathologiques en mettant en évidence les cinq déflexions P, Q, R, S et T qu'on connaît aujourd'hui. En 1942, Emanuel Goldberger a réalisé le premier tracé d'ECG sur 12 voies sur lequel s'appuient les médecins aujourd'hui [23].

Vu son importance, les travaux sur l'électrocardiographie se poursuivent de nos jours et attirent les chercheurs pour étudier et proposer des solutions plus sophistiquées.

Notre motivation dans ce travail vient de notre volonté de contribuer également au développement de futures solutions pour une surveillance fiable du signal ECG. Ainsi, nous expliquerons dans ce qui suit le concept de l'enregistrement de ce signal ainsi que le système de dérivations standard.

II.3.2. Enregistrement et systèmes de dérivations ECG

L'enregistrement ECG se fait à l'aide d'électrodes posées à la surface du corps (voie externe). Comme mentionné avant, l'afflux électrique circule d'une cellule dépolarisée vers les cellules qui sont encore à l'état de repos. Il crée donc un dipôle qui peut être représenté comme un vecteur, caractérisé par sa longueur (reflétant l'amplitude en mV), sa direction (déterminée par les fronts d'onde de dépolarisation), et par son orientation. Ces caractéristiques sont enregistrées par l'ECG. Ce vecteur est caractérisé aussi par une queue négative et une tête positive. La Figure II-6 (a) illustre la dépolarisation dont le vecteur est indiqué par la flèche et la repolarisation qui se déroule dans le sens opposé. Une électrode posée va enregistrer ce vecteur comme un signal positif lorsque le front d'onde se rapproche et un signal négatif si le front d'onde s'éloigne [114] [117].

La Figure II-6 (b) présente le chemin de progression des ondes à travers les différentes parties du cœur et le tracé de leur enregistrement par une électrode au moment de l'initiation des systoles auriculaires et ventriculaires durant un cycle cardiaque, Figure II-6 (c). Il est constitué par :

- 1 : Onde positive : signal dirigé vers l'électrode
- 2 : Tracé isoélectrique : repos de dépolarisation induit par le nœud auriculo-ventriculaire
- 3 : Onde positive : signal dirigé vers l'électrode avec une amplitude importante
- 4 : Onde négative : signal s'éloignant de l'électrode
- 5 : Tracé isoélectrique : cœur au repos : correspond au plateau du potentiel d'action membranaire qui précède la repolarisation rapide du myocarde (le myocarde est en contraction maximale).

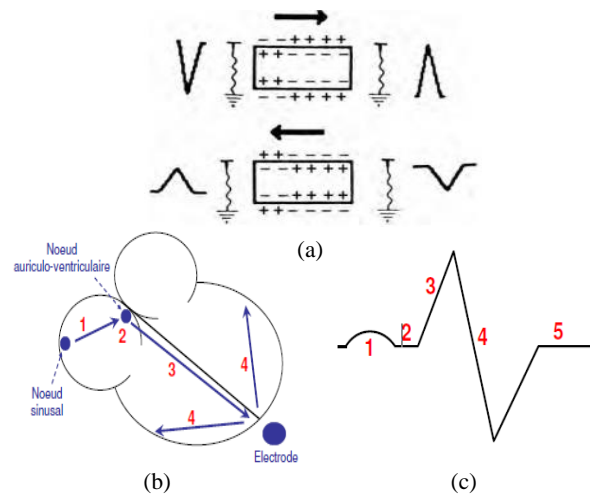


Figure II-6 : (a) Dépolarisation et repolarisation d'une cellule [117], (b) Propagation d'un signal électrique dans le cœur et (c), tracé enregistré par une électrode [115]

L'ECG est enregistré en plaçant les électrodes à des endroits spécifiques, appelées dérivations, sur la surface du corps. L'ECG standard se compose de 12 dérivations : 6 dérivations frontales et 6 dérivations précordiales (unipolaires) [120].

Les dérivations frontales sont constituées de trois dérivations bipolaires et trois dérivations unipolaires comme le montre la Figure II-7. Les dérivations bipolaires sont mesurées à l'aide de deux électrodes posées sur le bras gauche et le bras droit et une électrode de référence placée sur la jambe gauche comme l'illustre la Figure II-7 (a). Les trois électrodes forment un triangle équilatéral appelé triangle d'Einthoven, au centre duquel se situe le cœur :

- **Dérivation DI** : détecte la différence de potentiel entre le bras gauche **LA** (pôle +) et le bras droit **AR** (pôle -) : $DI = V_{LA} - V_{RA}$
- **Dérivation DII** : détecte la différence de potentiel entre la jambe gauche **LL** (pôle +) et le bras droit **VR** (pôle -) : $DII = V_{LL} - V_{RA}$
- **Dérivation DIII** : détecte la différence de potentiel entre la jambe gauche **LL** (pôle +) et le bras gauche **LA** (pôle -) : $DIII = V_{LL} - V_{LA}$

En conséquence, la relation d'Einthoven entre les dérivations est exprimée par : $DII = DI + DIII$.

Dans la Figure II-7 (b), le centre du triangle d'Einthoven (le cœur) est un potentiel nul appelé borne centrale de Wilson BC. Partant de cette référence et allant à chaque sommet du triangle (positions des électrodes), on distingue trois dérivations unipolaires dont les potentiels enregistrés sont : VR (bras droit), VL (bras gauche), VF (jambe gauche) [121], [122]. Goldberger a proposé, peu de temps après, les dérivations unipolaires augmentées permettant d'enregistrer des signaux amplifiés d'un facteur de 1.5 par rapport à ceux de Wilson. Elles sont appelées : aVR, aVL et aVF (a = augmented) [123], [124].

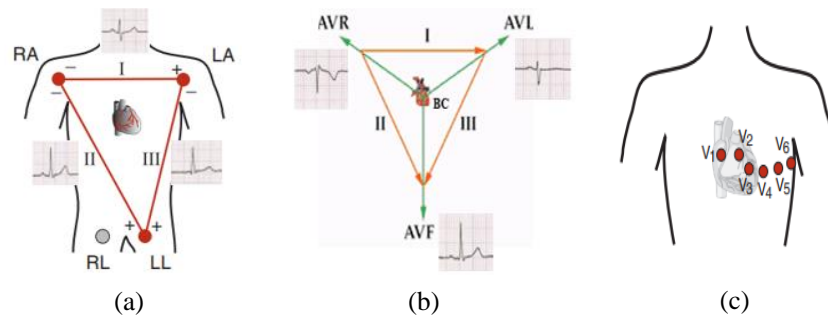


Figure II-7: (a) Dérivations bipolaires d'Einthoven et (b) dérivations unipolaires de Wilson et (c) Dérivations précordiales

Les dérivations précordiales sont enregistrées par 6 électrodes placées sur le côté gauche de thorax présentés dans la Figure II-7 (c). Ces potentiels sont notés V1 à V6 et permettent de visualiser l'activité électrique de trois différentes parties du cœur : septale, antérieure et latérale. Elles enregistrent le potentiel absolu du point sur lequel l'électrode est posée relativement à la borne centrale de Wilson.

La Figure II-8 illustre donc l'électrocardiogramme standard à 12 dérivations qui combine les dérivations bipolaires, unipolaires et précordiales pour donner une vue tridimensionnelle du cœur. Ceci permet d'avoir une compréhension détaillée de l'activité cardiaque et un diagnostic complet utile dans les contextes cliniques approfondis et en milieux hospitaliers.

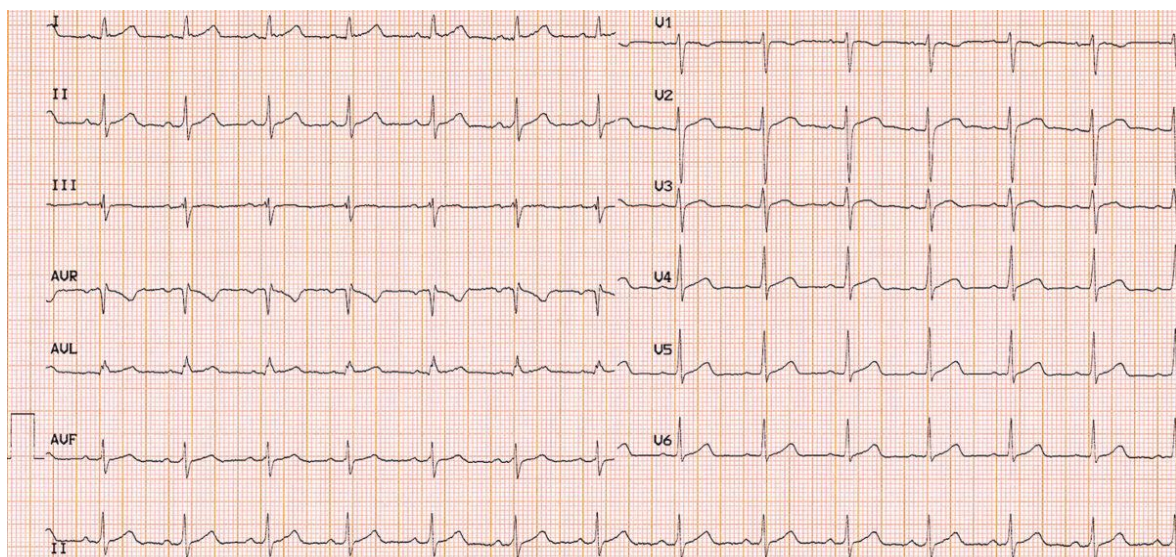


Figure II-8 : Tracé ECG à 12 dérivations, source : e-cardiogramme

Au fil du temps, les systèmes de dérivations standards ont été modifiés pour être adaptés au contexte de mesure [125], [126]. Les systèmes modifiés les plus connus sont le système Mason-Likar [127], le système EASI [128], les dérivations de Lewis et les dérivations de Fontaine.

Dans le contexte de la télémétrie cardiaque, les dérivations bipolaires d'Einthoven modifiées à trois électrodes sont les plus utilisées dans les dispositifs ECG portables tels que les systèmes Holter. Outre la simplicité de leur utilisation pratique, ces dérivations permettent un aperçu initial de l'état du cœur en fournissant le tracé de l'ECG de référence présenté sur la Figure II-9 (b). Aujourd'hui les systèmes à une seule dérivation utilisant deux électrodes ont montré également une certaine efficacité dans le diagnostic précoce des problèmes cardiaques [33].

II.4. Caractéristiques et composantes d'un ECG normal

Sur le plan électrocardiographique, l'activité électrique du cœur, cycle de dépolarisation/repolarisation présenté sur la Figure II-9, se traduit par différentes ondes : P, Q, R, S, et T séparées par des intervalles temporels [114] [117].

- L'onde P caractérise la dépolarisation des oreillettes et dure généralement de 0,08 à 0,1 s avec une amplitude positive faible (de 0,1 mV à 0,3 mV). La brève période isoélectrique après l'onde P représente le temps pendant lequel les cellules auriculaires sont dépolarisées et l'impulsion se déplace dans le nœud AV.
- La dépolarisation ventriculaire est traduite par le complexe QRS qui dure de 0,06 à 0,1s dans le cas normal et qui présente une amplitude d'environ 1mV au sommet du pic R, c'est l'amplitude la plus élevée dans l'ECG.
- Enfin, l'onde T définit, quant à elle, la repolarisation des ventricules et elle dure en moyenne 1,6ms.
- L'intervalle PR représente le délai de conduction auriculo-ventriculaire (délai entre la dépolarisation de l'oreillette et le début de la dépolarisation du ventricule) et il dure généralement de 0.12 s à 0.2 s.
- La période entre l'onde Q et l'onde T définit la systole ventriculaire. Sa durée varie selon la fréquence cardiaque, elle s'allonge quand la fréquence ralentit, et se raccourcit quand la fréquence accélère.
- Enfin, l'intervalle ST est un segment isoélectrique qui définit la repolarisation ventriculaire.

L'identification d'une anomalie au niveau de l'ECG consiste à examiner les différentes ondes, leurs formes, leurs amplitudes, leurs durées ainsi que leur régularité et les espaces qui les séparent. Une fois qu'une anomalie est identifiée, il existe souvent plusieurs explications potentielles, dont beaucoup conduisent à plusieurs pathologies ECG ou à des perturbations contaminant le signal, d'autres peuvent

être à cause des variantes normales des signaux ECG qui sont dues aux divers facteurs tels que l'âge, le sexe, le poids et mêmes les ethnies [129]–[131].

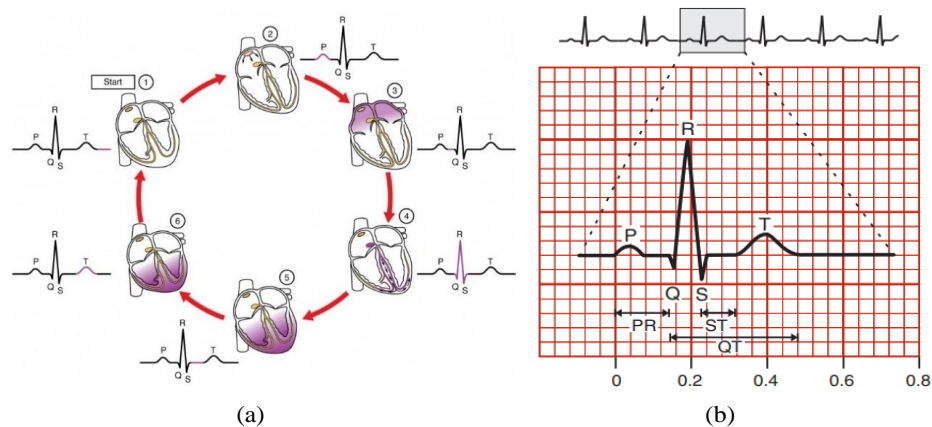


Figure II-9 : Illustration d'un cycle cardiaque (a) avec le tracé ECG de référence correspondant (b)

L'interprétation de l'ECG apporte des informations sur un ensemble de paramètres physiologiques dont les plus importants sont la fréquence cardiaque, et sa variation qui définit le rythme cardiaque :

- La fréquence cardiaque, ou FC, généralement exprimée en bpm (battements par minute), correspond à l'inverse de la période RR et définit le nombre de battements cardiaques par unité de temps. Elle est d'un rythme différent selon l'âge de l'individu ; très rapide et variable chez les nouveau-nés, rapide chez les enfants et légèrement plus lente chez les personnes âgées [130] [132]. Elle diminue lors de l'expiration et augmente pendant l'inspiration ou pendant une activité physique et en présence de stress. Dans l'état normal, la FC varie entre 50-60 bpm chez l'adulte. Si elle est au-dessous de cet intervalle, on parle la bradycardie mais si elle est au-dessus 90-100 bpm, on parle de la tachycardie.
- La variabilité de la fréquence cardiaque, ou VFC, en revanche, décrit la manière dont la FC évolue dans le temps. La VFC caractérise la genèse de l'activité électrique cardiaque : son lieu et la régularité de sa propagation. Elle se réfère donc à la régularité des battements cardiaques.

II.5. Variabilité de la fréquence cardiaque VFC

II.5.1. Définition

La VFC se reporte aux fluctuations normales et spontanées des intervalles de temps entre les battements cardiaques adjacents [133]–[135]. En effet, comme mentionné avant, la fréquence cardiaque est régulée par le fonctionnement antagoniste des deux branches (sympathique et parasympathique) du système nerveux autonome. La VFC reflète donc les interactions neuro-cardiaques et la flexibilité du système nerveux. Un niveau optimal de VFC reflète une fonction saine et une capacité inhérente d'autorégulation, d'adaptabilité ou de résilience. Une trop grande instabilité est nuisible à un fonctionnement physiologique efficace et à l'utilisation de l'énergie. Cependant, une variation trop faible indique un

épuisement du système lié à une pathologie ou à un fonctionnement inadéquat du système de contrôle de l'autorégulation.

En résumé, la VFC est un indicateur qui permet de suivre le bon fonctionnement du SNA. En effet, le développement du SNA est variable et altéré chez le prématuré et la mesure de sa fonction est difficile à cause de l'instabilité de différentes conditions au cours de la prématurité. La VFC se présente donc comme un outil non invasif pour l'évaluation du SNA des prématurés et elle a été explorée dans divers travaux [136], [137].

La VFC a démontré son potentiel dans les contextes néonataux. Du ce fait, une de nos contributions dans cette thèse est d'étudier la faisabilité de surveiller à distance la VFC des prématurés dans le contexte des NICUs en utilisant les technologies de l'OWC. Dans ce cadre, nous visons également analyser l'impact des performances de l'OWC sur les paramètres de mesure de la VFC qui seront le sujet de la section suivante.

II.5.2. Mesure

Comme indiqué précédemment, la VFC est une mesure non invasive de la variation temporelle entre les battements de cœur, définie autrement par la variabilité de l'intervalle RR du signal ECG, comme illustré dans la Figure II-10.

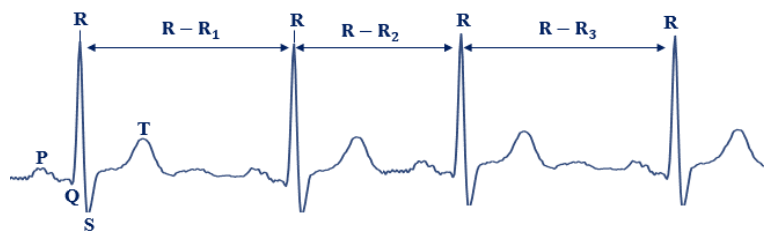


Figure II-10 : Illustration de la VFC

Diverses méthodes ont été proposées dans la littérature pour déterminer la VFC: temporelle, statistique, spectrale et non linéaire [133]–[135].

Dans notre étude, on adopte la méthode temporelle car elle est couramment utilisée et la plus simple à mettre en œuvre en calculant un ensemble de paramètres classiques analysant les intervalles RR.

Pour ce faire, les pics R sont détectés en utilisant l'algorithme populaire de Pan Tompkins [138], [139] basé sur la détection de la localisation du complexe QRS dans le signal ECG. Les paramètres analysés sont les suivants :

- L'intervalle RR (ms) moyen exprimé par :

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i \quad (\text{II-1})$$

- La racine carrée de la moyenne des différences quadratiques des intervalles RR successifs (ms), ou RMSSD (root mean square of successive differences). Cet indice correspond aux variations de la VFC à court terme. Elle reflète les changements du tonus autonome qui sont principalement influencés par la voie vagale. Le RMSSD est exprimé par :

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (II-2)$$

- L'écart-type de l'ensemble des intervalles RR (ms), ou SDRR (standard deviation of the RR intervals) qui reflète la variabilité globale de la VFC à long terme et est exprimé par :

$$SDRR = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (II-3)$$

Dans tous les paramètres définis, N représente le nombre de intervalles R.

L'analyse de la VFC dépend de la précision de la détection des pics R qui dépend fortement de la qualité du signal ECG. Cependant, le signal ECG est sensible à divers types du bruit que nous illustrons dans ce qui suit.

II.6. Perturbations et bruit dans le signal ECG

Le signal ECG peut être contaminé par des épisodes de bruit rajoutés sur le tracé ECG et dont l'origine n'est autre que celle des contractions cardiaques. La Figure II-11 illustre les différentes sources possibles des perturbations dans le signal ECG qui peuvent être liées aux conditions de l'acquisition ou au processus de la transmission [140], [141].

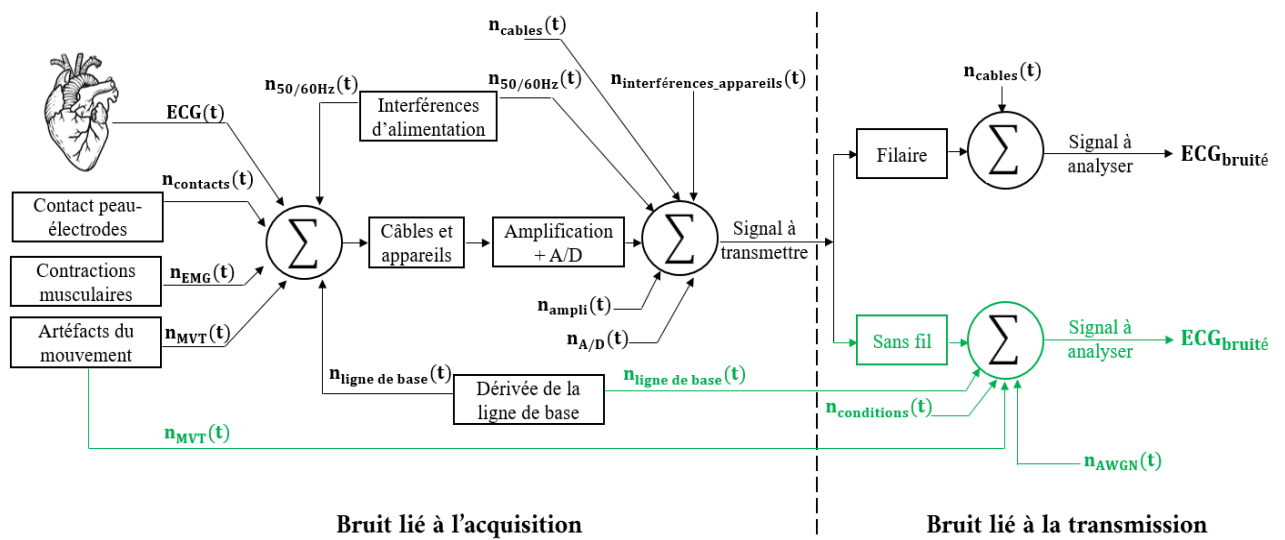


Figure II-11: Illustration de différents types de bruits dans le signal ECG

II.6.1. Bruit lié à l'acquisition

Le signal ECG est enregistré en passant par toute une chaîne d'acquisition. Partant du cœur, il rencontre les tissus, puis la peau, arrivant aux électrodes et aux appareils électroniques qui permettent de recueillir les informations issues des électrodes.

Lors de cette chaîne, des interférences et des formes de bruit peuvent se rajouter au signal original et dégrader sa précision :

- Les interférences de la ligne d'alimentation sont prédominantes dans le signal ECG. Elles sont dues au réseau électrique et sont modélisées par un signal sinusoïdal à 50/60 Hz et ses harmoniques. Ces perturbations sont difficilement évitables et augmentent avec l'encombrement des câbles. Ce type de bruit impacte les ondes de faibles amplitudes, en particulier l'onde P.
- En outre, tout mouvement de l'utilisateur peut entraîner des artéfacts et impacter le signal ECG. Les variations dues aux contractions musculaires EMG (électromyogramme), par exemple, peuvent être captées par les électrodes et se rajouter de manière aléatoire au signal ECG. Débruir le bruit EMG est un vrai challenge dans les traitements des signaux électrocardiogrammes car il présente des composantes fréquentielles sur une plage de 0,01 à 100Hz qui correspond au spectre ECG.
- Les signaux respiratoires, dont l'amplitude peut atteindre environ 15% de l'amplitude ECG, provoquent l'oscillation de la ligne de base du signal ECG avec une fréquence fondamentale égale à la fréquence respiratoire qui est en général de 0,15 à 0,30 Hz et qui peut s'approcher de 1Hz durant une activité physique.
- De plus, le mauvais contact peau-électrodes et la mauvaise conduction entre électrodes peuvent entraîner des changements brusques au niveau de l'amplitude du signal ECG et l'apparition des pics qui se chevauchent avec les ondes normales, en particulier l'onde R.
- Les signaux respiratoires, les mouvements du corps, le mauvais contacts peau-électrode et l'EMG peuvent tous contribuer à la dérivée de la ligne de base qui est un bruit basses fréquences BF (0,1 à 1Hz environ) prédominant dans les signaux ECG et qui implique la distorsion des segments ST et autres composants BF.
- Les perturbations des équipements électriques peuvent également intervenir à n'importe quel instant et noyer le signal ECG dans des forts bruits d'amplitudes et de des fréquences très variées.

II.6.2. Bruit lié à la transmission

Comme évoqué précédemment, le signal ECG est transmis par des systèmes filaires ou sans fil.

Dans les systèmes filaires, les perturbations peuvent être liées à la longueur, au blindage et à la qualité des câbles utilisés.

Sans fil, le signal ECG se propage dans l'espace libre où il est susceptible d'être corrompu par différents types de bruits tels que les interférences électromagnétiques issues d'autres équipements électroniques et dispositifs sans fil, en cas d'utilisation des technologies RF.

En optique sans fil, les sources de la lumière naturelle et les lampes à incandescence et fluorescentes peuvent également détériorer le signal. Ces différents bruits sont de nature aléatoire et ils sont généralement modélisés par un bruit additif blanc gaussien, ou AWGN (additive white Gaussian noise).

De plus, les paramètres du canal de transmission, le débit, la puissance et la distance entre les antennes optiques ainsi que les variations dues à la mobilité du patient ont un impact important sur les performances et la qualité du signal ECG transmis.

Notre objectif est d'étudier cet impact à partir de la modélisation du canal de transmission le plus approprié au contexte étudié afin de garantir de bonnes performances en termes de qualité d'ECG et une consommation minimisée. Nous détaillerons cette partie dans le chapitre III.

II.7. Spectre du signal ECG

Vu les diverses variations dans le signal ECG et la variété des formes de bruit qui peuvent le corrompre, il semble nécessaire d'étudier les composantes fréquentielles de l'ECG et celles du bruit.

Le spectre de l'ECG s'étend classiquement entre 0 et 100 Hz avec une partie utile jusqu'à 40 Hz [142]. En effet, selon l'AHA (american heart association) [143], une bande de [0 – 100 Hz] est suffisante pour maintenir un diagnostic précis. L'énergie du complexe QRS est principalement concentrée dans une bande de fréquence, centrée autour de 10 Hz [144]. Les ondes P et T sont de faibles amplitudes avec des composantes fréquentielles entre 0,05 Hz et 10 Hz. La ligne de base et les éventuels artefacts de mouvement ont un contenu fréquentiel qui se situe entre 0,05 Hz et 7 Hz. De plus, les composantes de l'EMG sont généralement présentes sur tout le spectre ECG.

Bien que la bande de diagnostic se situe généralement entre 0,05 Hz (l'analyse ST) et 40/100 Hz, il existe des informations au-delà de cette plage. Par exemple, le complexe QRS chez les nourrissons ayant une activité cardiaque encore instable, contient souvent des composantes haute fréquence allant jusqu'à 250 Hz [145], ce qui nécessite d'augmenter la bande d'analyse. En ce qui concerne les basses fréquences, Jarvis et Mitra [146] ont démontré que l'apnée du sommeil pouvait être diagnostiquée en observant les variations de puissance de l'ECG à 0,02 Hz. De plus, dans l'analyse fréquentielle de la VFC, des ultra basses fréquences qui s'étalent entre 0,0033 et 0,04 Hz sont considérées [133].

A noter aussi que le comportement spectral et les bandes de fréquences sont approximativement similaires dans les différentes dérivations. Cependant, le contenu énergétique peut différer [141] [147].

De manière générale, le spectre classique de l'ECG exige une fréquence d'échantillonnage F_e minimale de 200Hz. Cependant, selon [143], il est recommandé de considérer des fréquences jusqu'à 150 Hz pour les adultes et 250 Hz pour les nourrissons, ce qui nécessite ainsi des fréquences d'échantillonnage de 300Hz et 500Hz respectivement.

Cependant, dans les systèmes ECG portables tel que celui qu'on considère dans cette thèse, la fréquence d'échantillonnage F_e peut avoir un impact significatif sur les performances globales et sur la qualité du signal ECG. En effet, une F_e élevée permet d'avoir plus de données par seconde, ce qui permet d'analyser des détails fins dans le signal et de détecter des événements haute fréquence. Mais, cela peut être au détriment de la durée de vie du système et de sa consommation énergétique. La fréquence d'échantillonnage optimale dépend de l'application, du cas d'utilisation et des exigences du système ECG étudié.

II.8. Traitement et évaluation du signal ECG

Pour faire face aux conséquences des perturbations et améliorer la qualité du signal ECG, deux approches distinctes ont été étudiées : le débruitage qui consiste à supprimer le bruit et les artéfacts des signaux ECG et l'évaluation de la qualité du signal qui consiste à analyser l'acceptabilité des signaux ECG [148]. Dans la thèse on s'appuie sur la deuxième approche.

II.8.1. Débruitage et évaluation du signal ECG

Le débruitage est une étape essentielle du prétraitement qui permet d'atténuer les parasites et d'accentuer les ondes typiques des signaux ECG. Au fil du temps, les chercheurs ont proposé de nombreuses méthodes de débruitage dans différents domaines [149] [140] [150] .

Les filtres conventionnels et les filtres adaptatifs ont été utilisés dans [151]–[153] pour supprimer la dérivée de la ligne de base et les interférences des lignes d'alimentation. Ces dernières ont été aussi réduites à l'aide de la technique de la transformée en ondelettes discrète, ou DWT(discrete wavelet transform) dans [154]. La décomposition en mode empirique ou EMD (empirical mode decomposition), qui est une approche non linéaire, est largement utilisée dans le traitement du bruit dans l'ECG. Dans [155], par exemple, la EMD a été employée pour corriger les variations de la ligne de base. Pour booster le débruitage, des méthodes hybrides basées sur les techniques de filtrage et la transformée en ondelettes ont été également proposées dans [156], [157] pour réduire les effets des perturbations EMG dans le signal ECG. Plus récemment, les techniques d'apprentissage automatique, ou ML (Machine Learning) ont été étudiées pour le traitement de différents types de bruit.

L'inconvénient principal de la plupart de ces méthodes est qu'elles se basent sur l'application de la technique de filtrage sans identifier si c'est un bruit ou des données ECG. Ceci peut entraîner la distorsion, la perte ou la modification des parties utiles du signal ECG [158] telles que l'onde QRS [156]. Les résultats obtenus dans [159] montre qu'il est difficile de supprimer le bruit EMG sans

introduire des distorsions significatives au niveau de l'onde P, le complexe QRS et le segment ST et de traiter les artéfacts qui se superposent au spectre ECG. De plus, quelques techniques introduisent plus de complexité dans les calculs comme la méthode EMD. D'autres, comme les méthodes de ML nécessitent beaucoup de données pour l'apprentissage des modèles. Ceci pourrait donc ne pas convenir aux scénarios en temps réel, en particulier pour les applications de dispositifs portables.

Pour faire face à la perte des données ECG lors du traitement du débruitage et éviter la complexité, il est nécessaire d'identifier d'abord la nature du signal et de délimiter les caractéristiques utiles. Pour ce faire, diverses méthodes d'évaluation du signal ECG, ou SQA (signal quality assesment) [148] ont été proposées dans la littérature pour identifier l'acceptabilité de la qualité du signal en le classifiant [161], [162], améliorer les techniques de débruitage [144] ou automatiser le traitement des systèmes ECG [163]. Généralement ces méthodes sont basées sur la technique de combinaison des règles [164], les techniques de ML [49], [163], [165], [166] et les techniques ML avancées [167], [168].

Une étape commune et essentielle pour les méthodes SQA des signaux ECG consiste à extraire un ensemble de caractéristiques qui peuvent être temporelles, statistiques, fréquentielles, ou non linéaires. En général, ces caractéristiques sont appelées indices de qualité du signal ou, SQIs (signal quality indices) [160], [162], [169] et ils sont employés de deux manières : séparément avec des seuils constituant des critères d'identification ou combinés avec des méthodes des classification. Dans notre cas, nous adoptons la méthode basée sur les seuils.

Dans la suite, nous fournissons un état de l'art sur les indices de qualité du signal ECG avant de présenter les SQIs choisis dans notre contexte.

II.8.2. Indices de qualité du signal ECG : SQIs

II.8.2.1. Etat de l'art

En 2008, Li et al. [144] ont développé un ensemble d'indices extraits de signaux ECG de différentes dérivations pour ajuster la mise à jour des paramètres d'un filtre de Kalman proposé pour une estimation automatique de la fréquence cardiaque (FC). Ces indices ont été appelés SQIs et ont été déterminés par l'analyse des caractéristiques statistiques (Kurtosis) et fréquentielles (densité spectrale du signal ECG (sSQI), la comparaison de la détection des battements de différentes dérivations ECG (iSQI) et la comparaison des algorithmes de détection du complexe QRS dans une seule dérivation (bSQI).

Dans [170], Clifford et al. ont adopté ces SQIs et d'autres qu'ils ont rajoutés (la puissance relative du complexe QRS : pSQI, la puissance relative dans la ligne de base : basSQI, le pourcentage du signal qui apparaît comme une ligne plate : fSQI et le Skewness) pour participer au PCinC 2011(PhysioNet Cardiology Challenge 2011) [171]. Ce challenge s'est intéressé au développement des algorithmes efficaces pouvant être exécutés en temps réel sur un téléphone portable et capables d'indiquer en

quelques secondes si l'ECG est de qualité suffisante pour être analysé ou si un autre enregistrement doit être réalisé.

Depuis le succès de PCinC 2011, de nombreuses méthodes SQA du signal ECG ont été développées pour différents contextes d'évaluation en explorant une variété de SQIs par l'extraction de différentes caractéristiques du signal ECG [49], [144], [163]–[167], [170], [172]–[175]. Clifford et Moody [160] ont résumé les travaux fournis lors de PCinC 2011 y compris ceux qui explorent les SQIs. De plus, un aperçu global sur les différents SQIs peut être examiné dans [169].

Dans le but d'améliorer et d'automatiser l'évaluation des signaux ECG, Clifford et al. ont continué à développer diverses approches basées sur la combinaison des SQIs avec des méthodes d'intelligence artificielle telles que le ML, le réseau de neurones ou NN (neural network), la machine à vecteur de support ou SVM (support vector machine) et la classification naïve bayésienne, ou NBC (Naive Bayes Classifier) [163], [166], [172], [173]. Dans [166], par exemple, une étude axée sur la réduction de la détection erronée des artefacts de mouvement et de l'EMG a été menée pour réduire les fausses alarmes. Dans cette étude, des SQIs spectraux et statistiques ont été extraits des bases des données MIT-BIH arrhythmia [176], et MIMIC II [177] et ont été utilisés pour entraîner un modèle SVM pour évaluer la qualité du signal ECG en acceptable et non acceptable.

Cependant, comme déjà mentionné dans II.4, le signal ECG présente diverses variantes et ses ondes ont des morphologies variables d'une personne à une autre. De plus, les perturbations sont de différents types et peuvent corrompre le signal ECG de manière aléatoire et dans des moments aléatoires. En outre, les pathologies cardiaques se distinguent également par diverses morphologies qui peuvent ressembler à des artefacts. Par conséquent, la discrimination entre le bruit et les pathologies semble difficile. Cela nécessite donc d'employer des SQIs robustes. Dans ce cadre, l'efficacité et la robustesse des SQIs dans l'évaluation et la classification des signaux ECG ont été traitées dans quelques travaux [162], [178], [179]. En considérant la base des données ECG PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge (CinC) 2015, Daluwatte et al [178] ont étudié la capacité des SQIs à distinguer le bruit des arythmies : asystolie, tachycardie extrême, tachycardie ventriculaire et bradycardie. Ils ont trouvé que la distinction dépend du type de l'arythmie.

Rahman et al. [179], quant à eux, ont appliqué les SQIs statistiques et spectraux sur 5 bases de données. Leur étude a été fondée sur trois aspects : l'impact de la base des données ECG, l'impact des seuils d'identification des SQIs fixés dans la littérature et l'impact de la taille de la fenêtre de mesure dans laquelle un SQI est calculé. Leurs résultats ont montré que les performances des SQIs varient de manière considérable en fonction des ECGs étudiés avec un impact minime de la fenêtre de mesure. Cependant, l'utilisation d'un seuil d'identification fixe impacte beaucoup l'efficacité de la classification.

Récemment, F Kuetche et al. [162] ont évalué la robustesse des 39 SQIs classiquement utilisés dans la littérature et étudié leur complexité en termes de temps du calcul. Ils ont exploré 7 bases de données

ECG avec quatre types de bruit : EMG, interférences de la ligne d'alimentation, artéfacts du mouvement et AWGN. Comme prévu, leurs résultats ont démontré la variation des performances des SQIs en fonction des types de bruit. Leur étude constitue une bonne base permettant de choisir le SQI approprié selon le contexte d'analyse et les ressources disponibles.

Après avoir analysé les différents travaux explorant les SQIs, on a établi les conclusions suivantes :

- Généralement, les SQIs sont utilisés pour le développement et l'amélioration des algorithmes d'évaluation des signaux ECG avec un focus sur l'amélioration des classificateurs ML. Cela a montré une efficacité pour les analyses cliniques. Cependant, ces méthodes présentent une complexité de calcul qui ne convient pas aux dispositifs portables à faible puissance de traitement. Un compromis entre les performances des SQIs et la complexité doit donc être établi pour les systèmes portables. Dans cette étude, on se focalise sur une simple classification du signal ECG en acceptable et non acceptable.
- La plupart des études sont focalisées sur l'étude de signaux ECG obtenus à partir de bases de données disponibles en accès libre, sauf dans [49], [165] où les signaux ECG sont collectés par des systèmes sans fil ; SmartVest et Lenovo H3. Dans ce travail, on va utiliser des ECG disponibles dans des bases des données en accès libre : "MIT-BIH Arrhythmia"[180], "AF Classification from a Short Single Lead ECG Recording" [181] et "Preterm Infant Cardio-Respiratory Signals" [182]
- A notre connaissance, aucun travail n'a étudié l'impact des performances de la transmission sans fil sur les signaux ECG en utilisant les SQIs. Notre contribution dans cette thèse consiste donc à adopter les SQIs pour analyser l'impact de la transmission optique sans fil sur la qualité du signal ECG.
- Il n'existe pas de standards pour fixer des seuils d'identification des SQIs et cela dépend des expériences des chercheurs et des données ECG qu'ils traitent. Par conséquent, pour éviter l'incertitude des analyses et la variation des performances des SQIs, nous proposons d'évaluer les SQIs ECG avant et après la transmission. Cela permet de quantifier précisément l'impact des perturbations liées à la transmission et d'ajuster les paramètres appropriés.

Dans la suite, on présentera, les SQIs que nous utilisons dans notre approche.

II.8.2.2. Choix des SQIs

Dans notre étude, on adopte les SQIs spectraux et statistiques :

- Les SQIs spectraux permettent une analyse détaillée du spectre de fréquence global du signal ECG afin de détecter et de quantifier différents types d'artefacts.

- Les SQIs statistiques, caractérisent la distribution d'un signal ECG, ce qui fournit des informations sur la présence de valeurs aberrantes et extrêmes dans le signal, indiquant ainsi des anomalies, des artefacts ou d'autres sources d'interférence.

Pour les SQIs spectraux, on évalue deux caractéristiques de base : la qualité du complexe QRS et les effets du bruit à haute fréquence.

La présence distincte du complexe QRS dans le signal est l'une des principales caractéristiques d'un ECG de haute qualité. L'onde QRS est généralement située dans la bande de fréquence de l'ECG entre 5 et 15 Hz, avec un pic d'énergie centré autour de 10 Hz. Ainsi, pour fournir une mesure utile, nous calculons la distribution du spectre de puissance du complexe QRS (pSQI), définie comme le rapport entre l'énergie de l'onde QRS et le signal ECG global. Le pSQI est exprimé par :

$$pSQI = \frac{\int_{5Hz}^{15Hz} P(f)df}{\int_{5Hz}^{40Hz} P(f)df} \quad (II-4)$$

Avec $P(f)$ est la distribution du spectre de puissance du signal ECG.

Pour évaluer les effets du bruit à haute fréquence (HF), qui peut se produire en raison de fortes variations du canal de transmission lorsque l'utilisateur bouge et se déplace, nous calculons le rapport de la distribution de puissance entre le spectre ECG utile, qui s'étend généralement entre 0 et 40 Hz, et le spectre global de l'ECG, c'est-à-dire jusqu'à 100 Hz. Ce rapport a été extrait sur la base de l'indice HpSQI défini dans [169], et il est appelé xSQI dans le présent document. Le xSQI s'exprime comme suit :

$$xSQI = \frac{\int_{0Hz}^{40Hz} P(f)df}{\int_{0Hz}^{100Hz} P(f)df} \quad (II-5)$$

D'après (II-5), il est clair que lorsque l'indice xSQI est proche de 1, le signal ECG n'est pas affecté par le bruit HF. Alors que de faibles valeurs de l'indice xSQI signifient que la puissance dans la bande [40 -100] Hz augmente de manière inhabituelle par rapport à la distribution de la puissance dans la bande [0 - 40] Hz. Cela pourrait être dû à des perturbations HF qui contaminent le signal ECG.

Pour analyser les caractéristiques statistiques du signal ECG, c'est-à-dire la gaussianité et la symétrie, on utilise les fonctions Kurtosis et Skewness définies comme suit :

$$kSQI = \frac{1}{N} \left| \sum_{i=1}^N \left(\frac{x - \mu}{\sigma} \right)^4 \right| \quad (II-6)$$

$$skSQI = \frac{1}{N} \left| \sum_{i=1}^N \left(\frac{x - \mu}{\sigma} \right)^3 \right| \quad (II-7)$$

Avec x le signal ECG, N représente le nombre de points dans le signal, μ est la moyenne du signal et σ est son écart-type.

Le Skewness quantifie le degré d'asymétrie de la distribution du signal ECG. Il fournit des informations sur la présence d'anomalies ou de valeurs aberrantes dans le signal ECG. Toutefois, il a été démontré que le skewness du signal ECG est sensible à différentes sources de bruit [164]. Le kurtosis est également une mesure statistique décrivant la forme de la distribution d'un signal ECG. Il fournit des informations sur les pics et l'aplatissement de l'ECG par rapport à la distribution normale.

Ces quatre SQIs sont largement utilisés dans la littérature. Outre qu'ils ont montré de bonnes performances dans la classification des signaux ECG, il a été démontré qu'ils sont peu complexes et nécessitent un temps de calcul acceptable [162].

Par exemple, les résultats de l'étude faite dans [164] ont montré que le pSQI est parmi les SQIs qui distingue le mieux les signaux ECG de bonne et de mauvaise qualité. Dans la même étude [164], la meilleure combinaison des SQIs montrant le plus de précision pour le mécanisme d'évaluation proposée intègre déjà le pSQI et le kSQI. De même, pSQI, kSQI et skSQI font partie de la combinaison des SQIs utilisée dans [166] pour entraîner un classificateur SVM des signaux ECG issues d'une seule dérivation. Les résultats obtenus ont montré des précisions de classification allant jusqu'à 99 % pour le rythme sinusal normal et jusqu'à 95 % pour les arythmies. Par conséquent, les SQIs spectraux et statistiques peuvent permettre d'établir un compromis entre l'efficacité et la complexité du calcul, ce qui nous intéresse pour notre solution.

De plus, les quatre indices dépendent fortement des conditions de mesure du signal, des dérivations de l'ECG, des types de bruit et du contexte d'analyse. Il est difficile de définir une référence générale pour ces indices. D'un point de vue empirique, cela nécessite des observations et des ajustements répétés. Compte tenu de notre approche qui consiste à adopter une évaluation avant et après la transmission, nous étudions l'évolution de pSQI, xSQI, kSQI et skSQI par rapport aux conditions de communication en optique sans fil. De même, on applique ce processus sur les paramètres temporels de la VFC.

II.9. Conclusion

Ce chapitre a été consacré à la présentation du signal ECG et à son évaluation.

On a exposé les différentes parties du cœur humain et l'électrophysiologie cardiaque qui reflète son activité électrique. Cette dernière est analysée par l'électrocardiogramme ECG qui est une technique non invasive permettant de détecter les potentiels d'action se propageant dans le cœur. On a alors présenté le principe d'enregistrement de l'ECG et les différents systèmes standards des dérivations. Ensuite, pour mieux comprendre l'ECG, on a détaillé ses composantes et ses caractéristiques morphologiques et temporelles.

Parmi ces paramètres, on s'est intéressé à la variabilité de la fréquence cardiaque qui est une technique non invasive largement utilisée pour évaluer le développement des prématurés. C'est ainsi qu'on a accordé un intérêt aux paramètres de mesure de la VFC, en particulier les paramètres temporels.

Etant donné que l'ECG est susceptible d'être contaminé par diverses perturbations, on a discuté des divers types de bruit (lié à l'acquisition et lié à la transmission). Pour mieux comprendre la répartition des variations dans l'ECG, on a présenté également son spectre. Cela permet d'avoir plus d'informations et de mieux analyser les composantes fréquentielles de l'ECG et de les séparer de celles du bruit.

Pour avoir un signal ECG exploitable, une phase de traitement préalable est nécessaire, voire obligatoire. Cette phase se base sur deux approches ; le débruitage et l'évaluation. On a donc discuté ces deux approches avec un focus sur l'approche d'évaluation qui nous intéresse. Parmi les méthodes d'évaluation des signaux ECG, on s'est intéressé à la méthode des indices de qualité, les SQIs qui est largement utilisée. Elle consiste à analyser les caractéristiques temporelles, fréquentielles, statistiques et non linéaires du signal ECG et à les utiliser pour classifier le signal ECG en fonction de sa qualité.

Selon la littérature, il a été démontré que les SQIs présentent des résultats performants, en particulier les SQIs spectraux et statistiques qui sont parmi les moins complexes à calculer. Ainsi, ce sont les SQIs adoptés dans notre approche d'évaluation du signal ECG transmis en optique sans fil. Notre approche consiste à analyser les SQIs avant et après transmission. Cela permet d'éviter les problèmes de la précision et de la non-cohérence issus de l'utilisation des seuils d'identification statiques proposés dans la littérature.

Le chapitre suivant sera consacré à la description de la chaîne de transmission du signal ECG en optique sans fil et de l'application de la méthodologie d'analyse proposée aux trois contextes étudiés.

Chapitre III. Chaîne de transmission du signal ECG

III.1. Introduction

Le Chapitre débute par la présentation des trois contextes étudiés à savoir la télésurveillance de la personne âgée, du nouveau-né et du prématuré. La chaîne de transmission du signal ECG est décrite comme illustrée sur la Figure III-1 en détaillant toutes les étapes : l'acquisition, la transmission en optique sans fil et la reconstruction du signal dans chaque contexte.

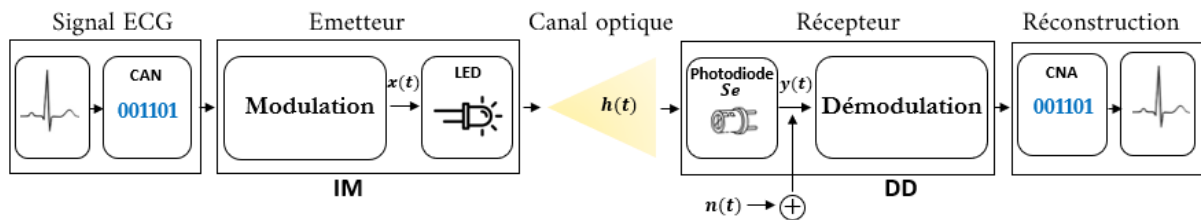


Figure III-1 : Chaîne de transmission du signal ECG

Puis, l'approche d'évaluation proposée dans la thèse est exposée. Elle permet d'étudier l'impact de la transmission sur la qualité du signal ECG et de la VFC en analysant les SQIs et les paramètres temporels de la VFC présentés dans le deuxième chapitre. Cette approche sera appliquée pour les trois contextes de télésurveillance et les résultats seront présentés dans le Chapitre suivant.

III.2. Description des contextes de télésurveillance

Pour les trois contextes, sur la Figure III-2, on fait l'hypothèse que les personnes à surveiller sont dans un environnement identique, une pièce de dimensions $(L \times W \times H) m^3$ avec L la longueur, W la largeur et H la hauteur.

Pour suivre l'ECG à distance, une liaison infrarouge est établie entre un émetteur Tx intégré dans un dispositif ECG porté par la personne et un système de réception situé au plafond de la pièce. On considère dans la thèse un environnement étudié précédemment dans l'équipe et dont le système de réception permet d'assurer la couverture [86].

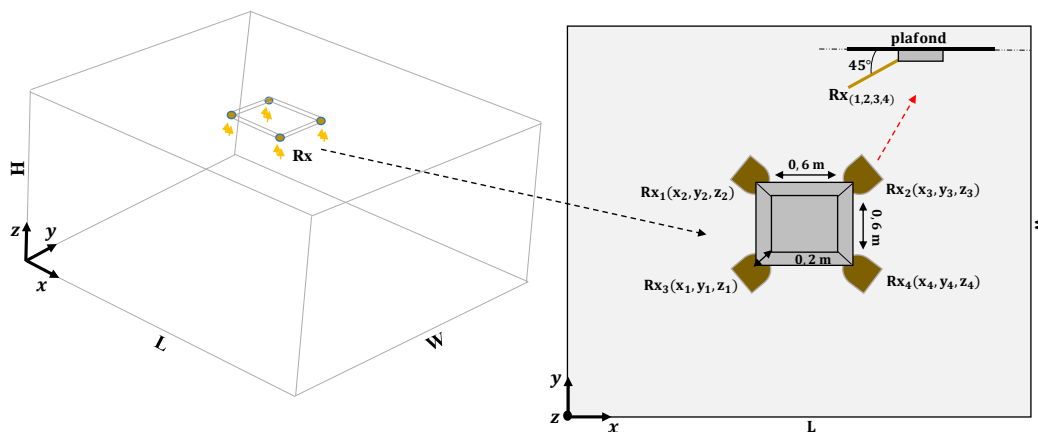


Figure III-2 : Illustration de l'environnement de surveillance et de l'emplacement des 4 Rx

Ainsi la pièce considérée est de dimensions $(6,6 \times 6,7 \times 3) m^3$. Les surfaces de la pièce sont caractérisées par un coefficient de réflexion fixé à 0,8.

Le système de réception consiste en 4 récepteurs optiques identiques (Rx) fixés aux coins d'un panneau ou luminaire de dimensions classiques $(0,6 \times 0,6 \times 0,2) m^3$. Chaque récepteur inclut une photodiode PIN ayant un angle $FOV = 45^\circ$ et une surface physique de $34,5 mm^2$. Comme illustré sur la Figure III-2, le luminaire est placé au centre du plafond de la pièce de telle sorte que chaque Rx est orienté de 45° par rapport au plafond.

C'est une configuration de réception utilisant la diversité spatiale avec une technique de combinaison de sélection. Ainsi, pour les trois contextes, le système détecte uniquement le signal dont l'atténuation est la plus faible après transmission en utilisant la technique SC (selection combining). Cette configuration a montré une efficacité en termes de couverture et de performances [86].

Pour les trois contextes, l'émetteur Tx considéré est composé d'une LED-IR avec un angle à mi-puissance $\varphi_{1/2}$ de 45° permettant des performances optimales [86], [113].

Quel que soit le contexte, le dispositif porté relève l'ECG et le met en forme pour la transmission par optique. De plus, considérant que le porteur est potentiellement en mouvement, la transmission du signal ECG s'établit alors via des liaisons LOS et NLOS.

Le Tableau III-1 résume ainsi les paramètres environnementaux et les caractéristiques des antennes optiques communs aux trois contextes de surveillance considérés dans ce travail.

Tableau III-1 : Paramètres et caractéristiques communs aux trois contextes

	Paramètre	Valeur
Pièce	Dimensions	$(6,6 \times 6,7 \times 3) m^3$
	Nombre de faces	6
	Réfectivité ρ	0,8
Récepteurs	Positions $[x_i y_i z_i], i = 1,2,3,4$	$[3,0 \ 3,05 \ 2,8] m$ $[3,6 \ 3,65 \ 2,8] m$ $[3,6 \ 3,65 \ 2,8] m$ $[3,0 \ 3,05 \ 2,8] m$
	Orientation par rapport au plafond	45°
	Surface physique de la PD	$34,5 mm^2$

	Sensibilité S_e	1 A/W
	FOV de la PD	45°
Emetteur	Directivité $\varphi_{1/2}$	45°
Canal	Liaisons	LOS et NLOS

III.2.1. Télésurveillance de la personne âgée

Ce contexte correspond à celui étudié dans le cadre d'une thèse effectuée dans notre laboratoire [113] qui s'intéressait à l'incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs sans fil. Dans cette étude, la personne âgée est considérée en train de marcher aléatoirement dans l'environnement et est équipée d'un dispositif au poignet, communiquant en temps réel ses données médicales et son positionnement. La personne âgée présente des particularités notamment le buste courbé, ainsi qu'un cycle de marche avec une longueur de pas et une vitesse réduite.

Afin de surveiller son activité cardiaque en tenant compte de ces spécificités, on considère dans ce travail que le dispositif porté par la personne âgée relève son ECG pendant la marche. L'ensemble du contexte de surveillance de l'ECG de la personne âgée est illustré sur la Figure III-3.

Pour le reste du manuscrit, ce contexte est appelé Contexte A.

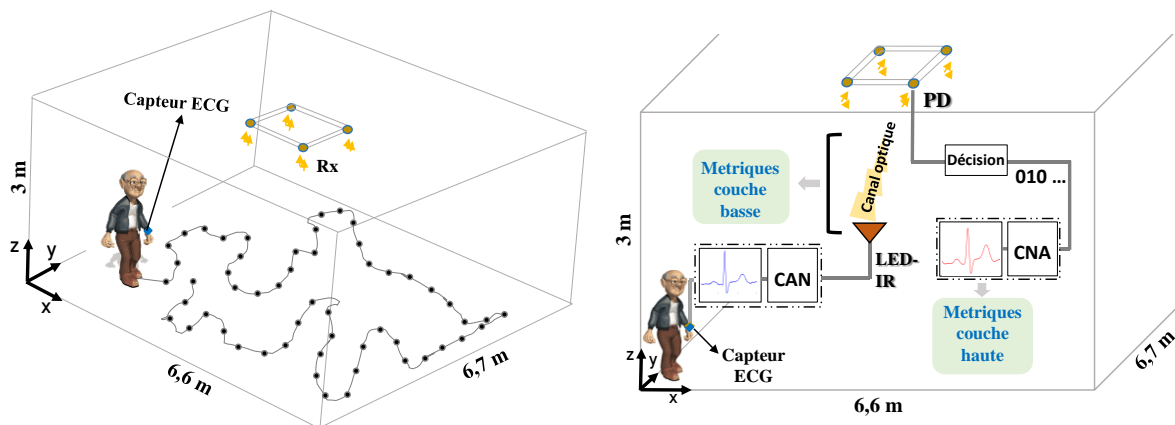


Figure III-3 : Illustration du contexte de surveillance de l'ECG de la personne âgée

III.2.2. Télésurveillance du nouveau-né

La Figure III-4 illustre ce contexte où on considère un enfant allongé dans son lit, placé dans un coin de la pièce. On considère également que l'enfant peut bouger et tourner naturellement dans son lit.

Pour surveiller l'activité cardiaque de l'enfant, une liaison infrarouge est établie entre un Tx porté par le bébé et un Rx parmi les 4 fixés au centre du plafond de la pièce.

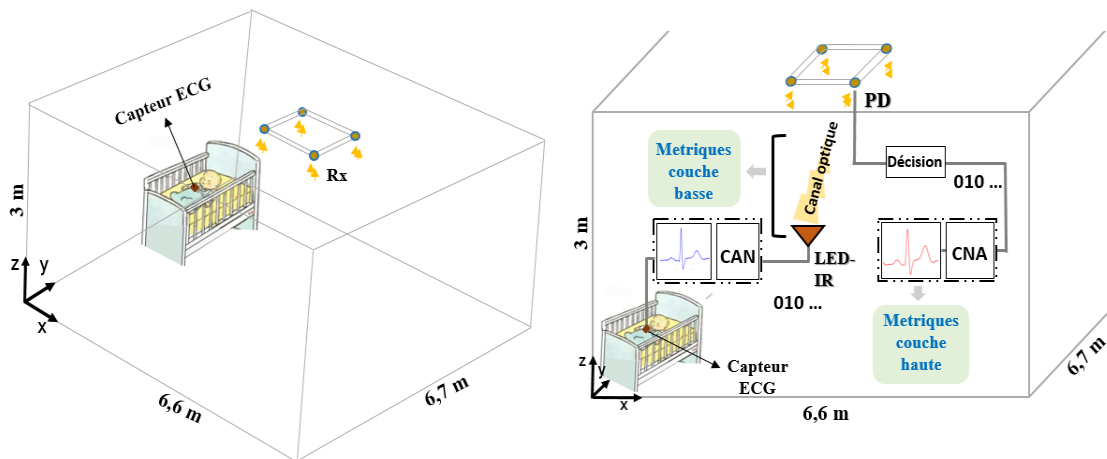


Figure III-4 : Illustration de contexte de surveillance de l'ECG du nouveau-né

Dans ce contexte, le Tx est fixé sur la poitrine de l'enfant qui, lorsqu'il est en mobilité peut se mettre dans des positions particulières pouvant impacter fortement la transmission continue et fiable de ses données ECG. Par exemple, lorsque l'enfant dort sur le côté, le Tx est orienté vers les murs et non plus vers les Rx au plafond, ce qui entraîne de fortes atténuations. Lorsqu'il dort sur le ventre, le Tx est bloqué par le matelas du lit, ce qui bloque totalement la transmission. De même, on étudie également le cas où le Tx est fixé sur le dos de l'enfant.

Pour le reste du manuscrit, ce contexte est appelé Contexte B.

III.2.3. Télésurveillance du prématuré

Dans ce contexte, on s'intéresse au suivi de la variabilité de la fréquence cardiaque VFC du prématuré déterminé à partir de son ECG. Comme mentionné précédemment, l'émetteur est placé sur la poitrine du nourrisson prématuré qui est dans une couveuse. On surveille ainsi le signal ECG à distance en se basant sur la même configuration d'une liaison infrarouge entre un Tx et 4 Rx placés au centre du plafond de la pièce comme montré sur la Figure III-5. Dans ce contexte, on considère un scénario statique sans mobilité.

Le challenge dans ce contexte est lié à l'environnement. En effet, on considère une unité néonatale dans laquelle 8 couveuses sont disposées pour le développement des nourrissons nés prématurément.

Dans notre cas, une seule couveuse est considérée avec le nourrisson prématuré à surveiller et les autres couveuses sont considérées vides. La couveuse est classiquement composée de deux parties principales : l'incubateur où se place le prématuré et le support. L'incubateur est constitué d'un matériau transparent tel que le plexiglass. Etant donné que le Tx placé sur la poitrine du prématuré émet les données ECG de l'intérieur de l'incubateur, les rayons IR émis peuvent subir différentes réflexions et réfractions dues au matériau transparent. Ceci peut avoir un impact sur les performances du canal et donc sur la transmission du signal ECG dont dépend la qualité de la VFC du prématuré.

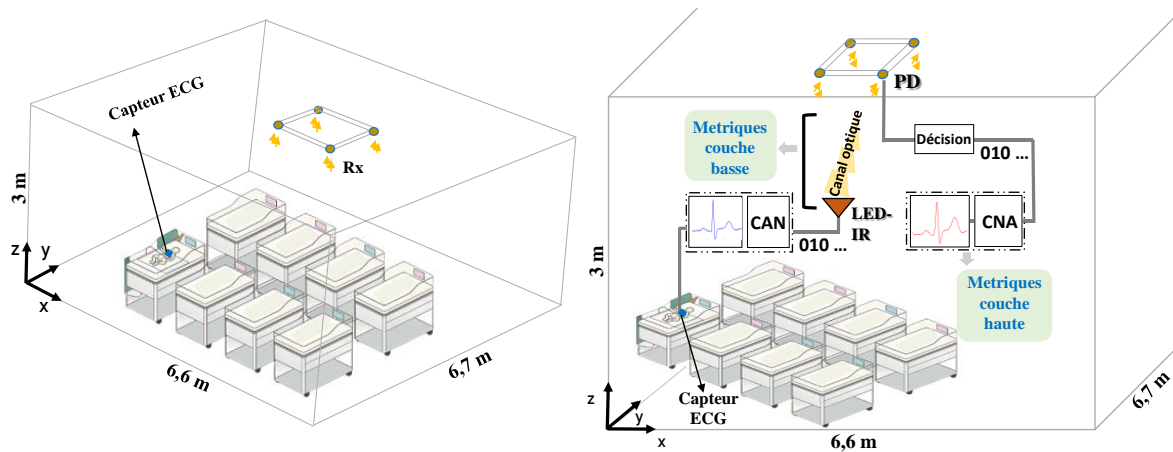


Figure III-5 : Illustration de contexte de surveillance de l'ECG du prématuré

Pour le reste du manuscrit, ce contexte est appelé Contexte P.

III.3. Modélisation de la chaîne de transmission du signal ECG

Pour chacun des contextes, on a modélisé la chaîne de transmission de l'ECG sous l'environnement MATLAB©. La Figure III-6 illustre l'ensemble des étapes : l'enregistrement et mise en forme du signal ECG, la transmission du signal en optique sans fil et la reconstruction du signal ECG.

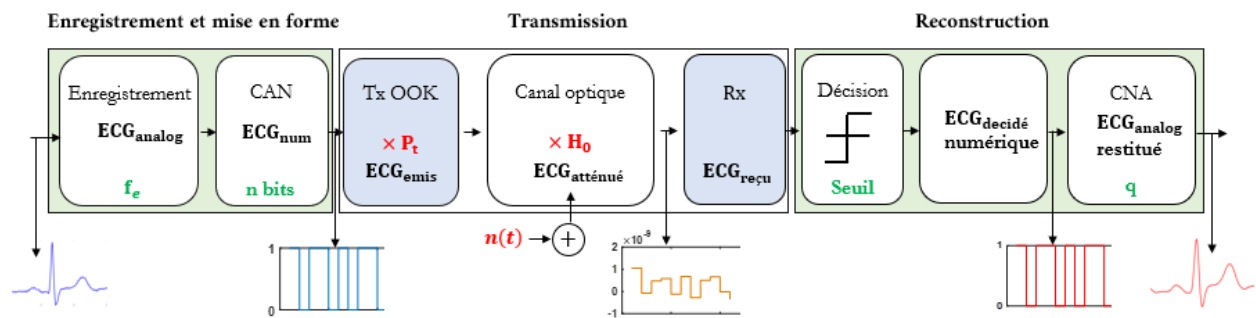


Figure III-6 : Chaîne de simulation de transmission du signal ECG

III.3.1. Enregistrement et mise en forme du signal ECG

L'enregistrement du signal ECG est la première étape dans la chaîne de transmission. Dans le deuxième chapitre, on a expliqué ce processus ainsi que les systèmes de dérivations standards et modifiés. On utilise dans cette thèse des signaux ECG de bonne qualité issus de sujets sains et disponibles dans la banque de données internationale Physionet qui est en accès libre [183]. Pour chaque contexte, nous considérons les signaux ECG suivant :

- **Contexte A** : on considère le signal 220 de la banque 'MIT-BIH Arrhythmia' [180]. Ce signal a été enregistré à une fréquence d'échantillonnage de 360 Hz. C'est celui d'une femme âgée de 87 ans qui suit un traitement pour l'insuffisance cardiaque en prenant le médicament « Digoxine ». L'enregistrement est un signal propre de bonne qualité. Pour le reste du manuscrit, ce signal est marqué ECG_a .

- **Contexte B** : pour ce contexte, on n'a pas trouvé de base de données des signaux ECG des nouveau-nés. On se base donc sur la bande "AF Classification from a Short Single Lead ECG Recording" [181] et on considère le signal 00001. Ce signal est celui d'un rythme cardiaque normal. Il a été enregistré à une fréquence d'échantillonnage de 300 Hz par le système "AliveCor". Pour le reste du manuscrit, ce signal est marqué ECG_b .
- **Contexte P** : on considère les 2 signaux ECG marqués infant2_ecg et infant4_ecg de la banque "Preterm Infant Cardio-Respiratory Signals" [182]. Ces signaux ont été enregistrés de 2 prématurés âgés en moyenne de 31 semaines par le moniteur "Philips Intellivue MP70" avec une fréquence d'échantillonnage de 500 Hz. Ces nourrissons n'ont pas de problèmes de santé particuliers. Pour le reste du manuscrit, ces signaux sont marqués respectivement ECG_{p1} et ECG_{p2} .

Dans ce travail, on considère une fréquence d'échantillonnage F_e de 200 Hz pour les Contextes A et B. Ainsi, un processus de sous-échantillonnage a été appliqué sur ECG_a et ECG_b . Pour le Contexte P dans lequel on étudie la VFC, la F_e est de 500 Hz pour répondre à l'hypothèse des composantes haute fréquence du complexe QRS chez les prématurés.

La Figure III-7 affiche des exemples de 35 s des signaux ECG considérés pour les trois contextes.

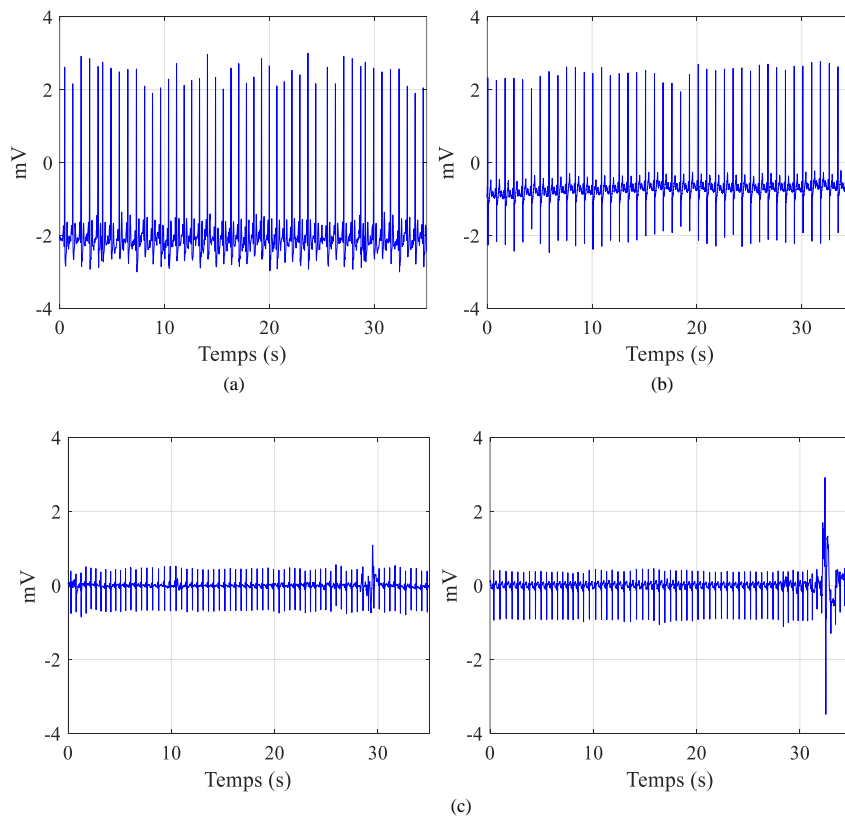


Figure III-7 : Tracé des signaux ECG des trois contextes (a) 35 s du signal ECG_a , (b) : 35 s du signal ECG_b et (c) : 35 s des signaux ECG_{p1} et ECG_{p2}

Les ECGs passent ensuite dans le bloc CAN (conversion analogique numérique) qui consiste à les numériser sur $n = 12 \text{ bits}$ qui est une résolution recommandée pour les signaux ECG. Le principe du processus de CAN utilisé est décrit en Annexe 1 et il a été validé sur le signal ECG_a .

Un débit minimal $R_{b,min}$ égal respectivement à $2,4 \text{ kbps}$ ($F_e \times n$) et 6 kbps pour F_e respectivement égale à 200 Hz et 500 Hz est ainsi nécessaire pour une transmission et analyse en temps réel des données ECG. Ces valeurs répondent aux exigences de fiabilité de la transmission sans fil d'un ECG [184], [185].

III.3.2. Transmission : émetteur, canal et récepteur

En considérant une puissance optique émise donnée P_t , le signal ECG numérisé ECG_{num} est envoyé dans le canal de transmission via un émetteur basé sur la modulation OOK NRZ. Le choix de l'OOK se justifie dans notre étude vu les débits visés très inférieurs au Mbps.

Le signal ECG émis $ECG_{émis}$ subit une atténuation caractérisée par le gain statique H_0 obtenu à partir de la réponse impulsionnelle du canal.

Dans cette étude et pour chaque contexte, le canal optique est modélisé et caractérisé par simulation à l'aide du logiciel RaPSor (Ray Propagation Simulator) [186]–[189] développé dans l'équipe Sycomor.

III.3.2.1. Modélisation et simulation du canal optique

La réponse impulsionnelle du canal est déterminée à l'aide d'une méthode de lancer de rayons associée à une résolution numérique de Monte-Carlo qui présente de bonnes performances en termes de précision et de temps de calcul. La méthodologie d'analyse du canal intégrée dans le logiciel RaPSor est décrite sur la Figure III-8.

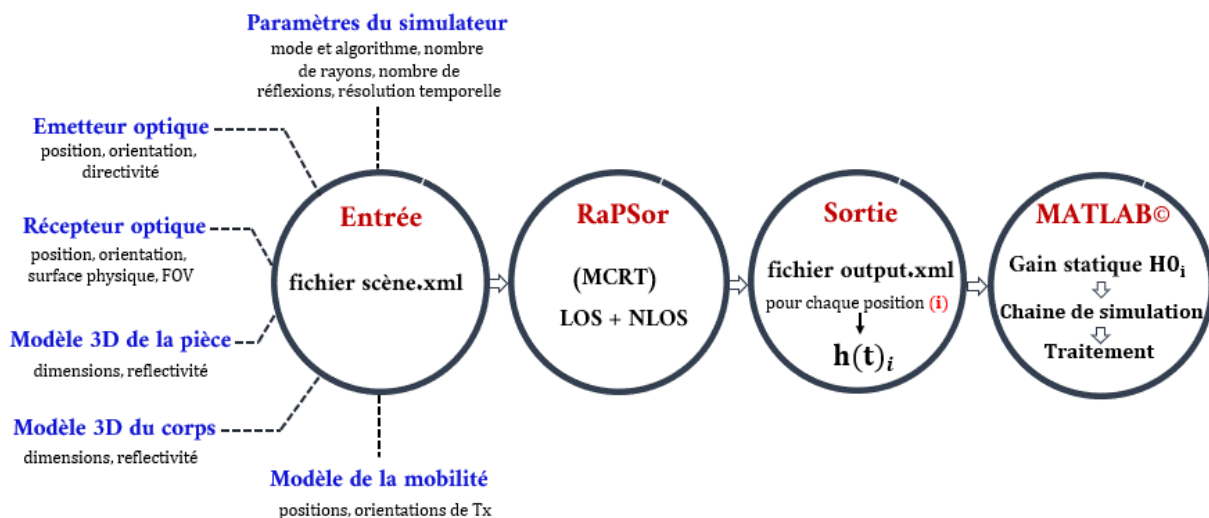


Figure III-8 : Méthodologie d'analyse du canal avec RaPSor et MATLAB©

- **Entrée de RaPSor**

Dans un fichier couramment appelé *scene* codé en XML (*scene.xml*), on définit tous les paramètres de modélisation nécessaires pour la simulation. Ce fichier se compose d'un ensemble de blocs contenant chacun diverses balises pour définir ces paramètres. Dans ce qui suit on présente les principaux éléments de ce fichier :

- **Simulateur** : une première balise dans ce bloc permet de définir l'algorithme et le mode de simulation. En effet, il est possible de choisir entre deux algorithmes ; Ray-Gathering (RG) où les rayons IR sont lancés depuis l'émetteur et Ray-Shooting (RS) où les rayons IR sont lancés depuis le récepteur. De plus, RaPSor offre 4 modes de simulation qui sont : Single-Input Single-Output (SISO), Single-Input Multiple-Output (SIMO), Multiple-Input Single-Output (MISO) et Multiple-Input Multiple-Output (MIMO).

Les trois contextes qu'on étudie dans cette thèse considèrent un Tx qui transmet les données ECG en voie montante vers 4 Rx. C'est donc le mode SIMO qui convient à cette configuration et que nous adoptons avec l'algorithme RS étant donné qu'il est le plus efficace dans ce cas [86].

Dans ce bloc, on définit aussi le nombre de rayons, fixé à 15×10^6 pour une convergence des résultats de simulation dans un environnement indoor, d'après les travaux menés dans [113]. De plus, on considère 3 réflexions ($k = 3$), ce qui est une hypothèse classique pour les simulations indoor [86].

Le choix de ces paramètres impacte le temps de calcul qui est limité par les ressources matérielles disponibles, principalement le nombre de processus (threads) qu'on définit dans une autre balise selon les caractéristiques de la machine du travail.

Enfin, un dernier paramètre à initialiser dans ce bloc est la résolution temporelle qui définit la taille de la fenêtre d'observation de la réponse impulsionnelle. On fixe la durée à 60 ns et le pas d'échantillonnage à $0,15 \text{ ns}$. Au-delà de cette durée les contributions deviennent négligeables [113].

Le Tableau III-2 résume les paramètres considérés au niveau du simulateur pour les trois contextes.

Tableau III-2 : Configuration fixe du simulateur pour les trois contextes

	Paramètre	Valeur
Simulateur	Algorithme	MC Ray Shooting
	Mode	SIMO
	Nombre de rayons	1500000
	Nombre de réflexions	3

	Pas d'échantillonnage	0,15 ns
	Durée d'observation	60 ns

- **Paramètres de Tx** : comme décrit précédemment, les caractéristiques à simuler pour un Tx sont principalement la position, la direction et l'angle à mi puissance. Ces caractéristiques sont définies dans un *objet* qui est une balise contenant des sous balises pour chaque paramètre. Lorsque le Tx est mobile, sa position et son orientation changent au fur et à mesure de son déplacement dans l'environnement. Ainsi, pour tenir compte de ce changement, on définit la position et l'orientation initiales de l'émetteur dans son objet dans le fichier *scene* et dans un autre fichier .xml nous préparons les positions relatives à la mobilité souhaitée en explorant la balise *moveto*.
- **Paramètres de Rx** : les caractéristiques nécessaires à simuler pour un Rx sont la position, la direction, l'angle FOV et la surface physique. Elles sont définies de la même manière que le Tx. Sauf que lorsqu'on a plusieurs récepteurs (4 Rx dans notre étude), les caractéristiques de chacun sont définies séparément comme le montre l'exemple présenté dans l'Annexe 2.
- **Environnement et objet 3D** : globalement, l'environnement 3D des contextes étudiés consiste en la pièce, les corps des individus ainsi que le lit et la couveuse pour le bébé et le prématuré, respectivement. Pour modéliser ces environnements, deux méthodes sont possibles. La première consiste à coder directement dans le fichier *scene.xml* pour construire chaque face de chaque objet 3D. Cependant, cette méthode présente des problèmes notamment en termes de complexité et de flexibilité pour des éventuelles modifications lors du travail. La deuxième méthode consiste en l'importation des objets 3D au format *.obj* à partir de modèles prêts à être exploités ou obtenus à l'aide d'outils de modélisation 3D tels que Blender [190] qu'on utilise dans cette thèse. On détaille la modélisation de l'environnement de chaque contexte dans le chapitre suivant.
- **Réflectance surfacique** : cela correspond à la nature des surfaces réfléchissantes de tous les objets de l'environnement ayant un impact sur la propagation des rayons IR. En effet, la réflexion sur une surface est modélisée par la fonction BRDF (Bidirectional reflectance distribution function) en attribuant une valeur de 0 à 1 à la balise *rho*.
- **Coefficient de réfraction** : En utilisant la fonction BRDF, on définit également le coefficient de réfraction des matériaux diélectriques en attribuant une valeur positive supérieure à 1 à la balise *etha*.

- **Surfaces** : pour modéliser les surfaces de la pièce, on utilise la balise *face* qui permet d'ajouter de la géométrie en fixant les coordonnées du contour en 3 dimensions.

Dans l'Annexe 2, on présente un exemple d'un fichier *scene.xml* codé avec toutes les configurations listées précédemment.

- **Exécution de RaPSor**

L'étape suivante consiste en l'exécution de RapSor pour simuler le canal défini. Pour ce faire, il y a deux méthodes. Lorsque le scénario étudié est statique sans aucune mobilité, il est possible d'utiliser le bouton d'exécution sur la fenêtre principale de RaPSor. Cependant, la simulation des scénarios de mobilité nécessite d'exécuter un script dédié en ligne de commande.

- **Sortie de RaPSor**

Enfin, le résultat de la simulation est un fichier *output.xml* qui contient la réponse impulsionnelle totale (LOS et NLOS selon le nombre de réflexions) de chaque liaison entre un couple Rx/Tx. En effet, la position et l'orientation du Tx vis-à-vis du Rx varie à chaque mouvement du porteur de Tx dans la pièce. Par exemple, si on considère la configuration SIMO entre 1Tx et 4Rx étudiée dans cette thèse et qu'on suppose que le porteur du Tx expérimente 100 positions, 400 fichiers *output.xml* seront donc générés en tenant compte des 4 Rx considérés.

- **Post-traitement sous MATLAB**

Pour les traitements de ces fichiers et l'exploration des résultats, on utilise l'outil MATLAB®. En traitant la réponse impulsionnelle obtenue, on détermine deux paramètres importants permettant de caractériser la liaison IR :

- L'étalement du retard τ_{RMS} déterminé par l'expression (I-8)
- Le gain statique du canal H_0 déterminé par l'équation (I-9)

III.3.2.2. Réception du signal ECG et validation

Le signal ECG atténué par le canal optique $ECG_{atténué}$ est également affecté par un bruit AWGN caractérisé par sa variance σ^2 . Ce signal constitue alors le signal ECG reçu $ECG_{reçu}$ au niveau du récepteur qui doit prendre une décision sur les bits reçus.

Pour la modulation OOK et compte tenu de la puissance moyenne émise P_t et de la transmission équiprobable, on utilise un système de décision avec un seuil défini comme suit :

$$Th_{OOK} = P_t \times H_0 \quad (III-1)$$

Ainsi, selon le seuil Th_{OOK} , les bits décidés du signal ECG sont obtenus comme suit :

$$bit_{ECG_{décidé}} = \begin{cases} 1 & \text{si } ECG_{reçu} \geq Th_{OOK} \\ 0 & \text{si } ECG_{reçu} < Th_{OOK} \end{cases} \quad (III-2)$$

Le signal ECG numérique $ECG_{décidé}$ est alors constitué de l'ensemble des bits décidés. A ce niveau, il est possible de déterminer le TEB par simulation en comparant bit par bit le signal ECG numérique source ECG_{num} et le signal ECG numérique décidé $ECG_{décidé}$ (voir Figure III-6). Le TEB est ainsi exprimé par :

$$TEB = \frac{(ECG_{émis} \text{ xor } ECG_{décidé})}{\text{Longueur } (ECG_{émis})} \quad (\text{III-3})$$

Afin de valider l'implémentation de la transmission du signal ECG, on a comparé le TEB obtenu pour différents SNR avec la probabilité d'erreur analytique P_e de la modulation OOK donnée par l'expression suivante [14] :

$$P_e = \frac{1}{2} \times \text{erfc} \left(\sqrt{\frac{SNR_{OOK}}{2}} \right) \quad (\text{III-4})$$

Avec :

$$SNR_{OOK} = \frac{S_e^2 P_t^2 H_0^2}{N_0 R_b} \quad (\text{III-5})$$

$N_0 = 2q_e I_a$ (W/Hz) est la densité spectrale de puissance du bruit. Le courant I_a utilisé dans cette thèse est égal à $200\mu A$, qui est une valeur classiquement considérée dans les communications en environnement indoor [191].

La puissance optique émise minimale nécessaire pour atteindre des bonnes performances sera ensuite étudiée pour les trois contextes de surveillance et on en déduira le SNR minimal ainsi que la probabilité d'erreur minimale permettant une excellente qualité du signal ECG transmis par la liaison optique.

Pour valider la chaîne de transmission, on a considéré une valeur de gain fixe et un niveau de bruit donné. On a transmis 800000 échantillons du signal ECG_a à un débit de $2,4 \text{ kbps}$ pour différentes valeurs de puissance émise P_t . Pour chaque P_t , on a déterminé TEB , SNR_{OOK} et P_e correspondant à partir des expressions (III-3), (III-4) et (III-5), respectivement et on a reporté les résultats obtenus dans la Figure III-9.

On peut observer que les courbes de la P_e et du TEB coïncident. Ceci permet ainsi de valider la chaîne de transmission du signal ECG. De plus, on note que, comme attendu, l'augmentation de la puissance conduit à l'augmentation du SNR_{OOK} , ce qui permet d'atteindre des P_e plus faibles.

Dans la section suivante, on décrit la méthodologie d'analyse suivie dans ce travail pour déterminer cette condition de transmission.

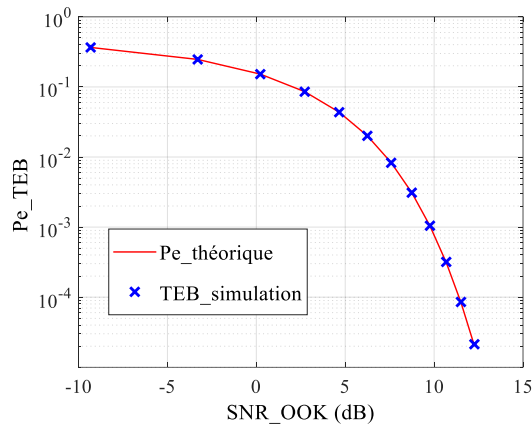


Figure III-9 : Validation de la chaîne de transmission par comparaison de l'évolution de la P_e et le TEB en fonction de SNR pour différentes valeurs de puissance émise

III.3.3. Reconstruction et analyse du signal ECG

La conversion numérique – analogique (CNA) décrite dans l'Annexe 1 est appliquée sur le signal ECG numérique reçu $ECG_{décidé}$ afin de reconstruire le signal ECG analogique $ECG_{anlog_restitué}$ qui sera évalué par la méthode des SQIs. De plus, à partir de ce signal, nous évaluerons la VFC à l'aide des paramètres temporels.

Pour illustrer ce processus, on présente sur la figure III-10, un exemple de transmission du signal ECG en utilisant la chaîne de simulation modélisée. De même que précédemment, en considérant une valeur de gain fixe et un niveau de bruit donné, on a transmis 35 s du signal ECG_a à un débit de 2,4 kbps pour une puissance émise P_t donnée. On a tracé les 12 s de l' ECG_a original sur la Figure III-10 (a), l'ECG numérique atténué après transmission à travers le canal sur la Figure III-10 (b) et l'ECG analogique reconstruit après réception sur la Figure III-10 (c).

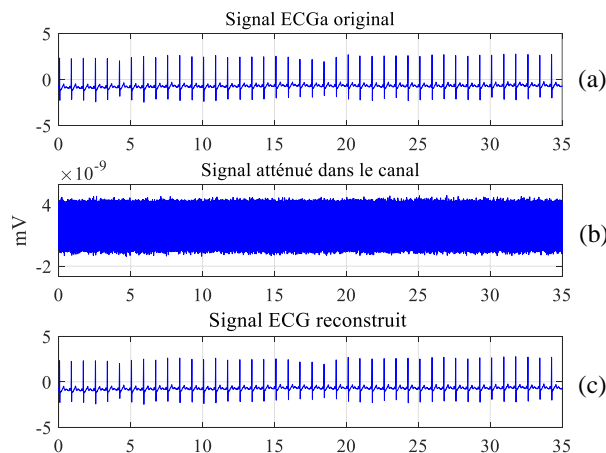


Figure III-10 : Transmission du signal ECG

On peut voir donc qu'en tenant compte de l'atténuation du canal, la puissance considérée et le bruit, le signal ECG analogique reçu est bien reconstruit.

III.3.3.1. Extraction des caractéristiques du signal ECG

Comme mentionné dans le deuxième chapitre, on s'intéresse aux SQIs statistiques et spectraux pour l'évaluation de la qualité du signal ECG. Les SQIs statistiques kSQI et skSQI (le kurtosis et le skewness) sont déterminés directement du signal ECG analogique à l'aide des expressions (II-6) et (II-7) respectivement.

Les SQIs spectraux consistent en la quantification de la qualité du complexe QRS et des effets du bruit haute fréquence. Selon les équations (II.4) et (II.5), ces SQIs se déterminent par des rapports de puissance du signal ECG dans différentes bandes de fréquence.

Ainsi, pour estimer le spectre $ECG(f)$ on a appliqué la fonction FFT (fast Fourier transform) de MATLAB©. Ensuite, on a déterminé la densité spectrale de puissance $DSP(f) = |ECG(f)|^2$ à partir de laquelle on a calculé la puissance dans la bande de fréquence concernée $[f_1 - f_2]$:

$$P_{f_1-f_2} = \int_{f_1}^{f_2} DSP(f)df \quad (III-6)$$

Enfin, on déduit les SQI spectraux pSQI et xSQI en utilisant les expressions (II.4) et (II.5).

Le calcul des paramètres temporels de la variabilité des fréquence cardiaque, \overline{RR} , RMSD et SDRR se base principalement sur les intervalles RR et donc sur les pics R. Pour détecter ces pics, on s'appuie sur l'algorithme de référence Pan Tompkins [138] basé sur la détection de la localisation du complexe QRS dans le signal ECG pour en déduire les pics R. Pour ce faire, on se base sur l'implémentation de cet algorithme sous MATLAB© faite par Hooman Sedghamiz [139].

Il est essentiel de souligner qu'il n'existe pas de critères d'identification standards dans la littérature pour décider de la qualité des SQI et des paramètres de la VFC, ce qui les rend sujets à des interprétations variables et à des problèmes de précisions et de non-cohérence. Ainsi, en tenant compte de l'objectif principal de cette étude qui consiste à quantifier l'impact de la transmission optique sur le signal ECG sans considérer les conditions de l'acquisition, on évalue ces métriques avant et après transmission. De plus, dans cette thèse, on étudie différents contextes de surveillance avec différentes conditions. Cela nous ramène à proposer une méthode d'analyse générale quels que soient le contexte et les indices d'évaluation utilisés.

III.3.3.2. Approche conjointe

L'approche conjointe proposée est illustrée sur la Figure III-11. Elle consiste en deux étapes principales :

- **Evaluation avant transmission** (voir Figure III-11 (a))

Selon le contexte étudié, on considère un signal ECG avec une durée T_{ecg} . Ce signal est initialement évalué par le calcul des SQIs et des paramètres temporels de VFC comme expliqué dans la section précédente.

Ensuite, à partir de ces métriques, les seuils d'identification $SQIs_{seuils}$ et $Paramètres VFC_{seuils}$ sont déterminés. Le principe de définition de ces seuils dépend des conditions de chaque contexte de surveillance, ce qui sera détaillé dans le quatrième chapitre.

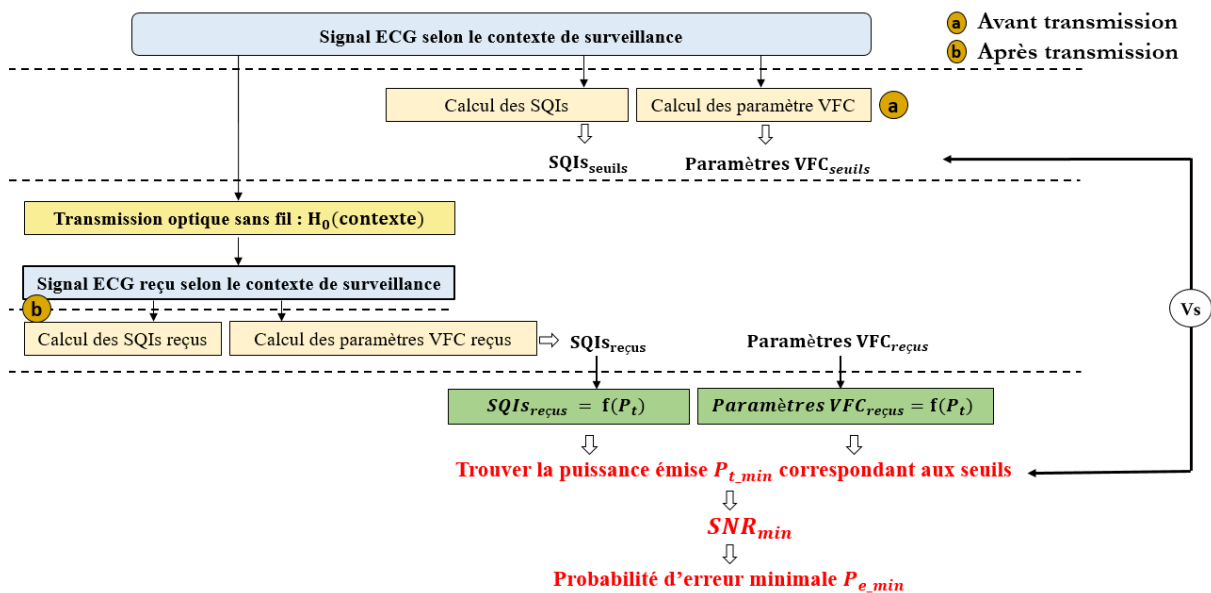


Figure III-11 : Illustration de l'approche conjointe générale d'analyse

- **Evaluation après transmission** (voir Figure III-11 (b))

En utilisant la chaîne de simulation décrite dans la section précédente, le signal ECG est transmis dans le canal optique correspondant au contexte étudié caractérisé par H_0 , reçu et reconstruit par le récepteur mis en œuvre. Dans cette deuxième étape, on évalue ainsi le signal ECG reçu en suivant le même processus d'évaluation. Cela revient donc au calcul des SQIs et des paramètres temporels de VFC reçus : $SQIs_{reçus}$ et $Paramètres VFC_{reçus}$. Ensuite, on étudie leur évolution en fonction de la puissance optique émise P_t pour déterminer la $P_{t,min}$ qui correspond aux seuils d'identification $SQIs_{seuils}$ et $Paramètres VFC_{seuils}$.

Enfin, à partir de $P_{t,min}$ et en utilisant l'expression (III-5) on détermine le SNR_{min} à partir duquel on déduit la probabilité d'erreur minimale $P_{e,min}$ nécessaire pour maintenir la qualité de l'ECG, en utilisant l'expression (III-4).

Dans le chapitre suivant, cette approche sera appliquée et adaptée à chaque contexte en tenant compte des conditions de la surveillance et de la transmission.

III.4. Conclusion

Dans ce chapitre, les contextes de surveillance de l'ECG pour des personnes vulnérables, à savoir le contexte de la personne âgée, du nouveau-né et du prématuré, ont été présentés. Une description brève a été fournie présentant les configurations et les paramètres communs aux trois contextes concernant l'environnement indoor et les émetteurs et récepteurs fonctionnant dans la gamme infrarouge.

L'objectif étant d'analyser les performances de la technologie optique pour transmettre un signal ECG de qualité, la modélisation de la chaîne de transmission du signal ECG a ensuite été décrite. Nous avons détaillé la génération du signal et sa conversion analogique-numérique, la transmission par optique sans fil s'appuyant en particulier sur la caractérisation du canal et enfin la reconstruction du signal ECG après conversion numérique-analogique. La modélisation du canal est réalisée à l'aide d'un outil de simulation du canal développé dans l'équipe (RaPSor) qui intègre la méthode MCRT (Monte Carlo Ray-Tracing) permettant d'obtenir les réponses impulsionnelles des canaux dans les trois contextes étudiés.

Étant donné que les débits nécessaires pour les contextes étudiés sont plutôt faibles, on peut négliger l'IES et considérer la modulation la plus simple (OOK). Pour analyser les performances du système et étudier l'impact de la transmission optique sans fil sur la qualité du signal ECG, on a défini la méthode d'analyse des performances qui consiste à étudier conjointement l'évolution des métriques au niveau applicatif à savoir les SQIs et les paramètres de la VFC en fonction des métriques au niveau physique, à savoir le SNR et le TEB. Cette approche supporte le problème de l'absence des critères d'identification de références pour les SQIs et les paramètres de la VFC en les évaluant avant et après transmission. De plus, elle est conçue de sorte qu'elle soit applicable à tous les contextes de surveillances considérés.

Après avoir défini les outils et la méthodologie d'étude, nous allons les appliquer à chaque contexte dans le chapitre suivant, et nous discuterons les résultats obtenus.

Chapitre IV. Performances du système de surveillance du signal ECG

IV.1. Introduction

Ce chapitre présente les performances obtenues pour chaque contexte de surveillance en appliquant la méthodologie décrite dans le chapitre précédent.

Ainsi, une première partie porte sur la modélisation du canal de transmission dans chacun des contextes grâce à l'outil de simulation RaPSor à partir des caractéristiques et des paramètres environnementaux communs et spécifiques à chaque contexte. Cette partie est donc consacrée à la modélisation des éléments présents dans l'environnement, les corps des individus à surveiller ainsi que les mobilités potentielles. Les résultats de simulation en termes de réponse impulsionnelle, gain et retard sont ensuite discutés pour évaluer et caractériser le comportement de chaque canal par rapport aux contraintes imposées par les réseaux de capteurs corporels (WBAN) visant une probabilité d'erreur $P_{e_requisite} = 10^{-10}$ [192]–[194].

En se basant sur la chaîne de transmission du signal ECG décrite dans le chapitre précédent, l'impact du comportement du canal sur la qualité du signal ECG reconstruit est analysé. Les résultats obtenus permettent de déduire les conditions de transmission nécessaires pour avoir un ECG acceptable en termes de puissance optique minimale nécessaire et donc de probabilité d'erreur minimale. Les résultats sont discutés et comparés aux contraintes des WBANs pour les trois contextes avant de conclure le chapitre.

IV.2. Modélisation et simulation des canaux

Les caractéristiques communes aux trois contextes sont l'environnement (pièce) et le système de réception. Ils sont décrits dans le chapitre précédent (Figures III-2 et Tableau III-1).

Avant de présenter les caractéristiques des canaux obtenues par simulation à l'aide de l'outil RaPSor, on décrit la modélisation des éléments spécifiques des trois contextes (A, B et P) définis dans le chapitre précédent (Figures III-3, III-4 et III-5). On présente ainsi par la suite :

- Les éléments pris en compte dans l'environnement selon le contexte : la pièce peut être soit vide (scénario A), soit avec un lit (scénario B) ou des couveuses (scénario P).
- Les modèles de corps utilisés selon le contexte : personne âgée (scénario A) ou nouveau-né (scénarios B et P).
- Les scénarios de mouvements et de mobilité pour la personne âgée (scénario A) et le nouveau-né (scénario B).

IV.2.1. Modélisation du lit et de la couveuse

La Figure IV-1 présente les modèles du lit du bébé et de la couveuse du prématuré qui ont été modélisés par des plans géométriques et des volumes rectangulaires dans Blender [190].

Le lit du bébé est considéré à barreaux avec une réflectivité de 0,8 valeur proche de la réflectivité du bois [195]. Le lit est donc considéré comme un objet plutôt réfléchissant. Il est de dimensions $(1,23 \times 0,65 \times 0,85) m^3$, avec un espace de 10 cm entre les barreaux (voir Figure IV-1 (a)).

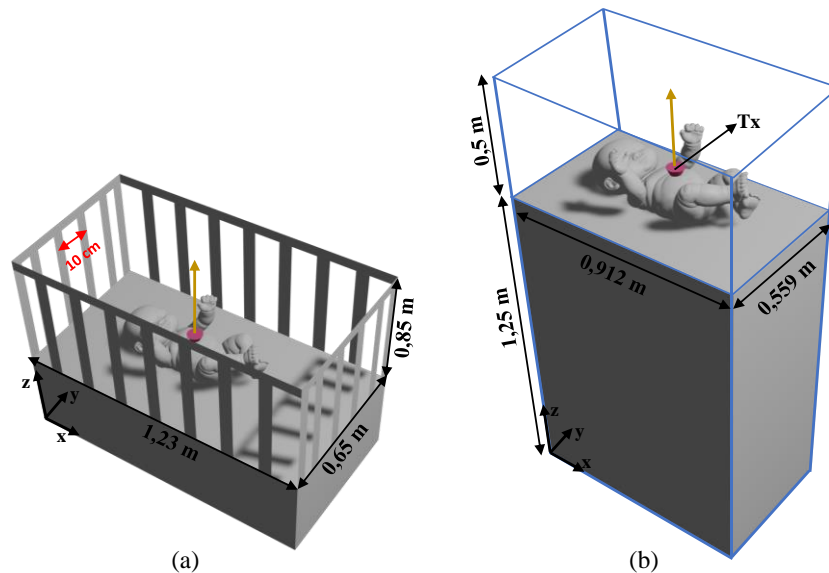


Figure IV-1 : (a) Modèle du lit du bébé, (b) modèle de la couveuse du prématuré

Comme mentionné précédemment, chaque couveuse est composée de deux parties :

- Le support avec des dimensions de $(L_s = 0,912 m, w_s = 0,554 m, h_s = 1,25m)$ et une réflectivité de 0,6 proche de la réflectivité d'un métal.
- L'incubateur avec des dimensions fixées à $(L_{in} = 0,917 m, w_{in} = 0,559 m, h_{in} = 0,5m)$ tel que présenté dans la Figure IV-1 (b). L'incubateur est considéré en matériau diélectrique transparent d'épaisseur de 5 mm avec un indice de réfraction de 1,48, correspondant au plexiglas acrylique classiquement utilisé pour les incubateurs des couveuses [196].

Dans les contextes B et P, le lit et la couveuse sont placés au coin de la pièce.

IV.2.2. Modélisation des corps humains

Il a été démontré dans [113] que la géométrie du corps humain a un impact sur la propagation des rayons IR et donc sur la réponse impulsionnelle du canal. Ainsi, dans le but de reproduire au mieux des conditions réelles, on utilise des géométries de corps avec des détails concernant la tête, les membres et les contours spécifiques du corps.

Ainsi, la Figure IV-2 (a) présente le modèle du corps considéré pour la personne âgée [113] qui est de largeur 0,5 m et de hauteur 1,32 m avec le torse penché en avant traduisant la courbure de la colonne vertébrale qui est une conséquence du vieillissement affectant la marche. La position initiale du Tx porté

au poignet est à $[0,26 \ 0,05 \ 0,85] \text{ m}$ dans le repère lié à la personne (X, Y, Z) . Cette position varie en fonction de la marche aléatoire qui entraîne aussi la variation de l'orientation du Tx.

Le modèle du bébé utilisé pour les contextes B et P est représenté sur la Figure IV-2 (b). Ce modèle est une forme en 3D avec une longueur de $0,35 \text{ m}$, une largeur de $0,15 \text{ m}$ et une profondeur de $0,07 \text{ m}$ [197] Deux positions du Tx sont étudiées pour le scénario B, avec une orientation perpendiculaire à la surface du corps du bébé :

- Cas1 : Tx placé au niveau de la poitrine de l'enfant
- Cas2 : Tx placé au niveau du dos de l'enfant

Pour le scénario P dans la couveuse, on ne considère que le Cas1 pour la position du Tx, l'émetteur est alors tout le temps orienté vers le plafond puisqu'on considère également que le bébé reste sur le dos.

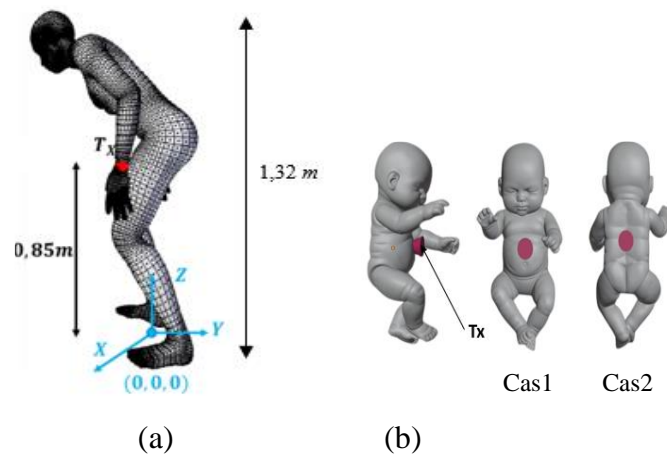


Figure IV-2 : Géométrie des corps des individus et positions du Tx : (a) Géométrie du corps de la personne âgée [113], (b) Géométrie du corps du nourrisson [197]

IV.2.3. Modélisation de la mobilité

Mobilité de la personne âgée

Comme expliqué dans [113], la mobilité de la personne âgée implique des mouvements de membres associés aux directions prises par le corps entier lors du déplacement dans la pièce. Les mouvements spécifiques des bras et des jambes de la personne âgée au cours de la marche ont été modélisés à l'aide d'une base de données issues des captures de mouvements réels. Ces captures ont été animées sous Blender afin de représenter un cycle de marche suivi par la personne avec une longueur de pas d_{step} de 20 cm et une vitesse v de $0,5 \text{ ms}^{-1}$, c'est-à-dire à une durée de pas t_{step} de $0,4 \text{ s}$. Etant donné que le Tx est fixé sur le poignet, le balancement de bras à une vitesse donnée entraîne la variation d'orientation de l'émetteur lors de la marche.

En ce qui concerne la trajectoire parcourue par la personne âgée qui définit la répartition de ses positions dans la pièce lors de son mouvement, un modèle de marche aléatoire du type Random Walk (RW) a été associé au cycle de marche prédéfini avec un changement de direction du corps chaque $2d_{step}$. Un

exemple de trajectoire est illustré sur la Figure IV-3. Avec ce modèle, la personne expérimente 10000 positions aléatoires ce qui correspond à l'exploration de toute la surface de la pièce. Plus de détails sur la modélisation des mouvements de la personne sont décrits dans [113].

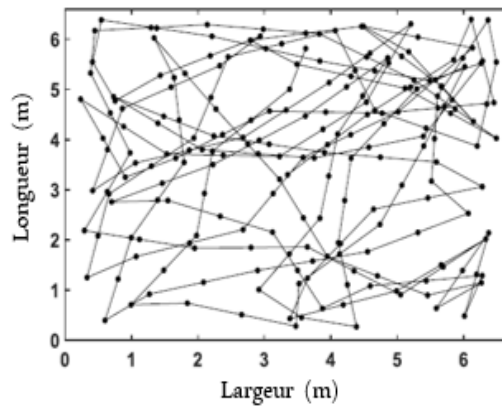


Figure IV-3 : Exemple d'une trajectoire de déplacement d'une personne à l'aide du modèle RW [113]

Mobilité du nouveau-né

Comme l'illustre la Figure IV-4, la mobilité du bébé effectuant un tour complet est représentée de manière discrétisée par 9 positions distinctes résultant de la rotation du bébé sur lui-même (position P1 identique à position P9) avec un pas de 45° comme illustré sur la Figure IV-4 pour les Cas1 et Cas2. Ainsi, la position du Tx et son orientation α par rapport à la normale du plafond ou du sol varient selon la position du bébé.

De plus, il est également considéré que le bébé reste sur une position fixe durant $T_{rot} = 6s$.

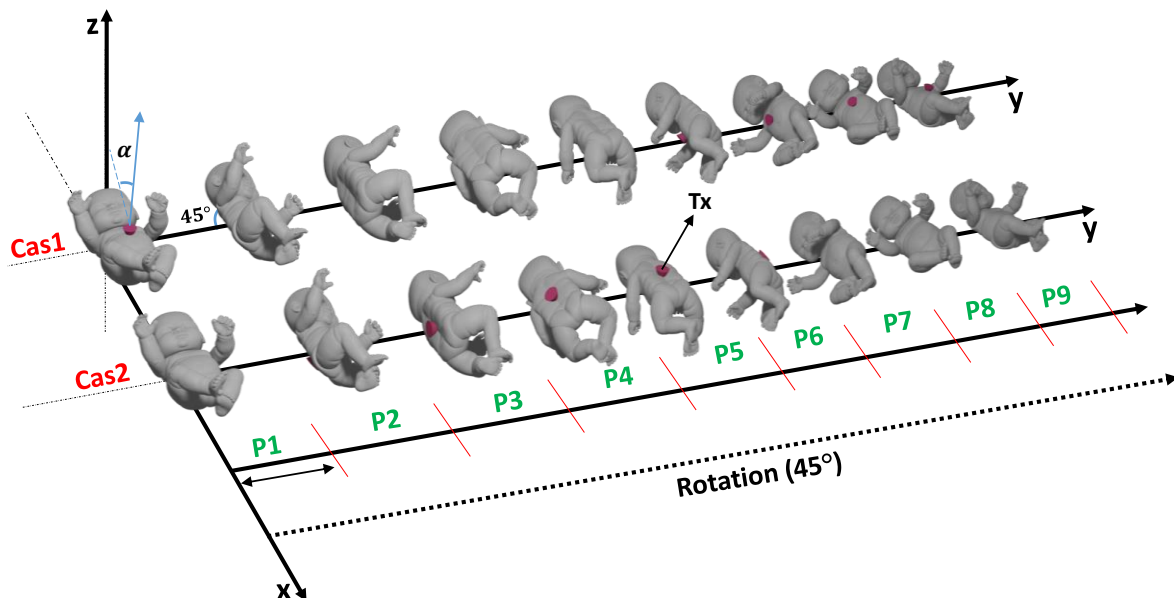


Figure IV-4 : Illustration de la mobilité du bébé pour les Cas1 et Cas 2

IV.2.4. Résultats de simulation des canaux

En se basant sur l'outil RaPSor et en tenant compte des paramètres environnementaux et des caractéristiques des antennes optiques communs aux trois contextes (voir Tableau III-1), la simulation réaliste des scénarios prédéfinis a été réalisée pour déterminer la réponse impulsionnelle $h(t)$ de chaque canal. A partir de cette réponse, on détermine le gain statique H_0 et l'étalement du retard τ_{RMS} en utilisant (I-8) et (I-9).

Contexte A

En tenant compte de 10000 positions correspondant à environ 1 heure de marche dans la pièce, 40000 réponses impulsionnelles correspondant aux 40000 liaisons entre le Tx et les 4 Rx au plafond ont été obtenues. En appliquant la méthode SC, seules 10000 valeurs de $h(t)$ ont été ensuite analysées. A partir de ces réponses, il a été montré que le τ_{RMS} maximal de la liaison est de 9,9 ns [113]. A l'aide de l'expression (I-11) et en considérant la modulation OOK, cela permet de vérifier que l'IES peut être négligée. En effet, le débit maximal $R_{b,max}$ est d'environ 10 Mbps.

Sur la Figure IV-5 (a), on a tracé la fonction de distribution de probabilité du gain H_0 (PDF ou probability density function) déduite des 10000 $h(t)$ considérées. La distribution montre que la valeur de gain la plus probable est de $-60,7$ dB. De plus, en tenant compte des conditions de la configuration étudiée, il est possible d'observer que le gain statique du canal varie entre une valeur minimale de $-62,98$ dB et une valeur maximale de $-55,12$ dB.

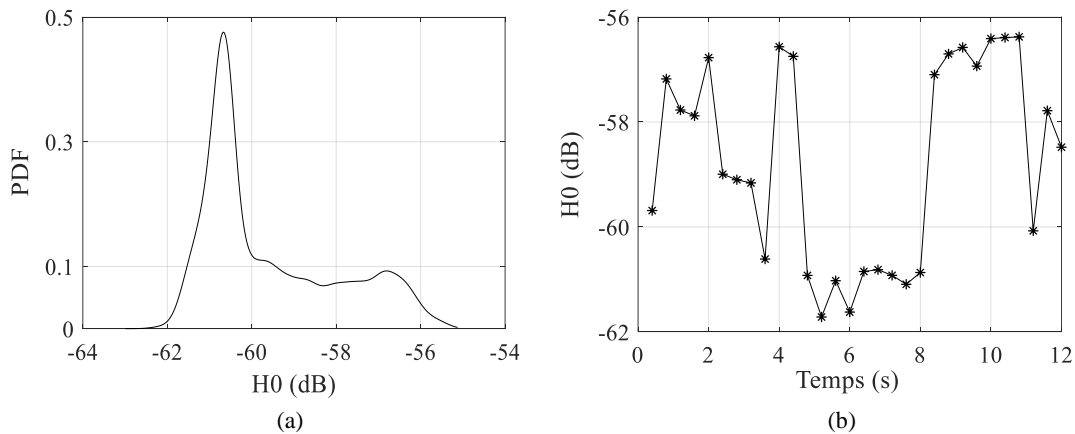


Figure IV-5 : (a) Distribution des 10000 valeurs de gain statique H_0 , (b) évolution temporelle du gain pendant 12 s de marche de la personne âgée.

Dans le but d'examiner la variation de l'atténuation du canal au cours du temps, on a représenté sur la Figure IV-5 (b), un exemple d'évolution du gain pendant 12 s de marche. Cela correspond à 30 valeurs de H_0 , en considérant t_{step} de 0,4s. Ainsi, on observe que le gain peut varier de manière plus ou moins significative d'une position à une autre. Par exemple, entre 4,8 s et 8 s, le gain varie entre $-60,9$ dB et $-61,8$ dB, et entre 8,4 s et 10,8 s, le gain varie entre -57 dB et $-56,3$ dB. Ces variations sont dues à

la position de la personne et au mouvement des bras lors de chaque pas, notamment du bras avec l'émetteur (Tx) fixé au poignet.

Pour quantifier l'impact de cette variation du canal sur les performances de la liaison en termes de P_e , on utilise la probabilité de blocage $P_{out_P_e}$. Cette dernière est définie comme étant la probabilité que P_e obtenue est supérieure à P_{e_requis} . La probabilité $P_{out_P_e}$ est donc exprimée par :

$$P_{out_P_e} = p(P_e > P_{e_requis}) \quad \text{IV-1}$$

En considérant les 10000 H_0 obtenus et en faisant varier la puissance optique émise P_t , on a déterminé la $P_{out_P_e}$ à chaque position de la personne âgée dans la pièce à l'aide des expressions (III-5), (III-4) et (IV-1). L'évolution de la $P_{out_P_e}$ en fonction de P_t est ainsi reportée sur la Figure IV-6 pour P_{e_requis} de 10^{-10} .

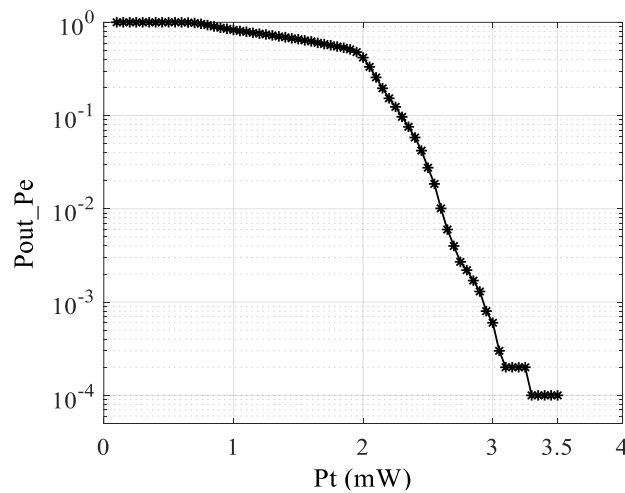


Figure IV-6 : Evolution de $P_{out_P_e}$ en fonction de P_t

Comme attendu, on note que lorsque P_t augmente $P_{out_P_e}$ diminue jusqu'à s'annuler à 3,5 mW. On peut donc considérer qu'en tenant compte des conditions de surveillance du Contexte A, une P_{t_requis} de 3,5 mW est nécessaire pour atteindre la QoS requise par les réseaux WBAN pour la transmission du signal ECG.

Contexte B

Dans les deux cas Cas1 et Cas2, 36 valeurs de $h(t)$ ont été obtenues par simulation en considérant les 4 Rx du système de réception et les 9 positions expérimentées par l'enfant. Dans le Tableau 1 de l'Annexe 3, on a reporté les gains statiques H_0 déterminés à partir de ces $h(t)$. En analysant ces résultats, on constate que le Rx1 qui est le plus proche du lit (voir Figure III-4) fournit le meilleur gain quelle que soit la position du bébé.

A titre d'exemple, en considérant le Cas1, on a représenté les réponses impulsionnelles $h(t)$ obtenues à la position P1 et à la position P4 sur les Figures IV-7 (a) et IV-7 (b). A la position P1 où le Tx est dirigé vers le plafond, le récepteur collecte majoritairement le trajet LOS (en bleu) avec des contributions

faibles des réflexions considérées jusqu'à l'ordre 3 (voir Figure IV-7 (a)). A l'opposé, pour la position P4, la liaison comporte uniquement des liens réfléchis de faible amplitude, ce qui conduit à une forte atténuation de $-68,98 \text{ dB}$. Ceci est dû au fait que le Tx et le Rx ne sont pas en visibilité l'un et l'autre dans cette position.

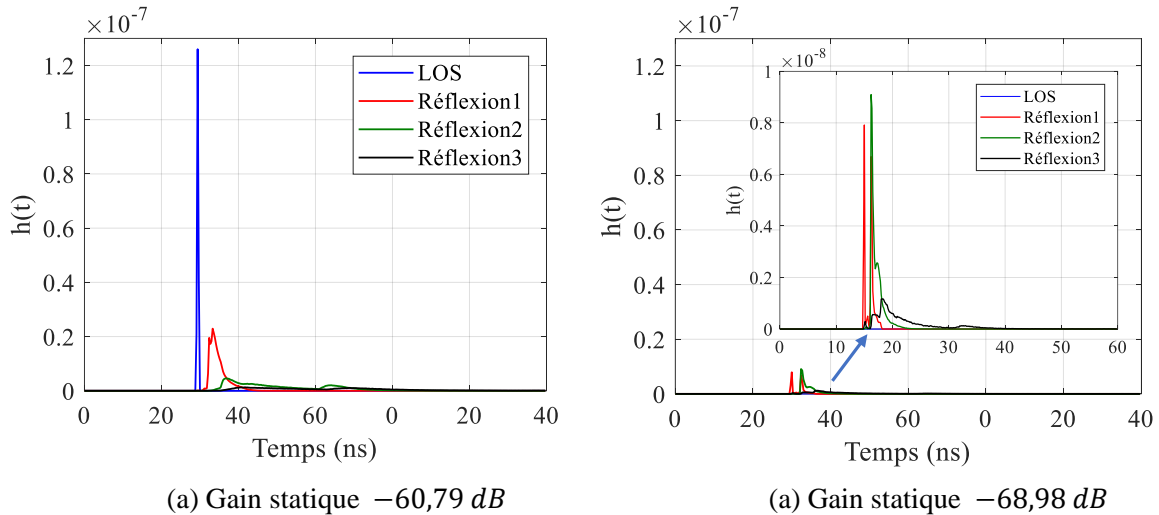


Figure IV-7 : Exemples de réponse impulsionnelle $h(t)$: (a) à la position P1, (b) à la position P4

En tenant compte des valeurs de gains obtenues pour le meilleur récepteur, on a reporté dans le Tableau IV-1 les valeurs correspondant à chacune des positions pour les Cas1 et Cas2. Notons que pour la position P5 dans le Cas1 et les positions P1 et P9 pour le Cas2, le signal étant totalement bloqué, la liaison ne peut pas s'établir (voir Figure IV-4).

D'après le Tableau IV-1, on fait également les constatations suivantes :

- Pour le Cas1 : on observe que les valeurs de gain dans les positions P4 et P6 sont significativement plus faibles que dans les autres positions. De plus, les résultats entre les positions P2, P3 et P4 d'une part et les positions P6, P7 et P8 d'autre part ne sont pas symétriques, ce qui est dû aux positions du Tx par rapport au récepteur. Par ailleurs, c'est la position P8 qui correspond au bébé tourné vers le récepteur, qui conduit au meilleur gain.
- Pour le Cas2 : contrairement au Cas1, le signal pour la position P5 n'est pas bloqué, et le gain du canal est de $-60,56 \text{ dB}$. Par contre, la liaison est bloquée pour les positions P1 et P9. De plus, le gain obtenu pour les positions P3, P4 et P6 dans le Cas2 est meilleur que dans le Cas1, en particulier pour la position P4 une amélioration d'environ 10 dB . C'est le contraire pour les positions P2, P7 et P8. Ainsi, l'utilisation des deux Tx pourrait permettre d'établir une continuité de la liaison pour toutes les positions du bébé.

Tableau IV-1 : Gain statique H_0 et τ_{rms} à chaque position pour Cas1 et Cas2

Position	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9
$\tau_{rms_Cas1}(ns)$	2,43	1,57	1,01	0,98	–	0,48	0,68	0,6	2,44
$\tau_{rms_Cas2}(ns)$	–	0,48	0,7	0,61	2,53	1,64	1,06	0,92	–
$H_{0_Cas1}(dB)$	– 60,79	– 61,83	– 63,33	– 68,98	–	– 66,98	– 60,76	– 59,03	– 60,79
$H_{0_Cas2}(dB)$	–	– 65,3	–60,28	–58,82	–60,56	– 61,5	– 62,5	– 68	–

Les valeurs de l'étalement du retard τ_{RMS} obtenues pour les Cas1 et Cas2 ont été également reportées dans le Tableau IV-1. On constate que la valeur maximale d'étalement du retard pour les deux cas est de 2,53 ns. Comme on considère la modulation OOK dans cette étude, cela conduit à un débit maximal sans IES de 39,52 Mbps. On peut donner négliger l'IES pour l'étude de ce contexte.

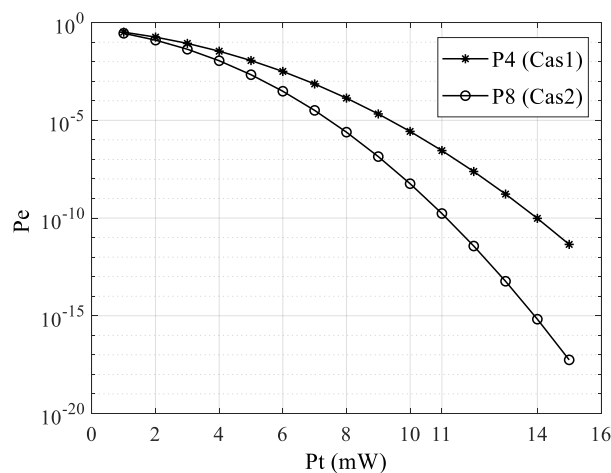


Figure IV-8 : Evolution de la probabilité d'erreur P_e en fonction de P_t pour Cas1 et Cas2

Enfin, afin d'analyser les performances en termes de probabilité d'erreur, on a considéré les positions P4 dans le Cas1 et P8 dans le Cas2 qui correspondent aux pires valeurs de gains de $-68,98dB$ et $-68dB$, respectivement. Pour différentes valeurs de puissance optique émise P_t , on a ainsi déterminé la probabilité d'erreur P_e à l'aide des expressions (III-5), (III-4) et reporté les résultats obtenus sur la Figure IV-8. On note que pour les deux cas, la probabilité P_e diminue avec la puissance optique émise P_t . De plus, la P_{e_requis} de 10^{-10} est atteinte à une P_{t_requis} de 14 mW et 11 mW pour les Cas1 et Cas2, respectivement.

Contexte P

C'est un contexte de transmission statique où le préamplificateur équipé du Tx dirigé vers le plafond, ne bouge pas dans sa couveuse (voir Figure IV-1 (b)).

Dans un premier temps, on a étudié l'importance de la modélisation de l'incubateur de la couveuse et l'impact des caractéristiques de plexiglass sur la liaison IR. A cette fin, on a exploré et comparé deux configurations différentes, à savoir Config.a, Config.b illustrées dans la Figure IV-9 :

- Dans Config.a : le prématuré est placé sur le support sans tenir compte de l'incubateur.
- Dans Config.b : le prématuré est placé sur le support en considérant l'incubateur de la couveuse. Ici, les rayons IR émis sont supposés traverser le plexiglas.

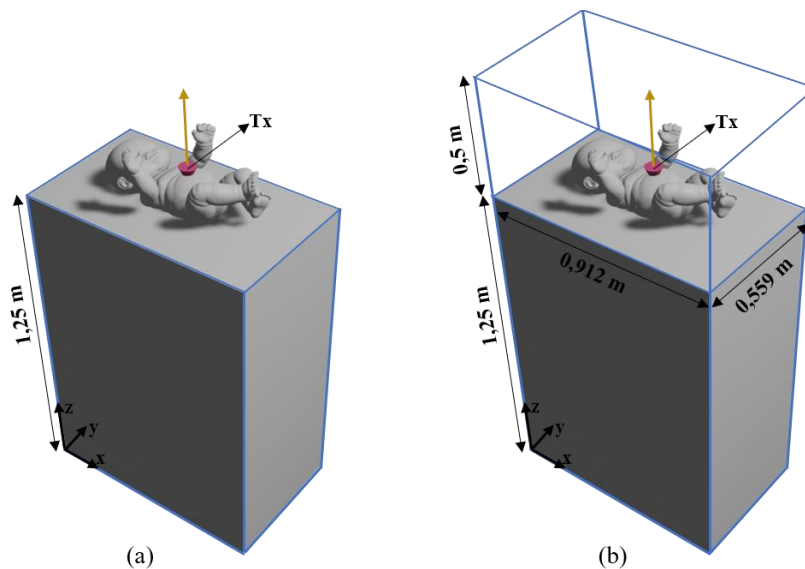


Figure IV-9 : (a) : Illustration de Config.a , (b) : Illustration de Config.b

Le but de cette étude est de vérifier l'impact de la présence de l'incubateur, on s'est ainsi basé sur les paramètres communs définis précédemment, en particulier en gardant dans un premier temps un nombre de rayons IR lancés de 15×10^6 .

Les résultats de simulation démontrent des valeurs de gain statique H_0 de $-60,47 \text{ dB}$, et $-61,85 \text{ dB}$ pour Config.a et Config.b respectivement. La différence entre les deux gains peut s'expliquer par différents facteurs liés aux caractéristiques du plexiglass. En effet, selon l'épaisseur considérée (5 mm), une partie de l'intensité lumineuse peut être atténuée à cause des phénomènes d'absorption, de diffraction et de diffusion des rayons IR par le matériau. Les rayons peuvent subir des réflexions à l'intérieur de l'incubateur et à son interface, mais aussi à l'intérieur du matériau lui-même. De plus, l'indice de réfraction élevé ($1,48$) du plexiglass peut également entraîner des atténuations significatives. Cependant, il est nécessaire de mentionner que le nombre de rayons considéré pour la simulation a un impact sur la précision des résultats. Ainsi, en considérant la Config.b on a reporté sur la Figure IV-10, l'évolution du gain statique en fonction du nombre de rayons. On peut observer qu'une convergence moyenne peut être atteinte à partir de 5×10^8 rayons correspondant à une valeur de gain de $-60,87 \text{ dB}$ à comparer à $-60,47 \text{ dB}$ de la Config.a. Comme attendu, la différence entre les gains a diminué en améliorant la précision. Néanmoins, la présence du couvercle a un impact sur le gain du canal.

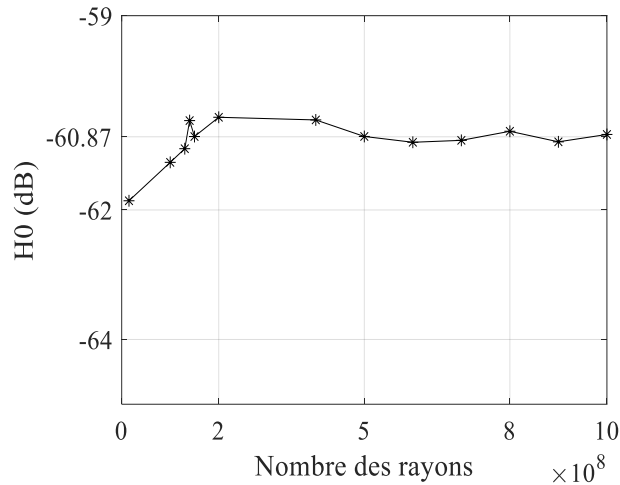


Figure IV-10 : Evolution du gain statique en fonction du nombre de rayons.

La Config.b est ensuite considérée pour simuler le scénario de l'unité de soins intensifs néonataux Config.USIN de la Figure III-4 (chapitre précédent), c'est-à-dire en considérant toutes les couveuses de l'unité et un seul prématuré à surveiller.

Le Tableau IV-2 présente les gains statiques obtenus correspondant aux 4 Rx du système de réception et une seule position du prématuré dans sa couveuse. Comme précédemment Rx1 est le récepteur qui fournit le meilleur gain $-62,07 \text{ dB}$. Ce gain est ainsi considéré dans la suite d'analyse.

Tableau IV-2 : Gain statique H_0 et τ_{rms} pour Config.USIN

	Config.USIN			
	Rx1	Rx2	Rx3	Rx4
H_0 (dB)	-62,07	-70,11	-69,73	-71,88

En comparant le gain de $-60,87 \text{ dB}$ obtenu pour la config.b (voir Figure IV-10) et celui de Config.USIN, on constate une différence non négligeable de $1,21 \text{ dB}$ due à la présence des autres couveuses. De plus, le τ_{rms} maximal obtenu dans la Config.USIN est de $2,39 \text{ ns}$, ce qui correspond à un $R_{b,max}$ sans IES de $41,8 \text{ Mbps}$ en considérant la modulation OOK. On vérifie donc toujours que l'IES peut être négligée dans ce contexte.

Par ailleurs, en tenant compte du gain statique du canal étudié, la puissance nécessaire $P_{t,requise}$ pour atteindre la $P_{e,requise}$ de 10^{-10} est de $4,5 \text{ mW}$.

Les résultats obtenus sont issus d'une première approche de modélisation de la transmission optique à l'intérieur de l'incubateur considéré comme un simple cube transparent. D'autres facteurs peuvent avoir un impact comme la forme géométrique de l'incubateur, de ses surfaces, des éléments présents ainsi que la qualité et la pureté du plexiglass.

IV.2.5. Analyse comparative

On peut noter que débit maximal permettant de négliger l'effet des IES est de 11 *Mbps*, 39,51 *Mbps* et 41,8 *Mbps* pour Contexte A, Contexte B et Contexte P, respectivement. Ces valeurs sont largement supérieures au débit maximal pour transmettre des données ECG [193]. Ainsi, les IES sont négligées dans notre étude.

Le canal du Contexte A présente des variations rapides (chaque 0,4 s) dues à la vitesse de marche de la personne âgée dans la pièce. De plus, on peut considérer que l'atténuation qui s'étale dans une plage de $[-62,98 \text{ dB}, -55,12 \text{ dB}]$ sur 10000 valeurs, est modérée par rapport à celle du Contexte B où l'atténuation est plus forte (atteint $-68,98 \text{ dB}$ dans la P4 de Cas1) où la transmission peut même se bloquer dans certaines positions du bébé.

D'après le Tableau IV-3, on peut observer que la puissance optique émise nécessaire P_{t_requis} permettant d'atteindre la P_{e_requis} de 10^{-10} dépend fortement des conditions du contexte de surveillance. En particulier, on note que Contexte B est le plus restrictif, ce qui est dû aux positions particulières de l'enfant.

Tableau IV-3 : Puissance nécessaire P_{t_requis} pour atteindre la $P_{e_nécessaire}$ dans tous les contextes

	Contexte A	Contexte B		Contexte P
		Cas1	Cas2	
$P_{t_requis} (mW)$	3,5	14	11	4,5

Pendant sa transmission, le signal ECG sera affecté par les gains statiques obtenus dans chaque contexte. La différence des caractéristiques des canaux étudiés implique ainsi un impact différent de leur comportement sur la transmission de l'ECG et donc sur sa qualité. Ceci peut entraîner des conditions et des restrictions de transmission spécifiques à chaque contexte pour maintenir un signal ECG de qualité acceptable.

Dans le Tableau IV-3, on a déterminé la puissance P_{t_requis} pour garantir une QoS de 10^{-10} issue des recommandations des WBANs. Dans la suite, on détermine cette puissance mais en se basant sur la qualité de l'ECG avec la méthode des SQIs.

IV.3. Performances

Cette partie se base sur la transmission du signal ECG utilisant la chaîne de simulation développée et expliquée dans le chapitre précédent.

IV.3.1. Impact de la mobilité

Dans cette partie, on analyse l'effet de la mobilité sur la morphologie des ondes du signal ECG analogique reconstruit à partir du signal numérique reçu après transmission dans le canal optique. On analyse également l'évolution de la probabilité d'erreur de la transmission au cours du scénario de mobilité, en la déterminant pour chaque position (caractérisée par un gain du canal) à l'aide des expressions (III-4) et (III-5) en considérant une puissance optique émise donnée.

Sur la Figure IV-11, on a tracé l'évolution temporelle de l' ECG_a et l' ECG_b transmis à un débit R_b de 2,4 kbps dans les contextes A et B, respectivement.

Pour le Contexte A, on a considéré comme exemple les signaux issus d'une transmission pendant 12 s au cours de laquelle l'ECG est affecté par les 30 gains H_0 étudiés précédemment (voir Figure IV-5 (b)). Ainsi, sur la Figure IV-11 (a1) on a reporté l' ECG_a original sur 12 s. L'ECG numérique émis avec une puissance P_t de 0,5 mW et atténué après transmission dans le canal est tracé sur la Figure IV-11 (a2). Enfin, le signal ECG analogique reconstruit à la réception est représenté sur la Figure IV-11 (a3).

La Figure IV-12 (a) représente l'évolution de la P_e au cours du temps déterminée sur les 30 valeurs de H_0 correspondant aux 12 s.

Pour le contexte B, on a étudié dans un premier temps le Cas1 avec l'émetteur sur le torse du bébé. On a considéré une transmission de 54 s, correspondant aux 9 positions expérimentées par l'enfant. On a tracé les 54 s de l' ECG_b original sur la Figure IV-11 (b1), l'ECG numérique atténué après transmission à une P_t de 1 mW sur la Figure IV-11 (b2) et l'ECG analogique reconstruit sur la Figure IV-11 (b3). La Figure IV-12 (b) représente l'évolution temporelle de la P_e correspondant aux 9 positions successives de l'enfant.

On peut observer que la qualité morphologique du signal ECG varie en fonction de l'évolution du canal au fil du temps, en particulier en réponse aux valeurs du gain H_0 . Il est soit reconstitué correctement, soit détérioré, soit perdu selon l'ampleur et la durée de l'atténuation du canal.

Par exemple, pour le contexte A, on remarque sur la Figure IV-11 (a3) que le signal analogique reconstruit est fortement dégradé au début de la transmission puis entre 4,8 s et 8 s, ce qui correspond aux instants où de fortes atténuations se produisent sur un intervalle de temps significatif au cours de la marche. La Figure IV-12 (a) montre qu'à ces instants, la P_e est élevée, elle se situe entre 7×10^{-2} et 10^{-2} . Néanmoins, lorsque le canal varie rapidement, comme entre 8,4 s et 10,8 s, l'atténuation ne dure pas longtemps, le signal ECG peut être correctement reconstruit comme on peut le noter sur la Figure IV-11 (a3).

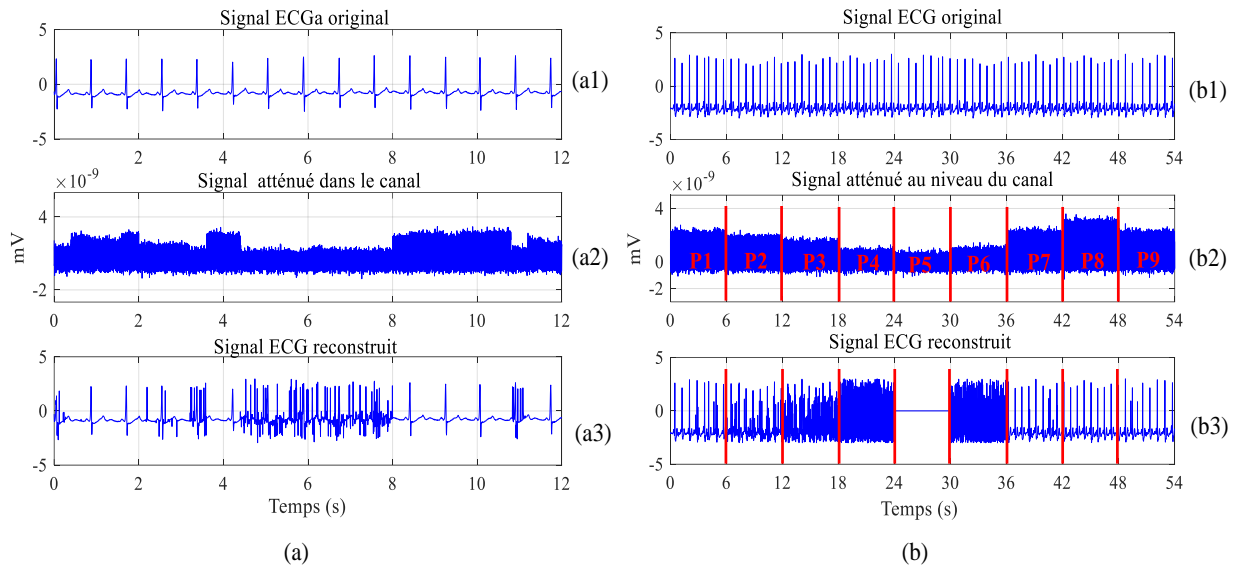


Figure IV-11 : Transmission du signal ECG : (a) Contexte A, (b) Contexte B pour Cas 1

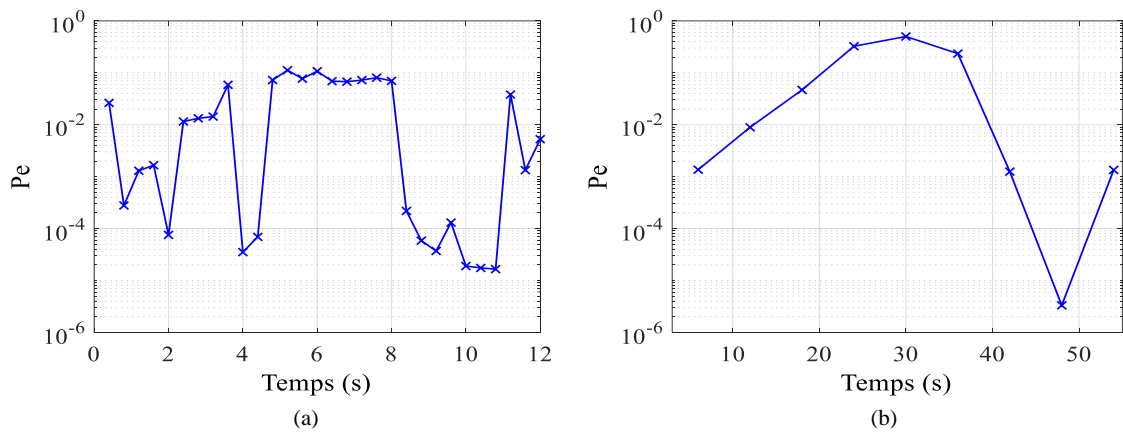


Figure IV-12 : Evolution de la P_e : (a) Contexte A, (b) Contexte B

Concernant le contexte B, on peut observer sur la Figure IV-11 (b3) que la qualité du signal commence à se dégrader à partir de la troisième position (P3) jusqu'à ce que le signal soit complètement perdu à la position P5 dans laquelle le bébé est allongé sur le ventre. A partir la position suivante (P6), la transmission du signal ECG du bébé se rétablit et sa réception redevient correcte dans les positions P7, P8 et P9. Ces résultats sont cohérents avec l'évolution de la probabilité d'erreur, qui est de 0,5 pour la position P5 (cas bloquant) et qui atteint une valeur de 3.3×10^{-6} dans la position P8 comme on peut le noter sur la Figure IV-12 (b). De plus, on peut noter que dans toutes les positions, excepté les positions P4 à P6, il est possible de distinguer les pics R et quelques ondes, même lorsque le signal est bruité. On peut conclure à partir de ces observations qualitatives que l'évaluation du signal ECG dépend directement de la probabilité d'erreur P_e de la transmission.

Dans le but de quantifier cet impact, on développe dans la section suivante la méthode d'analyse conjointe des SQIs par rapport à la probabilité d'erreur, présentée à la fin du chapitre 3 dans le cas général.

IV.3.2. Analyse des performances selon l'approche conjointe

Cette partie vise à quantifier et analyser l'impact de la transmission sur les caractéristiques du signal ECG (SQIs et paramètres de la VFC) à partir de l'approche conjointe appliquée à chacun des contextes étudiés. Ainsi, il s'agit tout d'abord de préciser les paramètres et métriques d'évaluation spécifiques au contexte dans la méthode décrite Figure III-11 puis d'évaluer ces métriques avant et après transmission.

IV.3.2.1. Analyse des performances dans le Contexte A

▪ Métriques et paramètres

Dans le contexte A, les métriques choisies sont les caractéristiques statistiques kSQI et skSQI et spectrales pSQI et xSQI du signal ECG et leur évolution au cours de la marche de la personne âgée. Etant donné le nombre de positions expérimentées au cours de la marche (10000 positions) et les variations rapides des valeurs de H_0 (à chaque pas soit toutes les 0,4s), la taille de la fenêtre utilisée pour le calcul des SQIs est un paramètre d'évaluation qu'il s'agira d'étudier. Ainsi, la segmentation du signal ECG en plusieurs fenêtres est une étape préliminaire.

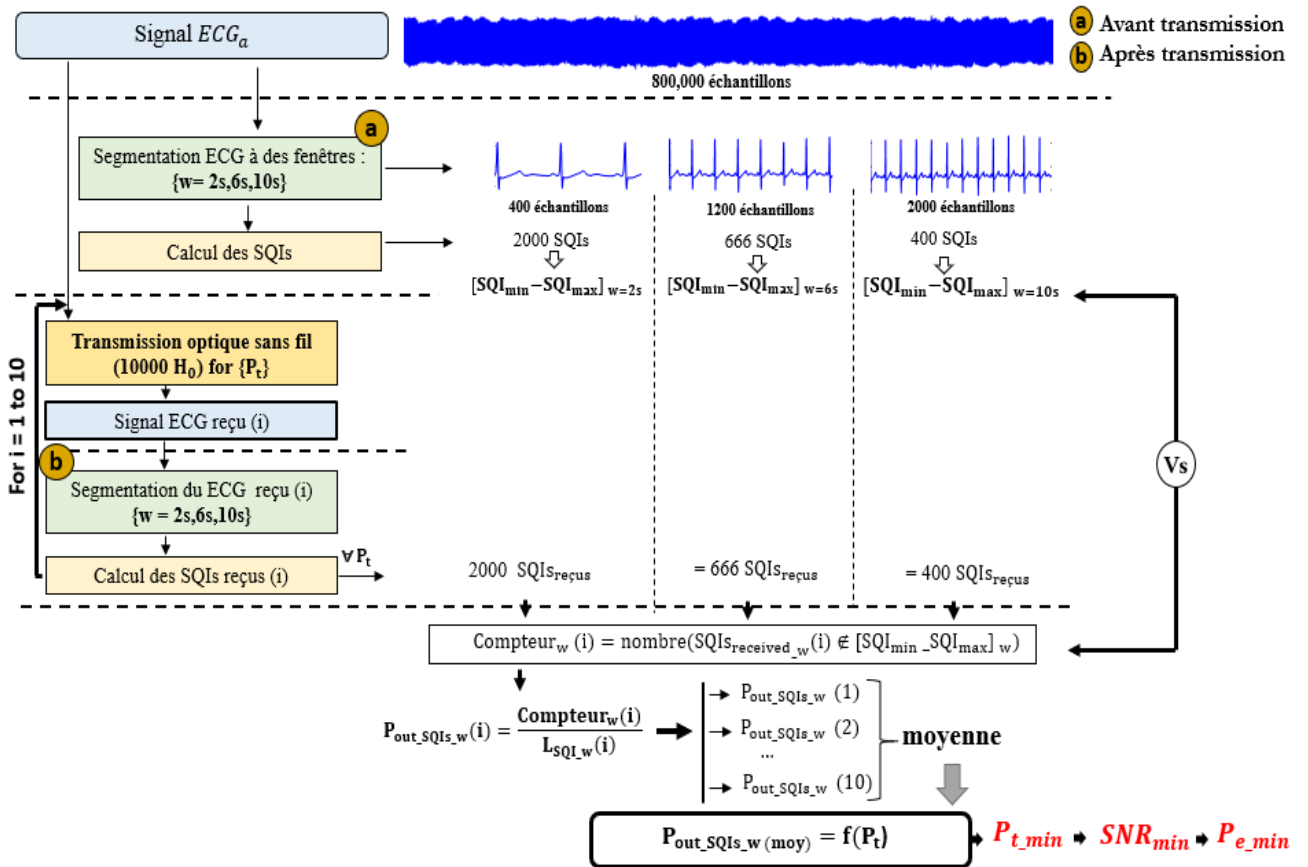


Figure IV-13 : Organigramme de la méthode d'analyse proposée pour le Contexte A : (a) Évaluation avant transmission, (b) Évaluation après transmission

De plus, la taille de la fenêtre w sur laquelle les SQIs sont calculés, peut avoir un impact sur les résultats, en fonction du type de SQI. Plus la taille de la fenêtre est grande, plus la quantité des données ECG augmente, et donc plus l'effet de moyennage est important et lisse les variations de la qualité du signal

au cours du temps. D'autre part, une taille de fenêtre plus petite peut permettre de gagner en temps de calcul, mais ne garantit pas une représentation suffisante du signal ECG pour détecter ses caractéristiques. Par exemple, pour déterminer la puissance du complexe QRS présenté par le pSQI, il faut au moins un cycle cardiaque. Dans tous les cas, un compromis entre la taille de la fenêtre et la précision doit être envisagé en fonction de la méthode utilisée et des résultats souhaités.

Afin de tenir compte de ces effets, on a étudié l'évolution des SQIs sur des tailles de fenêtre de $w = 2\text{ s}$, 6 s , et 10 s utilisées dans la littérature [179].

La Figure IV-13 illustre le principe d'analyse avec les particularités liées au contexte et qui sont décrites dans les paragraphes suivants pour l'analyse avant transmission et après transmission.

- **Evaluation avant transmission (Figure IV-13 (a))**

Pour une taille de fenêtre donnée w , les SQIs sont ainsi calculés sur chaque segment, de sorte à obtenir un ensemble de $\lfloor T_{ecg}/w \rfloor$ valeurs de SQIs variant dans un intervalle $[SQI_{min} - SQI_{max}]$. Cet intervalle est utilisé pour définir le critère d'identification de chaque SQI comme suit pour chacune des fenêtres :

$$SQI \text{ est excellent si } SQI \in [SQI_{min} - SQI_{max}] \quad \text{IV-2}$$

Par exemple, la Figure IV-14 illustre les distributions du pSQI avant transmission selon les 3 fenêtres du calcul considérées. Comme attendu, les valeurs de l'intervalle $[SQI_{min} - SQI_{max}]$ varient selon la taille w . On observe que plus w est grande, plus l'analyse du signal est moyennée, et plus l'intervalle de variation des SQIs est petit.

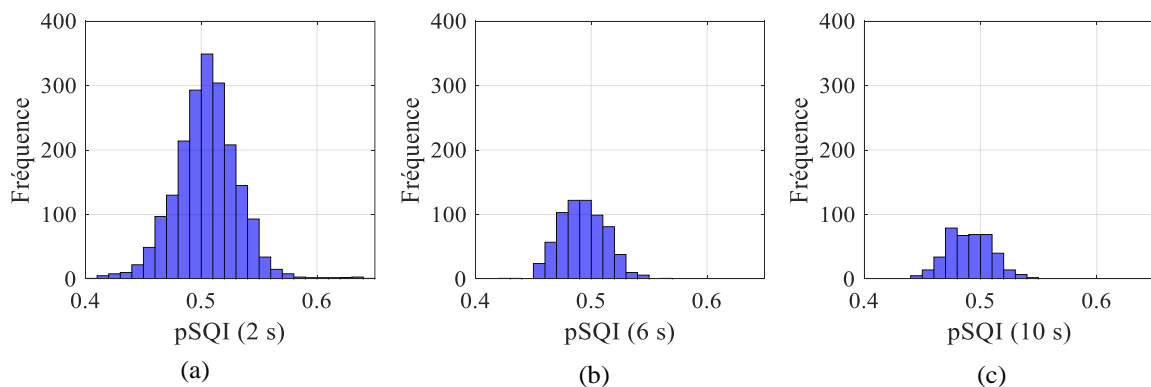


Figure IV-14 : Distributions de pSQI : (a) pour $w = 2\text{ s}$, (b) pour $w = 6\text{ s}$ et (c) pour $w = 10\text{ s}$

Les intervalles $[SQI_{min} - SQI_{max}]$ sont reportés dans le Tableau IV-4 pour chacune des fenêtres et chacun des SQIs. Les observations faites par rapport à la taille de la fenêtre sont similaires quel que soit le SQI. De plus, on note que le xSQI possède un intervalle de variation très étroit par rapport aux autres quelle que soit la taille de la fenêtre.

Tableau IV-4 : Critères d'identification de chaque SQI dans le Contexte A

Taille de fenêtre w	pSQI	xSQI	kSQI	skSQI
2 s	$Min = 0,409$ $Max = 0,642$	$Min = 0,973$ $Max = 0,999$	$Min = 9,329$ $Max = 39,03$	$Min = 1,797$ $Max = 5,433$
6 s	$Min = 0,423$ $Max = 0,568$	$Min = 0,986$ $Max = 0,998$	$Min = 7,985$ $Max = 33,103$	$Min = 1,558$ $Max = 4,687$
10 s	$Min = 0,441$ $Max = 0,547$	$Min = 0,998$ $Max = 0,998$	$Min = 9,594$ $Max = 32,404$	$Min = 1,578$ $Max = 4,611$

- **Evaluation après transmission (Figure IV-13 (b))**

Le signal ECC_a de durée T_{ecg} a été transmis dans le canal étudié qui varie à chaque position t_{step} . Ensuite, ce signal a été détecté à la réception pour ensuite reconstruire le signal ECG reçu pendant environ 1 heure de marche. En utilisant la même méthode qu'avant la transmission, c'est-à-dire en découpant le signal à différentes tailles à savoir 2 s, 6 s, et 10 s, les SQIs reçus ont été calculés.

Afin de quantifier l'impact de la variation du canal pendant la marche sur la robustesse des SQIs, on a introduit la probabilité que le $SQI_{reçu}$ ne respecte pas son critère d'identification, à savoir la probabilité de blocage P_{out_SQI} définie comme suit :

$$P_{out_SQI} = P(SQI_{reçu} \notin [SQI_{min} - SQI_{max}]) \quad (IV-3)$$

Plus cette probabilité est faible, plus le SQI est robuste par rapport aux conditions de transmission. La robustesse de tous les SQIs reflète ainsi la qualité du signal ECG reçu. Elle sera évaluée en fonction de la puissance optique émise.

- **Impact de la taille de la fenêtre de calcul**

Pour les 3 fenêtres de calcul prédéfinies, on a fait varier les valeurs de puissance émise et on a calculé les $SQI_{sreçu}$ statistiques et spectraux pour chaque P_t .

Ensuite, à partir de ces $SQI_{sreçu}$, et des intervalles de critère d'identification de Tableau IV-4, on a déterminé les probabilités de blocage P_{out_SQIs} correspondantes, pour chaque valeur de puissance P_t à l'aide de l'expression (IV-3). De plus, ce processus a été répété 10 fois, et la moyenne des résultats obtenus a été calculée afin d'atténuer les variations qui peuvent être produites à cause du caractère aléatoire du bruit pendant la transmission optique des données ECG.

La Figure IV-15 présente l'évolution des probabilités de blocage P_{out_SQIs} de chaque SQI pour chaque fenêtre.

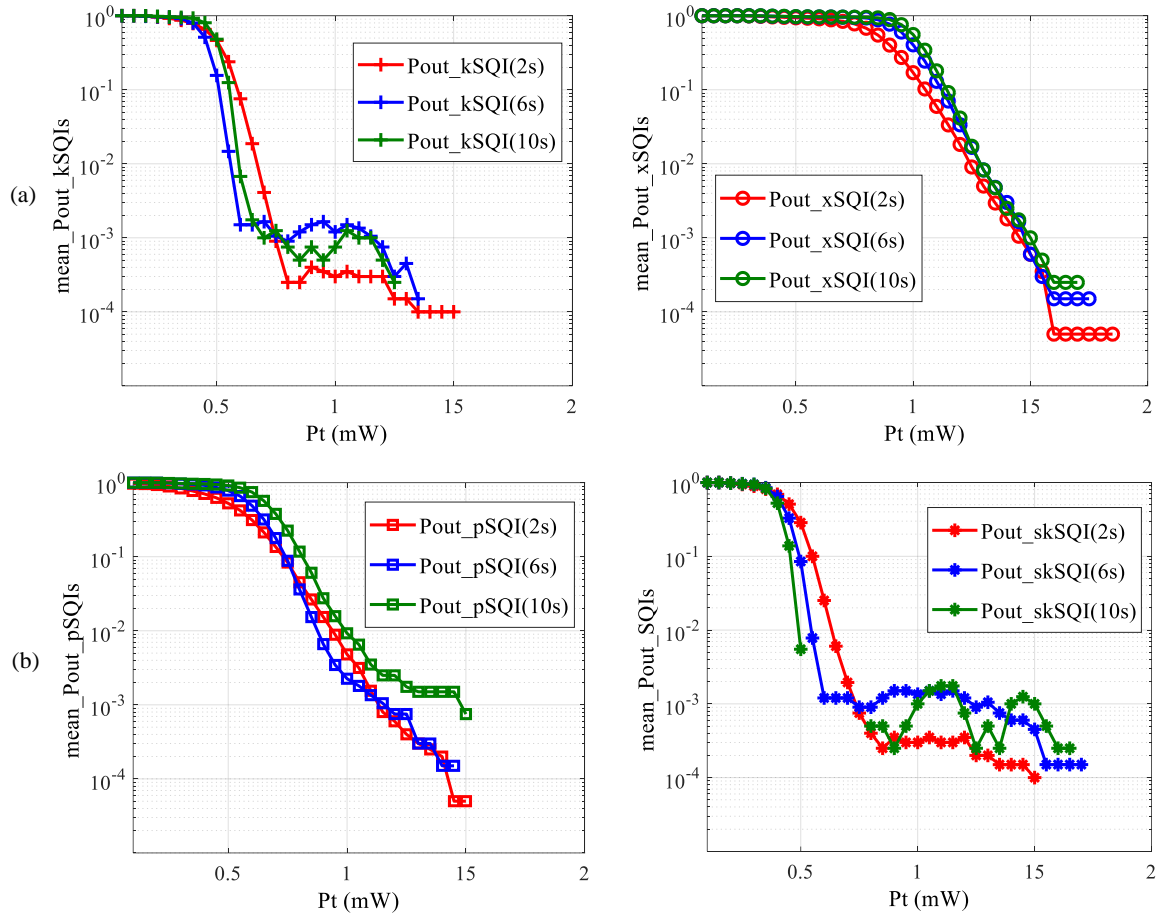


Figure IV-15 : Evolution des probabilités P_{out_SQIs} en fonction de la puissance P_t : (a) SQIs spectraux, (b) SQIs statistiques pour différentes tailles de fenêtre

Tout d’abord, on observe sur la Figure IV-15 que l’allure des courbes est globalement la même, quelle que soit la taille de la fenêtre w .

En effet, comme attendu, les courbes de P_{out_SQIs} décroissent lorsque la puissance optique émise P_t augmente, puis les P_{out_SQIs} convergent vers des valeurs constantes avant de s’annuler pour certains niveaux de P_t plus faibles lorsque la taille de la fenêtre est plus petite. Par contre, les comportements sont différents entre les P_{out_SQIs} spectrales et statistiques. Tandis que les courbes des P_{out_SQIs} spectrales décroissent de manière continue avant de s’annuler, on remarque que les courbes des P_{out_SQIs} statistiques présentent des oscillations dans la zone de convergence d’autant plus significatives que la taille de la fenêtre est grande.

Ces observations permettent ainsi de confirmer que la taille de la fenêtre dans laquelle sont calculés les SQIs peut avoir un impact sur les résultats, et qu’il semble nécessaire de choisir la taille appropriée pour évaluer avec précision la qualité du signal ECG transmis.

La taille w de 6 s a été choisie pour la suite des analyses, étant donné qu’elle permet un bon compromis entre la fiabilité d’analyse et le temps de calcul. La Figure IV-16 illustre ainsi l’évolution des quatre P_{out_SQIs} en fonction de la puissance optique émise P_t pour cette fenêtre.

- Robustesse des SQIs en fonction de la puissance optique P_t

Une première observation importante à souligner à partir de la Figure IV-16 est que pour les faibles valeurs de puissance, les valeurs des P_{out_SQIs} statistiques sont plus faibles et donc meilleures que les P_{out_SQIs} spectrales. Par exemple, pour une puissance de $0,6\text{ mW}$, on note que les probabilités atteignent $1,5 \times 10^{-3}$ et $1,2 \times 10^{-3}$ pour P_{out_kSQI} et P_{out_skSQI} , contre $0,489$ et $0,961$ pour P_{out_pSQI} et P_{out_xSQI} , respectivement. L'asymétrie et l'aplatissement des ondes ECG évaluées par le kSQI et le skSQI sont donc moins affectées par les conditions de transmission que les autres caractéristiques du signal ECG. Il est donc possible d'identifier des variations subtiles des formes d'ondes du complexe QRS pouvant indiquer des troubles cardiaques sous-jacents, tels que les troubles de la conduction et de repolarisation, en utilisant un ECG portable en technologie OWC. Néanmoins, il convient de noter que ces caractéristiques ne constituent généralement qu'une part d'une analyse plus large. Afin d'établir un diagnostic complet, elles sont souvent associées à d'autres caractéristiques de l'ECG, en particulier les caractéristiques spectrales.

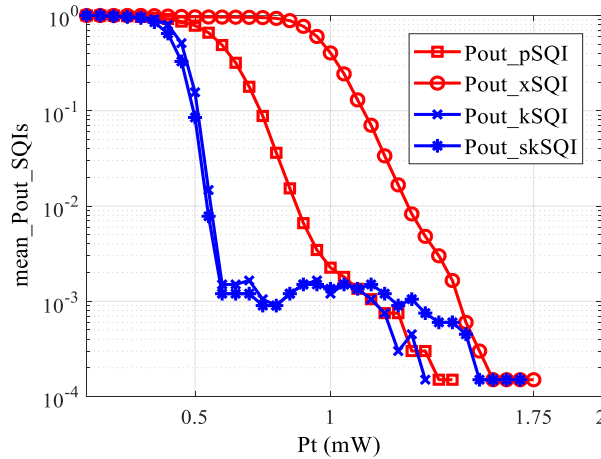


Figure IV-16 : Evolution des probabilités P_{out_SQIs} en fonction de puissance P_t pour la fenêtre de 6 s

La Figure IV-16 montre également que la courbe P_{out_xSQI} décroît jusqu'à atteindre zéro à une valeur de puissance supérieure à celles correspondant à l'annulation des autres P_{out_SQIs} . Cela signifie que le xSQI est plus restrictif en termes de puissance émise. En outre, cette constatation a été confirmée quelle que soit la taille de la fenêtre. La valeur limite de la puissance P_t pour l'annulation de toutes les P_{out_SQIs} est donc de $1,75\text{ mW}$. Elle correspond à la valeur minimale de puissance d'émission pour reconstituer correctement le signal ECG.

Les performances en termes de SNR et P_e correspondant à cette condition minimale sur P_t , sont déterminées à l'aide des expressions (III.5), (III.4) en considérant la valeur de gain du canal la plus faible obtenue au cours de la trajectoire ($H_0 = -62,98\text{ dB}$). Cela permet d'obtenir une borne des performances. Ainsi, avec un débit R_{b_min} de $2,4\text{ kbps}$, on obtient un SNR_{min} de 10 dB et une P_{e_min} d'environ $7,6 \times 10^{-4}$ avec la modulation OOK. Cette valeur de probabilité est à comparer à celle requise pour les réseaux WBAN (P_{e_requis} de 10^{-10}). On voit donc que la P_{e_min} obtenue permet un

gain de 6 décades, ce qui conduit à un gain de plus de 50% au niveau de la puissance optique émise P_t nécessaire pour transmettre l'ECG de manière fiable.

IV.3.2.2. Analyse des performances du Contexte B

- *Métriques et paramètres*

Comme dans le contexte A, il s'agit ici de déterminer les caractéristiques statistiques kSQI et skSQI et spectrales pSQI et xSQI du signal ECG au cours d'un scénario de mobilité.

Dans le contexte B, on a considéré que le bébé était dans une position fixe donnée pendant 6 secondes avant de changer de position. Dans ce cas, la fenêtre de calcul des SQIs est donc de 6s, et à la différence du contexte précédent le gain du canal est constant durant toute la fenêtre. L'analyse s'effectue pour une rotation complète du bébé discrétisée selon 9 positions, ce qui correspond à l'analyse du signal sur une durée totale de 54s.

L'organigramme de la Figure IV-17 illustre les particularités liées à l'analyse dans ce contexte.

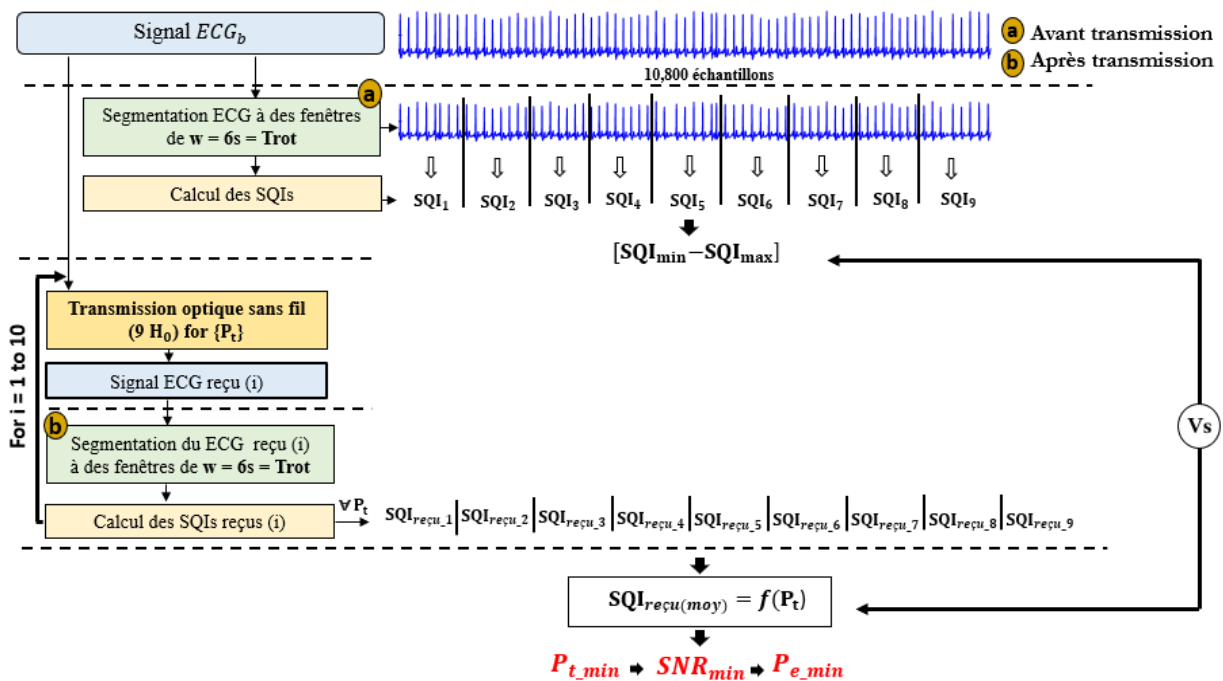


Figure IV-17 : Organigramme de la méthode d'analyse proposée pour le Contexte B : (a) Évaluation avant transmission, (b) Évaluation après transmission

- *Evaluation avant transmission (Figure IV-17 (a))*

Avant transmission, le signal ECG_b de 54 s est découpé en 9 segments de 6 s correspondant aux 9 positions du bébé. Les SQIs correspondant à chacun des 9 segments de l' ECG_b sont évalués et reportés dans le Tableau IV-5.

A cause des différentes variations dans le signal ECG, on voit que les SQIs varient d'un segment à un autre et d'un SQI à un autre. Particulièrement, on constate que les SQIs statistiques présentent des fluctuations plus importantes que les SQIs spectraux.

On note également que le xSQI est le plus stable dans tous les segments.

Tableau IV-5 : Critères d'identification de chaque SQI dans le contexte B

	Seg1	Seg2	Seg3	Seg4	Seg5	Seg6	Seg7	Seg8	Seg9
pSQI	0,828	0,795	0,816	0,821	0,824	0,801	0,815	0,807	0,823
xSQI	0,999	0,996	0,999	0,999	0,999	0,996	0,999	0,999	0,999
kSQI	18,57	18,089	17,913	18,426	19,016	19,845	18,048	16,572	21,073
skSQI	3,784	3,672	3,633	3,713	3,841	3,84	3,649	3,531	4

Pour avoir une transmission fiable, le SQI obtenu à une position P_i doit être donc égal au SQI obtenu au segment correspondant Seg_i . Le critère d'identification des SQIs dans ce contexte est ainsi défini par :

$$SQI \text{ est excellent si } SQI(P_i) = SQI(Seg_i) \quad \text{IV-4}$$

Avec i est le nombre de positions du bébé : $i = \{1-9\}$

▪ **Evaluation après transmission (Figure IV-17 (b))**

Le signal ECG_b de durée 54 s a été transmis dans le canal puis reconstruit après réception. Ensuite, les SQIs reçus ont été calculés en utilisant la même méthode qu'avant transmission, c'est-à-dire en divisant l'ECG reçu en 9 segments de 6 s chacun.

Robustesse des SQIs en fonction de la puissance optique P_t : Cas1 où le Tx est placé au niveau de la poitrine de l'enfant et dirigé vers le plafond.

En faisant varier la puissance optique émise P_t , les $SQIs_{reçu}$ statistiques et spectraux ont été calculés. La Figure IV-18 présente les résultats obtenus pour chaque valeur de puissance à chaque position.

On observe qu'à chaque position lorsque la puissance optique émise P_t augmente pSQI, xSQI, kSQI et skSQI convergent vers leurs valeurs avant transmission (Tableau IV-5). Les résultats montrent également que la position P4 est la plus restrictive en termes de P_t ce qui est cohérent car c'est la position correspondant au gain le plus faible ($H_0 = -68,98$ dB).

Ainsi, en considérant la position P4 on a comparé sur la Figure IV-19, l'évolution de tous les SQIs en fonction de la puissance afin de déterminer la puissance minimale permettant d'atteindre une qualité du signal ECG identique à celle avant la transmission. On a également reporté les valeurs des 4 SQIs avant

transmission dans cette position. On observe que tous les SQIs atteignent le critère d'identification à une même puissance minimale P_t de 7,05 mW.

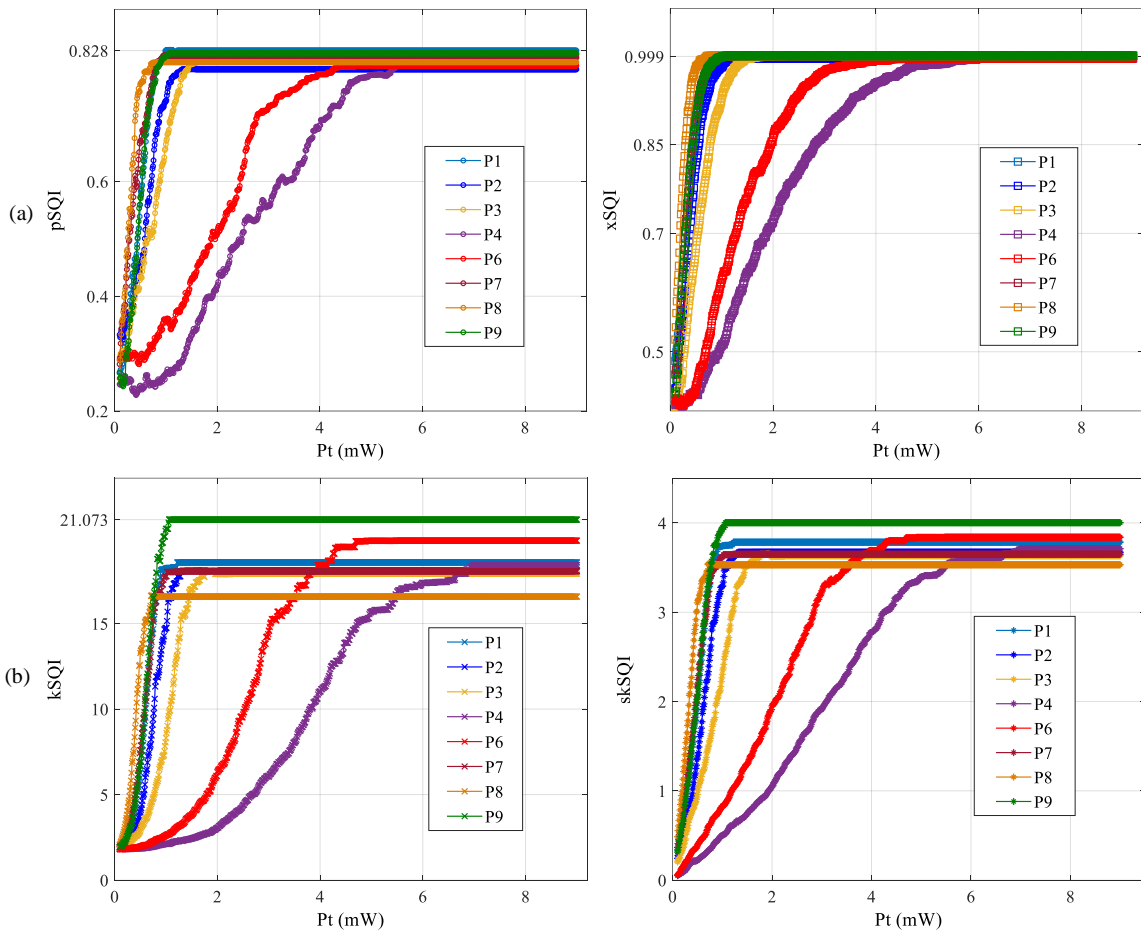


Figure IV-18 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t : (a) SQIs spectraux, (b) SQIs statistiques pour chaque position du bébé : Cas1

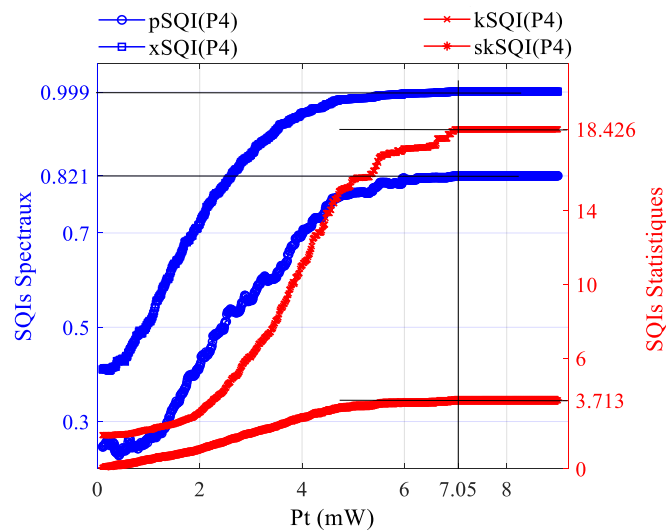


Figure IV-19 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t dans la position P4 pour le Cas1

Par conséquent, cela conduit à dire qu'en considérant une puissance minimale P_{t_min} de $7,05\text{ mW}$ on peut surveiller à distance par optique sans fil, l'ECG d'un bébé dans son lit quelle que soit sa position sauf s'il est couché sur le ventre (transmission bloquée).

Pour le gain du canal dans la position P4 et un débit R_{b_min} de $2,4\text{ kbps}$, la puissance P_{t_min} correspond à un SNR_{min} de $10,12\text{ dB}$ qui conduit à une P_{e_min} de $6,71 \times 10^{-4}$ avec la modulation OOK, là encore bien en dessous des valeurs visées dans les réseaux WBAN.

Pour améliorer les performances et résoudre le problème du blocage de la transmission, on a également considéré le Cas 2 où le Tx est placé au niveau du dos de l'enfant.

Diversité à l'émission

Ainsi, on considère que le bébé est équipé de deux émetteurs un sur sa poitrine et l'autre sur son dos, ce qui permet une diversité à l'émission comme le montre la Figure IV-20 (a). En pratique, le basculement d'un Tx à un autre peut être opéré par un système de commande selon la position du bébé de sorte à ce que l'émetteur le plus favorable soit rendu actif selon les positions.

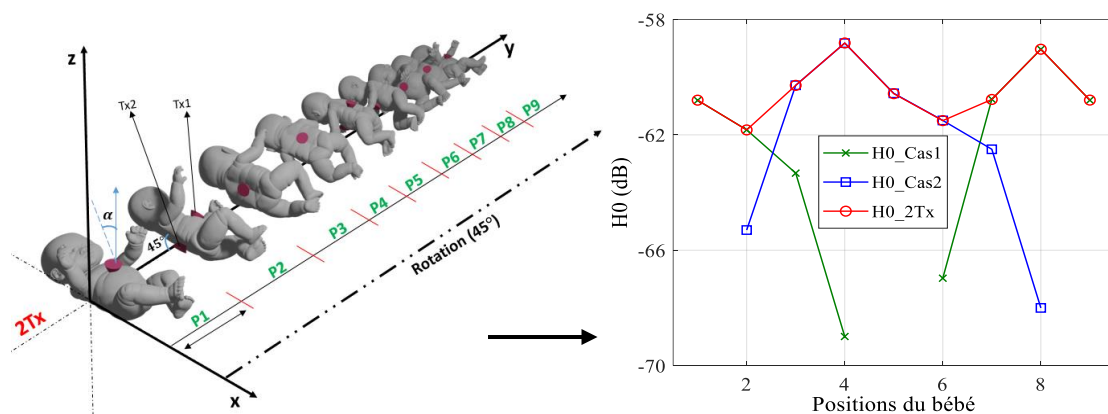


Figure IV-20 : (a) Illustration de la diversité en émission avec 2Tx portés par le bébé, (b) Gain statique dans toutes les positions pour Cas1, Cas2 et 2Tx

La Figure IV-20 (b) présente les gains obtenus pour chacune des orientations dans les Cas1 et Cas2 ainsi que le gain optimal correspondant à la configuration avec les deux Tx.

La configuration avec 2Tx permet une amélioration significative des gains par rapport au Cas1, notamment aux positions critiques P3, P4, P5 et P6. Par exemple, on peut noter que la position P4 correspond au gain du canal le plus élevé ($-58,82\text{ dB}$) en considérant la diversité d'émission.

Ces améliorations ont été vérifiées au niveau transmission. Comme précédemment, on a tracé sur la Figure IV-21 l'évolution temporelle de l'ECG_b transmis à un débit R_b de $2,4\text{ kbps}$ et une puissance de 1 mW mais en considérant les gains obtenus de la configuration avec 2Tx.

Par comparaison avec la Figure IV-11 (b), on peut observer donc le rétablissement de la transmission du signal ECG à la position P5, ainsi que l'amélioration de sa qualité dans les positions P3, P4 et P6 comme montré sur la Figure IV-21 (c).

Par ailleurs, l'analyse des SQIs après transmission s'effectue comme précédemment avec les valeurs de gains reportées sur la Figure IV-20 (b). Les résultats obtenus sont tracés en fonction de la puissance d'émission sur la Figure IV-22.

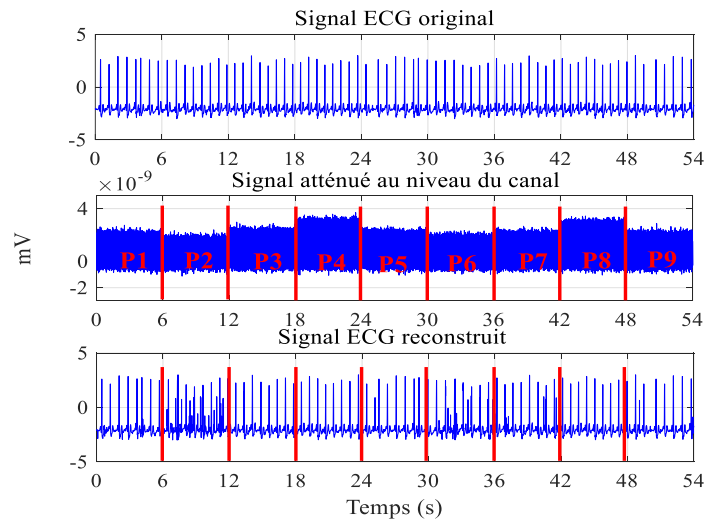


Figure IV-21 : Transmission du signal ECG en considérant la diversité en émission 2Tx

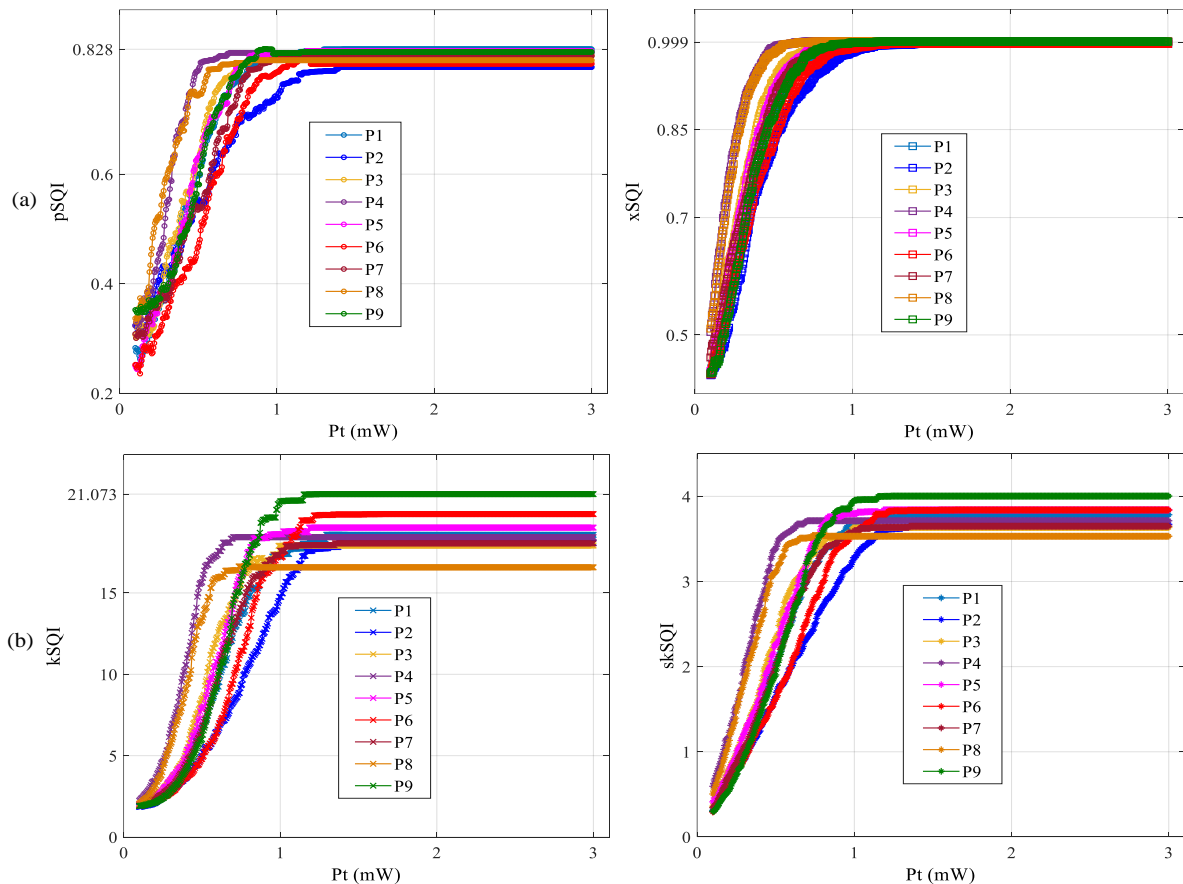


Figure IV-22 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t dans les positions (a) SQIs spectraux, (b) SQIs statistiques : Avec 2Tx

On observe que les valeurs de pSQI, xSQI, kSQI et skSQI atteignent les valeurs avant transmission pour des valeurs de puissance plus faibles que dans le Cas1. De plus, on a vérifié que la position P2 qui présente la valeur de gain de canal la plus faible ($-61,82 \text{ dB}$) devient la plus restrictive en termes de puissance émise. Sur la Figure IV-23, on a ainsi reporté l'évolution des 4 SQIs en fonction de P_t ainsi que les valeurs du critère d'identification des SQIs avant transmission dans cette position. On note que la puissance minimale $P_{t,min}$ imposée par P2 est de $1,475 \text{ mW}$. C'est donc la valeur nécessaire pour maintenir la qualité du signal ECG comme avant transmission.

Cette puissance $P_{t,min}$ correspond à un SNR_{min} de $10,8 \text{ dB}$ proche à la valeur trouvée dans le Cas1. C'est un résultat attendu lié à la compensation de la quantité $P_t \times H_0$ et au fait que le calcul des SQIs est opéré dans une fenêtre où le gain ne varie pas. Ainsi, le H_0 minimal obtenu dans le scénario 2Tx ($-61,82 \text{ dB}$) plus élevé que le H_0 minimal obtenu dans le scénario Cas1 ($-68,89 \text{ dB}$), conduit à la réduction de la puissance correspondante pour maintenir un SNR_{min} constant.

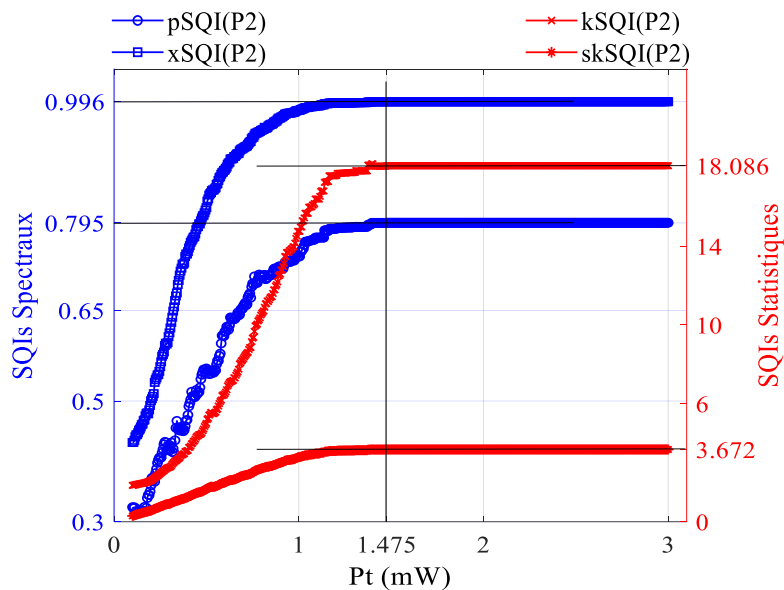


Figure IV-23 : Evolution des SQIs en fonction de la puissance P_t dans la position P2 pour 2Tx

IV.3.2.3. Analyse des performances du Contexte P

- **Métriques et paramètres**

Comme mentionné précédemment, dans ce contexte on surveille les paramètres temporels de la VFC du prématuré placé dans sa couveuse sans bouger. Ces paramètres sont : \overline{RR} , $RMSSD$ et $SDRR$ déduits des pics R détectés. Une fenêtre de 5 min du signal ECG est classiquement utilisée pour l'analyse de la

VFC [198]. On a donc choisi les 5 premières minutes (300s) de chaque signal utilisé : ECG_{p1} et ECG_{p2} (voir Figure IV-7 (c)).

L'organigramme de la Figure IV-24 illustre les particularités liées à l'analyse dans ce contexte.

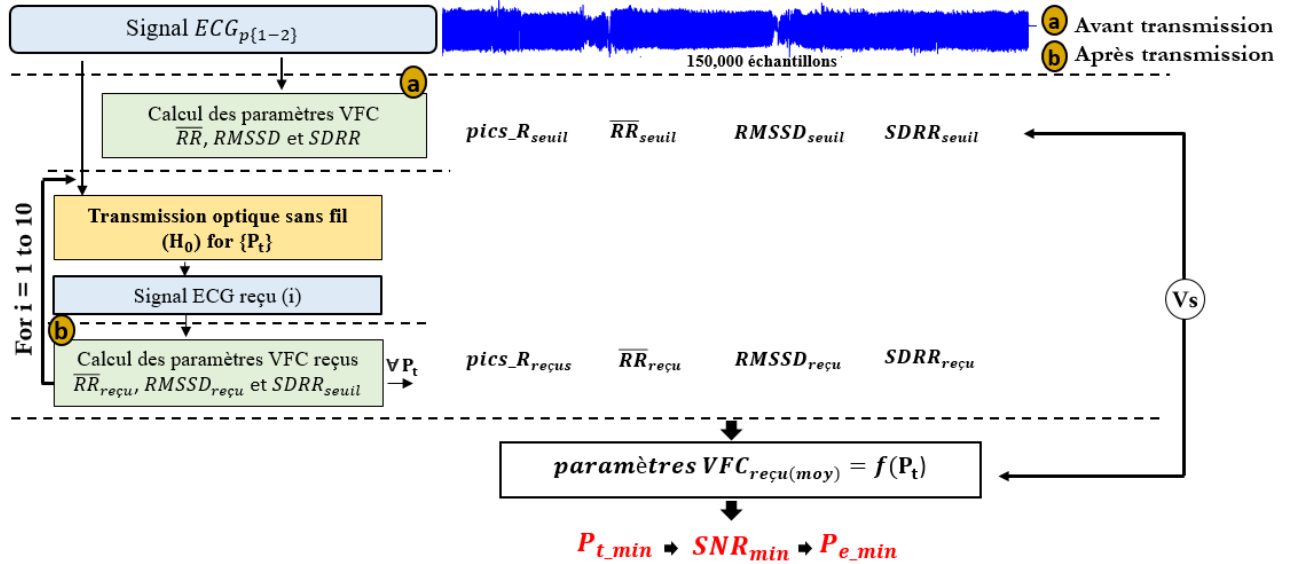


Figure IV-24 : Organigramme de la méthode d'analyse proposée pour le Contexte P : (a) Évaluation avant transmission, (b) Évaluation après transmission

▪ **Evaluation avant transmission (Figure IV-24 (a))**

Afin de définir les critères d'identification, on a calculé le nombre de $pics_R_{seuil}$ et les paramètres \overline{RR}_{seuil} , $RMSSD_{seuil}$ et $SDRR_{seuil}$ de chaque signal sur la fenêtre de 5 min considérée. Les résultats obtenus ont été reportés dans le Tableau IV-6.

Tableau IV-6 : Critères d'identification de chaque paramètre de VFC

ECG	$pics_R_{seuil}$	$\overline{RR}_{seuil} (ms)$	$SDRR_{seuil}(ms)$	$RMSSD_{seuil}(ms)$
ECG_{p1}	584	501,7	39,47	47,63
ECG_{p2}	578	519,01	38,42	35,65

On constate que le nombre de pics R détectés varie d'un signal à un autre. Ceci est dû aux variations observées dans les signaux ECG considérés, en particulier au niveau de l'amplitude moyenne et de l'extremum local qui sont différents, comme on peut examiner sur la Figure III-7 (c) au chapitre III.

Le critère d'identification de chaque paramètre est exprimé comme suit :

$$picks_R \text{ est excellent si } picks_R = picks_R_{seuil} \quad (IV-5)$$

$$\overline{RR} \text{ est excellent si } \overline{RR} = \overline{RR}_{seuil} \quad (IV-6)$$

$$RMSSD \text{ est excellent si } RMSSD = RMSSD_{seuil} \quad (IV-7)$$

$SDNN$ est excellent si $SDRR = SDRR_{seuil}$

(IV-8)

▪ **Evaluation après transmission (Figure IV-24 (b))**

Les signaux ECG_{p1} et ECG_{p2} de durée de 5 min ont été transmis dans le canal optique caractérisé par le gain H_0 de $-62,07$ dB simulé précédemment, puis reconstruits à la réception.

Ensuite, les $pics_{R_{reçus}}$ et les paramètres VFC reçus de chaque signal $\overline{RR}_{reçu}$, $RMSSD_{reçu}$ et $SDRR_{reçu}$ ont été calculés de la même manière qu'avant transmission, c'est-à-dire sur toute la durée (5 min) de l'ECG reçu.

▪ **Robustesse des paramètres VFC en fonction de la puissance optique P_t**

Pour chaque signal, en faisant varier la puissance optique émise P_t , le nombre des $pics_{R_{reçus}}$ et les paramètres $\overline{RR}_{reçu}$, $RMSSD_{reçu}$ et $SDRR_{reçu}$ ont été calculés. Les Figures IV-25 et IV-26 présentent les résultats obtenus pour chaque valeur de puissance. On a également reporté sur chaque figure les valeurs seuils de ces paramètres.

A partir des Figures IV-25 et IV-26 on observe tout d'abord que toutes les courbes présentent des oscillations pour les faibles valeurs de P_t puis convergent vers les valeurs seuils déterminées dans le Tableau IV-6. En se basant sur les données de Tableau IV-6 et de la Figure IV-25, il est possible de dire que la précision de la détection des pics R atteint 100 % pour des niveaux de $P_{t_{min}}$ de 2,24 mW et 2,52 mW respectivement pour ECG_{p1} et ECG_{p2} , permettant une qualité acceptable du suivi par optique sans fil de la fréquence cardiaque reflétant les niveaux de stress chez les nourrissons.

D'autre part, la Figure IV-26 montre que les courbes de $\overline{RR}_{reçu}$ convergent vers le même niveau de P_t (2,24 mW et 2,52 mW). Avec cette puissance l'intervalle RR moyen transmis par optique sans fil offre la possibilité de contrôler en continu les épisodes de bradycardie, qui sont fréquents et sporadiques chez les prématurés [199] et qui peuvent être détectés jusqu'à l'âge de 2 ans [200].

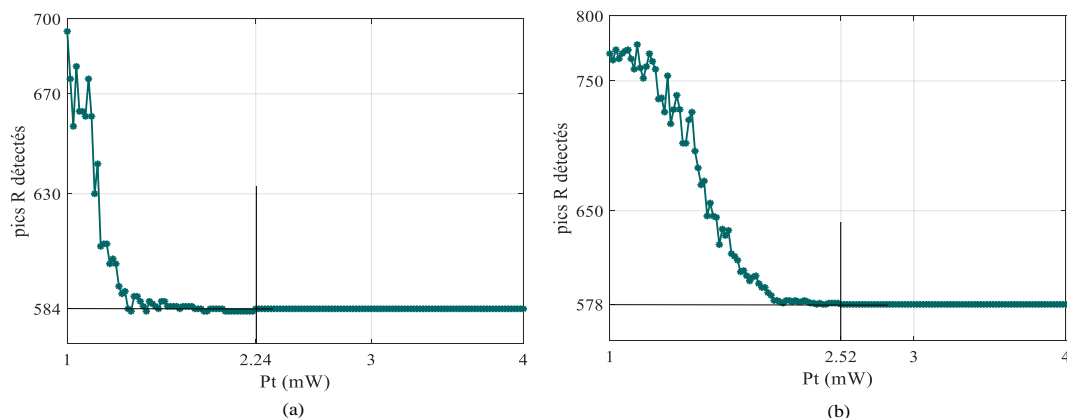


Figure IV-25 : Evolution des pics R détectés en fonction de la puissance P_t : (a) pour ECG_{p1} et (b) pour ECG_{p2}

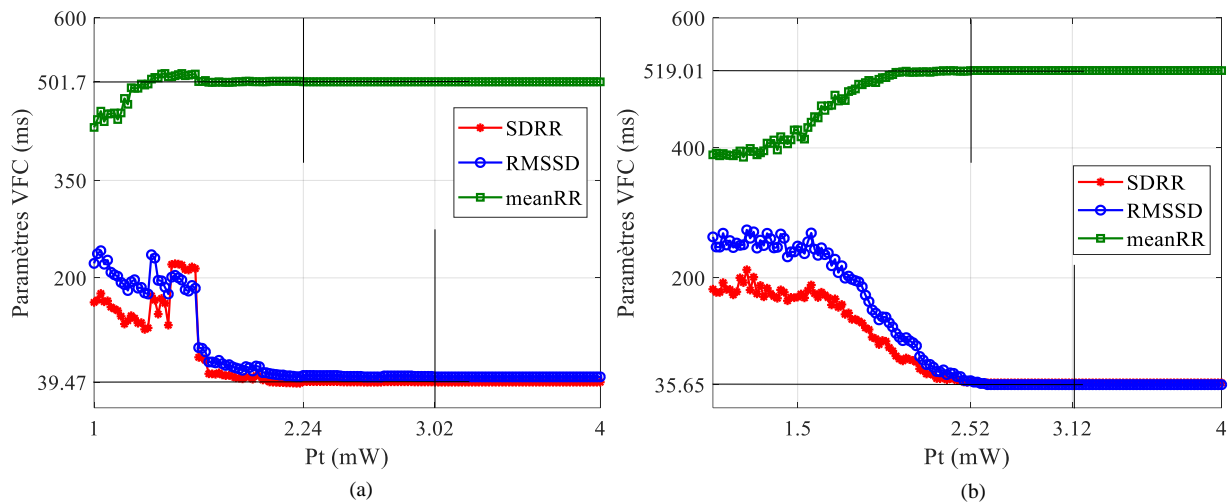


Figure IV-26 : Evolution des paramètres temporels de la VFC en fonction de la puissance P_t : (a) : pour ECG_{p1} et (b) : pour ECG_{p2}

De plus, on constate sur la Figure IV-26 que l'évolution du SDRR, qui estime la VFC globale, est corrélée à celle du RMSSD qui estime les composantes à court terme de la VFC. Ces deux paramètres sont complémentaires et dépendants l'un de l'autre. D'après la Figure IV-26, les valeurs seuils de ces deux paramètres ont été atteintes à des $P_{t,min}$ de 3,02 mW et 3,12 mW respectivement pour ECG_{p1} et ECG_{p2} .

Il convient également de mentionner que la mesure de la VFC est très sensible et variable en particulier chez les prématurés en raison de divers facteurs tels que les pathologies, les influences génétiques, l'âge gestationnel, l'âge postnatal, le sexe, etc... [200]. En effet, tous les facteurs mentionnés entraînent des enregistrements variables du signal ECG, comme on peut l'observer sur la Figure III-7 (c). Les variations qu'on observe en termes de puissance émise requise peuvent donc s'expliquer par ces effets. Cependant, malgré les variations et compte tenu des conditions du scénario étudié, on peut estimer à partir des Figures IV-25 et IV-26 une plage de $P_{t,min}$ de [2,24 – 3,12] mW permettant de suivre les paramètres temporels de la VFC des prématurés en optique sans fil.

En considérant le débit de transmission de 6 kbps (car $F_e = 500$ Hz dans ce contexte), le SNR_{min} correspondant à cette $P_{t,min}$ dans le contexte étudié et pour les signaux ECG considérés, est d'environ [10 – 12,89] dB avec la modulation OOK. La probabilité d'erreur minimale $P_{e,min}$ correspondant est donc de $[7,68 \times 10^{-4} - 5,12 \times 10^{-6}]$ qui est également en dessous des valeurs visées dans les réseaux WBAN.

IV.3.3. Étude synthétique

L'étude des performances de trois contextes de surveillance a permis de définir les conditions minimales qui permettent de suivre le signal ECG de manière fiable et robuste en utilisant la technologie optique sans fil.

Dans le Tableau IV-7, on présente ainsi ces conditions en termes de puissance émise minimale pour un ECG de bonne qualité définie en termes de SQIs et une qualité acceptable de la variabilité de la fréquence cardiaque. On a également présenté les performances de transmission correspondantes en termes de SNR_{min} et de $P_{e,min}$.

Tableau IV-7 : Comparaison des conditions minimales de transmission du signal ECG déterminées pour les trois contextes

Conditions minimales	Contexte A	Contexte B		Contexte P
		Cas1	2Tx	
$H_{0_pire} (dB)$	-62,89	-68,98	-61,82	-62,07 dB
$P_{t,min} (mW)$	1,75	7,05	1,475	[2,24 – 3,12]
$SNR_{min} (dB)$	10	10,12	10,8	[10 – 12,89]
$P_{e,min}$	$7,589 \times 10^{-4}$	$6,71 \times 10^{-4}$	$2,4 \times 10^{-4}$	$[7,68 \times 10^{-4} - 5,12 \times 10^{-6}]$

De manière générale, on constate que la $P_{t,min}$ varie selon le contexte vu la différence des conditions de la surveillance (avec et sans mobilité). Les spécificités des corps humains et de l'environnement contribuent également aux différences en termes de gain du canal et donc de puissance optique émise.

Considérant que la transmission optique est établie en IR, les règles de sécurité oculaire en termes de puissance émise doivent être prises en compte. On peut noter que selon la norme IEC 62471 [87], [88] qui impose une irradiation de $100 Wm^{-2}$ pour la bande IR, y compris les 940 nm considérés dans ce travail, la gamme de puissance déterminée respecte largement les restrictions.

Le Tableau IV-7 montre également que la $P_{e,min}$ obtenue dans les trois contextes étudiés est bien dessous de la valeur de probabilité requise $P_{e,requise}$ de 10^{-10} imposée pour les réseaux WBAN pour la transmission des signaux ECG.

IV.4. Conclusion

A l'aide de la méthodologie d'analyse décrite dans le chapitre 3, on a étudié dans ce chapitre les performances des trois contextes de surveillances du signal ECG, à savoir Contexte A, Contexte B et Contexte P.

On a débuté par la modélisation et la simulation des canaux correspondants aux trois contextes grâce à l'outil RaPSor basé sur le lancer de rayons associé à la méthode de Monte-Carlo. Pour cela, nous avons décrit les modèles utilisés pour les éléments spécifiques de l'environnement, à savoir le lit de bébé pour le contexte B, l'incubateur pour le contexte P, mais aussi pour les corps des personnes âgées et des nourrissons. Nous avons également défini les scénarios de mobilité dans les contextes A et B. Dans le contexte A, on a utilisé les travaux de [113] où la personne âgée est supposée en train de marcher aléatoirement dans son environnement en expérimentant 10000 positions. En ce qui concerne le bébé, on a considéré qu'il est allongé dans son lit placé au coin de la pièce et qu'il tourne sur lui-même en faisant un tour complet dans 9 rotations discrétisées. Le contexte P considéré statique implique un prématuré allongé dans sa couveuse parmi les 8 présentes dans l'environnement.

Les résultats de simulation fournis par RaPSor ont permis de caractériser le canal en termes de gain statique H_0 et de retard d'étalement τ_{RMS} . Ainsi, pour le contexte A, le canal est caractérisé par des variations temporelles rapides liées à la vitesse de marche de la personne âgée, conduisant à un gain variant dans une plage de $[-62,98 \text{ dB}, -55,12 \text{ dB}]$. Pour le contexte B, en raison des positions du bébé lors de sa rotation, le signal subit des effets de fortes atténuations voire de blocage. Quant au contexte P, il a été montré que le plexiglass de la couveuse et la présence des 8 incubateurs dans la pièce ont un impact sur le gain du canal. Ainsi, la puissance optique émise minimale nécessaire P_{t_requis} permettant d'atteindre la QoS des réseaux WBAN (probabilité d'erreur de 10^{-10}) a été déterminée dans tous les cas. De plus, on a vérifié que dans les trois contextes, les effets de l'IES peuvent être négligés.

Dans la deuxième partie du chapitre, on a ensuite étudié l'impact de l'atténuation des canaux optiques sur la qualité des signaux ECG transmis. La méthodologie consiste à déterminer l'évolution des SQIs spectraux et statistiques ainsi que celle des paramètres de la VFC en fonction des conditions de transmission, en particulier en fonction de la puissance optique émise. On a ainsi évalué la puissance minimale P_{t_min} permettant de maintenir les valeurs des indices de qualité à leur niveau avant transmission. La méthode d'analyse a été adaptée à chaque contexte selon ses particularités. Dans le contexte A, après avoir étudié l'impact de la taille de la fenêtre de calcul des SQIs, on a considéré une fenêtre de 6 s dans laquelle l'ECG est affecté par 15 valeurs de gain du canal. En considérant une marche d'environ une heure on a analysé la probabilité P_{out_SQIs} qu'un SQI reçu n'appartienne pas à l'intervalle seuil défini avant transmission. Dans le contexte B, en tenant compte des 9 positions du bébé, chaque SQI est affecté par une valeur de gain du canal durant 6s. Dans le contexte P, le prématuré est dans une

seule position équivalente à un seul gain pour lequel on a calculé les paramètres temporels de la VFC dans une fenêtre de 5 minutes.

La différence des spécificités des conditions des trois contextes de surveillance et de l'analyse a conduit à différentes valeurs de P_{t_min} respectant les conditions imposées par la sécurité oculaire en IR. De plus, les probabilités d'erreur P_{e_min} correspondantes varient entre $5,12 \times 10^{-6}$ et $2,4 \times 10^{-4}$ pour la modulation OOK. Ces valeurs sont très inférieures à la valeur 10^{-10} requise par les normes des réseaux WBAN. Cela permet en conséquent de relâcher les restrictions énergétiques à l'émission pour la transmission fiable du signal ECG en utilisant une liaison optique sans fil.

Malgré les challenges imposés par la mobilité et les conditions des configurations étudiées, les résultats obtenus sont prometteurs et moins restrictifs que les spécifications standards du signal ECG.

Les résultats et les conclusions présentés dans ce chapitre ont fait l'objet de 4 publications distinctes. L'étude du contexte A a été partiellement présenté à la conférence internationale CNSDSP 2022 [3] et publiée après avoir été étendue, dans la revue scientifique Sensors MDPI [4]. Les analyses faites dans les Contextes B et P ont été exposées et publiées, respectivement aux conférences internationales EMBC 2022 [2] et IEEE ISCC 2023 [5].

Conclusion générale

Le travail présenté dans ce manuscrit portait sur l'étude de l'utilisation de la technologie optique sans fil pour la surveillance de l'activité cardiaque définie par l'électrocardiogramme ECG. Dans ce contexte, on s'est intéressé à une population vulnérable, à savoir les personnes âgées, les nouveau-nés et les prématurés, étant les plus sensibles aux pathologies cardiovasculaires et à l'insuffisance cardiaque. L'OWC se présente comme une alternative aux technologies RF dominant dans les systèmes ECG sans fil existants, qui présentent diverses limitations liées notamment à la congestion du spectre, aux interférences et perturbations sur le signal et les équipements, mais aussi aux effets sur la santé.

Dans le premier chapitre, on a abordé et discuté la problématique qui a motivé le sujet en présentant les différentes gammes des dispositifs ECG existants et leurs limites qui ont conduit à proposer l'utilisation de l'OWC comme solution complémentaire. On a ensuite enchaîné avec une présentation générale de cette technologie et de ses principales caractéristiques. L'état de l'art sur la surveillance du signal ECG par optique sans fil a permis de fixer les objectifs et le positionnement de la thèse en considérant une liaison infrarouge pour la transmission des données ECG issues d'un capteur intégrant un émetteur optique placé sur le corps de l'individu et des récepteurs placés dans son environnement. La méthode d'évaluation est basée sur la détermination des conditions de communication minimales en termes de probabilité d'erreur et de puissance optique émise permettant de maintenir une bonne qualité du signal ECG définie par les indices de qualité SQIs et les paramètres temporels pour la VFC.

Le deuxième chapitre a fourni une présentation globale du signal ECG et des métriques utilisées pour son évaluation. On a expliqué les phénomènes et les interactions électrophysiologiques donnant naissance aux potentiels d'action détectés lors d'un examen ECG qui forment les différentes ondes de son tracé. Le principe d'enregistrement, les systèmes standards et modifiés de dérivations, les caractéristiques temporelles et spectrales ont été présentés avec un focus sur les paramètres temporels de mesure de la VFC. On a également énuméré les types de bruit pouvant perturber l'ECG en le classifiant en deux grandes familles ; bruit lié à l'acquisition et bruit lié à la transmission. Cela a conduit à discuter les techniques de traitement et d'évaluation des signaux ECG pour focaliser enfin sur la méthode des SQIs qui nous intéresse. A partir d'un état de l'art des travaux exploitant cette méthode, on a défini l'utilité des SQIs statistiques et spectraux dans notre approche d'évaluation du signal ECG transmis en optique sans fil. En effet, on adopte une analyse pré et post transmission optique des SQIs et des paramètres temporels de la VFC pour quantifier précisément l'impact des performances de communication sur la qualité de l'ECG.

A cette fin, le chapitre 3 a fourni une description détaillée de la méthodologie d'analyse. Dans la première partie, on a introduit les trois contextes de surveillance du signal ECG pour une personne âgée marchant aléatoirement dans sa chambre, un nouveau-né mobile dans son lit et un prématuré allongé dans une position fixe dans sa couveuse. Ceci a permis de fixer les paramètres et les configurations

communs liés à l'environnement indoor qui est une pièce vide de dimensions données, au système de réception composé de 4 photodiodes identiques placées au centre du plafond et à l'émetteur infrarouge Tx. Dans la deuxième partie, on a détaillé la modélisation de la chaîne de transmission y compris l'enregistrement et la mise en forme des signaux ECG pour les envoyer dans le canal optique via un émetteur OOK adapté au débit nécessaire dans le contexte médical étudié. Pour modéliser les 3 canaux optiques, on s'est également focalisé sur l'utilisation de l'outil de modélisation et de simulation RaPSor. Cet outil développé dans l'équipe SYCOMOR se base sur la méthode de lancer rayon associée à la technique d'intégration de Monte-Carlo et fournit une réponse impulsionnelle par couple émetteur/récepteur. Afin d'évaluer le signal ECG reconstruit à la réception, on a introduit l'approche d'analyse conjointe qui consiste à déterminer la puissance émise minimale P_{t_min} permettant le maintien de la qualité de l'ECG avant transmission. À partir de cette puissance, le SNR minimal et donc la probabilité d'erreur minimale P_e correspondant sont déterminés.

Dans le dernier chapitre, on a ainsi appliqué cette méthodologie sur les trois contextes de surveillance pour analyser les performances globales. On a tout d'abord modélisé les éléments spécifiques à chaque contexte, à savoir le lit, la couveuse ainsi que les corps humains. Les scénarios de mobilité ont été également présentés. En se basant sur des travaux précédents pour le contexte de la personne âgée, un cycle de marche aléatoire de la personne équipé du Tx à son poignet a été considéré. On a défini la mobilité du bébé dans son lit par un tour complet selon 9 rotations discrétisées. La particularité du contexte du prématuré réside dans la modélisation de l'incubateur comprenant un couvercle en plexiglass. Les résultats obtenus ont montré que dans les trois contextes les effets de l'IES peuvent être négligés alors que les caractéristiques des canaux sont différentes. En effet, on a observé des différences entre les gains statiques du canal dues aux particularités de chacun de contexte.

Ensuite, on a utilisé le gain statique obtenu pour chaque contexte dans la chaîne de simulation de transmission pour étudier l'impact de la transmission optique sur la qualité du signal ECG en évaluant les SQIs et les paramètres de la VFC. On a montré qu'à cause des spécificités et des particularités de chaque contexte, différentes P_{t_min} ont été obtenues conduisant à des valeurs de probabilité d'erreur minimale P_{e_min} entre $5,12 \times 10^{-6}$ et $2,4 \times 10^{-4}$ pour la modulation OOK. Ces résultats sont intéressants comparés aux probabilités visées par les normes des réseaux de capteurs corporels (10^{-10}).

Les résultats trouvés et les discussions présentées ont permis donc de conclure qu'en tenant compte des conditions de configurations étudiées dans cette thèse, la technologie de l'optique sans fil est une solution prometteuse pour déployer des systèmes de surveillance de l'activité cardiaque d'une manière continue, fiable et peu coûteuse d'un point de vue énergétique.

Perspectives

L'étude présentée dans ce manuscrit consiste en une première approche dans le déploiement d'un système ECG communicant en optique sans fil et l'évaluation de ses performances globales. Les conclusions tirées des résultats obtenus ouvrent diverses perspectives à court terme et à long terme dont les principales sont présentées par la suite.

▪ *Perspectives à court terme*

Dans la continuité du travail actuel, on a initié une tâche expérimentale pour la transmission du signal ECG en exploitant un banc de mesure développé dans l'équipe SYCOMOR dans le cadre de travaux de recherche d'une thèse qui s'inscrit dans le projet régional (AAPR2020A-2019-8328610) autour des communications optiques sans fil pour le lit de bébé connecté. Ce banc, développé dans le cadre de communications multi-utilisateurs, consiste en l'utilisation de plateforme radio logicielle USRP équipée des cartes filles et de front ends optiques développés par l'équipe. Des premières mesures ont été réalisées à partir de la transmission de signaux ECG enregistrés, transmis via le banc à une distance de 30 cm et 70 cm au débit de 10 kbps et ont montré la potentialité de cette technologie pour la transmission de l'ECG (0 erreur de transmission). Une perspective applicative directe des travaux de cette thèse serait l'évaluation expérimentale de l'impact de la transmission optique en ligne directe et en présence de plexiglass sur les SQIs de l'ECG et les paramètres temporels de la VFC, pour différentes distances et en tenant compte de variations du canal dans le temps.

Une autre perspective est la comparaison de la solution technologique OWC avec un système RF afin de quantifier l'intérêt de cette solution comme alternative aux RF. Pour ce faire, des simulations à l'aide de l'outil MathWorks Bluetooth Toolbox [201] de MATLAB© qui offre des fonctions normalisées pour la conception, la simulation et la validation des systèmes de communication Bluetooth pourrait être réalisées afin d'analyser les performances au niveaux physique et applicatif.

De plus, dans cette étude, on a considéré des configurations basiques au niveau de la modélisation de l'environnement, des mouvements et des surfaces. Afin de consolider les résultats, il est essentiel de tenir compte des conditions plus réalistes :

- Modéliser des environnements plus complexes ayant plus d'obstacles (personnes, meubles, fenêtres et portes) afin d'estimer l'ampleur des effets de blocage et d'atténuation du canal sur la continuité de la liaison.
- Des mouvements réalistes du bébé peuvent également avoir un impact sur la performance. En effet, ceci peut influencer les caractéristiques du canal en termes de variations temporelles de l'atténuation, ce qui impacte l'analyse des SQIs en termes de fenêtres de calcul.
- Comme mentionné dans le chapitre 4, il est aussi nécessaire de tenir compte de la forme géométrique réelle de l'incubateur de la couveuse du prématuré.

Dans le contexte de surveillance du prématuré, on a considéré 8 couveuses dans la pièce et un seul enfant à surveiller. Pour compléter cette approche, une perspective est de considérer la surveillance de l'ECG de 8 prématurés dans le cadre d'une surveillance multi-utilisateurs. Cette tâche peut être une exploration des résultats des travaux de recherche effectués récemment dans notre équipe qui portent sur l'utilisation de la technique d'accès multiple par répartition des codes (OCDMA) pour gérer le partage du canal lors de la surveillance simultanée de plusieurs enfants.

En ce qui concerne les métriques adoptées pour l'évaluation de la qualité de l'ECG, on s'est limité aux SQIs statistiques et spectraux qui ont été traités séparément avec des seuils constituant des critères d'identification. Cependant, il est nécessaire d'élargir l'analyse sur d'autres métriques, notamment temporelles et non linéaires et adopter la méthode de combinaison des métriques afin de consolider la précision de l'évaluation de l'ECG. Quant aux paramètres de mesure de la VFC, il est également intéressant de compléter la méthode temporelle par le traitement de paramètres fréquentiels. Dans ce cadre, il est intéressant d'utiliser des seuils d'identification adaptatifs afin de gérer les problèmes des variations dans le signal ECG qui produisent la non-cohérence avec les seuils fixes.

Une autre perspective importante consiste à automatiser la méthode d'analyse proposée dans ce travail afin de développer un réseau intelligent permettant de prédire les conditions nécessaires de transmission pour le maintien d'un excellent ECG pour différents sujets dans une configuration de surveillance donnée.

▪ *Perspectives à long terme*

A plus long terme, il serait pertinent d'implémenter et de concevoir un prototype pour le système ECG en optique sans fil étudié afin d'évaluer son efficacité dans des conditions réelles et apporter les ajustements nécessaires pour l'optimisation. Cette étape permet de concrétiser et valoriser les aspects théoriques relevés dans cette recherche et d'exploiter les résultats trouvés en une application pratique apportant des avantages significatifs dans le domaine de la télémétrie cardiaque.

Enfin, les perspectives mentionnées et les différentes interrogations soulevées pendant cette thèse peuvent être une ouverture à des futures approches collaboratives interdisciplinaires avec d'autres membres et partenaires de la communauté scientifique et industrielle, notamment pour l'analyse et le traitement des signaux ECG, le développement et l'adoption des méthodes de l'intelligence artificielle ainsi que l'implémentation matérielle et la miniaturisation des prototypes.

Liste des publications

- [1] Sahuguede, S., Boussebt, A., Chehbani, A., Combeau, P., Julien Vergonjanne, A., "*Optical wireless body area network for baby monitoring*" 2021, International Symposium on Optomechatronic Technology (ISOT), Besançon, France, 2021.
- [2] A. Chehbani, S. Sahuguede and A. Julien-Vergonjanne, "*RF-Free infant ECG monitoring: Performance and signal quality assessment*," 2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Glasgow, Scotland, United Kingdom, 2022, pp. 2891-2897, doi: 10.1109/EMBC48229.2022.9871387
- [3] Chehbani, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne and O. Bernard, "*Impact of optical wireless transmission reliability on ECG signal quality*," 2022 13th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP), Porto, Portugal, 2022, pp. 434-439, doi: 10.1109/CSNDSP54353.2022.9908044.
- [4] Chehbani A, Sahuguede S, Julien-Vergonjanne A, Bernard O. *Quality Indexes of the ECG Signal Transmitted Using Optical Wireless Link*. Sensors (Basel). 2023;23(9):4522. Published 2023 May 6. doi:10.3390/s23094522
- [5] A. Chehbani, S. Sahuguede and A. Julien-Vergonjanne, "*Neonate Heart Rate Variability Monitoring Using Optical Wireless Link*," 2023 IEEE Symposium on Computers and Communications (ISCC), Gammarth, Tunisia, 2023, pp. 1-6, doi: 10.1109/ISCC58397.2023.10218225

Références bibliographiques

- [1] W. Barbosa, K. Zhou, E. Waddell, T. Myers, et E. R. Dorsey, « Improving Access to Care: Telemedicine Across Medical Domains », *Annu. Rev. Public Health*, vol. 42, n° 1, p. 463-481, 2021, doi: 10.1146/annurev-publhealth-090519-093711.
- [2] G. Molinari, M. Molinari, M. D. Biase, et N. D. Brunetti, « Telecardiology and its settings of application: An update », *J. Telemed. Telecare*, janv. 2017, doi: 10.1177/1357633X16689432.
- [3] « Ageing and health ». Consulté le: 28 juillet 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
- [4] « 68,1 millions d'habitants en 2070 : une population un peu plus nombreuse qu'en 2021, mais plus âgée - Insee Première - 1881 ». Consulté le: 26 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.insee.fr/fr/statistiques/5893969>
- [5] M. M. Baig, H. Gholamhosseini, et M. J. Connolly, « A comprehensive survey of wearable and wireless ECG monitoring systems for older adults », *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 51, n° 5, p. 485-495, mai 2013, doi: 10.1007/s11517-012-1021-6.
- [6] object Object, « National, regional, and worldwide estimates of preterm birth rates in the year 2010 with time trends since 1990 for selected countries: a systematic analysis and implications. », Consulté le: 7 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: https://core.ac.uk/reader/13114607?utm_source=linkout
- [7] R. J. Martin, « Anatomy of carotid bodies », 2012.
- [8] B. J. Bouma et B. J. M. Mulder, « Changing Landscape of Congenital Heart Disease », *Circ. Res.*, vol. 120, n° 6, p. 908-922, mars 2017, doi: 10.1161/CIRCRESAHA.116.309302.
- [9] D. Masarone *et al.*, « Pediatric Heart Failure: A Practical Guide to Diagnosis and Management », *Pediatr. Neonatol.*, vol. 58, n° 4, p. 303-312, août 2017, doi: 10.1016/j.pedneo.2017.01.001.
- [10] E. Wu *et al.*, « Wireless Monitoring Systems for Vital Signs in Neonates and Infants: a Systematic Review », *Neonatology Today*, vol. 17, n° 8, p. 3-19, août 2022, doi: 10.51362/neonatology.today/2022178319.
- [11] H. U. Chung *et al.*, « Binodal, wireless epidermal electronic systems with in-sensor analytics for neonatal intensive care », *Science*, vol. 363, n° 6430, p. eaau0780, mars 2019, doi: 10.1126/science.aau0780.
- [12] « Monitoring of premature newborns by video and audio analyses ». Consulté le: 7 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://syntheses.univ-rennes1.fr/search-theses/notice.html?id=rennes1-ori-wf-1-12569&printable=true>
- [13] G. Beaussonie, « Loi n° 2015-136 du 9 février 2015 relative à la sobriété, à la transparence, à l'information et à la concertation en matière d'exposition aux ondes électromagnétiques », *Rev. Sci. Criminelle Droit Pénal Comparé*, n° 04, p. 915, févr. 2016.
- [14] Z. Ghassemlooy, W. Popoola, et S. Rajbhandari, *Optical wireless communications: system and channel modelling with MATLAB*. Boca Raton, FL: Taylor & Francis, 2013.
- [15] S. S. Torkestani, S. Sahuguede, A. Julien-Vergonjanne, et J. P. Cances, « Indoor optical wireless system dedicated to healthcare application in a hospital », *IET Commun.*, vol. 6, n° 5, Art. n° 5, 2012, doi: 10.1049/iet-com.2010.1116.
- [16] L. Chevalier, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Optical Wireless Links as an Alternative to Radio-Frequency for Medical Body Area Networks », *IEEE J. Sel. Areas Commun.*, vol. 33, n° 9, Art. n° 9, sept. 2015, doi: 10.1109/JSAC.2015.2432527.

- [17] A. Kaba, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Channel Modeling of an Optical Wireless Body Sensor Network for Walk Monitoring of Elderly », *Sensors*, vol. 21, n° 9, Art. n° 9, janv. 2021, doi: 10.3390/s21092904.
- [18] A.-A. A. Boulogeorgos, S. E. Trevlakis, et N. D. Chatzidiamantis, « Optical Wireless Communications for In-Body and Transdermal Biomedical Applications », *IEEE Commun. Mag.*, vol. 59, n° 1, Art. n° 1, janv. 2021, doi: 10.1109/MCOM.001.2000280.
- [19] O. Haddad, M. A. Khalighi, et A. Zubow, « Wireless Body-Area Networks in Medical Applications Using Optical Signal Transmission », in *2021 Optical Fiber Communications Conference and Exhibition (OFC)*, juin 2021, p. 1-3.
- [20] « Cardiovascular diseases ». Consulté le: 27 juillet 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases>
- [21] D. van der Linde *et al.*, « Birth prevalence of congenital heart disease worldwide: a systematic review and meta-analysis », *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 58, n° 21, p. 2241-2247, nov. 2011, doi: 10.1016/j.jacc.2011.08.025.
- [22] P. Díez-Villanueva, C. Jiménez-Méndez, et F. Alfonso, « Heart failure in the elderly », *J. Geriatr. Cardiol. JGC*, vol. 18, n° 3, p. 219-232, mars 2021, doi: 10.11909/j.issn.1671-5411.2021.03.009.
- [23] A. Materre, « Histoire de l'électrocardiogramme : de la découverte de l'électrophysiologie à l'électrocardiographie moderne = History of electrocardiography : from discovery of electrophysiology to modern ECG », Limoges, 2016. Consulté le: 27 juillet 2023. [En ligne]. Disponible sur: <http://aurore.unilim.fr/ori-oai-search/notice/view/unilim-ori-107383>
- [24] W. Einthoven, « The Galvanometric Registration of the Human Electrocardiogram, Likewise a Review of the Use of the Capillary-Electrometer in Physiology^{1*} », *Ann. Noninvasive Electrocardiol.*, vol. 2, n° 1, p. 93-93, 1997, doi: 10.1111/j.1542-474X.1997.tb00314.x.
- [25] « Schiller Cardiovit AT-2 Plus ECG and Spirometer - Save at Tiger Medical, Inc ». Consulté le: 26 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: https://www.tigermedical.com/Products/Cardiovit-AT-2-Plus-ECG-with-Spirometry-Option__SCH9025000C-.aspx
- [26] « GEH2053900-001-468104--20180306042101592.pdf ». Consulté le: 27 juillet 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://image.tigermedical.com/Manuals/GEH2053900-001-468104--20180306042101592.pdf>
- [27] « Electrocardiographe NIHON KOHDEN - ECG Cardiofax S-2250 ». Consulté le: 26 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: https://www.distrimed.com/product_info.php?products_id=9567
- [28] A. Galli, F. Ambrosini, et F. Lombardi, « Holter Monitoring and Loop Recorders: From Research to Clinical Practice », *Arrhythmia Electrophysiol. Rev.*, vol. 5, n° 2, p. 136-143, août 2016, doi: 10.15420/AER.2016.17.2.
- [29] C. S. Kwok *et al.*, « A Review of the Wide Range of Indications and Uses of Implantable Loop Recorders: A Review of the Literature », *Hearts*, vol. 3, n° 2, Art. n° 2, juin 2022, doi: 10.3390/hearts3020007.
- [30] M. A. Serhani, H. T. El Kassabi, H. Ismail, et A. Nujum Navaz, « ECG Monitoring Systems: Review, Architecture, Processes, and Key Challenges », *Sensors*, vol. 20, n° 6, p. 1796, mars 2020, doi: 10.3390/s20061796.
- [31] J. C. L. Himmelreich *et al.*, « Diagnostic Accuracy of a Smartphone-Operated, Single-Lead Electrocardiography Device for Detection of Rhythm and Conduction Abnormalities in Primary Care », *Ann. Fam. Med.*, vol. 17, n° 5, p. 403-411, sept. 2019, doi: 10.1370/afm.2438.

- [32] J. J. H. Bray, E. F. Lloyd, F. Adenwalla, S. Kelly, K. Wareham, et J. P. J. Halcox, « Single-lead ECGs (AliveCor) are a feasible, cost-effective and safer alternative to 12-lead ECGs in community diagnosis and monitoring of atrial fibrillation », *BMJ Open Qual.*, vol. 10, n° 1, p. e001270, mars 2021, doi: 10.1136/bmjopen-2020-001270.
- [33] A. Abdou et S. Krishnan, « Horizons in Single-Lead ECG Analysis From Devices to Data », *Front. Signal Process.*, vol. 2, 2022, Consulté le: 9 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/frsip.2022.866047>
- [34] N. Dey, A. S. Ashour, F. Shi, S. J. Fong, et R. S. Sherratt, « Developing residential wireless sensor networks for ECG healthcare monitoring », *IEEE Trans. Consum. Electron.*, vol. 63, n° 4, p. 442-449, nov. 2017, doi: 10.1109/TCE.2017.015063.
- [35] A. H. Omre, « Bluetooth Low Energy: Wireless Connectivity for Medical Monitoring », *J. Diabetes Sci. Technol.*, vol. 4, n° 2, p. 457-463, mars 2010.
- [36] M. Poliks *et al.*, « A Wearable Flexible Hybrid Electronics ECG Monitor », in *2016 IEEE 66th Electronic Components and Technology Conference (ECTC)*, mai 2016, p. 1623-1631. doi: 10.1109/ECTC.2016.395.
- [37] V. P. Rachim et W.-Y. Chung, « Wearable Noncontact Armband for Mobile ECG Monitoring System », *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 10, n° 6, p. 1112-1118, déc. 2016, doi: 10.1109/TBCAS.2016.2519523.
- [38] M. Aguilar-Rivera *et al.*, « Wireless Heart Sensor for Capturing Cardiac Orienting Response for Prediction of Neurodevelopmental Delay in Infants », *Sensors*, vol. 22, n° 23, Art. n° 23, janv. 2022, doi: 10.3390/s22239140.
- [39] C. M. Ramya, M. Shanmugaraj, et R. Prabakaran, « Study on ZigBee technology », in *2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology*, avr. 2011, p. 297-301. doi: 10.1109/ICECTECH.2011.5942102.
- [40] L.-H. Wang, T.-Y. Chen, K.-H. Lin, Q. Fang, et S.-Y. Lee, « Implementation of a Wireless ECG Acquisition SoC for IEEE 802.15.4 (ZigBee) Applications », *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 19, n° 1, p. 247-255, janv. 2015, doi: 10.1109/JBHI.2014.2311232.
- [41] E. Spanò, S. Di Pascoli, et G. Iannaccone, « Low-Power Wearable ECG Monitoring System for Multiple-Patient Remote Monitoring », *IEEE Sens. J.*, vol. 16, n° 13, p. 5452-5462, juill. 2016, doi: 10.1109/JSEN.2016.2564995.
- [42] O. M. Sumathi, M. Malini, et T. Vikram, « Wireless Data Acquisition System For Vital Sign Monitoring of Neonates », in *International Conference on Computing and Communication Technologies*, déc. 2014, p. 1-4. doi: 10.1109/ICCCT2.2014.7066734.
- [43] K. Kang, K.-J. Park, J.-J. Song, C.-H. Yoon, et L. Sha, « A Medical-Grade Wireless Architecture for Remote Electrocardiography », *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 15, n° 2, p. 260-267, mars 2011, doi: 10.1109/TITB.2011.2104365.
- [44] G. Panagi et K. Katzis, « Towards 3-Lead Electrocardiogram Monitoring over LoRa: A Conceptual Design », in *2020 IEEE International Conference on Communications Workshops (ICC Workshops)*, juin 2020, p. 1-5. doi: 10.1109/ICCWorkshops49005.2020.9145424.
- [45] E. Nemat, M. J. Deen, et T. Mondal, « A wireless wearable ECG sensor for long-term applications », *IEEE Commun. Mag.*, vol. 50, n° 1, p. 36-43, janv. 2012, doi: 10.1109/MCOM.2012.6122530.
- [46] Md. M. Rahman, T. Aziz, et H.-G. Ryu, « UHF RFID Wireless Communication System for Real Time ECG Monitoring », in *2021 Twelfth International Conference on Ubiquitous and Future Networks (ICUFN)*, août 2021, p. 276-279. doi: 10.1109/ICUFN49451.2021.9528649.

- [47] A. Srivastava *et al.*, « Bio-WiTel: A Low-Power Integrated Wireless Telemetry System for Healthcare Applications in 401–406 MHz Band of MedRadio Spectrum », *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, vol. 22, n° 2, p. 483-494, mars 2018, doi: 10.1109/JBHI.2016.2639587.
- [48] S.-N. Yu et J.-C. Cheng, « A Wireless Physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies », *Conf. Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2005, p. 2203-2206, 2005, doi: 10.1109/IEMBS.2005.1616900.
- [49] C. Liu *et al.*, « Signal Quality Assessment and Lightweight QRS Detection for Wearable ECG SmartVest System », *IEEE Internet Things J.*, vol. 6, n° 2, Art. n° 2, avr. 2019, doi: 10.1109/JIOT.2018.2844090.
- [50] « Global IoT market to grow to 24.1 billion devices in 2030, generating \$1.5 trillion annual revenue ». Consulté le: 6 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://transformainsights.com/iot-market-24-billion-usd15-trillion-revenue-2030>
- [51] M. Periyasam et R. Dhanasekaran, « Electromagnetic interference on critical medical equipments by RF devices », in *2013 International Conference on Communication and Signal Processing*, avr. 2013, p. 78-82. doi: 10.1109/iccsp.2013.6577019.
- [52] « IEEE Standard for Local and metropolitan area networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks », *IEEE Std 802156-2012*, p. 1-271, févr. 2012, doi: 10.1109/IEEESTD.2012.6161600.
- [53] « Le règlement général sur la protection des données (RGPD), mode d'emploi ». Consulté le: 15 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.economie.gouv.fr/entreprises/reglement-general-protection-donnees-rgpd>
- [54] M. Cäsar, T. Pawelke, J. Steffan, et G. Terhorst, « A survey on Bluetooth Low Energy security and privacy », *Comput. Netw.*, vol. 205, p. 108712, mars 2022, doi: 10.1016/j.comnet.2021.108712.
- [55] A. K. Das, P. H. Pathak, C.-N. Chuah, et P. Mohapatra, « Uncovering Privacy Leakage in BLE Network Traffic of Wearable Fitness Trackers », in *Proceedings of the 17th International Workshop on Mobile Computing Systems and Applications*, in HotMobile '16. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, févr. 2016, p. 99–104. doi: 10.1145/2873587.2873594.
- [56] H. Qu, J. Cheng, Q. Cheng, et L. Y. Wang, « WiFi-Based Telemedicine System: Signal Accuracy and Security », in *2009 International Conference on Computational Science and Engineering*, août 2009, p. 1081-1085. doi: 10.1109/CSE.2009.60.
- [57] J. C. Lin, « Human Exposure to RF, Microwave, and Millimeter-Wave Electromagnetic Radiation [Health Effects] », *IEEE Microw. Mag.*, vol. 17, n° 6, p. 32-36, juin 2016, doi: 10.1109/MMM.2016.2538540.
- [58] C. V. Bellieni, V. Nardi, G. Buonocore, S. Di Fabio, I. Pinto, et A. Verrotti, « Electromagnetic fields in neonatal incubators: the reasons for an alert », *J. Matern.-Fetal Neonatal Med. Off. J. Eur. Assoc. Perinat. Med. Fed. Asia Ocean. Perinat. Soc. Int. Soc. Perinat. Obstet.*, vol. 32, n° 4, p. 695-699, févr. 2019, doi: 10.1080/14767058.2017.1390559.
- [59] G. Ahmed *et al.*, « Rigorous Analysis and Evaluation of Specific Absorption Rate (SAR) for Mobile Multimedia Healthcare », *IEEE Access*, vol. 6, p. 29602-29610, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2839909.
- [60] A. Celik, I. Romdhane, G. Kaddoum, et A. M. Eltawil, « A Top-Down Survey on Optical Wireless Communications for the Internet of Things », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 25, n° 1, p. 1-45, 2023, doi: 10.1109/COMST.2022.3220504.

- [61] J. Bouclé, D. Ribeiro Dos Santos, et A. Julien-Vergonjanne, « Doing More with Ambient Light: Harvesting Indoor Energy and Data Using Emerging Solar Cells », *Solar*, vol. 3, n° 1, Art. n° 1, mars 2023, doi: 10.3390/solar3010011.
- [62] W. A. Cahyadi, Y. H. Chung, Z. Ghassemlooy, et N. B. Hassan, « Optical Camera Communications: Principles, Modulations, Potential and Challenges », *Electronics*, vol. 9, n° 9, Art. n° 9, sept. 2020, doi: 10.3390/electronics9091339.
- [63] M. D. Al-Amri, M. El-Gomati, et M. S. Zubairy, Éd., *Optics in Our Time*. Cham: Springer International Publishing, 2016. doi: 10.1007/978-3-319-31903-2.
- [64] R. Rached, « Le « Discours de la lumière » d'Ibn al-Haytham (Alhazen). Traduction française critique », *Rev. Hist. Sci.*, vol. 21, n° 3, p. 197-224, 1968, doi: 10.3406/rhs.1968.2560.
- [65] A. G. Bell, « On the production and reproduction of sound by light », *Am. J. Sci.*, vol. s3-20, n° 118, p. 305-324, oct. 1880, doi: 10.2475/ajs.s3-20.118.305.
- [66] S. A. H. Mohsan, A. Mazinani, H. B. Sadiq, et H. Amjad, « A survey of optical wireless technologies: practical considerations, impairments, security issues and future research directions », *Opt. Quantum Electron.*, vol. 54, n° 3, Art. n° 3, févr. 2022, doi: 10.1007/s11082-021-03442-5.
- [67] A. Hamza et T. Tripp, « Optical Wireless Communication for the Internet of Things: Advances, Challenges, and Opportunities ». TechRxiv, 24 juillet 2020. doi: 10.36227/techrxiv.12659789.v2.
- [68] M. A. Khalighi et M. Uysal, « Survey on Free Space Optical Communication: A Communication Theory Perspective », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 16, n° 4, p. 2231-2258, 2014, doi: 10.1109/COMST.2014.2329501.
- [69] H. Kaushal et G. Kaddoum, « Optical Communication in Space: Challenges and Mitigation Techniques », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 19, n° 1, p. 57-96, 2017, doi: 10.1109/COMST.2016.2603518.
- [70] Z. Zeng, S. Fu, H. Zhang, Y. Dong, et J. Cheng, « A Survey of Underwater Optical Wireless Communications », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 19, n° 1, p. 204-238, 2017, doi: 10.1109/COMST.2016.2618841.
- [71] F. R. Gfeller et U. Bapst, « Wireless in-house data communication via diffuse infrared radiation », *Proc. IEEE*, vol. 67, n° 11, p. 1474-1486, nov. 1979, doi: 10.1109/PROC.1979.11508.
- [72] S. Nakamura, T. M. T. Mukai, et M. S. M. Senoh, « High-Power GaN P-N Junction Blue-Light-Emitting Diodes », *Jpn. J. Appl. Phys.*, vol. 30, n° 12A, p. L1998, déc. 1991, doi: 10.1143/JJAP.30.L1998.
- [73] S. Dimitrov et H. Haas, *Principles of LED Light Communications: Towards Networked Li-Fi*. Cambridge University Press, 2015.
- [74] H. Haas, Y. L. Wang, et C. C. « What is LiFi? », *J. Light. Technol.*, vol. 34, n° 6, p. 1533-1544, mars 2016, doi: 10.1109/JLT.2015.2510021.
- [75] M. D. Soltani *et al.*, « Terabit indoor laser-based wireless communications: LiFi 2.0 for 6G », *Terabit Indoor Laser-Based Wirel. Commun.*, p. 1-7, juin 2022, doi: 10.48550/arXiv.2206.10532.
- [76] A. C. Boucouvalas, P. Chatzimisios, Z. Ghassemlooy, M. Uysal, et K. Yiannopoulos, « Standards for indoor Optical Wireless Communications », *IEEE Commun. Mag.*, vol. 53, n° 3, p. 24-31, mars 2015, doi: 10.1109/MCOM.2015.7060515.
- [77] « IrDA Specifications », IRDA.org. Consulté le: 12 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.irda.org/standards/specifications>

- [78] « IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks—Part 15.7: Short-Range Wireless Optical Communication Using Visible Light », *IEEE Std 802157-2011*, p. 1-309, sept. 2011, doi: 10.1109/IEEESTD.2011.6016195.
- [79] « G.9991 : High-speed indoor visible light communication transceiver - System architecture, physical layer and data link layer specification ». Consulté le: 11 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.itu.int/rec/T-REC-G.9991-201903-l/en>
- [80] « IEEE P802.11 - LIGHT COMMUNICATION TASK GROUP ». Consulté le: 11 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: https://www.ieee802.org/11/Reports/tgbb_update.htm
- [81] « P802.11bb/D7.0, Mar 2023 - IEEE Approved Draft Standard for Information Technology--Telecommunications and Information Exchange Between Systems Local and Metropolitan Area Networks--Specific Requirements - Part 11: Wireless LAN Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications Amendment 7: Light Communications ». Consulté le: 12 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10063242>
- [82] C.-X. Wang *et al.*, « On the Road to 6G: Visions, Requirements, Key Technologies, and Testbeds », *IEEE Commun. Surv. Tutor.*, vol. 25, n° 2, p. 905-974, 2023, doi: 10.1109/COMST.2023.3249835.
- [83] J. M. Kahn et J. R. Barry, « Wireless infrared communications », *Proc. IEEE*, vol. 85, n° 2, p. 265-298, févr. 1997, doi: 10.1109/5.554222.
- [84] F. Buchali, R. Dischler, et X. Liu, « Optical OFDM: A promising high-speed optical transport technology », *Bell Labs Tech. J.*, vol. 14, n° 1, p. 125-146, 2009, doi: 10.1002/bltj.20358.
- [85] « OFDM for Optical Communications | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore ». Consulté le: 15 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4785281>
- [86] T. B. Hoang, « Infrared and visible wireless optical technology for body sensor connectivity », These de doctorat, Limoges, 2019. Consulté le: 11 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2019LIMO0027>
- [87] « SIST EN 62471:2008 - Photobiological safety of lamps and lamp systems (IEC 62471:2006, modified) », iTeh Standards. Consulté le: 12 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/be4c3fc3-eeec-48b6-affb-e941fb4fb9ca/sist-en-62471-2008>
- [88] « [38] Lumileds, « LUXEON IR Family Eye Safety. Assembly and Handling Guidelines ». Lumileds Holding B.V, 2020. - Recherche Google ». Consulté le: 15 octobre 2023.
- [89] « Standard | IECEE ». Consulté le: 17 novembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.iecee.org/certification/iec-standards/iec-60825-12007>
- [90] R. Ramirez-Iniguez et R. J. Green, « Indoor optical wireless communications », in *IEE Colloquium on Optical Wireless Communications (Ref. No. 1999/128)*, juin 1999, p. 14/1-14/7. doi: 10.1049/ic:19990705.
- [91] S. Joumessi Demeffo, « Dispositif communicant par optique sans fil pour les transmissions audio à l'intérieur du cockpit d'un avion », These de doctorat, Limoges, 2020. Consulté le: 27 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2020LIMO0065>
- [92] H. Melchior, M. B. Fisher, et F. R. Arams, « Photodetectors for optical communication systems », *Proc. IEEE*, vol. 58, n° 10, p. 1466-1486, oct. 1970, doi: 10.1109/PROC.1970.7972.
- [93] A. J. C. Moreira, R. T. Valadas, et A. M. de Oliveira Duarte, « Characterisation and modelling of artificial light interference in optical wireless communication systems », in *Proceedings of 6th International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications*, sept. 1995, p. 326-331 vol.1. doi: 10.1109/PIMRC.1995.476907.

- [94] I. Sohn, Y. H. Jang, et S. H. Lee, « Ultra-Low-Power Implantable Medical Devices: Optical Wireless Communication Approach », *IEEE Commun. Mag.*, vol. 58, n° 5, Art. n° 5, mai 2020, doi: 10.1109/MCOM.001.1900609.
- [95] Y. Y. Tan, S.-J. Jung, et W.-Y. Chung, « Real time biomedical signal transmission of mixed ECG Signal and patient information using visible light communication », in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, juill. 2013, p. 4791-4794. doi: 10.1109/EMBC.2013.6610619.
- [96] Y.-Y. Tan et W.-Y. Chung, « Mobile health–monitoring system through visible light communication », *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 24, n° 6, Art. n° 6, 2014, doi: 10.3233/BME-141179.
- [97] A. Al-Qahtani *et al.*, « A non-invasive remote health monitoring system using visible light communication », in *2015 2nd International Symposium on Future Information and Communication Technologies for Ubiquitous HealthCare (Ubi-HealthTech)*, mai 2015, p. 1-3. doi: 10.1109/Ubi-HealthTech.2015.7203332.
- [98] J. An et W.-Y. Chung, « A novel indoor healthcare with time hopping-based visible light communication », in *2016 IEEE 3rd World Forum on Internet of Things (WF-IoT)*, déc. 2016, p. 19-23. doi: 10.1109/WF-IoT.2016.7845438.
- [99] D. R. Dhatchayeny, W. A. Cahyadi, S. R. Teli, et Y.-H. Chung, « A novel optical body area network for transmission of multiple patient vital signs », in *2017 Ninth International Conference on Ubiquitous and Future Networks (ICUFN)*, juill. 2017, p. 542-544. doi: 10.1109/ICUFN.2017.7993845.
- [100] J. An, Q. N. Pham, et W.-Y. Chung, « Single cell three-channel wavelength division multiplexing in visible light communication », *Opt. Express*, vol. 25, n° 21, Art. n° 21, oct. 2017, doi: 10.1364/OE.25.025477.
- [101] J. An, N. Q. Pham, et W.-Y. Chung, « Multiple bio-monitoring system using visible light for electromagnetic-wave free indoor healthcare », *Opt. Commun.*, vol. 405, p. 107-113, déc. 2017, doi: 10.1016/j.optcom.2017.08.006.
- [102] T. Sato, Y. Shiraki, et T. Moriya, « Heart rate measurement with video camera based on visible light communication », *NTT Tech. Rev.*, vol. 15, juill. 2017.
- [103] D. R. Dhatchayeny, S. Arya, et Y. H. Chung, « Patient Mobility Support for Indoor Non-Directed Optical Body Area Networks », *Sensors*, vol. 19, n° 10, Art. n° 10, janv. 2019, doi: 10.3390/s19102297.
- [104] D. R. Dhatchayeny, S. Arya, et Y. H. Chung, « Infrared-Based Multiple-Patient Monitoring in Indoor Optical Wireless Healthcare Systems », *IEEE Sens. J.*, vol. 19, n° 14, Art. n° 14, juill. 2019, doi: 10.1109/JSEN.2019.2906898.
- [105] M. K. Hasan, M. Shahjalal, M. Z. Chowdhury, et Y. M. Jang, « Real-Time Healthcare Data Transmission for Remote Patient Monitoring in Patch-Based Hybrid OCC/BLE Networks », *Sensors*, vol. 19, n° 5, Art. n° 5, janv. 2019, doi: 10.3390/s19051208.
- [106] S. Sahuguède, A. Julien-Vergonjanne, O. Bernard, K. Vasko, et B. Shtangei, « Optical Wireless Transmission of Electrocardiogram During Effort », in *Ubiquitous Networking*, O. Habachi, V. Meghdadi, E. Sabir, et J.-P. Cances, Éd., in *Lecture Notes in Computer Science*. Cham: Springer International Publishing, 2020, p. 226-233. doi: 10.1007/978-3-030-58008-7_18.
- [107] D. Pratiwi, G. Cossu, et E. Ciaramella, « Transmitting ECG waveforms by means of optical antennas », in *2022 13th International Symposium on Communication Systems, Networks and Digital Signal Processing (CSNDSP)*, juill. 2022, p. 6-10. doi: 10.1109/CSNDSP54353.2022.9907997.

- [108] S. S. Torkestani, « Contribution à l'étude d'un réseau de communications optiques sans fils indoor : application à la télésurveillance en milieu hospitalier », These de doctorat, Limoges, 2012. Consulté le: 11 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2012LIMO4032>
- [109] N. Barbot, « Codage de canal pour les communications optiques sans fil », These de doctorat, Limoges, 2013. Consulté le: 24 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2013LIMO4020>
- [110] P. Toumieux, « Conception d'un système d'évaluation à distance de la dépense énergétique liée à une activité physique : Application à la supervision de la dépense énergétique de patients en post - AVC », These de doctorat, Limoges, 2015. Consulté le: 11 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2015LIMO0141>
- [111] L. Chevalier, « Performances de l'optique sans fil pour les réseaux de capteurs corporels », These de doctorat, Limoges, 2015. Consulté le: 14 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2015LIMO0118>
- [112] C. Le Bas, « Système de télésurveillance médicale utilisant la technologie de transmission optique sans fil », These de doctorat, Limoges, 2017. Consulté le: 14 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2017LIMO0087>
- [113] A. Kaba, « Incitation à l'activité physique des personnes âgées par réseaux de capteurs sans fil », These de doctorat, Limoges, 2022. Consulté le: 11 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2022LIMO0020>
- [114] R. Klabunde, *Cardiovascular Physiology Concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [115] A. Cabasson, « Estimation et analyse des intervalles cardiaques », These de doctorat, Nice, 2008. Consulté le: 15 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2008NICE4053>
- [116] « Système cardiovasculaire : le coeur (MARIEB ch.18) », Médecine Intégrée. Consulté le: 1 septembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://medecine-integree.com/systeme-circulatoire-le-coeur/>
- [117] M. Romanò, *Text Atlas of Practical Electrocardiography: A Basic Guide to ECG Interpretation*. Springer, 2015.
- [118] M. Baudot, « Rôle des canaux ioniques dans les dysfonctions de l'activité du nœud sinusal », These de doctorat, Montpellier, 2018. Consulté le: 15 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.theses.fr/2018MONTT063>
- [119] O. M. Assam, « Modélisation, Débruitage, Extraction des caractéristiques et Classification des signaux électrocardiogrammes ECG », doctoral, Université de Batna 2, 2018. Consulté le: 20 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <http://eprints.univ-batna2.dz/1607/>
- [120] S. Meek et F. Morris, « Introduction. I—Leads, rate, rhythm, and cardiac axis », *BMJ*, vol. 324, n° 7334, p. 415-418, févr. 2002.
- [121] F. N. Wilson, A. G. Macleod, et P. S. Barker, « The potential variations produced by the heart beat at the apices of Einthoven's triangle », *Am. Heart J.*, vol. 7, n° 2, p. 207-211, déc. 1931, doi: 10.1016/S0002-8703(31)90411-0.
- [122] F. N. Wilson, F. D. Johnston, A. G. Macleod, et P. S. Barker, « Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode », *Am. Heart J.*, vol. 9, n° 4, p. 447-458, avr. 1934, doi: 10.1016/S0002-8703(34)90093-4.
- [123] E. Goldberger, « The aVI, aVr, and aVf leads: A simplification of standard lead electrocardiography », *Am. Heart J.*, vol. 24, n° 3, p. 378-396, sept. 1942, doi: 10.1016/S0002-8703(42)90821-4.

- [124] E. Goldberger, « A simple, indifferent, electrocardiographic electrode of zero potential and a technique of obtaining augmented, unipolar, extremity leads », *Am. Heart J.*, vol. 23, n° 4, p. 483-492, avr. 1942, doi: 10.1016/S0002-8703(42)90293-X.
- [125] J. Francis, « ECG monitoring leads and special leads », *Indian Pacing Electrophysiol. J.*, vol. 16, n° 3, p. 92-95, mai 2016, doi: 10.1016/j.ipej.2016.07.003.
- [126] « Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings ». Consulté le: 18 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.ahajournals.org/doi/epub/10.1161/01.CIR.0000145144.56673.59>
- [127] R. E. Mason et I. Likar, « A new system of multiple-lead exercise electrocardiography », *Am. Heart J.*, vol. 71, n° 2, p. 196-205, févr. 1966, doi: 10.1016/0002-8703(66)90182-7.
- [128] G. E. Dower, A. Yakush, S. B. Nazzal, R. V. Jutzy, et C. E. Ruiz, « Deriving the 12-lead electrocardiogram from four (EASI) electrodes », *J. Electrocardiol.*, vol. 21, p. S182-S187, janv. 1988, doi: 10.1016/0022-0736(88)90090-8.
- [129] I. A. Mansi et I. S. Nash, « Ethnic differences in electrocardiographic amplitude measurements », *Ann. Saudi Med.*, vol. 24, n° 6, p. 459-464, 2004, doi: 10.5144/0256-4947.2004.459.
- [130] H.-C. Lue *et al.*, « Normal ECG standards and percentile charts for infants, children and adolescents », *Pediatr. Neonatol.*, vol. 64, n° 3, p. 256-273, mai 2023, doi: 10.1016/j.pedneo.2022.07.013.
- [131] P. Ahmadi *et al.*, « Age and gender differences of basic electrocardiographic values and abnormalities in the general adult population; Tehran Cohort Study », *BMC Cardiovasc. Disord.*, vol. 23, n° 1, p. 303, juin 2023, doi: 10.1186/s12872-023-03339-z.
- [132] A. D. Jose et D. Collison, « The normal range and determinants of the intrinsic heart rate in man », *Cardiovasc. Res.*, vol. 4, n° 2, p. 160-167, avr. 1970, doi: 10.1093/cvr/4.2.160.
- [133] R. McCraty et F. Shaffer, « Heart Rate Variability: New Perspectives on Physiological Mechanisms, Assessment of Self-regulatory Capacity, and Health risk », *Glob. Adv. Health Med.*, vol. 4, n° 1, p. 46-61, janv. 2015, doi: 10.7453/gahmj.2014.073.
- [134] M. Malik *et al.*, « Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use », *Eur. Heart J.*, vol. 17, n° 3, p. 354-381, mars 1996, doi: 10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868.
- [135] F. Shaffer, R. McCraty, et C. L. Zerr, « A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability », *Front. Psychol.*, vol. 5, p. 1040, sept. 2014, doi: 10.3389/fpsyg.2014.01040.
- [136] H. Patural *et al.*, « Autonomic cardiac control of very preterm newborns: A prolonged dysfunction », *Early Hum. Dev.*, vol. 84, n° 10, p. 681-687, oct. 2008, doi: 10.1016/j.earlhumdev.2008.04.010.
- [137] F. A. Selig, E. R. Tonolli, É. V. C. M. da Silva, et M. F. de Godoy, « Heart rate variability in preterm and term neonates », *Arq. Bras. Cardiol.*, vol. 96, p. 443-449, juin 2011, doi: 10.1590/S0066-782X2011005000059.
- [138] J. Pan et W. J. Tompkins, « A Real-Time QRS Detection Algorithm », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, n° 3, p. 230-236, mars 1985, doi: 10.1109/TBME.1985.325532.
- [139] H. Sedghamiz, « Matlab implementation of Pan Tompkins ECG QRS detector », *Code Available File Exch. Site MathWorks*, 2014.

- [140] S. Chatterjee, R. S. Thakur, R. N. Yadav, L. Gupta, et D. K. Raghuvanshi, « Review of noise removal techniques in ECG signals », *IET Signal Process.*, vol. 14, n° 9, p. 569-590, 2020, doi: 10.1049/iet-spr.2020.0104.
- [141] « Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis - Gari Clifford, Francisco Azuaje and PAtrick McSharry ». Consulté le: 17 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.mit.edu/~gari/ecgbook.html>
- [142] N. V. Thakor, J. G. Webster, et W. J. Tompkins, « Estimation of QRS Complex Power Spectra for Design of a QRS Filter », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, n° 11, p. 702-706, nov. 1984, doi: 10.1109/TBME.1984.325393.
- [143] P. Kligfield *et al.*, « Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram », *Circulation*, vol. 115, n° 10, p. 1306-1324, mars 2007, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200.
- [144] Q. Li, R. G. Mark, et G. D. Clifford, « Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter », *Physiol. Meas.*, vol. 29, n° 1, p. 15-32, janv. 2008, doi: 10.1088/0967-3334/29/1/002.
- [145] P. R. Rijnbeek, J. A. Kors, et M. Witsenburg, « Minimum Bandwidth Requirements for Recording of Pediatric Electrocardiograms », *Circulation*, vol. 104, n° 25, p. 3087-3090, déc. 2001, doi: 10.1161/hc5001.101063.
- [146] M. R. Jarvis et P. P. Mitra, « Apnea patients characterized by 0.02 Hz peak in the multitaper spectrogram of electrocardiogram signals », in *Computers in Cardiology 2000. Vol.27 (Cat. 00CH37163)*, sept. 2000, p. 769-772. doi: 10.1109/CIC.2000.898638.
- [147] B. G. Celler, P. deChazal, et N. H. Lovell, « Power spectral density estimates of populations of normal and abnormal 12 lead and Frank lead ECGs », in *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, oct. 1996, p. 1407-1408 vol.4. doi: 10.1109/IEMBS.1996.647478.
- [148] U. Satija, B. Ramkumar, et M. S. Manikandan, « A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment », *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 11, p. 36-52, 2018, doi: 10.1109/RBME.2018.2810957.
- [149] S. Kaplan Berkaya, A. K. Uysal, E. Sora Gunal, S. Ergin, S. Gunal, et M. B. Gulmezoglu, « A survey on ECG analysis », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 43, p. 216-235, mai 2018, doi: 10.1016/j.bspc.2018.03.003.
- [150] S. L. Joshi, R. A. Vatti, et R. V. Tornekar, « A Survey on ECG Signal Denoising Techniques », in *2013 International Conference on Communication Systems and Network Technologies*, avr. 2013, p. 60-64. doi: 10.1109/CSNT.2013.22.
- [151] S. Rani, A. Kaur, et J. S. Ubhi, « Comparative study of FIR and IIR filters for the removal of Baseline noises from ECG signal », 2011. Consulté le: 22 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.semanticscholar.org/paper/Comparative-study-of-FIR-and-IIR-filters-for-the-of-Rani-Kaur/91eb54de24aca8bae9ea95ba5ee46aad0c6cb6a7>
- [152] J. A. Van Alste et T. S. Schilder, « Removal of Base-Line Wander and Power-Line Interference from the ECG by an Efficient FIR Filter with a Reduced Number of Taps », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, n° 12, p. 1052-1060, déc. 1985, doi: 10.1109/TBME.1985.325514.
- [153] M. A. Mneimneh, E. E. Yaz, M. T. Johnson, et R. J. Povinelli, « An adaptive kalman filter for removing baseline wandering in ECG signals », in *2006 Computers in Cardiology*, sept. 2006, p. 253-256.
- [154] P. Gokhale, « ECG signal de-noising using discrete wavelet transform for removal of 50Hz PLI noise », *Int J Emerg Technol Adv Eng*, vol. 2, p. 81-85, janv. 2012.

- [155] M. Blanco-Velasco, B. Weng, et K. E. Barner, « ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition », *Comput. Biol. Med.*, vol. 38, n° 1, p. 1-13, janv. 2008, doi: 10.1016/j.compbiomed.2007.06.003.
- [156] L. Smital, M. Vitek, J. Kozumplik, et I. Provaznik, « Adaptive Wavelet Wiener Filtering of ECG Signals », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, n° 2, p. 437-445, févr. 2013, doi: 10.1109/TBME.2012.2228482.
- [157] L. Chmelka et J. Kozumplik, « Wavelet-based wiener filter for electrocardiogram signal denoising », in *Computers in Cardiology, 2005*, sept. 2005, p. 771-774. doi: 10.1109/CIC.2005.1588218.
- [158] G. Lenis, N. Pilia, A. Loewe, W. H. W. Schulze, et O. Dössel, « Comparison of Baseline Wander Removal Techniques considering the Preservation of ST Changes in the Ischemic ECG: A Simulation Study », *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2017, p. 9295029, 2017, doi: 10.1155/2017/9295029.
- [159] U. Satija, B. Ramkumar, et M. S. Manikandan, « A unified sparse signal decomposition and reconstruction framework for elimination of muscle artifacts from ECG signal », in *2016 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, mars 2016, p. 779-783. doi: 10.1109/ICASSP.2016.7471781.
- [160] G. D. Clifford et G. B. Moody, « Signal quality in cardiorespiratory monitoring », *Physiol. Meas.*, vol. 33, n° 9, p. E01, sept. 2012, doi: 10.1088/0967-3334/33/9/E01.
- [161] P. Langley *et al.*, « An algorithm for assessment of quality of ECGs acquired via mobile telephones », in *2011 Computing in Cardiology*, sept. 2011, p. 281-284.
- [162] F. Kuetche, N. Alexandre, N. E. Pascal, W. Colince, et S. Thierry, « Signal quality indices evaluation for robust ECG signal quality assessment systems », *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 9, n° 5, p. 055016, août 2023, doi: 10.1088/2057-1976/ace9e0.
- [163] Q. Li, C. Rajagopalan, et G. D. Clifford, « A machine learning approach to multi-level ECG signal quality classification », *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 117, n° 3, p. 435-447, déc. 2014, doi: 10.1016/j.cmpb.2014.09.002.
- [164] Z. Zhao et Y. Zhang, « SQI Quality Evaluation Mechanism of Single-Lead ECG Signal Based on Simple Heuristic Fusion and Fuzzy Comprehensive Evaluation », *Front. Physiol.*, vol. 9, 2018, Consulté le: 5 mars 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fphys.2018.00727>
- [165] F. Fu *et al.*, « Comparison of Machine Learning Algorithms for the Quality Assessment of Wearable ECG Signals Via Lenovo H3 Devices », *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 41, n° 2, p. 231-240, avr. 2021, doi: 10.1007/s40846-020-00588-7.
- [166] J. Behar, J. Oster, Q. Li, et G. D. Clifford, « ECG signal quality during arrhythmia and its application to false alarm reduction », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, n° 6, Art. n° 6, juin 2013, doi: 10.1109/TBME.2013.2240452.
- [167] X. Zhou, X. Zhu, K. Nakamura, et M. Noro, « Electrocardiogram Quality Assessment with a Generalized Deep Learning Model Assisted by Conditional Generative Adversarial Networks », *Life*, vol. 11, n° 10, Art. n° 10, oct. 2021, doi: 10.3390/life11101013.
- [168] Q. Zhang, L. Fu, et L. Gu, « A Cascaded Convolutional Neural Network for Assessing Signal Quality of Dynamic ECG », *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2019, p. e7095137, oct. 2019, doi: 10.1155/2019/7095137.
- [169] F. Liu, S. Wei, F. Lin, X. Jiang, et C. Liu, « An Overview of Signal Quality Indices on Dynamic ECG Signal Quality Assessment », in *Feature Engineering and Computational Intelligence in ECG Monitoring*, C. Liu et J. Li, Éd., Singapore: Springer, 2020, p. 33-54. doi: 10.1007/978-981-15-3824-7_3.

- [170] G. D. Clifford, D. Lopez, Q. Li, et I. Rezek, « Signal quality indices and data fusion for determining acceptability of electrocardiograms collected in noisy ambulatory environments », in *2011 Computing in Cardiology*, sept. 2011, p. 285-288.
- [171] I. Silva, G. B. Moody, et L. Celi, « Improving the quality of ECGs collected using mobile phones: The PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 », in *2011 Computing in Cardiology*, sept. 2011, p. 273-276.
- [172] G. D. Clifford, J. Behar, Q. Li, et I. Rezek, « Signal quality indices and data fusion for determining clinical acceptability of electrocardiograms », *Physiol. Meas.*, vol. 33, n° 9, Art. n° 9, août 2012, doi: 10.1088/0967-3334/33/9/1419.
- [173] J. Behar, J. Oster, Q. Li, et G. D. Clifford, « A single channel ECG quality metric », in *2012 Computing in Cardiology*, sept. 2012, p. 381-384.
- [174] F. Liu *et al.*, « Dynamic ECG Signal Quality Evaluation Based on the Generalized bSQL Index », *IEEE Access*, vol. 6, p. 41892-41902, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2860056.
- [175] N. Keskes, S. Fakhfakh, O. Kanoun, et N. Derbel, « Representativeness consideration in the selection of classification algorithms for the ECG signal quality assessment », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 76, p. 103686, juill. 2022, doi: 10.1016/j.bspc.2022.103686.
- [176] G. B. Moody et R. G. Mark, « The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database », *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 20, n° 3, p. 45-50, mai 2001, doi: 10.1109/51.932724.
- [177] M. Saeed *et al.*, « Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care II (MIMIC-II): A public-access intensive care unit database », *Crit. Care Med.*, vol. 39, n° 5, p. 952-960, mai 2011, doi: 10.1097/CCM.0b013e31820a92c6.
- [178] C. Daluwatte, L. Johannesen, L. Galeotti, J. Vicente, D. G. Strauss, et C. G. Scully, « Assessing ECG signal quality indices to discriminate ECGs with artefacts from pathologically different arrhythmic ECGs », *Physiol. Meas.*, vol. 37, n° 8, p. 1370-1382, août 2016, doi: 10.1088/0967-3334/37/8/1370.
- [179] S. Rahman, C. Karmakar, I. Natgunanathan, J. Yearwood, et M. Palaniswami, « Robustness of electrocardiogram signal quality indices », *J. R. Soc. Interface*, vol. 19, n° 189, Art. n° 189, avr. 2022, doi: 10.1098/rsif.2022.0012.
- [180] « MIT-BIH Arrhythmia Database Directory ». Consulté le: 23 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://archive.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm>
- [181] G. D. Clifford *et al.*, « AF Classification from a Short Single Lead ECG Recording: the PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2017 », *Comput. Cardiol.*, vol. 44, p. 10.22489/CinC.2017.065-469, sept. 2017.
- [182] A. H. Gee, R. Barbieri, et D. Paydarfar, « Preterm Infant Cardio-Respiratory Signals Database ». physionet.org, 2017. doi: 10.13026/C2QQ2M.
- [183] « PhysioBank ATM ». Consulté le: 7 novembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>
- [184] « ETSI TR 103 394 V1.1.1 (2018-01) - Smart Body Area Networks (SmartBAN); System Description », iTeh Standards. Consulté le: 31 août 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://standards.iteh.ai/catalog/standards/etsi/907c1d3c-c401-430c-9236-e83240d77dec/etsi-tr-103-394-v1-1-1-2018-01>
- [185] « IEEE Health informatics–PoC medical device communication Part 00101: Guide–Guidelines for the use of RF wireless technology », *IEEE Std 11073-00101-2008*, p. 1-125, déc. 2008, doi: 10.1109/IEEESTD.2008.4736537.

- [186] A. Behloul, P. Combeau, et L. Aveneau, « MCMC Methods for Realistic Indoor Wireless Optical Channels Simulation », *J. Light. Technol.*, vol. 35, n° 9, Art. n° 9, mai 2017, doi: 10.1109/JLT.2017.2662939.
- [187] A. Behloul, « Simulation du canal optique sans fil. Application aux télécommunications optique sans fil », déc. 2016. Consulté le: 20 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.semanticscholar.org/paper/Simulation-du-canal-optique-sans-fil.-Application-Behloul/4f1f139bba70555b22dbd7801ed6c7a050a81c94>
- [188] A. Behloul, P. Combeau, L. Aveneau, S. Sahuguede, et A. Julien-Vergonjanne, « Efficient Simulation of Optical Wireless Channel Application to WBANs with MISO Link », *Procedia Comput. Sci.*, vol. 40, p. 190-197, janv. 2014, doi: 10.1016/j.procs.2014.12.027.
- [189] « RaPSor Free Download ». Consulté le: 20 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://rapsor.soft112.com/>
- [190] B. Foundation, « blender.org - Home of the Blender project - Free and Open 3D Creation Software », blender.org. Consulté le: 30 octobre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.blender.org/>
- [191] P. Combeau *et al.*, « Optical Wireless Channel Simulation for Communications Inside Aircraft Cockpits », *J. Light. Technol.*, vol. 38, n° 20, p. 5635-5648, oct. 2020, doi: 10.1109/JLT.2020.3003989.
- [192] M. Patel et J. Wang, « Applications, challenges, and prospective in emerging body area networking technologies », *IEEE Wirel. Commun.*, vol. 17, n° 1, p. 80-88, févr. 2010, doi: 10.1109/MWC.2010.5416354.
- [193] A. Julien-Vergonjanne, S. Sahuguède, et L. Chevalier, « Optical Wireless Body Area Networks for Healthcare Applications », in *Optical Wireless Communications: An Emerging Technology*, M. Uysal, C. Capsoni, Z. Ghassemlooy, A. Boucouvalas, et E. Udvary, Éd., in Signals and Communication Technology. , Cham: Springer International Publishing, 2016, p. 569-587. doi: 10.1007/978-3-319-30201-0_26.
- [194] O. Haddad et M. A. Khalighi, « Enabling Communication Technologies for Medical Wireless Body-Area Networks », in *2019 Global LIFI Congress (GLC)*, juin 2019, p. 1-5. doi: 10.1109/GLC.2019.8864122.
- [195] Behloul, P. Combeau, S. Sahuguède, A. Julien-Vergonjanne, C. Le Bas, et L. Aveneau, « Impact of physical and geometrical parameters on visible light communication links », in *2017 Advances in Wireless and Optical Communications (RTUWO)*, nov. 2017, p. 73-76. doi: 10.1109/RTUWO.2017.8228508.
- [196] S. N. Kasarova, N. G. Sultanova, C. D. Ivanov, et I. D. Nikolov, « Analysis of the dispersion of optical plastic materials », *Opt. Mater.*, vol. 29, n° 11, p. 1481-1490, juill. 2007, doi: 10.1016/j.optmat.2006.07.010.
- [197] « Fichier STL petit bébé modèle imprimé en 3D 🖨️ • Modèle à télécharger et à imprimer en 3D • Cults ». Consulté le: 4 décembre 2023. [En ligne]. Disponible sur: <https://cults3d.com/fr/mod%C3%A8le-3d/divers/little-baby-3d-print-model>
- [198] F. Shaffer et J. P. Ginsberg, « An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms », *Front. Public Health*, vol. 5, p. 258, sept. 2017, doi: 10.3389/fpubh.2017.00258.
- [199] A. H. Gee, R. Barbieri, D. Paydarfar, et P. Indic, « Predicting Bradycardia in Preterm Infants Using Point Process Analysis of Heart Rate », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, n° 9, p. 2300-2308, sept. 2017, doi: 10.1109/TBME.2016.2632746.
- [200] K. Javorka *et al.*, « Heart rate variability in newborns », *Physiol. Res.*, vol. 66, n° Suppl 2, p. S203-S214, sept. 2017, doi: 10.33549/physiolres.933676.

- [201] « Bluetooth Toolbox ». Consulté le: 20 décembre 2023. [En ligne]. Disponible sur:
<https://fr.mathworks.com/products/bluetooth.html>
- [202] J. F. Wakerly, *Digital Design - Principles and Practices: 3rd Edition*. JA KUBU.

Annexe 1. Construction des blocs CAN et CNA

Théoriquement, la CAN consiste à associer un mot binaire à chaque échantillon ECG. A l'aide de la plage d'entrée $[ECG_{max} - ECG_{min}]$, et la résolution n , on détermine le quantum de la conversion $q = (ECG_{max} - ECG_{min})/2^{(n-1)}$ qui constitue la plus petite variation de l'amplitude du signal d'entrée entraînant une modification du code binaire de sortie. Le signal ECG normalisé s'exprime donc par :

$$ECG_{normalisé} = \frac{ECG}{q} \quad (0-1)$$

La numérisation du signal normalisé est ensuite réalisée par la méthode de reste de la division successive par 2 [202] afin de construire le signal ECG numérique.

Afin de reconstruire le signal ECG analogique correspondant, une conversion numérique-analogique (CNA) est appliquée sur ce signal numérique. La CNA est le processus inverse de la CAN. En effet, en fonction de n et q définis, elle consiste à reconvertir chaque mot binaire de n bits à un échantillon ECG. Cette conversion se fonde sur la sommation pondérée des bits pour produire l'amplitude analogique correspondante. Le signal ECG contient des valeurs positives et des valeurs négatives. Pour assurer une conversion précise, le format complément à deux est couramment associé au processus de CNA pour représenter et gérer les amplitudes négatives de manière cohérente [202]. Ceci consiste à convertir l'ECG binaire à n bits à complément à deux à son format décimal comme suit :

$$ECG_{decimal} = Bit_{ECG_{MSB}} \times 2^{n-1} + \sum_{k=0}^{n-2} Bit_{ECG} \times 2^k \quad (0-2)$$

Avec $Bit_{ECG_{MSB}}$ est le bit du poids fort MSB (more significant bit) qui est un '1' pour les valeurs négatives et un '0' pour les valeurs positives.

Enfin, le signal ECG analogique reconstruit s'exprime par :

$$ECG_{analogreconstruit} = q \times ECG_{decimal} \quad (0-3)$$

La Figure III-7 illustre le processus de l'implémentation des blocs CAN et CNA. Pour les valider, on a considéré l'exemple de 5s du signal ECG_a à partir duquel on a déterminé q . Ensuite, la normalisation et la numérisation décrites précédemment ont été appliquées pour obtenir le signal ECG numérique ECG_{bin} . Sur ce signal, on a appliqué le processus inverse en utilisant le codage à complément à deux décrit par l'équation III.1 et on a construit le signal ECG analogique brut correspondant à l'aide de l'expression III.3.

On observe donc que le signal ECG numérisé est bien reconstruit en son format analogique.

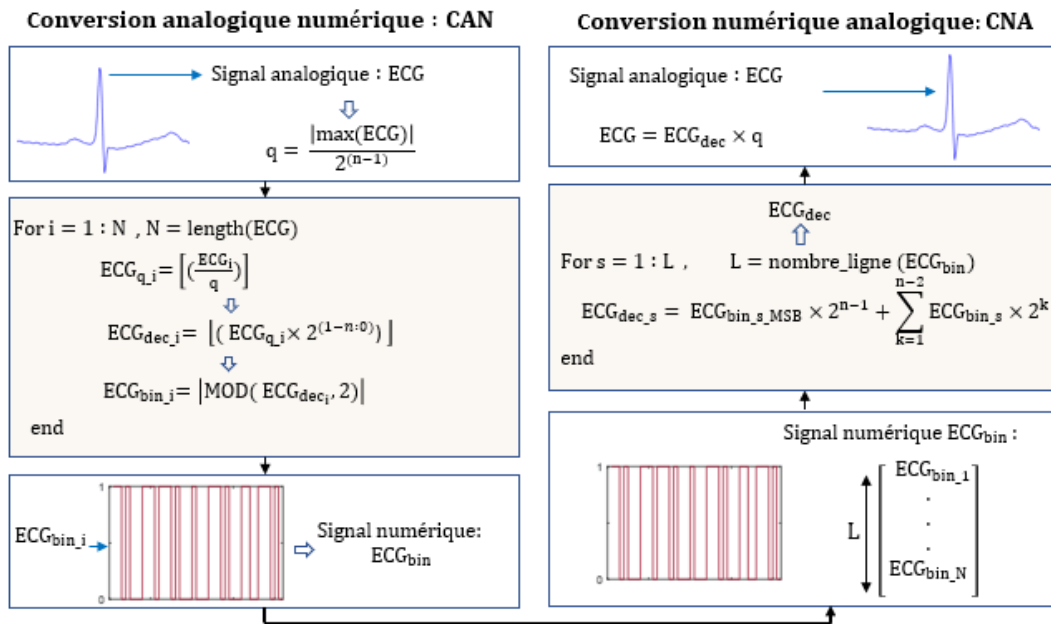


Illustration du processus de la construction des blocs CAN et CNA

Annexe 2. Exemple d'un Fichier scene.xml

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8"?>
<scene physics="Light" script="yes">
  <frequencieslist>3000000000000</frequencieslist>

  <area noFace="true">-1 -1 8 8</area>
<simulator model="MC Ray Shooting" mode="SIMO">
  <nbRay>15000000</nbRay>
  <nbThreads>8</nbThreads>
  <useDirect>yes</useDirect>
  <onlyLastReflection>no</onlyLastReflection>
  <step>1.5e-10</step>
  <length>6e-08</length>
</simulator>
<spatialstructure>BVH</spatialstructure>
<reflectionNumber>3</reflectionNumber>
<!-- Generic transmitter, position and direction with a cosinus radiation pattern -->
<brdf name="general" model="Lambertian">
  <rho>0.8</rho>
</brdf>
<brdf name="ceiling" model="Lambertian">
  <rho>0.8</rho>
</brdf>
<brdf name="floor" model="Lambertian">
  <rho>0.8</rho>
</brdf>
<Receiver model="Disc">
  <position>3.05 3 2.8</position>
  <direction>-0.5 -0.5 -0.7071</direction>
  <area>0.0000345</area> <!-- 1 cm2 -->
  <fov>45</fov>
</Receiver>
<receivers model="Disc">
  <receiver>
    <position>3.05 3 2.8</position>
    <direction>-0.5 -0.5 -0.7071</direction>
    <area>0.0000345</area> <!-- 1 cm2 -->
    <fov>45</fov>
  </receiver>

  <receiver>
    <position>3.05 3.6 2.8</position>
    <direction>-0.5 0.5 -0.7071</direction>
    <area>0.0000345</area> <!-- 1 cm2 -->
    <fov>45</fov>
  </receiver>

  <receiver>
    <position>3.65 3 2.8</position>
    <direction>0.5 -0.5 -0.7071</direction>
    <area>0.0000345</area> <!-- 1 cm2 -->
    <fov>45</fov>
  </receiver>
</receivers>

```

```

</receiver>

<receiver>
<position>3.65 3.6 2.8</position>
<direction>0.5 0.5 -0.7071</direction>
<area>0.0000345</area> <!-- 1 cm2 -->
<fov>45</fov>
</receiver>
</receivers>
<!-- incubator -->
<object name="objet4">
<color>1 0 0</color>
<position>0.05 0.6 0</position>
<direction>0 0 1</direction>
<brdf name="support.001" model="Lambertian"><rho>0.6</rho></brdf>
<brdf name="couveuse" model = "Dielectric"><etha>1.48</etha></brdf>
<OBJFile>
  <pathFile>C:\Users\chehbp01\Documents\rapsor2021\bin\Test_couveuse\Service8couveuses\CouveuseAvecPlexi5mm.obj</pathFile>
</OBJFile>
</object>
<!-- baby -->
<object name="objet2">
<color>1 0 0</color>
<position>0.4 0.882 1.28</position>
<direction>0 0 1</direction>
<Transmitter model="Surface">
  <position>0.4 0.882 1.322</position>
  <direction>0 0 1</direction>
  <area>0.005</area>
<phil2>45</phil2>
</Transmitter>
<brdf name="bebe.005" model="Lambertian"><rho>0.1</rho></brdf>
<OBJFile>
  <pathFile>C:\Users\chehbp01\Documents\rapsor2021\bin\Test_couveuse\Service8couveuses\bebe.obj</pathFile>
</OBJFile>
</object>
  <!-- define the geometry -->
<face brdf="floor">
  <vertices>
    0 0 0
    6.7 0 0
    6.7 6.6 0
    0 6.6 0
  </vertices>
</face>
<face brdf="ceiling"> <!-- the ceiling -->
  <vertices>
    0 0 3
    6.7 0 3
    6.7 6.6 3
    0 6.6 3
  </vertices>
</face>

```

```
<face brdf="general"> <!-- the East wall -->
  <vertices>
    0 0 0
    6.7 0 0
    6.7 0 3
    0 0 3
  </vertices>
</face>
<face brdf="general"> <!-- the West wall -->
  <vertices>
    0 6.6 0
    6.7 6.6 0
    6.7 6.6 3
    0 6.6 3
  </vertices>
</face>
<face brdf="general"> <!-- the South wall -->
  <vertices>
    0 0 0
    0 6.6 0
    0 6.6 3
    0 0 3
  </vertices>
</face>
<face brdf="general"> <!-- the North wall -->
  <vertices>
    6.7 0 0
    6.7 6.6 0
    6.7 6.6 3
    6.7 0 3
  </vertices>
</face>
</scene>
```

Annexe 3. Gain statique obtenu dans Contexte B pour Cas1 et Cas2

Tableau 1 : Gain statique obtenu dans Contexte B pour Cas1 et Cas2

Position	Récepteur	Gain statique Cas1	Gain statique Cas2
Position P1	Rx 1 [3, 0 3, 05 2, 8]m	-60.79	-
	Rx2 [3,6 3,05 2,8] m	-67.66	-
	Rx 3 [3,0 3,65 2,8] m	-67.72	-
	Rx 4 [3,6 3,65 2,8] m	-70.07	-
Position P2	Rx 1	-61.83	-65.3
	Rx 2	-69.14	-72.35
	Rx 3	-69.56	-74.27
	Rx 4	-71.47	-75.22
Position P3	Rx 1	-63.33	-60.28
	Rx 2	-71.59	-66.14
	Rx 3	-71.69	-69.42
	Rx 4	-74.17	-69.16
Position P4	Rx 1	-68.98	-58.82
	Rx 2	-78.12	-65.36
	Rx 3	-77.61	-67.61
	Rx 4	-80.47	-68.46
Position P5	Rx 1	-	-60.56
	Rx 2	-	-67.3
	Rx 3	-	-67.48

	Rx 4	-	-69.83
Position P6	Rx 1	-66.98	-61.5
	Rx 2	-73.31	-68.78
	Rx 3	-76.13	-69.21
	Rx 4	-76.33	-71.1
Position P7	Rx 1	-60.76	-62.5
	Rx 2	-66.57	-70.85
	Rx 3	-70.08	-70.92
	Rx 4	-69.62	-73.38
Position P8	Rx 1	-59.03	-68
	Rx 2	-65.63	-76.94
	Rx 3	-67.9	-76.37
	Rx 4	-68.67	-79.56
Position P9	Rx 1	-60.79	-
	Rx 2	-67.66	-
	Rx 3	-67.73	-
	Rx 4	-70.08	-

Liste des abréviations

Abréviation	Définition
ECG	Electrocardiogramme
NICUs	Neonatal intensive care units
RF	Radio fréquences
OWC	Optical wireless communication
UV	Ultraviolet
IR	Infrarouge
TEB	Taux d'erreur binaire
BER	Bit error rate
SNR	Signal to noise ratio
SQIs	Signal quality indices
IM/DD	Intensity modulation /Direct Detection
OMS	Organisation mondiale de la Santé
CAM	Carnation Ambulatory Monitor
FA	Fibrillation auriculaire
Wifi	Wireless fidelity
ISM	Industrial, scientific and medical
BLE	Bluetooth low energy
VFC	Variabilité de la fréquence cardiaque
LPWAN	Low power wide area network

ANT	Adaptive network technology
RFID	Radio frequency identification
PPG	Photopléthysmogramme
MedRadio	Medical device radiocommunication
NFC	Near field communication
IoT	Internet des Objets
RGPD	Règlement général de protection des données
DAS	Débit d'absorption spécifique
LED	Diode électroluminescente
LD	Diode laser
PD	Photodiode
PV	Photovoltaïque
LASER	Light amplification by stimulated emission of radiation
LiFi	Light-fidelity
ITU	International telecommunication union
IEEE	Institute of electrical and electronics engineers
IrDa	Infrared data association
OCC	Optical camera communication
HHI	Heinrich hertz institute
OOK	On-off keying
PPM	Pulse position modulation
OFDM	Orthogonal frequency division multiple access

MHz	Méga hertz
THz	Téra hertz
NRZ	Non-retour à zéro
RZ	Retour à zéro
DC-OFDM	Direct-current biased optical OFDM
ACO-OFDM	Asymmetrically clipped optical OFDM
FSO	Free space optics
LOS	Line of Sight
NLOS	Non-Line-of-Sight
IES	Interférences entre symboles
RMS	Root mean square
PIN	Positive-intrinsic-negative
APD	Photodiodes à avalanche
FOV	Field of view
AWGN	Additive white Gaussian noise
TIA	Amplificateur transimpédance
BAN	Body Area Network
MSE	Mean Square Error
PER	Packet Error Rate
OSI	Open systems interconnexion
Na	Sodium

Ca	Calcium
K	Potassium
SNA	Système nerveux autonome
FC	Fréquence cardiaque
RMSSD	Root mean square of successive differences
SDRR	Standard deviation of the RR intervals
EMG	Electromyogramme
BF	Basse fréquence
AHA	American heart association
DWT	Discrete wavelet transform
EMD	Empirical mode decomposition
ML	Machine Learning
SQA	Signal quality assesment
PCinC	PhysioNet Cardiology Challenge
NN	Neural network
SVM	Support vector machine
NBC	Naive Bayes Classifier
HF	Haute fréquence
SC	Selection combining
CAN	Conversion analogique numérique
RaPSor	Ray Propagation Simulator
RG	Ray-Gathering

RS	Ray-Shooting
SISO	Single-Input Single-Output
SIMO	Single-Input Multiple-Output
MISO	Multiple-Input Single-Output
MIMO	Multiple-Input Multiple-Output
BRDF	Bidirectional reflectance distribution function
CNA	Conversion numérique – analogique
MCRT	Monte Carlo Ray-Tracing
RW	Random Walk
PDF	Probability density function
OCDMA	Optical code division multiple access

Attention, ne supprimez pas le saut de section suivant (page suivante non numérotée)

Etude et mise en œuvre d'un système communicant sans fil et sans radio pour la mesure de paramètres physiologiques des nouveau-nés

La fragilité du système immunitaire chez les personnes âgées, les nouveau-nés et les prématurés augmente leur susceptibilité aux maladies cardiovasculaires et à l'insuffisance cardiaque. En effet, les symptômes des pathologies cardiaques peuvent être très inhabituels et sporadiques chez cette population. Cela nécessite donc un suivi continu de l'activité cardiaque par l'électrocardiogramme (ECG) qui permet une détection précoce des anomalies. Classiquement, les systèmes ECG sont filaires limitant le suivi continu et le confort des patients. Grâce à la technologie, des systèmes ECG portables et sans fil ont été également développés en se basant principalement sur des technologies radio fréquences (RF) efficaces, ce qui permet à ces utilisateurs d'être suivis régulièrement. Cependant, les exigences de sécurité et de confidentialité, la génération d'interférences, les effets néfastes potentiels sur la santé des patients, la congestion du spectre ainsi que l'efficacité énergétique sont des défis pour le déploiement massif des technologies RF dans les scénarios de la santé. Plutôt que se plier aux limitations des systèmes RF, cette thèse se penche sur une solution alternative basée sur les technologies de l'optique sans fil qui permettent des communications sécurisées et écoresponsables. Cette solution consiste en un système de surveillance utilisant une liaison infrarouge entre un émetteur intégrée dans un capteur ECG placé sur le corps de l'utilisateur et des récepteurs placés au plafond de l'environnement. Afin d'étudier les trois contextes de surveillance, le canal optique correspondant a été simulé à l'aide d'une technique de lancer des rayons, associée à la méthode numérique de Monte-Carlo. En tenant compte des spécificités liées au scénario de surveillance, à la population (âge et mobilité) et à l'environnement modélisé (matériau transparent des incubateurs des prématurés), le gain statique caractérisant le canal est ainsi obtenu. Ce gain a été utilisé dans une chaîne développée pour simuler la transmission de l'ECG dans chaque contexte. La fiabilité du système de télésurveillance proposé est ainsi conditionnée par la qualité de l'ECG transmis qui a été évaluée au niveau applicatif à l'aide de la méthode des indices de qualité du signal (SQIs). Les SQIs consistent à extraire les caractéristiques spectrales et statistiques de l'ECG. De plus, vu son utilité dans le suivi du développement des prématurés, la variabilité de la fréquence cardiaque (VFC) a été également analysée par le calcul des paramètres temporels qui caractérisent les intervalles RR. L'objectif principal consiste à évaluer l'impact des performances de transmission optique sur les indices de qualité SQIs. À cette fin, une approche d'analyse générale a été mise en œuvre pour étudier conjointement l'évolution des (SQIs) et des paramètres temporels de la (VFC) au niveau applicatif en fonction des métriques classiques au niveau physique, à savoir (SNR) et (TEB). Les résultats de cette recherche ont montré le potentiel de l'utilisation de l'optique sans fil dans de tels contextes médicaux pour proposer une solution fiable et économe en énergie. En effet, dans les trois cas d'étude, des signaux ECG de qualité suffisante pour des diagnostics fiables ont été obtenus à des niveaux de puissance optique émise modérés, ce qui est important pour un système de télésurveillance médicale portable.

Mots-clés : Communication optique sans fil, Télésurveillance, Electrocardiogramme, Indice de qualité du signal, Variabilité de la fréquence cardiaque, Mobilité



Study and implementation of a wireless and radio-free system for the measurement of physiological parameters in newborns

The weak immune systems in the elderly, newborns and preterm infants increase their susceptibility to cardiovascular disease and heart failure. Indeed, symptoms of cardiac pathology can be quite unusual and sporadic in this population. This requires continuous monitoring of cardiac activity by electrocardiogram (ECG), which enables early detection of abnormalities. Conventionally, ECG systems are wired, limiting continuous monitoring and patient comfort. Thanks to technology, portable and wireless ECG systems have also been developed, based mainly on efficient radio frequency (RF) technologies, which enable these users to be monitored regularly. However, security and privacy requirements, interference generation, potential harmful effects on patient health, spectrum congestion and energy efficiency are challenges for the massive deployment of RF technologies in healthcare scenarios. Instead of relying on the limitations of RF systems, this thesis focuses on an alternative solution based on optical wireless technologies that enable safe and environmentally-friendly communications. This solution consists of a monitoring system using an infrared link between a transmitter embedded in an ECG sensor placed on the user's body and receivers placed on the ceiling of the environment. In order to study the three monitoring contexts, the corresponding optical channel was simulated using a ray-tracing technique combined with the numerical Monte-Carlo method. Considering the specificities of the monitoring scenario, the population (age and mobility) and the modeled environment (transparent material of premature baby incubators), the static gain characterizing the channel was obtained. This gain was used in a chain developed to simulate ECG transmission in each context. The reliability of the proposed remote monitoring system is thus conditioned by the quality of the transmitted ECG signal. This has been assessed at application level using the Signal Quality Index (SQI) method, which consists in extracting spectral and statistical characteristics from the ECG. In addition, given its usefulness in monitoring the development of premature infants, heart rate variability (HRV) has also been analyzed by computing the temporal parameters that characterize RR intervals in an ECG. The main objective is to assess the impact of time-varying optical transmission performance on the quality of the received ECG signal, in order to design a less intrusive, reliable and cost-effective system for remote ECG signal monitoring. SQIs consist in extracting spectral and statistical characteristics from the ECG. In addition, given its usefulness in monitoring the development of premature infants, heart rate variability (HRV) was also analyzed by computing the temporal parameters that characterize RR intervals. The main objective is to assess the impact of optical transmission performance on ECG quality metrics. For this purpose, a general analysis approach was implemented to jointly study the evolution of (SQIs) and VFC temporal parameters at the application level as a function of classical metrics at the physical level, namely (SNR) and (BER). The results of this research showed the potential of using wireless optics in such medical contexts to provide a reliable and energy-efficient solution. Indeed, in all three cases investigated, ECG signals of sufficient quality for reliable diagnoses were obtained at moderate levels of transmitted optical power, which is important for a portable medical remote monitoring system.

Keywords: Optical wireless communication, Remote monitoring, Electrocardiogram, Signal quality index, Heart rate variability, Mobility

